

APUNTE 01A

EL ULTRASONIDO EN CIENCIAS DE LA SALUD

I. DEFINICIÓN Y CARACTERÍSTICAS

Casi todos nosotros tenemos una idea de lo que es el **sonido** debido a nuestra capacidad de oír. Sin embargo, una definición familiar como “es la sensación percibida por el sentido del oído” es muy limitada a la hora de describir el ultrasonido. Esto se debe a que se utilizan frecuencias muy superiores a las que el oído puede percibir.

Una definición más general como “**es la energía mecánica transmitida por ondas de presión en un medio material**” abarca todos los tipos de sonido: ondas sísmicas de baja frecuencia, sonido audible y ultrasonido.

Analizando esta frase con más detalle podemos ver que el sonido es una forma de energía, energía es la capacidad de realizar trabajo, ya sea moviendo un objeto, calentando una habitación o iluminándola eléctricamente. Cuando el sonido viaja de una región a la otra transporta energía esto es, puede dar lugar a un desplazamiento hacia delante y hacia atrás de las moléculas que encuentra en su camino (es una onda longitudinal).

Se dice que la energía sonora es mecánica en el sentido de que existe en forma de movimientos físicos de las moléculas y partículas del medio. Esto distingue al sonido de otras clases de energía como la electromagnética que no necesita de un medio material para propagarse. Las ondas de sonido no pueden viajar a través del vacío como en el espacio exterior o en cualquier cámara de vacío pues no existe partículas ni moléculas para poder propagarse.

El sonido es una onda, y como tal se puede caracterizar por:

- su **frecuencia ν** (o la inversa que es la **longitud de onda λ**) y
- su **velocidad de propagación v** .

La frecuencia del ultrasonido

Los ultrasonidos son sonidos de frecuencia superior a la del sonido audible. Los sonidos audibles se extienden de los 20 a los 20.000Hz. Esta **alta frecuencia** es la que da al ultrasonido la capacidad de ser utilizado en diagnóstico (ecografías), en terapéutica y en odontología.

En ecografía diagnóstica, al aumentar la frecuencia aumenta la resolución axial (capacidad de distinguir dos puntos consecutivos en la dirección de propagación de la onda). Sin embargo, cuando el ultrasonido penetra en tejidos blandos se atenúa (la onda se amortigua al llegar a los tejidos más profundos), cuanto más alta es la frecuencia empleada mayor es la atenuación. Es por eso que la frecuencia de trabajo empleada en ecografía diagnóstica oscila entre los 3 y los 10MHz.

La velocidad de propagación

Una característica importante de las ondas es que se propagan por diferentes medios: gases, líquidos o sólidos. Al cambiar de medio la onda cambia su velocidad de propagación y su longitud de onda de acuerdo a la ecuación $v = \nu / \lambda$, de forma tal que la frecuencia ν se mantenga siempre constante.

La velocidad de propagación de una onda depende de la compresibilidad del medio χ y de la densidad δ del mismo, dicha relación se expresa de la forma

$$v = \sqrt{\frac{1}{\chi \cdot \delta}}$$

De modo que cuanto más denso es el medio, menor es la velocidad de propagación de la onda y cuanto menos compresible es, mayor es la velocidad de propagación. Por ejemplo, es claro que el agua es más densa que el aire, sin embargo el aire es mucho más compresible que el agua, eso determina que la velocidad de propagación del sonido en el agua sea mucho mayor que en el aire.

II. ECOGRAFÍA DIAGNÓSTICA

La impedancia acústica

Cuando el sonido penetra en un medio, el mismo ejerce una resistencia a la propagación de la onda. Esta propiedad se denomina **impedancia acústica Z** y es la base de la utilización del ultrasonido en ecografía diagnóstica.

La impedancia **Z** depende de densidad del medio y de la velocidad de la onda que lo atraviesa de la forma

$$Z = \delta \cdot v = \sqrt{\frac{\delta}{\chi}}$$

Valores de interés para la Z son

Z_{cuarzo}	$=1.500.000\text{g/cm}^2.\text{s}$
$Z_{\text{hueso del cráneo}}$	$=780.000\text{g/cm}^2.\text{s}$
Z_{agua}	$=150.000\text{g/cm}^2.\text{s}$
Z_{aire}	$=43\text{g/cm}^2.\text{s}$

Así como los sonidos audibles pueden rodear un obstáculo por difracción, los ultrasonidos, por su elevada frecuencia, poseen un alto grado de directividad, tanto mas elevado cuanto mayor es su frecuencia. La **direccionalidad** del ultrasonido hace que se den los fenómenos de **reflexión** y **trasmisión**, en especial a nivel de las interfases, donde desempeña un papel importante el valor de las impedancias acústicas de cada uno de los dos medios.

