

Principios básicos de ecografía

Francis O. Walker, MD

PUNTOS CLAVE

- En ecografía neuromuscular, se emplea por lo general un transductor lineal, que suele contener una fila de varios cientos de elementos piezoeléctricos cristalinos o cerámicos que convierten la energía eléctrica en ondas de sonido, que a continuación se reflejan en los tejidos, y los elementos convierten el sonido reflejado en un impulso eléctrico. El transductor se encuentra en modo de recepción (en lugar de en modo de transmisión) más del 99% del tiempo.
- El sonido es una onda de presión que viaja a velocidades variables, dependiendo del tejido por el que se desplaza. Los dispositivos ecográficos utilizan la suposición de que el sonido viaja a una velocidad media de 1.540 m/s para calcular la profundidad de los ecos de retorno.
- A medida que el sonido viaja a través del tejido, se reflejará (o enviará un eco) a partir de las estructuras densas, pero también se atenúa a medida que se propaga por el tejido, de modo que las frecuencias mayores se atenúan más que las menores. Por este motivo, los transductores de mayor frecuencia son capaces de producir imágenes de alta calidad de las estructuras superficiales, pero no de las más profundas.
- La mayor parte de la ecografía neuromuscular se realiza en modo B (modo de brillo), que también se denomina imagen en tiempo real. El sonido se transmite y se recibe de forma continua por el transductor, y los impulsos de retorno se evalúan por un ordenador, utilizando suposiciones y fórmulas para producir una representación visual que incorpora resolución espacial y temporal, además de la intensidad del eco.

Pocos clínicos especializados en medicina neuromuscular están familiarizados con los principios físicos fundamentales de la ecografía. Este capítulo está diseñado para explicarles el modo de manejar el instrumento de un modo cualitativo. Se pretende mostrar cómo la ingeniería determina lo que aparece en la pantalla y cómo la comprensión de este proceso ayuda a optimizar la imagen mostrada. Esta introducción será adecuada para que el lector utilice y comprenda el aparato y para guiar la lectura posterior de aquéllos que vean la posibilidad de realizar más avances en la técnica. Los aparatos actuales se han diseñado con órganos y tejidos distintos a los nervios y músculos, por lo que pueden lograrse mejoras de la instrumentación si se consigue suficiente aprendizaje por parte de los usuarios experimentados.

Generalidades

Los antiguos griegos conocían la relación fundamental de la luz y el sonido reflejados, como lo revela la historia de Eco y Narciso, en la que un hombre (Narciso) queda ensimismado por la luz reflejada mientras que es inmune a los matices del sonido reflejado (Eco). Es improbable que el creador de esta historia previese el desarrollo del sónar subacuático o de la ecografía médica, pero parece plausible que hubiese comprendido la utilidad de la *ecolocación* como otro modo de percibir el mundo natural.

La naturaleza ha mostrado desde siempre que la ecolocación es de gran utilidad para la percepción, como se refleja en las maravillas biológicas representadas por los murciélagos y las ballenas, animales que utilizan los ecos para cartografiar el espacio en la oscuridad y en aguas profundas, donde la visión no aporta ninguna información. La habilidad que poseen estas criaturas para experimentar el mundo directamente mediante la ecolocación siempre será ajena al ser humano. No podemos replicar las adaptaciones vocales, auditivas y sobre todo corticales cerebrales necesarias para este tipo de experiencia, por lo que debemos emplear un sucedáneo, que es el uso de la energía sonora reflejada para elaborar una representación visual de un espacio anatómico. Para una descripción en profundidad de la ecolocación y de otras experiencias sensitivas específicas en mamíferos no humanos, recomendamos encarecidamente leer el galardonado libro *Sensory Exotica* de Howard Hughes¹.

Casi todos los lectores de este libro ya habrán tenido alguna experiencia con la ecografía, pero incluso para los ecografistas experimentados, es útil comenzar con una revisión de la instrumentación como medio de explicar el modo en el que se crea la imagen ecográfica. La exposición comienza con una descripción del modo en el que comenzar a generar las imágenes con un aparato, seguida por una revisión del transductor y sus elementos, el comportamiento del sonido y los ecos en el tejido humano, así como la forma en la que el aparato ecográfico regula el transductor y traduce los ecos en una imagen. De forma paralela a estas descripciones, se presentan unas comparaciones breves de la ecografía con la tecnología electrodiagnóstica. La patología neuromuscular ha sido estudiada en gran medida, no por otras modalidades de imagen, sino por los signos electrodiagnósticos, por lo que resulta útil conocer esta tecnología. Además, muchos lectores tienen una experiencia considerable con el electrodiagnóstico, lo que les ayudará a comprender la mecánica de la ecografía. También se presentan unas descripciones paralelas sobre la naturaleza de la percepción humana y del modo en el que esto también determina las características de imagen de los instrumentos ecográficos (fig. 1.1).

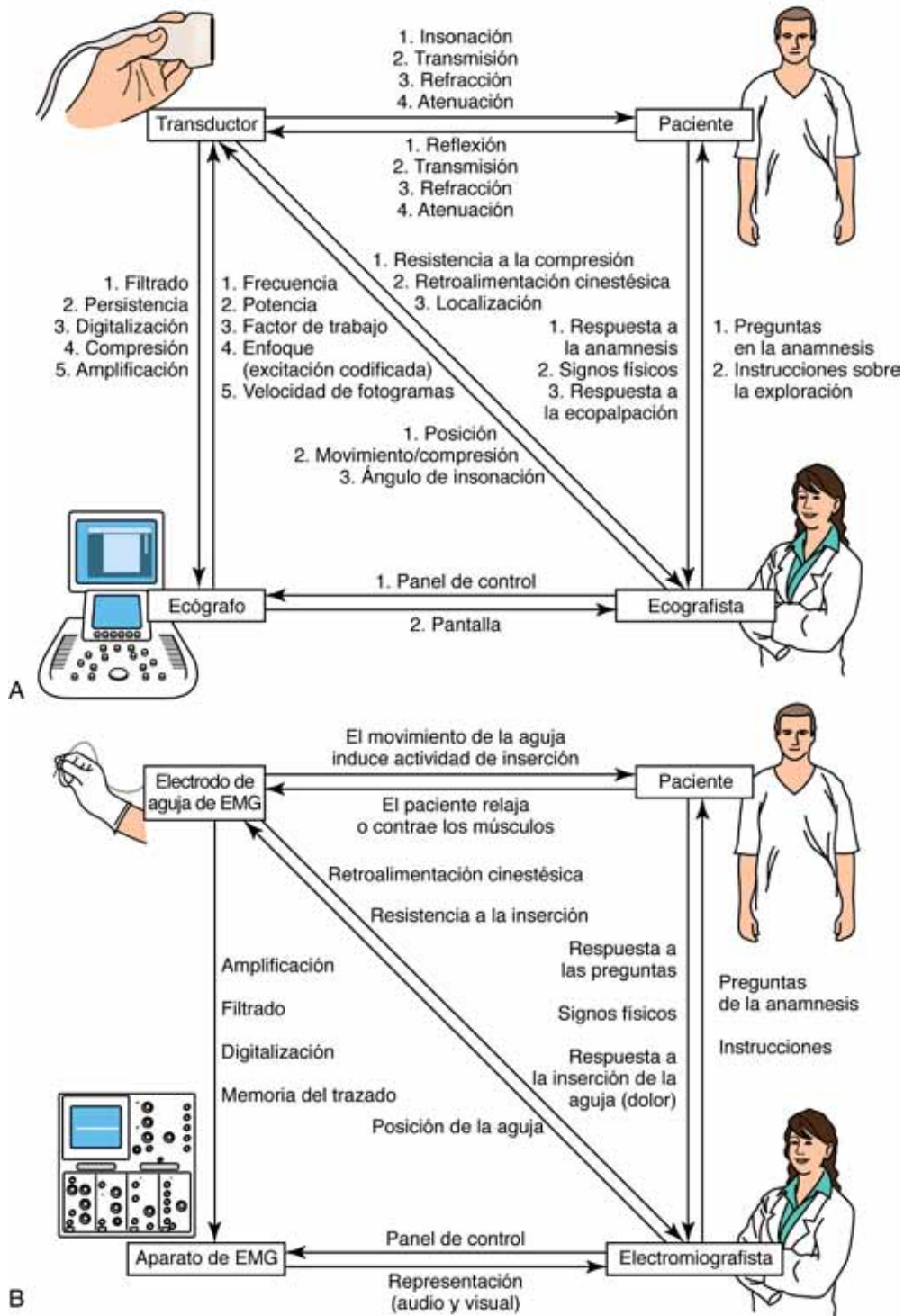


Fig. 1.1. **A**, Esta imagen describe la ecografía usando los cuatro elementos clave implicados: el transductor, el ecógrafo y sus controles, el paciente y el ecografista. Este último coordina la interacción de los cuatro elementos durante la exploración. **B**, La electromiografía, que puede describirse con un esquema similar, se considera en ocasiones una extensión de la exploración física, papel que también se ve ejemplificado por la ecografía neuromuscular. Las flechas de dirección indican los múltiples bucles de retroalimentación que hacen que estas técnicas sean tan interactivas. *EMG*, Electromiografía.



Fig. 1.2. Paneles de control de distintos ecógrafos del año 2010. **A**, Philips IU22. **B**, Biosound Esaote MyLab gold. **C**, GE Logiq. Aunque los aparatos modernos son digitales, sus controles pueden realizar ajustes continuos o en pasos incrementales. El panel de compensación de la ganancia temporal de cada aparato se indica con flechas.

Comienzo: obtención de la imagen

Los ecógrafos tienen una gran cantidad de interruptores, diales y botones que pueden resultar intimidatorios para los principiantes (fig. 1.2). Incluso encontrar el botón de encendido/apagado del aparato, que está siempre en una localización protegida para evitar la desactivación inadvertida, no está exento de dificultad. Sin embargo, una vez que el aparato está encendido, los usuarios comprueban con facilidad que el aparato es bastante intuitivo y puede ser bastante rápido comenzar a utilizarlo. El primer paso es identificar el transductor activo del aparato y aplicarle una capa de gel de acoplamiento, tras lo que puede situarse sobre la muñeca, como se muestra en la figura 1.3. Obsérvese que incluso un transductor lineal tiene una marca en un lado, que corresponde a la marca de la pantalla. Esta última siempre debe aparecer en la esquina superior izquierda de la pantalla y el transductor debería situarse de modo que la marca del mismo apunte en sentido cefálico en el paciente para las imágenes sagitales y al lado izquierdo del ecografista para las imágenes transversales. Esto produce imágenes que están orientadas del mismo modo que en la tomografía computarizada (TC) o la resonancia magnética (RM). Sin embargo, debería observarse que esta convención no se ha seguido de forma rutinaria en la ecografía neuromuscular, por lo que no todas las imágenes más antiguas de este texto están orientadas de este modo. En especial, las imágenes sagitales del nervio mediano en la muñeca se han representado con frecuencia del modo contrario en la bibliografía, de forma que el lado izquierdo de la pantalla muestra la porción distal de la muñeca, pero esta es una orientación no deseable, basada en la convención ecográfica y debería evitarse². En el cuadro 1.1 pueden consultarse otras consideraciones generales a la hora de realizar ecografía neuromuscular.

Durante la exploración ecográfica de la muñeca, la base de la palma debería estar apoyada con comodidad en el antebrazo del paciente o en otra estructura de soporte. Debería obtenerse una imagen de los contenidos del túnel carpiano y, posiblemente, de la arteria radial y/o cubital. La anchura de la imagen corresponde a la superficie de contacto de un transductor lineal (fig. 1.4) o a los ángulos radiales del



Fig. 1.3. Transductor situado sobre la muñeca. Los dedos cubren el indicador del borde del transductor y éste se sujeta de modo que se obtenga una imagen transversal del nervio mediano en la muñeca.

Cuadro 1.1 Consideraciones generales para la ecografía neuromuscular

1. Se debe utilizar un transductor lineal con una frecuencia ≥ 12 MHz.
2. La sala de ecografía debe disponerse de modo que el ecografista pueda ver al paciente y al ecógrafo de forma simultánea (v. fig. 1.25).
3. Siempre debe colocarse el marcador del transductor (que corresponde a la esquina superior izquierda de la pantalla de ecografía) a la izquierda del ecografista en las imágenes transversales y hacia la cabeza del paciente en las imágenes sagitales.
4. Durante la exploración, la profundidad, el foco, la ganancia y la compensación de la ganancia temporal deberían ajustarse para optimizar la visualización de la estructura de interés.
5. Si se dispone de Doppler, debería usarse para confirmar el flujo intravascular.
6. Hay que obtener y grabar imágenes de cada estructura de interés al menos en dos proyecciones. Por ejemplo, en los pacientes con síndrome del túnel carpiano, deberían obtenerse y grabarse imágenes transversales y sagitales del nervio mediano.
7. Se deben etiquetar las estructuras de interés usando las herramientas de anotación del ecógrafo y grabar las imágenes clave. Estas imágenes pueden imprimirse, grabarse en el disco duro del ecógrafo o cargarse en un sistema de archivo y comunicación de imágenes.

mismo si es curvo (v. figs. 4.2 y 4.14). El gel de acoplamiento, además de aumentar la penetración del sonido, permite que el transductor se deslice a la derecha/izquierda o en sentido distal/proximal para encontrar la imagen óptima del tejido situado en la proximidad de la zona de contacto inicial del transductor. Éste también se puede angular en sentido distal o proximal, ejerciendo una ligera presión. Por lo general, las estructuras se visualizan con el transductor perpendicular a la superficie cutánea, pero los ajustes angulares tienen un interés considerable y se describen más adelante. No se debe utilizar más presión de la necesaria para la exploración; una presión excesiva puede deformar las estructuras de interés y puede ser fatigoso para el ecografista e incómodo para el paciente (fig. 1.5). Para ayudar a los demás a orientarse en una imagen, puede ser útil incluir una referencia reconocible (bifurcación vascular, borde óseo, etc.).

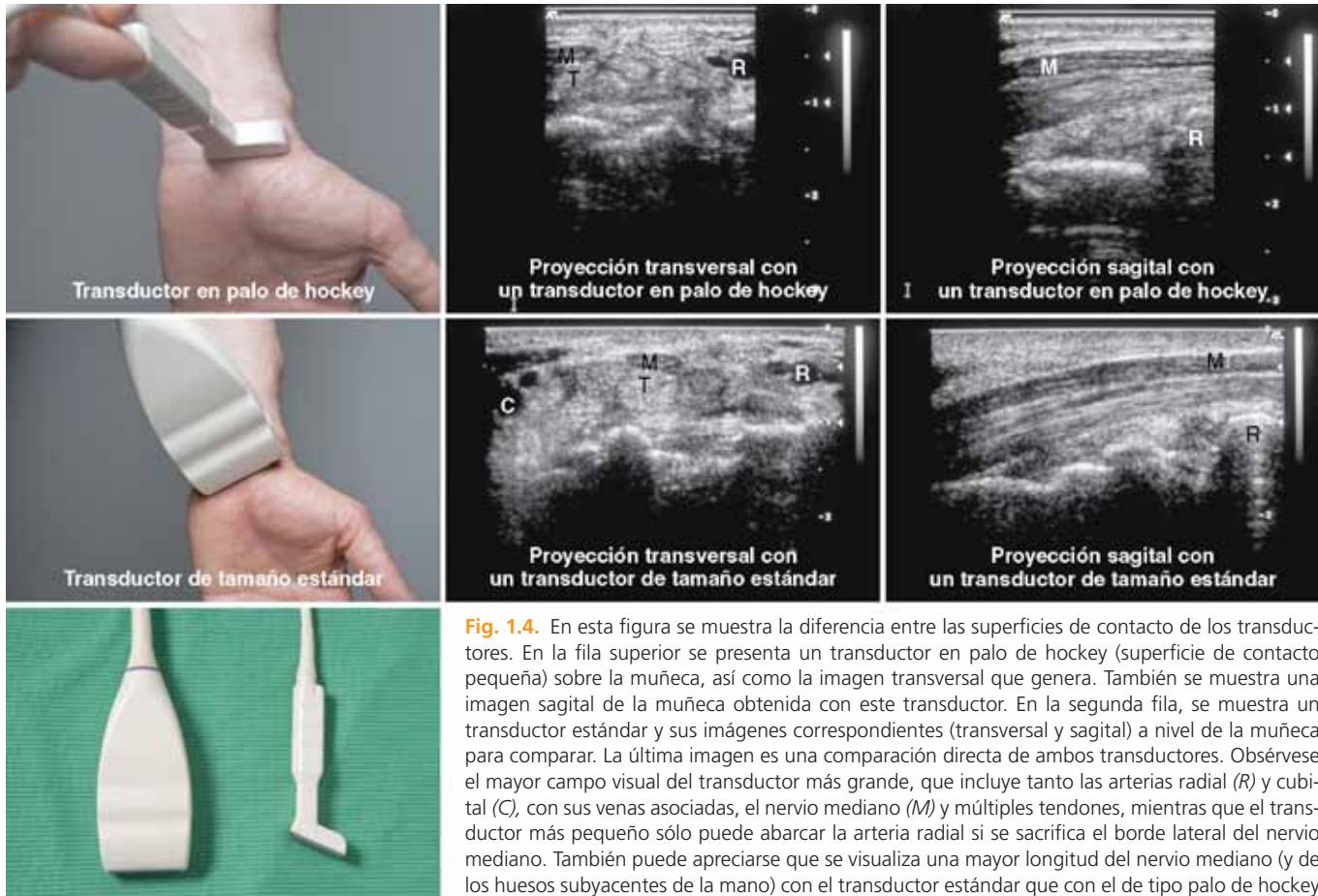


Fig. 1.4. En esta figura se muestra la diferencia entre las superficies de contacto de los transductores. En la fila superior se presenta un transductor en palo de hockey (superficie de contacto pequeña) sobre la muñeca, así como la imagen transversal que genera. También se muestra una imagen sagital de la muñeca obtenida con este transductor. En la segunda fila, se muestra un transductor estándar y sus imágenes correspondientes (transversal y sagital) a nivel de la muñeca para comparar. La última imagen es una comparación directa de ambos transductores. Obsérvese el mayor campo visual del transductor más grande, que incluye tanto las arterias radial (R) y cubital (C), con sus venas asociadas, el nervio mediano (M) y múltiples tendones, mientras que el transductor más pequeño sólo puede abarcar la arteria radial si se sacrifica el borde lateral del nervio mediano. También puede apreciarse que se visualiza una mayor longitud del nervio mediano (y de los huesos subyacentes de la mano) con el transductor estándar que con el de tipo palo de hockey en las proyecciones sagitales. Obsérvese el artefacto de reverberación por debajo del radio en la segunda fila. También puede observarse en las imágenes sagitales que las estructuras distales están a la izquierda, pues estas imágenes más antiguas no siguen la convención estándar.

