

“Sólo con ganancia, pierdes”

La importancia de ajustar bien el ecógrafo

David Llanos Pérez

Íñigo de la Pedraja Gómez-Ceballos

Virginia Álvarez Sánchez

Hospital Clínico San Carlos - Madrid



INTRODUCCIÓN

Para poder obtener el máximo rendimiento de la ecografía, son necesarios un conocimiento “médico” para saber a qué corresponde cada imagen, la habilidad manual con la sonda para visualizar el área anatómica de interés, y **conseguir que el aparato muestre una imagen de calidad diagnóstica.**



INTRODUCCIÓN

La industria intenta automatizar los ajustes de los equipos al máximo para hacer la ecografía menos “operador dependiente”, pero sigue siendo fundamental un conocimiento básico de la física del ultrasonido y del funcionamiento del ecógrafo para ajustar sus parámetros técnicos y conseguir una imagen óptima.



INTRODUCCIÓN

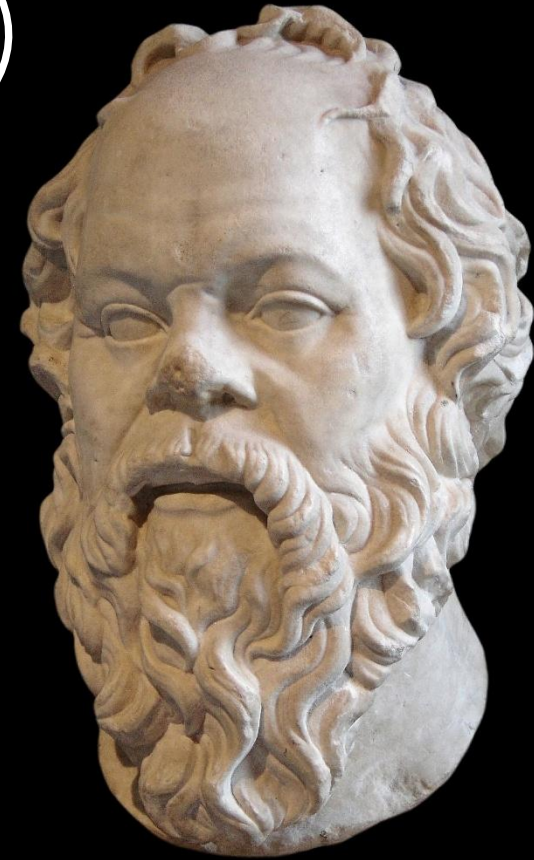
Aunque idealmente esta formación se debería adquirir durante el periodo de residencia, esto por desgracia ya no es habitual. Los radiólogos cada vez somos menos capaces de ajustar nosotros mismos el ecógrafo para adaptarlo a las diferentes situaciones clínicas, aumentando nuestra dependencia de los “presets” del aparato y de los técnicos de aplicaciones de la casa comercial.



INTRODUCCIÓN

En este póster resumimos los ajustes más importantes que podemos (y debemos) hacer en nuestros ecógrafos, junto con su explicación física y ejemplos de su repercusión en imágenes reales.

“El conocimiento os hará libres”

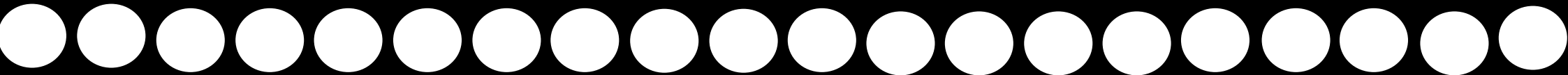


Sócrates 470 a.C. – 399 a.C.

El sonido

El sonido es una **onda mecánica**. Esto es que, en un medio material, la vibración de una partícula se transmite a las adyacentes. Es posible percibir esta vibración cuando alcanza nuestros oídos. La velocidad de transmisión es una constante para cada medio.

