

Principios físicos básicos del ultrasonido

Carlos Pineda Villaseñor,* Mónica Macías Palacios,**
 Araceli Bernal González***

* Dirección de Investigación.

** Diplomado de Ecografía Musculoesquelética y Articular.

*** Laboratorio de Ultrasonido Musculoesquelético y Articular.

Instituto Nacional de Rehabilitación.

Dirección para correspondencia
 Carlos Pineda Villaseñor
 Teléfono 59 99-10 00 ext. 13227
 E-mail: cpineda@inr.gob.mx

Este artículo puede ser consultado
 en versión completa en:

<http://www.medigraphic.com/rid>

Palabras clave: Ecografía, ultrasonido musculoesquelético y articular, principios físicos.

Key words: *Ecography, musculoskeletal and articular ultrasound, physical principles.*

Resumen

El ultrasonido o ecografía es una técnica de imagen, no invasiva y accesible que permite la evaluación del sistema musculoesquelético en tiempo real, con la ventaja de examinar las articulaciones de forma dinámica sin someter al paciente a radiación ionizante. Tiene la desventaja de ser dependiente del operador, el cual debe tener un amplio conocimiento de los principios físicos del ultrasonido, estar familiarizado con la sonoanatomía de los tejidos y de la anatomía musculoesquelética. Estos conocimientos son deseables para el especialista en padecimientos musculoesqueléticos para interpretar adecuadamente los estudios ecográficos y así evitar diagnósticos erróneos y procedimientos innecesarios. En la presente revisión se analizan los principios básicos de la ecografía y del sistema musculoesquelético.

Abstract

Ultrasound is a non invasive, and accessible imaging technique that allows an accurate evaluation of the musculoskeletal system in real time, with the additional advantage of examining the joints in a dynamic way without the risk of radiation. It has the disadvantage of being operator dependant. A deep knowledge of the physical principles of ultrasonography is necessary. This knowledge is desirable to the specialist in musculoskeletal conditions, so that ecographic studies can be accurately interpreted. In the present review, the basic principles of ecography are analyzed.

Introducción

Con el fin de comprender e interpretar adecuadamente un estudio de ultrasonido (US) es necesario contar con un bagaje de conocimientos básicos acerca de los principios físicos involucrados en la generación de imágenes por este método diagnóstico. El US es una técnica de imagen basada en la emisión y la recepción de ondas sonoras, cuya frecuencia está por encima de la capacidad del oído humano para percibir las.

Características físicas del ultrasonido

Definiciones

SONIDO

Es la sensación percibida con el órgano del oído producida por la vibración que se propaga en un medio elástico en forma de ondas.

El US se define, entonces, como una serie de ondas mecánicas, generalmente longitudinales, originadas por la vibración de un cuerpo elástico (cristal piezoeléctrico) y propagadas por un medio material (tejidos corporales), cuya frecuencia supera a la del sonido audible por el humano: 20,000 ciclos/segundo o 20 kilohercios (20 KHz).

Algunos de los parámetros que se utilizan a menudo en US son: frecuencia, velocidad de propagación, interacción del US con los tejidos, ángulo de incidencia-atenuación y frecuencia de repetición de pulsos. A continuación se describen brevemente cada una de estas variables.

FRECUENCIA

La frecuencia de una onda de US consiste en el número de ciclos o de cambios de presión que ocurren en un segundo. La frecuencia la cuantificamos en ciclos por segundo o hercios. La frecuencia está determinada

por la fuente emisora del sonido y por el medio a través del cual está viajando.

El US es un sonido cuya frecuencia se ubica por arriba de 20 KHz (*Figura 1*). Las frecuencias que se utilizan en medicina para fines de diagnóstico clínico están comprendidas más frecuentemente en el rango de 2-30 MHz. Las frecuencias altas (30 MHz) se usan para estructuras superficiales; por ejemplo, para valorar la piel, ojos y estructuras vasculares por vía de cateterización; para fines experimentales se manejan frecuencias superiores a 50-200 MHz.¹

VELOCIDAD DE PROPAGACIÓN

Es la velocidad en la que el sonido viaja a través de un tejido y se considera en promedio de 1,540 m/s para los tejidos blandos.

La velocidad de propagación del sonido varía dependiendo del tipo y características del material por el que atraviese. Los factores que determinan la velocidad del sonido a través de una sustancia son la densidad y la compresibilidad, estos dos términos se refieren a la cantidad y distancia de las moléculas, respectivamente: la velocidad es inversamente proporcional a la compresibilidad, es decir, las moléculas en los tejidos más compresibles están muy separadas, por lo que transmiten el sonido más lentamente, por lo tanto los materiales con mayor densidad y menor compresibilidad transmitirán el sonido a una mayor velocidad. Esta velocidad varía en cada tejido; por ejemplo, en la grasa, las ondas sonoras se mueven lentamente, mientras que en el aire, la velocidad de propagación es tan lenta que las

estructuras que lo contienen no pueden ser evaluadas por ultrasonido.²

INTERACCIÓN CON LOS TEJIDOS

Cuando la energía acústica interactúa con los tejidos corporales, las moléculas tisulares son estimuladas y la energía se transmite de una molécula a otra adyacente.

