

Artificios ecográficos más frecuentes del modo B: Consideraciones para la adecuada interpretación en la práctica del ultrasonido aplicado a los cuidados médicos perioperatorios.

Most frequent ultrasound artifacts of B mode: Considerations for the proper interpretation in the practice of ultrasound applied to perioperative medical care.

Fecha de recepción Septiembre 10,2017

Fecha de publicación Noviembre 15,2017

¹María Fernanda Rojas-Gómez, ²Luis Guillermo Ardila-Torres, ³Natalia Jaramillo-Botero. ¹MD Universidad Industrial de Santander, Anestesióloga Universidad Militar Nueva Granada, Fellow Anestesia Regional guiada por Ultrasonido programa CLASA-WFSA-SBA, Anestesióloga Sociedad Especializada de Anestesiología SEA SA. Clínica Carlos Ardila Lulle, Floridablanca. ²MD Universidad Autónoma de Bucaramanga, Médico Unidad de Cuidados Post-Anestésicos Clínica Carlos Ardila Lulle, Floridablanca Santander Colombia. ³MD Universidad Militar Nueva Granada, Especialista en Radiología e imágenes diagnósticas de la Universidad Autónoma de Bucaramanga, Medica Radióloga de servicio de Radiología FOSCAL y FOSCAL Internacional, Floridablanca Santander.

mariafernanda.mfrojas@gmail.com luchoardil@gmail.com

Resumen:

Con el advenimiento de las múltiples aplicaciones médicas del ultrasonido es necesario un adecuado conocimiento de esta extraordinaria herramienta tecnológica; que exige un proceso educativo intenso que debe estar acompañado de una práctica cotidiana y la adquisición de nuevas habilidades operativas en el uso de los equipos de ultrasonido y en la óptima interpretación de las imágenes. La estandarización de propiedades físicas de las ondas ultrasonográficas y de la interacción de estas con los

tejidos con el objeto de facilitar el funcionamiento y el manejo de los equipos, genera en ocasiones la creación de imágenes que no corresponden con las estructuras que están siendo evaluadas y que pueden llevar al operador en formación a una inadecuada interpretación de dichas imágenes, por lo que revisaremos los errores gráficos más frecuentes, su causa, desventajas, ventajas y alternativas de corrección con el objeto de incrementar la calidad de la evaluación tisular, pero sobre todo de la interpretación que el anestesiólogo debe darle en dinámico durante la



guía de procedimientos como la anestesia regional o los accesos vasculares a las imágenes ultrasonográficas para obtener su mejor beneficio.

Palabras clave: Física del sonido, ultrasonido, ecogenicidad, interacción con los tejidos, atenuación, artificios.

Abstract

With the advent of the multiple medical applications of ultrasound, an adequate knowledge of this extraordinary technological tool is necessary; which requires an intense educational process that must be accompanied by a daily practice and the acquisition of new operational skills in the use of ultrasound equipment and in the optimal interpretation of the images. The standardization of physical properties of the ultrasound waves and the interaction of these with the tissues in order to facilitate the operation and the management of the equipment; sometimes generates the creation of images that do not correspond to the structures that are being evaluated and which may lead the operator in training to an inadequate interpretation of these images, so we will review the most frequent graphic errors, their cause, disadvantages, advantages and correction alternatives in order to increase the quality of tissue evaluation, but above all of the interpretation that the anesthesiologist must give in dynamic during the guide of procedures like the regional anesthesia or the vascular accesses to the ultrasonographic images to obtain its better benefit.

Key words: Sound physics, ultrasound, echogenicity, interaction with tissues, attenuation, artifices.

Introducción:

El advenimiento del ultrasonido como una herramienta no invasiva, segura y eficaz para la realización de procedimientos diagnósticos y terapéuticos ha mostrado una gran aplicación en todas las áreas de la medicina (1), paralelo al desarrollo permanente de equipos de alta complejidad y versatilidad (2). En los últimos 40 años se ha popularizado su uso en anestesia regional (3,4,5,6),

accesos vasculares (7) y evaluación médica perioperatoria (8,9,10,11,12,13,14,15) entre otros campos; lo que contextualiza la práctica del Anestesiólogo en un nuevo marco de conocimientos y habilidades antes reservadas a los Radiólogos y que hoy se extiende a la mayoría de las especialidades médicas y quirúrgicas.

El beneficio ha incluido mayor seguridad en los procedimientos y mayor satisfacción en los pacientes, con menores complicaciones inherentes de las técnicas a ciegas (16,17) y disminución de la exposición a radiación ionizante (2,17,18) mejor manejo del dolor, menores efectos secundarios de la analgesia basada en opioides o AINES, pronta movilidad, reducción en la estancia en la unidad de cuidados post-anestésicos y hospitalaria así como los costos integrales de la prestación de los servicios médicos (5,6,19).

El entrenamiento en principios básicos del ultrasonido es crítico para efectuar una adecuada interpretación de imágenes que definitivamente es operador dependiente, por lo que recomendamos profundizar en estos aspectos básicos que no serán tratados en detalle en esta revisión (20,21).

