

CAPÍTULO DE
DIAGNÓSTICO
VASCULAR
NO INVASIVO

**GUÍA DE DIAGNOSTICO VASCULAR NO
INVASIVO
PARTE I:
PRINCIPIOS FÍSICOS E INSTRUMENTACIÓN**

MANUEL MIRALLES HERNÁNDEZ

GUÍA DE DIAGNÓSTICO VASCULAR NO INVASIVO
PARTE I: PRINCIPIOS FÍSICOS E INSTRUMENTACIÓN

Editado por:

**CAPÍTULO DE DIAGNÓSTICO
VASCULAR NO INVASIVO**

Coordinador de la Edición:

MANUEL MIRALLES HERNÁNDEZ

Barcelona 2002

INDICE DE AUTORES

Arribas, Ana

Fundación Jiménez Díaz
Madrid

Escribano Ferrer, Jose María

Hospital Vall d'Hebron
Barcelona

Fontcuberta, Juan

Complejo hospitalario "Virgen de la Salud"
Toledo

Gonzalez Fajardo, Jose Antonio

Hospital Clínico Universitario
Valladolid

Gutiérrez Julián, José M^a

Hospital General de Asturias
Oviedo

Juan Samsó, Jorge

Hospital Vall d'Hebron
Barcelona

Luján , Salvador

Fundación Alcorcón
Madrid

Martín Pedrosa, Miguel

Hospital Clínico Universitario
Valladolid

Menéndez Herrero, M^a Angeles

Hospital General de Asturias
Oviedo

Miralles Hernández, Manuel

Hospital del Mar
Barcelona

Puras Mallagray, Enrique

Fundación Alcorcón
Madrid

Vila Coll, Ramón

Hospital de Bellvitge
Barcelona

INDICE DE CAPITULOS

I. Principios Físicos	
A. Características físicas de los ultrasonidos	8
B. Interacción de los ultrasonidos con el medio	20
II. Fisiología y Hemodinámica	
A. Hemodinámica arterial	36
B. Hemodinámica venosa	53
III. Imagen por ultrasonidos	
A. Transductores	65
B. Instrumentación de imagen por ultrasonidos	71
C. Artefactos de imagen	81
IV. Instrumentación Doppler	
D. Efecto Doppler	91
E. Instrumentación Doppler	95
V. Pletismografía. Presiones segmentarias. Otros métodos no invasivos	
A. Pletismografía	105
B. Medición de presiones segmentarias	114
C. Otros (Termografía. Oximetría transcutánea. Láser Doppler. Capilaroscopia)	122
VI. Seguridad y mantenimiento	
A. Instrumentación	129
B. Efectos biológicos de los ultrasonidos	140
VII. Apéndice	
A. Física (Principios y fórmulas básicas)	151

PREFACIO

El desarrollo de los métodos de diagnóstico vascular no invasivo en los últimos años ha llevado al reconocimiento tácito de una nueva disciplina, con requerimientos de formación y práctica específicos.

No obstante, la adquisición de los conocimientos mínimos indispensables se realiza, en la mayor parte de los casos, de forma autodidacta o poco sistematizada, mediante la asistencia esporádica a cursos y estancias limitadas en otros laboratorios. Es indudable que, a la larga, acaban siendo sedimentados por la práctica cotidiana pero, con frecuencia, dejando tras de sí una estela de “diagnósticos erróneos” y un desconocimiento crónico en aspectos tan importantes como seguridad, artefactos de imagen, instrumentación o control de calidad.

En este texto se ha unido el esfuerzo de varios especialistas, en este área de la especialidad de la **Angiología y Cirugía Vascular**, para ayudar a cubrir estas deficiencias y facilitar una formación básica a aquellas personas que se inician en la práctica de las exploraciones hemodinámicas, o bien, proporcionar unas bases científicas y metodológicas a aquellas que las realizan de forma habitual.

Como su propio nombre indica, esta guía no pretende ser un manual con descripciones detalladas sobre los últimos avances diagnósticos o hipótesis en estudio, sino *introducir* al lector neófito en aquellos principios físicos que constituyen la base de la exploración hemodinámica, *orientarlo* en la adquisición de los conocimientos imprescindibles sobre el funcionamiento del equipamiento habitual en un **Laboratorio de Diagnóstico Vascular (LDV)** y *adiestrarlo* mediante protocolos y consejos que le permitan obtener las mejores prestaciones diagnósticas en su práctica clínica. Además, los principios teóricos aquí expuestos deberían constituir una ayuda fundamental para preparar, y superar con éxito, el examen requerido en la *Certificación en Diagnóstico Vascular no Invasivo* del **Capítulo de Diagnóstico Vascular no Invasivo (CDVNI)**.

En su formato se ha dado prioridad a la brevedad y claridad, tratando de evitar, en la medida de lo posible, la exposición de conceptos y argumentos obvios. Se ha seguido una estructura de párrafos jerarquizados y palabras clave resaltadas a fin de presentar la información de forma condensada y fácilmente identificable. Cada capítulo incluye al final 10-15 preguntas tipo *test* para comprobar la asimilación de los conceptos primordiales.

Esta primera edición ha presentado especiales dificultades ante la premura del tiempo disponible para su preparación y sólo ha sido finalmente posible, gracias a la dedicación desinteresada de los autores que han intervenido en la redacción de los distintos capítulos y a los que quiero expresar mi agradecimiento.

No obstante, el resultado de este esfuerzo no debe contemplarse como una contribución aislada, sino el inicio de un proyecto de formación continuada para las personas que desempeñan su labor en el *LDV* o se inician en su práctica. Indudablemente presentará deficiencias y lagunas de conocimiento en ciertas áreas que deben ser progresivamente corregidas y perfeccionadas en ediciones sucesivas. En nombre del *CDVNI* agradecemos de antemano la comunicación de cualquier error o sugerencias al respecto.

Manuel Miralles Hernández
Coordinador de la Edición

SECCIÓN I
PRINCIPIOS FÍSICOS

IA. Características físicas de los ultrasonidos

IB. Interacción de los ultrasonidos con el medio

Capítulo I A

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE LOS ULTRASONIDOS

Ana Arribas Díaz
Fundación Jiménez Díaz. Madrid.

I. Introducción

- A. El **principio básico de las técnicas ecográficas** es: “un transductor emite unos breves impulsos de ultrasonidos, que se propagan por el cuerpo humano, produciéndose ecos que se reflejan hacia el transductor y son convertidos en señal eléctrica y posteriormente en imagen que aparece en un monitor”.
- B. Si analizamos lo anterior veremos que para el explorador es imprescindible no sólo interpretar la imagen que nos da un aparato, sino participar en la recogida de esa imagen optimizando el rendimiento de la máquina. Es por lo tanto necesario tener **conocimiento de las bases físicas y técnicas**, además de conocimientos anatómicos y clínicos. Debemos conocer los límites propios o del aparato, y cuando realizar otras indicaciones diagnósticas. Asimismo podemos utilizar estos conocimientos para la elección del equipo más adecuado.
- C. La **física de base de los ultrasonidos**, y en especial, la propagación del haz ultrasónico y sus interacciones con la materia viviente no están claramente establecidos como ocurre para los rayos X o la resonancia magnética. Este hecho no deja de sorprender, sobre todo si se recuerda que la reflexión de un haz de ultrasonidos permitió la adquisición de la primera imagen tomográfica mucho antes de que se produjera la aparición de la exploración con tomografía computarizada (TC) o la resonancia magnética (RM).
- D. Este capítulo se propone estudiar las bases físicas de las técnicas ecográficas usadas en el **diagnóstico médico**. Un capítulo especial se dedicará a las aplicaciones doppler.

