

La física en la ecografía. Aplicaciones.

Tipo: Presentación Electrónica Educativa

Autores: **Marta Tovar Pérez**, Elena Parlorio De Andrés, Lucía Hernández Sánchez, María Carrillo García, Alba Patricia Solano Romero, Elisabeth Cruces Fuentes

Objetivos Docentes

1. Conocer los principios físicos de la ecografía.
2. Resaltar la importancia de la ecografía tanto como técnica diagnóstica como terapéutica.

[\(Figura 1\)](#)

Imágenes en esta sección:

La física en la ecografía. Aplicaciones

Marta Tovar Pérez, Elena Parlorio de Andrés, Lucía Hernández Sánchez, María Carrillo García, A. Patricia Solano Romero, Elisabeth Cruces Fuentes

Servicio de Radiología. Hospital Morales Meseguer. Murcia.



Fig. 1: Departamento de Radiología del Hospital Universitario Morales Meseguer, Murcia.

Revisión del tema

La ecografía es una técnica de imagen basada en la emisión y recepción de ondas sonoras, cuya frecuencia supera la capacidad del oído humano para percibirlas y a las que llamamos ultrasonidos (US). Es una técnica ampliamente disponible, no invasiva, y con la ventaja de que no emite radiaciones ionizantes. Su principal inconveniente es su operador dependencia, lo que supone un reto al radiólogo ecografista, que ha de tener un conocimiento preciso tanto de las bases físicas de la técnica con el fin de optimizar el equipo y la exploración, como de las principales limitaciones, y de aquellas medidas que debemos adoptar para evitar interpretaciones erróneas. Hoy día además la ecografía tiene tanto capacidad diagnóstica como terapéutica, siendo de gran utilidad como guía en múltiples procedimientos intervencionistas.

PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA ECOGRAFÍA

Los US son ondas mecánicas, generalmente longitudinales, originadas por la vibración de un cuerpo elástico (cristal piezo-eléctrico) y propagadas por un medio material (tejidos corporales). Los US no se

propagan en el vacío.

El US se puede definir en función de una serie de parámetros ([fig 2](#) y [3](#))

1. Amplitud: variación máxima que ocurre en una variable acústica.
2. Intensidad (W/cm^2): es la energía de una onda en vatios dividida por el área en cm^2 , por la que se propaga.
3. Longitud de onda: distancia medida entre dos picos adyacentes de la onda sinusoidal. Determina el grado de penetración de la onda, de forma que cuanto mayor sea la longitud de la onda mayor será la penetración.
4. Frecuencia: número de oscilaciones o pulsos de la onda sinusoidal producidos cada segundo. Se mide en hercios (Hz) y presenta una relación inversa con la longitud de onda.
5. Velocidad: varía en función de las características de cada tejido (densidad, rigidez, elasticidad...). La velocidad promedio en los tejidos blandos es de 1540 m/s, aunque medios tales como el hueso o el aire muestran velocidades muy dispares a este valor, siendo la velocidad de transmisión de la onda en el hueso de 3500 m/s y la del aire de 330 m/s.

Efectos de los US

Se pueden producir efectos biológicos por la exposición a US, aunque éstos no se hayan confirmado a la intensidad empleada en ecografía diagnóstica. Debido a ello, debemos emplear la menor potencia que nos permita realizar un diagnóstico certero con un tiempo de exploración lo más breve posible, aplicando el principio ALARA (as low as reasonable achievable)

Los efectos biológicos de los US son:

1. Producción local de calor por la absorción que es mayor con el Doppler color o el Doppler pulsado. El **índice térmico** es un indicador del potencial relativo de aumento de la temperatura tisular, de manera que cuando es 1 implica que con la exploración ecográfica se puede incrementar la temperatura $1^{\circ}C$. Los exámenes que incrementan la temperatura $\leq 2^{\circ}C$ no presentan riesgo.
2. Cavitación: crecimiento o formación de burbujas de gas en un medio líquido. El pulso de US puede inducir una fase de transición entre un estado líquido y otro gaseoso. Cuando estas burbujas son inestables su energía se libera produciendo un aumento de la temperatura local. Se denomina **índice mecánico** a la medida estimada de la presión acústica, que es la potencia transmitida y aplicada a los tejidos, directamente proporcional a la capacidad para generar cavitación in vivo. Por tanto, hemos de explorar con el mínimo índice mecánico posible.

Debido a la posibilidad de que se produzcan efectos biológicos por la exposición de US, se recomienda:

- Realizar una ecografía cuando haya una razón médica válida
- Conocer las características del equipo del que dispongamos y evitar las altas intensidades acústicas
- Emplear en general altas ganancias y baja potencia acústica.
- Reducir el tiempo de exposición.

¿Cómo se forman los US?

La onda de US se produce en la sonda gracias a los pulsos de corriente eléctrica que llegan del generador del ecógrafo. Las sondas son dispositivos que actúan como receptores y emisores de US, y transformar señales eléctricas en energía mecánica y viceversa, gracias a su composición en material piezoeléctrico (cristales de diferentes cerámicas sintéticas). La formación de los US se basa en el efecto piezoeléctrico, que es la capacidad de emitir electricidad de ciertos cristales al ser deformados y de deformarse al formar electricidad ([figura 4](#))

Existen diferentes tipos de sondas (convexas, rectas, intracavitarias, sectoriales...) pero las empleadas

con mayor frecuencia en nuestra práctica clínica diaria son ([figura 5](#)):

1. Sonda recta o lineal: se caracteriza por disponer de elementos rectangulares de pequeño tamaño dispuestos de forma lineal. Debido a su elevada resolución en el campo cercano y un gran campo de visión superficial, es la que se utiliza para el estudio de las partes blandas y de los tejidos superficiales.
2. Sonda convexa o curva: los elementos emisores se disponen en la superficie convexa, las líneas del haz no son paralelas y originan una imagen “en porción de tarta” con un mayor campo de visión en profundidad.

En la exploración ecográfica, el transductor se coloca sobre la superficie del cuerpo del paciente. Se pone sobre la piel una capa de gel ya que el aire que queda entre la sonda y la piel no transmite los ultrasonidos y así se mejora la conductividad y el deslizamiento de la sonda sobre la piel.

El generador del ecógrafo transmite un pulso eléctrico de bajo voltaje que produce una vibración de cristal piezoeléctrico del transductor y la transmisión de un haz de US de corta duración. El US se propaga por dentro del paciente y es parcialmente reflejado y transmitido por los tejidos con los que se encuentra. La energía reflejada regresa al transductor y produce vibraciones en el cristal piezoeléctrico, que son transformadas en corriente eléctrica y posteriormente procesadas para transformarse en imágenes ([figura 6](#)).

Hemos de tener en cuenta que el transductor no emite US continuamente sino en grupos de pulsos de US, alternando dos fases:

Fase 1: Emisión US y recepción de ecos

Fase 2: Recepción de ecos: emisión de US.

Se denomina frecuencia de repetición de pulsos o PRF a la frecuencia con la que el generador produce impulsos eléctricos cada segundo y es el número de veces que los cristales del transductor son estimulados por segundo.

¿Cómo se propagan los US?

El comportamiento de los US en el cuerpo depende de la **impedancia acústica (Z)**, que es la mayor o menor resistencia que ofrecen los tejidos al ser atravesados por el sonido.

$$Z = V \times D.$$

La velocidad (V) de propagación de la onda de US es constante en los tejidos, y la impedancia acústica está directamente relacionada con la densidad del medio (D).

Cuando dos materiales tienen la misma impedancia acústica no se produce reflexión del US o eco, y el sonido progresa a través de la interfase. Sin embargo, si la diferencia en la impedancia acústica es pequeña se produce un eco débil, mientras que si la diferencia es grande, el haz de ultrasonido se reflejara completamente ([figura 7](#))

La atenuación es un fenómeno que se produce conforme los US se propagan por los tejidos debido a la pérdida de energía que experimenta un haz de US al atravesar un medio por su absorción, reflexión, refracción y dispersión. Se relaciona con la profundidad y con la frecuencia, así a mayor frecuencia mayor atenuación y menor penetrabilidad.

Mecanismos que producen la atenuación del haz de US:

1. Absorción: se debe a la conversión del US en calor. Es directamente proporcional a la frecuencia (a mayor frecuencia mayor absorción y menor profundidad del haz).

2. Reflexión: se produce cuando el haz de US incide en una interfase de tejidos con diferente impedancia acústica, así parte de la energía se refleja (eco) y el resto se transmite. La reflexión del haz de sonido varía mucho según el ángulo de incidencia del haz, de manera que si el ángulo disminuye el haz se refleja fuera del transductor y no contribuirá a la formación de la imagen ([figura 8](#)). Puesto que no podemos controlar la impedancia de los distintos tejidos, debemos asegurar un patrón de barrido ecográfico adecuado que mantenga el haz perpendicular a la superficie del objeto a visualizar

Diferenciamos dos tipos fundamentalmente de reflexiones ([figura 9](#)):

- Especular: se produce cuando el ángulo de incidencia del haz de US es perpendicular a la superficie sobre la que incide y el haz es reflejado pero en sentido contrario.
 - Difusa: se produce cuando el ángulo de incidencia del US no es perpendicular a la superficie sobre la que incide y el US se refleja con un ángulo distinto, siendo parte de él recogido por la sonda.
3. Dispersión: se produce por la variación en múltiples direcciones de la dirección del sonido al incidir en los tejidos que se encuentra durante su propagación. Da lugar a una señal débil.
 4. Refracción: es el fenómeno en el que el haz transmitido US es desviado debido a que el haz incidente no es perpendicular a la interfase comprendida entre tejidos que transmiten el sonido a diferente velocidad ([figura 10](#))

Debido a los fenómenos de absorción, reflexión, dispersión y refracción, el sonido se amortigua progresivamente al recorrer un medio, y por ello, su propagación es finita.

¿Cómo se obtiene la imagen?

La imagen se obtiene mediante el procesamiento electrónico de los haces ultrasónicos (ecos) reflejados por las distintas interfases tisulares y estructuras corporales. Se representa en una escala de grises mediante la cual diferenciamos estructuras según su ecogenicidad en ([figura 11](#)):

1. Hiperecoicas/hiperecogenicas: aquellas con un elevado índice de reflexión.
2. Anecoicas/anecogenicas: el índice de reflexión es nulo.
3. Hipoecogenicos: en ellas el índice de reflexión es variable.

Modos de representación de la imagen

Existen diferentes modos de representación de la imagen:

1. Modo A (amplitud): se emplea en oftalmología. Es un método limitado que solo muestra datos de una línea del haz de US.
2. Modo M (movimiento): Se conoce también como modo tiempo-movimiento y se aplica en ecocardiografía, aunque hoy día está siendo sustituido por modo B y el Doppler color.
3. Modo B (brillo): es el modo más utilizado en la actualidad, ya que obtiene una imagen bidimensional en tiempo real en escala de grises y además da información sobre las variaciones en la amplitud del pulso del US. El mayor o menor brillo de la imagen equivale a las diferencias en la amplitud de las señales reflejadas.
4. Modo doppler: Se basa en el cambio de frecuencia del sonido al chocar la onda acústica con una interfase en movimiento. El US es transmitido por un transductor estacionario hacia un objeto móvil (sangre), siendo los hematíes los principales responsables de la señal Doppler.