El sonido es una onda mecánica que se propaga en diferentes medios, pero no en el vacío. En los medios densos donde las moléculas se encuentran más cerca entre sí, la propagación se da a mayor velocidad (20,22); a mayor compresibilidad del medio, menor será la velocidad de propagación tal como ocurre con el aire; en el agua el sonido viaja cuatro veces más rápido que en aire dando como resultado un medio ideal para la transmisión del sonido (20,23).

El sonido audible para el ser humano se encuentra en un rango de frecuencias que oscila entre 20 Hz a 20 KHz, y sirve como referencia para clasificar el sonido en comparación con dicho espectro. Se clasifica como ultrasonido aquellas frecuencias de sonido mayores de 20 KHz, e infrasonido a las inferiores a 20 Hz, como se muestra en la (Figura 1) (20,23,24); actualmente el



ultrasonido de aplicación médica tiene frecuencias que están entre 2-30 Mhz.

Figura 1: Clasificación del sonido según su frecuencia



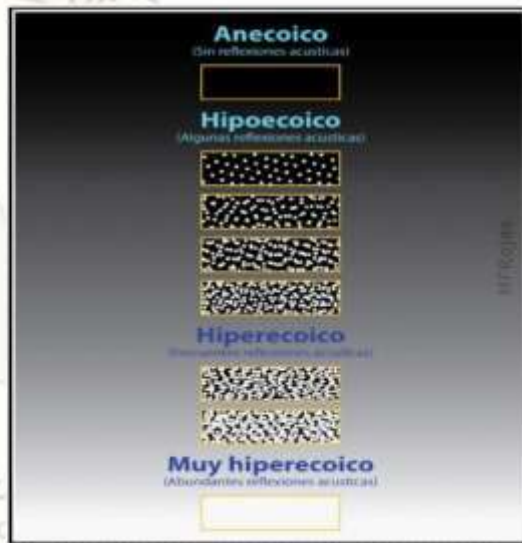
Construcción de imágenes ultrasonográficas:

En los transductores encontramos dispuestas líneas de cerámicas de titanio o plomo denominados cristales piezoeléctricos en posiciones que varían según el tipo de transductor. La estimulación eléctrica de estos cristales los hace vibrar ocasionando la formación de ondas mecánicas; estas al viajar por los tejidos presentan diferentes interacciones para finalmente ser reflejadas en forma de ecos que son nuevamente captadas por el transductor; que las convierte en una señal eléctrica y es procesada para ser mostrada en la pantalla de manera gráfica (25,26).

Los transductores están constantemente alternando entre emisión y captación de ondas en ciclos que pueden repetirse hasta 7.000 veces por segundo (27). El tiempo que transcurre después de que la señal es emitida y es luego recibida, se usa para calcular la distancia desde el punto de reflexión/eco hasta el transductor, asumiendo que las ondas viajan en los tejidos a una velocidad promedio de 1540 m/seg en línea recta (24,28). El término ecogenicidad tisular se refiere a la capacidad de los tejidos para generar ecos o reflexiones, las cuales son mostradas en pantalla como puntos blancos. Los

tejidos que generan gran cantidad de ecos se denominan hiperecóicos y tienen una apariencia más blanca que los tejidos que generan pocos ecos o hipocóicos, que se muestran en una gama variada de grises, los tejidos que no generan ecos se denominan anecoicos y son presentados de color oscuro o negro como se muestra en la (Figura 2) (29). Los transductores de alta frecuencia nos dan imágenes de alta resolución axial pero con baja capacidad de penetración por su alta atenuación al contrario de los transductores convexos de baja frecuencia (22,30).

Figura 2. Esquema de ecogenicidad, basada en las reflexiones acústicas



Artificios ecográficos:

Son imágenes que no corresponden a las estructuras anatómicas reales que se están evaluando, debido a alteraciones durante el proceso de transducción de la señal y secundarios a: la interpretación de la física del sonido, la interacción de las ondas con los tejidos, los fenómenos de refracción, reflexión, reverberancia o al programa de los



equipos (23,24,31,32,33); los errores gráficos secundarios a errores en los ajustes del equipo no son considerados artificios por algunos autores (34).

Su adecuado reconocimiento nos permite una mejor interpretación de las imágenes; en este documento revisaremos los artificios más frecuentes del modo B sin entrar en detalle en los asociados a evaluaciones pulmonares (8). Los Artificios pueden ser imágenes que no corresponden, que están ausentes, que están en el sitio incorrecto, o que muestran alteraciones de brillo, forma y tamaño (34,35).

En la formación de gráficas se asumen algunos valores como constantes con el objeto de permitir el post-procesamiento de la información obtenida, como se listan en la (Tabla 1).

Estos son algunos ejemplos de afirmaciones que no son constantes y llevan a errores en la información mostrada en el procesamiento de imágenes (14,29).

Para efectos de esta revisión clasificaremos los artificios de acuerdo a si se generan por causas de la estructura que está siendo evaluada, o si son causados por las propiedades del haz de ultrasonido o del post-proceso similar a la clasificación realizada por Prabhu y colaboradores (2) (Figura 3).