II. Sonido versus ultrasonido.

A. **Conceptos.** El sonido es una onda. Las **ondas** son un cambio periódico de estado, variable en el espacio y tiempo (Fig 1), que transportan energía de un lado a otro. Las ondas pueden originarse de forma mecánica (p.ej. el sonido) o electromagnética (p.ej. la luz). Distinguimos entre *ondas progresivas*, que se propagan en el espacio, y *ondas estacionarias*, en las cuales, a causa de la interferencia entre dos movimientos ondulatorios iguales y de signo contrario, puntos individuales (nodos) permanecen en reposo. En el caso de las *ondas longitudinales* la oscilación tiene lugar en la dirección de propagación (Fig 2); en el caso de un perfil de onda sinusoidal se habla de *ondas armónicas*; en caso de una elevación brusca de perfil de la onda, de *ondas de choque*. Por el contrario, en las *ondas transversales* (Fig 3) la oscilación tiene lugar en forma perpendicular a la dirección de propagación. El hueso es el único tejido humano capaz de crear ondas transversales.

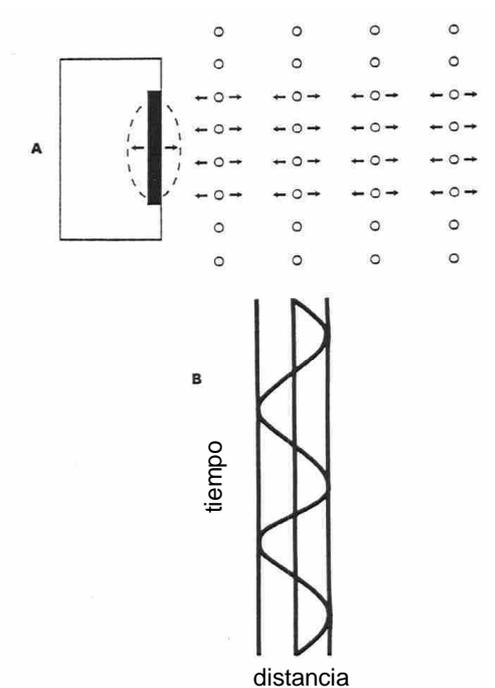


Fig. 1. Onda. A. Concepto de movimiento periódico de partículas. B. Representación del movimiento de partículas en función del tiempo.

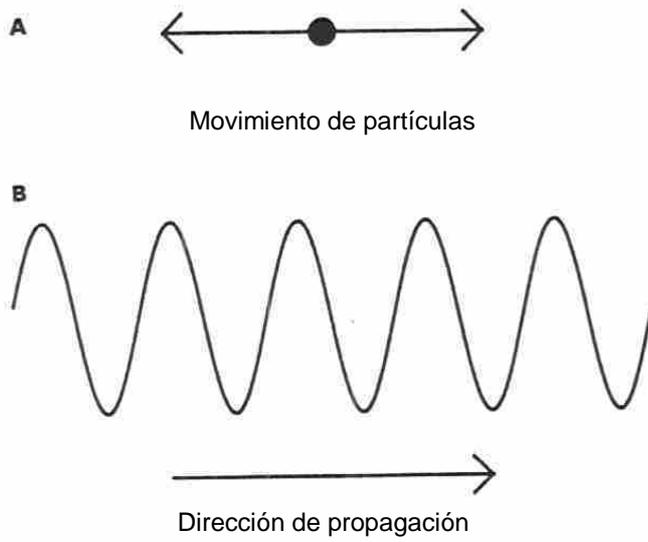


Fig. 2. Onda longitudinal. A. Movimiento de la partícula.
B. Dirección de propagación de la onda.

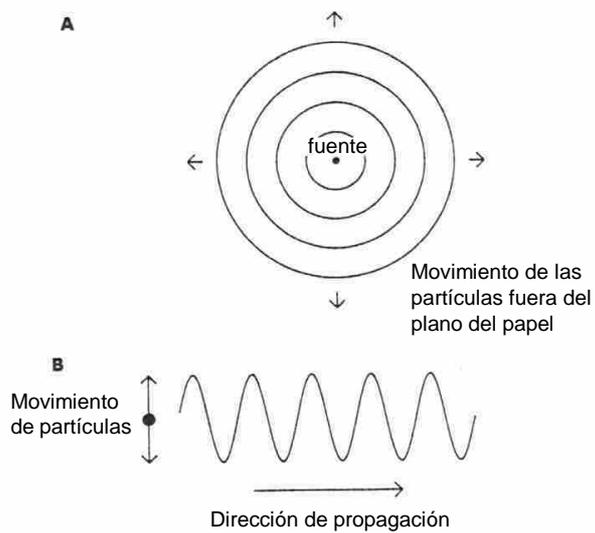


Fig. 3. Onda transversal. La dirección de propagación es radial, alejándose de la fuente. A. Movimiento de partículas perpendicular a la dirección de propagación.

El **sonido** es una onda longitudinal mecánica, cuyo movimiento de partículas es paralelo a la dirección del viaje de la onda. Es energía vibracional que, a diferencia de la luz, necesita un medio elástico deformable para su propagación. Las ondas sonoras transfieren su energía mecánica al medio, provocando oscilaciones de sus moléculas alrededor de su posición de equilibrio y cambios periódicos de la presión, densidad y temperatura del medio. La presión, densidad y temperatura del medio, así como el movimiento de las partículas, son variables acústicas (cambian en función del tiempo y espacio). Un ciclo es la variación completa de una variable acústica. Este ciclo se repite una y otra vez (Fig. 4).

Los **sonidos audibles**, son aquellos sonidos cuyos cambios de presión pueden ser detectados por el oído humano.

Los **ultrasonidos** son oscilaciones mecánicas como los sonidos audibles, pero con frecuencias por encima de la banda perceptible acústicamente.

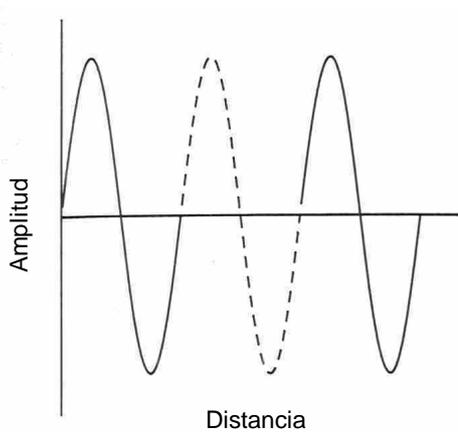


Fig. 4. Ciclo. Variación completa de una variable acústica.

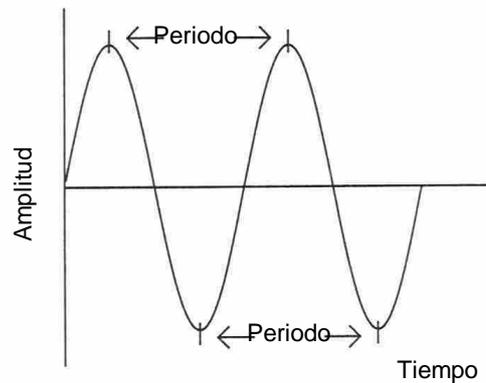


Fig. 5. Periodo. Tiempo invertido por la onda para completar un ciclo, o para ocupar dos posiciones sucesivas iguales.

B. Clasificación de los sonidos, según su frecuencia en:

- | | |
|---------------------|----------------|
| 1. Infrasonidos | 0 – 20 Hz |
| 2. Sonidos audibles | 20 Hz – 20 kHz |
| 3. Ultrasonidos | 20 kHz – 1GHz |

4. Hipersonidos > 1 GHz

En el diagnóstico médico sólo se utilizan frecuencias de 1 a 20 MHz.

C. Existen diversas formas de **producción de ultrasonidos**:

1. Diapasones.
2. Pitos: Galton, Hartmann.
3. Magnetostricción: para frecuencias superiores a 30000 Hz.
4. Piezoelectricidad: Es el mecanismo utilizado en la producción de ultrasonidos para diagnóstico médico (>30KHz). Se basa en materiales que son convertidores de energía eléctrica en mecánica y viceversa: al sufrir una diferencia de potencial tienen una distorsión mecánica (si la diferencia de potencial es alterna oscilan, produciendo trenes de ondas ultrasónicas), y si sufren una presión mecánica dan lugar a una diferencia de potencial en sus bordes.