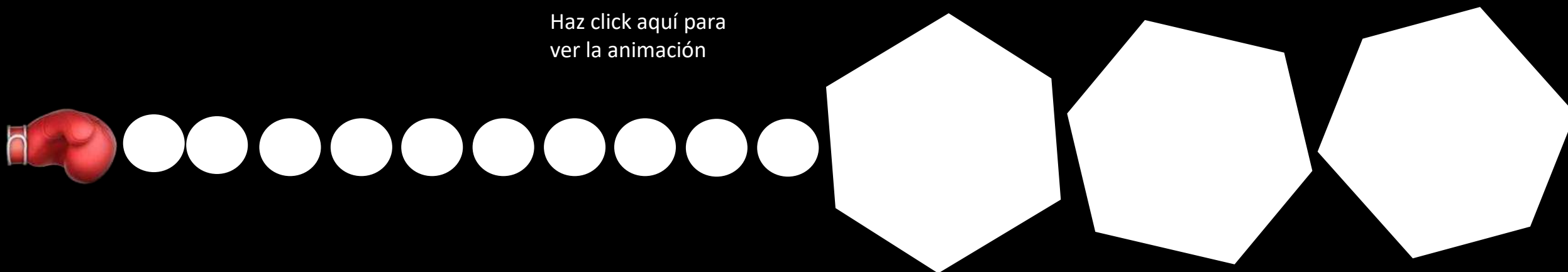
Haz click aquí para
ver la animación



El eco (reflexión del sonido)

Las ondas sonoras sufren una **reflexión** parcial al incidir sobre la superficie de un medio con **densidad** (ρ) y **velocidad de transmisión del sonido** (c , por el latín *celeritas*) diferentes a las del medio original de propagación. Esta onda reflejada es lo que se conoce como “eco”.

Haz click aquí para
ver la animación



La impedancia acústica

Para resumir en un único valor numérico densidad del medio (ρ) y velocidad de transmisión del sonido (c), se usa el producto de estas dos variables, que recibe el nombre de “**impedancia acústica**” (Z).

Cuanto mayor es la diferencia en impedancia acústica de dos medios, mayor será la reflexión. Por ejemplo, las impedancias acústicas del aire y el agua son muy diferentes, por eso si sumergimos la cabeza en la piscina, no podemos oír lo que sucede fuera, porque prácticamente todo el sonido se refleja en la superficie del agua. Los que están fuera de la piscina tampoco pueden oír los sonidos de dentro del agua, que se reflejan en la superficie del aire.

En ecografía, el gel se usa para que no haya aire entre el transductor y el paciente, porque reflejaría casi todo el ultrasonido antes de entrar en el cuerpo.

Aire: 412 Rayl

Agua: 1.480.000 Rayl



$$Z = \rho \times c$$

Fórmula de la **impedancia acústica** (Z). Su unidad de medida es el $\text{kg}/(\text{m}^2\text{s})$, denominado “Rayl”, en homenaje a Lord Rayleigh (1842-1919), padre de la acústica moderna.

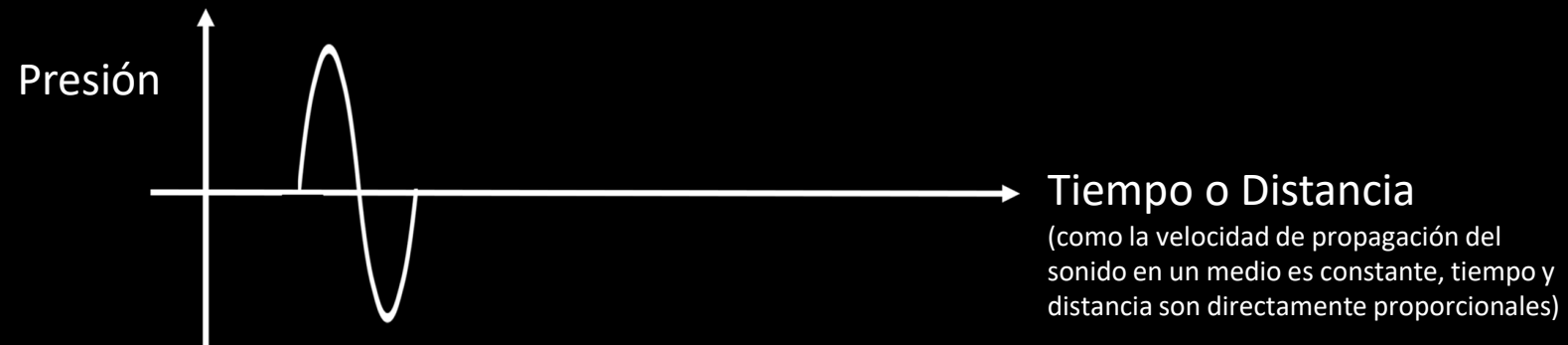
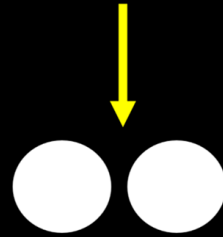