Figura 3: Esquema de clasificación de los artificios más frecuentes del modo B



Artificios relacionados con la estructura:

Reverberación: Ocurre cuando tenemos dos tejidos adyacentes con una diferencia notable en su impedancia acústica y altamente reflectantes donde ocurre un rebote repetitivo de la onda entre las dos superficies; se producen imágenes similares repetitivas y equidistantes a la estructura real (5,23,24,29,32,36,37,38,39), en este suceso ocurre una reflexión parcial de la onda del ultrasonido, entre las dos superficies; a medida que una porción de la onda logra avanzar entre las superficies, esta se refleja parcial, sucesiva y periódicamente en el espesor de las estructuras, generando ecos múltiples, las imágenes que se proyectan son visualizadas con una intensidad decreciente a la estructura real, secundaria a la atenuación sufrida en las superficies (33); con frecuencia ocurren entre interfaces como líquido-gas, sólido-gas, sólido-líquido. Ejemplo de este artefacto se observa en algunas posiciones de la aguja al penetrar en los tejidos. La reverberación ayuda al diagnóstico diferencial de objetos extraños e imágenes hiperecóticas tisulares de características similares como las agujas vs fascias en una evaluación estática (33). Para reducir este artefacto podemos angular sutilmente el transductor para modificar el ángulo de incidencia sobre las estructuras altamente reflectantes o ajustar la ganancia (23,26).

Tabla 1: Afirmaciones inconstantes como causas de la formación de artificios ecográficos
La única fuente de reflexiones/ecos proviene de la señal emitida del transductor (2,29,31,35,36)
El origen de los ecos ocurre en estructuras presentes en el territorio del haz de ultrasonido (24,29,31)
Los ecos recibidos provienen de la interacción del sonido con los tejidos en líneas recta (2,23,24,31,36)
La velocidad de propagación del sonido en los diferentes es de 1540 metro/segundo (20,23,24,26,28,31,35)
La distancia de reflexión del objeto es proporcional al tiempo de viaje ida y vuelta de las ondas (13 metros segundos/centímetros de profundidad) (2,35,36)
La atenuación del sonido en el plano de evaluación es uniforme (2,26,27,29)
La reflexión del sonido produce un solo eco simple (29,32)
El espesor de los tejidos evaluados se considera infinitamente delgado (26)
*Listado de afirmaciones que más frecuentemente se violan y que son causa de los errores gráficos denominados artificios ecográficos del modo B.



Cola de cometa: Este arteficio es un ejemplo de reverberación que se presenta cuando el haz de ultrasonido atraviesa interfaces próximas de muy diferente impedancia acústica, generando múltiples y pequeñas imágenes decrecientes, cortas; dando la apariencia de una cola de cometa. Se da habitualmente entre un cúmulo de burbujas de aire, vidrio o metal, (19,37,38,40,41) (Figura 4). Su presencia a nivel pulmonar nos habla de integridad pleural (42), la maniobra que nos ayuda a reducir la intensidad de las colas de cometa son los ajustes en la ganancia (23,43). Tiene importancia para el operador a la hora de hacer diagnóstico de cuerpo extraño en tejidos blandos, y además tiene gran utilidad para el diagnóstico y seguimiento de integridad o patología pulmonar (14,44,45). Otro arteficio similar a las colas de cometa con el mismo mecanismo de acción es denominado arteficio en V (ring down), frecuentemente encontrado en el hemidiafragma derecho en presencia de patología pulmonar (26,46).

Figura 4: Arteficio en cola de cometa.

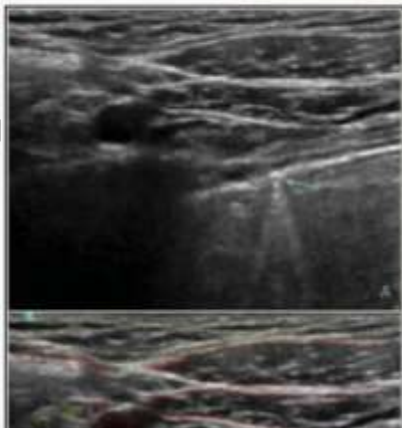
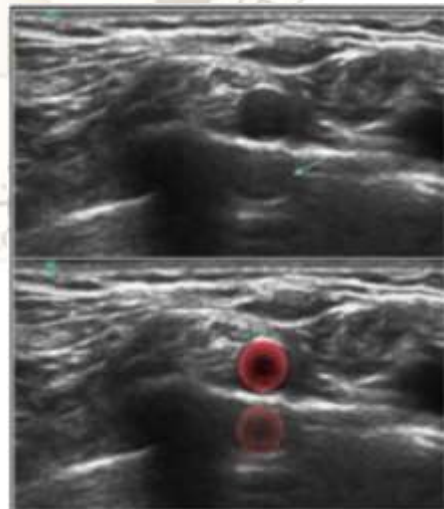