La energía acústica se mueve a través de los tejidos mediante ondas longitudinales y las moléculas del medio de transmisión oscilan en la misma dirección. Estas ondas sonoras corresponden básicamente a la rarefacción y compresión periódica del medio en el cual se desplazan (*Figura 2*). La distancia de una compresión a la siguiente (distancia entre picos de la onda sinusal) constituye la longitud de onda (λ), la cual se obtiene al dividir la velocidad de propagación entre la frecuencia. El número de veces que se comprime una molécula es la frecuencia (f) y se expresa en ciclos por segundo o hercios.

Cuando una onda de US atraviesa un tejido suceden una serie de hechos; entre ellos, la reflexión o rebote de los haces ultrasónicos hacia el transductor, que es llamado «eco». Una reflexión ocurre en el límite o interfase entre dos materiales y provee la



Figura 1. Espectro de vibraciones acústicas, la gama de frecuencias audibles por el oído humano ocupa un porcentaje muy bajo. A su vez, las vibraciones ultrasónicas forman parte de este espectro.

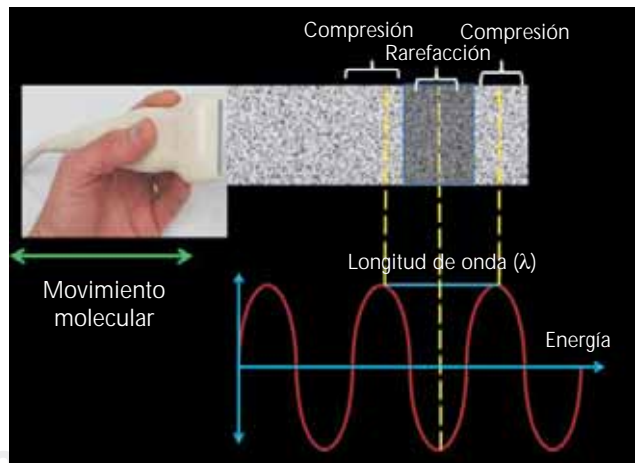


Figura 2. Compresión y rarefacción. La energía acústica se mueve mediante ondas longitudinales a través de los tejidos; las moléculas del medio de transmisión oscilan en la misma dirección que la onda sonora. Estas ondas sonoras corresponden a la rarefacción y compresión periódica del medio en el cual se desplazan. La distancia de una compresión a la siguiente (distancia entre picos de la onda sinusal) constituye la longitud de onda (λ).

evidencia de que un material es diferente a otro. Esta propiedad es conocida como impedancia acústica y es el producto de la densidad y velocidad de propagación.² El contacto de dos materiales con diferente impedancia acústica da lugar a una interfase entre ellos (Figura 3). Así es como tenemos que la impedancia (Z) es igual al producto de la densidad (D) de un medio por la velocidad (V) del sonido en dicho medio: $Z = VD$.

Cuando dos materiales tienen la misma impedancia acústica, este límite no produce un eco. Si la diferencia en la impedancia acústica es pequeña, se producirá un eco débil. Por otro lado, si la diferencia es amplia, se producirá un eco fuerte y si es muy grande, se reflejará todo el haz de ultrasonido. En los tejidos blandos la amplitud de un eco producido en la interfase entre dos tejidos representa un pequeño porcentaje de las amplitudes incidentes. Cuando se emplea la escala de grises, las reflexiones más intensas o ecos reflejados se observan en tono blanco (hiperecoicos) y las más débiles en diversos tonos de gris (hipoecoicos) y cuando no hay reflexiones en negro (anecoico).

ÁNGULO DE INCIDENCIA

La intensidad con la que un haz de ultrasonido se refleja dependerá también del ángulo de incidencia o insonación (de manera similar a como lo hace la luz en un espejo). La reflexión es máxima cuando la onda sonora incide de forma perpendicular a la interfase entre dos tejidos. Si el haz ultrasónico se aleja sólo unos



Figura 3. Al entrar en contacto con dos tejidos de diferente impedancia acústica, una parte de la onda acústica emitida por el transductor se refleja como eco, y la otra parte se trasmite por el tejido. [Modificado de: Aldrich J. Basic physics of ultrasound imaging. Crit Care Med 2007; 35 (Supp I): S131-7.]

cuantos grados de la perpendicular, el sonido reflejado no regresará al centro de la fuente emisora y será tan sólo detectado parcialmente, o bien, no será detectado por la fuente receptora (transductor) (Figura 4).