Se produce un aumento de la frecuencia del haz de US cuando el flujo sanguíneo se dirige hacia el

transductor, y una disminución cuando se aleja.

Se conoce como frecuencia doppler o desviación Doppler al cambio en la frecuencia del US desde su recepción hasta la transmisión del eco, o también a la diferencia entre la frecuencia del haz emitido y la frecuencia del haz reflejado.

Sabemos que la frecuencia de los US y la velocidad de propagación son constantes, por tanto, el cambio en la frecuencia Doppler dependerá de la velocidad de la sangre y del ángulo del haz del vaso, según la fórmula:

$$V = F_d \times c / 2F_e \times \cos\theta$$

F_d : Frecuencia doppler, c : velocidad de propagación de los US, F_e : frecuencia transmitida por el transductor.

El ángulo del haz es fundamental en la exploración Doppler. Si el ángulo es de 90° el coseno es 0 y no se obtiene ninguna señal, mientras que si el ángulo es 0 el coseno es de 1 y se obtiene la máxima señal Doppler posible. Por tanto, obtendremos la máxima señal Doppler cuando pongamos el haz de US alineado con la luz del vaso, siendo el ángulo 0 y el coseno 1.

- **Doppler color:** superpone en tiempo real sobre la escala de grises una imagen en color de las áreas donde se detecta un cambio en la frecuencia Doppler. El mapa de color se divide en dos partes mediante una línea negra que equivale al punto de flujo 0. Por convenio, se representan en rojo los flujos que se acercan al transductor y en azul los que se alejan ([figura 12](#))
 - **Doppler potencia o Power Doppler:** es un modo alternativo al Doppler color en el que se obtiene un promedio de la suma de la potencia o amplitud de señal recibida. No presenta cambios en la frecuencia, ni tampoco en la velocidad, ni falsos espectros, y la imagen es menos dependiente del ángulo de incidencia, permitiendo trazados vasculares más precisos e información a ángulos próximos a los 90°. Muestra en definitiva la potencia de la señal doppler ([figura 12](#))
5. **Modo 3D:** obtiene imágenes tridimensionales a partir de imágenes bidimensionales con un solo pase del haz de US sobre las estructuras a examinar. Se emplea en ginecología, en estudios de mama y de próstata.

¿Qué factores físicos pueden afectar a la calidad de la imagen y cómo podemos mejorarla?

1. **Resolución espacial:** nos permite distinguir dos reflectores próximos como distintos. Dentro de la resolución espacial se considera:
 - **Resolución axial:** diferencia objetos cercanos en el plano axial o longitudinal del haz de US. La duración del haz de US es la que la determina. Si la longitud de onda es baja, mayor será la frecuencia y el muestreo realizado y mayor la resolución. Por tanto, mejoramos la resolución axial con pulsos de corta duración, frecuencias altas y amplio ancho de banda.
 - **Resolución lateral:** diferencia objetos cercanos en el plano perpendicular a la dirección del haz de US. Se determina por la anchura del haz de US y lo controlamos mediante el foco. Para focalizar un haz es necesario disminuir su anchura y así aumentaremos la resolución lateral. Para ello, se produce un cambio en la geometría del elemento piezoeléctrico, bien con colocación de lentes por delante del transductor o electrónicamente.
 - **Resolución en elevación:** se relaciona con el grosor del haz en el plano perpendicular al transductor y depende del diseño del transductor. El operador no suele poder controlarla.
2. **Resolución temporal:** varía en función de la cadencia, de la suma y de la interposición de las imágenes. *La cadencia de la imagen* es el número de veces que la sonda hace un barrido del haz de US y cuanto mayor sea, mayor es la capacidad para mostrar estructuras en movimiento sin artefactos. Varía en función de la velocidad del sonido en el medio y de la profundidad del área

examinada. Si aumentamos el número de focos disminuimos la resolución temporal.

3. Resolución de contraste: diferencia entre los distintos tipos de grises.
4. Rango dinámico: se conoce en muchos equipos como compresión y es la relación entre el valor máximo y mínimo medido en decibelios. Con un rango dinámico alto obtenemos una imagen suavizada en muchos grises y si es bajo la imagen será más contrastada.
5. Ganancia: es la regulación de la amplitud de los ecos recibidos. Podemos realizar una regulación global, o bien mediante el control parcial de la ganancia en el tiempo o en la profundidad. Se recomienda trabajar con la máxima ganancia y mínima potencia que podamos. ([figura 13](#))
6. Ruido acústico: se produce por la dispersión del haz de US en los tejidos, originándose ecos de bajo nivel que disminuyen la resolución de la imagen.
7. Ruido electrónico: es consecuencia de fuentes externas a nuestro equipo, por ejemplo: radiofrecuencia procedente de aparatos eléctricos y también de fuentes internas como el aumento de la ganancia para mejorar la señal de ecos débiles.
8. Armónicos: son frecuencias múltiplos de la onda de US originaria emitida. Se conoce como frecuencia fundamental o primer armónico. El segundo armónico tiene el doble de frecuencia que el primero. Una peculiaridad de las frecuencias armónicas es que no se emiten por la sonda, sino que se producen en las distintas interfases tisulares siendo ondas importantes a mayor profundidad y nulas en la superficie. Esto se debe a que no se propagan de forma lineal, por lo que en los tejidos de mayor densidad, la velocidad es más rápida porque existe una mayor cohesión de las moléculas. Las ondas armónicas presentan:
 - Una menor atenuación que la onda de US.
 - Mejor resolución de la imagen debido a que la sonda recibe las ondas del segundo armónico (el doble de la frecuencia emitida) y además los armónicos solo atraviesan la pared abdominal una vez.
 - Menos artefactos ya que son filtrados por un proceso de sustracción que ocurre al procesar el segundo armónico.

Claves útiles para mejorar en la ecografía en modo B

1. Escoge la sonda y el programa adecuados en función de lo que necesites estudiar.
2. Emplea la mínima potencia acústica que puedas, puesto que una mayor potencia asocia una mayor dosis.
3. Regula la ganancia.
4. Coloca el foco adecuadamente para mejorar la resolución lateral. Recuerda que si aumentas mucho el número de focos perderás resolución temporal.
5. Regula el rango dinámico. Usa un rango alto para valorar parénquimas y bajo para obtener un mayor contraste.

Limitaciones de la ecografía

El potencial tanto diagnóstico como terapéutico de la ecografía excede a sus limitaciones, pero evidentemente éstas existen, y son fundamentalmente:

1. Interposición de gas.
2. Dependencia del operador.
3. Obesidad del paciente.

Estas limitaciones se pueden solventar aumentando la presión con la sonda y movilizándolo al paciente en el caso de la interposición de gas, con un mayor entrenamiento para mejorar la dependencia del operador y con mejores ecógrafos en el caso de la obesidad del paciente.

APLICACIONES DE LA ECOGRAFÍA

La ecografía consta de una reconocida capacidad **diagnóstica** y también **terapéutica**.

Aplicaciones diagnósticas

Mencionaremos en este trabajo la ecografía con contraste y la elastografía.

1. Ecografía con contraste.

Hoy día, la ecografía con contraste ha abierto una nueva perspectiva en la forma de hacer ecografía, ya que nos permite obtener una imagen de la perfusión de un órgano y de una lesión en tiempo real ([figura 14](#)).

Los contrastes ecográficos son sustancias exógenas que se administran por vía intravenosa o intracavitaria y tienen la capacidad de aumentar la señal ecográfica. Están compuestas por microburbujas de gas rodeadas de una cápsula estabilizante que les permite una mayor duración en la sangre.

Existen varios tipos de contraste ecográfico comercializados en Europa, aunque nosotros utilizamos el hexafluoruro de azufre.

Para evaluar la ecografía con contraste se han desarrollado técnicas específicas consistentes en la separación de la señal lineal procedente del tejido, de la señal no lineal de las microburbujas empleándose para ello, en la mayoría de los equipos una técnica de inversión de pulsos. La respuesta no lineal con bajo índice mecánico minimiza la rotura de las burbujas y nos permite realizar un estudio de varios minutos a tiempo real. Si empleamos un índice mecánico alto, obtendremos una mayor señal acústica, aunque la señal será transitoria por la ruptura de las burbujas.

El hígado es el órgano donde más se utiliza la ecografía con contraste, empleándose una técnica de bajo índice mecánico, para estudiar de forma continua las tres fases vasculares. En este tipo de estudios se debe:

- Mantener la lesión que queramos valorar, en el campo de visión
- Administración del contraste en bolo seguido de 5-10ml de suero salino a través de una vía periférica que tenga al menos un diámetro de 20G, para que se produzca una rotura de las burbujas del contraste
- Llevar un control del tiempo de estudio.
- Administrar más de una dosis de contraste si se precisa.
- Grabar un video del estudio de forma continua los primeros 90 s, que abarcarían la fase arterial y portal.
- Si deseamos valorar lesiones adicionales, hemos de tener en cuenta que disponemos de 4-6 minutos para explorar el resto del parénquima hepático.
- Si se trata de una valoración previa a un tratamiento percutáneo, se recomienda medir los 3 diámetros de la lesión para calcular su volumen.

El uso de los contrastes ecográficos se extiende a otros órganos, destacando también en el riñón para la valoración de quistes complejos tipo IIF, III y IV de la clasificación de Bosniak, donde sus hallazgos son similares o incluso superiores a la TC, y en el intestino delgado para valorar actividad inflamatoria en la enfermedad de Crohn.

La ecografía con contraste (hexafluoruro de azufre) está contraindicada en los siguientes casos:

- En el síndrome coronario agudo reciente
- Miocardiopatía isquémica inestable
- En la insuficiencia cardiaca aguda
- Arritmias graves

- Embarazadas
- Niños

2. Elastografía con ecografía

Es una técnica de imagen con la que detectamos parámetros estructurales de los tejidos respecto al tejido adyacente en tiempo real. Nos aporta información estructural a las características morfológicas del modo B, aumentando la especificidad diagnóstica.

Es útil para detectar cáncer de mama, tiroides, próstata, páncreas, tumores musculoesqueléticos, y afectación focal y difusa hepática ([figura 15 y 16](#))

Se fundamenta en la hipótesis de que los tejidos rígidos se deforman menos que los blandos y por ello, el sonido los atraviesa más rápido. En función de la rapidez con que el sonido atraviese el tejido, se comportara de un modo u otro devolviendo al explorador una imagen característica. Las diferencias en la composición se pueden cuantificar y diferenciar mediante imágenes.

La elastografía se podría comparar con la clásica palpación manual de los tejidos empleada por los médicos, con la ventaja de que nos permite valorar estructuras más profundas.

No hemos de olvidar que es una técnica en desarrollo y que sigue habiendo problemas de operador dependencia sobre todo en su versión cualitativa.