D. **Características**: La propagación de la onda US sigue un movimiento sinusoidal, según la ecuación de la onda:

$$A = A_0 \sin(2\pi ft)$$

Donde:

- A es la amplitud en el tiempo t
- A₀ es la amplitud máxima o máxima distancia desde la posición de reposo

definiéndose los siguientes parámetros de la onda:

1. **Período (T)**: Tiempo invertido por la onda para ocupar dos posiciones sucesivas iguales, o el tiempo en el que ocurre un ciclo. Es el inverso de la frecuencia o lo que es lo mismo, uno dividido por la frecuencia. Se mide en segundos (s.). Tiene relación con el ultrasonido pulsado (Fig 5).
2. **Frecuencia (f)**: Es el nº de vibraciones completas que realiza una molécula cada segundo, o el nº de ciclos por segundo (Fig 6). Las unidades de medición son hertzios (Hz.). Tiene relación con la profundidad y con la resolución de la imagen.
3. **Longitud de onda (?)**: Distancia ocupada por un ciclo sobre el eje de su desplazamiento, o también el espacio entre dos puntos consecutivos de igual fase de onda (Fig 7). Se mide en milímetros (mm.). Tiene relación con la resolución axial de la imagen. Resolución: capacidad de distinguir entre dos puntos muy próximos.
4. **Velocidad de propagación (c)**: Es la velocidad a la que se mueve una onda en un medio (Fig 8). Se mide en m/s.
5. **Intensidad**: Parámetro que describe cuanta energía fluye a través de un área por segundo. Equivale a la potencia de una onda dividido por la superficie de acción. Proporcional al cuadrado de la amplitud. No es uniforme en el tiempo ni en el espacio. Se mide en W/cm².

$$I = W / A$$

$$I \propto A^2$$

$$I = p^2 / \rho c$$

Donde p es la amplitud de la presión mecánica, ρ es la densidad del medio y c la velocidad de los ultrasonidos en el medio.

6. **Amplitud (A)**: Raíz cuadrada de la energía de la onda. Es la máxima desviación de una variable acústica partiendo de su posición de reposo (Fig 9). Sus unidades dependen de la variable acústica considerada (p.ej. en el movimiento de las partículas la unidad sería m.).

que se relacionan según las siguientes fórmulas:

$$T = 1 / f$$

$$c = f \times \lambda$$

- si la frecuencia aumenta disminuye el período
- si la frecuencia aumenta, la longitud de onda disminuye: mejor resolución de las imágenes.

La *frecuencia*, *período*, *amplitud* e *intensidad* dependen de la fuente de producción. La velocidad de propagación es determinada por el medio. La longitud de onda depende de la fuente y del medio. Los dos últimos parámetros nos dan idea de la fuerza del sonido.

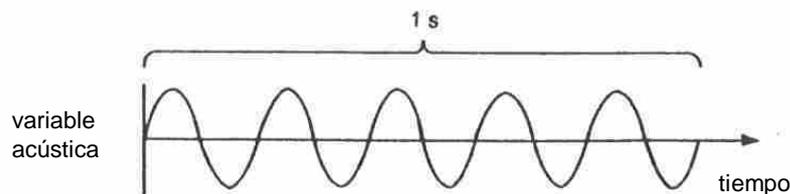


Fig. 6. Frecuencia es el nº de ciclos que realiza una variable acústica en 1 s. En esta figura son cinco ciclos en 1 s., por lo que la frecuencia es 5 Hz.

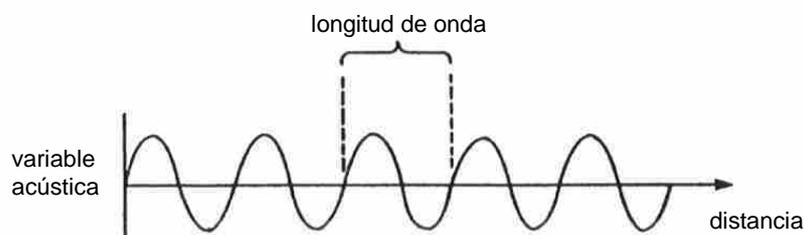


Fig. 7. Longitud de onda es el espacio en el que ocurre un ciclo.

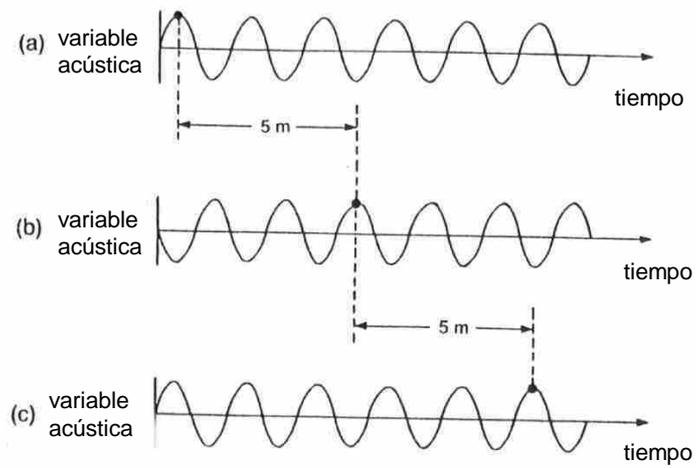


Fig. 8. Velocidad de propagación, a la que se mueve una onda en un medio. En esta figura, si el punto pasa de (a) a (b) en 0.5 s., la velocidad de propagación será 10 m/s.

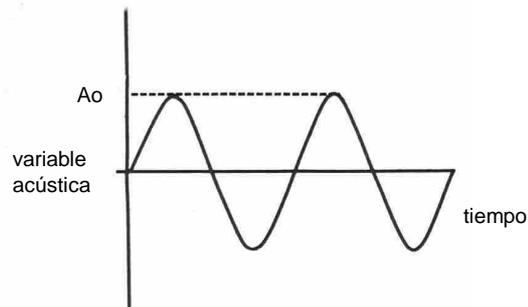


Fig. 9. Amplitud. Máxima desviación de una variable acústica partiendo de su posición de reposo.

E. **Espectro de frecuencias.** Los términos descritos anteriormente (frecuencia, período, longitud de onda y velocidad de propagación) se describen para una **onda continua** (cw: continuous wave), es una onda en la que los ciclos se repiten indefinidamente. Pero en diagnóstico médico se utilizan comúnmente pulsos cortos de ultrasonido o **ultrasonido pulsado** (pw: pulsed wave). Se producen aplicando pulsos eléctricos al transductor. Se describen algunos parámetros adicionales a los ya conocidos (Fig. 10 y fig. 11):

1. **Frecuencia de repetición de pulsos** (PRF= pulse repetition frequency). Es el nº de pulsos que ocurren en un segundo. Se mide en hertzios (Hz).
2. **Período de repetición de pulso** (PRP= pulse repetition period). El tiempo transcurrido entre el comienzo de un ciclo y el comienzo del siguiente. Se mide en segundos. Es el inverso del PRF.

$$PRP = 1 / PRF$$

3. **Duración del pulso** (PD= pulse duration). Es el tiempo en que transcurre un pulso. Por lo tanto, es igual al período (tiempo en que ocurre un ciclo) por el nº de ciclos de un pulso (n). Se mide en segundos.

$$PD = nT \quad PD = n / f$$

4. **Coficiente de trabajo** (DF=Duty factor). Es el tiempo efectivo del pulso del total del período de repetición del pulso, o lo que es lo mismo, la fracción del tiempo en que hay sonido en dicho período. Se obtiene al dividir la duración del pulso entre el período de repetición del pulso. Carece de unidades. Multiplicado por 100 se expresa en tanto por ciento. Tiene importancia al hablar de intensidad.

$$DF = PD / PRP \times 1000$$

$$DF = PD \times PRF / 1000$$

5. **Longitud de onda del pulso** (SPL=spatial pulse length). Longitud del espacio en que ocurre un pulso. Es por lo tanto igual a la longitud de onda por el nº de ciclos del pulso. Se expresa en metros (m.). Tiene relación con la resolución axial.

$$SPL = n\lambda$$

$$SPL = nc / f \quad SPL^* = n \times 1.54 / f \quad (v \text{ media en tejidos})$$

La **velocidad de propagación** para los pulsos es la misma que para las ondas continuas, y dependen del medio.