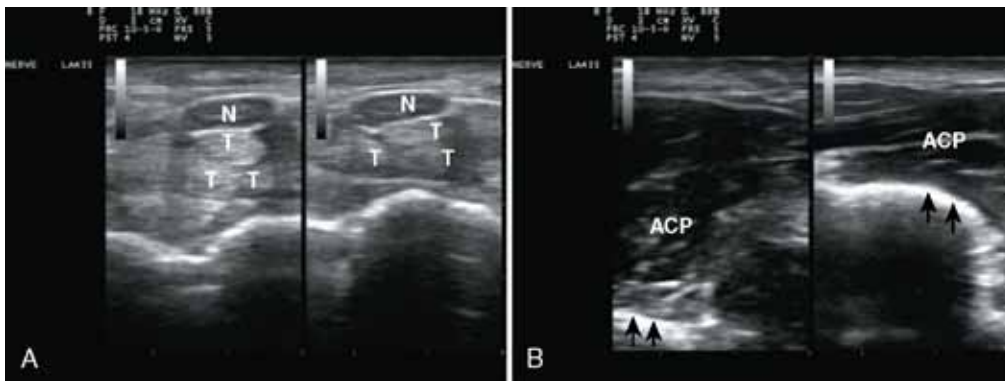


Fig. 1.5. Estas imágenes muestran los efectos de la compresión sobre el nervio y el músculo. **A,** Ambas imágenes son proyecciones axiales del nervio mediano en el pliegue distal de la muñeca. Obsérvese que con una compresión mínima (imagen de la izquierda) y una compresión máxima (imagen de la derecha) se produce un cambio pequeño del grosor o la forma del nervio, incluso aunque la distancia entre el nervio y el radio es menor con una mayor presión. **B,** Ambas imágenes son proyecciones axiales en la zona media del metacarpo (*flechas*), a través del músculo abductor corto del pulgar (ACP). La imagen de la izquierda corresponde a una compresión mínima con el transductor, mientras que la de la derecha corresponde a una compresión máxima. Obsérvese que la presión reduce el grosor del músculo casi un 50%. La máxima presión a nivel del túnel carpiano produce menos deformación que sobre el abductor corto del pulgar porque los tendones y nervios son menos compresibles/desplazables que el músculo esquelético.

Se pueden realizar varios ajustes para cambiar la presentación una vez que se obtiene la imagen deseada. Un mando del panel del ecógrafo ajusta la profundidad del campo de visión³, que debería ser suficiente para abarcar la estructura o estructuras de interés. La pantalla se calibra para indicar la profundidad y sirve de referencia útil en las imágenes para su publicación (v. fig. 1.4). La característica de

zoom del aparato permite que el usuario se centre en el detalle de interés, que se amplía para que ocupe toda la pantalla con un ligero aumento de resolución. A diferencia de la RM y la TC, que están diseñadas para registrar automáticamente unos cortes corporales estándar, la ecografía requiere que el médico realice la exploración con múltiples posiciones y ángulos del transductor, y que maneje

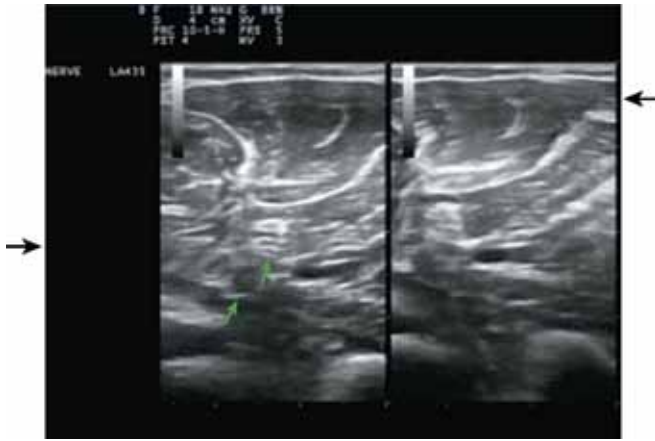


Fig. 1.6. Imágenes del nervio mediano en el antebrazo, a nivel de la bifurcación de la arteria braquial, por debajo del pronador redondo. En la imagen de la izquierda, la zona focal está a nivel del nervio mediano y en la derecha, la zona focal está justo bajo la superficie (*flechas negras*). Obsérvese que el detalle de la estructura del nervio mediano se define mejor en la izquierda (*flecha verde superior*), al igual que el perfil de la arteria braquial (*flecha verde inferior*) que en la derecha.

los controles para captar las imágenes bidimensionales (2D) más informativas con fines de documentación. Una mayor profundidad de campo (bajo aumento) y un zoom más elevado (mayor aumento) son análogos a la potencia de la lente de un microscopio (el menor aumento es útil para orientarse y para buscar anomalías, mientras que un mayor aumento se usa para captar los detalles de los cambios patológicos). En casos de enfermedad difusa, un menor aumento (mayor profundidad de campo, como sucede en las miopatías difusas) puede ser la opción preferida.

El brillo de la imagen se puede controlar con los diales de potencia y ganancia del aparato³. El dial de potencia controla la cantidad de energía sonora transmitida al tejido y el de ganancia controla la amplificación de los ecos sonoros de retorno. Estos diales tienen unas funciones similares, pero no idénticas y necesitan ajustarse para mostrar de forma óptima las estructuras de interés. Los diales tienen una analogía con la fotografía: el dial de potencia en este caso controla la intensidad del flash y el de ganancia controla básicamente la velocidad de la película (de modo que las películas más rápidas, es decir, más sensibles, son equivalentes a una mayor ganancia). En el electrodiagnóstico, el dial de potencia controla la intensidad del estímulo⁴, y la ganancia se usa para mostrar la amplitud de la respuesta en el estudio de conducción nerviosa. Tanto en la ecografía como en el electrodiagnóstico, unas intensidades excesivas no ayudan a mejorar el resultado del estudio.

La zona focal, que suele indicarse con marcadores horizontales en la pantalla, ayuda a mejorar la resolución³. El nivel de zonas focales (que son horizontales) debería englobar las estructuras de interés (fig. 1.6). El botón de imagen congelada detendrá la acción en tiempo real del aparato y mostrará un único fotograma. La mayoría de los aparatos almacenan (de forma ajustable) varios segundos de datos en cualquier momento concreto, por lo que cuando se congela una imagen es posible rebobinar despacio múltiples fotogramas previos para capturar el óptimo y almacenarlo. Hay que destacar que las características de rebobinar y reproducir son un estándar de la industria desde hace muchos años, aunque no ha sido hasta hace poco cuando estas funciones sencillas han estado disponibles en los aparatos de electromiografía (EMG). Cualquier imagen congelada puede grabarse para su visualización posterior. Además, muchos aparatos tienen diversas posibilidades de posprocesado para el análisis y el etiquetado de las imágenes.

Transductor

El nombre genérico de *transductor* se refiere a un elemento que transforma un tipo de energía en otra. Todos los órganos receptores biológicos son transductores, al convertir distintos tipos de energía física en impulsos eléctricos que viajan por los nervios; la retina convierte la luz, la cóclea el sonido, las terminaciones nerviosas el calor, etcétera. El músculo es un transductor que funciona a la inversa que los transductores sensitivos, porque convierte la energía eléctrica en energía mecánica, lo que lleva a cabo ayudado por unas reservas amplias de adenosintrifosfato (ATP), con un efecto de potenciación considerable. El acto de levantar objetos pesados comienza en forma de unas pocas descargas neuronales del sistema nervioso central (SNC) del orden de microvoltios, que se transforman con rapidez en una fuerza considerable. De forma similar, los músculos tiroaritenoides, con la ayuda del aire que se espira a la fuerza desde los pulmones, convierten los impulsos eléctricos de las neuronas en energía sonora. En el mundo de los aparatos, la conversión de electricidad en sonido suele realizarse mediante altavoces y el paso inverso se efectúa con micrófonos. Estos instrumentos requieren diafragmas y electroimanes que son demasiado voluminosos para la ecografía médica, en la que se utiliza en su lugar la piezo-electricidad.

Los elementos piezoeléctricos convierten la energía eléctrica en un pulso de energía de onda sonora y viceversa: los ecos resultantes de dicha onda vuelven a convertirse en energía eléctrica³. Una serie de elementos piezoeléctricos crea la energía sonora necesaria para generar los ecos, y las señales eléctricas provocadas por su retorno al transductor caracterizan la interesante función del transductor ecográfico (el dispositivo situado sobre la piel para aplicar y recibir los pulsos sonoros). Es útil comparar el transductor de ecografía con los elementos de contacto usados en electrodiagnóstico. Los electrodos de EMG y de los estudios de conducción nerviosa (ECN) son mucho más simples en su construcción, porque registran y transmiten señales eléctricas sin necesidad de convertirlas a un tipo distinto de energía. Para los ECN, hay un par de electrodos para aplicar la energía eléctrica y otro par para registrarla⁴. Estos electrodos consisten en un elemento de metal expuesto en forma de anillos, discos o agujas (fig. 1.7). Cuando se obtienen las señales eléctricas, bien de forma directa en los instrumentos de electrodiagnóstico, o indirecta con un transductor de ecografía, las señales se filtran y se amplifican por el aparato respectivo para generar una representación que pueda interpretarse. Ambos instrumentos convierten la energía eléctrica en energía luminosa para crear una imagen. En el electrodiagnóstico, la representación es un único punto de intensidad constante que varía en cuanto a desplazamiento vertical (amplitud) a lo largo del tiempo, mientras que en la ecografía, la imagen es una serie 2D de puntos que varían de brillo a lo largo del tiempo. En la EMG, también se produce representación mediante conversión a energía sonora. El sonido suele formar parte de la representación en la ecografía sólo en los estudios de flujo sanguíneo con Doppler. Como sería de esperar por el diseño más complejo de sus elementos, los transductores ecográficos con mucho más caros y más frágiles que los electrodos de electrodiagnóstico.

Los libros de texto sobre EMG dedican varias páginas a describir las características específicas de los electrodos de EMG, porque unas diferencias de estructura sutiles pueden producir diferencias menores, pero probadas, en las características del registro (v. fig. 1.7)⁴. En la ecografía, la función del transductor es más compleja que un simple electrodo de registro y se relaciona estrechamente con el aparato, por lo que los ecografistas tienden a fijarse menos en las consecuencias predecibles de las variaciones menores del diseño y más en averiguar cuál es el mejor modo de crear una imagen óptima con la tecnología disponible. La siguiente

descripción de los transductores sirve para destacar sus limitaciones y posibilidades a la hora de evaluar a los pacientes con enfermedad neuromuscular.



Fig. 1.7. **A**, Material necesario para realizar estudios electrodiagnósticos: cinta métrica para medir las distancias entre los sitios de estimulación y de registro, cinta adhesiva para fijar los electrodos de superficie, diversos electrodos de registro de superficie (anular, barra, disco, placa) y un electrodo de estimulación. Se muestran dos tipos de electrodos de aguja de EMG (el más largo es monopolar y el más corto es concéntrico); alcohol para descontaminar la piel y crema electrolítica para reducir la impedancia cutánea. **B**, Transductor de ecografía usado para contactar con la piel del paciente, junto con el gel empleado para aumentar la transmisión del sonido a través de la piel. Hay que señalar que el gel de ecografía funciona bien como crema conductora para el electrodiagnóstico, pero no a la inversa. No resulta sorprendente que el tiempo necesario para preparar la exploración ecográfica sea menor que para el electrodiagnóstico.

Estructura compuesta

En realidad, un transductor ecográfico contiene una serie de múltiples transductores piezoeléctricos diminutos, cada uno de los cuales proporciona una única línea de datos ecográficos (fig. 1.8). Al unir de forma continua estas líneas de datos, la pantalla crea una imagen 2D del mismo modo que las antiguas pantallas de televisión creaban imágenes a partir de líneas paralelas³. Hay transductores ultrasónicos de formas muy variadas. Cuando se usa la ecografía para explorar el corazón, es útil contar con una superficie curva de modo que, cuando el transductor se coloca sobre las costillas, pueda barrer un área tisular mayor a través de una pequeña abertura². Los transductores internos para la ecografía vaginal, rectal y esofágica tienen formas que se adaptan a los requisitos anatómicos para su uso³. En su grado más extremo, se pueden usar transductores de ecografía endovascular para explorar las paredes arteriales⁵. Todos estos dispositivos cuentan con distintas disposiciones de transductores o con un transductor o serie de transductores motorizados. Para la ecografía neuromuscular, el transductor más utilizado es el de tipo lineal, porque la mayoría de los planos de exploración son compatibles con esta forma. En ocasiones, un transductor en palo de hockey, que es un transductor lineal con una superficie de contacto menor y un mango ampliado, resulta útil para la exploración alrededor de las superficies óseas, como el epicóndilo medial.

Miniaturización con la piezoelectricidad

El principio fundamental en el que se basan los transductores de ecografía es la piezoelectricidad, una propiedad intrínseca de distintos tipos de materiales especiales³. Este fenómeno fue descrito por primera vez en los cristales de cuarzo. Mientras que el cuarzo no cristalino contiene una disposición desordenada de moléculas de dióxido de carbono, los cristales de cuarzo están formados por un entramado ordenado que está determinado por las cargas electrostáticas de las moléculas individuales, que en ocasiones tienen una configuración polar asimétrica. La aplicación de una corriente a través de este entramado provoca la absorción de energía, modifica las órbitas electrónicas y, como consecuencia, causa cambios de forma del cristal subyacente (fig. 1.9). Esta modificación dimensional abrupta crea un pulso de sonido. La aplicación de estrés mecánico a un cristal de cuarzo, a la inversa, causa una corriente eléctrica, por lo que este material es ideal para su uso en agujas de fonógrafo o en transductores de ecografía.

En la actualidad, se usa el titanato zirconato de plomo³ (una cerámica piezoeléctrica) para los transductores de ecografía. Aunque esta sustancia química no es piezoeléctrica en condiciones naturales, cuando se calienta por encima de 350 °C en un campo electromagnético, se puede inducir rápidamente a las moléculas a asumir una estructura en entramado dipolar que confiere propiedades piezoeléctricas. Cuando se enfría, la aplicación de un voltaje a través de este

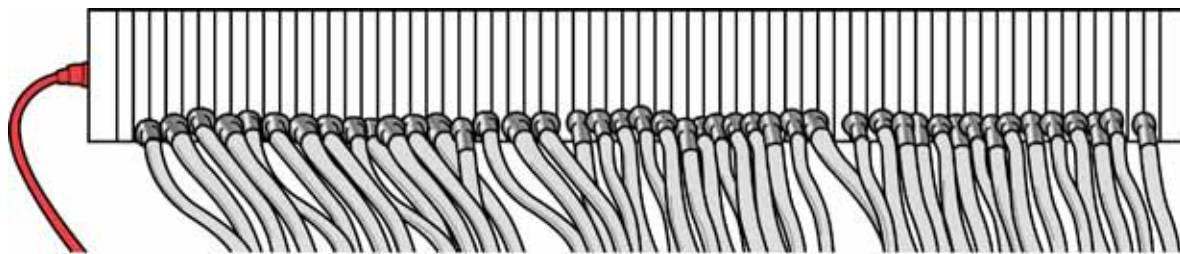


Fig. 1.8. Dibujo esquemático de un transductor de ecografía al que se le ha retirado el material de acoplamiento y la cubierta. Obsérvense los múltiples elementos transductores, cada uno de los cuales tiene su propio contacto eléctrico. El grosor del cable de ecografía (v. fig. 1.7) refleja el hecho de que la mayoría de los transductores necesitan electrodos para cientos de elementos.

material provoca que se engruese o se adelgace a medida que las moléculas suspendidas giran sus dipolos acercándose o alejándose de la carga electrostática. Esta variación de forma, en un pequeño fragmento de material, genera los pulsos de sonido usados en los modernos transductores de ecografía. Estos pequeños fragmentos pueden disponerse de forma lineal, cada uno con su propio electrodo separado, para crear el transductor ecográfico típico.

