

## Artículo original

## Principios físicos básicos del ultrasonido, sonoanatomía del sistema musculoesquelético y artefactos ecográficos

Angélica Vargas,\* Luis M Amescua-Guerra,\*\* Me. Araceli Bernal,\*\*\* Carlos Pineda\*\*\*

Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez

**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 así como con la ayuda del Doppler de poder se pueden evaluar los fenómenos inflamatorios locales, sin someter al paciente a radiaciones. Tiene 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, pero además es importante que sepa reconocer los fenómenos sonográficos que pueden presentarse como confusores, denominados artefactos. Estos conocimientos son deseables para el especialista en padecimientos musculoesqueléticos, para poder interpretar los estudios ecográficos y reconocer los artefactos y así evitar diagnósticos erróneos y procedimientos innecesarios. En la presente revisión se analizan los principios básicos de la ecografía, la sonoanatomía normal del sistema musculoesquelético y los artefactos más comunes encontrados en ecografía.

**Palabras clave:** ultrasonido, Doppler, artefactos, evaluación.

**ABSTRACT.** Ultrasound is a simple, non invasive and accessible imaging technique that allows the evaluation of the musculoskeletal system in real time, with the advantage of examining the joints in a dynamic way and with the aid of Doppler power, local inflammatory phenomena can be evaluated, without submitting the patient to radiation. It has the disadvantage of being operator dependant, which has to have a wide knowledge of the physical principles of ultrasonography, has to be familiar with the sonographic anatomy and musculoskeletal anatomy, but even more it is important that he has the ability to recognize the sonographic phenomena that can present as decoys, nominated artifacts. This knowledge is desirable to the specialist in musculoskeletal conditions, so that ecographic studies can be interpreted and recognizing artifacts and avoiding wrong diagnosis and unnecessary procedures. In the present review, the basic principles of ecography are analyzed, the normal sonographic anatomy of the musculoskeletal system and the more common artifacts encountered in ecography.

**Key words:** ultrasound, Doppler, artifacts, evaluation.

\* Departamento de Reumatología, Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez, México.

\*\* Departamento de Inmunología, Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chávez, México.

\*\*\* Subdirección Investigación Biomédica. Instituto Nacional de Rehabilitación, México.

Dirección para correspondencia:

Dr. Carlos Pineda Villaseñor. Subdirector de Investigación Biomédica. Instituto Nacional de Rehabilitación. Avenida México-Xochimilco Núm. 289. Col. Arenal de Guadalupe. C. P. 14389, México, Distrito Federal.

E-mail: carpineda@yahoo.com

### Características físicas del ultrasonido

La ultrasonografía (US) es una técnica de diagnóstico médico basada en la acción de ondas de ultrasonido. Las imágenes se obtienen mediante el procesamiento de los haces ultrasónicos (ecos) reflejados por las estructuras corporales.

Para una mejor comprensión del concepto de ultrasonido debemos definir primero el sonido. Sonido, es la sensación producida en el órgano del oído por una onda mecánica originada de la vibración de un cuerpo elástico y propagada por un medio material. Las ondas de sonido son formas de transmisión de la energía y requieren de materia para su transmisión.

El ultrasonido se define 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 kilohertzios (20 KHz).<sup>1,2</sup>

Cuando la energía acústica interactúa con los tejidos corporales, las moléculas del mismo se alteran levemente y la energía se transmite de una molécula a otra adyacente. La energía acústica se mueve a través del tejido mediante ondas longitudinales y las moléculas del medio de transmisión oscilan en la misma dirección que la onda.<sup>3</sup> 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 sinusoidal) constituye la longitud de onda ( $\lambda$ ) 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 hertzios.<sup>3</sup>

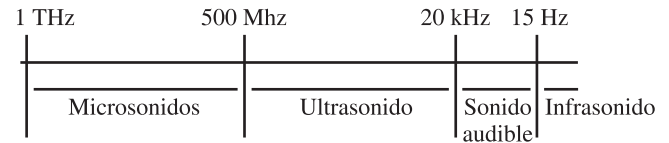
De la misma manera en que la luz visible ocupa una porción mínima dentro del espectro de ondas electromag-

néticas, existe un espectro de vibraciones acústicas en el cual, la gama de frecuencias audibles por el oído humano ocupa un porcentaje muy bajo (Figura 2).

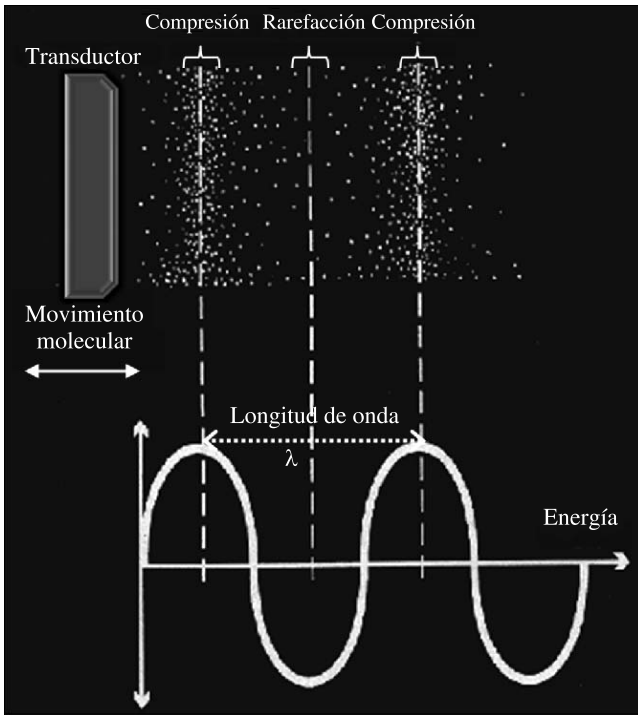
Hoy en día la mayoría de las ondas utilizadas en imagenología médica tiene una frecuencia que oscila entre los 2 y los 60 millones de hertzios. Algunos métodos de diagnóstico por imagen utilizan ondas del espectro electromagnético (Tabla 1), como son la gammagrafía y la radiología convencional (por acción directa de los fotones que impresionan el material radiosensible) o las imágenes por resonancia magnética (que utilizan el efecto producido por ondas de radio sobre los átomos de hidrógeno alineados por un campo magnético).

### Principios físicos de la ultrasonografía

El ultrasonido utiliza la técnica del eco pulsado; esto es, pulsar eléctricamente un cristal y emitir un haz ultrasónico.



**Figura 2.** El espectro de vibraciones acústicas cuya gama de frecuencias son audibles por el oído humano ocupa un porcentaje muy bajo. A su vez las vibraciones ultrasónicas forman parte de este espectro.



**Figura 1.** La energía acústica (haz ultrasónico) 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 se esquematiza la longitud de onda. La distancia de una compresión a la siguiente (distancia entre picos de la onda sinusoidal) constituye la longitud de onda ( $\lambda$ ) 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 hertzios.

