

Principios Físicos Básicos del Ultrasonido

Carlos Pineda V.,¹ Araceli Bernal G.,¹ Rolando Espinosa M.,² Cristina Hernández D.,¹ Norma Marín A.,⁴ Angélica H. Peña A.,² Pedro J. Rodríguez H.,³ Carla Solano A.³

¹Subdirección Investigación Biomédica, Instituto Nacional de Rehabilitación, México, ²Depto. de Reumatología, Instituto Nacional de Rehabilitación, México, ³Universidad Nacional Autónoma de México. Diplomado de Ecografía Musculoesquelética y Articular, ⁴Depto. de Radiología, Instituto Nacional de Rehabilitación, México

Resumen

El ultrasonido es una técnica de imagen sencilla, no invasiva y accesible que permite la evaluación del sistema musculoesquelético en tiempo real, con la ventaja de examinar las articulaciones en forma dinámica; adicionalmente, con la ayuda del Doppler de poder y de color, se pueden evaluar los fenómenos inflamatorios locales, sin someter al paciente a radiación ionizante. Tiene como desventaja ser dependiente del operador, el cual debe tener un amplio conocimiento de los principios físicos del ultrasonido, estar familiarizado con la ecotextura de los tejidos y de la anatomía musculoesquelética. Además es importante que sepa reconocer los fenómenos sonográficos que pueden presentarse como confusores, denominados artefactos. Este cúmulo de conocimientos es deseable para el especialista en padecimientos musculoesqueléticos, para que pueda interpretar adecuadamente los estudios ecográficos, reconocer los artefactos y así evitar diagnósticos erróneos y procedimientos innecesarios. En una serie de tres artículos se analizan los principios físicos básicos de la ecografía, la sonoanatomía del sistema musculoesquelético y los artefactos más comunes encontrados en ecografía. En esta primera entrega analizaremos los principios físicos básicos involucrados en la producción de imágenes ecográficas.

Palabras clave: Ultrasonido, musculoesquelético, principios físicos y tecnológicos.

Summary

Ultrasonography is a simple, non-invasive and accessible imaging technique that allows the evaluation of a variety of musculoskeletal structures in real time. It has the advantage of dynamic assessment of joints, tendons and muscles; furthermore, the presence of an underlying inflammatory phenomenon can be evaluated with power or color Doppler techniques in the same session without radiation exposure. However, it is an operator dependant technique that needs a in-depth knowledge of basic principles of ultrasound, musculoskeletal anatomy and ecostructure. Additionally, it is important to identify and recognize the presence of ultrasound artifacts that can be image confusors. A basic knowledge of ultrasound physics, as well as, sonoanatomy and ultrasound artifacts recognition is essential to understand ultrasound images. This knowledge diminishes the possibilities of misdiagnoses and unnecessary procedures. In a series of three papers, we will analyze the basic principles of ultrasound, musculoskeletal sonoanatomy and finally ultrasonographic artifacts. In the present paper we review the basic physical and technical principles behind ultrasound images.

Key words: Musculoskeletal ultrasound, ultrasound physics and technical principles.

Correspondencia:

Dr. Carlos Pineda V., Subdirector de Investigación Biomédica,
Instituto Nacional de Rehabilitación
Avenida México-Xochimilco 289
Colonia Arenal de Guadalupe, México 14389, México, Distrito Federal
Correo electrónico: carpineda@yahoo.com

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DEL ULTRASONIDO

Con el fin de comprender e interpretar adecuadamente un estudio de ultrasonido (US), resulta necesario contar con un bagaje de conocimientos básicos acerca de los principios físicos involucrados en la generación de imágenes por este método diagnóstico. Esta técnica de imagen está basada en la emisión y recepción de ondas de ultrasonido, y las imágenes se obtienen mediante el procesamiento electrónico de los haces ultrasónicos (ecos) reflejados por las diferentes interfases tisulares y estructuras corporales.