Cubierta del transductor

La cubierta del transductor de ecografía alberga varios elementos, como los transductores individuales, sus electrodos correspondientes y varias capas de material³. El cable que conecta el transductor al aparato es bastante grueso (v. fig. 1.4), porque contiene tanto los elementos de entrada como de salida de los cientos de transductores miniaturizados que constituyen un transductor lineal típico. En la base del transductor se sitúa un material amortiguador para ayudar a controlar la duración de los pulsos sonoros emitidos por el mismo. Los pulsos sonoros más cortos se asocian a una mejor resolución. Las cuerdas de piano utilizan amortiguadores para potenciar un efecto de *staccato* en cada pulsación de una tecla; cuando se pisa el pedal de *sostenuto* (lo que libera los amortiguadores), la vibración de la cuerda se prolonga, de modo que los sonidos y las notas se fusionan. Por tanto, el material amortiguador aumenta la discriminación que proporciona el sonido pulsado.

Entre la cara de contacto del transductor y la serie de transductores situada bajo ella se insertan capas de acoplamiento³, que ayudan a reducir el desajuste de impedancia entre el transductor y la piel, lo que mejora aún más gracias al gel de acoplamiento. Estos pasos mejoran la transmisión del sonido a través del cuerpo y sin ellos, más del 80% del sonido se reflejaría de vuelta al transductor en la superficie cutánea. Una descripción más detallada del acoplamiento de impedancia acústica puede encontrarse en otras fuentes⁶.

Tecnología de los pulsos sonoros

En su forma más simple, la ecolocación implica un único pulso de sonido, seguido por la evaluación de la secuencia temporal y la intensidad de los ecos de retorno¹. Los murciélagos utilizan sus cuerdas vocales para emitir pulsos cortos de sonido con el fin de crear ecos. Los seres humanos no están bien equipados para esta tarea, pero pueden gritar en un pozo profundo e inferir su profundidad a partir del retraso del sonido de retorno y, en función de la calidad del sonido, tratar de averiguar algún dato sobre los materia-

les reflectantes situados en el pozo. Si las paredes del pozo son de piedra lisa y hay un reservorio de agua en el fondo, el retorno será un eco agudo y nítido, pero si las paredes tienen una capa de musgo y el fondo está cubierto por hojas, se escuchará un sonido más tenue y apagado.

La ecografía también se basa en pulsos de sonido aislados para crear un registro del eco³. El sonido se produce por un elemento del transductor, penetra en los tejidos blandos y atraviesa el cuerpo, de modo que las interfases tisulares situadas a los distintos niveles crean múltiples ecos de intensidades diferentes. En cada interfase, parte del sonido se refleja y otra parte se transmite. Los ecos regresan en momentos diferentes al transductor, que los convierte en una señal de registro. Las latencias de los ecos informan sobre las relaciones espaciales (profundidad de la superficie reflectiva) y su intensidad aporta información sobre los tipos de superficies reflectantes.

El ser humano utiliza sobre todo la visión para cartografiar el espacio, motivo por el cual los datos ecográficos se representan como una imagen. La mayor parte de la visión se basa en una fuente que emite un flujo constante de energía luminosa sobre una escena, como el sol o una bombilla. Esto contrasta con la ecografía, que cartografía el espacio con sonido pulsado; su equivalente sería una luz estroboscópica de pulso rápido. Un eco es la reflexión de todo el pulso sonoro, por lo que cuanto más corto es el pulso, menos probable es que el eco retorne durante el propio pulso, y también que los componentes precoz y tardío de los pulsos secuenciales interfieran entre sí³. Por lo general, un pulso ecográfico de modo B tiene 2-3 ciclos de energía sonora de duración, de modo que a 10MHz, tarda unos 0,2-0,3 μs. Como dato interesante, los murciélagos pueden emitir pulsos de una duración mucho mayor (0,2-100 μs), pero cubren una distancia también mucho mayor, quizá de 50 metros o más. A medida que el murciélago se acerca a un objetivo de interés alimenticio, como una polilla, acorta de forma adecuada la duración de estos pulsos, lo que mejora la localización.

Los transductores de ecografía emiten muchos pulsos sonoros por segundo, lo que constituye la frecuencia de repetición del pulso³. Puede equiparse a la velocidad de fotogramas de una videocámara, y tiene relevancia a la hora de determinar la resolución temporal de la imagen. El *factor de trabajo* es un término que calcula el porcentaje de tiempo que el transductor está emitiendo pulsos en realidad, que es más corto que el tiempo dedicado a recibir ecos. La energía total emitida por un transductor se correlaciona directamente con el factor de trabajo y determina algunos efectos físicos, como el calentamiento tisular.

El tejido responde a los pulsos sonoros insonados mediante la producción de ecos. El aparato debe recrear una imagen a partir de esta información. El modo en el que se lleva a cabo este proceso requiere comprender cómo se comporta el sonido pulsado en el tejido humano.

Sonido: principios fundamentales y su comportamiento en el tejido

Velocidad del sonido

El sonido es una onda de presión viajera. A diferencia de una ola del mar, en la que la dirección de la amplitud (vertical) está en un plano distinto a la dirección de desplazamiento (horizontal), las ondas sonoras consisten en compresiones y rarefacciones alternativas de las moléculas del medio por el que viajan (fig. 1.10). Estas modificaciones pueden medirse mediante la presión, densidad o vibración de las partículas, factores que se consideran variables acústicas³. Al igual que cualquier onda, el sonido tiene unas longitudes de onda, períodos y frecuencias intrínsecos detectables. Todos estos factores están interrelacionados. Sin embargo, la velocidad de propagación del

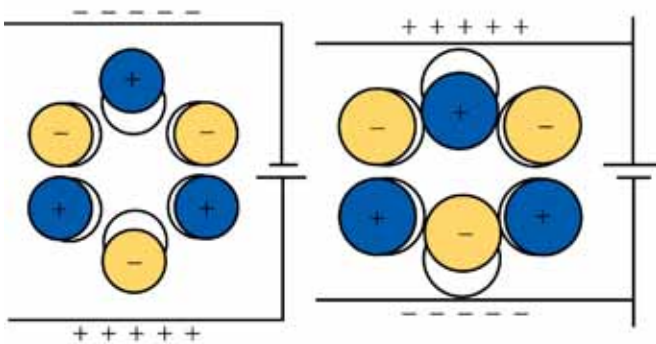


Fig. 1.9. Esquema del modo en el que los materiales piezoeléctricos responden a una corriente eléctrica. Debido a la asimetría intrínseca de la estructura química subyacente, cuando se aplica una corriente, se produce un desplazamiento de los dipolos moleculares, lo que provoca un cambio de la forma del elemento piezoeléctrico.

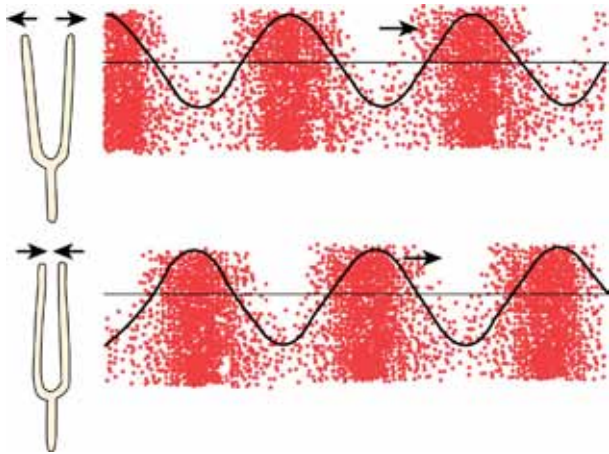


Fig. 1.10. Esquema donde se compara una onda viajera (la onda sinusal superpuesta) con la compresión y rarefacción alternantes de las moléculas que se observan con la onda de compresión de energía sonora.

sonido no es una propiedad de la energía sonora, sino del medio de transmisión. Dicha velocidad se relaciona con la rigidez de un tejido o, con más precisión, con su dureza. Por tanto, el sonido viaja despacio en los gases fáciles de comprimir, más deprisa en los líquidos y tejidos corporales, y su velocidad es máxima en los sólidos. Una idea intuitiva de la propagación del sonido puede derivarse con facilidad a partir de la experiencia con un muelle de juguete de metal flexible de los que «bajan escaleras» (fig. 1.11). La energía mecánica crea ondas estacionarias de rarefacciones y compresiones alternantes de las espirales sucesivas del muelle; estas ondas viajan más deprisa si las espirales están muy juntas y elaboradas de un metal más duro. Cuando es así, descienden las escaleras más rápido que las versiones con las espirales más distanciadas y más laxas (p. ej., de plástico).

La variación de la propagación del sonido en materiales diferentes tiene relevancia tanto a nivel general como en el contexto clínico. Un tren que se aproxima puede detectarse antes si se aplica el oído en el raíl que si se escucha a través del aire para detectar el sonido que crea. Como promedio, el sonido viaja unas 4 veces más rápido por el metal que a través de los tejidos blandos humanos, por donde viaja sólo un poco más rápido que por el agua del mar, y en éstos a su vez, 4 veces más rápido que por el aire. El diamante es la sustancia más dura conocida y también presenta la mayor velocidad de conducción del sonido, unos 12.000 m/s (tabla 1.1).

Detección del rango de ultrasonidos

Un objetivo clave de la ecografía consiste en lograr una representación precisa de las características espaciales de los tejidos humanos. Para medir la profundidad (rango), la ecografía se basa en la secuencia temporal de los ecos de retorno³. Como ya se ha mencionado, la ecografía se basa en una serie de suposiciones para calcular la profundidad. Se asume que el sonido viaja en línea recta desde el transductor hasta el objetivo y de vuelta, que se reflejan suficientes ecos de vuelta al transductor desde las estructuras tisulares relevantes para captarlos y medirlos, y que la velocidad del sonido en los tejidos blandos es lo bastante constante a través de los tejidos para elaborar una medición precisa. Por lo general, estas observaciones son ciertas, y en especial para las estructuras más superficiales evaluadas en la ecografía neuromuscular. De un modo similar a una onda F cuando se realizan estudios electrodiagnósticos⁴, un eco refleja un viaje circular del sonido desde el transductor a la estructura de interés y de vuelta al transductor. Todos los instrumentos ecográficos asumen que el sonido viaja por los tejidos a una velocidad constante de 1.540 m/s, y las imágenes se construyen a partir de



Fig. 1.11. Otra forma de comparar la onda transversal y de compresión; la figura inferior se parece a un muelle de juguete.

Tabla 1.1 Velocidad del sonido en distintas sustancias

Material	Velocidad (m/s)
Aire	331
Grasa	1.450
Agua (50 °C)	1.540
Tejidos blandos humanos	1.540
Cerebro	1.541
Hígado	1.549
Riñón	1.561
Sangre	1.570
Músculo	1.585
Cristalino	1.620
Tendón	1.650
Hielo	3.152
Hueso craneal	4.080
Bronce	4.490
Aluminio	6.400
Diamante	12.000

los ecos basándose en este cálculo. Puede ser más sencillo comprender este número expresado de forma diferente: por cada centímetro de profundidad, el tiempo medio requerido para un viaje circular de un eco en los tejidos blandos humanos es de $13 \mu\text{s}$ ³.

La anchura de una imagen ecográfica representa la suma de grosores de los elementos individuales del transductor presentes en el interior de un transductor ecográfico lineal (v. figs. 1.4 y 1.8)³. En ocasiones la medición de la anchura en el tejido puede ser un poco más precisa que la medición de profundidad, pues no asume una velocidad constante del sonido en el tejido. Sin embargo, debido a que la medición de anchura no tiene en cuenta la refracción del sonido, puede haber una distorsión de dicha anchura cuando el sonido atraviesa capas tisulares de distintas velocidades de transmisión del sonido, si se encuentran oblicuas al ángulo de insonación (véase la sección sobre ecos oblicuos más adelante).

Con fines prácticos, la variación de la velocidad del sonido pocas veces tiene relevancia. Sin embargo, cuando se mide la profundidad hasta el sacro en dos pacientes, uno con una grasa corporal mínima y otro con 7,5 cm de grasa sobre el glúteo mayor (lo que no es infrecuente en los pacientes obesos según se ha determinado por la longitud de las agujas de EMG), podría haber un efecto sutil. Los ultrasonidos viajan más despacio por la grasa que a través del tejido humano «promedio», por lo que la ecografía tiende a sobreestimar el grosor de la capa grasa en alrededor del 6% ($1.541/1.450$) y a subestimar el grosor del músculo en alrededor del 3% ($1.541/1.585$) (v. tabla 1.1).

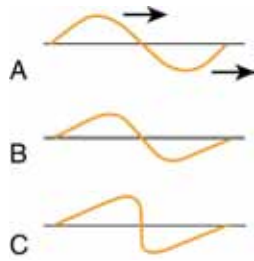


Fig. 1.12. En la propagación no lineal, la velocidad de propagación depende de la presión. **A**, Las porciones de mayor presión de la onda viajan más deprisa que las de menor presión. **B y C**, La onda cambia de forma a medida que viaja. Este cambio de la forma sinusoidal inicial introduce armónicos que son múltiplos pares e impares de la frecuencia fundamental.

Resulta tentador especular que la velocidad del sonido en los nervios sería un poco menor que la del tejido humano promedio, debido a su elevado contenido en grasa, pero en la actualidad se desconoce este dato. Sin embargo, la velocidad de los ultrasonidos en el cerebro es de 1.541 m/s, y la mayoría de los nervios son lo bastante delgados para que la realización de cualquier ajuste especial en función del tamaño sea irrelevante. Las técnicas especiales en las que se usa el análisis de la radiofrecuencia de ultrasonidos para medir el grosor de los tejidos corporales y la grasa pueden ser útiles para abordar cuestiones de este tipo⁷.

Las discrepancias de la velocidad de la transmisión del sonido afectan a las mediciones de área y volumen más que a las mediciones lineales, porque el área se relaciona con el cuadrado y el volumen con el cubo de la medición lineal. Esto puede explicar parte de la ligera variación del grosor estimado del músculo o la grasa mediante ecografía y por otras pruebas de imagen como la RM o la TC. En la actualidad, las mediciones de volumen estándar no se calculan de forma rutinaria para el músculo o los nervios, pero sí para los órganos internos basándose en una serie de medidas lineales estándar de la ecografía 2D. En los riñones⁸, por ejemplo, se usa el producto de $0,5 \{ \text{diámetro A-P} \} \times \{ \text{diámetro transversal} \} \times \{ \text{altura} \}$ para elaborar una estimación bastante fiable del volumen renal. Cuando los cálculos de mediciones volumétricas se conviertan en un procedimiento rutinario, se podrían incorporar ajustes en los modelos matemáticos para las variaciones de la velocidad del sonido en los tejidos neuromusculares.

Otro factor que influye en la velocidad del sonido es la temperatura y esto resulta más llamativo para la grasa: cuanto más elevada es la temperatura, más lenta es la velocidad del sonido, aunque en otros tejidos sucede lo contrario, pero en menor grado⁹. Por lo general, los efectos de la temperatura tienen una relevancia limitada durante la ecografía rutinaria. Hay que destacar que existe una cierta evidencia de la existencia de la grasa en fases sólida, líquida y en estado de fusión en el ser humano, quizá con una fase transicional clave a 35 °C¹⁰.

Relación entre propagación y armónicos

En la práctica, la velocidad de propagación de una onda no es uniforme. A medida que la onda atraviesa cualquier medio, su componente de mayor presión viaja más rápido que el de menor presión, por lo que su avance por el espacio es en parte no lineal^{3,9}. Por consiguiente, la onda adquiere componentes armónicos de mayor frecuencia superpuestos que aumentan a lo largo de la distancia recorrida (fig. 1.12). Las frecuencias armónicas consisten en múltiplos de la frecuencia original o fundamental del sonido. Este concepto tiene relevancia clínica en situaciones en las que la frecuencia primaria crea artefactos problemáticos. Por ejemplo, en ocasiones, cuando se exploran estructuras más profundas a través de las costi-

Tabla 1.2 Valores medios de los coeficientes de atenuación en los tejidos

Frecuencia (MHz)	Valor medio del coeficiente de atenuación para los tejidos blandos (dB/cm)	Reducción de intensidad en un trayecto de 1 cm (%)	Reducción de intensidad en un trayecto de 10 cm (%)
2,0	1,0	21	90
3,5	1,8	34	98
6,0	2,5	44	99,7
7,5	3,8	58	99,9

Tabla 1.3 Coeficientes de atenuación de las sustancias biológicas (a 1 MHz)

Material	α (dB/cm)
Agua	0,0022
Líquido amniótico	0,0053
Albúmina al 4,5%	0,019
Sangre	0,18
Grasa	0,63
Cerebro	0,85
Hígado	0,94
Riñón	1,0
Hueso	20
Pulmón	41

llas, hay menos artefactos con las frecuencias armónicas, y si se analizan los ecos de retorno sólo a estas frecuencias más elevadas es posible mejorar la visualización de las estructuras profundas.

Atenuación

La atenuación se refiere a la reducción de la intensidad del sonido a medida que atraviesa el tejido. Parte de esta energía se pierde por la reflexión o retrodispersión, pero la mayoría se pierde por la absorción de la energía sonora^{3,9}. El grado de atenuación puede medirse de varias formas y se expresa como decibelios (dB) de energía sonora atenuada a lo largo de la distancia (dB/cm). Varios factores influyen en la atenuación y la retrodispersión. Por ejemplo, la atenuación depende de la frecuencia, de modo que las frecuencias sonoras más altas se disipan a través de la distancia mucho más rápido que las más bajas (tabla 1.2)³. El sonido en el rango audible muestra unas propiedades similares, motivo por el que la música estridente de un coche que pasa se oye sobre todo en los tonos básicos de menor frecuencia y por el que el trueno de un relámpago distante es un estruendo de baja frecuencia, mientras que un rayo cercano se acompaña de un trueno de alta frecuencia. El principio fundamental que explica este fenómeno es el hecho de que los ultrasonidos de mayor frecuencia tienen una profundidad eficaz de penetración menor para la ecografía que los de menor frecuencia^{2,3,9}.