**Tabla 1. Imagenología médica en el espectro electromagnético.**

Longitud de onda	Hz
$10^{-4}$ Å	$3 \times 10^{22}$
$10^{-3}$ Å	Rayos $\gamma$ — $3 \times 10^{21}$ Betatron
$10^{-2}$ Å	$3 \times 10^{20}$ Radioterapia-Rx industrial
$10^{-1}$ Å	$3 \times 10^{19}$ Radiología
1 Å	$3 \times 10^{18}$ Cristalografía
$10^1$ Å	Rayos X — $3 \times 10^{17}$ Rx muy blandos
$10^2$ Å	Rayos UV $3 \times 10^{16}$
$10^3$ Å	$3 \times 10^{15}$
$10^4$ Å	Luz visible $3 \times 10^{14}$
$10^5$ Å	$3 \times 10^{13}$
$10^6$ Å	Infrarrojo $3 \times 10^{12}$
$10^{-3}$ mt	$3 \times 10^{11}$
$10^{-2}$ mt	$3 \times 10^{10}$ Microondas (radar)
$10^{-1}$ mt Onda corta	$3 \times 10^9$
1 mt	$3 \times 10^8$ TV
10 mt	$3 \times 10^7$
$10^2$ mt Onda media	$3 \times 10^6$ Comunicaciones
$10^3$ mt	$3 \times 10^5$
$10^4$ mt	$3 \times 10^4$
$10^5$ mt Onda larga	$3 \times 10^3$ Ondas eléctricas
$10^6$ mt	$3 \times 10^2$
$10^7$ mt	$3 \times 10^1$ Corriente alterna de 60 hz
$10^8$ mt	3

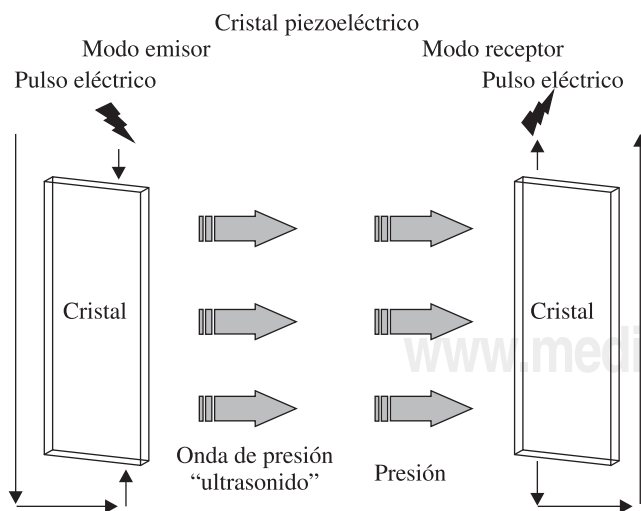
Frecuencia que oscila entre los 2 y los 40 millones de hertzios. En la figura observamos la posición que ocupan algunas técnicas de imagen como los rayos X y la gammagrafía en el espectro electromagnético.

## Transductores

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<sup>2,4</sup> (Figura 3).

La circonita de titanio de plomo es la cerámica usada como cristal piezoeléctrico y que constituye el alma del transductor. Existen cuatro tipos básicos de transductores: Sectoriales, anulares, de arreglo radial y los lineales; difiere 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 de forma rectangular que se sitúan, uno frente al otro, funcionan en grupos, de modo que al ser estimulados producen o emiten simultáneamente un haz ultrasónico.<sup>1</sup>

La velocidad de transmisión del sonido varía dependiendo del tipo de material por el que atraviese. Los factores que determinan la velocidad del sonido a través de una sustancia son la densidad y la compresibilidad, así tenemos que los materiales con mayor densidad y menor compresibilidad transmitirán el sonido a una mayor velocidad. Esta velocidad varía dependiendo de las características de cada tejido; por ejemplo, en la grasa las ondas 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.<sup>1,5</sup> 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. Los materiales densos tampoco transmi-

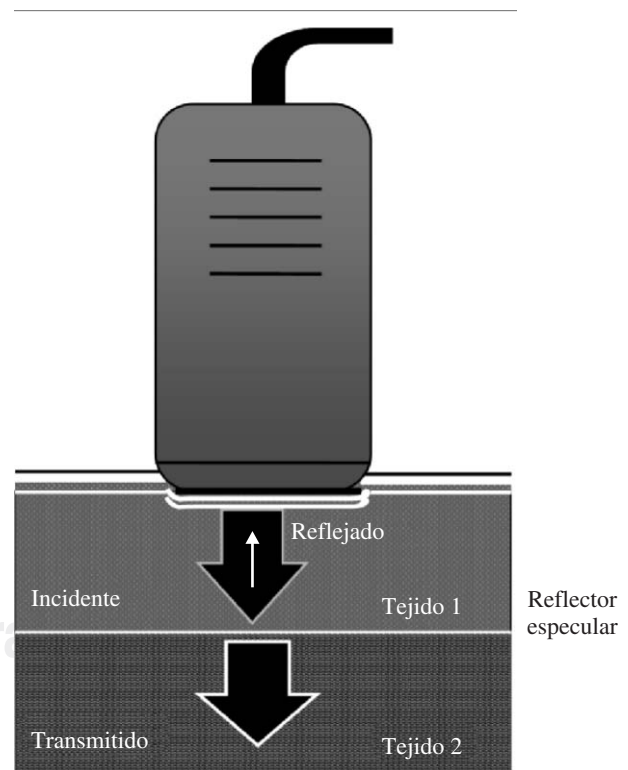


**Figura 3.** El transductor contiene los cristales piezoeléctricos, los cuales son capaces de transformar la energía eléctrica en energía ultrasónica operando como emisores y actúan como receptores al transformar la energía ultrasónica en energía eléctrica.

ten las ondas sonoras con rapidez, ya que las moléculas tan poco distanciadas son difíciles de comprimir.

Mientras las ondas ultrasónicas se propagan a través de las diferentes interfaces tisulares, la energía ultrasónica pierde potencia y su intensidad disminuye progresivamente, 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 se consideran 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.<sup>1,5</sup>

El sonido se refleja en las interfaces entre diferentes materiales o tejidos. Dos factores influyen sobre la reflectividad: la impedancia acústica de los materiales y el ángulo de incidencia del haz del sonido. La impedancia acústica es el producto de la densidad de un material por la velocidad del sonido dentro del mismo.<sup>3,6</sup> El contacto de dos materiales con diferente impedancia, da lugar a una interfase entre ellos (Figura 4). Así como tenemos que la impedancia ( $Z$ ) es igual al producto de la densidad de un medio por la velocidad del sonido en dicho medio:  $Z = VD$ .



**Figura 4.** La impedancia acústica de los materiales y el ángulo de incidencia del haz del sonido influyen sobre la reflectividad. La impedancia acústica es el producto de la densidad de un material por la velocidad del sonido dentro del mismo. La interfase entre dos materiales con diferente impedancia acústica se produce por el contacto entre ellos.

Las interfases formadas por calcio y gases en contacto con cualquier otro tejido poseen una alta diferencia de impedancia acústica. La imagen ecográfica que se obtiene del hueso o de las calcificaciones de los tejidos blandos se limita a una línea muy brillante (hiperecoica) que corresponde a su superficie; usualmente, las calcificaciones producen un artefacto ecográfico que se denomina sombra acústica y que se explicará más adelante.

Cuando un haz ultrasónico es propagado de un medio a otro, parte de él se propaga a través del segundo medio, 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 y mediante un complejo proceso electrónico se transforma en una imagen en la pantalla (Figura 5). El porcentaje del haz que es reflejado, se determina mediante la diferencia en la impedancia acústica entre los dos medios.

El conjunto de ondas sonoras se reflejan dependiendo del ángulo de incidencia, de manera similar a como lo hace la luz en un espejo. La refracción es máxima cuando la onda sonora incide de forma perpendicular a la interfase entre dos tejidos. Si el haz se aleja sólo unos cuantos grados de la perpendicular, el sonido reflejado no regresará a la fuente emisora (sonda) y no será detectado.