Imagen en espejo: Es un tipo de reverberación que se forma cuando parte del haz de ultrasonido en su trayecto de retorno toma una ruta más larga o más lenta de regreso al transductor. El equipo emite el haz de ultrasonido en un tiempo de transmisión conocido, parte del haz atraviesa el tejido hasta atenuarse y censar los ecos reflejados desde el mismo; estimando la profundidad en la cual se encuentran las estructuras (11). La imagen en espejo se produce por la interacción del haz con una estructura altamente reflectante, que al hacer contacto cambia su refracción por el tejido, generando ecos virtuales en una zona diferente; es decir, al aumentar el tiempo de retorno del haz de ultrasonido, simula tratarse de estructuras más profundas, dando como resultado una imagen falsa en cuanto a la posición real de la estructura (26,36,37,47,48). No es frecuente, sin embargo, se puede producir cuando se explora la pleura, la pelvis, la tibia y el diafragma. Usualmente se observa en Doppler color, en modo B o en Doppler pulsado al evaluar estructuras como la carótida, el pulmón o el hígado (49), en la (Figura 5) se muestra el arteficio de imagen en espejo, obsérvese la duplicidad de la imagen vascular (arteria subclavia) en profundidad a la estructura real, la cual está inmersa en la sombra acústica de la cortical ósea de la primera costilla

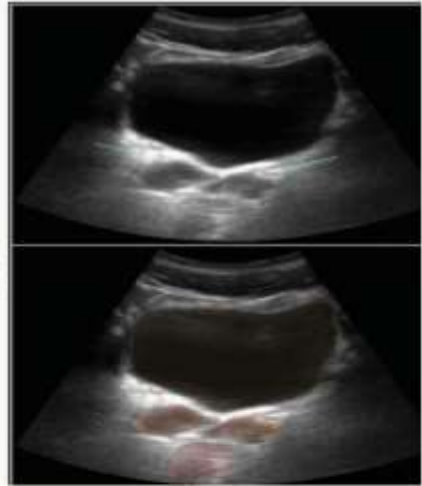
Figura 5: Arteficio de imagen en espejo





Reforzamiento acústico posterior: Se aprecia cuando el haz de ultrasonido atraviesa un tejido con baja atenuación respecto a las estructuras periféricas, la compensación a la atenuación aplicada uniformemente por el equipo hace que con profundidad a estas estructuras se aprecien ecos que muestran erróneamente más reflexiones (29); ejemplo de esto son los vasos sanguíneos donde se observa un falso incremento en la densidad o reflectividad de los tejidos en su porción más profunda. Este artificio puede enmascarar estructuras pequeñas y dificultar su reconocimiento, como en el caso del nervio radial en un abordaje axilar; no obstante, puede ayudar a identificar tejidos como los vasos sanguíneos, quistes o colecciones líquidas (24,31,49) (Figura 6). Frecuentemente encontrado profundo a estructuras con baja atenuación de las ondas ultrasonográficas, como en la vejiga.

Figura 6: Artificio de reforzamiento acústico posterior



Sombra acústica: Es un artificio que ocurre cuando el haz de ultrasonido encuentra una estructura con alta densidad y es reflejado casi en su totalidad generando una zona carente de ecos o anecoica; también puede ocurrir por absorción o refracción (33). Pueden denominarse sombras sucias o limpias, dependiendo de la formación o no de ecos dentro o debajo de la misma sombra acústica (23,25,29,31). Las estructuras circundantes formarán ecos de acuerdo con su capacidad de reflexión desde su ubicación y profundidad, generando el contraste entre los distintos medios. Es común encontrarlo en presencia de hueso, calcificaciones, cálculos y aire entre otros, la sombra acústica enmascara la evaluación de tejidos en profundidad a la estructura altamente reflectante (Figura 7).

Figura 7: Artificio de sombra acústica posterior

Algunas superficies muy reflectantes con dimensiones inferiores al haz de ultrasonido no generan sombra acústica debido a la expansión del punto focal del haz, pudiendo evaluar estructuras en profundidad (29).

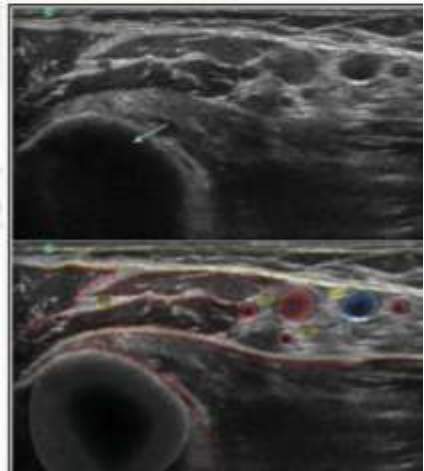


Figura 7: Artificio de sombra acústica posterior



Sombreado Limpio: Esta en relación con el fenómeno antes descrito, sin embargo, para que la estructura sea reconocida como una sombra homogénea, la superficie del objeto altamente reflectante es usualmente mayor a 0,5 mm (37).

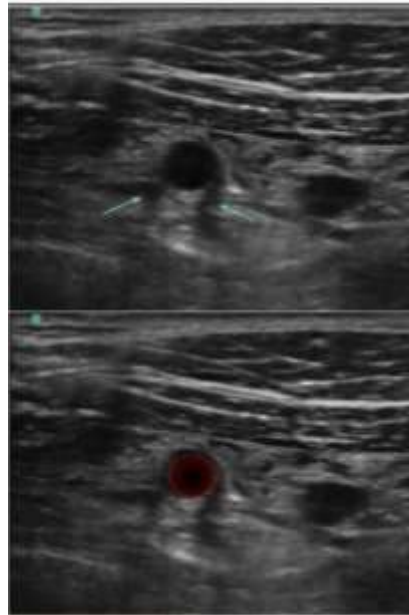
Sombreado parcial: Ocurre al evaluar tejidos blandos altamente atenuantes, o calcificaciones y cálculos pequeños en los cuales el barrido transversal del haz de US supera en profundidad al diámetro de la estructura, generalmente con diámetros menores de 0.5 mm, se observa con frecuencia en las evaluaciones con transductores de alta frecuencia (37).