Existen varios tipos de elastografía:

- Cuantitativa: nos proporciona valores numéricos medidos en kPa o m/s que se correlacionan con la mayor o menor deformidad de un área de interés.
- Cualitativa: nos da un mapa de colores de la lesión con respecto al tejido adyacente.
- Combinada: una características de las dos anteriores, sobre un mapa de colores podemos medir el valor de dureza de una lesión o área de interés.

La cuantitativa es menos dependiente del observador y más reproducible, y es la que más utilizamos en nuestro ámbito de trabajo.

En el hígado la elastografía presenta la ventaja frente a la elastografía hepática de transición de estar incorporada a un equipo de ecografía convencional, que nos permite ser más precisos en la elección del parénquima hepático a valorar, y evitar estructuras que falseen los resultados (interposición de vasos, costillas, o la cápsula hepática). Además, la ascitis y el índice de masa corporal tampoco son una limitación, a diferencia de la elastografía hepática de transición donde sí lo son. La esteatosis no alcohólica, la hepatitis vírica y la alcohólica presentan una rigidez directamente proporcional a la gravedad. La cirrosis muestra mayor rigidez del tejido debido a una mayor reticulación de la matriz extracelular hepática. Por el contrario, en la esteatosis la rigidez es menor por la presencia de vacuolas de grasa que aumentan el espacio entre los hepatocitos y reducen la densidad del tejido, dando lugar a un hígado más blando.

Aplicaciones terapéuticas.

1. Técnica guía en múltiples procedimientos intervencionistas: drenaje de colecciones, biopsias, nefrostomías, ablaciones por radiofrecuencia, esclerosis de quistes y cavidades, tratamiento de calcificaciones del manguito de los rotadores, tratamiento de roturas tendinosas con plasma rico en plaquetas, entre otras muchas.
2. Ultrasonidos dirigidos de alta frecuencia (UDAF). Es una alternativa terapéutica para la destrucción de tumores sólidos benignos y malignos. Se basan en características de los US como:
 - Capacidad de producir una energía muy localizada.
 - Controlar el tamaño y la localización del área focal.
 - Capacidad de emplear intensidades de US suficientes para destruir tejidos, originando un área de necrosis coagulativa sin dañar las estructuras adyacentes. Esto se produce por los bioefectos de los

US de cavitación y calentamiento, de manera que una elevación de la temperatura por encima de 56° durante 1 segundo genera una rápida toxicidad térmica, causando una necrosis coagulativa irreversible. La cavitación es más compleja e impredecible, aunque también produce una necrosis coagulativa. Depende de la longitud de onda, la frecuencia y la intensidad. Es preferible el uso de calentamiento a la cavitación en el uso clínico inicial de los UDAF.

Existe un interés en los UDAF como alternativa terapéutica para la destrucción de tumores sólidos benignos y malignos, sobre todo en pacientes con contraindicación a la cirugía ya sea por la localización del tumor, por estadio avanzado o por mal estado general del paciente. Entre las alternativas para este grupo de pacientes están la radiofrecuencia, inyección percutánea de etanol, crioablación, coagulación por microondas, termoterapia intersticial inducida por láser y los UDAF, siendo éstos últimos la única técnica no invasiva. Los UDAF han demostrado reducir o al menos eliminar el dolor y además mejorar la expectativa de vida y se consideran un tratamiento que puede ser potencialmente curativo. La ablación mediante UDAF se puede realizar mediante guía de US o de resonancia. La resonancia presenta la ventaja frente al US de que puede monitorizar la elevación de la temperatura durante el tratamiento, mientras que los US permiten comprobar la ventana acústica y guiar la ruta para realizar la ablación.

Imágenes en esta sección:

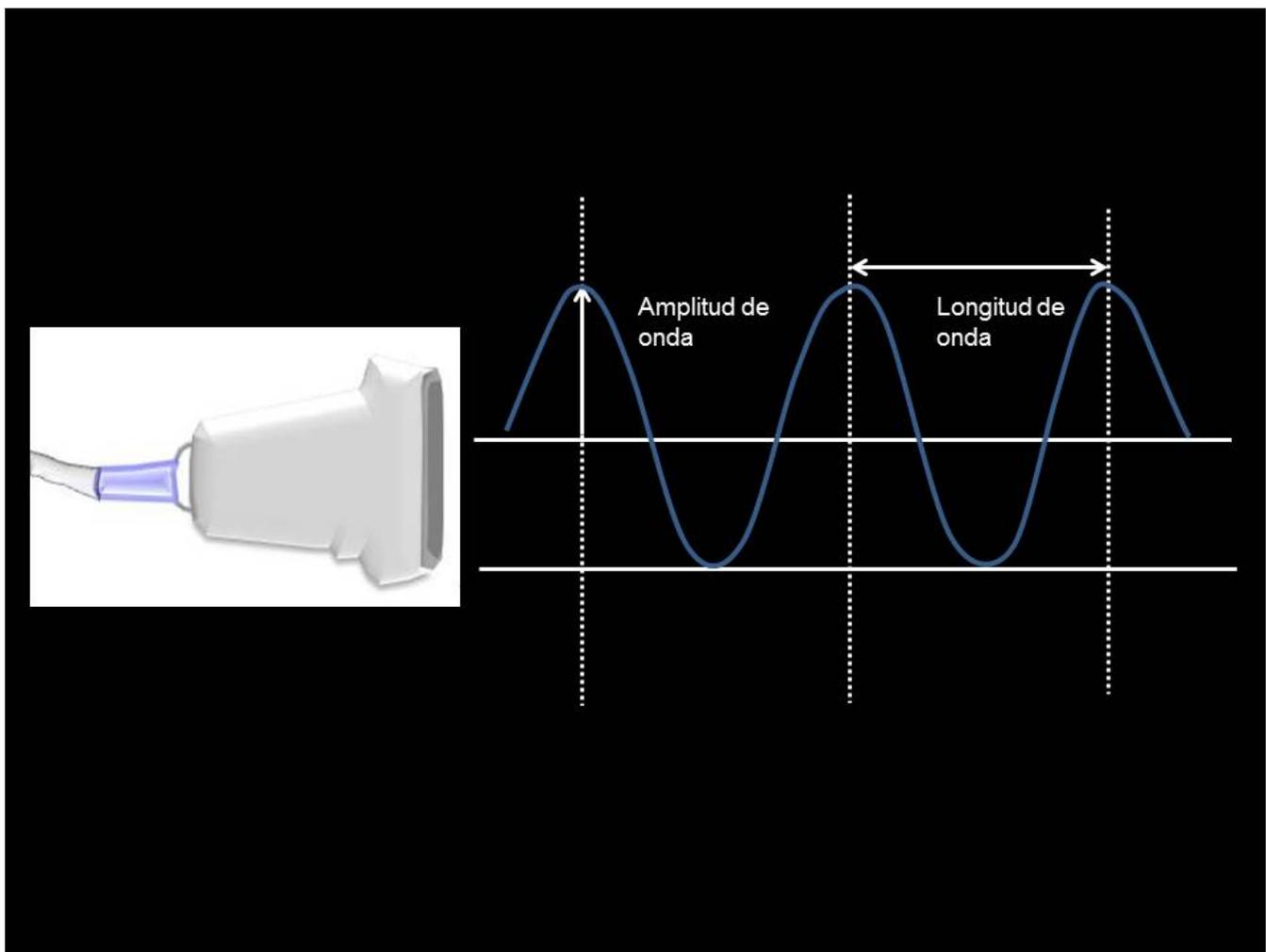


Fig. 2: Onda sinusoidal con longitud de onda (distancia medida entre dos picos adyacentes de la onda sinusoidal) y amplitud (variación máxima que ocurre en una variable acústica)

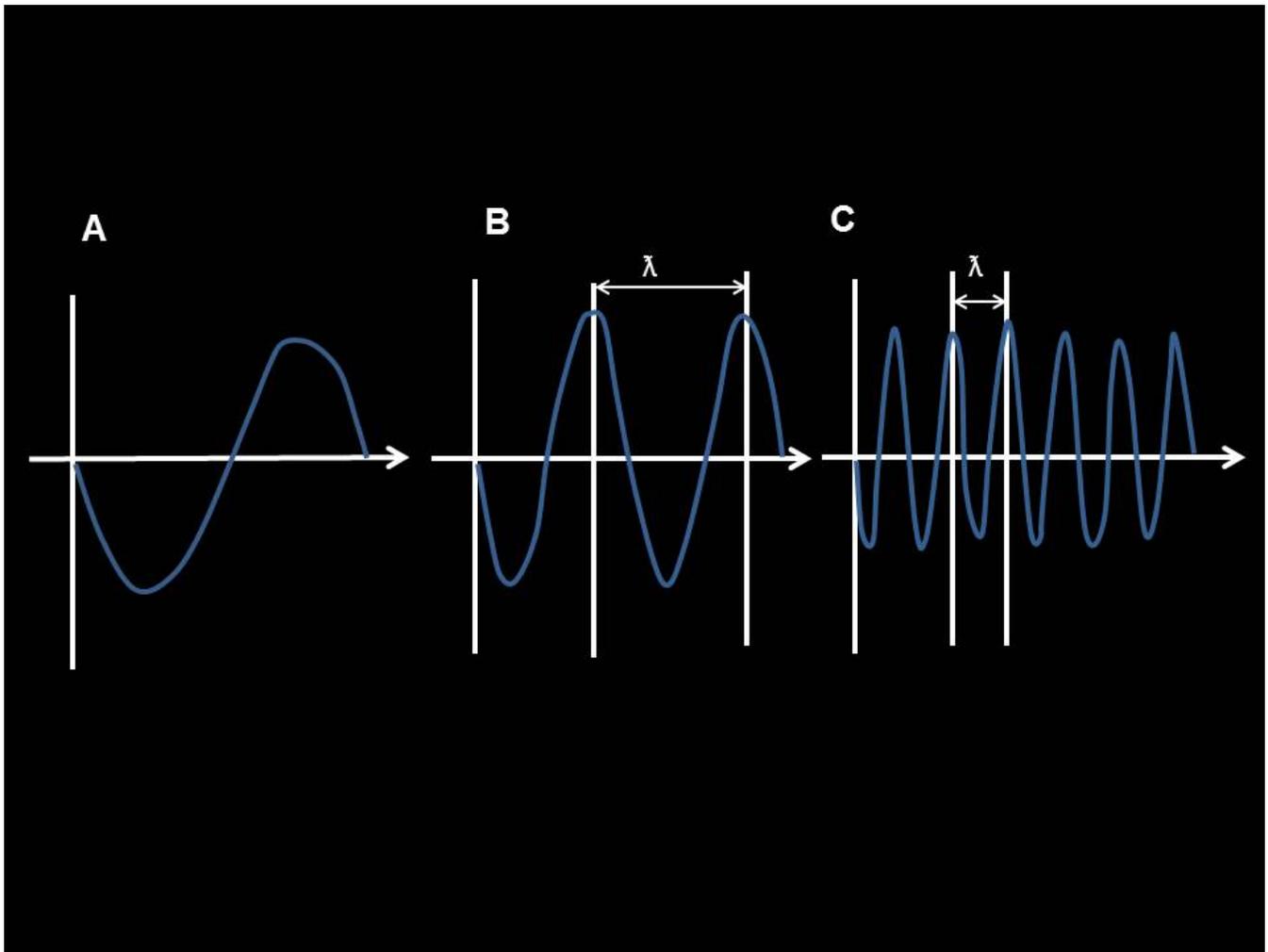


Fig. 3: Figura A, B y C que muestran la relación inversa entre longitud de onda y la frecuencia. Así, a menor frecuencia mayor longitud de onda (a) y viceversa (c)