### Creación de la imagen

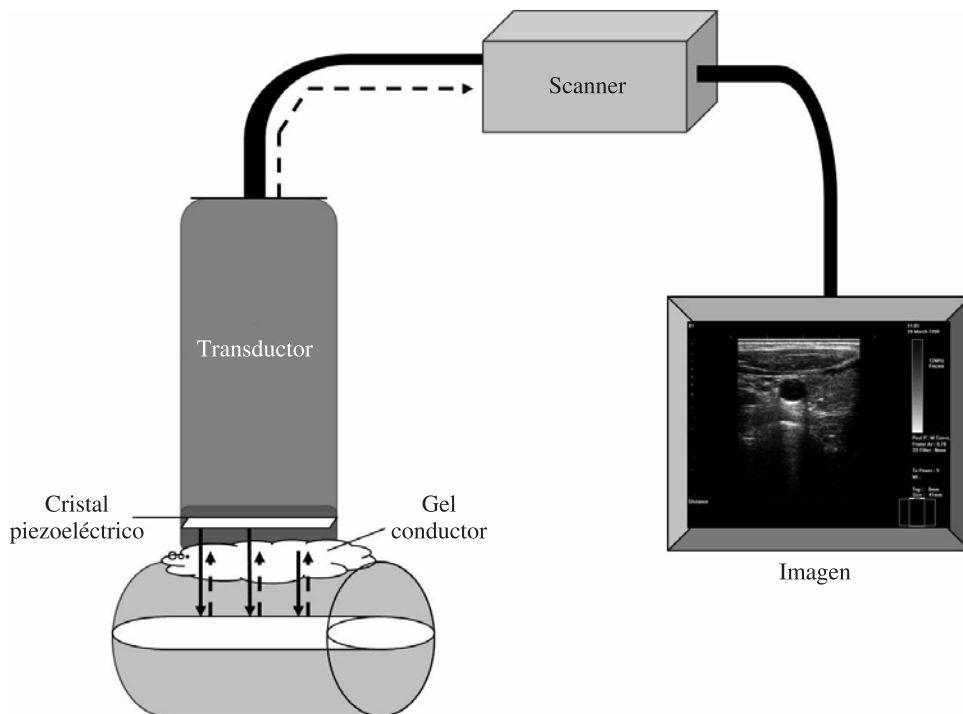
Las imágenes ecográficas están formadas por una matriz de elementos fotográficos. Las imágenes en escala de grises están producidas por la visualización de los ecos regresando al transductor como elementos fotográficos (píxeles) variando en brillo en proporción a la intensidad del eco.

El transductor se coloca sobre la superficie corporal del paciente a través de una capa de gel para eliminar el aire. Un circuito transmisor aplica un pulso de pequeño voltaje a los electrodos del cristal transductor. 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 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.<sup>3</sup>

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.<sup>3</sup>

### Ecografía Doppler

La ecografía Doppler es una técnica rápida y 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 se encuentra con un objeto en movimiento. Así, la inflamación



**Figura 5.** 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.

asociada a procesos reumáticos origina un aumento en el flujo vascular o hiperemia que es fácilmente demostrable por ecografía Doppler.<sup>2</sup>

En ecografía musculoesquelética, el Doppler color y el Doppler de poder son las dos formas más comunes de adquirir y representar la información referente al flujo. Las imágenes adquiridas con la técnica de Doppler color expresan la información relacionada con la velocidad y dirección del flujo, en un espectro codificado en color. A diferencia de ésta, la técnica de Doppler de poder expone en color tan sólo la información relacionada con la amplitud de la señal Doppler; además, 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 poca utilidad, por tanto, el Doppler de poder generalmente resulta una técnica más valiosa que la proporcionada por el Doppler de color.<sup>7,8</sup>

### Resolución

La resolución depende de dos características de la agudeza visual: el detalle y el contraste. La resolución lineal determina qué tan lejos se ven dos cuerpos reflejados y debe ser tal que se pueden 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. Aquellas estructuras que en sus diferentes interfases reflejan más los ultrasonidos se denominan hiperecoicas (brillantes, su espectro va del blanco al gris claro), ej. tendones; mientras que aquellas que las propagan menos y producen una menor reflectividad se conocen como hipoecoicas (espectro gris oscuro a negro), ej. músculo. Anecoica (desprovisto de ecos), es aquella estructura que no refleja el haz ultrasónico y produce una imagen negra, como es el caso de algunos líquidos orgánicos, ej. contenido de los quistes sinoviales.

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.

### 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 20 MHz) son adecuados para demostrar las estructuras anatómicas localizadas superficialmente, como algunos tendones, ligamentos y pequeñas articulaciones. A diferencia, los transductores de baja frecuencia (3-5 MHz) son los preferidos para articulaciones grandes y profundas, como la coxofemoral.<sup>9</sup>

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» (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 metacarpofalángicas, ya que el transductor no puede ser manipulado satisfactoriamente y la superficie de contacto entre el transductor y la región anatómica 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 de un tendón extensor en los dedos, la mínima cantidad de líquido normalmente presente en una bursa o el cartílago de las pequeñas articulaciones metacarpofalángicas.<sup>7,10</sup>

### Bases técnicas

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.<sup>11</sup> Sin embargo, implica adquirir un transductor adicional, con costo elevado y al que se dará poco uso.

Algunos ecógrafos tienen el equipamiento para simular que se emplea una sonda convexa, se les denomina «convexo virtual», ya que electrónicamente amplían el campo de visión.

Otra manera de ampliar la zona anatómica que cubre la sonda, es mediante el empleo de la pantalla dividida, se coloca la parte inicial de la imagen en la mitad derecha o izquierda de la pantalla y se hace coincidir la otra parte de la región anatómica estudiada en la pantalla restante.

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. 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.

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 intra-articular.

### 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 entendimiento por aquellos que no participaron en el proceso de adquisición de las imágenes. 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 supraespinoso 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 cursores 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.

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

### Técnica dependiente del operador y del equipo

La 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.

Se ha estimado que un reumatólogo requiere de seis meses para volverse experto en US, siempre y cuando practique frecuentemente (más de 300 estudios/año), con un equipo de por lo menos 7.5 MHz o transductores de mayor frecuencia para mantener su competencia. De lo anterior se desprende que la US no solo es una técnica de imagen dependiente del operador, sino también del equipo. El principal riesgo del ultrasonido radica en emitir un diagnóstico equivocado debido a limitaciones técnicas o del operador.

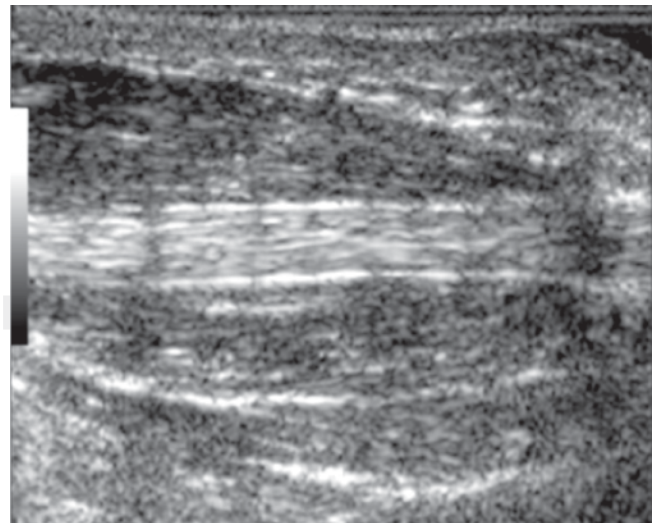
### Sonoanatomía

La ecogenicidad de los tejidos puede variar con la frecuencia del transductor. En la apariencia general también influye la ecogenicidad de los tejidos adyacentes, por ejemplo, una estructura puede aparecer hipoeoica cuando se encuentra rodeada por tejidos hiperecoicos, pero relativamente ecogénica cuando se encuentra rodeada por tejidos hiperecoicos, pero relativamente ecogénica cuando se encuentra rodeada por tejidos hipoeoicos. Utilizando un transductor de alta frecuencia (7MHz o más) los tejidos aparecen sonográficamente de la siguiente manera:

**Tendones.** Considerando que estructuralmente los tendones están conformados por haces de fibras de colágena dispuestas una sobre otra, de manera paralela. En el examen longitudinal, los tendones se presentan como un conjunto de líneas hiperecoicas delgadas, distribuidas de manera paralela, con una trayectoria recta, agrupadas compactamente a todo lo largo y ancho del tendón. A este conjunto de atributos se le conoce como patrón fibrilar (*Figura 6*). En el examen transversal, los tendones se presentan como una estructura oval o redondeada, hiperecoica, bien limitada, con un patrón densamente punteada (correspondiente al patrón longitudinal fibrilar).<sup>12</sup>

**Vainas tendinosas.** Anatómicamente corresponden a una extensión de la cápsula articular que envuelve a algunos tendones, a manera de estuche. Sonográficamente se presentan como una capa o anillo anecoico que rodea la estructura tendinosa, su grosor varía de 1 a 2 mm.<sup>11,12</sup>

**Ligamentos.** Los ligamentos son similares ultrasonográficamente a los tendones. Se presentan como bandas paralelas hiperecoicas, localizadas cerca de las superficies óseas (recordar que se extienden de un segmento óseo a otro), poseen una apariencia aplanada, irregular, menos definida y compacta que los tendones.