DEFINICIONES

Sonido

Es la sensación percibida en el órgano del oído por una onda mecánica originada por la vibración de un cuerpo elástico y propagado por un medio material.

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 la del sonido audible por el humano: 20.000 ciclos / segundo o 20 kilohercios (20 KHz).⁽¹⁾

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,⁽²⁾ y frecuencia de repetición de pulsos. A continuación se describe 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 hertz. 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. Las frecuencias que se utilizan en Medicina para fines de diagnóstico clínico están comprendidas más frecuentemente en el rango de 2-28 MHz, y con fines experimentales se manejan frecuencias superiores a 50 MHz.

Velocidad de propagación

Es la velocidad en la que el sonido viaja a través de un medio, y se considera típicamente de 1.540 m/sec 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 com-

presibilidad, de tal forma que 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 más 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.^(1,3) Por otro lado, la velocidad es inversamente proporcional a la compresibilidad; las moléculas en los tejidos más compresibles están muy separadas, por lo que transmiten el sonido más lentamente.

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.⁽⁴⁾ Estas ondas sonoras corresponden básicamente a la rarefacción y compresión periódica del medio en el cual se desplazan (Figura 1). La distancia de una compresión a la siguiente (distancia entre picos de la onda sinusal) constituye la longitud de onda (λ), y se obtiene de 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 se sucede una serie de hechos; entre ellos, la reflexión o rebote de los haces ultrasónicos hacia el transductor, que es llamada "eco". Una reflexión ocurre en el límite o interfase entre dos materiales y provee la 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. El contacto de dos materiales con diferente impedancia acústica da lugar a una interfase entre ellos (Figura 2). 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: $Z = VD$.⁽⁵⁾

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 (hiperecocios) y las más débiles, en diversos tonos de gris (hipoecocios) y cuando no hay reflexiones, en negro (anecoicos).

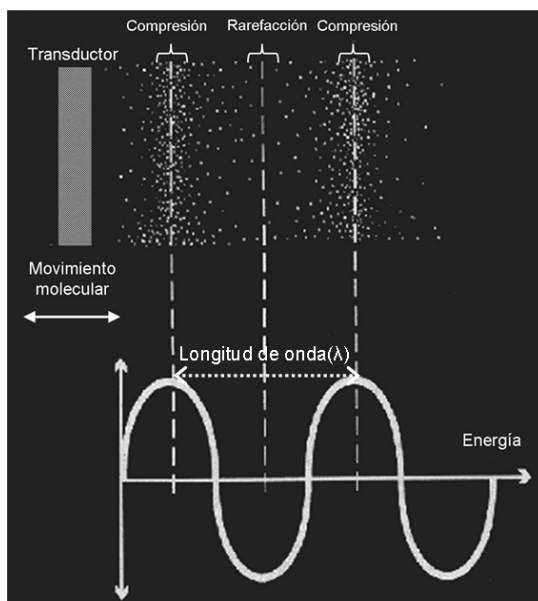


Figura 1. Compresión y rarefacción. La energía acústica se mueve mediante ondas longitudinales a través de los tejidos; las moléculas del medio de transmisión oscilan en la misma dirección que la onda. Estas ondas sonoras corresponden a la rarefacción y compresión periódica del medio en el cual se desplazan. En la figura adicionalmente se esquematiza la longitud de onda.

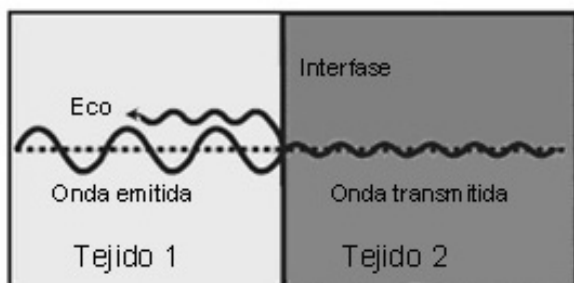


Figura 2. Interacción del US con los tejidos. Al entrar en contacto con dos tejidos de diferente impedancia acústica una parte de la onda acústica emitida por el transductor se refleja como eco; la otra parte se transmite por el tejido. (Modificado de Aldrich J. Basic Physics of Ultrasound Imaging. Crit Care Med 2007; 35 (suppl): S131-7.)