Cada tejido corporal atenúa el sonido en un grado diferente (tabla 1.3). La relación entre la frecuencia y la absorción en un tejido concreto suele ser lineal en las frecuencias ecográficas

estándar, con un aumento de la atenuación con las frecuencias más altas. Sin embargo, la pendiente de este efecto varía entre los distintos tejidos^{10,11} y entre especies diferentes. De hecho, el propio coeficiente de atenuación puede no ser del todo uniforme para el mismo tejido en una localización distinta de la misma persona. En algunos tejidos, como el tendón y el músculo esquelético o cardíaco, el coeficiente de atenuación casi se duplica si el tejido se explora en un plano paralelo a la dirección de las fibras musculares (o tendinosas) en comparación con la imagen transversal¹². Se puede comprender fácilmente que la energía sonora se redistribuye con más facilidad entre las moléculas celulares si se insona una pequeña sección transversal de unos cientos de fibras musculares que si se insonan unas pocas de estas fibras a lo largo de toda su longitud.

El fenómeno de la absorción es crítico para las aplicaciones terapéuticas de los ultrasonidos. A medida que el tejido absorbe la energía sonora, se convierte en calor. La terapia con ultrasonidos se introdujo en la especialidad de la medicina física y la rehabilitación hace muchos años de forma específica para este fin. Debido a que los tendones, ligamentos y huesos absorben la energía sonora con más facilidad, es un medio de provocar un calentamiento directo de las estructuras profundas que son vulnerables a las lesiones musculoesqueléticas habituales^{3,13} y que a menudo son las últimas en calentarse cuando el calor se aplica en la superficie. (Pueden consultarse otras fuentes para obtener más información sobre este tipo de aplicación terapéutica de los ultrasonidos¹⁴⁻¹⁹). Sin embargo, hay que señalar que a medida que aumenta la cantidad de energía insonada, se requieren precauciones adicionales de seguridad²⁰.

Una de las aplicaciones teóricas más interesantes de la energía de ultrasonidos es la capacidad de activar la liberación de fármacos microencapsulados con un haz de ultrasonidos²¹⁻²⁵. Los fármacos microencapsulados inyectados por vía intravenosa circulan por todo el cuerpo, pero las cápsulas liberan el fármaco sólo en los tejidos que se insonan de forma activa, lo que aumenta significativamente la concentración en el sitio diana. Esta estrategia puede utilizarse para aplicar de forma selectiva un fármaco en un tumor, por ejemplo, a la vez que se minimiza su distribución en otros tejidos sanos. Se están estudiando otras aplicaciones de la insonación y de la microcavitación local, como el aumento de la consolidación de lesiones óseas²⁶⁻²⁹, o como herramienta para facilitar la regeneración muscular²⁹.

Comportamiento del eco

Ecos perpendiculares e impedancia acústica

A medida que la energía sonora atraviesa los tejidos, crea ecos. El escenario más sencillo que se puede plantear es el que implica una incidencia perpendicular de la dirección de la onda sonora ultrasonica sobre una interfase lisa de dos capas de tejidos (fig. 1.13). Una porción significativa de energía sonora se transmite y continúa en la misma dirección. Sin embargo, la energía reflejada en esta interfase se refleja de vuelta en dirección opuesta directamente hacia el transductor³. La cantidad de energía reflejada es proporcional a la diferencia de impedancia acústica entre las dos capas; cuanto mayor sea esta diferencia, mayor será la energía reflejada. Cuando se mira a través del agua a una medusa, el cambio de impedancia óptica entre el aire y la superficie del agua es mucho mayor que entre el agua y la superficie de la medusa. Por tanto, el límite entre el aire y el agua es mucho más fácil de distinguir que el límite entre el agua y la medusa, porque se refleja más luz en este último. La proporción entre la energía reflejada y la incidente es el coeficiente de reflexión de intensidad. La proporción entre la energía transmitida y la incidente es el coeficiente de

transmisión de intensidad. La suma de estas dos proporciones es uno (porque se asume que existe una absorción mínima o nula de energía sonora en dicha barrera concreta). La impedancia acústica, medida en rayls, se relaciona con la velocidad de la transmisión del ultrasonido en un tejido o capa concreta. Se pueden consultar descripciones más detalladas sobre el complejo tema de la impedancia acústica, tanto característica como específica, en otras fuentes^{3,30-31}.

Ecos oblicuos

Si el ángulo del sonido incidente es oblicuo, y la interfase es lisa, el ángulo de incidencia y el de reflexión (comparados con la perpendicular) son iguales (fenómeno análogo al rebote de una bola de billar)^{3,30,31}. El ángulo de transmisión también se relaciona con la impedancia acústica. Si la capa más profunda conduce el sonido más rápido que la superficial, el sonido se inclina hacia la interfase, pero si lo conduce más despacio, el sonido se inclina hacia la perpendicular. Estos son ejemplos de refracción (fig. 1.14).

Dispersión

Es evidente que las interfases lisas no son lo habitual en los tejidos biológicos. Las interfases rugosas y los materiales heterogéneos tienden a provocar una transmisión multidireccional del sonido incidente (dispersión) y reflexión (retrodispersión)^{3,30-31}. La mayoría de los reflectores luminosos no son lisos; una linterna apuntada contra una pared puede proporcionar una iluminación difusa en una habitación debido a su retrodispersión (fig. 1.15). La niebla es un ejemplo de material heterogéneo presente en el aire, que causa dispersión de la luz transmitida y retrodispersión de la luz reflejada, por lo que los faros de un coche ajustados a largo alcance en la niebla no ofrecen las mismas ventajas que con tiempo despejado. El moteado es una consecuencia de la retrodispersión aleatoria de los pulsos sonoros en un plano tisular explorado con ecografía. Estas ondas pueden presentar interferencias positivas o negativas entre sí o con ondas que se han reflejado en perpendicular de vuelta al transductor, lo que ocasiona decrementos e incrementos aleatorios del brillo, o moteado.

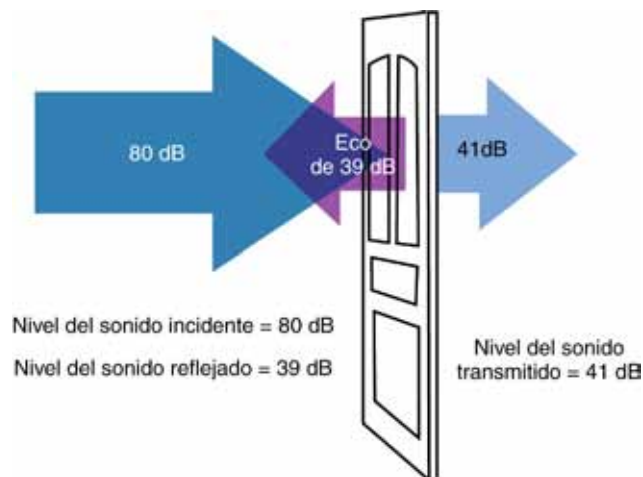


Fig. 1.13. Demostración del sonido atravesando una puerta. Obsérvese que la suma del sonido transmitido y reflejado es igual a la intensidad del sonido incidente.

Contrastes

Los contrastes ecográficos son ejemplos de materiales heterogéneos pequeños que se pueden inyectar en los tejidos y causar un incremento local de la ecogenicidad de la vasculatura tisular con múltiples ecos retrodispersados. A diferencia de los contrastes radiográficos (contraste de pielografía intravenosa) o de la RM (gadolinio) que actúan disueltos y pueden mostrar una fuga de con-

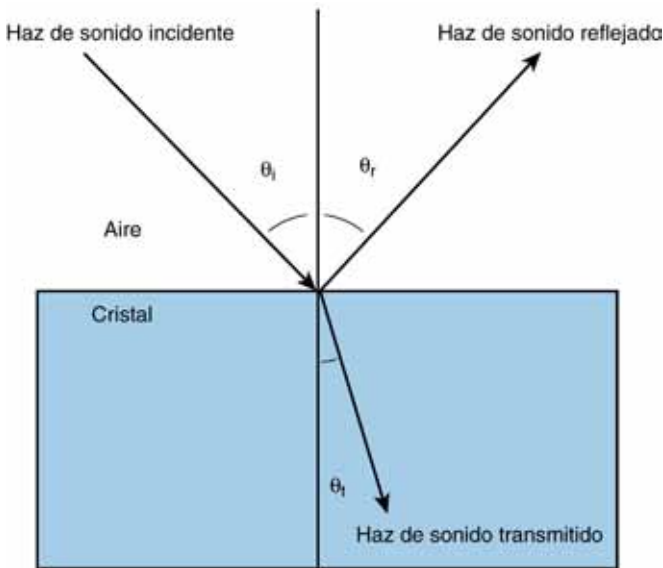


Fig. 1.14. Esta figura representa la transmisión y reflexión de la energía sonora desde el aire al cristal, donde el sonido incidente es oblicuo al material reflectante. Obsérvese que θ_i es igual a θ_r , y que θ_t está determinado por la proporción relativa de la impedancia acústica entre el aire y el cristal.

traste a los tejidos perfundidos, la ecogenicidad de los contrastes ecográficos se basa en sus propiedades reflectivas, lo que significa que deben estar compuestos por partículas, lo bastante grandes para no pasar por los orificios capilares y lo bastante pequeñas para ser flexibles y no obstruir el flujo sanguíneo. Por lo general, constan de microburbujas de gas encapsuladas en un lípido o proteína^{22,32,33}, por lo que pueden realzar las áreas de aumento de flujo sanguíneo intratisular, pero no las áreas de fuga capilar. Hay que destacar que, a diferencia de otros contrastes, se puede producir la adhesión intravascular y la retención de las microburbujas en las áreas de inflamación de la pared vascular^{32,33}. Por tanto, las modificaciones de la pared vascular que provocan la adhesión de fibrinógeno y plaquetas y la formación de coágulos pueden detectarse con más sensibilidad con ciertos tipos de contrastes ecográficos que con los contrastes solubles usados en la RM y TC. Es posible que el contraste ecográfico pueda encontrar nuevas aplicaciones en los trastornos neuromusculares, como las miopatías o neuropatías inflamatorias.

Enfoque

El haz de ultrasonidos puede enfocarse en una dimensión del espacio para minimizar su anchura (la anchura del sonido que se encuentra en un plano distinto al de la imagen creada)^{3,30,31}. Este tipo de enfoque es distinto al enfoque óptico, que se produce en tres dimensiones, una propiedad que se demuestra con facilidad mediante un papel, una lente de aumento y la luz del sol. El resultado final del enfoque de los ultrasonidos, a semejanza del enfoque óptico, es el aumento de la resolución. Si se estrecha la anchura del sonido, se reduce el promediado situado fuera de plano que se produce en una imagen, por lo que mejora la resolución. Esta propiedad es útil para explorar una tumefacción focal en un nervio en una imagen transversal porque permite una identificación más precisa del punto de máximo ensanchamiento del área transversal del nervio. El enfoque puede realizarse disponiendo de

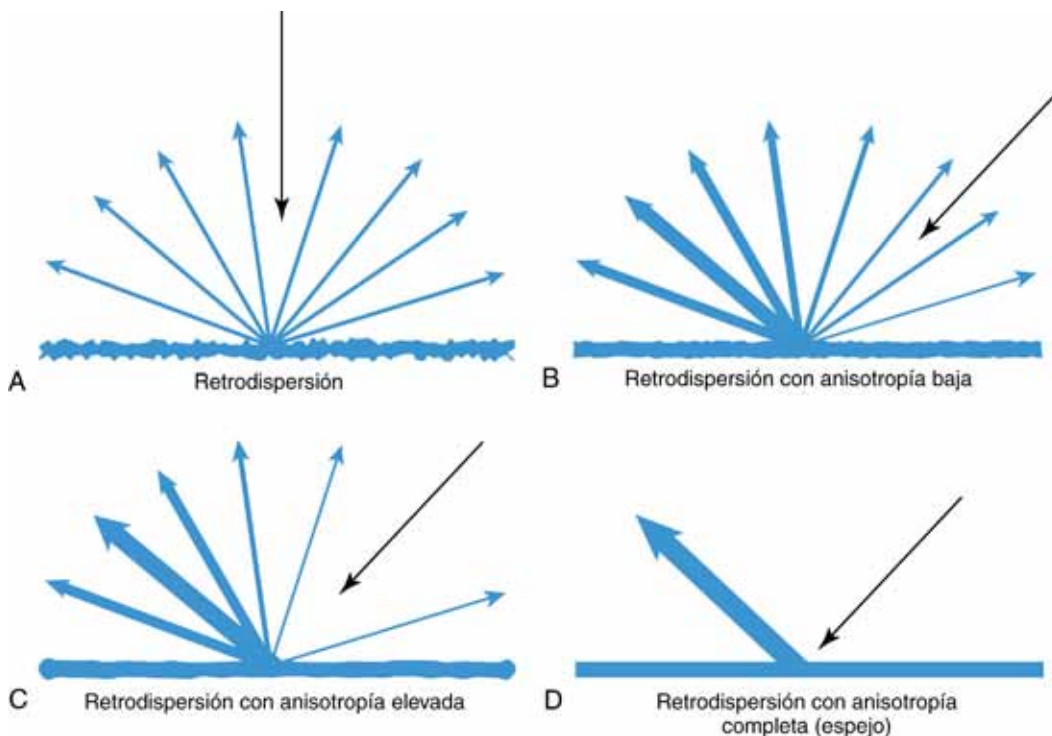


Fig. 1.15. Esta figura muestra el modo en el que las estructuras con una anisotropía nula (A), leve (B, como un nervio), intensa (C, como un tendón) y completa (D) reflejan la energía incidente, mostrando una relación inversa entre la retrodispersión y la anisotropía intrínseca (las estructuras con una anisotropía elevada tienen poca retrodispersión; v. fig. 1.23 para comparar).

forma convexa la serie de transductores, sincronizando la fase de los pulsos de onda sonora de los elementos individuales del transductor y con un estudio cuidadoso del enfoque natural que sigue cualquier haz sonoro. En algunas imágenes pueden obtenerse múltiples zonas focales, pero esto requiere el uso de pulsos diferentes para distancias focales distintas, lo que reduce la velocidad de fotogramas (v. resolución temporal).

Para el ecografista, el foco óptimo del haz de ultrasonidos suele mostrarse en la pantalla por una pequeña flecha situada a la derecha de la imagen (v. fig. 1.6), que apunta a la profundidad donde la calidad de la imagen suele ser óptima y se puede ajustar en términos de profundidad y del grosor de la banda de foco. Cuando se miden estructuras pequeñas, como los nervios, se debe optimizar el foco a la profundidad apropiada. Por ejemplo, cuando se sigue el nervio mediano desde la muñeca a lo largo del antebrazo, es necesario realizar varios cambios de profundidad focal para optimizar la imagen del nervio a medida que pasa bajo el flexor superficial de los dedos y luego del pronador redondo³⁴. Los clínicos principiantes olvidan con frecuencia ajustar la zona focal, error que dificulta el seguimiento de un nervio a medida que se aproxima a la superficie o que se introduce bajo los músculos. Una descripción más detallada sobre el diseño de los transductores y el enfoque puede consultarse en otras fuentes^{3,30,31}.

Resolución

El objetivo de la ecografía es optimizar la resolución de las estructuras de interés. Una prueba objetiva de esta capacidad puede lograrse con un simulador, que es similar en su concepto a un optotipo oftalmológico. Un simulador es cualquier tipo de modelo tisular que se pueda explorar mediante ecografía³. Suele estar relleno de agar y tiene en su interior pequeños objetos suspendidos que simulan las estructuras tisulares que pueden explorarse fácilmente con ecografía. Se dispone de distintos diseños comercializados. La capacidad de identificar estos elementos más pequeños (bien sea los objetos del simulador o las letras de un optotipo) es una medida de la resolución. Se puede usar un simulador para comparar la resolución de distintos transductores y de aparatos diferentes.

En ecografía, la resolución axial se refiere a la capacidad de distinguir objetos próximos en la dirección en la que viaja el sonido; la resolución lateral se obtiene en la dirección perpendicular a ésta (que sería transversal a las líneas de barrido). La resolución axial se relaciona sobre todo con la longitud de pulso de la señal emitida, que depende de la frecuencia, mientras que la resolución lateral se relaciona con la anchura del haz, que está más relacionada con el enfoque. Por tanto, cuando se evalúan los distintos aparatos, es fundamental no centrarse en una única característica técnica (como la frecuencia del transductor) y comparar la calidad de imagen en los tejidos de interés.

La resolución temporal en ecografía se refiere a su capacidad para discriminar los movimientos rápidos que se producen en los tejidos³. Una velocidad de fotogramas más elevada permite una mejor visualización del movimiento y una definición más suave del mismo. La mayor resolución temporal implica focos más estrechos, así como una reducción de la persistencia y el promediado de las imágenes. Esto último proporciona un medio de controlar los artefactos aleatorios, como el moteado, pero tiende a reducir la resolución temporal. Debido a que la calidad de una imagen estática es fácil de comparar con la RM o la TC, se tiende a diseñar los aparatos de ecografía para maximizar la calidad de la imagen estática. Los radiólogos intervencionistas/vasculares y los subespecialistas clínicos han sido los principales impulsores para lograr la detección del movimiento y del flujo sanguíneo en tiempo real. Debido a la complejidad y la flexibilidad de los aparatos de ecografía, las mejoras de la resolución temporal no sólo son

posibles, sino que puede que sean fundamentales para estudiar movimientos rápidos y sutiles, como los potenciales de fibrilación musculares³⁵, y en el futuro puede ser útil un diseño adaptativo de los instrumentos.