**Figura 6.** Se observan una serie de líneas hiperecoicas, paralelas con patrón fibrilar, trayectoria recta y estrechamente agrupadas.

**Cápsula articular.** La cápsula articular frecuentemente corre junto con los ligamentos y se fusiona con éstos, posee una ecotextura y ecoestructura similar a ellos, por lo que en ocasiones no la podemos identificar de manera aislada. La primera estructura hiperecoica alrededor de la articulación es la cápsula articular. La membrana sinovial normalmente recubre el interior de la cápsula articular, siendo ésta una muy delgada (microscópica) capa de células, indetectable por US con equipos ordinarios en situaciones normales.<sup>13</sup> Sin embargo, en presencia de patología, hipertrofia o sinovitis es fácilmente detectable.

**Entesis.** Las entesis representan el origen e inserción de ligamentos, tendones, aponeurosis, anillo fibroso y cápsulas articulares. En general, son zonas con alta anisotropía, por lo que habrá que evaluarlas detalladamente y realizar maniobras de punta-talón o balanceo con el transductor para definir las adecuadamente.<sup>14</sup>

**Músculos.** Ecográficamente los músculos se comportan como hipoecoicos; sin embargo, los haces musculares están separados por septos de tejido conectivo fibroso-adiposo (perimio), por tunicas que rodean al músculo entero (epimio) y por las fascias que se interponen, dando lugar a una serie de interfases ecogénicas o hiperecoicas que cruzan el fondo magro hipoecoico. Así, el músculo muestra una imagen típica que se ha denominado «en pluma de ave» en las imágenes longitudinales y «moteada» o «en cielo estrellado» en las transversales (*Figuras 7A y 7B*) algunas estructuras vasculares pueden detectarse en su interior. La ecogenicidad de los músculos aumenta si se ejerce presión con la sonda.<sup>7,9</sup>

**Cartílago articular.** La delgada capa de tejido cartilaginoso interpuesta entre las superficies óseas articuladas es adecuadamente evaluada mediante el examen ecográfico, de hecho podemos distinguir entre los dos tipos principales de cartílago, el fibrocartílago y el cartílago hialino, ya que poseen una ecotextura diferente y distintiva.

**Fibrocartílago.** Conforman una estructura hiperecoica y homogénea. Ocasionalmente presentan un patrón fibrilar muy sutil que puede identificarse a través de su eje ma-

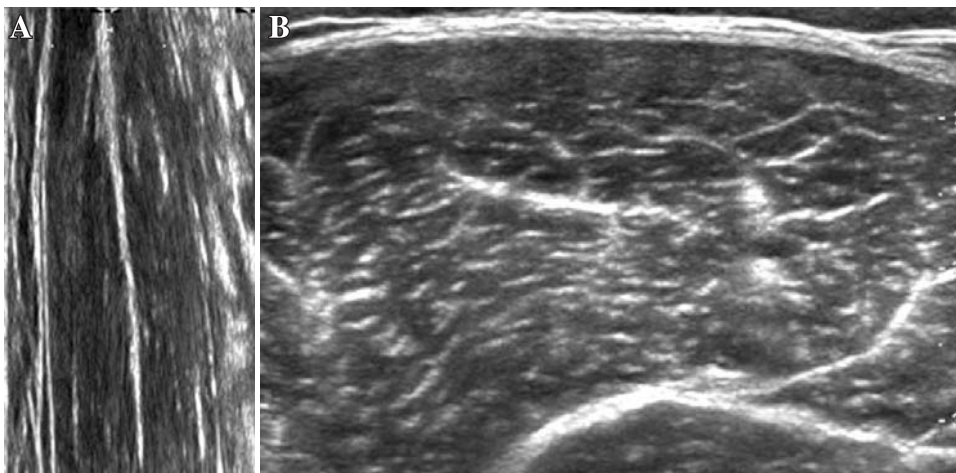
yor y su forma es generalmente triangular. Los labrum o rodetes que están compuestos por fibrocartílago son identificables también por su patrón fibrilar compacto y forma triangular, éstos no poseen áreas anecoicas.

**Cartílago hialino.** Es una capa homogénea anecoica o hipoecoica que cubre la superficie ósea articular. En el adulto joven no presenta ecos en su interior; sin embargo, su ecogenicidad aumenta paulatinamente con la edad tornándose hipoecoico, además, su grosor también se ve disminuido. El cartílago hialino es homogéneo, con bordes bien definidos tanto en sus superficies articular como ósea, no presenta irregularidades, está yuxtapuesto al hueso subcondral y su grosor es variable (*Figura 8*). En una superficie ósea convexa la porción central del cartílago es la más gruesa y se va adelgazando hacia los márgenes articulares.

**Nervios.** Por US son similares a los tendones, presentando un patrón «fascicular», se pueden distinguir de éstos por ser relativamente hipoecoicos y porque sus fibras son continuas, más largas y sin interdigitaciones, además de poseer un margen o borde hiperecoico paralelo que corresponde al epineuro (*Figura 9*). En el examen dinámico, se distinguen de los tendones por la ausencia o bajo grado de movilidad y por la ausencia de anisotropía. En cortes transversales se representan como una estructura ovoide o semicircular con un patrón moteado o incluso con equipos de alta gama se distingue un patrón folicular.

**Grasa.** El tejido subcutáneo se presenta como una capa hipoecoica con estrías hiperecoicas, las áreas hipoecoicas corresponden a grasa subcutánea y tejido conectivo laxo, mientras que las estrías curvilíneas hiperecoicas corresponden a septos fibrosos. La ecogenicidad de la grasa depende del tamaño de la célula adiposa; por lo tanto, si los adipocitos son pequeños, la apariencia general será de una estructura ecogénica, mientras que si los adipocitos son grandes, el tejido será hipoecoico.

**Cojinetes grasos.** Los cojinetes grasos se ubican en la región anterior del codo, en la rodilla (Hoffa) y en el tobillo (Kager). Algunos son hiperecoicos, otros hipoecoicos y



**Figura 7.** Ultrasonográficamente los haces musculares se observan hipoecoicos; el perimio separa los compartimentos musculares demostrándose como líneas hiperecoicas, mientras que el epimio y las fascias rodean al músculo, proveyendo a una serie de interfases ecogénicas o hiperecoicas. A) Corte longitudinal en la que el músculo muestra una imagen en «pluma de ave». B) Corte transversal en la que se observa la imagen en «cielo estrellado».

algunos más heterogéneos, habitualmente no se detecta flujo sanguíneo.

**Hueso.** Dado que los ultrasonidos se reflejan en la superficie del hueso y no penetran en él, sólo la superficie ósea es visible y el hueso subcortical no. La cortical ósea se identifica como una línea hiperecoica bien definida, sin interrupciones, con una sombra acústica posterior, a menos que el hueso sea extremadamente delgado como el hueso temporal en los niños.