ATENUACIÓN

Mientras las ondas ultrasónicas se propagan a través de las diferentes interfases tisulares, la energía ultrasónica pierde potencia y su intensidad disminuye progresivamente a medida que inciden estructuras más profundas (circunstancia conocida como atenuación y puede ser secundaria a la absorción o dispersión). La absorción involucra la transformación de la energía mecánica en calor; mientras que la dispersión consiste en la desviación de la dirección de propagación de la energía. Los líquidos son considerados como no atenuadores; el hueso es un importante atenuador mediante absorción y dispersión de la energía, mientras que el aire absorbe de forma potente y dispersa la energía en todas las direcciones.

FRECUENCIA DE REPETICIÓN DE PULSOS

La energía eléctrica que llega al transductor estimula los cristales piezoeléctricos allí contenidos y éstos emiten pulsos de ultrasonidos, de tal forma que el transductor no emite ultrasonidos de forma continua sino que genera grupos o ciclos de ultrasonidos a manera de pulsos. Lo que el transductor hace es al-

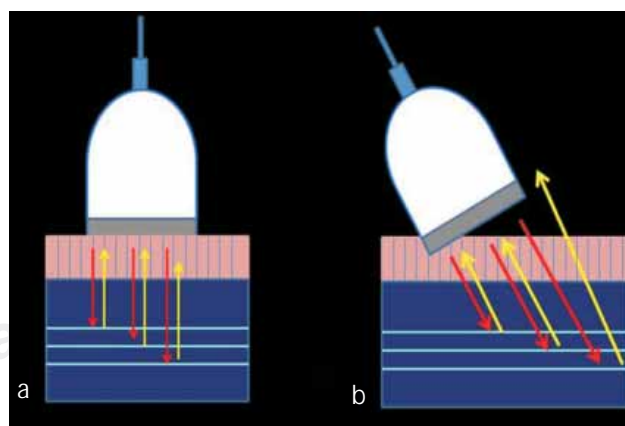


Figura 4. En la imagen a) se esquematiza la forma que inciden y se reflejan los ecos en un tejido a un ángulo de 90°. En la imagen b) se muestra un ángulo de incidencia diferente a 90° produciendo que no todos los ecos se reflejen al transductor, y además una mala imagen ecográfica.

ternar dos fases: emisión de ultrasonidos-recepción de ecos-emisión de ultrasonidos-recepción de ecos, y así sucesivamente. La frecuencia con la que el generador produce pulsos eléctricos en un segundo se llama frecuencia de repetición de pulsos y es mejor conocida por sus siglas en inglés «PRF» y es igual a la frecuencia de repetición de pulsos de ultrasonidos (número de veces que los cristales del transductor son estimulados por segundo). La PRF, por lo tanto, determina el intervalo de tiempo entre las dos fases: emisión y recepción de los ultrasonidos. Este intervalo de tiempo debe ser el adecuado para que de manera coordinada un pulso de ultrasonido alcance un punto determinado en profundidad y vuelva en forma de eco al transductor antes de que se emita el siguiente pulso. El PRF depende entonces de la profundidad de la imagen y suele variar entre 1,000 y 10,000 KHz.

Cada uno de los pulsos recibidos y digitalizados pasan a la memoria gráfica, se ordenan, se procesan y son presentados en forma de puntos brillantes en el monitor; en éste se emiten secuencias de al menos 20 barridos tomográficos por segundo para ser visualizados en tiempo real.

RESOLUCIÓN

Es la habilidad de distinguir las diferentes partículas que reflejan el ultrasonido. Los diferentes tejidos localizados cerca proporcionan reflexiones individuales. La resolución se refiere a la nitidez y al detalle de la imagen. En ecografía, la resolución depende de dos características inherentes a la agudeza visual: el detalle y el contraste. La resolución lineal determina qué tan lejanos se ven dos cuerpos reflejados y debe ser tal que se puedan discriminar como puntos separados. La resolución de contraste determina la diferencia de amplitud que deben tener dos ecos antes de ser asignados a diferentes niveles de gris.

ESCALA DE GRISES

Las estructuras corporales están formadas por distintos tejidos, lo que da lugar a múltiples interfases que originan, en imagen digital, la escala de grises.

El elemento orgánico que mejor transmite los ultrasonidos es el agua, por lo que ésta produce una imagen ultrasonográfica anecoica (negra). En general, los tejidos muy celulares son hipoecoicos, dado su alto contenido de agua, mientras que los tejidos fibrosos son hiperecoicos, debido al mayor número de interfases presentes en ellos.

Transductores

Un transductor es un dispositivo capaz de transformar o convertir un determinado tipo de energía de entrada en otra de diferente a la salida. En el caso de los transductores de ultrasonido, la energía ultrasónica se genera en el transductor que contiene a los cristales piezoeléctricos. Éstos poseen la capacidad de transformar la energía eléctrica en sonido y viceversa, de tal manera que el transductor o sonda actúa como emisor y receptor de ultrasonidos (*Figura 5*).