Funcionamiento de los aparatos de ecografía: manejo del transductor y de la pantalla

El aparato de ecografía o ecógrafo realiza varias tareas esenciales, algunas de las cuáles ya se han descrito, como el ajuste de la frecuencia del pulso sonoro, el ajuste de fase y la representación de la imagen. La complejidad o precisión de estas funciones no depende del tamaño del aparato ni de su pantalla, sino de la sofisticación de la tecnología en la que se basa. Algunos instrumentos se controlan en la actualidad mediante ordenadores portátiles y proporcionan una resolución de imagen altamente competitiva. En los ecógrafos pueden distinguirse funciones eferentes y aferentes, que se describirán a continuación de forma secuencial.

Funciones eferentes de la ecografía: formadores de haz, generadores de pulsos, excitación codificada, amplificadores y funciones de transmisión/recepción

Las funciones eferentes de los ecógrafos son más sencillas que las aferentes y comienzan con el formador del haz^{3,33,34}. La generación de un pulso de sonido requiere varios dispositivos. El primero es un generador de pulsos que emplea la electricidad para transformarla en pulsos breves de voltaje. Este dispositivo es parecido a un estimulador de un aparato de EMG, que aplica pulsos únicos o múltiples sincronizados de voltaje o amperaje de una duración seleccionada. Sin embargo, en el ecógrafo esto es un poco más complejo. Los transductores de ecografía constan de una serie de elementos transductores piezoeléctricos y cada uno de ellos recibe una referencia distinta del generador de pulsos (una por cada línea de barrido). Por tanto, el generador de pulsos de un ecógrafo controla cientos de canales, en lugar de los sistemas de estimulador único o dual de la mayoría de los aparatos de electrodiagnóstico (v. fig. 1.8). Para complicar aún más el proceso, con el fin de lograr un enfoque múltiple y una mejora de la imagen, suele haber variaciones temporales codificadas (excitación codificada) del orden en el que se activan los transductores. Por tanto, el ecógrafo cuenta con una serie de interruptores automáticos de retardo del pulso.

El amplificador está dispuesto en tándem con el generador de pulsos y determina la intensidad del sonido insonado. Una vez que las secuencias de pulsos están listas para enviarlas al transductor, aún deben pasar por un último dispositivo, que es el interruptor de transmisión/recepción del ecógrafo, que después de cada secuencia de pulsos desactiva de forma automática la función de emisión (eferente) del transductor y conecta su función de recepción (aferente), de modo que pueda analizar los ecos de retorno. El transductor está en modo de recepción la mayor parte del tiempo (por lo general, el 99-99,9% del tiempo), aunque en la ecografía Doppler se requiere más tiempo de emisión. La duración de pulso, la secuenciación y los ciclos de tiempo de activación/desactivación se preseleccionan dependiendo del tipo de ecografía (Doppler frente a modo B), el tipo de transductor, el enfoque y la profundidad de imagen utilizados. Sin embargo, el control directo por parte del ecografista suele estar limitado a la modulación de la amplitud de la señal emitida.

Funciones aferentes del ecógrafo

Una vez que se ha insonado el tejido con un pulso único, el aparato pasa al modo de recepción y responde a los ecos de retorno. A continuación, vuelve a pasar al modo de emisión de pulsos sonoros. Este ciclo se repite de forma continua durante la exploración.

Amplificadores y compensación de la ganancia temporal

Después de que los elementos piezoeléctricos convierten los ecos de retorno en impulsos eléctricos, deben amplificarse para crear una imagen. La mayoría de los aparatos también tienen un panel de

compensación de la ganancia temporal para que el ecografista modifique el proceso cuando sea necesario. La ecogenicidad de los ecos distantes no modificados es mucho menor que la de los ecos cercanos, debido a la atenuación de la energía ultrasónica a medida que pasa por el tejido, tanto en la transmisión hacia su objetivo como en su reflexión de vuelta a transductor. Por tanto, todos los ecógrafos están diseñados para amplificar los ecos más tardíos en función de una estimación estándar del grado de atenuación por los tejidos blandos (v. tablas 1.1 y 1.2). Sin embargo, algunos tejidos producen una absorción mayor o menor del sonido que la media predeterminada, por lo que en estos casos un ajuste adecuado de la ganancia cercana y lejana en el panel de compensación de la ganancia temporal puede producir una imagen más representativa de las estructuras de interés³. De forma alternativa, los ajustes son útiles en ocasiones para reducir el ruido de ciertas capas irrelevantes en una imagen ecográfica. El panel de compensación de la ganancia temporal (v. fig. 1.2) tiene un control de pantalla característico y regula el grado de amplificación de las capas de distinta profundidad. Los ajustes en este panel son más útiles cuando se exploran tejidos que atenúan en exceso los sonidos, como el tejido fibroso, o que no logran atenuarlo, como las estructuras quísticas o vasculares (figs. 1.16 y 1.17).

Filtros

Los ecógrafos también utilizan filtros para mejorar la imagen. Como ya se ha indicado, la atenuación depende de la frecuencia, de modo que las señales de mayor frecuencia sufren una atenuación desproporcionada a medida que el sonido atraviesa una distancia determinada. Además, el sonido emitido por un transductor tiene un rango modesto de ancho de banda de frecuencia. A medida que los ecos retornan desde las estructuras tisulares más profundas, los sonidos de máxima frecuencia se atenúan más que los de mínima frecuencia de este ancho de banda. Por tanto, la proporción entre el ruido de alta frecuencia y la señal de alta frecuencia está aumentada en los tejidos más profundos. Muchos instrumentos eliminan por filtrado selectivo más sonidos de alta frecuencia del ancho de banda correspondiente a

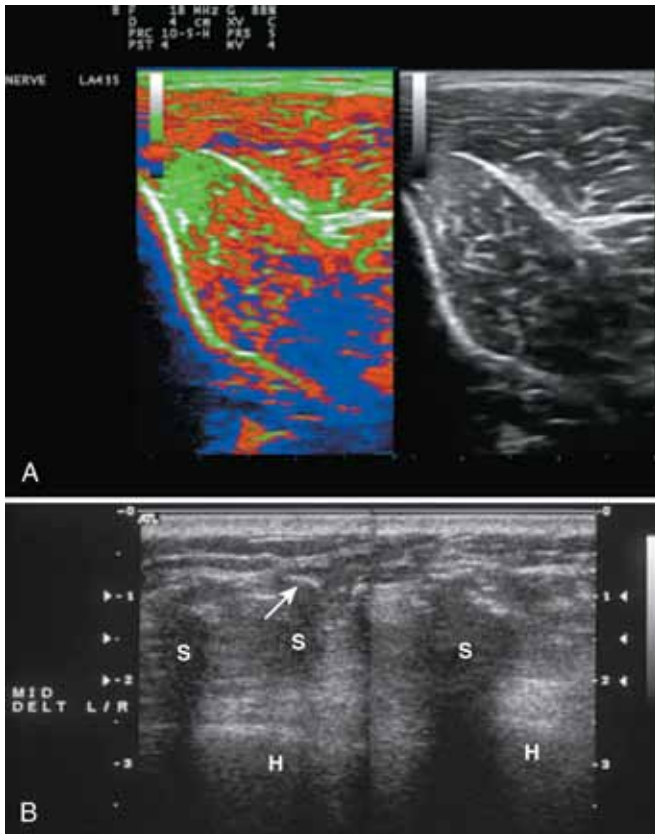


Fig. 1.16. Estas dos imágenes proporcionan ejemplos de sombreado. **A**, Sección transversal en modo B del tibial anterior en un punto equidistante entre la rodilla y el tobillo. Las dos imágenes muestran los mismos datos, en la izquierda representados con color (el blanco equivale al máximo brillo y el verde, rojo y azul a los elementos más oscuros). En la derecha se observa una imagen en escala de grises estándar. La prominente aponeurosis central de este músculo, compuesta por colágeno denso, es ecogénica y refleja una mayor proporción de sonido incidente de lo esperado, por lo que el músculo situado por debajo de esta capa, sobre todo en la porción inferior derecha de la imagen, donde la membrana es más densa, es menos ecógeno (o más azul). En la parte superior izquierda, donde no hay aponeurosis, el músculo es un poco más ecógeno (verde). Estos cambios son sutiles, pero tienen una cierta relevancia si se analiza la ecogenicidad tisular. La imagen en color no se suele utilizar, pero en este caso pone de relieve el sutil sombreado que se asocia con una aponeurosis. El borde óseo de la tibia refleja el sonido por completo, por lo que el tejido óseo aparece negro en ambas imágenes. **B**, Proyección transversal a través del músculo deltoides en un paciente con miositis osificante postraumática. La calcificación del músculo (*flecha*) provoca un sombreado significativo (*S*) en algunas áreas, de modo que anula la presencia del borde óseo del húmero (*H*), que en otras condiciones sería prominente.



Fig. 1.17. Esta figura sirve de ejemplo del realce. Se trata de una proyección transversal de la cabeza medial del gastrocnemio. En la derecha, la imagen se ha tomado aplicando una presión mínima al transductor y se observa una vena de gran calibre. Por debajo de ella hay una zona relativamente hiperecoica (*flechas*). En la izquierda, la imagen se ha tomado con más presión, la vena aparece comprimida y el área hiperecoica ha desaparecido, lo que indica que se trataba de un artefacto de realce secundario a la presencia de sangre relativamente hipoecoica en la estructura venosa suprayacente.

los ecos de retorno de latencia creciente, como los provenientes de las capas más profundas³. Este uso graduado del filtro con la profundidad mejora la relación señal/ruido. La ecografía armónica también puede ser útil. Como se ha indicado previamente, en ocasiones los armónicos de la frecuencia insonada sufren menos distorsión que la frecuencia fundamental, lo que puede utilizarse para mejorar la imagen en ciertos tipos de ecografía.

Persistencia

La persistencia es una forma de promediado en la ecografía, de la imagen respecto al tiempo, que mejora la resolución espacial. Elimina el moteado aleatorio (los cambios impredecibles de ecos debidos a la interferencia positiva o negativa del sonido retrodispersado), así como otros artefactos. Sin embargo, a medida que la persistencia se incrementa, la resolución temporal disminuye³. Los ecógrafos que parecen ser ideales debido a unas configuraciones más sencillas de su panel tienen más características preajustadas e inalterables. Estas configuraciones pueden enfatizar la persistencia e inestabilidad de una imagen, por lo que la resolución temporal puede verse sacrificada. Si es necesario que un ecógrafo detecte un movimiento rápido del tejido o de una aguja (p. ej., de PAAF), puede ser útil una mayor flexibilidad de los ajustes.

Ecografía en modo de amplitud (A)

Tanto la EMG como la ecografía comenzaron con el uso de osciloscopios^{3,4} (fig. 1.18), en los que se empleaba una pantalla estándar de modo A. En el modo A sólo se muestra una única línea de datos ecográficos, de modo que el eje X representa la latencia del eco (que corresponde a la distancia o profundidad) y el eje Y representa la ecogenicidad (p. ej., amplitud de ecointensidad). Esto debería ser familiar, porque es la representación típica de la EMG o de los ECN, donde el eje X es la latencia y el eje Y es la amplitud de la señal eléctrica (voltaje). Para un electromiografista puede ser complicado comprender la evolución de la ecografía a una imagen 2D en tiempo real, mientras que la EMG ha permanecido como una única representación lineal en tiempo real. En la ecografía, un cambio de amplitud corresponde a un eco, que está producido por una estructura anatómica fija que tiene una relación espacial y temporal específica respecto al pulso sonoro incidente del transductor. En el electrodiagnóstico, un cambio de amplitud corresponde a los movimientos iónicos progresivos medibles a lo largo de la longitud de los tejidos excitables dentro de un radio concreto de los electrodos de registro. Aunque es posible triangular las señales bioeléctricas y localizarlas de forma consecuente, esto es complicado y no se suele realizar de forma rutinaria con los aparatos de electrodiagnóstico. La diferencia fundamental con la ecografía es que en ésta las variaciones de amplitud (ecos) se producen según un patrón temporal determinado por la localización de la estructura anatómica reflectante, lo que produce de inmediato una representación espacial por sí mismo. En el electrodiagnóstico, estas relaciones espaciales sólo pueden inferirse.

Ecografía en modo brillo (B)

Una alternativa a la ecografía en modo A es el modo B, o ecografía en modo brillo. En este caso, en lugar de representar la amplitud como variaciones de la amplitud de señal en el eje Y, se representa por una variación del brillo del trazado. Las señales de mayor amplitud son más brillantes que las de menor amplitud. El registro de audio de una señal de EMG se equipara a la ecografía en modo B en que cuanto más intenso es el sonido de la señal de EMG, mayor es la amplitud. Debido a que en la ecografía el tiempo es equivalente a la distancia, si se usa el brillo para representar la amplitud, se abre una pantalla para múltiples registros paralelos en modo A. Al tratarse de una composición, esto permite obtener grados varia-

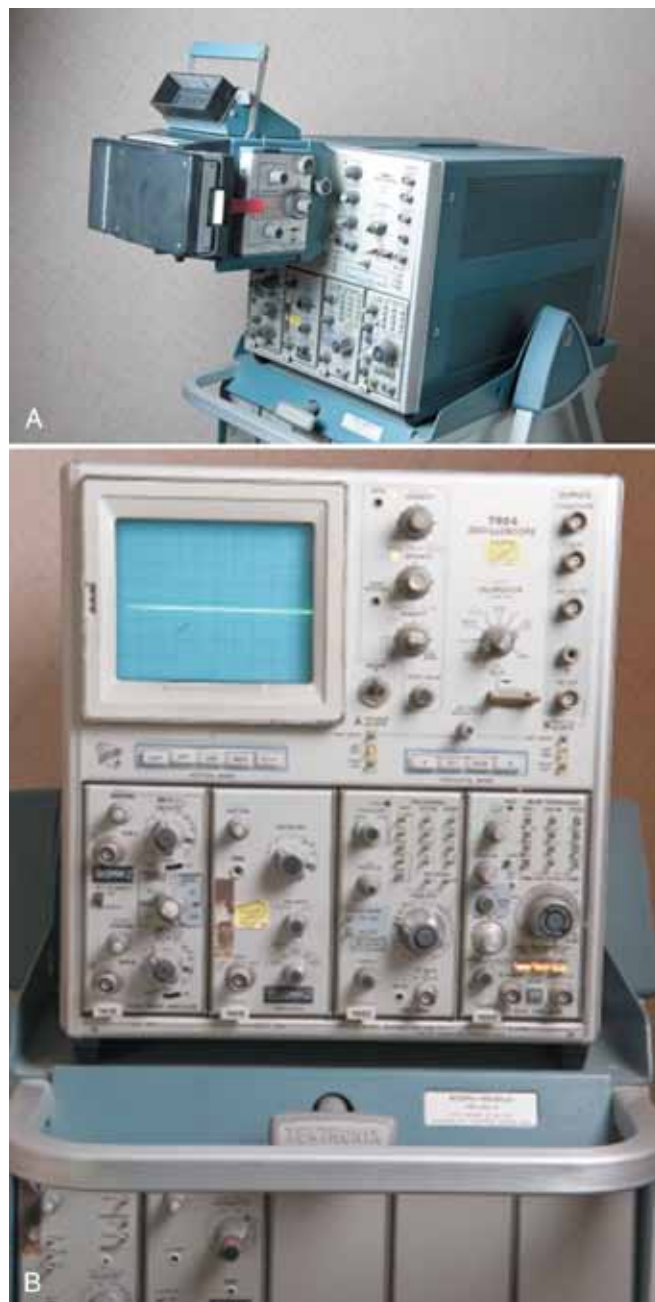


Fig. 1.18. Fotografías de osciloscopios usados en la investigación ecográfica original en la Wake Forest University a finales de la década de 1960. **A**, Esta imagen muestra cómo las imágenes se captaban con una cámara Polaroid. **B**, En esta imagen se observa la pantalla de modo A tradicional familiar para la mayoría de los electromiografistas.

bles de brillo para representar las estructuras anatómicas en un mapa 2D de anchura y profundidad. Sin embargo, este tipo de representación tiene algunas limitaciones menores.

Compresión

La representación de la amplitud como brillo en lugar de como desplazamiento vertical es algo más problemático de lo que sería de esperar. El ojo humano puede distinguir con facilidad variaciones sutiles de altura, pero es peor a la hora de diferenciar variaciones de intensidad luminosa por comparación. Además, aunque existe una relación

lineal entre la altura medida y la percibida, la relación entre el brillo medido y el percibido es exponencial³⁶ y mucho menos clara de forma intuitiva. Un experimento sencillo ayuda a aclarar este aspecto. En la oscuridad, una única linterna tiene un efecto considerable sobre la capacidad de ver, efecto que no se duplica si se añade una segunda linterna. De hecho, no está claro exactamente cuántas linternas se necesitarían para duplicar la intensidad percibida de la luz ambiental. Por tanto, para representar el brillo en una pantalla de forma proporcional, no basta con que sea lineal, debe ser un incremento exponencial. Además, el incremento debe ajustarse para compensar cualquier contracción pupilar que acompaña al aumento del brillo. No resulta sorprendente que no existan fórmulas sencillas para realizar esto de un modo que ofrezca la misma sensación intuitiva de proporción entre altura y amplitud como en el modo A. Resulta interesante que las fórmulas usadas para determinar el modo en el que la amplitud se traduce en brillo varían según los fabricantes y los ecógrafos, y suelen estar determinadas de forma empírica por la estética de la imagen correspondiente a tejidos seleccionados por el fabricante.