Ángulo de incidencia

La intensidad con la que un haz de ultrasonidos 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 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).

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 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.⁽¹⁾

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 alternar 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 que se emita el siguiente pulso. La 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 pasa a la memoria gráfica, se ordena, procesa y es presentado 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.

TRANSDUCTORES

Un transductor es un dispositivo que transforma el efecto de una causa física, como la presión, la temperatura, la dilatación, la humedad, etc., en otro tipo de señal, normalmente eléctrica.

En el caso de los transductores de ultrasonido, la energía ultrasónica se genera en el transductor, que contiene 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 tanto como emisor y receptor de ultrasonidos⁽⁶⁾ (Figura 3).

La circonita de plomo con titanio es una cerámica usada frecuentemente como cristal piezoeléctrico y constituye el alma del transductor. Existen cuatro tipos básicos de transductores: sectoriales, anulares, de arreglo radial y los lineales; difieren tan sólo en la manera en que están dispuestos sus componentes. Los transductores lineales son los más frecuentemente empleados en ecografía musculoesquelética: se componen de un número variable de cristales piezoeléctricos, usualmente de 64 a 256, que se disponen de forma rectangular y que se sitúan uno frente al otro. Funcionan en grupos, de modo que al ser estimulados eléctricamente producen o emiten simultáneamente un haz ultrasónico.⁽¹⁾

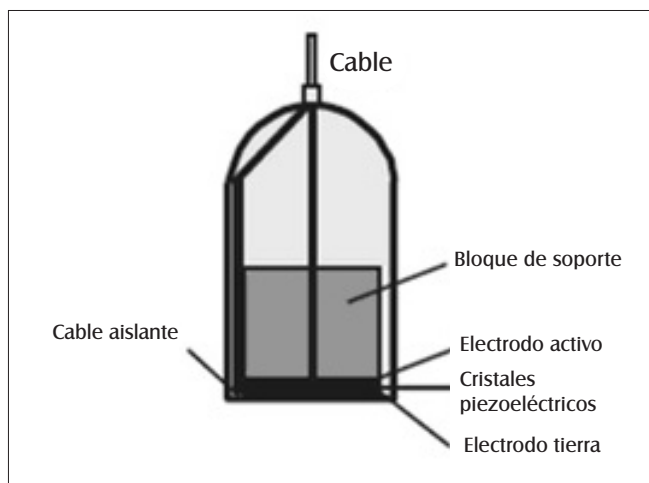


Figura 3. Transductor. Al transmitirse el impulso eléctrico a los cristales éstos vibran de manera proporcional a la potencia de la electricidad dentro del transductor, creando ondas similares a las del sonido dentro de una campana. (Modificado de Aldrich J. Basic Physics of Ultrasound Imaging. Crit Care Med 2007; 35(suppl):S131-7.)

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 convertirse en imágenes.

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 ecos potentes dan una sombra cercana al blanco.

Modalidades de ecografía

Existen tres modos básicos de presentar las imágenes ecográficas. El modo A o de **amplitud** es el que se empleó inicialmente para distinguir entre estructuras quísticas y las sólidas. Hoy en día es excepcionalmente empleado, salvo para comprobar los parámetros técnicos viendo la amplitud a las distintas profundidades. El modo M se emplea con las estructuras en **movimiento**, como el corazón, y muestra la amplitud en el eje vertical, el tiempo y la profundidad en el eje horizontal. El modo B es la representación pictórica de los ecos y es la modalidad empleada en todos los equipos de ecografía en tiempo real.⁽⁶⁾

Ecografía Doppler

Los sistemas de imagen con Doppler color muestran las estructuras en movimiento en una gama de color. Ofrecen información acerca del flujo del campo o área de interés, detectan y procesan la amplitud, fase y frecuencia de los ecos recibidos. El Doppler color indica mediante un código de color tanto la velocidad como la dirección del flujo.