La circonita de plomo con titanio es una cerámica usada frecuentemente como cristal piezoeléctrico y constituye el alma del transductor; recientemente se desarrollaron polímeros piezoeléctricos como polivinilideno (PVDF) y trifluoroetileno (TrFE) que han demostrado ser útiles para la producción de frecuencias altas (> 100 MHz). Existen varios tipos de transductores que difieren tan sólo en la manera en que están dispuestos sus componentes. Los transductores *sectoriales* tienen una ventana pequeña; por ejemplo, para la visualización de las costillas, con un ángulo de escaneo ancho; los *convexos* tienen un amplio campo a distancia, con un tamaño de ventana adecuado y los

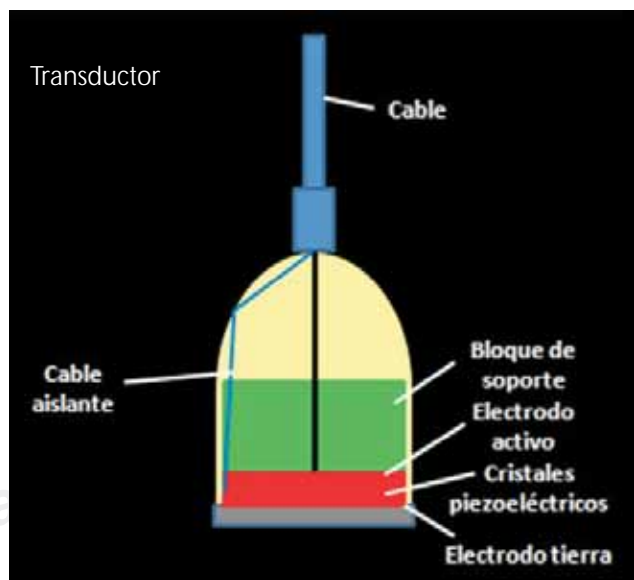


Figura 5. Al transmitirse el impulso eléctrico a los cristales, éstos vibran de manera proporcional a la potencia de la electricidad dentro del transductor creando ondas similares al sonido dentro de una campana [Modificado de: Aldrich J. Basic physics of ultrasound imaging. Crit Care Med 2007; 35 (Suppl 1): S131-7.]

lineales se caracterizan por tener un amplio plano de contacto, ideal para pequeñas estructuras (Figura 6). Estos últimos son los más frecuentemente empleados en la ultrasonografía musculoesquelética, se componen de un número variable de cristales piezoeléctricos (usualmente de 64 a 256) que se disponen de forma rectangular, se sitúan uno frente al otro y funcionan en grupos, de modo que al ser estimulados eléctricamente producen o emiten simultáneamente un haz ultrasónico.^{3,4}

Creación de la imagen

Las imágenes ecográficas están formadas por una matriz de elementos fotográficos. Las imágenes en escala de grises están generadas por la visualización de los ecos, regresando al transductor como elementos fotográficos (píxeles). Su brillo dependerá de la intensidad del eco que es captado por el transductor en su viaje de retorno.

El transductor se coloca sobre la superficie corporal del paciente a través de una capa de gel para eliminar el aire entre las superficies (transductor-piel). Un circuito transmisor aplica un pulso eléctrico de pequeño voltaje a los electrodos del cristal piezoeléctrico. Éste empieza a vibrar y transmite un haz ultrasónico de corta duración, el cual se propaga dentro del paciente, donde es parcialmente reflejado y transmitido por los tejidos o interfases tisulares que encuentra a su paso. La energía reflejada regresa al transductor y produce

vibraciones en el cristal, las cuales son transformadas en corriente eléctrica por el cristal y después son amplificadas y procesadas para transformarse en imágenes (Figura 7).

El circuito receptor puede determinar la amplitud de la onda sonora de retorno y el tiempo de transmisión total, ya que rastrea tanto cuando se transmite como cuando retorna. Conociendo el tiempo del recorrido se puede calcular la profundidad del tejido refractante usando la constante de 1,540 metros/segundo como velocidad del sonido. La amplitud de la onda sonora de retorno determina la gama o tonalidad de gris que deberá asignarse. Los ecos muy débiles dan una sombra cercana al negro dentro de la escala de grises, mientras que los ecos potentes dan una sombra cercana al blanco.³⁻⁵

Modalidades de la ecografía

Existen tres modos básicos de presentar las imágenes ecográficas. El **modo A** o de **amplitud**, que es el que se empleó inicialmente para distinguir entre estructuras quísticas y sólidas y se utilizó para representar gráficamente una señal. Hoy en día es excepcionalmente empleado, salvo para comprobar los parámetros técnicos viendo la amplitud a distintas profundidades.

El **modo M** se emplea para las estructuras en **movimiento** como el corazón; se realiza una representación gráfica de la señal, la amplitud es el eje vertical, y el tiempo y la profundidad son el eje horizontal.



Figura 6. Se muestran diferentes tipos de transductores: **a)** Transductor sectorial; **b)** Transductor convexo; **c)** Transductor lineal.