Sombreado sucio: Frecuente en las interfaces gas/tejido, altamente reflectantes, donde la energía reflejada por el gas es equivalente a la que sale del transductor; el pulso reflejado interactúa en la interface con estructuras cercanas a la colección de gas, generando reflexiones secundarias que viajan de nuevo a la superficie del gas, y posteriormente al transductor. Estas reflexiones secundarias, generan ecos de baja intensidad, las cuales se observan con aspecto de sucio sobre la sombra acústica (33,37).

Con los transductores de baja frecuencia en evaluaciones profundas, la intensidad de la sombra acústica no es tan marcada (50). Las sombras acústicas ayudan a caracterizar estructuras óseas como en el caso de las apófisis transversas cervicales o la presencia de aire tisular en enfisema subcutáneo.

Otros: Artificio por ángulo crítico/ Artificio de Borde/ Artificios de sombra lateral a un quiste. Este artificio nombrado de varias maneras, al igual que el anterior, es consecuencia del cambio de velocidad y dirección del sonido al paso por diferentes interfaces; el sonido al ser reflejado en una dirección oblicua a la fuente del transductor, se aleja de la perpendicular de incidencia; ocurre una pérdida de información y energía en una dirección distinta a su sitio original de emisión; este fenómeno omite el supuesto de propagación en línea recta generando una sombra de borde (33,51), (Figura 8).

Figura 8. Artificio de borde o ángulo crítico



Artificios relacionados con las propiedades del haz de ultrasonido:

Artificios de Resolución: El término resolución espacial hace referencia a la capacidad de diferenciar dos objetos próximos uno de otro y graficarlos como estructuras independientes (23,39); los equipos y transductores de ultrasonido varían en su capacidad de resolución dependiendo de las características de fabricación.

La mayor calidad de imagen ocurre cuando el ángulo de incidencia del haz de ultrasonido sobre determinada estructura está cerca de los cero grados (39).

Para describir estos artificios es necesario mencionar el concepto de zona focal; en el haz de ultrasonido identificará tres zonas: el campo cercano, la zona focal y el campo lejano, La zona focal es el punto en donde el haz



de ultrasonido es más angosto en diámetro y donde el reconocimiento de estructuras es más detallado y preciso, el campo lejano es donde el haz de ultrasonido tiende a divergir, en esta zona es frecuente encontrar artificios (32) (Figura 9). La resolución axial está directamente relacionada con la longitud de onda, por lo que los transductores lineales tienen mejor resolución axial y los transductores convexos tienen mejor resolución lateral.

Figura 9. (1) Esquema del haz principal de ultrasonido:

A. Campo cercano, B. Zona focal y C. Campo lejano.

(2). Esquema de resolución axial y (3). Esquema de resolución lateral.

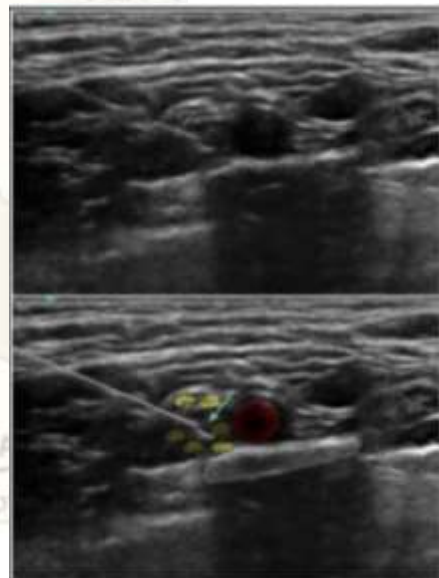


Resolución Axial: Hace referencia a la distancia mínima que deben tener dos objetos en el plano axial (paralelos al haz) para poder ser interpretadas como independientes. Está determinada por la longitud del pulso, los transductores utilizados tienen rangos de diferenciación de objetos que pueden variar entre 0.5 y 2 mm, la distancia entre ellas debe ser por lo menos la mitad de la longitud de onda específica (11,27,29). Estructuras con distancias menores son interpretadas como una imagen única.

Resolución Lateral: Hace referencia a la capacidad de reconocimiento de objetos independientes de acuerdo con su proximidad cuando estos se encuentran perpendicular al haz de ultrasonido; depende fundamentalmente del ancho del haz de ultrasonido; los transductores de baja frecuencia tienen mayor resolución lateral que los transductores de alta frecuencia (11,29), (Figura 10).

Para corregir los artificios de resolución se debe corregir la zona focal acorde con la estructura que se desea evaluar, modificar la frecuencia y profundidad de evaluación así como la ganancia.