El modo A suele usarse en la ecografía del ojo y la órbita³⁷. La técnica proporciona un método más cuantitativo para evaluar la ecogenicidad. No sólo permite una evaluación precisa de la intensidad reflectiva de las estructuras intraoculares, sino también un medio para comparar la intensidad reflectiva de una estructura ocular conocida (como la pared posterior de la esclera) y la de una masa intraocular desconocida. A diferencia de los parámetros de la escala de grises del modo B, las relaciones entre amplitud lineal y su expresión en decibelios (métrica de compresión) están estandarizadas entre los distintos aparatos y fabricantes de dispositivos ecográficos para oftalmología. Sin embargo, persisten algunos problemas con el efecto techo de la representación, como se observa en la figura 1.19. En la actualidad, el modo A no está disponible de forma rutinaria en la mayoría de los aparatos no oftalmológicos más habituales.

Ecografía en modo M

El modo M es útil para medir los cambios de latencia en los tejidos móviles. Esta técnica depende de la selección de un único canal de información de la ecografía en modo B y representar cómo varía en función del tiempo (fig. 1.20)³. Esta representación es muy parecida a un trazado de electrocardiograma (ECG), en el que la base temporal se mide en décimas de segundo. Esta técnica se puede emplear para medir el tiempo de la contracción muscular o de las fasciculaciones³⁵. Debería señalarse que las técnicas electrodiagnósticas miden la duración del potencial de acción muscular, que es un fenómeno sólo de la membrana superficial que dura unos 10 ms, mientras que la ecografía mide el tiempo de contracción mecánica real y de relajación, que son del orden de 200-300 ms.

Conversión digital

Todos los aparatos modernos de ecografía utilizan una conversión analógica-digital para mostrar las señales. Esto permite promediar la persistencia además de la interpolación o el suavizado³. Estos ajustes pueden afectar a la ecogenicidad percibida. Algunos instrumentos permiten que el usuario controle estas funciones y el ajuste de estos controles puede ayudar a mejorar la imagen de distintos tipos de estructuras.

Ecografía 3D y 4D

Con la tecnología computarizada, las imágenes 2D pueden reconstruirse en imágenes 3D y 4D. La técnica consigue el máximo grado de espectacularidad cuando se elaboran vídeos realistas de las expresiones faciales y los movimientos fetales. La presencia de la cara rodeada por líquido amniótico es un entorno ideal para la tecnología (fig. 1.21)³. Sin embargo, en la práctica clínica la mayoría de las explo-

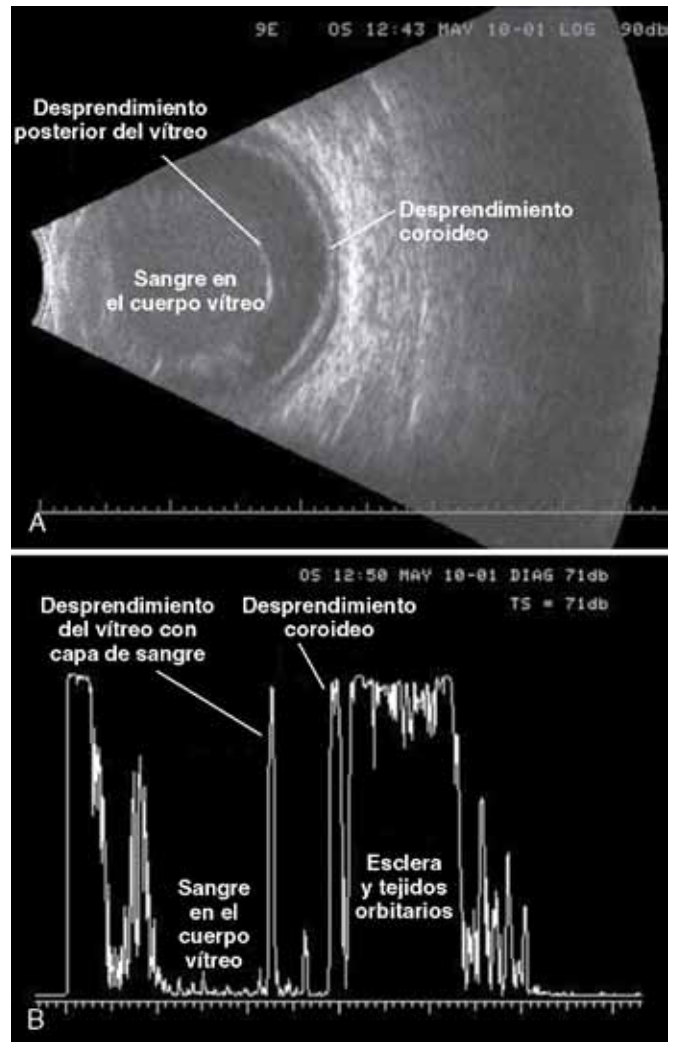


Fig. 1.19. Imágenes en modo B (A) y modo A (B) de la órbita. La imagen en modo A corresponde a un haz horizontal del centro de la imagen. Obsérvese que el modo A registra las variaciones de amplitud sólo en una dirección lineal y que las amplitudes corresponden a variaciones de brillo. Sin embargo, es difícil interpretar las ecogenicidades mostradas, porque no se puede determinar la amplitud máxima de las señales debido al rango limitado del modo de representación (efecto techo). Obsérvese también que la información aportada por el modo B es sustancialmente mayor. (De Waldron RG, Aaberg TM: B-scan ocular ultrasound, eMedicine from webMD. Updated January 2009. Disponible en www.emedicine.medscape.com/article/1228865-overview.)

raciones ecográficas aún se realizan en planos 2D (aunque desde el punto de vista técnico, se trata de ecografía 3D, pues consta de profundidad, anchura y tiempo). El vídeo no suele incluirse en la mayoría de los artículos publicados sobre ecografía y las imágenes 3D son relativamente infrecuentes. Por tanto, los lectores de la bibliografía no suelen encontrar estas imágenes más que en los suplementos en línea³⁸. Hasta el momento, se han publicado pocos trabajos sobre el uso de ecografía 3D en la exploración de nervios o músculos.

Doppler color

Muchos ecógrafos tienen la capacidad de mostrar el movimiento tisular y el flujo sanguíneo utilizando el efecto Doppler³, consistente en un cambio de la frecuencia del sonido reflejado en un objeto en movimiento (similar al tono más agudo del silbato de un tren cuando se aproxima y más grave cuando se aleja). Los ecos de retorno presentan

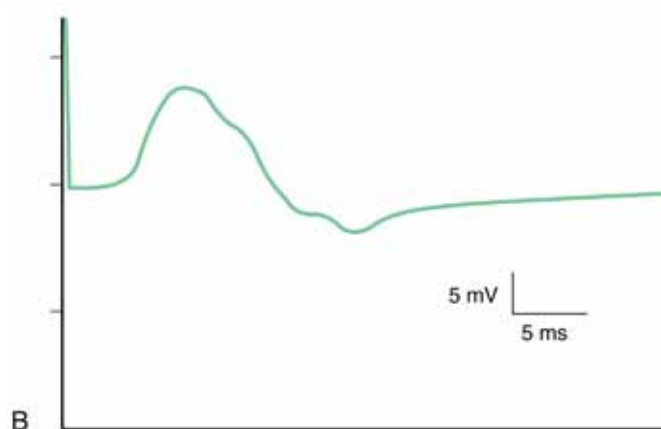
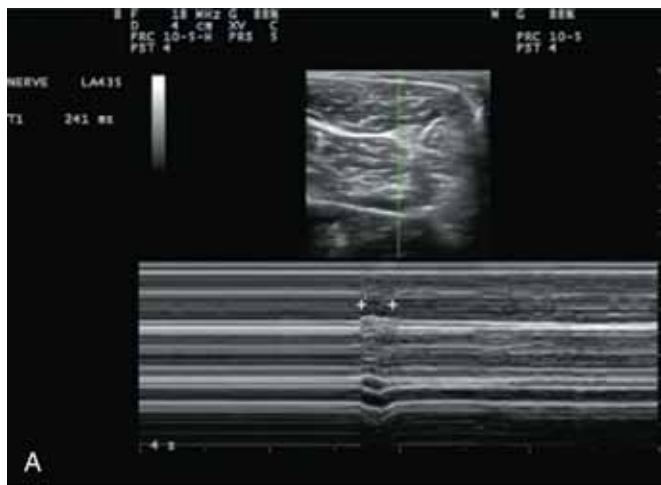


Fig. 1.20. **A**, Imagen transversal en modo B del tibial anterior en un punto equidistante entre la rodilla y el tobillo. La línea vertical fina verde en esta imagen se utilizó para crear la imagen de modo M de la parte inferior, que muestra los cambios en esta única línea como modificaciones musculares a lo largo del tiempo. Los signos + marcan el inicio de un potencial de acción compuesto obtenido por una estimulación supramáxima del nervio peroneo en la cabeza del peroné. La duración de la contracción mecánica real del músculo es de 241 ms, que es mucho más prolongada que la duración del potencial de acción muscular compuesto, y sólo refleja la cronología de los cambios eléctricos a través de la membrana. Obsérvese también que el desplazamiento máximo del músculo (tiempo máximo de contracción) se produce unos 71 ms después del inicio. **B**, Potencial de acción muscular compuesto del mismo músculo registrado tras la estimulación del nervio peroneo en la cabeza del peroné y con los electrodos de superficie situados sobre el plano de esta imagen. Obsérvese la diferencia llamativa de duración; con la ecografía, la duración es de 241 ms, mientras que con los estudios de conducción nerviosa es de 10 ms, lo que muestra la diferencia entre el comportamiento mecánico y eléctrico del músculo.

un efecto similar. Los principios del Doppler se usan, por ejemplo, para generar los mecanismos temporales de los sistemas de apertura de las puertas correderas automáticas de cristal.

La física de la ecografía Doppler es complicada y sus detalles se escapan al ámbito de este libro, porque hasta el momento se han publicado pocos artículos sobre el flujo sanguíneo o el movimiento tisular en los nervios o músculos. Sin embargo, es un área que presentará una probable expansión en el campo de la ecografía neuromuscular. Al principio, gran parte del interés por el Doppler color se dirigió hacia la detección de las anomalías del flujo sanguíneo, con el fin de identificar las oclusiones críticas o las oclusiones inminentes de los vasos principales. En lo referente a la ecografía neuromuscular, resulta que la mayoría de la información está codificada

por representaciones de Doppler de flujo en color bidimensional o de Doppler-energía (*power-Doppler*). Al explorar los tejidos, como un nervio, en busca de un aumento del flujo sanguíneo, suele ser útil utilizar el Doppler-energía. Este tipo de ecografía presenta menos contaminación por ruido y es mejor para detectar el flujo lento y visualizar los vasos más pequeños o más profundos que la ecografía Doppler-espectral. Los resultados de las representaciones de Doppler-energía son sobre todo cualitativos y pueden variar un poco entre los distintos ecógrafos. Sin embargo, estas representaciones proporcionan un método simple y fiable para evaluar la presencia o ausencia de cambios de la vascularización tisular. Hay que destacar que la ecografía en color permite codificar la información en términos de matiz y saturación además del brillo (luminancia), por lo que la representación en color permite codificar una información útil que no está disponible en la ecografía con una simple escala de grises. La tecnología Doppler del futuro puede ayudar a evaluar la contracción muscular y el movimiento de los nervios. Los lectores que deseen profundizar en sus conocimientos sobre la ecografía Doppler color pueden consultar el libro de Frederick Kremkau como punto de partida de gran utilidad³.

Almacenamiento y manipulación de la imagen

Muchos instrumentos modernos pueden almacenar la imagen final y permitir manipulaciones de posprocesado³. En su forma más sencilla, se trata de anotaciones (flechas y texto) y mediciones de distancia, pero muchos aparatos pueden modificar aún más la representación cambiando otras características, como la escala de grises y la compresión. Estas propiedades son útiles para el mantenimiento de registros y en investigación.

Cuantificación de los hallazgos ecográficos

Dimensiones espaciales del tejido

Los ecógrafos son ideales para medir variables espaciales, como el grosor, anchura, profundidad, área y volumen. La resolución entre estructuras adyacentes que consigue la ecografía es más precisa que la lograda con TC o RM, y todos los aparatos están diseñados para que la medición de los parámetros espaciales sea sencilla y rápida. En la práctica, se pueden utilizar unas pocas mediciones lineales simples de estructuras, como los riñones para estimar el volumen renal basándose en fórmulas determinadas en estudios con cadáveres⁸, pero aún hay que desarrollar fórmulas similares para los músculos o los nervios. Hay que hacer algunas advertencias respecto a las mediciones lineales. La primera es que las mediciones de profundidad se basan en la velocidad del sonido en los tejidos, que varía ligeramente entre los distintos tipos tisulares. Las mediciones de anchura dependen de la suposición de que las ondas ecográficas se transmiten a través del tejido en línea recta, aunque se produce refracción cuando el sonido atraviesa planos tisulares con distinta impedancia acústica (como el músculo y la grasa). En el cálculo de volúmenes, cualquier error lineal de medición se magnifica al multiplicar la anchura, longitud y profundidad, lo que debería corregirse si se comparan las mediciones de volumen mediante ecografía con las obtenidas por TC o RM. Por tanto, el error de medición en la ecografía es menor y, en cierta medida, predecible. La comprensión de la física de la ecografía puede ser útil para abordar estos mínimos errores si lo indica la clínica.

Cuantificación del movimiento tisular

Aunque la ecografía proporciona estimaciones precisas del movimiento de la sangre en el sistema cardiovascular con facilidad y rapidez³, los movimientos de los tejidos sólidos no se calculan



Fig. 1.21. Ejemplo de una imagen tridimensional (3D), disponible en la actualidad de forma rutinaria para mostrar la anatomía de superficie detallada de un feto. En la práctica, la ecografía 3D es más informativa para las estructuras rodeadas de líquido o rellenas de líquido. La tecnología sigue evolucionando. (De Wladimiroff JW, Eik-Nes SH, editores: *Ultrasound in Obstetrics and Gynaecology*, Edimburgo, Reino Unido, Elsevier.)

de un modo sencillo³⁹. Esto no implica necesariamente que el movimiento tisular sea más difícil de medir que el de la sangre, sino que refleja los años de ingeniería invertidos en la tecnología ecográfica para el estudio de la hemodinámica. Aunque los cálculos basados en la ecografía del flujo de sangre no son mediciones exactas, son lo bastante fiables como para usarlos de forma rutinaria en la toma de decisiones clínicas. Los nervios y los músculos se mueven (fasciculaciones, fibrilaciones, subluxación o deslizamiento de nervios) de modo que aún hay que desarrollar formas estándar de medir estos movimientos. En ocasiones se utilizan escalas de evaluación descriptivas que pueden ser fiables, incluso aunque no estén validadas por completo. Sin embargo, la investigación en este campo está progresando y en el futuro puede que se estandaricen más mediciones cuantitativas del movimiento de músculos y nervios utilizando tecnología como la ecografía Doppler en color de los tejidos.

Cuantificación de la ecogenicidad

Desde que Heckmatt y Dubowitz⁴⁰ describieron el aumento de la ecogenicidad de los músculos afectados en la distrofia muscular de Duchenne hace 30 años, los investigadores han intentado encontrar modos de medir la ecogenicidad. A pesar de las mejoras sustanciales de los aparatos logradas en las últimas tres décadas, la cuantificación de la ecogenicidad sigue siendo problemática. Las razones de esto se relacionan con la confrontación existente entre el uso de la ecografía para optimizar la estética de la imagen y su uso para medir los parámetros físicos del tejido insonado. Las gafas de sol antideslumbramiento son una analogía útil. Estas gafas reducen la percepción de la intensidad luminosa total (deslumbramiento) en el entorno para mejorar la capacidad de ver los objetos; la mayoría de los usuarios considera que es útil lograr un compromiso de ambos parámetros. Se ha logrado un compromiso similar con los aparatos actuales de ecografía, pero esta estrategia tiene sus inconvenientes.

Los aparatos de ecografía están diseñados para maximizar el reconocimiento de los tejidos y el diagnóstico. El reconocimiento se define como una sensación de que algo percibido se ha percibido ya antes. Esta definición es similar a lo que suele significar el diagnóstico, en el que va implícito que se ha visto un patrón de enfermedad previamente. Aunque parecería que la cuantificación de los aspectos físicos del entorno debería ser simultánea a su reconocimiento o su percepción, no es en absoluto equivalente. Esta distinción supone el núcleo de toda una disciplina, la psicología de la Gestalt, que explora la naturaleza del reconocimiento. En el mundo de la experiencia humana, los aspectos cuantificables

de la sensación están separados de los aspectos más subjetivos de la percepción:

«Las variables de la discriminación sensorial son radicalmente distintas de las variables de la discriminación perceptiva. Las primeras se consideran dimensiones, como la cualidad, intensidad, extensión y duración, dimensiones del matiz, el brillo y la saturación, el tono, la intensidad y el timbre, la presión, el calor, el frío y el dolor. Las últimas son dimensiones del entorno, las variables de fenómenos y de superficies, planos, objetos, de otros animales, e incluso de símbolos. La percepción implica un significado, mientras que la sensación no. Ver una mancha de color no es ver un objeto, ni ver la forma de un color es lo mismo que ver la forma de un objeto. Ver una mancha más oscura no es ver la sombra de un objeto... tener un sabor salado no es probar la sal... sentir un dolor local no es sentir el pinchazo de una aguja, ni sentir calor sobre la piel no es sentir el sol bañando nuestra piel.»