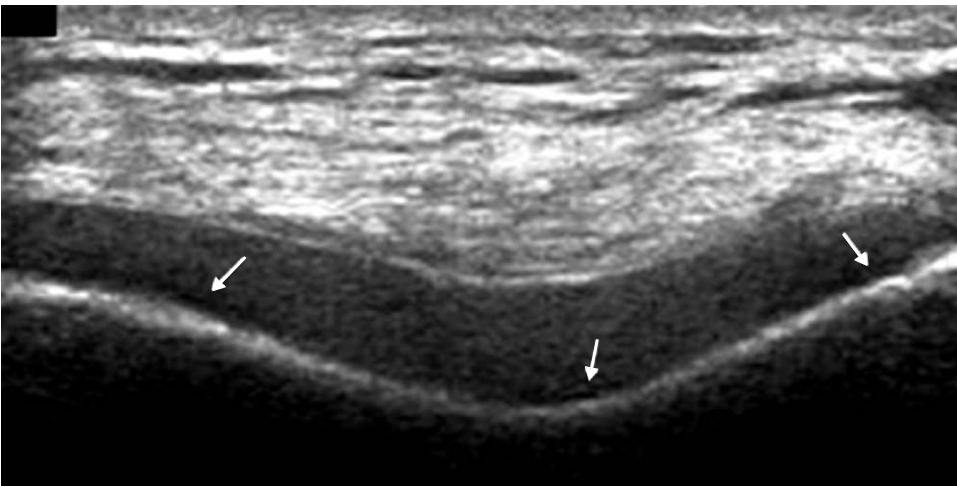
**Bursas.** Normalmente las bursas no se visualizan, con excepción de la bursa suprapatelar. Ocasionalmente aparecen como una línea hipoeoica de 1 a 2 mm de espesor. Que corresponde a una mínima cantidad de fluido normalmente presente. Están delimitadas por dos líneas hiperecoicas dadas por la grasa peribursal que normalmente rodea las bursas. El revestimiento sinovial interno no es normalmente detectado por US. No son detectadas a menos que tengan líquido en su interior. Su ubicación es subtendinosa, submuscular, subfasial y subcutánea.<sup>12</sup>

**Piel.** La dermis y epidermis se distinguen como una línea o banda hiperecoica de 1.5 a 4 mm de grosor. No se detecta flujo sanguíneo en el estrato cutáneo.

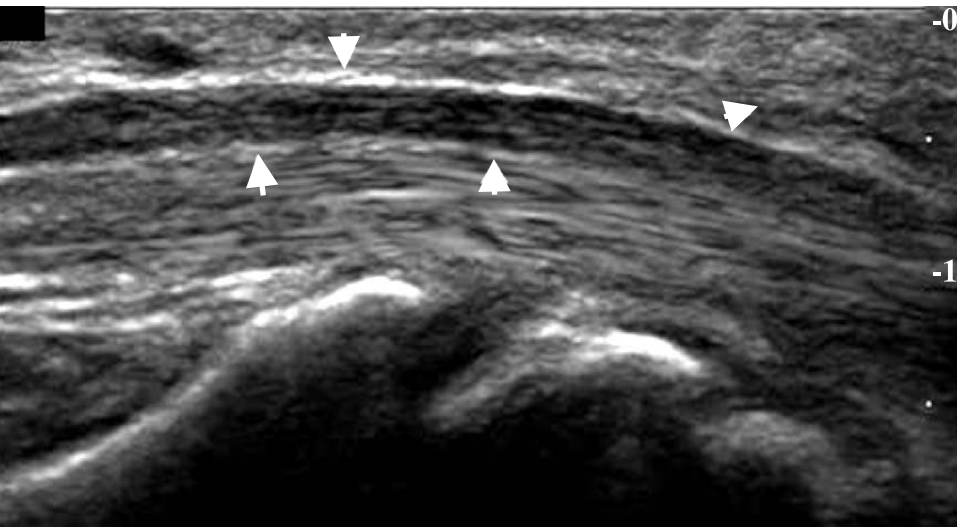
### Los artefactos

Todas las modalidades de imagen son susceptibles de mostrar artefactos exclusivos de cada técnica. En los sistemas radiográficos, los artefactos degradan la imagen y reducen su valor diagnóstico. El US asume que el haz de sonido sale (emisión) recto desde el transductor y regresa (recepción) recto al mismo.

La mayoría de los artefactos en US musculoesquelética se producen cuando una de estas dos reglas es alterada; sin embargo, algunos artefactos pueden ser utilizados para beneficio, ya que facilitan el diagnóstico o la localización de una estructura. Por lo tanto, es importante conocer los diferentes tipos de artefactos y las circunstancias en las que se producen, de tal manera que se puedan identificar,



**Figura 8.** Corte transversal de la articulación femoral distal donde se observa una capa hipoeoica sobre la superficie ósea articular (flechas) y que corresponde al cartílago hialino.



**Figura 9.** Corte longitudinal del nervio mediano, que muestra un patrón «fascicular» con fibras continuas y largas, relativamente hipoeoicas, con un borde hiperecoico que corresponde al epineuro (puntas de flecha).



así como corregir o ignorar los que disminuyen la calidad de la imagen o reducen la capacidad diagnóstica.<sup>1,15</sup>

### Artefactos de sombra

Las sombras acústicas se producen cuando el haz ultrasónico choca contra una interfaz muy reflejante como una calcificación o un metal y pasa poco o ningún sonido a través del reflector (dependiendo del tamaño del reflector con respecto al haz ultrasónico). Esto trae como resultado que todo el haz sea reflejado y por detrás de éste se observe ausencia de señal (sombra).<sup>16</sup>

Las sombras se describen como limpias cuando no hay sonido detrás del reflector y sucias cuando la sombra tiene algunos ecos (*Figuras 10A, B y C*). Una sombra limpia se produce cuando el haz ultrasónico choca contra una superficie rugosa con poco radio de curvatura, puede ser producido por tejido cicatricial, septos fibrosos normales, calcificaciones dentro de los tejidos blandos y superficies óseas.<sup>9</sup> Las sombras sucias se asocian con la presencia de gas, se producen cuando un objeto de superficie lisa con un gran radio (como una burbuja de gas) rebota el sonido hacia atrás y hacia delante del reflector muchas veces (reverberación), entonces, los ecos que se localizan profundos al reflector rellenarán la sombra.<sup>16,17</sup> Este artefacto puede observarse en patologías como miositis osificante, calcificaciones arteriales y cuerpos extraños.<sup>16</sup>

La ausencia de artefacto de sombra puede ser secundaria al empleo de transductores de baja resolución. Cuando los objetos reflectores son muy pequeños (microcalcificaciones), el componente energético que choca con la microcalcificación es reflejado mientras que el resto del haz pasa y penetra tejidos profundos, por lo que no se producen sombras por detrás de las mismas.<sup>1,13</sup>

Las inserciones tendinosas pueden causar sombra acústica, la cual se presenta en una interfase entre tejidos que transmiten el sonido a diferentes velocidades. La sombra tiende a disminuir o desaparecer al cambiar la posición del transductor.<sup>15</sup>

### Artefacto de lóbulos laterales o por ángulo crítico

Este artefacto se presenta cuando se evalúan estructuras con superficies muy curvas. Una sombra se presenta en los bordes laterales de la estructura, donde el haz ultrasónico

contacta la interfase (incluso aunque no sea muy reflejante) en un ángulo muy oblicuo. Debido a los fenómenos de reflexión y refracción, ninguno de los haces ultrasónicos incidentes regresa al transductor de esa zona, produciendo una sombra anecoica en los segmentos laterales de la estructura curva (*Figura 11*).<sup>1,16</sup>

El artefacto de ángulo crítico o de lóbulos laterales se presenta en arterias grandes, vesícula biliar, venas varicosas, diáfisis de los huesos largos y en los bordes de los muñones de tendones rotos o desgarrados que se han retraído.<sup>17,18</sup>

### Artefacto de reforzamiento posterior

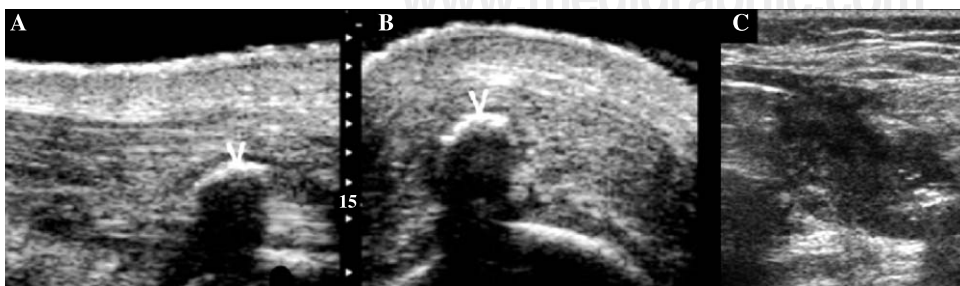
La intensidad de los ecos que regresan al transductor disminuye exponencialmente a mayor profundidad de los tejidos examinados. Los ecos superficiales pueden ser 100 veces mayores en amplitud que aquellos que se generan en los tejidos profundos, si la discrepancia no se corrige, resultará en una pérdida de la definición de la imagen de las estructuras profundas. Una manera de compensar esta situación es amplificar los ecos que regresan al transductor de las estructuras profundas; este método de procesamiento de la imagen asume que todos los tejidos atenúan el sonido de la misma manera. Situación falsa, por lo que, cuando el haz ultrasónico encuentra una estructura que atenúa poco el sonido, más energía ultrasónica llega a estructuras profundas y produce el reforzamiento posterior.<sup>3,16,19</sup>