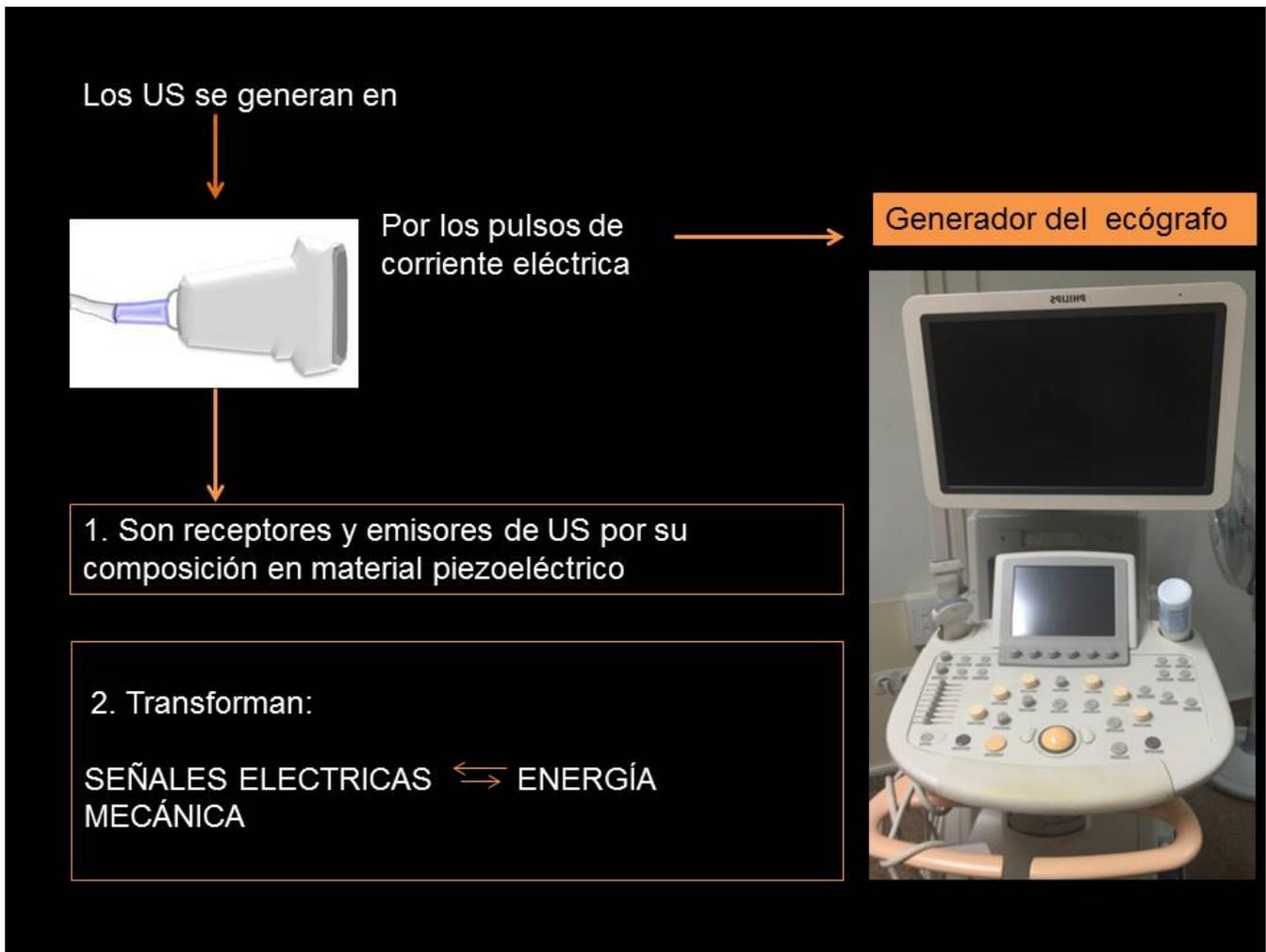


Fig. 4: Los US se general en la sonda por los pulsos de corriente eléctrica que le llegan del generador del ecografo. Las sondas actúan como receptores de US por su composición en material piezoeléctrico (cristales de diferentes cerámicas sintéticas) y además transforman las señales eléctricas en energía mecánica y viceversa.

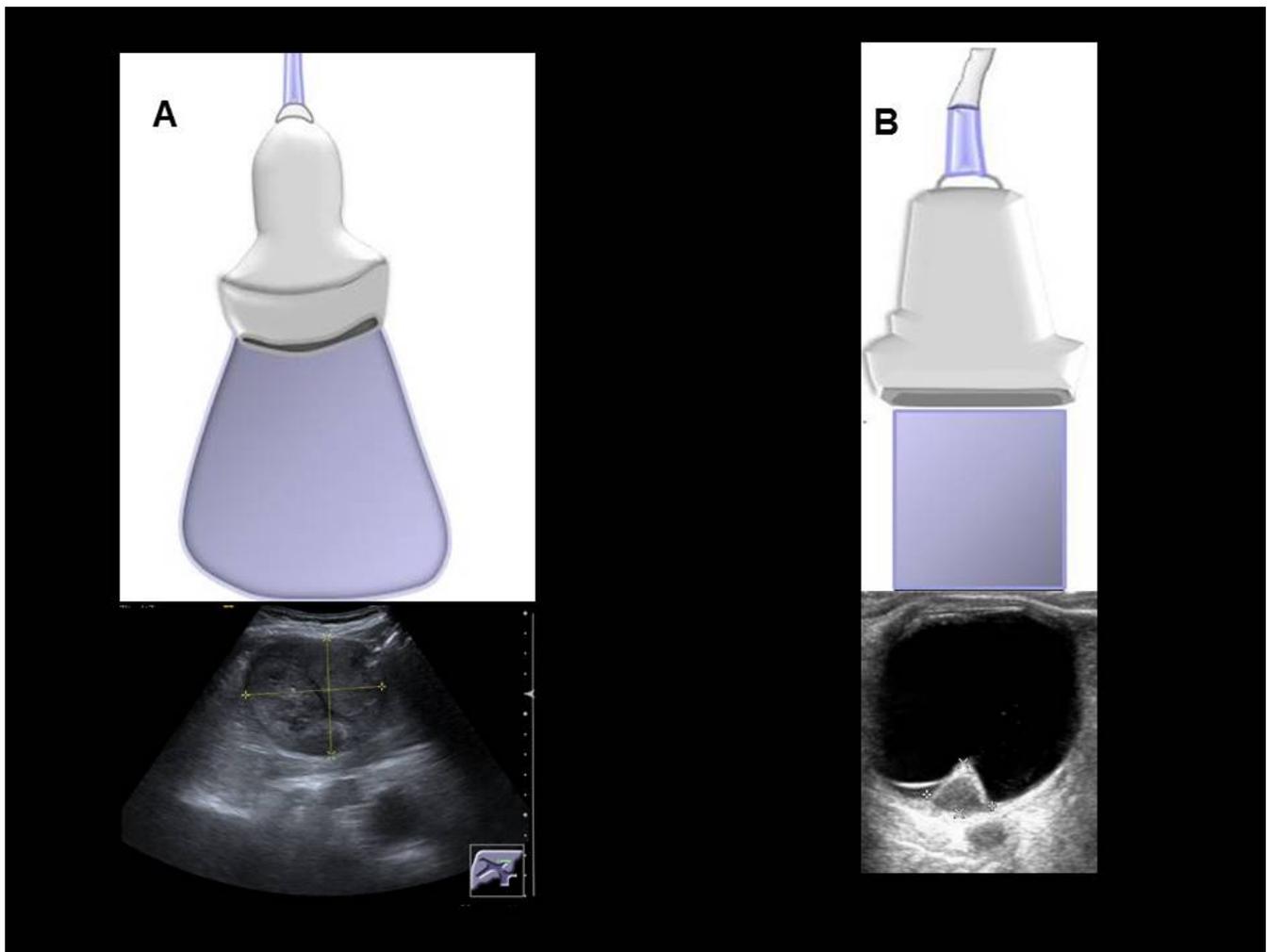


Fig. 5: A. Sonda convexa donde los elementos emisores se disponen en una superficie convexa y las líneas del haz no son paralelas originando una imagen “en porción de tarta”. B. Sonda lineal: consta de elementos rectangulares de pequeño tamaño dispuestos de forma lineal y es la que debemos emplear en el estudio de las partes blandas y de los tejidos superficiales.

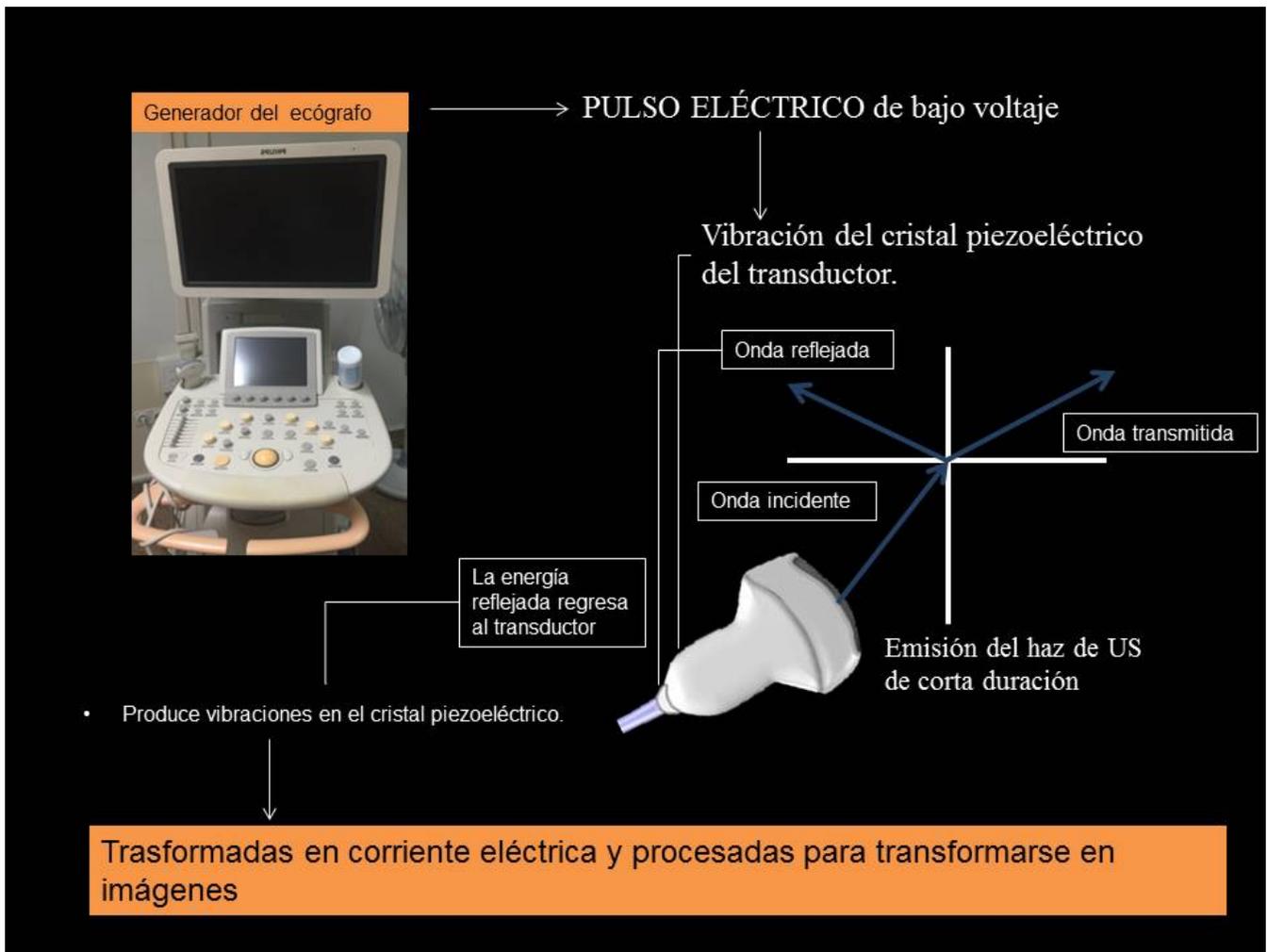


Fig. 6: Esquema ilustrativo de la formación de una imagen ecográfica.