Lord Rayleigh

La onda acústica

La onda acústica se puede representar como una **onda de presión** que avanza por la materia, porque al vibrar las partículas, estas se acercan, con lo cual aumenta la presión en ese punto del espacio, después se alejan, disminuyendo la presión, y al final todo vuelve a su estado original (llamado también “de reposo”).

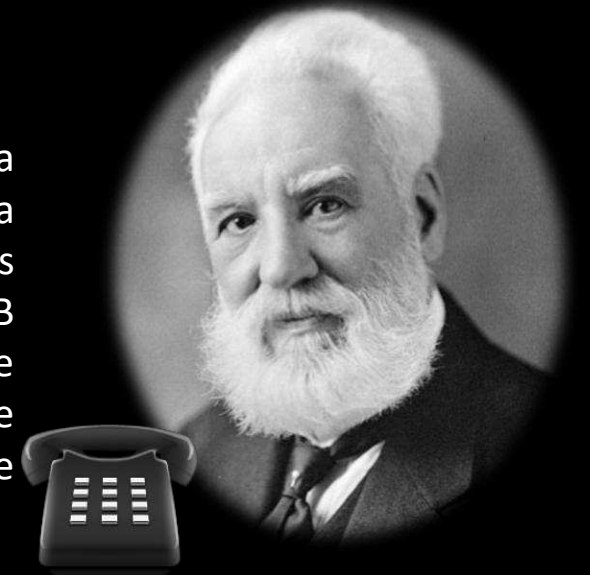
Haz click aquí para
ver la animación



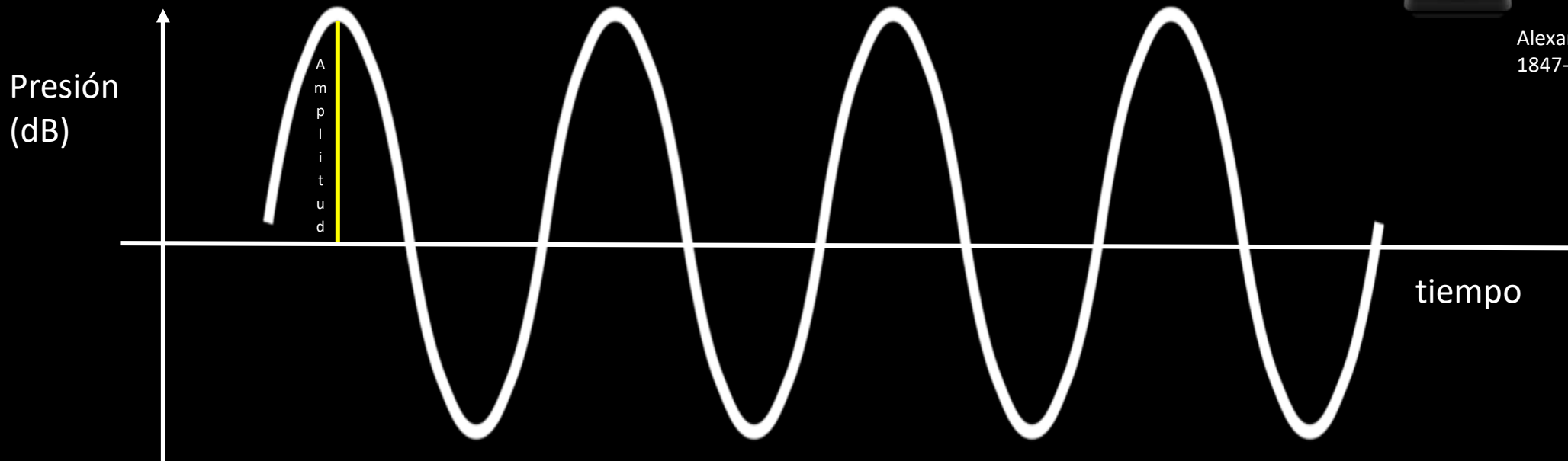
Tiempo o Distancia
(como la velocidad de propagación del
sonido en un medio es constante, tiempo y
distancia son directamente proporcionales)