La **frecuencia** en ultrasonido pulsado no es igual que en ondas continuas. En las ondas continuas se describe una única frecuencia. Sin embargo, las señales acústicas emitidas y recibidas por los transductores casi nunca representan una frecuencia única, sino un espectro de frecuencias vecinas, denominada **banda de frecuencia**, y que pueden ser separadas en cada una de ellas mediante el **análisis de frecuencias**. Se denomina **ancho de banda** a la distancia entre la frecuencia menor y la mayor dentro de un espectro de frecuencias. P. ej.: en las arterias sanas, las corrientes laminares conducen a señales doppler de banda estrecha, dándose en las corrientes turbulentas un aumento de la anchura de banda (ampliación

espectral). La **frecuencia media** se puede calcular aproximadamente, como el valor medio entre la frecuencia más alta y la más baja de un espectro.

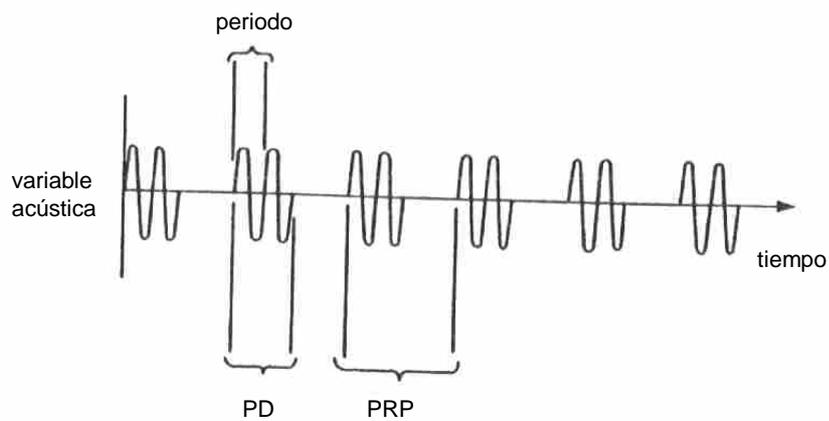


Fig. 10. Ultrasonido pulsado. Concepto de duración del pulso (PD) y periodo de repetición del pulso (PRP).

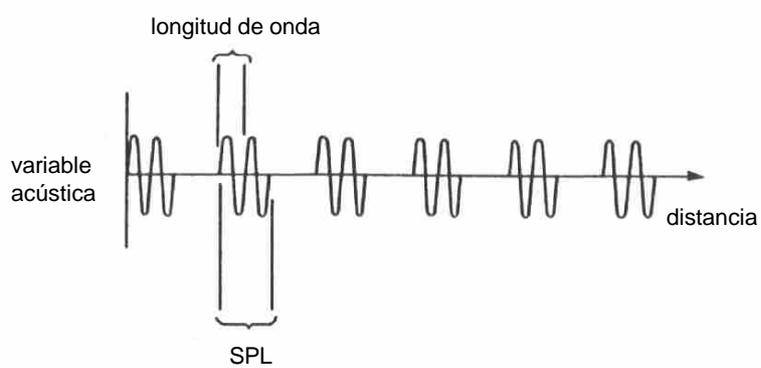


Fig. 11. Ultrasonido pulsado. Concepto de longitud de onda del pulso (SPL).

III. Propagación:

- A. Es la transmisión del sonido desde su origen. Para ello necesita un medio de propagación. En gases, líquidos, y cuerpos sólidos elásticos se propagan como ondas longitudinales, y en cuerpos sólidos, también en forma de ondas transversales. Durante el proceso se produce un transporte de energía, así como interacciones con el medio afectado.
- B. **Velocidad de propagación (c)**: Es el desplazamiento de una onda en un medio por unidad de tiempo. Se mide en m/s. Diferenciar de velocidad de partículas, que es la amplitud de velocidad (velocidad máxima) a la que vibran las partículas desde su posición de reposo en el medio, en el curso de propagación de una onda sónica.
- C. La **velocidad de propagación (c) en un medio A será constante** y determinada por la relación:

$$c_A = f \times \lambda$$

Esta es la ecuación más importante del ultrasonido diagnóstico. Luego la velocidad depende de:

1. La longitud de onda.
 2. La frecuencia. El cambio en la velocidad con la frecuencia es pequeño (<1%). Si la variación de velocidad con la frecuencia es de 1m/s/MHz, siendo la frecuencia diagnóstica del rango 2-10 MHz, lo máximo que puede aumentar es 8 m/s, lo que puede ser ignorado.
 3. El medio de propagación.
 4. La temperatura del medio de propagación. Es una leve dependencia, que en la práctica habitual no tiene repercusión (la temperatura del cuerpo es constante y los pequeños cambios de temperatura de la habitación no influyen). Sí tiene alguna repercusión en los modelos de laboratorio (phantom).
- D. Los **parámetros del medio** que condicionan la velocidad de propagación de la onda ultrasónica son:
1. **Densidad (ρ)**: Expresa la proximidad de las moléculas del medio, o concentración de materia. Se expresa en masa por unidad de volumen (kg/m³). De menor a mayor:
< AIRE-AGUA-GRASA-TEJIDOS BLANDOS-HUESO >
 2. **Elasticidad (E)**: Expresa la capacidad del medio para recuperar su forma y tamaño original tras la aplicación de una fuerza. La distorsión creada depende de la fuerza aplicada y de las propiedades elásticas del objeto, determinadas por interacciones moleculares. Varía según la temperatura y presión. Los ultrasonidos al viajar por un medio crean deformación elástica del mismo al comprimir-separar sus moléculas.
 3. **Compresibilidad (K)**: Indica la fracción de volumen que disminuye al aplicar una presión en un objeto. El parámetro que expresa las propiedades elásticas del medio suele ser el inverso de la

compresibilidad (en algunos libros anglosajones “stiffness”), módulo de compresión (β) o “bulk modulus”:

$$\beta = 1 / K$$

E. Los parámetros del medio siguen la siguiente relación:

1. La velocidad es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la densidad del medio:

$$c \propto 1 / \sqrt{\rho}$$

2. La velocidad es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la compresibilidad (K), luego directamente proporcional a la raíz cuadrada de módulo K (β):

$$c \propto \sqrt{\beta} \propto 1 / \sqrt{K}$$

3. y por lo tanto:

$$c = \sqrt{\beta / \rho} = 1 / \sqrt{\rho / \beta}$$

La **velocidad de propagación aumenta si aumenta la elasticidad o si disminuye la densidad**. Sin embargo, son parámetros interdependientes de tal manera que, un cambio en la densidad va acompañado de un cambio mayor y opuesto de la elasticidad. El parámetro elasticidad es el factor dominante al variar más rápidamente. De hecho, aumento de densidad consiguen aumentos de la velocidad en la mayor parte de los materiales biológicos (p.ej. la velocidad de propagación es menor en aire que en líquidos y sólidos) debido a que, aunque aumente la densidad, lo hace mucho más la elasticidad.

F. La diferencia de **velocidad de propagación** entre los distintos **medios del cuerpo humano** son pequeñas, exceptuando el diferencial entre pulmones (aire) y hueso (Tabla1). Por eso, se calcula un valor promedio de las velocidades de distintos medios biológicos, a excepción del hueso (1540 m/s). Este valor promedio corporal se utiliza para la calibración de los ecógrafos, tablas de valores de longitud de onda para cada frecuencia (Tabla 2),...

F. **Impedancia (z):** También llamada resistencia sonora. Traduce la resistencia del medio a la propagación de la onda sonora. Es elevada para sólidos y baja para líquidos, partes blandas y gases. Es igual a la densidad por la velocidad de propagación. Aumenta al aumentar la densidad y la elasticidad. No depende de la frecuencia.

Se expresa en $\text{Kg/m}^2/\text{s}$ y su unidad es el rayl.

$$z = \rho \times c.$$

Tabla 1 Velocidad de propagación de ondas sónicas en diferentes medios.