El valor del **coeficiente de reflexión R** se ha definido como

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

y relaciona las intensidades de los haces incidente y reflejado. Observe que su valor depende de la **diferencia de impedancia acústica** entre dos medios, cuanto mayor es el coeficiente de reflexión mayor será la proporción de energía en la onda reflejada.

Los cabezales de los aparatos utilizados en ecografía diagnóstica están constituidos por cuarzo o cerámicas con propiedades especiales (esto se verá más adelante). Si se calcula **R** según los valores de impedancia acústica antes indicados, se puede ver que si el ultrasonido producido por el cuarzo se hace pasar directamente al aire (interfase cuarzo-aire), la reflexión en la superficie limitante **R es prácticamente 1**, tal que casi la totalidad del ultrasonido se refleja al interior del cabezal, pasando solo una porción ínfima al aire. En cambio, en el paso cuarzo-agua (o partes blandas) ya se trasmite un **33% de la energía producida (R<1)**. Esto quiere decir que para lograr una mejor transmisión del ultrasonido en las aplicaciones médicas, se debe utilizar siempre una **sustancia de acoplamiento** entre el emisor y la piel, con lo que se eliminan sensiblemente las pérdidas de trasmisión.

Lo dicho también se ve reflejado en que la ecografía diagnóstica es posible en regiones del organismo a las cuales se puede acceder sin atravesar interfases hueso-agua (pensando en el agua como el componente mayoritario de las regiones blandas), por ejemplo la región abdominal o la cabeza de los recién nacidos cuando el hueso no se ha osificado. Asimismo, como la interfase agua-aire no ofrece gran resistencia al paso del ultrasonido, mejora mucho la calidad de las imágenes y es por eso que en estudio de pelvis es necesario que la vejiga urinaria esté llena.

En la tabla se muestran algunos valores de **R** para distintas interfases.

Interfase	R
Riñón-hígado	0.00004
Grasa-hígado	0.1
Músculo-hueso	0.41
Músculo-aire	0.98

El **eco** es propiedad de los ultrasonidos de reflejarse sobre las superficies que limitan **zonas de distinta impedancia acústica**. Cuanto mayor es el valor de **R**, mayor es la intensidad del eco que se produce. Se dice que un órgano es hipercoico cuando **R≈1** e hipocoico cuando **R≈0**.

La trasmisión de los ultrasonidos a través del organismo y la detección de los ecos producidos al atravesar los medios de distinta impedancia acústica **Z** proporcionan una valiosa información sobre la situación y la densidad de las estructuras atravesadas. **La ecografía, es pues, una técnica que permite, mediante la emisión de ultrasonidos y la captación de los ecos producidos al atravesar el organismo, mostrar en la pantalla de un osciloscopio una imagen de la estructura orgánica estudiada**. Para ello se dispone de un emisor de ultrasonidos que puede actuar también como receptor y que informa de la distancia y la intensidad de esta reflexión, datos, que procesados electrónicamente, permiten mostrar una gráfica o una imagen de la zona estudiada.

Formación del eco y cálculo de las distancias

Los ultrasonidos pueden producirse mediante métodos similares a la producción de sonidos: salida de gases a presión por orificios, empleo de sirenas, etc. Sin embargo para la producción de ultrasonidos se utilizan dispositivos que hacen uso del **efecto piezoeléctrico**¹. Mediante este fenómeno dichos dispositivos convierten energía eléctrica en sonido (energía mecánica) por eso suelen denominarse **transductores**.