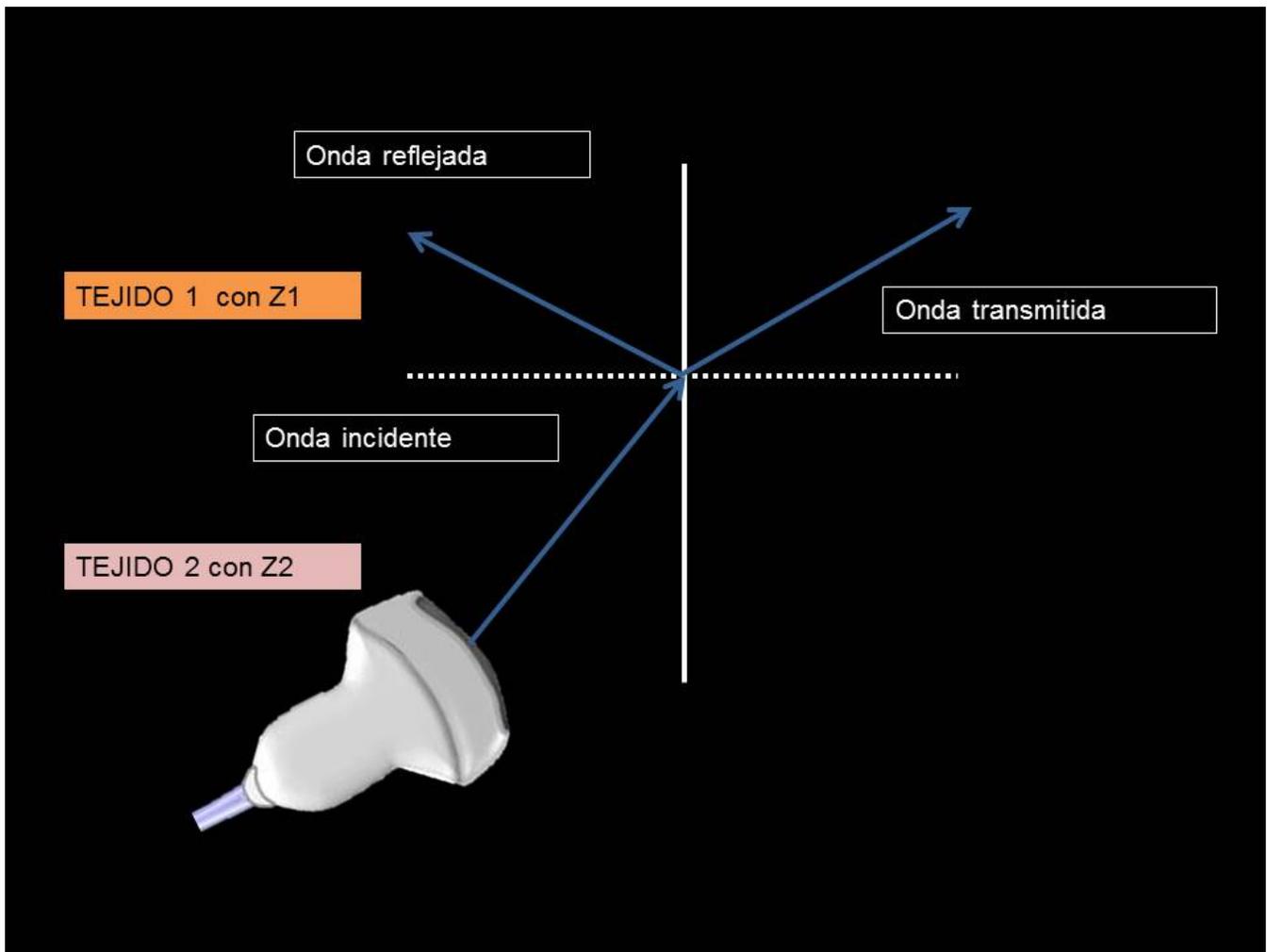


Fig. 7: Esquema ilustrativo que muestra dos tejidos con diferente impedancia acústica ($Z1$ y $Z2$) de forma que parte del haz de ultrasonido se transmite y parte se refleja (eco).

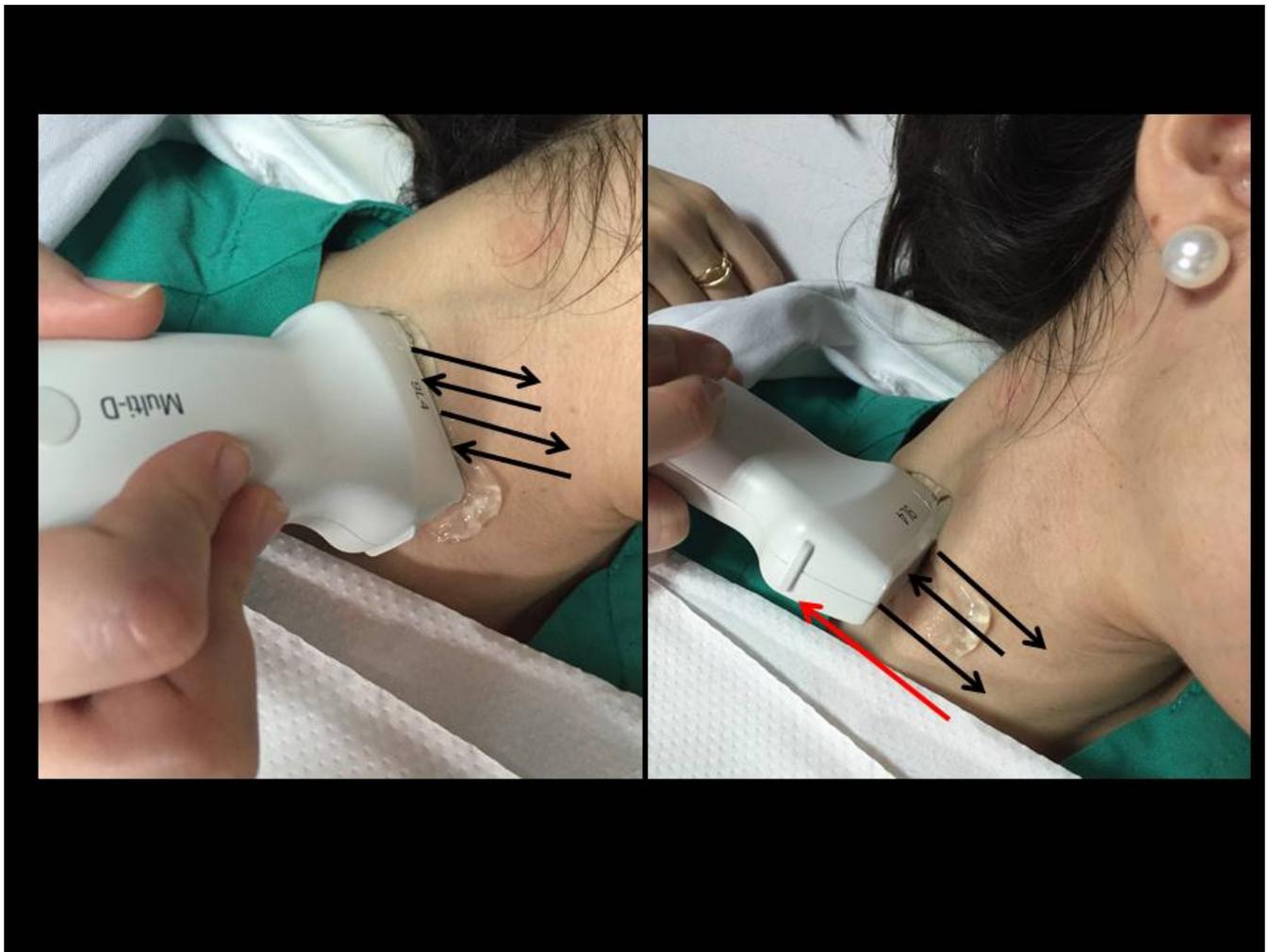


Fig. 8: Importancia del ángulo en la exploración. A) Patrón de barrido del haz perpendicular a la superficie del objeto a visualizar, así todo el haz se reflejara para formar la imagen ecográfica. B) La reflexión del haz de sonido varía mucho según el ángulo de incidencia del haz, de manera que si el ángulo disminuye el haz se refleja fuera del transductor y no contribuirá a la formación de la imagen.