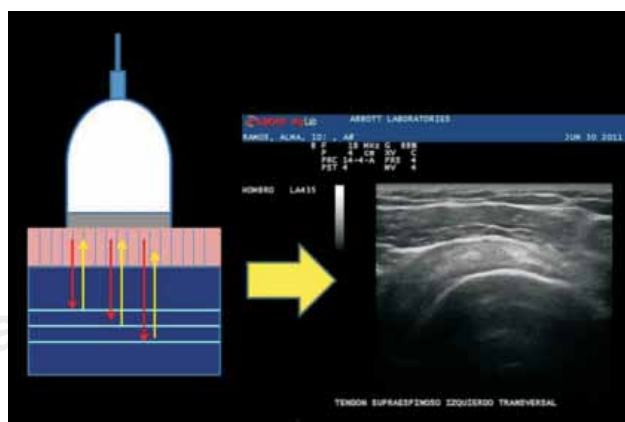


Figura 7. Un haz ultrasónico se propaga de un medio a otro, mientras que un pequeño porcentaje es reflejado a manera de «eco» y llega al transductor (receptor), en donde se transforma en una pequeña onda de voltaje que mediante un complejo proceso electrónico se transforma en una imagen en la pantalla.

El **modo B** es la representación pictórica de la suma de los ecos en diferentes direcciones (axial, lateral), favoreciendo que el equipo reconozca la posición espacial y la dirección del haz (*Figura 8*). Las señales de eco detectadas son procesadas y transmitidas a luminosidad, lo que resulta en un brillo. Las estructuras con mayor reflejo aparecen más brillantes que las estructuras con menos reflejo. Ésta es la modalidad empleada en todos los equipos de ecografía en tiempo real y se trata de una imagen bidimensional estática.⁴

Imagen en tiempo real: es el modo B dinámico, se obtiene en varias imágenes por segundo (aproximadamente 28 imágenes/seg). Es el modo ultrasonográfico más utilizado en medicina.

Ecografía Doppler

El principio básico radica en la observación de cómo la frecuencia de un haz ultrasónico se altera cuando a su paso se encuentra con un objeto en movimiento (eritrocitos o flujo sanguíneo). La frecuencia aumenta

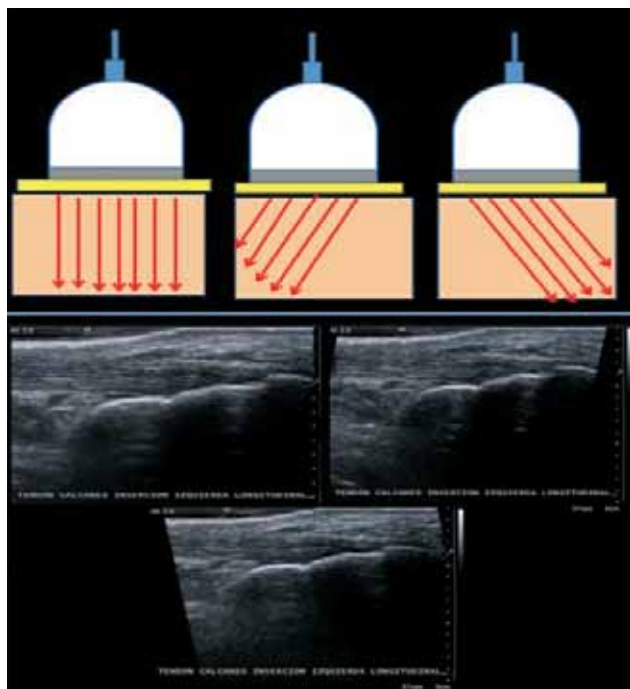


Figura 8. En la imagen superior se esquematizan los haces lineales en diferentes direcciones en una imagen convencional del modo B del ultrasonido; en la imagen inferior se observa el modo B en la inserción del tendón calcáneo izquierdo, proyección longitudinal.

cuando el emisor y reflector se acercan, y disminuye cuando éstos se alejan. El equipo detecta la diferencia entre la frecuencia del haz emitido y la frecuencia del haz reflejado (frecuencia Doppler).

Estos sistemas ofrecen información acerca del flujo del campo o área de interés; detectan y procesan la amplitud, fase y frecuencia de los ecos recibidos con imágenes en modo B. La ecografía Doppler es una técnica adecuada en la evaluación ultrasonográfica de las enfermedades del sistema musculoesquelético. Así, la inflamación asociada a procesos reumáticos origina un aumento en el flujo vascular o hiperemia tisular que es demostrable por ecografía Doppler. La información obtenida mediante la técnica de Doppler puede presentarse de dos formas diferentes: en **Doppler color** se muestran las estructuras en movimiento en una gama de color. Se representan tanto la velocidad como la dirección del flujo sanguíneo. Tradicionalmente el flujo que se acerca a la sonda se colorea en rojo (arterial) y el que se aleja en azul (venoso). La intensidad del color traduce el grado de cambio de frecuencia y la magnitud de la velocidad del flujo (*Figura 9*). El Doppler color también depende del ángulo de insonación, por lo que éste debe ser adecuado para detectar el flujo. Esta técnica no puede detectar el flujo cuando es perpendicular al haz de ultrasonidos.^{6,7}