Cuando el pulso de ultrasonido recorre la distancia **L**, es reflejado en mayor o en menor proporción por la interfase entre dos órganos e incide nuevamente sobre el transductor después de haber recorrido una **distancia 2L** (ver **figura 1** en la guía de placas). Si la velocidad de propagación del ultrasonido en el medio es **v**, el tiempo **t** transcurrido entre la emisión del pulso inicial y su

recogida por el cabezal ultrasónico será $t = 2L/v$, por lo tanto midiendo el valor de t será posible reconocer L . La velocidad de propagación de la onda v en tejidos blandos se promedia en 1540m/s.

Como el efecto piezoeléctrico es reversible¹, el **mismo transductor** que actúa como emisor de ultrasonidos sirve como receptor de la onda reflejada, dando lugar en él a una corriente eléctrica que luego es decodificada por una computadora. Por ese motivo, el ultrasonido se aplica en trenes de pulsos de ondas de duración τ_0 separados entre si un tiempo T (**figura 2**). El tiempo T que separa la producción **de dos pulsos** en el transductor piezoeléctrico debe ser mayor que t para evitar interferencias entre las ondas incidentes y las reflejadas, y, además, para asegurar que, cuando la onda reflejada llegue al transductor, éste se encuentre en situación de escucha o sea en situación apropiada para recoger eco.

Si en la expresión que vincula el tiempo de recorrido con la distancia a la interfase, se reemplaza L por el valor máximo que puede ocupar en el cuerpo humano (unos 40cm) y v por el valor promedio de la velocidad del ultrasonido en tejidos orgánicos, se obtendrá un valor del orden de 0,5ms. De acuerdo con ello, los generadores utilizados en ecografía suelen emitir pulsos de una duración aproximada de $\tau_0=1\mu s$ separados por pausas de $T=1ms$. Es decir que en un estudio ecográfico de 20 minutos de duración (1200seg), el organismo recibe ultrasonido solamente durante 1,2seg. Esto justificaría que la ecografía diagnóstica sea considerada una técnica inocua en el diagnóstico prenatal.

La Ecografía Bidimensional

Primeramente expondremos los fundamentos de la ecografía unidimensional (o de amplitud) que aunque no se utilice en la actualidad, es la base para entender la técnica de la ecografía bidimensional.

En la ecografía de amplitud el emisor ultrasónico permanece fijo, tal como lo indica la **figura 3**. El pulso emitido por el transductor se refleja parcialmente en distintas interfases **A, B, C** y **D**. Como el haz ultrasónico que incide en esas interfases posee cada vez menor intensidad (por incidir a mayor profundidad), los pulsos reflejados tienen también, a igualdad de otros factores, intensidades sucesivamente menores. Para eliminar este artefacto las unidades de ultrasonido disponen de dispositivos de corrección automática (compensadores en ganancia).

Los pulsos reflejados procedentes de la incidencia del haz en **B** (ubicado en x_B) y en **C** (ubicado en x_C) se reciben en el transductor con retrasos respecto a la emisión dados por

$$t_B=2x_B/v \text{ y } t_C=2x_C/v$$

Cada pulso reflejado recibido por el transductor da lugar a un pulso de tensión eléctrica de amplitud proporcional a la intensidad del pulso sonoro recibido. **La altura** de dichos pulsos es proporcional **a la intensidad** de los pulsos recibidos, y las **distancias** entre los mismos es proporcional a las **distancias entre las superficies reflectantes**.

La ecografía de amplitud sólo proporciona información unidimensional (sobre una línea) de las estructuras encontradas por el haz. Dicha información consiste en:

- a) la profundidad (distancia a la piel) de las estructuras a que devuelven los ecos
- b) las distancias entre las distintas superficies internas que devuelven ecos
- c) la intensidad de la reflexión del haz ultrasonoro, manifestada por la amplitud de la señal, que en combinación con otros parámetros puede dar información sobre la naturaleza de dichas estructuras.

En la ecografía bidimensional o de scan la imagen se obtiene según el siguiente proceso:

- a) Cada imagen está formada por una **gran cantidad de líneas contiguas de ecografía unidimensional (figura 4)**, que el cabezal va explorando sucesivamente realizando un barrido progresivo de la zona dando lugar a la imagen característica de las ecografías (en forma de triángulo).
- b) En cada una de esas líneas elementales, la intensidad del eco recibido procedente de puntos situados a distintas profundidades se representa con una **intensidad de brillo** correspondiente a la intensidad del eco recibido. Los puntos están situados a la distancia del transductor correspondiente a su situación anatómica.
- c) De este modo, la **representación en contigüidad** del conjunto de líneas que se generaron durante el barrido (cada una de ellas con puntos de mayor o menor intensidad de brillo) proporciona una imagen de la sección orgánica estudiada que representa el comportamiento de las diversas estructuras respecto del haz ultrasónico.