Figura 10. Artificio en Bayoneta



Artificios por Refracción: La velocidad de transmisión del sonido varía según el tipo de tejido en el cual se propaga, adicionalmente ocurre un cambio en la dirección de propagación de acuerdo con el índice de refracción tisular; al retornar estos ecos desde una posición distinta a la



emitida por el transductor se genera una imagen de la estructura en una localización incorrecta (51). Este arteficio causara una imagen más ancha de la real o incluso duplicación de imágenes. En el proceso de optimización de la imagen se recomienda mantener el haz de ultrasonido incidiendo a 90 grados sobre la estructura que se está evaluando. Este arteficio se debe tener en cuenta al realizar intervencionismo con agujas de una estructura determinada. La Imagen Tisular Arterial (TIH) es un recurso útil en la reducción de este arteficio.

Arteficio en Bayoneta: Este arteficio de refracción describe una alteración en la visualización de la aguja observándose como doblada o fracturada, ocurre cuando esta atraviesa dos tejidos de diferente densidad y velocidad de conducción como grasa/músculo (28,39,49). Se debe reconocer este arteficio y su localización ya sea en la punta de la aguja o en cualquier segmento de la misma, para no equivocarse en su evaluación, (Figura 10).

Arteficios de velocidad de propagación:

En este las estructuras se observan con un mayor diámetro, dado que para la construcción de la imagen, se parte de la premisa, que el sonido viaja de forma uniforme a una velocidad constante por los diferentes tejidos, 1540 m/seg. sin embargo, las características de un mismo tejido puede variar de un paciente a otro, e incluso varía de un tejido a su adyacente, por lo que la estimación en la velocidad y distancia genera imprecisiones al hora de realizar los respectivos cálculos para la construcción de la imagen, restando resolución lateral y distorsión a la imagen, creando una imagen en una posición errónea con pérdida del foco de formación, estas imprecisiones en la velocidad son inversamente proporcionales a la frecuencia y longitud de onda del sistema de ultrasonografía (52,53), estos cambios en la velocidad del sonido, se dan especialmente en el tejido adiposo mamario.

Anisotropía: Este es un arteficio se da principalmente porque la imagen proyectada en la pantalla cambia sustancialmente dependiendo del ángulo de incidencia

del haz de ultrasonido sobre una misma estructura, es frecuente observarlo durante la evaluación de nervios o tendones; el no reconocimiento puede ocasionar confusiones por ausencia o pobre identificación (19,25,51). Es secundario a la disposición de las fibras del tejido examinado, se puede corregir angulando o rotando ligeramente el transductor tratando de acercar el ángulo de incidencia a los 90°, lo cual no siempre es fácil de lograr teniendo en cuenta que algunas estructuras muestran curvaturas en su disposición (54), (Figura 11).

Conclusiones:

A diferencia de otras tecnologías de imagen, el ultrasonido depende altamente de la habilidad de interpretación del operador, por lo que el conocimiento profundo de la física del sonido y la interacción con los tejidos es fundamental. En el proceso de formación de las imágenes ocurren muchos errores que llevan a la generación de imágenes no reales o alteradas; las cuales deben ser adecuadamente analizadas para que la interpretación sea correcta; muchos de estos arteficios deterioran la visualización de imágenes, pero muchos de ellos nos permiten caracterizar estructuras y aportan datos interesantes en el análisis gráfico, por lo que recomendamos una revisión minuciosa del tema para lograr una mejor utilización del recurso.

Declaración de conflicto de intereses: Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés que afecte la presentación de este documento.

Referencias

1. Hoppmann RA, Rao V V, Bell F, Poston MB, Howe DB, Riffle S, et al. The evolution of an integrated ultrasound curriculum (iUSC) for medical students: 9-year Experience. *Crit Ultrasound J. Springer Milan*;2015;7(1):18.
2. Prabhu S, Kanal K, Bhargava P, Vaidya S, Dighe M. Ultrasound artifacts classification, applied physics with Illustration, and imaging appearances. *Ultrasound Q.* 2014;30(2):145-57.
3. Neal JM, Brull R, Horn J-L, Liu SS, McCartney CJL, Perlas A, et al. The second american society of regional anesthesia