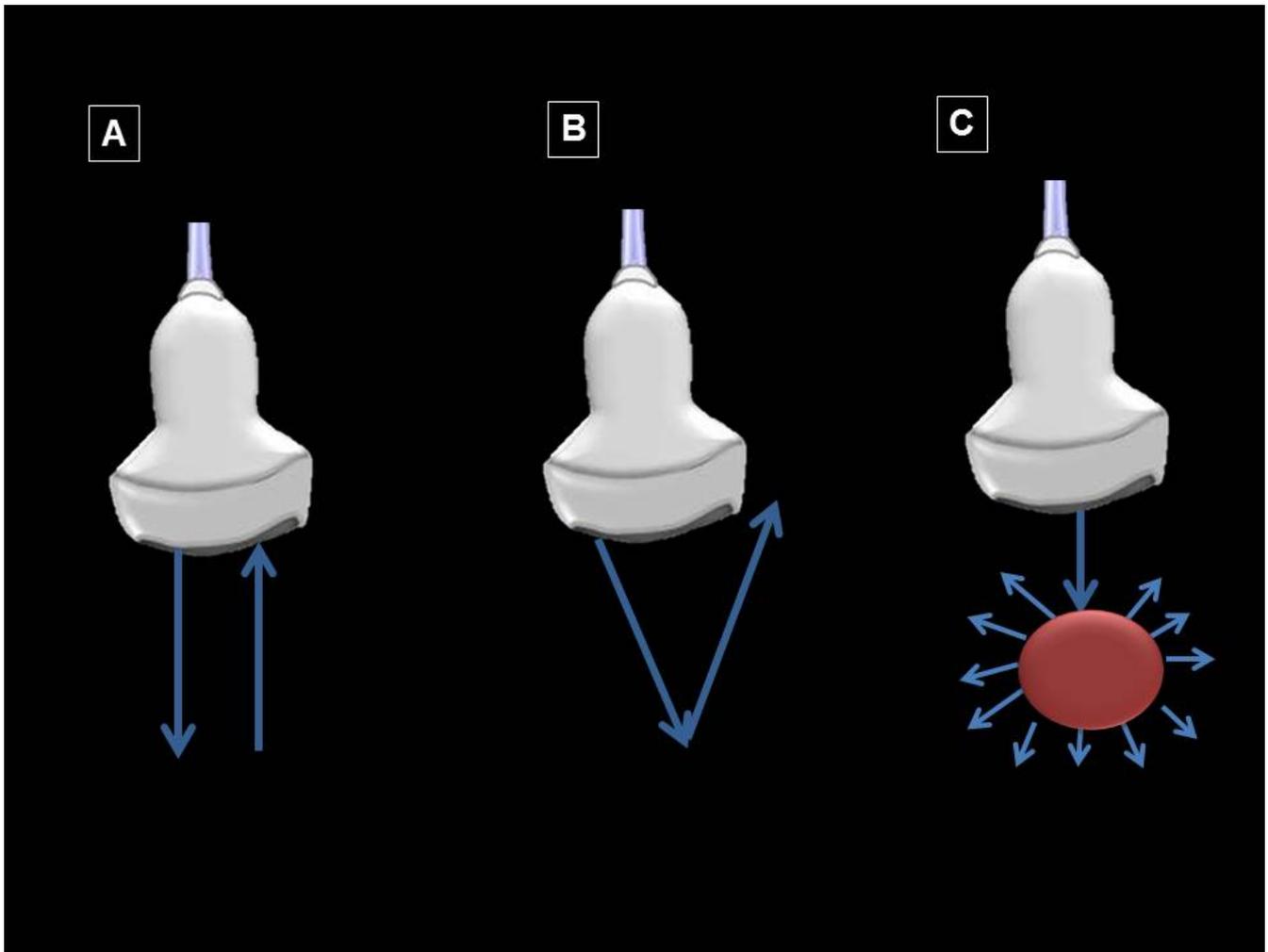


Fig. 9: A: Reflexión especular. B: Reflexión difusa. C: Dispersión.

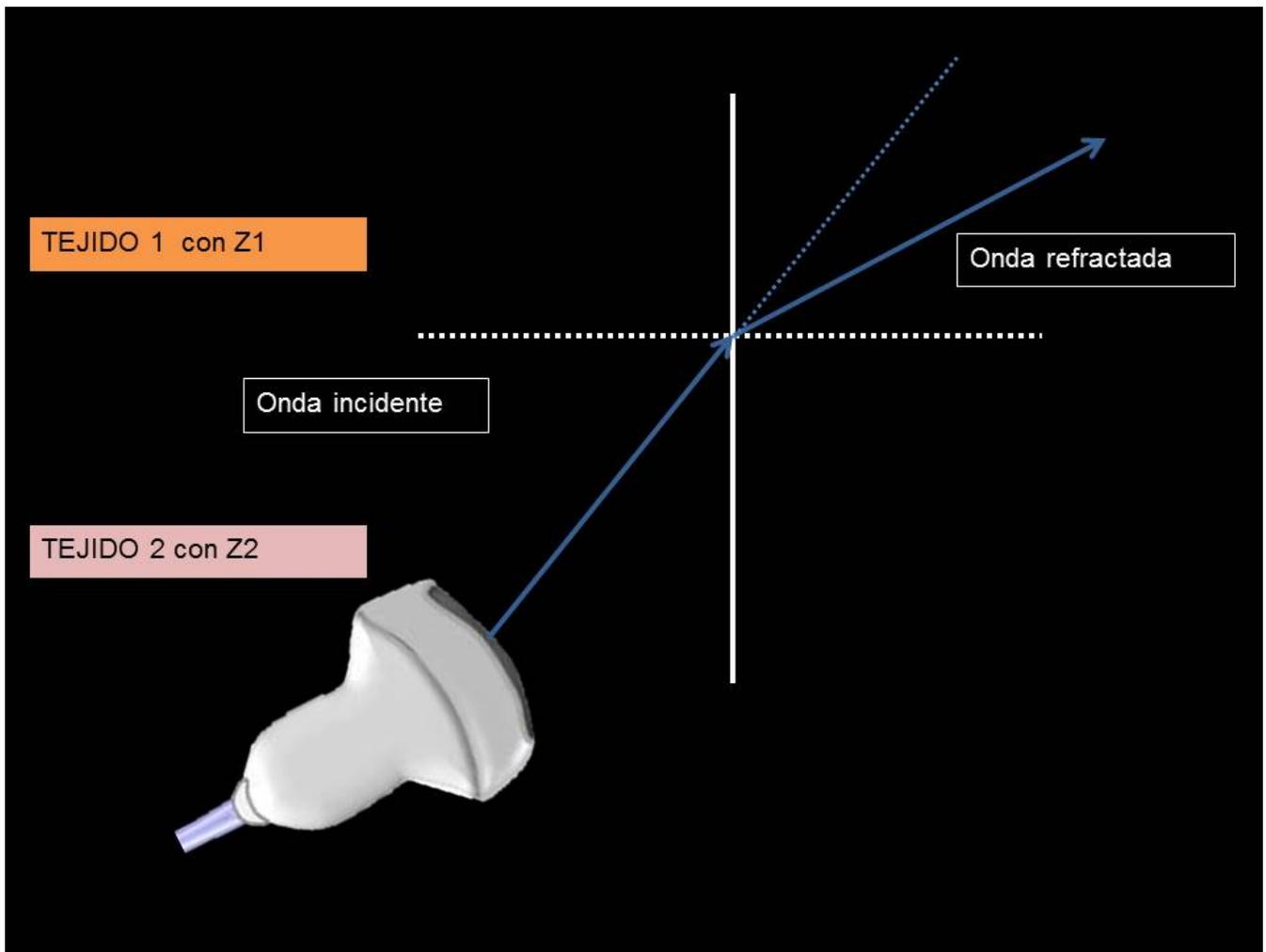


Fig. 10: Fenómeno de la refracción

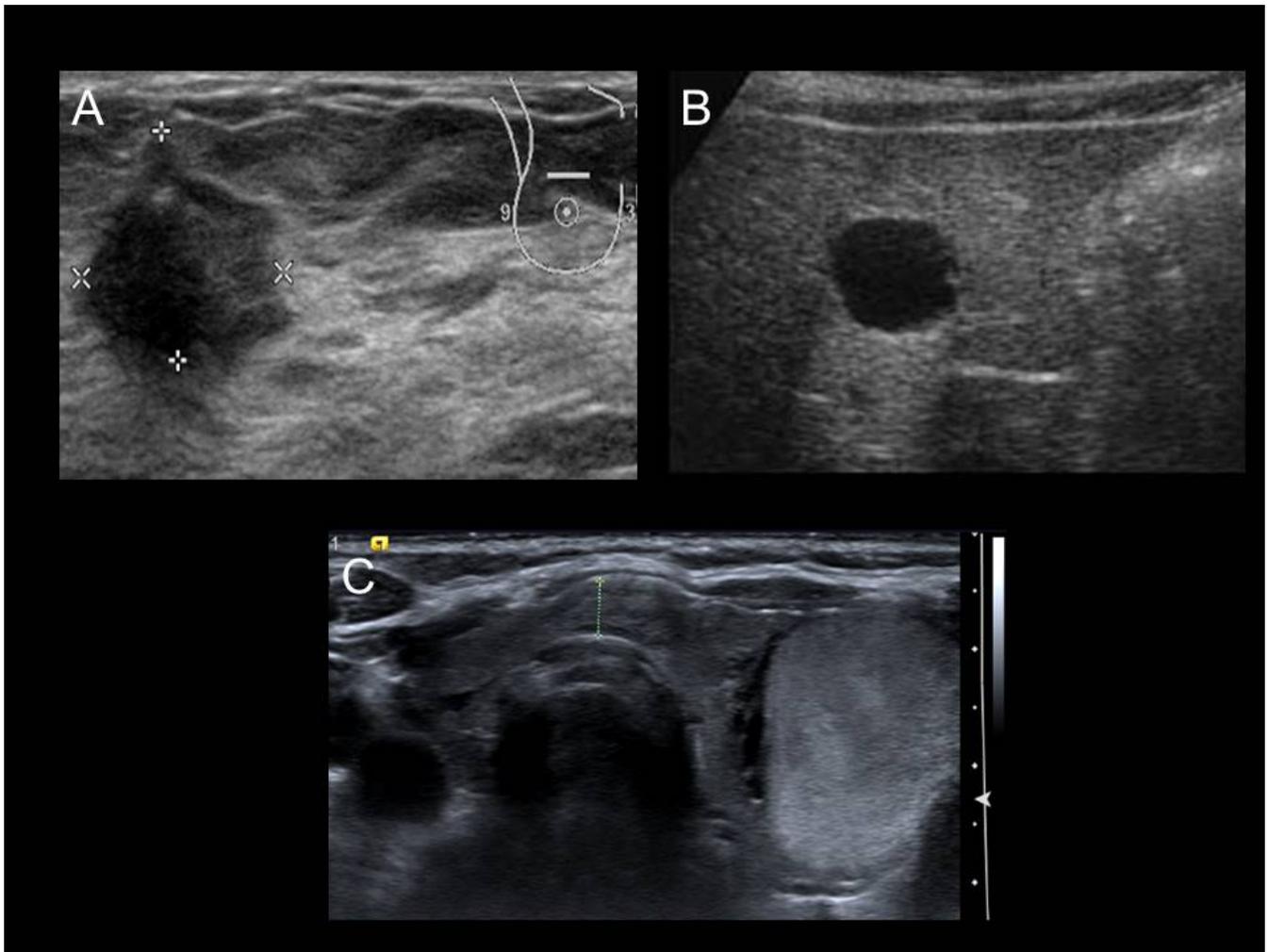


Fig. 11: A. Nódulo hipoecogénico bien definido en la mama B. Nódulo anecoico con refuerzo posterior sugestivo de quiste hepático C. Nódulo hiperecogénico en el lóbulo tiroideo izquierdo.