Material	Velocidad (m/s)
Materiales anorgánicos	
Aire (0°)	322
Aire (20°)	343
Etanol	1180
Goma	1479
Agua	1485
Cobre	4700
Acero	5850
Tejidos humanos	
Pulmón	650
Grasa	1460
Hígado-riñón	1550
Cerebro	1560
Sangre	1575
Músculo	1580
Hueso	4080
Valor promedio tejido corporal	1540

Tabla 2 Valores de frecuencia, longitud de onda y periodo para ondas de ultrasonido en tejidos biológicos (valor promedio)

Frecuencia (MHz)	Longitud de onda (mm)	Periodo (µs)
1,0	1,54	1,00
2,5	0,62	0,40
3,5	0,44	0,29
5,0	0,31	0,20
7,5	0,21	0,13
10	0,15	0,10
15	0,10	0,07
20	0,08	0,05

Los cambios en la impedancia acústica son responsables de los ecos en los que se basan la imagen ultrasónica y la detección doppler del flujo: Si dos medios tienen la misma impedancia, la onda se transmitirá de un medio al otro; si tienen diferente impedancia, parte del sonido se reflejará en la interfase.

Surge la noción de **interfase**: superficie de separación entre dos medios de impedancia distinta.

Capítulo I B

INTERACCION DE LOS ULTRASONIDOS CON EL MEDIO

Ana Arribas Díaz
Fundación Jiménez Díaz. Madrid.

I. Introducción.

- A. Hasta ahora se han evaluado los ultrasonidos en su propagación en un medio homogéneo. La utilidad de los ultrasonidos en el diagnóstico médico se basa en su interacción con los medios atravesados (interacciona con tejidos humanos en función de sus características). El resultado de las interacciones es recogido para el diagnóstico en forma de ondas de ultrasonido reflejadas.
- B. Los tipos de interacciones que ocurren se dividen según si reducen (reflexión y atenuación: refracción, dispersión, difracción, divergencia, interferencia, absorción) o aumentan la intensidad del haz (interferencia). Luego la interferencia aumenta o disminuye la intensidad del haz. Habitualmente se separa de la atenuación el fenómeno de la reflexión. La absorción es el único proceso en el que la energía se disipa en el medio. Las demás formas de interacción (reflexión, refracción, dispersión y divergencia) disminuyen la intensidad del haz al redireccionarlo.

II. Interacción con el medio (reflexión, refracción, difusión)

- A. En la interacción medio – ultrasonidos, diferenciamos entre:
1. Efectos del ultrasonido sobre el medio: Van a conferir parte de su energía mecánica a las moléculas del medio, que oscilarán en torno a su posición de equilibrio según una curva senoide. Si son de alta potencia pueden producir efectos mecánicos destructores (aprovechamiento clínico en litotricia)
 2. Efecto del medio sobre los ultrasonidos: Seguirán las leyes de propagación de los ultrasonidos.
- B. Cuando pasamos de un medio 1 a otro 2, con diferentes velocidades:
1. la frecuencia del haz permanece constante (depende del transductor).
 2. cambia la velocidad.
 3. se modifica la longitud de onda.
- C. En una interfase acústica, los ultrasonidos sufren:

4. *trasmisión* (onda que viaja al atravesar dos medios en la misma dirección que el haz incidente)
5. *reflexión*
6. *refracción*
7. *difusión*

Además en el recorrido del haz el ultrasonido sufre cambios en la intensidad del ultrasonido reflejado o transmitido (depende de la intensidad del haz incidente y de la impedancia del medio), por cambios de dirección del haz y por absorción (**Atenuación**).

D. **Reflexión:** Retorno de las ondas en las interfases del medio. Es la interacción de mayor interés para el diagnóstico.

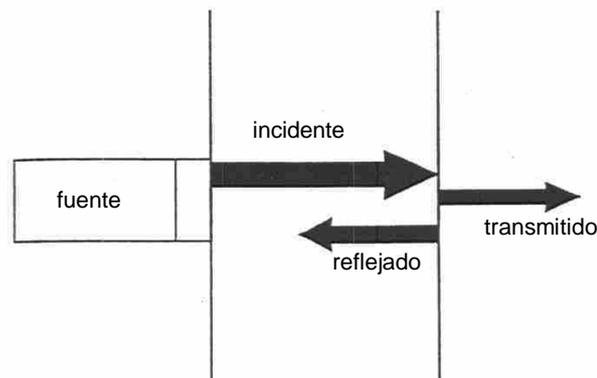


Fig. 12. Reflexión con haz ortogonal sobre una interfase lisa y grande. La intensidad reflejada y transmitida se determinan por la impedancia de los medios que componen la interfase.

Si el haz incidente es:

1. **Haz ortogonal** (Fig. 12): El haz que incide sobre una interfase se refleja parcialmente, y el resto se transmite.

La reflexión es nula si $z_1 = z_2$.

El coeficiente de reflexión es la relación entre la intensidad incidente (I_0) y la reflejada (I_R).

$$a_R = I_R / I_0 = (z_2 - z_1 / z_2 + z_1)^2$$

Donde: a_R es el coeficiente de reflexión
 z_1 es la impedancia del primer medio
 z_2 es la impedancia del medio 2

Si multiplicamos esa relación por 100 nos da el porcentaje de reflexión

$$\% R = a_R \times 100 = (z_2 - z_1 / z_2 + z_1)^2 \times 100$$

Señalar que:

8. No solo depende de la diferencia de impedancias, sino también de la suma de las mismas (Tabla 3). No tiene relación con el espesor del medio.

Tabla 3 Porcentaje de reflexión en distintas interfases

Interfases	Reflexión (%)
Tejidos blandos - aire	99,9
Tejidos blandos - pulmón	52
Tejidos blandos - hueso	43
Humor acuoso - cristalino	1,1
Grasa - hígado	0,79
Tejidos blandos - grasa	0,69
Tejidos blandos - músculo	0,04

- a. El porcentaje de reflexión es igual si se pasa de un medio de mayor impedancia a menor, o viceversa.
- b. Si la diferencia de impedancia es pequeña la magnitud de la onda reflejada es pequeña.
- c. Si la diferencia de impedancia es grande (hueso –tejidos blandos) será mayor la fracción de onda reflejada (escasa penetración y transmisión del haz en el hueso, con la mayor parte del mismo de vuelta al transmisor).

De manera práctica:

- a. Debemos evitar el hueso.
- b. Debemos evitar los pulmones.
- c. Debemos evitar la interfase aire-piel, interponiendo un gel, ya que aunque exista una delgada capa, la reflexión no depende del espesor de la misma, sino del diferencial y sumatorio de las impedancias, que producen una reflexión casi completa: 99.9%.

Se define coeficiente de transmisión

$$a_T = I_T / I_0 = 4 z_2 z_1 / (z_2 + z_1)^2$$

$$\% T = 4 z_2 z_1 / (z_2 + z_1)^2 \times 100$$

Cuando aumenta el a_R disminuye el a_T .

$$I_0 = I_R + I_T$$

$$\% T = 100 - \% R$$

$$a_T = 1 - a_R$$

2. **Haz oblicuo:** Cuando la dirección del ultrasonido no es perpendicular a la interfase, siendo dada su dirección por el ángulo de incidencia. Este viene determinado por la línea de incidencia del sonido y la perpendicular a la línea divisoria entre medios (?i).

El haz que incide sobre una interfase va a sufrir reflexión y refracción.

Si las superficies son lisas tiene lugar una reflexión regular con un ángulo de reflexión igual al ángulo de incidencia de la onda, estando ambos situados en un mismo plano, perpendicular a la superficie (Fig 13).

$$\theta_r = \theta_i$$

Como consecuencia práctica: Para conseguir la mayor detección de la señal reflejada, debemos orientar el transductor, que envía y recibe, de tal manera que el haz que genera incida sobre la interfase perpendicularmente.