- and pain medicine evidence-based medicine assessment of ultrasound-guided regional anesthesia: Executive summary. *Reg Anesth Pain Med.* 2016;41(2):181-94.
4. Hoppmann RA, Rao V V, Bell F, Poston MB, Howe DB, Riffle S, et al. The evolution of an integrated ultrasound curriculum (iUSC) for Medical Students: 9-year Experience. *Crit Ultrasound J.* Springer Milan;2015;7(1):18.
 5. Prabhu S, Kanak K, Bhargava P, Vaidya S, Dighe M. Ultrasound Artifacts Classification, Applied Physics With Illustration, and Imaging Appearances. *Ultrasound Q.* 2014;30(2):145-57.
 6. Neal JM, Brill R, Horn J-L, Liu SS, McCartney CJL, Perlas A, et al. The Second American Society of Regional Anesthesia and Pain Medicine Evidence-Based Medicine Assessment of Ultrasound-Guided Regional Anesthesia: Executive Summary. *Reg Anesth Pain Med* 2016;41(2):181-94.
 7. Narouze SN, Provenzano D, Peng P, Eichenberger U, Lee SC, Nicholls B, et al. The American Society of Regional Anesthesia and Pain Medicine, the European Society of Regional Anaesthesia and Pain Therapy, and the Asian Australasian Federation of Pain Societies Joint Committee recommendations for Education and Training in Ultrasound-. *Reg Anesthesia Pain Med* 2012;37(6):657-64.
 8. Grossi P, Urmey WF. Peripheral Nerve Blocks for Anaesthesia and Postoperative Analgesia. *Curr Opin Anaesthesiol.* 2003;16(5):493-501.
 9. Avidan A, Drenger B, Ginosar Y. Peripheral Nerve Block for Ambulatory Surgery and Postoperative Analgesia. *Curr Opin Anaesthesiol.* 2003;16(6):567-73.
 10. Troianos CA, Hartman GS, Glas KE, Skubas NJ, Eberhardt RT, Walker JD, et al. Guidelines for Performing Ultrasound Guided Vascular Cannulation: Recommendations of the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. *Anesth Analg.* 2012;154(6):46-72.
 11. Mahmood F, Matyal R, Skubas N, Montealegre-Gallegos M, Swaminathan M, Denault A, et al. Perioperative Ultrasound Training in Anesthesiology: A Call to Action. *Anesth Analg.* 2016;122(6):1794-804.
 12. Platz E, Lattanzi A, Agbo C, Takeuchi M, Resnic FS, Solomon SD, et al. Utility of Lung Ultrasound in Predicting Pulmonary and Cardiac Pressures. *Eur J Heart Fail.* 2012;14(11):1276-84.
 13. De la Quintana FB, Nacarino B. Ecografía Pulmonar Básica. Parte 1. Ecografía Pulmonar Normal y Patología de la Pared Torácica y la Pleura. *Rev Esp Anesthesiol Reanim. Sociedad Española de Anestesiología, Reanimación y Terapéutica del Dolor;* 2015;62(6):322-36.
 14. De la Quintana FB, Nacarino B, Fajardo M. Ecografía Pulmonar básica. Parte 2. Patología Parenquimatosa. *Rev Esp Anesthesiol Reanim.* 2015;62(6):337-49.
 15. Soldati G, Sher S, Testa A. Lung and Ultrasound: Time to "reflect." *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2011;15(2):223-7.
 16. Fagley RE, Haney MF, Beraud AS, Comfere T, Kohl BA, Merkel MJ, et al. Critical Care Basic Ultrasound Learning Goals for American Anesthesiology Critical Care Trainees: Recommendations from an Expert Group. *Anesth Analg.* 2015;120(5):1041-53.
 17. Lichtenstein D. FALLS-Protocol: Lung Ultrasound in Hemodynamic Assessment of Shock. *Hear Lung Vessel.* 2013;5(3):142-7.
 18. Giraldo JA, Serna TJ. Examen FAST y FAST Extendido. *Rev Colomb Anesthesiol.* 2016;43(4):299-306.
 19. Auroy Y, Benhamou D, Bargues L, Ecoffey C, Falissard B, Mercier F, et al. Major Complications of Regional Anesthesia in France The SOS Regional Anesthesia Hotline Service. *Anesthesiology.* 2002;97(5):1274-80.
 20. Jeng CL, Torriño TM, Rosenblatt MA. Complications of Peripheral Nerve Blocks. *Br J Anaesth.* 2010; 1;105(51):i97-107.
 - 21.. Auroy Y, Narchi P, Messia A, Litt L, Rouver B. Serious Complications Related to Regional Anesthesia. *Anesthesiology.* 1997;87(3):479-86.