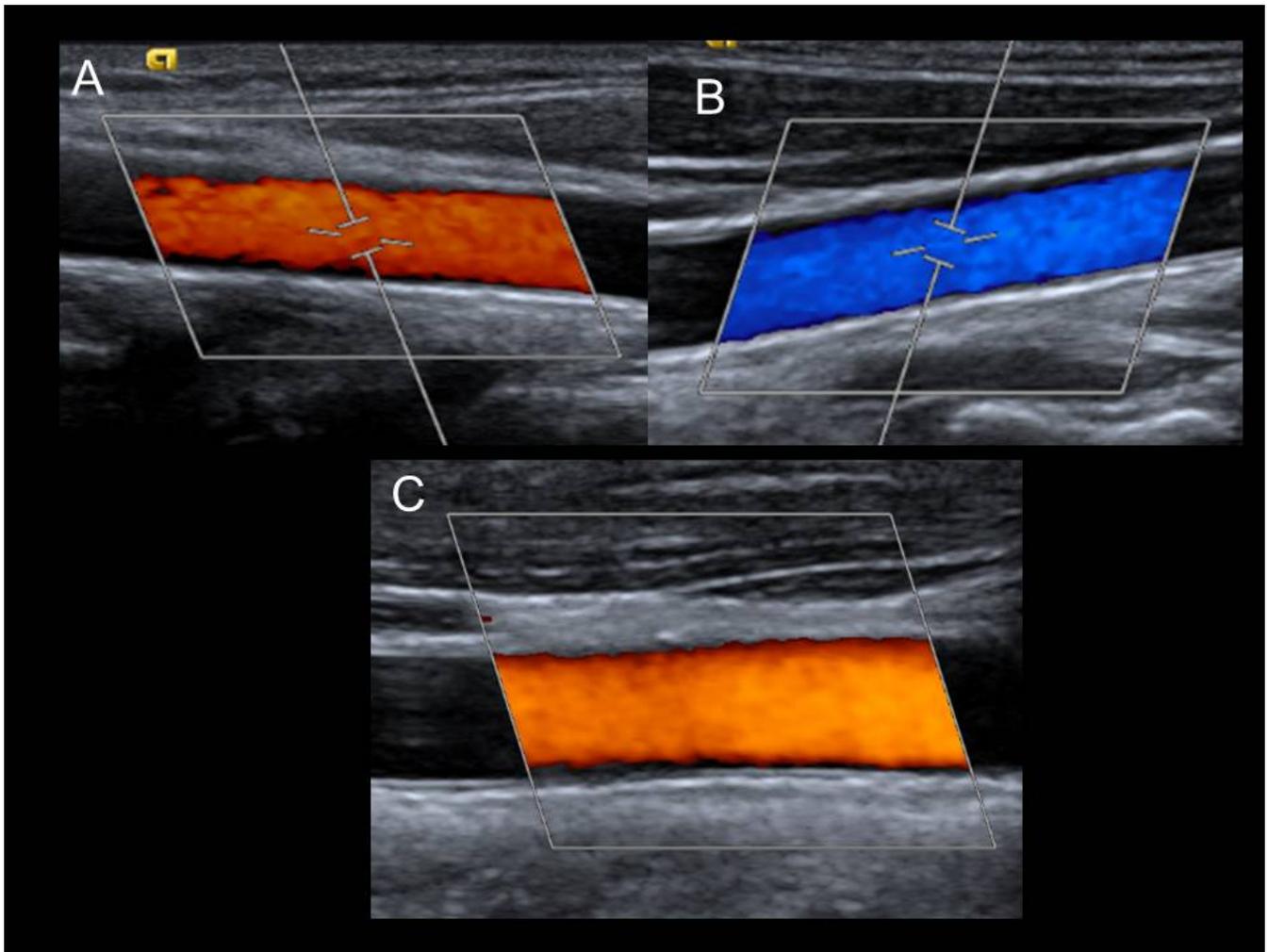


Fig. 12: A y B. Doppler color de arteria carótida común derecha en la que el color rojo (A) o azul (B) representan por convenio el flujo que se acerca o se aleja de la sonda. C. Power Doppler de arteria carótida común derecha, menos influenciado por el ángulo de incidencia.

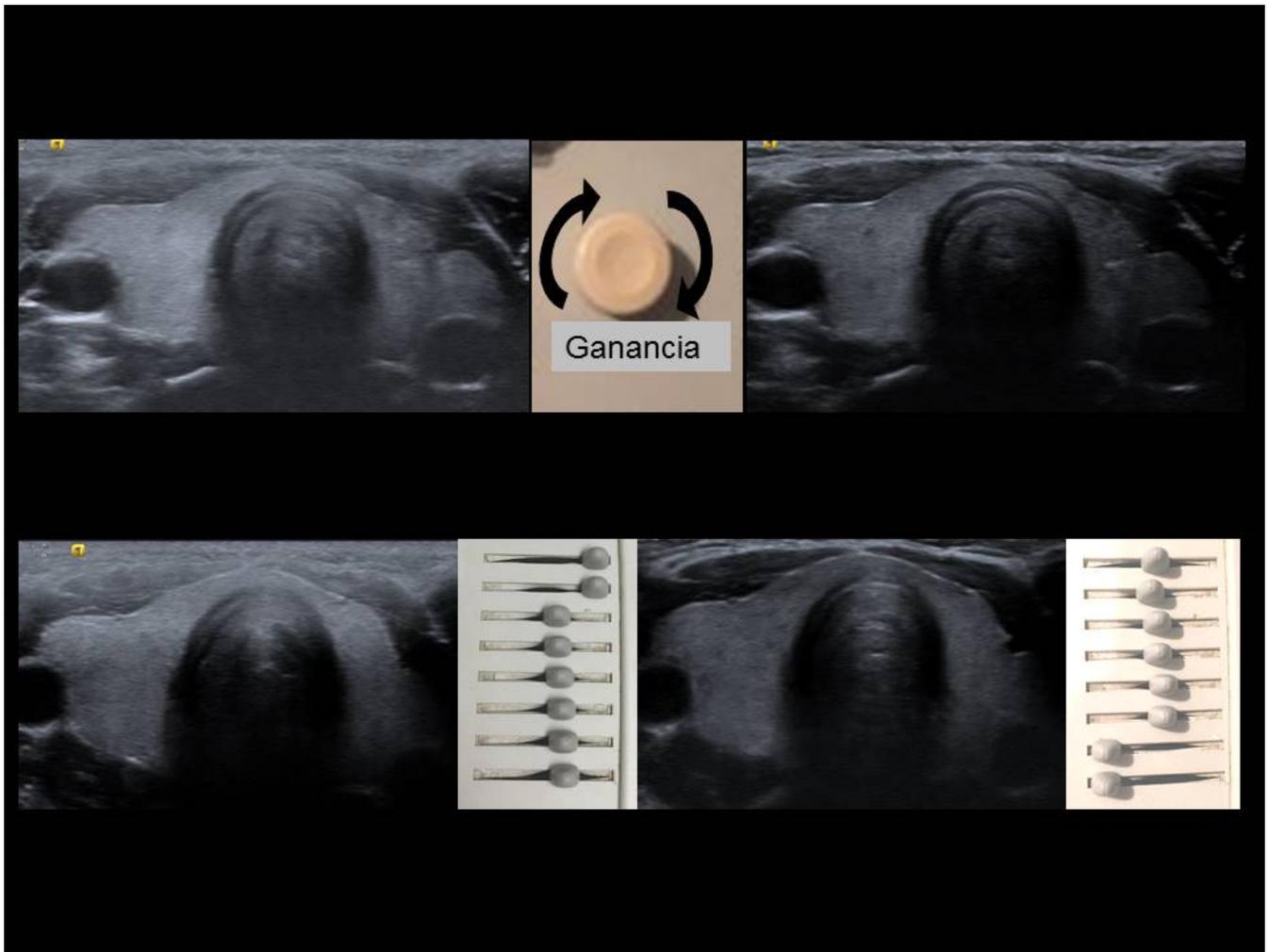


Fig. 13: A y B; ejemplos de ganancia completa aumentada (A) y disminuida (B). C y D ejemplos de la regulación parcial de la ganancia.

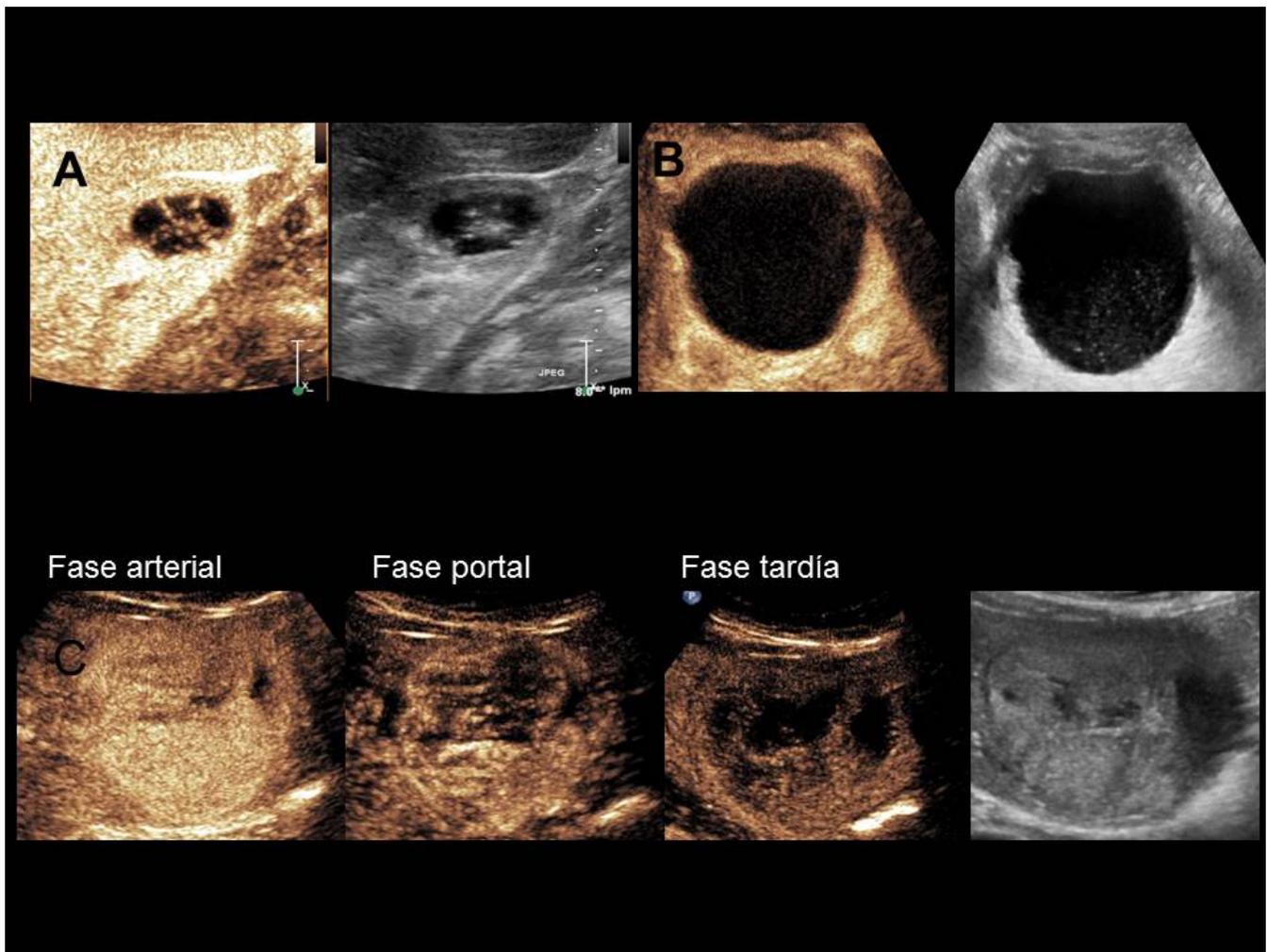


Fig. 14: Ejemplo de una ecografía con contraste de un quiste renal complejo tipo III de la clasificación de Bosniak (A), de una masa quística pancreática (B), y de un hepatocarcinoma con un realce precoz en fase arterial y un lavado en la fase portal y tardía