Ecografía Doppler

Si el haz de ultrasonido se refleja en una superficie inmóvil, la frecuencia del haz reflejado es igual a la del incidente. Pero si la superficie se mueve, la frecuencia del ultrasonido reflejado sufre una variación: aumenta cuando el objeto se acerca y disminuye cuando se aleja. La frecuencia Doppler es la diferencia de frecuencia entre el haz incidente y el reflejado en forma de ecos. Esta diferencia sólo se detecta si la dirección del haz de ultrasonido no es perpendicular a la dirección de movimiento del cuerpo reflector.

El efecto Doppler se utiliza para medir la velocidad de la sangre en los vasos sanguíneos mediante la emisión de un haz ultrasónico que se refleja en los glóbulos rojos de la sangre. El ultrasonido que se refleja en los glóbulos rojos que se acercan al detector experimenta un corrimiento en frecuencia $\Delta v > 0$, y si se alejan, un corrimiento $\Delta v < 0$.

La representación gráfica del flujo sanguíneo se realiza mediante la superposición de una imagen codificada de velocidades en colores y una imagen ecográfica en blanco y negro (**figura 5**). El flujo que se dirige hacia el transductor se representa en rojo ($\Delta v > 0$) y el que se aleja en color azul ($\Delta v < 0$), el grado de turbulencia del flujo se codifica en distintos tonos que van del amarillo al verde o naranja.

III. ACCIÓN DEL ULTRASONIDO SOBRE TEJIDOS ORGÁNICOS

En la absorción de los ultrasonidos por el organismo, se producen efectos mecánicos, térmicos y químicos, en relación a la intensidad absorbida. De ahí su distinta importancia en el diagnóstico (donde habrá que minimizarlos) y en terapéutica (donde habrá que emplearlos muchas veces con potencias muy elevadas).

El efecto más importante en la absorción ultrasónica es el **mecánico**. Las partículas de un medio sometido a un haz ultrasónico describen vibraciones de pequeña amplitud y alta frecuencia, que en los tejidos orgánicos actúan como un micromasaje. Asimismo, cuando el ultrasonido actúa sobre un líquido se produce el fenómeno mecánico de **cavitación**.²

La energía mecánica adquirida por las partículas vibrantes acaba degradándose como consecuencia del rozamiento y la viscosidad del medio, transformándose en calor. Por tanto, con el ultrasonido aparecen **efectos térmicos**, de gran interés en las aplicaciones terapéuticas.

Los ultrasonidos poseen un **efecto químico** que deriva de la acción conjunta del efecto mecánico y el térmico. Se puede producir rotura de macromoléculas y emulsión de sustancias inmiscibles (como el agua y el aceite) por su acción de agitación microscópica de gran potencia.

IV. ULTRASONIDO EN TERAPÉUTICA

La intensidad del haz de ultrasonido aplicado a un medio decrece en profundidad debido a dos factores: la reflexión y la absorción. El fenómeno de reflexión se utiliza con fines diagnósticos (ecografías) y la absorción con fines terapéuticos. Como se expuso en la sección anterior, el ultrasonido tiene básicamente efectos térmicos y mecánicos (micromasaje) sobre los tejidos biológicos. El uso terapéutico de los ultrasonidos comenzó aproximadamente en el año 1940 con fines analgésicos y antiinflamatorios, actualmente sigue teniendo gran vigencia también como vasodilatador y agente capaz de aumentar el metabolismo local.

La **pérdida de energía** en profundidad del haz de ultrasonidos depende de **su frecuencia**, de la naturaleza de los tejidos irradiados y de la intensidad aplicada. Se define como capa hemirreductora la profundidad a la que la intensidad inicial aplicada se reduce a la mitad. En terapéutica se utiliza un abanico de frecuencias según la profundidad de la región que se desee tratar. Para el tejido graso, esta capa hemirreductora es con frecuencias de 1MHz de 50 mm y para una frecuencia de 3MHz de 16mm. La consecuencia práctica, tanto en aplicaciones diagnósticas como terapéuticas, es que para aplicaciones superficiales se emplean ultrasonidos de frecuencias elevadas (ej.: 3MHz) y para aplicaciones profundas, ultrasonidos de baja frecuencia (1MHz).