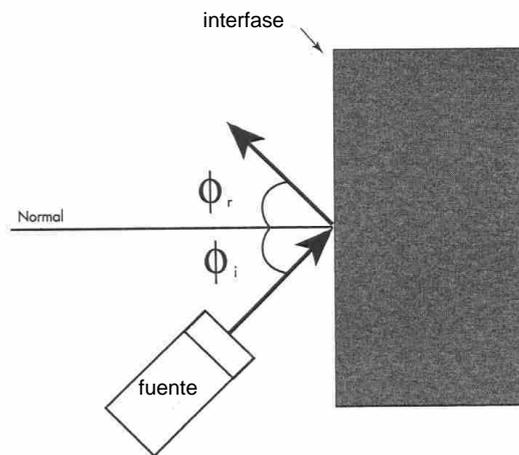


Fig. 13. Reflexión con haz oblicuo. El ángulo de reflexión será igual al de incidencia.

E. **Refracción:** Cambio en la dirección de las ondas al traspasar una superficie limitante, con un ángulo de refracción en función de las diferencias de velocidad de propagación entre ambos medios y del ángulo de incidencia, según la **ley de Snell:**

$$\text{sen } \theta_t / \text{sen } \theta_i = c_t / c_i$$

si $c_t > c_i$: $\theta_t > \theta_i$ (Fig14)

si $c_t < c_i$: $\theta_t < \theta_i$ (Fig 15)

si $c_t = c_i$: $\theta_t = \theta_i$: no refracción, aunque $z_t \neq z_i$

Si $\theta_t = 90^\circ$ ($\text{sen } \theta_t = 1$) no se transmite la energía y el ángulo de incidencia es llamado ángulo crítico: θ_c .

$$\text{sen } \theta_i / \text{sen } \theta_t = c_i / c_t$$

$$\text{sen } \theta_c = c_i / c_t$$

Si las velocidades de los dos medios son iguales, no habrá refracción, incluso con distintas impedancias.

En el diagnóstico, la refracción no suele representar ningún problema ya que la velocidad del medio es relativamente constante (en los tejidos blandos). Pero en determinadas circunstancias el giro del haz da lugar a

artefactos en la imagen. P. ej., la asignación de localización de un objeto se da por un teórico haz recto (Fig. 16).

En las interfases curvilíneas se produce una divergencia / convergencia o focalización del haz ultrasónico.

Los cálculos de los coeficientes de refracción son más complicados.

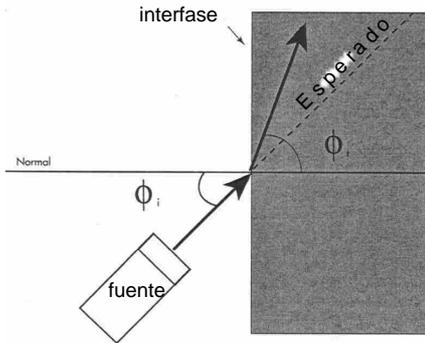


Fig. 14. Refracción. La velocidad del medio 1 es menor que en el medio 2, por lo que el ángulo de refracción será mayor que el incidente.

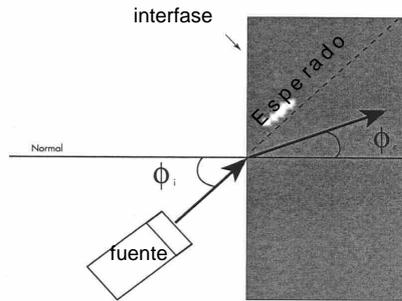


Fig. 15. Refracción. La velocidad del medio 1 es mayor que en el medio 2, por lo que el ángulo de refracción será menor que el incidente.

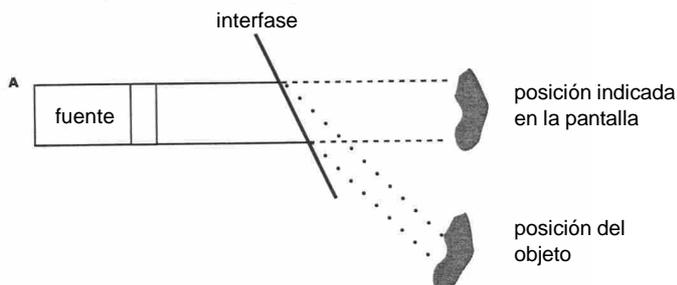


Fig. 16. Artefacto de refracción. La refracción por la interfase de dos medios de diferente velocidad de lugar a una señal errónea de la posición del objeto.

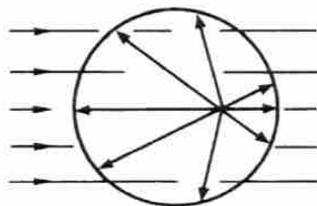


Fig. 17. Dispersión. Se produce la reflexión en todas las direcciones del espacio, por la arquitectura interna de la estructura. El diámetro del objeto es inferior a la longitud de onda.

F. **Difusión:** Cuando la reflexión se produce en todas las direcciones del espacio como consecuencia de la arquitectura interna de los órganos sólidos: **dispersión** (medios heterogéneos: tejidos, partículas sanguíneas) (Fig. 17), o de las superficies rugosas limitantes: **reflexión difusa** (Fig 18). Depende del tamaño de las estructuras elementales del órgano en relación a la longitud de onda de los ultrasonidos (hasta ahora se asumía que la superficie limitante tenía dimensiones muy superiores a la longitud de onda, pero si esto no es así y sus dimensiones o sus irregularidades son iguales o menores a la longitud de onda, se producirá dispersión del haz incidente).

Consecuencias de la dispersión:

- La orientación de la sonda no varía el nº de ecos de retorno, puesto que se emiten en distintas direcciones del espacio.
- La intensidad de la dispersión depende de la frecuencia (la difusión aumenta al hacerla la frecuencia) y con el tamaño del dispersor o superficie rugosa limitante.
- La difusión de cada órgano (arquitectura interna) permite reconocer su estructura.

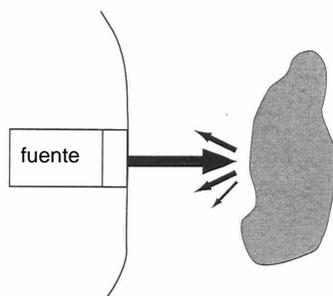


Fig. 18. Reflexión difusa. Se produce al incidir el haz de ultrasonidos sobre una superficie rugosa, que lo refleja en múltiples direcciones.

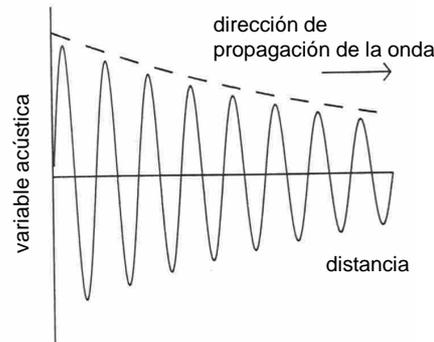


Fig. 19. Atenuación. Disminución exponencial de la amplitud o intensidad del haz al penetrar en un medio.

G. **Retrodispersión:** Dispersión de los ultrasonidos en dirección opuesta a la de la onda incidente. La intensidad de retrodispersión, será siempre menor que la intensidad de reflexión.

H. **Reflectividad:** La combinación de los factores que influyen en la intensidad incidente que es reflejada en la interfase hacia el transductor:

1. relación de impedancia en la interfase
2. ángulo de incidencia

3. tamaño de la estructura en relación con la longitud de onda
4. forma de la estructura
5. textura de la superficie de la interfase

Las diferencias en la reflectividad son las responsables parcialmente de las diferencias entre pacientes.

III. Atenuación:

A. **Concepto:** Pérdida progresiva de energía (amplitud e intensidad) del haz ultrasónico al atravesar un medio, por dos mecanismos:

1. Modificación de la dirección del haz:

- a. Refracción
- b. Divergencia
- c. Difracción
- d. Reflexión (se excluye como factor de atenuación)
- e. Dispersión

2. **Absorción:** Conversión de la energía mecánica en calor por la fricción con el medio de propagación. Es el factor predominante de la atenuación en tejidos.