J. J. Gibson⁴¹

Los ecógrafos se han diseñado para maximizar la discriminación perceptiva, no la discriminación sensorial pura. Por su diseño, este proceso sacrifica la precisión de la representación de la ecogenicidad tisular cuando afecta a la precisión de la percepción. En cierto modo, el ojo humano sacrifica la discriminación del brillo debido al diseño del reflejo pupilar, que contrae o dilata la pupila para minimizar los efectos distractores de los cambios de la iluminación ambiental. Además, algunas variables visuales cuantificables tienen más relevancia que otras en la vida diaria. Por ejemplo, la discriminación de tamaño suele tener más relevancia que la discriminación de brillo. Una variación de 10 veces del brillo ambiental, que se produce con frecuencia debido a la presencia de nubes, influye poco en la conducta, pero una variación de esa magnitud en el tamaño de un primate cercano provoca una atención inmediata (fig. 1.22).

Los distintos ecógrafos utilizan algoritmos diferentes para relacionar el brillo representado con la ecogenicidad, aunque sin que exista una estandarización al respecto entre los aparatos. Sólo en los instrumentos de modo A usados para las exploraciones oftalmológicas ha habido un intento por parte de los fabricantes para cumplir un estándar ecográfico al respecto. Sin duda, el brillo también se manipula con facilidad por el ángulo de insonación (v. Anisotropía tisular más adelante), los ajustes de ganancia o potencia, los ajustes de compensación de la ganancia temporal y la selección de las frecuencias del transductor. Otro factor que complica aún más la representación del brillo es la influencia que los

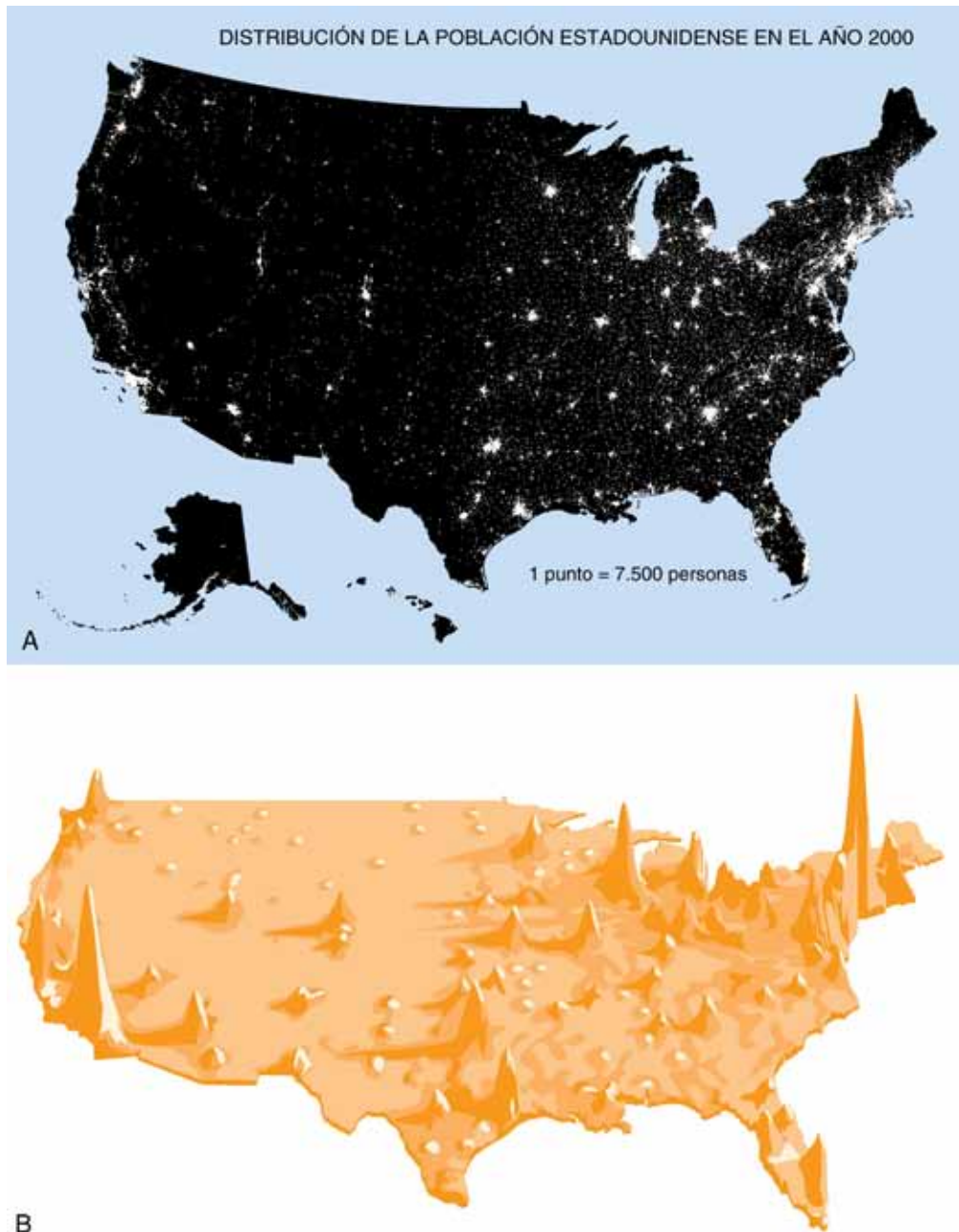


Fig. 1.22. Dos tipos distintos de mapas de densidad de población. **A**, Este es un mapa en modo B, donde se muestra la densidad de población como una manifestación del brillo. El problema expuesto en el texto se aprecia con facilidad en esta imagen, porque es difícil determinar cuál de las siguientes ciudades tiene la máxima densidad de población: Atlanta, Chicago, Minneapolis o Dallas. **B**, Mapa de relieve que muestra los mismos datos representados en términos de altura. Aquí es posible distinguir con facilidad los niveles de densidad de población en las distintas ciudades y observar con claridad que Nueva York tiene la máxima densidad de población con gran diferencia de todas las ciudades representadas. El ojo humano simplemente está mejor diseñado para analizar proporciones de altura que de brillo.

parámetros tisulares tienen sobre la representación de brillo; las capas más gruesas de grasa, piel o los tejidos suprayacentes alterarán necesariamente la intensidad de los ecos de retorno provenientes de una estructura profunda, y es difícil compensar con precisión estos efectos. Debido a la multiplicidad de estas variables, la representación de la ecogenicidad se ha usado para aumentar sobre todo la resolución en lugar de como medida de la intensidad de los ecos de retorno.

Resulta interesante comprobar que el problema de amplitud/intensidad tiene una contrapartida en el electrodiagnóstico. Los

cambios de la amplitud de las señales registradas eléctricamente en un nervio o músculo tienden a transmitir mucha menos información que los cambios de su perfil temporal. Por ejemplo, la colocación de electrodos de superficie o de aguja tiene importantes efectos sobre la amplitud⁴. Unos ligeros movimientos de los electrodos de superficie pueden modificar los potenciales de acción musculares compuestos un 50% o más, mientras que unos ligeros movimientos de las agujas de EMG producen unos cambios aún más marcados del potencial de acción de la unidad motora. Estos movimientos tienen unos efectos relativamente pequeños sobre las latencias,



Fig. 1.23. Imágenes transversales del nervio mediano en la muñeca. **A,** Imagen en la que el ángulo de insonación del transductor está muy ligeramente desviado de la vertical. En esta situación, los tendones son hipoeoicos en comparación con el nervio. En la derecha, el transductor es perpendicular a los tendones en la muñeca; en este caso son hiperecoicos en comparación con el nervio mediano. **B,** Gráfica en modo M (mostrada en la imagen superior, dividida por una *línea verde delgada*) a medida que el transductor se mueve del plano casi perpendicular (imagen superior izquierda), a través del plano perpendicular (imagen superior derecha) y fuera de la perpendicular en la otra dirección, tras lo que se invierte el movimiento y se vuelve a la perpendicular en tres ocasiones. Obsérvese que el nervio presenta una cierta anisotropía pues es ligeramente más brillante cuando el transductor está perpendicular, pero la diferencia con los tendones es mucho más llamativa. La tendencia del ojo humano a realzar el contraste dificulta ver la anisotropía del nervio en la imagen en modo B (**A**) al contrario que en la imagen en modo M (**B**).

velocidades de conducción, duraciones o intervalos interpotencial⁴, parámetros que están a salvo de esta variación aleatoria y que tienen más probabilidades de transmitir información significativa sobre la patología que las amplitudes de la señal. Además, la selección de los distintos ajustes de filtrado, el grosor de la piel y la grasa interpuestas, o incluso los cambios direccionales de los electrodos de aguja, tienen claras influencias sobre las amplitudes registradas, de un modo parecido a lo que sucede en la ecografía. Los aparatos de electrodiagnóstico están diseñados para medir amplitudes (intensidad) con más precisión que los ecógrafos, pero de hecho, incluso cuando la amplitud se mide con exactitud, no es tan informativa como los datos temporales.

El problema del brillo en ecografía depende del diseño del aparato. Es posible diseñar los ecógrafos para que midan y registren con fiabilidad variables como la ecogenicidad de un modo estandarizado, pero hasta que exista una evidencia adecuada para sugerir que esto tenga relevancia clínica, no será un objetivo. El desarrollo del Doppler color y del análisis del flujo sanguíneo fue una tarea más complicada. El problema del brillo en ecografía es una limitación aceptada de la tecnología actual, pero el hecho de que pocas veces sea un tema de debate o de controversia no debería implicar que la investigación e improvisación futuras sobre este campo vaya a ser infructuosa.

Artefactos

La ecografía se asocia a diversos artefactos, muchos de los cuales son evidentes per se, y algunos provocan problemas significativos a la hora de interpretar las imágenes. Es útil identificar y poner nombre a algunos de los artefactos más frecuentes para facilitar el manejo del aparato y realizar descripciones precisas de la imagen.

Anisotropía tisular

La anisotropía tisular puede provocar un artefacto aparente, pero en realidad, resulta ser más bien un aspecto bastante útil de la ecografía. Cada tejido es distinto en cuanto al modo en el que refleja la luz. Algunos producen una retrodispersión mucho mayor³ (fig. 1.23; v. también la fig. 1.15) y otros actúan más como espejos, reflejando casi todo el

sonido incidente en un ángulo igual al ángulo de incidencia respecto al eje central. Los tejidos que tienen niveles elevados de retrodispersión presentan una anisotropía baja y tienden a tener un aspecto igual con independencia del ángulo del sonido incidente, mientras que los tejidos que actúan más como un reflector puro y que tienen una anisotropía elevada presentan un aspecto mucho más brillante cuando el transductor es perpendicular y mucho más oscuro en caso contrario. A diferencia de las imágenes rutinarias de RM o TC, en las que la fuente direccional de energía para crear la imagen es relativamente constante, en la ecografía, unos cambios sutiles del ángulo de incidencia del transductor ponen de manifiesto variaciones de la anisotropía tisular (v. fig. 3.4), que pueden ayudar a distinguir entre distintos tipos de tejidos adyacentes, como tendones (alta anisotropía) y nervios (baja anisotropía). Esta relación se muestra en la figura 1.23. Los ecografistas experimentados utilizan estas modificaciones del ángulo del transductor para conseguir una retroalimentación útil entre el ojo y la mano, la cual no sólo ayuda a evaluar los tejidos, sino que también sirve para interpretar los elementos que están reflejando el sonido.

Sombreado

Otros artefactos se deben a la atenuación de la señal. Un ejemplo clásico es lo que sucede con los tejidos calcificados, como las arterias calcificadas. Estos tejidos no transmiten ningún sonido ni lo reflejan de vuelta al transductor, y tampoco provocan su retrodispersión en otras direcciones. Por tanto, no se observan ecos de retorno de las estructuras profundas al tejido calcificado, sino que aparece una sombra con bordes lineales³. Las sombras son útiles, porque pocos cambios en los tejidos son lo bastante densos para que se produzcan, y llaman la atención de inmediato sobre la existencia de patología (v. fig. 1.16).

Realce

El realce es el fenómeno inverso del sombreado. Algunas estructuras, como los quistes, no generan ecos y transmiten casi toda la energía sonora que se pasa a su través (v. tabla 1.2). Esto tiende a hacer que las estructuras que están justo profundas respecto al quiste aparezcan más brillantes³. Esto se debe a que el ecógrafo está programado para esperar una cierta pérdida de energía sonora

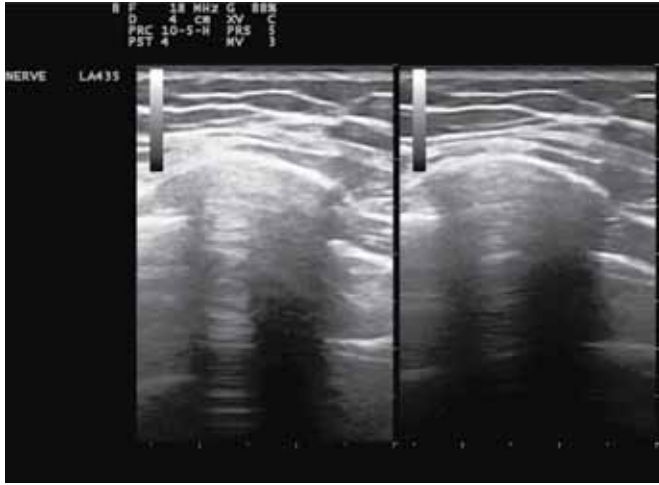


Fig. 1.24. Imagen transversal del radio tomada a nivel del punto medio del antebrazo. En la izquierda, la imagen se ha obtenido con un transductor de 18MHz, y en la derecha, con uno de 10MHz. Obsérvense la series de pequeñas reflexiones lineales por debajo del borde óseo, que representan reflexiones seriadas del sonido alejándose del transductor y después del hueso. Se observan más líneas con un espaciado más estrecho en la izquierda, debido a la mayor frecuencia del transductor y a la presencia de múltiples reflectores superficiales. El artefacto es sensible al ángulo del transductor porque si se mantiene justo fuera de la perpendicular al hueso, los ecos sonoros se reflejan alejándose del transductor.

cuando ésta atraviesa el tejido y si esto no ocurre, el mecanismo por defecto del aparato muestra el resultado como un realce distal. La identificación de este fenómeno es útil para extraer conclusiones sobre el tejido situado por encima del realce. Un aumento de la ecogenicidad en una zona profunda respecto a una estructura suscita la posibilidad de que ésta sea un quiste o un elemento vascular (v. fig. 1.17). La ecografía Doppler-color suele ser útil para distinguir entre el líquido estático en un quiste y el flujo sanguíneo lento, como sucede en las malformaciones arteriovenosas o pseudoaneurismas. Esta distinción es muy útil antes de efectuar una aspiración con aguja de una lesión sospechosa de ser un quiste.

Otros artefactos

El artefacto de reverberación se produce cuando el transductor o alguna estructura tisular superficial actúa como reflector del sonido (fig. 1.24)³. El efecto, que es similar a mirar a un espejo tríplico, provoca la aparición de múltiples imágenes de una reflexión equidistantes. Esto tiene una apariencia clara de artefacto y suele ser fácil de identificar. Otros tipos de artefactos también suelen ser evidentes per se. Al igual que ocurre con las ilusiones ópticas estudiadas por los psicólogos, la comprensión de los artefactos ecográficos puede aumentar la apreciación práctica de la mecánica de la representación ecográfica.

Consideraciones prácticas respecto a la ecografía neuromuscular

Selección de un ecógrafo con vistas a su compra

Casi cualquier persona que utiliza o que quiera utilizar la ecografía se interesa por los puntos fuertes y débiles de los aparatos comercializados. Debido a que su precio oscila entre 20.000 y 200.000 dólares, este interés parece justificado. Esta parte del capítulo hace hincapié en las distintas características disponibles a nivel comercial de los aparatos que pueden influir en las decisiones de compra.

Coste

Hay dos factores que tienden a determinar el coste de un ecógrafo. El primero es la calidad de imagen y el segundo es el rango de funciones. Los aparatos más caros tienden a proporcionar imágenes de alta calidad y cuentan con un elevado rango de funciones. En la ecografía neuromuscular, es probable que la calidad de imagen de las estructuras superficiales de los tejidos blandos sea la característica de mayor utilidad. Las capacidades de análisis del flujo sanguíneo mediante Doppler color son secundarias, aunque es posible que sean un herramienta relevante, como se ilustrará en capítulos posteriores. El rango de frecuencias, la ecografía 3D, unas pantallas de gran tamaño, la ergonomía, los calentadores del gel, los transductores múltiples, las capacidades de posprocesado y la portabilidad tienen menos interés, pero pueden ser relevantes para las necesidades de usuarios individuales. No es fácil que los ecografistas principiantes conozcan del todo las necesidades exactas que tienen respecto al ecógrafo, por lo que alquilar un aparato nuevo o comprar uno de segunda mano puede resultar útil a la hora de familiarizarse con la tecnología y puede ayudar a orientar una compra posterior. Con fines contables, se supone que la mayoría de los aparatos tienen al menos 4 años de uso efectivo, aunque muchos de ellos siguen siendo útiles durante varios años más. La tecnología ecográfica avanza a un ritmo moderado, y la inversión en la tecnología más apropiada es fundamental. Realizar una exploración ecográfica requiere tiempo y un aparato mejor aumenta la eficacia, la precisión y mejora la asistencia al paciente, factores que deben tenerse en cuenta en su justa medida a la hora de decidir cómo realizar la inversión.