También es posible aplicar ultrasonidos en forma continua o pulsada. Su elección depende de la respuesta que desee obtenerse de los tejidos.

- La forma **continua** consiste en la producción constante de ultrasonidos por parte del transductor. El operador mueve lenta y suavemente el transductor sobre la superficie de la piel y va cambiando su dirección para hacer llegar la energía de la manera más homogénea posible a la zona que hay que tratar. Este sistema es el más efectivo para elevar la temperatura y aprovechar así los efectos térmicos.
- En la forma **pulsada** el ultrasonido sale intermitentemente permitiendo la disipación del calor durante el tiempo que transcurre entre pulso y pulso. Esta modalidad minimiza los efectos térmicos y es habitualmente empleada para tratar procesos agudos.

V. ULTRASONIDO EN ODONTOLOGÍA

Desde la década de los años 50, se han diseñado diferentes dispositivos sónicos y ultrasónicos para distintas aplicaciones odontológicas. En la actualidad el uso del ultrasonido tiene especial importancia en periodoncia y endodoncia.

En periodoncia, los elementos ultrasónicos son usados para la eliminación de la placa, los depósitos mayores de sarro y las pigmentaciones. Las unidades que se utilizan están compuestas de un generador que entrega energía en forma de vibraciones de alta frecuencia (25.000 a 42.000 Hz) a una pieza de mano, en la que pueden insertarse una diversidad de puntas especialmente diseñadas. Para disipar el calor que generan las vibraciones ultrasónicas, cuentan con un sistema de enfriamiento incorporado: se hace circular agua o solución fisiológica a través de la pieza de mano, que sale como un rocío muy fino en el extremo de la punta. La eliminación de la placa y del sarro mediante la instrumentación ultrasónica se logra por:

- La vibración del instrumento: Cuando la punta se pone en contacto con el sarro, la energía vibrante es transmitida al depósito, haciendo que este se fracture y sea desalojado de la superficie dentaria.
- El rociado y el efecto de **cavitación**² del líquido refrigerante.

En endodoncia, la instrumentación ultrasónica del sistema de conductos radiculares favorece su limpieza. La energía acústica generada (vibraciones de 20.000 a 50.000 Hz) es transmitida a una lima que se aplica dentro del canal radicular junto con un agente irrigante como el hipoclorito de

sodio (NaClO), produciendo los efectos de **cavitación**² y **microcorriente acústica**³. Ambos fenómenos, van a producir la remoción de los detritos y de la capa de desecho dentinario de la superficie del conducto, así como la potenciación de la acción antimicrobiana del agente irrigante utilizado. Otras aplicaciones del ultrasonido en endodoncia son: retiro de restauraciones definitivas, retiro de instrumentos fracturados y eliminación de calcificaciones radiculares.

Los dispositivos utilizados para la generación de ultrasonido en el campo de la Odontología funcionan por medio de osciladores **magnetostrictivos**⁴ y **piezoeléctricos**¹.

Algunas definiciones:

¹**Efecto piezoeléctrico:** Es un fenómeno físico por el cual aparece una diferencia de potencial eléctrico entre las caras de determinados cristales cuando son sometidos a una presión mecánica. Cuando se comprime uno de estos cristales, una de sus caras queda cargada positivamente y la otra negativamente. Al contrario, si el cristal se tracciona, también aparecen cargas eléctricas superficiales en ambas caras, si bien de polaridad opuesta a la anterior. El efecto funciona también a la inversa, ya que, si se aplican cargas eléctricas de distinto signo a ambas caras del cristal, se consigue su compresión o su dilatación. Y si la aplicación de estas cargas es alternativa, mediante una corriente alterna, se producen dilataciones y compresiones del cristal (es decir, vibraciones mecánicas) con la misma frecuencia que la corriente aplicada. Por lo tanto, estos cristales actúan como transductores en dos sentidos: transformando las presiones recibidas en cargas eléctricas y, a la inversa, las cargas eléctricas aplicadas a su superficie en vibraciones. Para la producción de ultrasonido se utilizan generalmente cristales de cuarzo, sal de Rochelle y Turmalina.