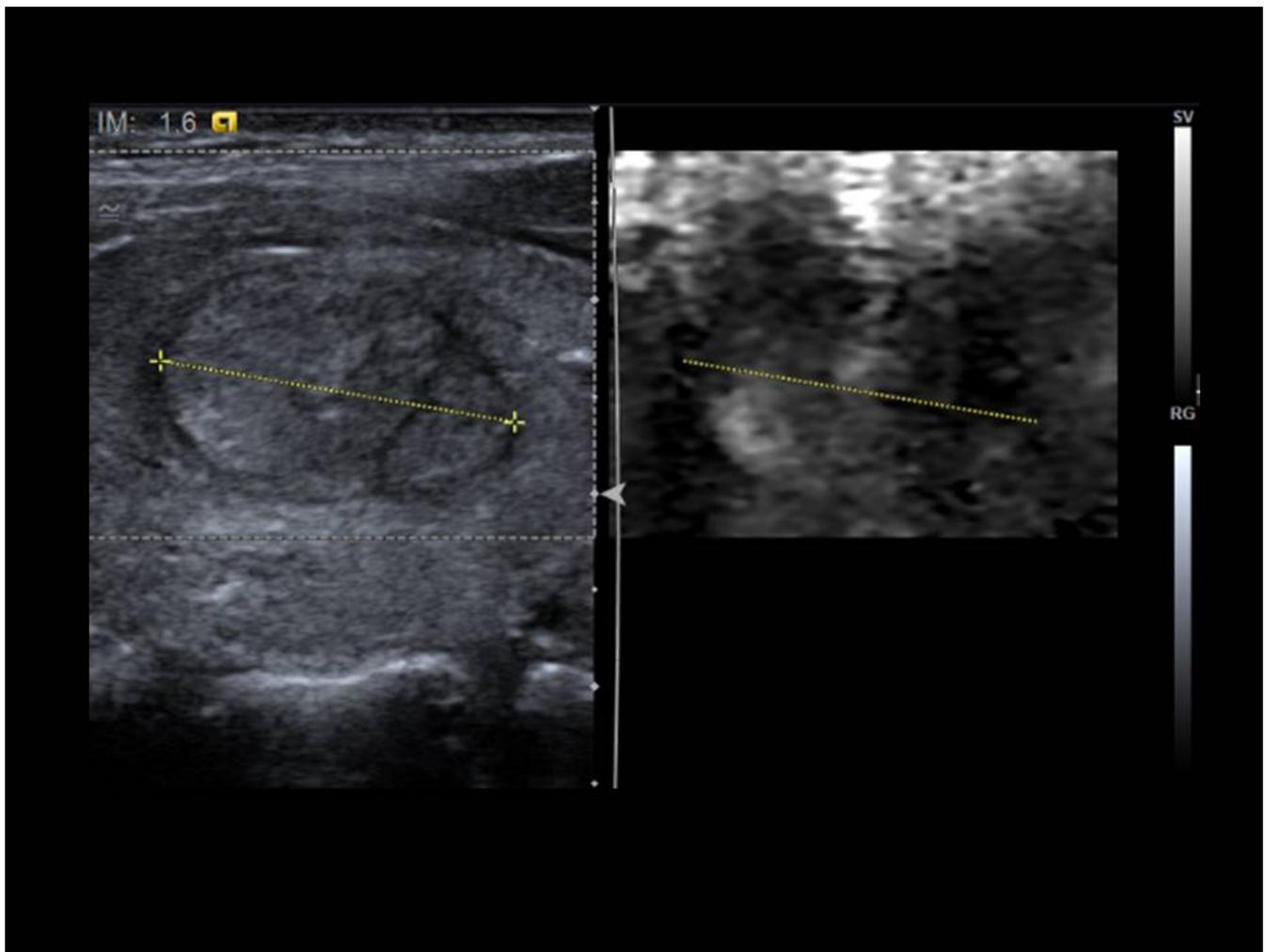


Fig. 15: Elastografía cualitativa de nódulo tiroideo con un patrón predominantemente brillante tipo 2.

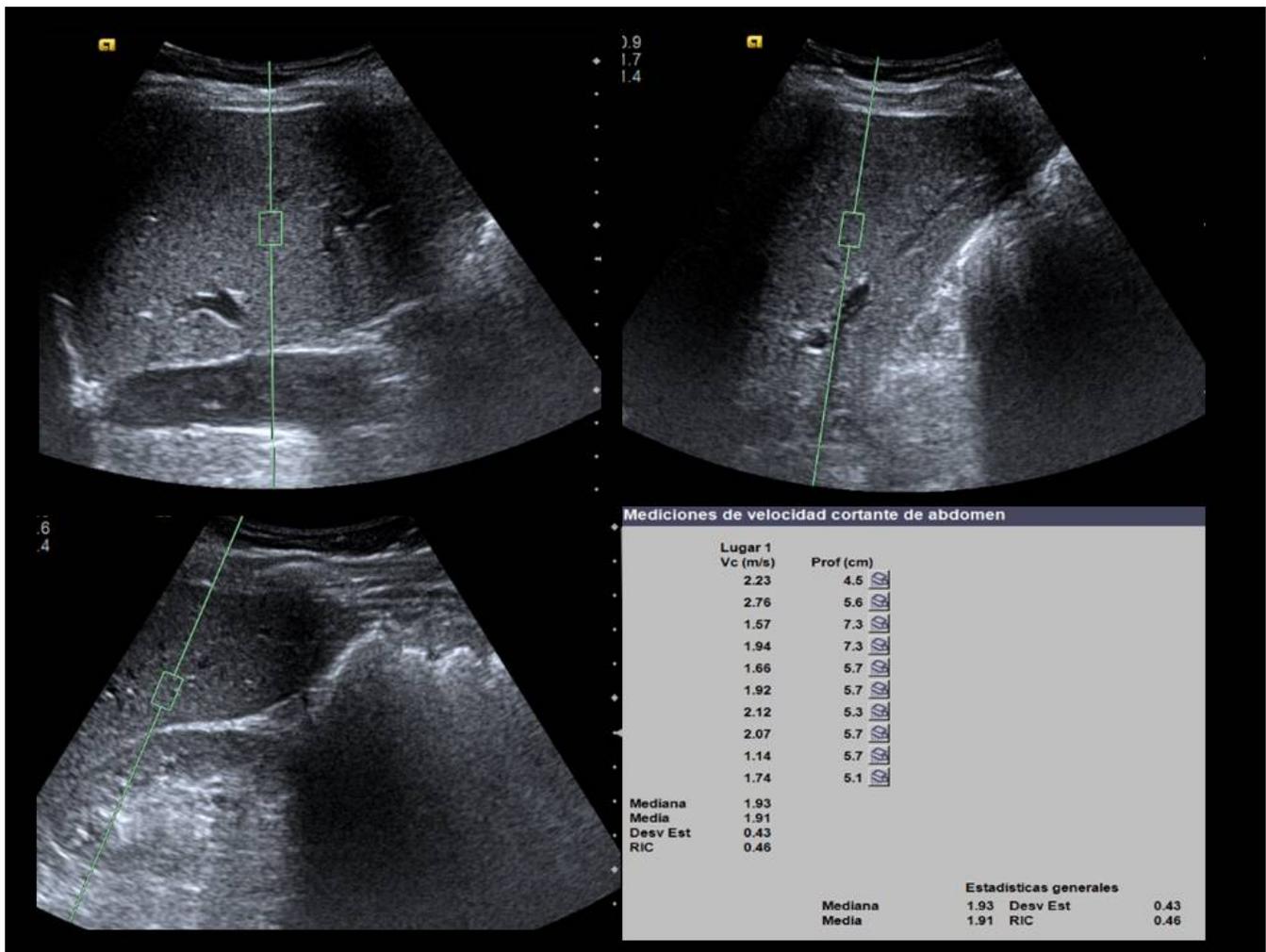


Fig. 16: Estudio de elastografía mediante técnica ARFI donde se objetiva (tomando unas 10 medidas) una velocidad media de la onda elástica de 1,9 m/s, lo que sugiere al menos un estadio F4 de fibrosis hepática escala METAVIR

Conclusiones

La ecografía es una técnica de gran valor diagnóstico y terapéutico. El conocimiento de las bases físicas de la misma es clave en la correcta realización de la técnica e interpretación de la imagen.

Bibliografía / Referencias

- Talegón Meléndez A, Molina Chacón Juan F. Imagen por ecografía. En: J.L. del Cura, S. Pedraza, A. Gayete. Radiología Esencial. Tomo 1 ed. Madrid: Panamericana; 2010. p. 35-47.
- Hangiandreou NJ. AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Topics in US: B-mode US: basic concepts and new technology. [Radiographics 2003; 23:1019-33.](#)

- Hall TJ. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in US: beyond the basics: elasticity imaging with US. [Radiographics. 2003; 23:1657-71.](#)
- Aldrich John E. Basic physics of ultrasound imaging. [Crit Care Med 2007; 35,1317](#)
- Merritt Christofer R.B. Física de los ultrasonidos. En: Rumack Carol M. Diagnóstico por ecografía. 4ª ed. Madrid: Marbán 2014. p. 1-31.
- Guzmán Aroca F, Abellán Riviera D, Reus Pintado M. La elastografía: una nueva aplicación de la ecografía. ¿Cuál es su utilidad clínica? [Radiología 2014; 56 \(4\):290-4.](#)
- Ripollés T, Puig J. Actualización del uso de contrastes en ecografía. Revisión de las guías clínicas de la Federación Europea de Ecografía (EFSUMB). [Radiología. 2009; 51 \(4\):362-75](#)
- Kennedy J.E, Ter Haarr G. R. Teer CRANSTON D. High intensity focused ultrasound: surgery of the future? The British Journal of [Radiology. 2003; 76: 590–99.](#)
- Orsi F, Arnone P, Chen W, Zhang L. High intensity focused ultrasound ablation: A new therapeutic option for solid tumors. [J Cancer Res Ther. 2010; 4: 414-20.](#)
- Zhang L, Hui Z, Jin C, Zhou K, Li K, Su H et al. High-intensity focused ultrasound (HIFU): effective and safe therapy for hepatocellular carcinoma adjacent to major hepatic veins. [Eur Radiol 2009; 19: 437–45.](#)
- Greiner L. Clinical Abdominal Ultrasonography (US). Benefits, potential and limitations. [Medical ultrasonography 2009; 11\(1\): 33-36.](#)