22. Borgeat A, Schappi B, Biasca N, Gerber C. Patient Controlled Analgesia After Major Shoulder Surgery. *Anesthesiology*. 1997;87(6):1343-7.
23. Vargas A, Amescua L, Bernal A, Pineda C. Principios Físicos Básicos del Ultrasonido, Sonoanatomía del Sistema Musculoesquelético y Artefactos Ecográficos. *Acta Ortopédica Mex*. 2008;22(6):361-73.
24. Chan V, Perlas A. Atlas of ultrasound-guided procedures in interventional pain management. Narouze SN, editor. *Atlas of Ultrasound-Guided Procedures in Interventional Pain Management*. 2011. 13-19 p.
25. Abu-Zidan FM, Hefny AF, Corr P. Clinical ultrasound physics. *J Emerg Trauma Shock [Internet]*. 2011 Oct [cited 2014 Jul 20];4(4):501-3.
26. Antonakakis JG, Sites B. The 5 Most Common Ultrasound Artifacts Encountered During Ultrasound-guided Regional Anesthesia. *Int Anesthesiol Clin*. 2011;49(4):52-66.
27. Aldrich JE. Basic physics of ultrasound imaging. *Crit Care Med*. 2007 May;35(5):S131-7.
28. Taljanovic M, Melville D, Scalcione L, Kimber L, Lorenz E, Witte R. Artifacts in Musculoskeletal Ultrasonography. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2014;10;18(1):3-11.
29. Le HT, Hangiandreou N, Timmerman R, Rice MJ, Smith WB, Deitte L, et al. Imaging Artifacts in Echocardiography. *Anesth Analg*. 2016;122(3):633-46.
30. Sites BD, Brull R, Chan V, Spence B, Gallagher J, Beach M, et al. Artifacts and Pitfall Errors Associated With Ultrasound-Guided Regional Anesthesia. Part I: Understanding the Basic Principles of Ultrasound Physics and Machine Operations. *Reg Anesth Pain Med*. 2007;32(5):412-8.
31. Gray AT, Schaffhalter-Zoppot I. "Bayonet Artifact" During Ultrasound-Guided Transarterial Axillary Block. *Anesthesiology*. 2005;102(6):1291-2.
32. Muñoz MJ, Gabino M, Herrera M. Anestesia Regional Con Ecografía. 2007. 1-138 p.
33. Lew HL, Chen CPC, Wang T-G, Chew KTL. Introduction to Musculoskeletal Diagnostic Ultrasound. *Am J Phys Med Rehabil*. 2007; 86(4):310-21.
34. Feldman MK, Katyal S, Blackwood MS. US artifacts. *Radio Graph*. 2009;29(4):1179-89.
35. Abreu I, Roriz D, Barros M, Moreira A, Caseiro Alves F. B-mode ultrasound artifacts. 2015 p. 1-48.
36. Zalud I, Rocha F. Artifacts, Pitfalls and Normal Variants. Kurjak A, Chervenak F, editors. *Donald Sch J Ultrasound Obstet Gynecol*. 2012;6(1):1-8.
37. Lutz H, Buscarini E. *Manual of Diagnostic Ultrasound Second Edition*. second edi. Vol. 1. 2011. 19-26 p.
38. Kremkau FW, Taylor KJ. Artifacts in Ultrasound Imaging. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 1986. p. 227-37.
39. Kremkau FW. *Sonography principles and instruments*. Ninth edition. Elsevier; 2016. 180-206 p.
40. Hindi A, Peterson C, Barr RG. Artifacts in Diagnostic Ultrasound. *Reports Med Imaging*. 2013;6(1):29-48.
41. Huang J, Triedman JK, Vasilyev N V, Suematsu Y, Cleveland RO, Dupont PE. Imaging Artifacts of Medical Instruments in Ultrasound-Guided Interventions. *J Ultrasound Med*. 2007;26:1303-22.
42. Reusz G, Sarkany P, Gal J, Csomos A. Needle-Related Ultrasound Artifacts and their Importance in Anaesthetic Practice. *Br J Anaesth*. 2014;112(5):794-802.
43. Hosek WT, Gullett J. Soft Tissue Ultrasound and the Comet Tail Artifact. *Acad Emerg Med*. 2010;17(6):e41-2.
44. Lichtenstein D, Meziere G, Biderman P, Gepner A, Barre O. The Comet-Tail Artefact: an Ultrasound Sign of Alveolar-Interstitial Syndrome. *Am J Respir Crit Care Med*. 1997;156:1640-6.
45. Lasarte A, Navasa JM, Blanco G, Fidalgo I, Parra JA. Diagnóstico Ecográfico del Neumotórax. *Radiologia*. 2014;56(3):229-34.
46. Hew M, Heinze S. Chest Ultrasound in Practice: a Review of Utility in the Clinical Setting. *Intern Med J*. 2012;42(8):856-65



47. Sperandeo M, Varriale A, Sperandeo G, Polverino E, Feragalli B, Piattelli ML, et al. Assessment of Ultrasound Acoustic Artifacts in Patients with Acute Dyspnea?: a Multicenter Study. *Acta radiol.* 2012;53:885-92.
48. Lee J. Lung Ultrasound in Critically Ill Patients. *Korean J Crit Care Med.* 2016;31(1):4-9.
49. Tsai C-L, Wang H-P, Lien W-C, Lai T-I, Chaen W-J. Ring down artefacts on abdominal sonography to predict pulmonary abnormalities in the emergency department. *Emerg Med J.* 2005;22(10):747
50. Miglietta F, D'Antonio F, Matarrelli B, Ianieri M, Liberati M, Celentano C. Transvaginal Sonography. *J Ultrasound Med* 2012;31:1858-9.
51. Scanlan KA. Sonographic Artifacts and Their Origins. *Am J Roentgenol.* 1991;156:1267-72
52. Sites B, Brull R, Chan V, Spence B, Gallagher J, Beach M, et al. Artifacts and Pitfall Errors Associated With Ultrasound-Guided Regional Anesthesia. Part II: A Pictorial Approach to Understanding and Avoidance. *Reg Anesth Pain Med.* 2007;32(5):419-33.
53. Gibbon WW. Musculoskeletal ultrasound. *Baillieres Clin Rheumatol.* 1996;10(4):561-88.
54. Solano C, Bernal A, Espinosa R, Hernandez C, Marin N, Peña A, et al. Artefactos en Ecografía Musculoesquelética. *Rev Chil Reumatol.* 2009;25(2):76-81.
55. Chen Q, Zagzebski JA. Simulation study of effects of speed of sound and attenuation on ultrasound lateral resolution. *Ultrasound Med Biol.* 2004;30(10):1297-306.
56. Napolitano D, Chou CH, McLaughlin G, Ji TL, Mo L, DeBusschere D, et al. Sound speed correction in ultrasound imaging. *Ultrasonics.* 2006;44(SUPPL.):44-7.
57. Rutten MJCM, Jager GJ, Blickman JG. US of the Rotator Cuff: Pitfalls, Limitations, and Artifacts. *RadioGraphics.* Radiological Society of North America; 2006;1;26(2):589-604