Por lo tanto, los ecos que regresan al transductor tendrán una mayor amplitud y se amplifican con la compensación del tiempo de ganancia, lo que trae como resultado la falsa impresión de que las estructuras profundas poseen una mayor ecogenicidad.<sup>17</sup>

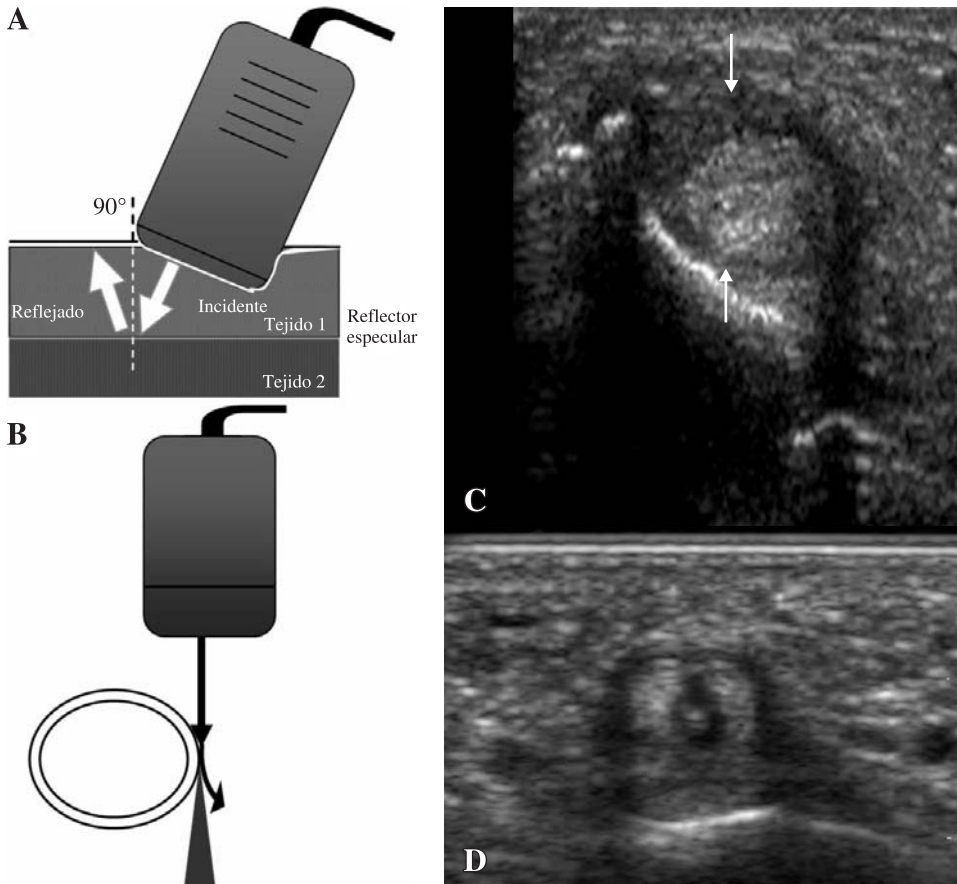
Este artefacto de realce por aumento de la transmisión es comúnmente observado por detrás de estructuras anecoicas como bursas con líquido, gangliones o quistes simples<sup>20</sup> (*Figura 12*).

### Artefactos de múltiple reflexión de ecos

Los artefactos por reflexión de múltiples ecos se originan cuando la energía ultrasónica presenta múltiples reverberaciones en el mismo tejido, lo cual puede presentarse por la reflexión de múltiples ecos entre el transductor y el tejido subcutáneo o las facias musculares. Las estructu-



**Figura 10.** Se produce cuando el ultrasonido choca con una interfase muy ecogénica y no puede atravesarla no detectándose ninguna imagen detrás de esta interfase tan ecogénica. A y B. Sombra limpia. No hay sonido detrás del reflector. Cortes longitudinal (A) y transversal (B) de una calcificación. C) Sombra sucia. Tiene algunos ecos, secundarios a reverberación.



**Figura 11.** En el esquema A se ejemplifica el mecanismo de producción del artefacto en ángulo crítico y en el B el de lóbulos laterales. C. Pocos haces ultrasónicos incidentes sobre una estructura redondeada regresan al transductor produciendo una sombra anecoica en los segmentos laterales. D. Debido a los fenómenos de reflexión y refracción, ninguno de los haces ultrasónicos incidentes regresa al transductor de esa zona, produciendo una sombra anecoica en los segmentos laterales de la estructura curva.

ras musculares superficiales también pueden reflejar múltiples ecos en diferentes trayectorias.<sup>1,16</sup>

### Artefacto en espejo

Estos artefactos pueden ser engañosos y si no son reconocidos, resultan en un diagnóstico incorrecto; afortunadamente, son muy raros en la práctica diaria del ultrasonido musculoesquelético.

El fenómeno de reverberación tiene lugar en interfaces altamente reflejantes. El sonido es rebotado en varias ocasiones dentro del cuerpo, lo que trae como resultado la formación de una imagen fantasma o en espejo (*Figura 13*), la cual se observa como una estructura más profunda. Los sitios en donde se puede encontrar más frecuentemente este fenómeno son la pelvis, el diafragma y la tibia.<sup>3,17</sup> Las imágenes en espejo pueden observarse en el Doppler color en modo B o en el análisis Doppler en onda de pulso.<sup>21</sup>

### Artefacto de cola de cometa

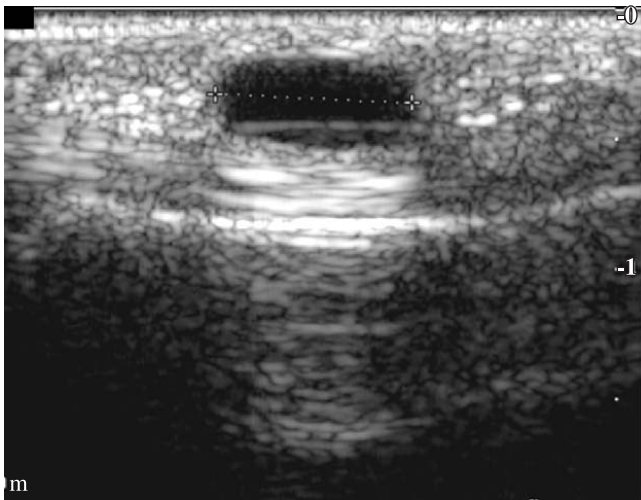
Es producido por múltiples reverberaciones pequeñas dentro de un cúmulo de burbujas de aire o bien, de otros reflectores muy juntos. El resultado es que los ecos adicionales se ven por abajo del reflector.

El metal, el vidrio y el aire resuenan en respuesta al contacto con el haz ultrasónico, por lo que se produce incremento en la ecogenicidad por debajo del objeto a manera de bandas que cruzan las diferentes interfaces entre tejidos y su intensidad va disminuyendo con la distancia del objeto, dando la apariencia de la cola de un cometa (*Figura 14*).<sup>3,16</sup> La periodicidad de las bandas dentro de la cola del cometa es igual al grosor del objeto.