La ecografía Doppler es una técnica adecuada en la evaluación ultrasonográfica de las enfermedades del sistema musculoesquelético. El principio básico de la ecografía Doppler radica en la observación de cómo la frecuencia de un haz ultrasónico se altera cuando en su paso se encuentra con un objeto en movimiento. 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 técnica Doppler puede presentarse de dos formas diferentes: en el Doppler color se representan tanto la velocidad como la dirección de la circulación sanguínea o el movimiento. Tradicionalmente el flujo que se aleja de la sonda se colorea en rojo (arterial) y el que se acerca, en azul (venoso). La intensidad del color traduce el grado de cambio de frecuencia y la magnitud de la velocidad del flujo. El Doppler color también depende del ángulo de insonación; éste debe ser adecuado para detectar el flujo. Esta técnica no puede detectar el flujo cuando es perpendicular al haz de ultrasonidos.⁽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 del Doppler color.^(8,9) La principal ventaja del Doppler de poder es que es más sensible para detectar los ecos en zonas de baja perfusión.⁽¹⁰⁾

Sin embargo, hoy en día los equipos de alta gama tienen un Doppler color muy sensible, y la diferencia entre ambas técnicas es cada vez menos marcada.

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.

Resolución

Acorde a su definición, resolución se refiere a la distinción o separación mayor o menor que puede apreciarse entre dos sucesos u objetos próximos en el espacio o en el tiempo.

La resolución se refiere a la nitidez y el 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 hipoeoicos, dado su alto contenido de agua, mientras que los tejidos fibrosos son hiperecoicos, debido al mayor número de interfases presentes en ellos.

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. Por el contrario, los transductores de baja frecuencia (3-5 MHz) son los preferidos para articulaciones grandes y profundas, como la coxofemoral.⁽¹¹⁾

En US existe una interrelación constante entre la resolución de la imagen y la profundidad a la que penetran las ondas de 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 está desproporcionada, 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.^(8,12)

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, etc.). Ocasionalmente se sugiere el empleo de transductores convexos que se adaptan mejor a ciertas áreas anatómicas, como la axila o el hueco poplíteo.⁽¹³⁾ Sin embargo, implica adquirir un transductor adicional, con costo elevado, y al que se dará poco uso.

2. Algunos ecógrafos tienen el equipamiento para incrementar el campo de visión y simular que se emplea una sonda convexa; se le 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: se coloca 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.

4. Cada estructura anatómica debe estudiarse de manera rutinaria por lo menos en los planos longitudinal y transversal (planos ortogonales) con respecto al eje mayor de la estructura estudiada y cubriendo toda el área anatómica.

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 mejor entendi-

miento por aquellos 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 superficialmente, 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, y 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 sonografía 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 o del operador.

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.

En las siguientes dos partes de esta serie se analizarán la sonoanatomía de las estructuras del aparato locomotor y los artefactos más comúnmente encontrados en la práctica de la ecografía musculoesquelética y articular.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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*. Segunda edición, 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 (Dec); 66-69.
8. Gibbon W. *Musculoskeletal ultrasound*. London, The essentials, Oxford University Press, Greenwich Med 1996; 66-7.
9. Pineda C, Martínez Zapata JL. 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 (Aug 22); (Epub ahead of print)
13. Bouffard A, Cho KJ, Cardinal E, Chem RK. *Elbow*. Chem RK, Cardinal E (editors). *Guidelines and gamuts in musculoskeletal ultrasound*. New Jersey, John Wiley & Sons, 1999: 73-104 .