²**Cavitación:** Las partículas sometidas a la acción de los ultrasonidos están sujetas a fuertes presiones y depresiones. Cuando el ultrasonido actúa sobre un líquido, las oscilaciones son transmitidas a éste, lo que produce que haya un incremento local (compresión) y una reducción (rarefacción) en su presión. Durante la fase de rarefacción, los valores de presión en ciertos puntos pueden ser tan bajos que llegan a provocar la evaporación espontánea del líquido dando lugar a la formación de burbujas. Durante la fase de compresión, estas burbujas colapsan generando ondas de choque. Este fenómeno de formación y colapsamiento de burbujas en un líquido debido al ultrasonido se denomina *cavitación* y se produce aunque el líquido esté totalmente desgasificado, ya que el gas de las burbujas está compuesto por las propias moléculas del líquido.

El efecto de *pseudocavitación* también se caracteriza por la formación de burbujas en el seno de un líquido sometido a la acción del ultrasonido. Sin embargo, a diferencia de la cavitación verdadera que describimos anteriormente, estas burbujas provienen de gases disueltos en el líquido y no de las propias moléculas del líquido. Las vibraciones ultrasónicas favorecen la puesta en contacto de las moléculas de estos gases, facilitando su escape del líquido y provocando, por tanto, una desgasificación.

³**Microcorriente acústica:** Cuando una lima endodóntica activada por ultrasonido se sumerge en un líquido, se forman patrones de oscilación en el fluido circundante provocando una circulación del mismo alrededor de la lima que se conoce como *microcorriente acústica*. Dado que se trata de una corriente en remolino, donde se crea un gradiente de velocidad, se producen fuerzas que pueden ocasionar daños en materiales biológicos que entren en el área de la corriente.

⁴**Efecto magnetostrictivo:** Fenómeno consistente en un aumento de volumen que experimentan ciertos cuerpos al hallarse sometidos a la acción de un campo magnético. La magnetoestricción se debe a la aparición de polos en la superficie de cuerpos imantados. Como los mismos se hallan sujetos a las atracciones o repulsiones magnéticas su masa se contrae o se dilata. Inversamente, las contracciones o dilataciones mecánicas del cuerpo provocan variaciones en su imantación. Estas propiedades se aprovechan para producir y detectar ondas sonoras: con una bobina alimentada en

corriente de alta frecuencia, se imanta cíclicamente una barra de níquel. Sometido alternativamente a rapidísimas contracciones y dilataciones el níquel transmite al aire sus vibraciones elásticas que, debido a su elevada frecuencia, son inaudibles.

BIBLIOGRAFÍA

Carranza, F. A., Jr. 1993 *Periodontología clínica de Glickmann*. México: Nueva Editorial Interamericana, S. A.

Hewitt, P.G. 1999 *Física conceptual*. Editorial Pearson.

Larousse 1992 *Diccionario ilustrado de las ciencias y técnicas*. México: Ediciones Larousse, S. A.

Lindhe, J., Karting, T. & Lang N. P. 2000 *Periodontología clínica e implantología odontológica*. Madrid: Editorial Médica Panamericana, S. A.

Otón Sánchez, C. et.al. 1998 *Ultrasonidos Terapéuticos* en Manual de Medicina Física de M. Martínez Morillo. Editorial Harcourt.

Padrón, E. J. 2006 *Ultrasonido en Endodoncia*. Centro de especialidades odontológicas “Carlos Bóveda”, Departamento de endodoncia, Caracas-Venezuela.
http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_50.htm

Pattison, G. L. & Pattison, A. M. 1985 *Instrumentación en Periodoncia*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, S. A.

Plotino, G., Pameijer, C. H., Nicola, M. G. & Somma, F. 2007 *Ultrasonics in endodontics: a review of the literature*. *J. Endod* **33**, 81-95.

Zagzebski, J.E. 1996. *Essentials of Ultrasound Physics*. Editorial Mosby. USA.

Zaragoza, J. R. 1992 *Física e instrumentación médicas*. Barcelona: Ediciones Científicas y Técnicas Masson-Salvat.