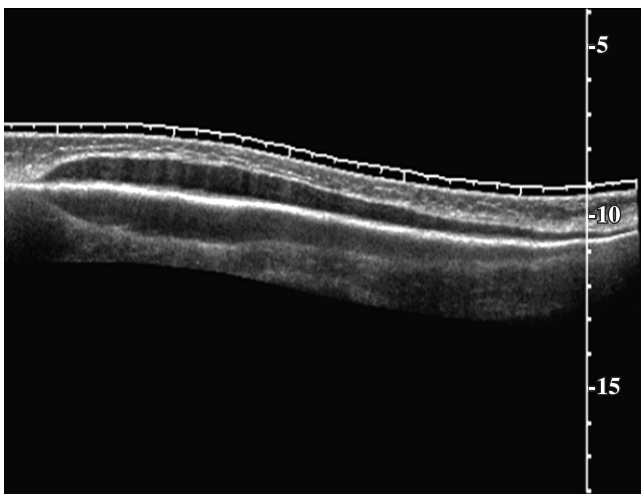
El reconocimiento de este artefacto ayuda al operador a diagnosticar cuerpos extraños dentro de los tejidos blandos, sobre todo cuando éstos no son radio-opacos. La posición de los objetos extraños puede ser establecida de manera precisa; sin embargo, el tamaño de los objetos pequeños no puede ser evaluado con precisión.<sup>22</sup>

### Artefacto por refracción

Este artefacto consiste en la producción de imágenes de estructuras reales en localización falsa. La refracción ocurre cuando en interfaces entre tejidos que transmiten el haz ultrasónico a diferentes velocidades, como en el caso de la grasa (1,450 metros/segundo) y el músculo (1,585 metros/segundo). Lo que se provoca es que el haz ultrasónico se desvíe entre los dos tipos de tejidos, produciendo imágenes de estructuras reales pero en posiciones incorrectas. Dado que no podemos controlar la velocidad del sonido



**Figura 12.** Cuando el haz ultrasónico atraviesa una zona quística de menor densidad, el haz penetra con mayor energía y resalta las estructuras localizadas por debajo de esta zona. En este caso un quiste o ganglión del tendón flexor del dedo medio izquierdo provoca una zona hiperecótica localizada de reforzamiento posterior.



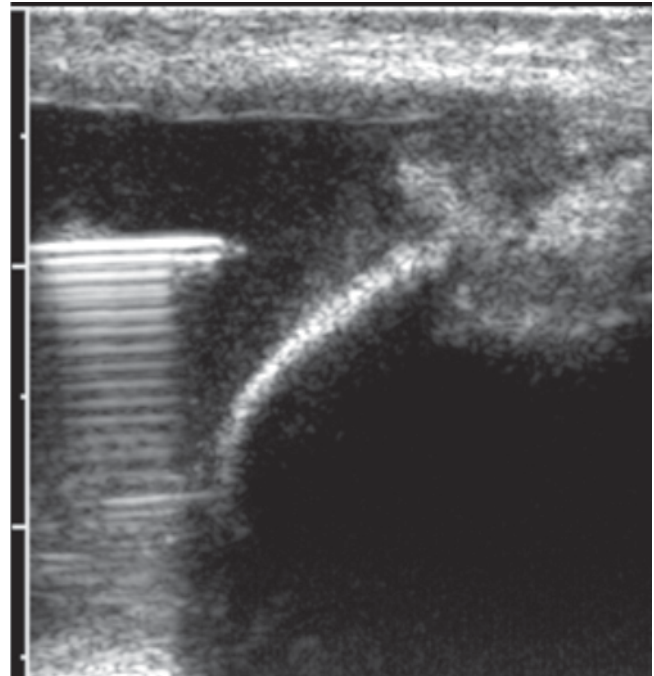
**Figura 13.** Se produce en interfases altamente reflejantes; en este caso observamos imagen en espejo producida por hemorragia subperióstica en la porción media de la tibia. La imagen reflejada es la ubicada por debajo de la línea tibial cortical.

en los tejidos, el artefacto de refracción debe ser minimizado al mantener el ángulo de incidencia cercano a los  $90^\circ$ , tanto como sea posible.<sup>17</sup>

Este artefacto puede ser un factor de error cuando se efectúa intervencionismo y se pretende puncionar, infiltrar, aspirar o biopsiar una lesión, sobre todo si se utiliza una guía de aguja.

#### Artefacto de anisotropía

Un material anisotrópico es aquel que demuestra diferentes propiedades, dependiendo de la dirección de la



**Figura 14.** Producido por múltiples pequeñas reverberaciones dentro de un fuerte reflector en este caso metal (aguja), produciendo ecos adicionales que se ven por abajo del reflector que dan la apariencia de la cola de un cometa.

medición. Es un fenómeno común en la US musculoesquelética, ya se presenta especialmente en los tendones. Estas estructuras presentan diferente ecogenicidad dependiendo del ángulo de incidencia del haz ultrasónico. De esta forma un tendón puede mostrarse hiperecótico si el haz de sonido lo incide perpendicularmente e hipoecótico si lo incide en un ángulo diferente a los  $90^\circ$  (Figura 15).<sup>7,9,14</sup>

Diversas condiciones patológicas pueden hacer que estructuras como músculos y tendones tengan un aspecto hipoecótico, debido al edema que separa las interfases tisulares normales de las inflamadas, por lo que debe diferenciarse si se trata de un artefacto o una condición patológica. En operadores no entrenados, este artefacto puede llevar a un diagnóstico erróneo como por ejemplo, una ruptura o desgarro del tendón del supraespinoso en un segmento no perpendicular al haz ultrasónico (como en su inserción sobre la tuberosidad mayor del húmero).<sup>15,23</sup> Por otra parte, la anisotropía se puede convertir en una ventaja para el explorador y servir como guía para identificar los tendones y diferenciarlos de otras estructuras.<sup>16,24</sup>

Para minimizar su factor de error se recomienda evaluar la zona de interés perpendicular al haz de sonido y en dos posiciones (longitudinal y transversal), ya que si el defecto hipoecótico desaparece al corregir la posición del transductor y al examinar en planos ortogonales, entonces se trata del artefacto de anisotropía.<sup>15</sup>

Al examinar un tendón se debe hacer bajo tensión, de otra manera su porción central será ecogénica, mientras

que sus sitios de inserción se mostrarán hipoeoicos, simulando patología. Esta misma situación se presenta si se emplea un transductor curvo en lugar de uno lineal para examinar una estructura rectilínea.<sup>17</sup>

### Artefacto de movimiento

El movimiento del paciente puede degradar las imágenes ultrasonográficas. Cuando se produce un movimiento la imagen se torna borrosa, limitando su valor diagnóstico. Para minimizar este artefacto, los equipos modernos poseen una función conocida como *cine-loop*; mediante esta función el operador puede regresar manualmente las imágenes y observar los últimos cuadros antes de que se presentara el artefacto.<sup>7,17</sup>

### Artefacto de color en estructuras no vasculares

Áreas de baja ecogenicidad como los quistes o conductos pueden observarse con color en el Doppler. Cualquier movimiento inducido desde un reflector hacia el transductor puede producir cambios en el Doppler. La mayoría de los procesadores Doppler tienen discriminadores de movimiento, que separan el flujo verdadero de movimientos aleatorios de los tejidos blandos reflectores. Sin embargo, señales de bajo nivel procedentes de tejidos blandos hipoeoicos pueden escapar al discriminador de movimiento y mostrar ecos en su interior.