Por otro lado, el **Doppler de poder**, también denominado de potencia o de energía, muestra tan sólo la magnitud del flujo y es mucho más sensible a los flujos lentos. A diferencia de la ultrasonografía vascular en la aplicación musculoesquelética, la información sobre la velocidad y dirección del flujo es de menos utilidad; por lo tanto, el Doppler de poder generalmente resulta ser una técnica más utilizada en el aparato locomotor que la de Doppler color. El Doppler de poder es más sensible para detectar los ecos en zonas de baja perfusión, lo cual es su principal ventaja (*Figura 10*). Sin embargo, hoy en día los equipos de alta gama tienen un Doppler de color muy sensible y la diferencia entre ambas técnicas es cada vez menos marcada.^{8,9}

Otro sistema es el **Doppler pulsado** que consta de un elemento transductor que emite y recibe sonido. Esto permite calcular la profundidad, que viene dada por el tiempo que tarda el eco en volver. El sonido se envía en ráfagas cortas y se detiene durante un corto intervalo en el que el sistema espera el eco de retorno.

El **Doppler Duplex** consiste en una combinación de imágenes en tiempo real con la velocidad y corrección de ángulos del sistema Doppler, este sistema se utiliza en las vasculitis como la arteritis temporal para detectar estenosis.

Parámetros del Doppler para mejorar la visualización de estructuras musculoesqueléticas como las articulaciones:

- Filtro de pared: este valor establece el mínimo cambio de frecuencia Doppler que se puede presentar y permite eliminar el ruido debido al movimiento de las paredes vasculares y los tejidos. Los filtros bajos reducen el ruido y eliminan las señales que quedan fuera del rango de las frecuencias de interés. Los filtros altos se emplean para eliminar las señales Doppler que tienen su origen en el movimiento pulsátil de las paredes vasculares. Los filtros de pared más bajos se utilizan para el flujo venoso y los flujos lentos, mientras que los filtros altos se emplean en las arterias.

- Repetición de los pulsos de frecuencia: 0.5-1.0 KHz, la frecuencia más baja de repetición del pulso y la mayor caja de color podrían resaltar las imágenes.
- Frecuencia de escala de grises: se sugieren frecuencias altas para mejorar la resolución espacial, cerca de 12 MHz para la muñeca y dedos, menor para estructuras más profundas.
- Frecuencia de Doppler de color o poder: para muñeca y dedos se sugieren frecuencias de 8 MHz, más bajas para estructuras más profundas.
- Brillo: una escala de grises muy brillante puede reducir la sensibilidad de las señales de color.
- Ganancia del color: el ajuste de la ganancia de color debe ser justo por debajo del nivel que conduce la aparición de artefactos.



Figura 9. Ultrasonido Doppler de color. Imagen longitudinal del tendón flexor del cuarto dedo a nivel de metacarpofalángica.

Se puede consultar a color en versión electrónica en: www.medigraphic.com/rid

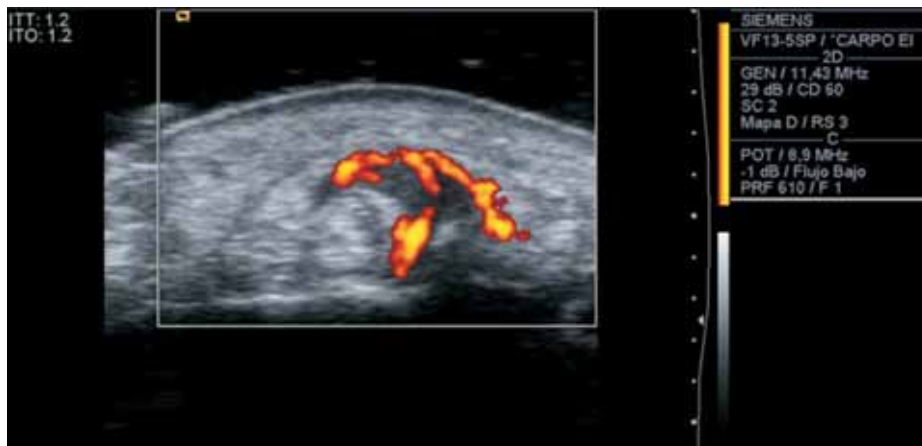


Figura 10. Ultrasonido Doppler de poder. Proyección transversal del segundo compartimento dorsal de la mano (tendones: extensor corto y largo del carpo) en donde se observa señal Doppler de poder en la vaina de los tendones.

- Tamaño de la caja de color: ésta debe ser lo suficientemente grande como para cubrir todas las áreas visibles de una articulación.

Equipo

Un equipo de alta resolución y buena calidad es indispensable para la exploración del sistema musculoesquelético y articular. La elección del transductor dependerá del tipo de estudio por realizar. Los transductores lineales de alta frecuencia (7 a 18 MHz) son adecuados para demostrar las estructuras anatómicas localizadas superficialmente, como algunos tendones, ligamentos y pequeñas articulaciones. En contraste, los transductores de baja frecuencia (3-5 MHz) son los preferidos para articulaciones grandes y profundas, como la coxofemoral.