Depende de la frecuencia, viscosidad (capacidad de movimiento de las moléculas del medio) y elasticidad del medio.

Las variables acústicas disminuyen su amplitud al atravesar el medio, según una función exponencial:

$$A_x = A_0 e^{-ax}$$

A_x es el pico de amplitud del haz a la distancia x

A_0 es la amplitud inicial del haz

a es el coeficiente de absorción

x es la distancia atravesada por el haz

B. La **atenuación** incluye efectos de la absorción y de la dispersión, con una relación exponencial. Se manifiesta por la disminución exponencial de la amplitud, o de la intensidad del haz (Fig 19).

C. Se expresa en:

1. **Valores absolutos** según las siguientes fórmulas:

a. Atenuación de la amplitud:

$$A_x = A_0 e^{-ax}$$

A_x es la amplitud a la distancia x .

A_0 es la amplitud en origen.

a es el coeficiente de atenuación

x es la distancia considerada.

El coeficiente de atenuación se mide en Neper (Np) por cm.

b. Atenuación de la intensidad (Fig 20):

$$I_x = I_0 e^{-\mu x}$$

μ es el coeficiente de atenuación de la intensidad.

c. Los coeficientes de atenuación:

- Se obtiene de la suma del coeficiente de dispersión y el de absorción:

$$a = a_s + a$$

- relación del coeficiente de atenuación de la amplitud con el de la intensidad:

$$\mu = 2 a$$

- El coeficiente de atenuación aumenta linealmente al aumentar la frecuencia,

$$a_f = a_{1 \text{ MHz}} f$$

La atenuación aumenta con la frecuencia y con el camino recorrido.

2. **Cocientes:**

$$(A_x / A_0)^2 = I_x / I_0$$

Existen tablas que relacionan la atenuación con la Ratio intensidad (I_x/I_0). Si conocemos la intensidad inicial podremos conocer la intensidad a una distancia determinada.

3. **Valores relativos de pérdidas:** En un haz de ultrasonidos (sobre todo pulsado, que cambia en tiempo y espacio), es difícil conocer en cada momento el valor absoluto de energía e intensidad, pero sí podemos conocer el valor relativo, expresado en decibelios (dB):

$$\text{dB} = 10 \log_{10} (I_x / I_0)$$

Si I es proporcional a A^2

$$(A_x / A_0)^2 = I_x / I_0$$

$$\text{dB} = 10 \log (A_x / A_0)^2 = 20 \log (A_x / A_0)$$

La ventaja de la anotación en decibelios frente al cociente de intensidad es que el rango de expresión es menor (Tabla 4), y los cambios son sumatorios: la suma de cambios de intensidad (expresada en decibelios) entre los distintos puntos es igual a la pérdida de intensidad en el total de la travesía (Fig. 21)

Si conocemos, la frecuencia y la distancia, conoceremos la atenuación:

$$\text{dB} = \mu f x$$

De manera aproximada la atenuación, sin tener en cuenta reflexión, de un haz de ultrasonidos en un tejido blando es de 0.8 dB/cm/MHz (el coeficiente de atenuación se expresa en dB / cm)

D. *Consecuencias prácticas:*

1. *La atenuación es fuerte en el hueso (20) y en el pulmón (40), siendo menor en las partes blandas (0.3-1.5 dB/cm/MHz). No se puede conseguir un estudio correcto del pulmón ni del hueso (Tabla 5).*
2. *La atenuación limita la profundidad a la que se pueden obtener imágenes. Al aumentar la frecuencia disminuye la profundidad y aumenta la atenuación. Para el diagnóstico necesitamos que el eco que origina una estructura sea lo suficientemente grande como para ser detectado. Una regla que funciona bastante bien es esperar obtener*

ecos satisfactorios con una penetración de hasta 200 longitudes de onda. Para una frecuencia de:

- 1 MHz, ? 1.5 mm. penetrancia máxima de 300 mm.,
- 3 MHz la máxima penetrancia se reduce a 100 mm,
- 5 MHz se reduce a 60 mm,

y así sucesivamente.

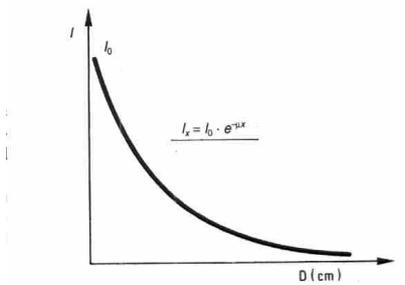


Fig. 20. Representación gráfica de la Ley de atenuación de un haz de ultrasonidos.

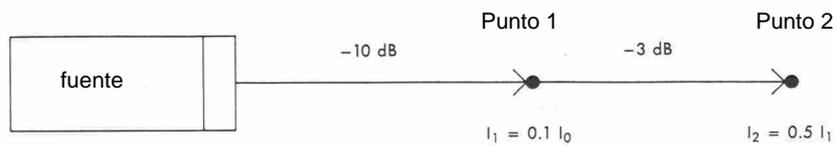


Fig.21. Las pérdidas relativas de intensidad (medidas en decibelios) en el recorrido de una onda, son aditivas. El cambio de intensidad desde el transductor al punto 2 será de -13 dB.

Tabla 4 Cociente de intensidad versus Decibelios

I^x / I^0	dB
10000	40
1000	30
100	20
10	10
1	0
0.1	-10
0.01	-20
0.001	-30
0.0001	-40

Tabla 5 Atenuación en tejidos humanos a 1 MHz

Material	dB / cm
Sangre	0.18
Grasa	0.6
Riñón	1.0
Músculo (perpendicular)	3.3
Músculo (paralelo)	1.2
Cerebro	0.85
Hígado	0.9
Pulmón	40.0
Cráneo	20.0
Cristalino	2.0
Humor acuoso	0.022
Humor vítreo	0.13

La elección de la frecuencia óptima, como aquella frecuencia que da la máxima amplitud de eco, viene dada por la siguiente regla:

$$f_{opt} = 90/d$$

donde f_{opt} es la frecuencia óptima ultrasónica (en MHz), y d es la distancia (en mm) entre el transductor y la estructura a estudiar. La mayor parte de los estudios de flujo sanguíneo se hacen a una distancia entre 5 y 100 mm. Sustituyendo la anterior ecuación vemos que las frecuencias óptimas deberían estar en el intervalo entre 20 y 1 MHz, siendo las más utilizadas las frecuencias entre 10 y 2 MHz, por otros motivos (uso de transductores para la ecografía simple y para el doppler, el rango de frecuencia doppler deseable, y el problema del "aliasing").

IV. Análisis de la señal de retorno o eco:

A. La ecografía reconoce objetos no accesibles gracias a las ondas ultrasónicas, reemitidas en ecos de retorno, que dependen de la interacción de la onda con el medio.

La imagen que vemos es una imagen reconstruida, donde:

1. La **ecogenicidad – caracterización** del objeto es marcada por la energía – **intensidad** de cada eco de retorno tras la modificación de los parámetros de la onda.
2. La **distancia** a la que se encuentra un objeto (reflector) tiene relación con el **tiempo** desde la emisión a la recepción del ultrasonido.

B. Determinación de la intensidad del eco:

La pérdida de intensidad del eco se debe a:

1. pérdidas por atenuación (de la onda hacia la interfase y a pérdidas por atenuación de la onda reflejada hacia el transductor)
2. pérdidas por reflexión:

$$dB = 10 \log 100 / \%R$$

La pérdida total por atenuación y reflexión:

$$dB = dB (\text{ida}) + dB (\text{vuelta}) + dB (\text{reflexión})$$

Habitualmente la absorción tiene mayor efecto que la reflexión en la pérdida de intensidad del haz.