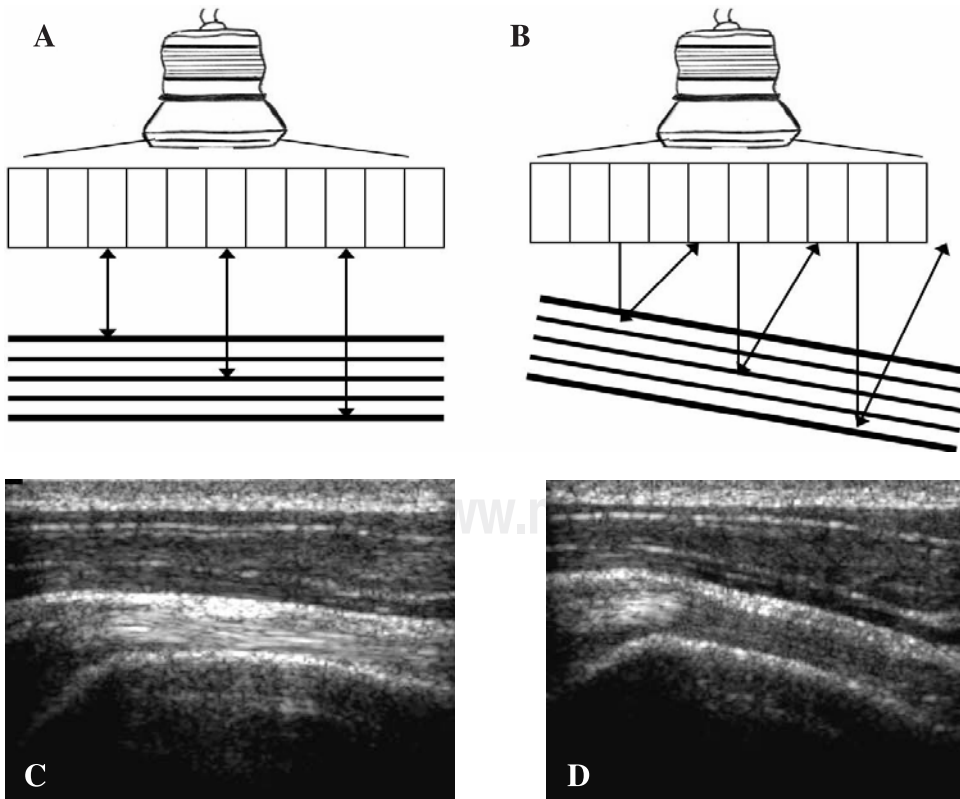
### Artefacto por ruido eléctrico

La interferencia electromagnética de algunos transformadores de alto voltaje y otros equipos degradan la calidad y nitidez de la imagen. Los superconductores utilizados en los equipos de resonancia magnética producen una marcada distorsión de las imágenes. Los equipos comúnmente utilizados en quirófano como aspiradores o electrocauterios también pueden producir artefactos de ruido eléctrico.<sup>16</sup>

### Conclusión

La ecografía ofrece considerables ventajas sobre otras técnicas de imagen, como permitir el estudio dinámico del aparato musculoesquelético y articular. El examen en tiempo real muestra la imagen en movimiento de las distintas estructuras, lo que adicionalmente permite valorar su capacidad funcional. Por otro lado, la ecografía musculoesquelética es una técnica inocua, rápida, sencilla, asequible y se cuenta con algunos equipos portátiles, portables y rodables, que facilitan el traslado de la unidad hasta donde se encuentra el paciente.

La ecografía tiene fundamentalmente dos limitaciones. La primera, de tipo técnico, es la imposibilidad de examinar el hueso subcortical, por lo que sólo es posible estudiar lesiones del hueso cortical y del periostio. En segundo lugar, su precisión diagnóstica depende en gran medida



**Figura 15.** Un material anisotrópico demuestra diferentes propiedades, dependiendo de la dirección de la medición. Los tendones son altamente anisotrópicos. En la imagen A se esquematiza la forma en que inciden y se reflejan los ecos en un tendón a un ángulo de 90°; lo cual ultrasonográficamente se observa como un tendón hiperecoico en la imagen C. Mientras tanto la anisotropía se evidencia al incidir el eco en un ángulo diferente a los 90° (B), lo que ultrasonográficamente se traduce como una imagen hipoeoica (D).



de la experiencia del explorador. Este hecho es común a cualquier procedimiento diagnóstico clínico o por imagen; sin embargo, a diferencia de la radiología simple, tomografía computada o resonancia magnética, en esta técnica tanto la adquisición como la interpretación de las imágenes son efectuados por la misma persona. Ésta tan llevada y traída desventaja de la ecografía queda paliada si se estandarizan tanto el método de exploración como la semiología ecográfica.

Es indudable que el aprendizaje y dominio de la ecografía del aparato locomotor exige un conocimiento riguroso de la anatomía topográfica para poder buscar e identificar las estructuras musculoesqueléticas. La exploración ecográfica de rutina debe seguir una rutina sistemática, con una combinación de cortes longitudinales y transversales respecto al eje mayor de la estructura en estudio. Es imprescindible realizar siempre un examen comparativo del lado contralateral, muy probablemente asintomático, con el fin de distinguir las áreas o estructuras anormales de las variantes anatómicas normales.

#### Bibliografía

- Kossoff G: Basic physics and imaging characteristics of ultrasound. *World J Surg* 2000; 24: 134-42.
- Read JW: Musculoskeletal ultrasound: Basic principles. *Semin Musculoskelet Radiol* 1998; 2(3): 203-10.
- Van Holsbeeck MT, Introcaso JH: Physical principles of ultrasound imaging. *Musculoskeletal ultrasound*, segunda edición, St Louis Missouri, Mosby, 2001: 1-7.
- Winter TC 3rd, Teefey SA, Middleton WD: Musculoskeletal ultrasound: an update. *Radiol Clin North Am* 2001; 39(3): 465-83.
- Hashimoto BE, Kramer DJ, Wiitala L: Applications of musculoskeletal sonography. *J Clin Ultrasound* 1999; 27(6): 293-318.
- 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.
- Gibbon WW: *Musculoskeletal ultrasound*, London, The essentials, Oxford University Press, Greenwich Med, 1996: 66-7.
- 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.
- 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.
- McNally EG: Ultrasound of the small joints of the hands and feet: current status. *Skeletal Radiol* 2007; 22, (of print).
- 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.
- Iagnocco A, Filippucci E, Meenagh G, Delle Sedie A, Riente L, Bombardieri S, Grassi W, Valesini G: Ultrasound imaging for the rheumatologist. I. Ultrasonography of the shoulder. *Clin Exp Rheumatol* 2006; 24: 6-11.
- Chhem RK, Beauregard G: Synovial diseases. *Musculoskeletal ultrasound*, Fornage BD editor. Philadelphia: Churchill Livingstone Inc, 1995: 43-57.
- Pineda C, Amezcua-Guerra LM, Bouffard JA: El ultrasonido en reumatología. Amigo MC, Abud C (Eds): *Atlas de Reumatología*, México, Medicina y Mercadotecnia S.A. de C.V., 2004: 13-9.
- Rutten MJCM, Jager GJ, Blickman JG. RSNA refresher courses. US of the rotator cuff: pitfalls, limitations and artifacts. *RadioGraphics* 2006; 26: 589-604.
- Van Holsbeeck MT, Introcaso JH: Artifacts in musculoskeletal ultrasound. *Musculoskeletal ultrasound 2nd ed*, St Louis Missouri, Mosby 2001: 9-21.
- Laing FC: Commonly encountered artefacts in clinical ultrasound. *Semin Ultrasound CT MR* 1983; 4: 27-43.
- Pozniak MA, Zagzebski JA, Scanlan KA: Spectral and color Doppler artifacts. *RadioGraphics* 1992; 12: 35-44.
- Bianchi S, Martinoli C: Detection of loose bodies in joints. *Rad Clin North Am* 1999; 37: 679-90.
- Wang G, Jacobson JA, Feng FY, Girish G, Caoili EM, Brandon C: Sonography of wrist ganglion cysts: variable and noncystic appearances. *J Ultrasound Med* 2007; 26: 1323-8.
- Gustavson S, Olin JW: Images in vascular medicine. Mirror image artefact. *Vascular Med* 2006; 11: 175-6.
- Thickman DI, et al: Clinical manifestations of the comet tail artifact. *J Ultrasound Med* 1983; 2: 225-30.
- Fornage BD: The hypoechoic normal tendon-a pitfall. *J Ultrasound Med* 1987; 6: 19-22.
- Teefey SA, Rubin DA, Middleton WD, Hildebolt CF, Leibold RA, Yamaguchi K: Detection and quantification of rotator cuff tears: comparison of ultrasonographic, magnetic resonance imaging and arthroscopic findings in seventy-one consecutive cases. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86-A: 708-16.