En US existe una interrelación constante entre la resolución de la imagen y la profundidad a la que penetran las ondas del ultrasonido. Los transductores de alta frecuencia proveen de una mejor resolución espacial, aunque poseen poca penetración, a diferencia de los transductores de baja frecuencia. El tamaño de la «huella» del transductor (superficie del transductor en contacto con la piel) es también un factor importante en el examen ultrasonográfico; por ejemplo, los transductores con una «huella» grande son inadecuados para visualizar de manera completa articulaciones pequeñas como las interfalángicas, ya que el transductor no puede ser manipulado satisfactoriamente y la superficie de contacto entre el transductor y la región anatómica examinada están desproporcionados, condicionando grandes áreas de transductor sin contacto tisular. En la ecografía musculoesquelética se requiere de equipos de alta resolución, capaces de definir estructuras muy pequeñas, como la inserción distal de un tendón extensor de los dedos, la mínima cantidad de líquido normalmente presente en una bursa o el cartílago de las pequeñas articulaciones metacarpofalángicas.¹⁰⁻¹²

Recomendaciones técnicas

1. Un tejido puede observarse con mejor definición ecográfica si el haz ultrasónico incide de forma perpendicular a las interfases del tejido, por lo que es necesario el empleo de transductores lineales para estudiar las estructuras rectilíneas que conforman el sistema musculoesquelético y articular (tendones, ligamentos, etcétera). Ocasionalmente se sugiere el empleo de transductores convexos

que se adaptan mejor a ciertas áreas anatómicas, como la axila o el hueco poplíteo; sin embargo, implica adquirir un transductor adicional, con costo elevado y al que se dará poco uso.¹³

2. Algunos ecógrafos tienen el equipamiento para incrementar el campo de visión y simular que se emplea una sonda convexa, se les denomina «convexo virtual», ya que electrónicamente amplían el campo de visión de rectangular a trapezoidal.
3. Otra manera de ampliar la visión de la zona anatómica que cubre la sonda es mediante el empleo de la pantalla dividida, la cual se coloca en la parte proximal o inicial de la imagen, en la mitad derecha o izquierda de la pantalla y se hace coincidir el segmento distal o la otra parte de la región anatómica estudiada en la pantalla restante.¹⁴
4. Cada estructura anatómica debe estudiarse de manera rutinaria, por lo menos en el plano longitudinal y transversal (planos ortogonales) respecto al eje mayor de la estructura estudiada y cubriendo toda el área anatómica.¹⁵⁻¹⁸
5. Es recomendable realizar un estudio comparativo con el lado contralateral o supuestamente sano, o al menos con la porción asintomática de la estructura evaluada, con el fin de resaltar y comparar las estructuras normales de las presuntamente patológicas y hacer más claras sus diferencias o similitudes.
6. Las ventanas acústicas son áreas anatómicas en donde la ausencia de estructuras óseas permite que el haz ultrasónico penetre al interior de la articulación, logrando de esta manera evaluar la anatomía intraarticular.
7. El área o zona anatómica de interés debe colocarse al centro de la pantalla.
8. La zona anatómica de mayor interés debe estar contenida entre los puntos focales, que son las áreas de mayor resolución del equipo y que el operador elige tanto su número como su posición dentro de la imagen.
9. Explorar de manera sistematizada las diferentes regiones anatómicas.

Orientación y señalamiento de las imágenes

Es recomendable que las estructuras anatómicas exploradas sean documentadas de manera estandarizada para poder asegurar su reproducibilidad y un mejor entendimiento por aquéllos que no participaron en el proceso de adquisición de las imágenes.

El transductor es utilizado para la adquisición de imágenes en dos dimensiones que se muestran en el monitor o pantalla; las estructuras ubicadas superficial-

mente en proximidad al transductor se muestran en la parte superior de la pantalla y las estructuras más profundas se presentarán en el fondo.

La orientación de las imágenes dependerá de la posición del transductor de manera convencional cuando se examina una estructura en sentido longitudinal el segmento corporal proximal o cefálico se presenta a la izquierda de la pantalla y el segmento distal o caudal a la derecha de la pantalla. En la exploración ecográfica en sentido transversal, la localización izquierda y derecha de la pantalla debe corresponder a la situación anatómica.

Para poder asegurar su presencia, los hallazgos patológicos deben ser documentados en planos ortogonales (longitudinal y transversal). Es habitual marcar en la imagen el nombre y el lado de la estructura explorada; por ejemplo, rodilla derecha, o bien, de manera más específica, tendón rotuliano derecho. Es común señalar la o las estructuras anormales por medio de flechas u otros símbolos, lo que facilita su identificación por el médico no especialista. Mediante el empleo de calibradores se miden las estructuras o zonas de interés en dos ejes (longitudinal y transversal). Estas mediciones aparecerán a un costado o al pie de la imagen con las unidades de medida utilizadas.