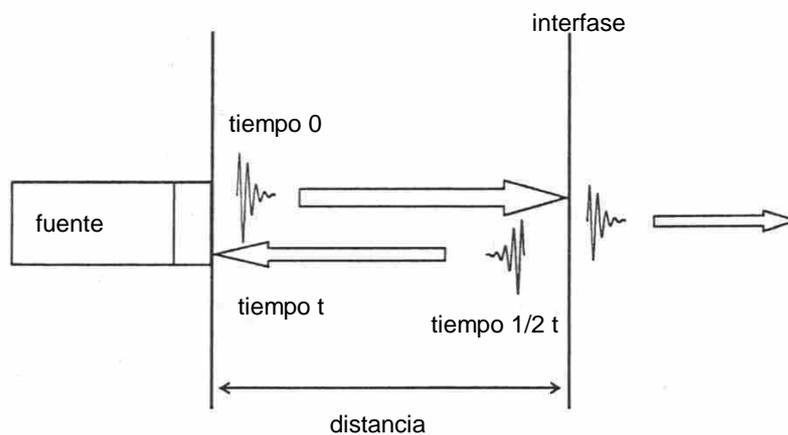


Fig. 22. Relación entre el tiempo de emisión - recepción y la distancia - profundidad de la interfase.

Una determinada estructura se caracteriza por los ecos (de reflexión y dispersión) y nivel de energía de los ecos que es capaz de generar (ecogenicidad). La amplitud o energía de cada eco se representa con más o menos brillo:

- a. mayor cuanto más cerca (eco menos atenuado)
- b. mayor cuanto mayor energía de emisión
- c. mayor cuanto menor frecuencia (eco menos atenuado)

Las estructuras se clasifican, según la energía de los ecos, en:

- a. Hipoecogénicas: las estructuras líquidas atenúan menos que las sólidas,

- b. Hiperecogénicas: estructuras (p.ej. piedras vesícula biliar) que crean sombra por brusca atenuación.
- c. Anecogénicas: Atenúan los ultrasonidos sin reflexión ni transmisión.
- d. Trasonoras: No atenúan los ultrasonidos por lo que aclaran la estructura siguiente.

Otra consecuencia práctica, de la determinación de la pérdida de intensidad, es que podemos conocer la intensidad en un punto determinado. La intensidad del ultrasonido está relacionada con sus efectos biológicos. Si conocemos la pérdida relativa de intensidad en dB, conoceremos el cociente de intensidad. Si conocemos la intensidad en origen, podremos calcular la intensidad a una distancia determinada.

C. Determinación de la distancia: Relación (range equation) entre el tiempo emisión-recepción y la distancia al reflector (Fig. 22)

La localización de un objeto (interfase) es dada su onda de reflexión, en función de la diferencia del tiempo desde la emisión a la recepción dividido por dos, para una velocidad conocida:

$$d = \frac{1}{2} ct$$

para la velocidad media de los tejidos (1.54 mm/us)

$$d = 0.77 t$$

Este cálculo será válido si el camino recorrido en ir y volver es recto y la velocidad permanece constante en todo el recorrido.

BIBLIOGRAFIA

1. Jouve P. Manual de ecografía general del adulto. Paris. Ed. Masson. 1995
2. Zink C. Diccionario del ultrasonido. Berlín-Viena. Ed. Blackwell Wissenschafts-Verlag. 1996.
3. Kremkau. Doppler ultrasound. Principles and Instruments.
4. Hedryck et al. Ultrasound Physics and Instrumentation.
5. Hedryck et al. Ultrasound Physics and Instrumentation. Practice Examinations.

PREGUNTAS

1. Señale cuales de los siguientes términos son variables acústicas:
 - a. presión, temperatura, densidad y movimiento de partículas.
 - b. velocidad de propagación.
 - c. periodo, densidad y longitud de onda.
 - d. respuestas b y c.
 - e. todas ellas.
2. ¿Qué rango de frecuencias pertenecen al ultrasonido?
 - a. 0 – 20 Hz
 - b. 20 Hz – 20 kHz
 - c. 20 kHz – 1GHz
 - d. 1-20 MHz
 - e. c y d
3. La velocidad de propagación aumenta cuando
 - a. aumenta la densidad
 - b. disminuye la densidad
 - c. aumenta la elasticidad
 - d. a y c
 - e. b y c
4. Si conocemos los valores de frecuencia y velocidad de propagación, podremos calcular
 - a. el período
 - b. la amplitud
 - c. la longitud de onda
 - d. a y c
 - e. b y c
5. Señalar cual de los siguientes supuestos es falso
 - a. La longitud de onda disminuye al aumentar la frecuencia
 - b. La velocidad de propagación en el aire es menor que en el hueso
 - c. Si dos medios de igual densidad tienen distinta elasticidad, la velocidad de propagación será mayor en aquel de menor elasticidad.
 - d. Si dos medios tienen igual densidad, aquel que tenga menor elasticidad tendrá menor impedancia.
 - e. c y d.
6. Señale lo falso
 - a. la reflexión es el retorno de las ondas en la interfase de un medio
 - b. la retrodispersión es la dispersión de los ultrasonidos en dirección opuesta a la de la onda incidente
 - c. la refracción es un cambio de dirección del sonido al cruzar una superficie limitante
 - d. la dispersión es la redirección del sonido en varias direcciones al encontrarse una superficie de mayor tamaño que la longitud de onda

- e. la atenuación es la pérdida progresiva de la energía de la onda al atravesar un medio
7. La intensidad de reflexión en un haz ortogonal depende de
- el ángulo de incidencia
 - la diferencia de impedancia
 - la diferencia y la suma de las impedancias
 - la diferencia de densidad
 - a y d
8. Cual de los siguientes supuestos es falso
- La frecuencia es el nº de ciclos por segundo
 - El periodo es el tiempo en que transcurre un ciclo
 - La longitud de onda es la longitud del ciclo
 - La velocidad de propagación es la velocidad de una onda en un medio
 - La intensidad es la máxima variación por ciclo
9. Señale lo correcto
- La frecuencia se mide en Hz
 - El periodo, duración del pulso y el periodo de repetición del pulso se miden en segundos
 - La longitud de onda se mide en mm.
 - a y c
 - todas las anteriores
10. Señale lo correcto
- Las unidades de intensidad son W / cm^2
 - Las unidades de atenuación son decibelios /cm
 - Las unidades de PRF son segundos
 - a y b
 - todas las anteriores
11. Señale lo falso
- La atenuación en pulmón es alta
 - La atenuación en el hueso es alta
 - La velocidad de propagación en el hueso es menor que en el pulmón
 - La velocidad de propagación promedio del ultrasonido en tejidos biológicos es 1540 m/s
 - la atenuación es mayor en pulmón que en hueso.
12. Cual de los siguientes parámetros no se puede deducir de los restantes:
- frecuencia
 - periodo
 - amplitud
 - longitud de onda
 - velocidad de propagación

13. Para calcular la distancia de un elemento y la fuente, necesitamos conocer

- a. atenuación, velocidad y densidad
- b. atenuación e impedancia
- c. velocidad y tiempo
- d. velocidad y densidad
- e. todas las anteriores

14. De todas las afirmaciones siguientes cual es verdadera

- a. La longitud de onda es directamente proporcional a la frecuencia
- b. Si aumenta la frecuencia aumenta la penetración
- c. La causa de mayor importancia de la pérdida de intensidad del haz, en un medio homogéneo, es la reflexión del mismo
- d. La refracción en una interfase depende de las impedancias de cada medio
- e. Todas las anteriores son falsas

15. De todas las afirmaciones siguientes cual es la falsa

- a. Para un haz incidente en una interfase lisa, el ángulo de incidencia es igual al de reflexión
- b. La absorción es la transferencia de energía al medio
- c. La refracción depende de la diferencia de velocidad entre dos medios
- d. El periodo es directamente proporcional a la frecuencia
- e. c y d

16. La refracción no ocurre cuando

- a. El ángulo de incidencia es de 90°
- b. La velocidad de ambos medios es la misma
- c. La impedancia de ambos medios es la misma
- d. a y b
- e. a y c

RESPUESTAS: 1 a; 2 e; 3 e; 4 d; 5 c; 6 d; 7 c; 8 e; 9 e; 11 c; 10 a; 12 c; 13 c; 14 e; 15 d; 16 d.