Los fabricantes de aparatos de ecografía van de las grandes corporaciones multinacionales (General Electric) a las compañías de tamaño medio (Esaote) y también hay varias empresas de menor tamaño. Las compañías más grandes compiten en la fabricación de instrumentos multiuso de alta gama con múltiples características, mientras que las de menor tamaño tienden a centrarse en nichos de mercado, donde la competición es menos intensa y donde es más probable que haya innovaciones en el futuro. Las compañías más grandes siguen en ocasiones la evolución de las empresas más pequeñas que compiten en los nichos de mercado y al final acaban comprando a la que logra triunfar. El desarrollo de productos es continuo en las nuevas áreas de la ecografía, por lo que prestar atención a los fabricantes más nuevos y estar familiarizado con los fundamentos de los equipos es esencial a la hora de comprar un aparato de ecografía neuromuscular.

Asistencia técnica y formación

Para los usuarios principiantes en especial y para todos en general, la accesibilidad al servicio de asistencia técnica y la profesionalidad de los representantes de las empresas fabricantes son factores que deben tenerse en cuenta al elegir un ecógrafo. Los médicos que ejercen en centros grandes o académicos suelen tener contacto con un fabricante que ya está presente en su hospital, lo que supone un buen punto de partida para empezar a mirar ecógrafos. Un representante que ya esté establecido tiende a estar disponible y tener una posición sólida que le permite hacer descuentos en el aparato u ofrecer ecógrafos en alquiler o de segunda mano. También proporciona un estándar con el que comparar otras posibles marcas (y representantes). Por el contrario, un representante poco satisfactorio puede causar dificultades que obstaculicen el aprovechamiento de muchas de las ventajas técnicas disponibles en un aparato, por lo que este aspecto de la compra de un ecógrafo no debe pasarse por alto. Hay que observar que, en la actualidad, muy pocos representantes conocen las características de la ecografía neuromuscular y su formación les ayudará a mostrar los aspectos

de los aparatos que son más relevantes para los pacientes de esta especialidad.

Tamaño del ecógrafo

El tamaño del aparato es problemático, porque los instrumentos más voluminosos ocupan más espacio, generan más calor y es difícil utilizarlos fuera de una localización central. Si el ecografista pretende compartir el aparato con otro usuario, o usarlo fuera de su localización habitual, el tamaño es incluso más problemático. Por motivos prácticos, los médicos que deseen utilizar la ecografía y que también realicen EMG y ENC querrán acceder con facilidad al aparato en el laboratorio de EMG. Esta fácil disponibilidad es fundamental sobre todo para los nuevos usuarios, porque es difícil resistir la tentación de aceptar las limitaciones del electrodiagnóstico si hay que esperar para utilizar la ecografía. Un aspecto especialmente útil es el uso de una batería portátil, de modo que el ecógrafo no tenga que volver a enchufarse e inicializarse cuando se traslada entre las consultas. Cualquier factor que retrase el dominio de la curva de aprendizaje inicial de la ecografía diferirá la recuperación de la inversión de tiempo y recursos en el aparato, por lo que es fundamental lograr que el ecógrafo sea accesible. Las pantallas más grandes o brillantes de algunos ecógrafos pueden tener interés en ocasiones, sobre todo si se utilizan en la docencia de residentes o becarios. La calidad y la resolución de la imagen son más relevantes que el tamaño de la pantalla y muchos aparatos modernos tienen puertos para conectar un proyector LCD que permite emitir imágenes en conferencias docentes. Las características ergonómicas son más fáciles de diseñar en los aparatos más grandes y tienen relevancia cuando se hace un uso repetitivo del ecógrafo.

Formación de los técnicos de EMG en ecografía

Rara vez un ecografista experimentado que no sea médico realiza ecografías neuromusculares de entrada, porque este campo no suele aparecer en la mayoría de los programas de formación o en las prácticas de radiología. Por otra parte, estos profesionales aportan su capacitación en el manejo de los aparatos. Sin embargo, debido a que los técnicos ecografistas están entre los mejor pagados en medicina clínica, esta ayuda tiene un precio. En mi experiencia personal, los técnicos de electrodiagnóstico pueden formarse para realizar ecografías en casos comunes de neuropatía por atrapamiento. Además aprenden con rapidez gracias a su capacidad para correlacionar los hallazgos electrodiagnósticos con los resultados de los estudios de electrodiagnóstico y a que están acostumbrados al entorno de los pacientes neuromusculares y de los dispositivos que se usan. La ecografía también les permite mejorar en el electrodiagnóstico, porque proporciona una retroalimentación sobre la anatomía de las estructuras que suelen estudiarse. Sin embargo, al igual que con cualquier procedimiento, es igual de necesario que el médico que vaya a interpretar el estudio tenga la suficiente experiencia y formación para poder realizar los procedimientos por sí solo, supervisar la realización de las exploraciones que realiza el técnico, solucionar los problemas técnicos, mantenerse al día de los avances de los aparatos y aplicar los nuevos descubrimientos a medida que se producen.

La American Association of Neuromuscular and Electrodiagnostic Medicine (AANEM) está elaborando unos estándares de formación adecuados para los médicos que deseen realizar ecografía neuromuscular⁴².

Seguridad

La ecografía es la prueba de imagen más segura en la actualidad y son pocos, o ninguno, los casos descritos de lesiones debidas a esta técnica³. Se trata del procedimiento de imagen estándar para la

exploración fetal. El riesgo teórico de la ecografía se relaciona con su capacidad de calentar los tejidos. Quizá el tejido más vulnerable a los ultrasonidos sea el ojo⁴³⁻⁴⁵. Se pueden inducir cataratas incluso con ráfagas muy breves de ultrasonidos de alta intensidad. La ecografía del nervio óptico requiere que el ecografista tenga mucha experiencia con el aparato adecuado para este procedimiento y con sus riesgos. Se dispone de sondas de temperatura o hidrófonos para medir los incrementos de calor en los tejidos y la energía sonora ambiental para quienes deseen cuantificar los efectos térmicos de la ecografía.

¿Quién debería comprar un ecógrafo?

Este libro hace hincapié en el papel de la ecografía en la evaluación de diversos trastornos neuromusculares habituales. Cualquiera médico que ejerza la medicina electrodiagnóstica, o que trate a pacientes con problemas neuromusculares comunes, probablemente mejorará la atención de éstos si adquiere un aparato y aprende a utilizarlo. La ecografía no sólo es útil para identificar la patología neuromuscular, sino que también puede detectar enfermedades musculoesqueléticas en pacientes en quienes los estudios electrodiagnósticos sean normales. Los profesionales que tengan la responsabilidad de formar a estudiantes o residentes observarán que un ecógrafo aumenta de forma significativa su comprensión de la anatomía local y estimula el interés por la patología. Mi experiencia personal en mi laboratorio académico de electrodiagnóstico ha demostrado que la ecografía ha ayudado a los residentes a aprender el electrodiagnóstico de un modo más flexible y menos memorístico, además de aumentar su capacidad de participar en procedimientos intervencionistas como la inyección de toxina botulínica o de esteroides. La capacidad de tener un acceso fácil al aparato cuando se ve a los pacientes que podrían beneficiarse de la ecografía, así como la disponibilidad de una cantidad de tiempo y de interés para que el médico domine la curva de aprendizaje son fundamentales (fig. 1.25). Debido a que la calidad de los ecógrafos cada vez es mayor y al rápido desarrollo de la tecnología de imagen, es probable que las pruebas de imagen desempeñen un papel cada vez más relevante en el diagnóstico y tratamiento de los pacientes en el futuro, por lo que la experiencia con la ecografía será de incalculable valor para fomentar un mejor uso e interpretación de las tecnologías de imagen más sofisticadas como la tomografía por emisión de positrones (PET), RM o TC. Debido al precio actual y a las ventajas de los ecógrafos, los médicos interesados en la ecografía neuromuscular no deberían diferir la incorporación de esta tecnología en su práctica clínica.

Conclusión

Al igual que la EMG, la ecografía es una tecnología activa e inquisitiva. Existen diferencias drásticas entre mirar una imagen fija en una pantalla y realizar un estudio en tiempo real. Esto se debe en parte al movimiento del transductor y a la retroalimentación cinestésica que se produce a la hora de sujetarlo, elementos que contribuyen a nuestra capacidad de elaborar la visión. La imagen que vemos cuando se realiza una ecografía es más que una serie de píxeles más brillantes y más oscuros en nuestra retina, pues se trata de una reconstrucción cerebral cortical del espacio elaborada a partir de una serie de múltiples ángulos y movimientos del transductor y del tejido. Los estudios del modo en el que el ser humano visualiza una estructura compleja, como la cara, revelan que consiste en un mosaico de múltiples movimientos oculares que no captan una única imagen, sino múltiples visiones de cerca y de conjunto del elemento completo⁴⁶. Felipe Fernandez-Armesto⁴⁷, en su obra *Truth, A History and Guide for the Perplexed*, utiliza una metáfora



Fig. 1.25. Imagen que muestra la facilidad de la transición de la electromiografía (EMG) a la ecografía en la asistencia a los pacientes y la formación del personal del centro.

lirica al respecto que expresa el proceso con elocuencia. Aunque en ella habla sobre la visión del pasado, sus palabras también pueden aplicarse a la exploración ecográfica:

«He intentado adoptar múltiples perspectivas, ver el pasado desde múltiples puntos de vista más cercanos a los fenómenos. En lo que respecta a la historia, es como una ninfa que se vislumbra entre las hojas de los árboles mientras se baña: cuanto más se cambie de perspectiva, más se revela de su imagen. Si quieres verla por completo, tendrás que moverte y adoptar muchos puntos de vista diferentes.»

De hecho, la ecografía consiste justo en eso: reconstruir un concepto multidimensional desde muchos puntos de vista. A diferencia de la TC o la RM, en las que estos puntos de vista están predeterminados y se basan sólo en imágenes estáticas, la ecografía proporciona una visión adaptable de estructuras móviles desde cualquier perspectiva que escoja el ecografista. Quienes deseen aunar esta libertad con su capacidad mental e imaginación serán aquellos que contribuirán al máximo en la atención a sus pacientes y en la evolución de este campo.

Bibliografía

- Hughes HC. *Sensory exoticia, a world beyond human experience*, Boston, 2001, MIT Press.
- Brandt WE: *The core curriculum: ultrasound*, Philadelphia. Lippincott, 2001, Williams & Wilkins.
- Kremkau FW: *Diagnostic ultrasound: principles and instruments*, St. Louis, 2002, Saunders.
- Kimura J: *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice*, New York, 2001, Oxford.
- Lee JT, Fang TD, White RA: Applications of intravascular ultrasound in the treatment of peripheral occlusive disease, *Semin Vasc Surg* 19:139-144, 2006.
- Papadakis EP. *Ultrasonic instruments and devices: reference for modern instrumentation*, San Diego, Calif, 1999, Academic Press.
- Ng J, Rohling R, Lawrence PD: Automatic measurement of human subcutaneous fat with ultrasound, *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control Soc* 56:1642-1653, 2009.
- Grant M, Baxter PSS: *Ultrasound of the urogenital system*, New York, 2006, Thieme.
- Duck FA, Baker AC, Starrit SH: *Ultrasound in medicine*, London, 1998, Institute of Physics (IOP).
- Maruvada S, Shung KK, Wang SH: High-frequency backscatter and attenuation measurements of selected bovine tissues between 10 and 30 MHz, *Ultrasound Med Biol* 26:1043-1049, 2000.
- Bushong SC, Archer BR: *Diagnostic ultrasound*, St. Louis, 1991, Mosby Yearbook.
- Christopher Rowland Hill JCBGH: *Physical principles of medical ultrasonics*, Hoboken, NJ, 2004, Wiley.
- Draper DO, Quillen WS: *Therapeutic modalities in rehabilitation*, New York, 2005, McGraw-Hill.
- Al-Kurdi D, Bell-Syer SE, Flemming K: Therapeutic ultrasound for venous leg ulcers, *Cochrane Database Syst Rev*(1), 2010: CD001180.
- Baba-Akbari SA, Flemming K, Cullum NA, Wollina U: Therapeutic ultrasound for pressure ulcers, *Cochrane Database Syst Rev* 3, 2006: CD001275.
- Baker KG, Robertson VJ, Duck FA: A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects, *Phys Ther* 81:1351-1358, 2001.
- Laing ST, McPherson DD: Cardiovascular therapeutic uses of targeted ultrasound contrast agents, *Cardiovasc Res* 83:626-635, 2009.
- Robertson VJ, Baker KG: A review of therapeutic ultrasound: effectiveness studies, *Phys Ther* 81:1339-1350, 2001.
- Speed CA: Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions, *Rheumatology (Oxford)* 40:1331-1336, 2001.
- Batavia M: Contraindications for superficial heat and therapeutic ultrasound: do sources agree? *Arch Phys Med Rehabil* 85:1006-1012, 2004.
- Karshafian R, Bevan PD, Williams R, et al: Sonoporation by ultrasound-activated microbubble contrast agents: effect of acoustic exposure parameters on cell membrane permeability and cell viability, *Ultrasound Med Biol* 35:847-860, 2009.
- Stride E: Physical principles of microbubbles for ultrasound imaging and therapy, *Cerebrovasc Dis* 27(2(Suppl)):1-13, 2009.
- O'Neill BE, Vo H, Angstadt M, et al: Pulsed high intensity focused ultrasound mediated nanoparticle delivery: mechanisms and efficacy in murine muscle, *Ultrasound Med Biol* 35:416-424, 2009.
- Liu HL, Chen WS, Chen JS, et al: Cavitation-enhanced ultrasound thermal therapy by combined low- and high-frequency ultrasound exposure, *Ultrasound Med Biol* 32:759-767, 2006.
- Pitt WG, Hussein GA, Staples BJ: Ultrasonic drug delivery: a general review, *Expert Opin Drug Deliv* 1:37-56, 2004.
- Busse JW, Kaur J, Mollon B, et al: Low intensity pulsed ultrasonography for fractures: systematic review of randomised controlled trials, *BMJ*, 2009, 338:b351.
- Lerner A, Stein H, Soudry M: Compound high-energy limb fractures with delayed union: our experience with adjuvant ultrasound stimulation (exogen), *Ultrasonics* 42:915-917, 2004.
- Nussbaum E: The influence of ultrasound on healing tissues, *J Hand Ther* 11:140-147, 1998.
- Rantanen J, Thorsson O, Wollmer P, et al: Effects of therapeutic ultrasound on the regeneration of skeletal myofibers after experimental muscle injury, *Am J Sports Med* 27:54-59, 1999.
- Hoskins P: *Diagnostic ultrasound: physics and equipment*, London, 2002, Greenwich Medical.
- Szabo TL: *Diagnostic ultrasound imaging inside out*, Burlington, Mass, 2004, Elsevier.
- Zhao S, Kruse DE, Ferrara KW, Dayton PA: Selective imaging of adherent targeted ultrasound contrast agents, *Phys Med Biol* 52:2055-2072, 2007.
- Zheng H, Kruse DE, Stephens DN, et al: A sensitive ultrasonic imaging method for targeted contrast microbubble detection, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* : 5290-5293, 2008.
- Walker FO: Neuromuscular ultrasound, *Neurol Clin* 22:563-590, 2004.
- van Baalen A, Stephani U: Fibrillation, fibrillation, and fasciculation: say what you see, *Clin Neurophysiol* 118:1418-1420, 2007.
- Stevens SS: On the psychophysical law, *Psychol Rev* 64:153-181, 1957.
- Byrne SF, Green RL: *Ultrasound of the eye and orbit*, Philadelphia, 2002, Mosby.

38. Marek T, Zelizko M, Kautzner J. Images in cardiovascular medicine: real-time 3-dimensional transesophageal echocardiography imaging: adult patent ductus arteriosus before and after transcatheter closure, *Circulation* 120:e92-e93, 2009.
39. Coppieters MW, Hough AD, Dilley A: Different nerve-gliding exercises induce different magnitudes of median nerve longitudinal excursion: an in vivo study using dynamic ultrasound imaging, *J Orthop Sports Phys Ther* 39:164-171, 2009.
40. Heckmatt JZ, Dubowitz V, Leeman S: Detection of pathological change in dystrophic muscle with B-scan ultrasound imaging, *Lancet* 1:1389-1390, 1980.
41. Gibson JJ: The useful dimensions of sensitivity, *Amer Psychol* 18:1-15, 1963.
42. Walker FO, Alter KE, Boon AJ: Qualifications for practitioners of neuromuscular ultrasound: position statement of the American Association of Neuromuscular and Electrodiagnostic Medicine, *Muscle Nerve* 42:442-444, 2010.
43. Silverman RH, Lizzi FL, Ursea BG, et al: Safety levels for exposure of cornea and lens to very high-frequency ultrasound, *J Ultrasound Med* 20:979-986, 2001.
44. Coleman DJ, Lizzi FL, Jakobiec FA: Therapeutic ultrasound in the production of ocular lesions, *Am J Ophthalmol* 86:185-192, 1978.
45. Barnett SB, Rott HD, Ter Haar GR, et al: The sensitivity of biological tissue to ultrasound, *Ultrasound Med Biol* 23:805-812, 1997.
46. Kano F, Tomonaga M: How chimpanzees look at pictures: a comparative eye-tracking study, *Proc Biol Sci* 276:1949-1955, 2009.
47. Fernandez-Armesto F: *Truth, a history and guide for the perplexed*, New York, 1997, St. Martin's Press.