Los pictogramas son símbolos que representan diferentes zonas anatómicas y la orientación longitudinal o transversal del transductor. Su empleo es recomendable.

Las zonas focales son áreas de mayor definición dentro de la imagen general. Estos focos son movibles y variables en número, el operador decide cuántos focos requiere y dónde ubicarlos, generalmente se colocan en las zonas de máximo interés.

Técnica dependiente del operador y del equipo

El US es una técnica dependiente del operador y tiene una prolongada curva de aprendizaje. Un buen estudio requiere de una adecuada técnica de adquisición, basada en un profundo conocimiento de la anatomía normal y de la patología en cuestión. Es «fácil» detectar las anomalías cuando conocemos las estructuras anatómicas estudiadas y el tipo de patología que estamos buscando. También es «fácil perderse» si desconocemos la sonoanatomía o no sabemos distinguir los hallazgos patológicos presentes en una estructura.

El principal riesgo del ultrasonido radica en emitir un diagnóstico equivocado, debido a limitaciones técnicas del operador.¹⁹

En resumen, los principios físicos y las técnicas de manejo son esenciales para comprender la naturaleza de los ultrasonidos y sus aplicaciones clínicas, y para adquirir imágenes diagnósticas de alta calidad: los médicos que practican la ecografía deben mejorar y actualizar continuamente sus conocimientos. Una comprensión de las bases físicas que gobiernan el ultrasonido es muy conveniente para que el médico pueda obtener excelentes resultados de esta técnica no invasiva de imagen.

Bibliografía

1. Kossoff G. Basic physics and imaging characteristics of ultrasound. *World J Surg* 2000; 24: 134-42.
2. Aldrich J. Basic physics of ultrasound imaging. *Crit Care Med* 2007; 35: S131-7.
3. Hashimoto BE, Kramer DJ, Witala L. Applications of musculoskeletal sonography. *J Clin Ultrasound* 1999; 27(6): 293-318.
4. Van Holsbeeck MT, Introcaso JH. Physical principles of ultrasound imaging. *Musculoskeletal ultrasound*. 2ª ed., St Louis Missouri, Mosby, 2001: 1-7.
5. Valls O, Hernández JL, Anillo R. Breve revisión de la física aplicada al estudio del aparato locomotor. *Ecografía del aparato locomotor*. La Habana, Cuba, Editorial Ciencias Médicas, 2003: 11-2.
6. Schmidt WA, Backhaus M. What the practicing rheumatologist needs to know about the technical fundamentals of ultrasonography. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2008; 22: 981-99.
7. Rubin JM, Adler RS. Power Doppler expands standard color capability. *Diagnostic Imaging* 1993: 66-69.
8. Gibbon WW. *Musculoskeletal ultrasound*. London, The essentials, Oxford University Press, Greenwich Med; 1996: 66-7.
9. Pineda C, Martínez ZJL. Avances del ultrasonido musculoesquelético y articular. El sonido del futuro para el reumatólogo: el ultrasonido. *Rev Mex Reumatol* 2002; 17 (4): 271-6.
10. Grassi W, Filippucci E. Ultrasonography and the rheumatologist. *Curr Opin Rheumatol*. 2007; 19: 55-60.
11. Lew HL, Chen CP, Wang TG, Chew KT. Introduction to musculoskeletal diagnostic ultrasound: examination of the upper limb. *Am J Phys Med Rehabil* 2007; 86 (4): 310-21.
12. McNally EG. Ultrasound of the small joints of the hands and feet: current status. *Skeletal Radiol* 2007; [Epub ahead of print].
13. Bouffard A, Cho KJ, Cardinal E, Chhem RK: Elbow, Chhem RK, Cardinal E editores. *Guidelines and gamuts in musculoskeletal ultrasound*. New Jersey: John Wiley & Sons, 1999: 73-104.
14. Vargas A, Amescua-Guerra LM, Bernal A, Pineda C. Principios físicos básicos del ultrasonido, sonoana-

- tomía del sistema musculoesquelético y artefactos ecográficos. *Acta Ortop Mex* 2008; 22 (6): 361-73.
15. Naredo E, Johannes B. Becoming a musculoskeletal ultrasonographer. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 2009; 23: 257-67.
 16. Hangiandreou NF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. *Topics in US B-mode US: Basic Concepts and New Technology. Radiographics* 2003; 23: 1019-33.
 17. Schmidt WA. Doppler sonography in rheumatology. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 2004; 18 (6): 827-46.
 18. Schmidt WA. Technology insight: the role of color and power Doppler ultrasonography in rheumatology. *Nature* 2007; 3 (1): 35-42.
 19. Zhou Q, Lau S, Wu D, Shung K. Piezoelectric films for high frequency ultrasonic transducers in biomedical applications. *Prog Mater Sci* 2011; 56 (2): 139-74.