Propiedades del sonido: AMPLITUD

La **AMPLITUD** de la onda es la diferencia que hay entre la presión máxima y la de reposo. Viene a indicar lo “alto” que se oye el sonido. Se suele medir en una escala **logarítmica y relativa** cuya unidad se llama “Belio” (B) como homenaje a Alexander Graham Bell, inventor del teléfono. Es logarítmica porque 4 B no son 4 veces más presión que 1 B, sino 1000 veces más presión que 1 B ($10^4=10^3 \times 10^1$). Es relativa, porque cuantifica la amplitud de una onda respecto a otra de referencia, a la que se le otorga un valor de 0 B. Si una onda tiene una amplitud menor que la de referencia, tendrá un valor negativo. Como 1 B representa una enorme diferencia de presión, se utiliza más su submúltiplo, el decibelio (dB).

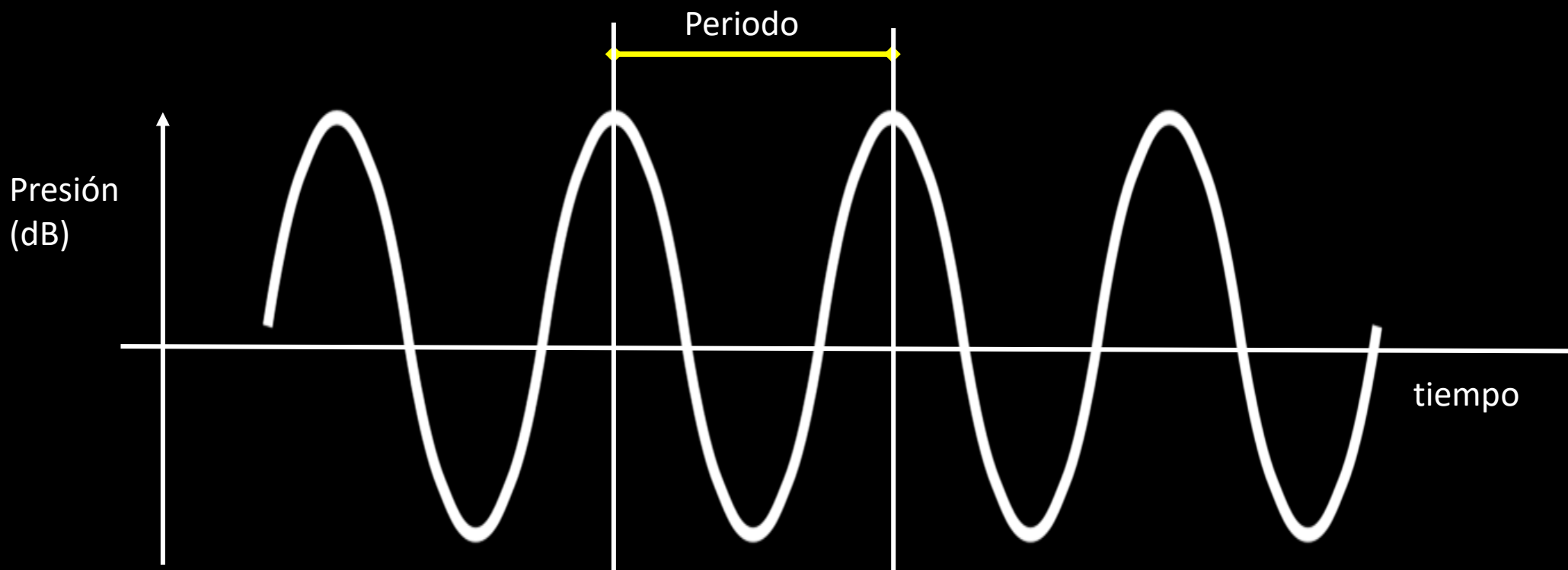


Alexander Graham Bell
1847-1922



Propiedades del sonido: PERIODO

El **PERIODO** (t) es el tiempo necesario para completar un ciclo de la onda en su totalidad.



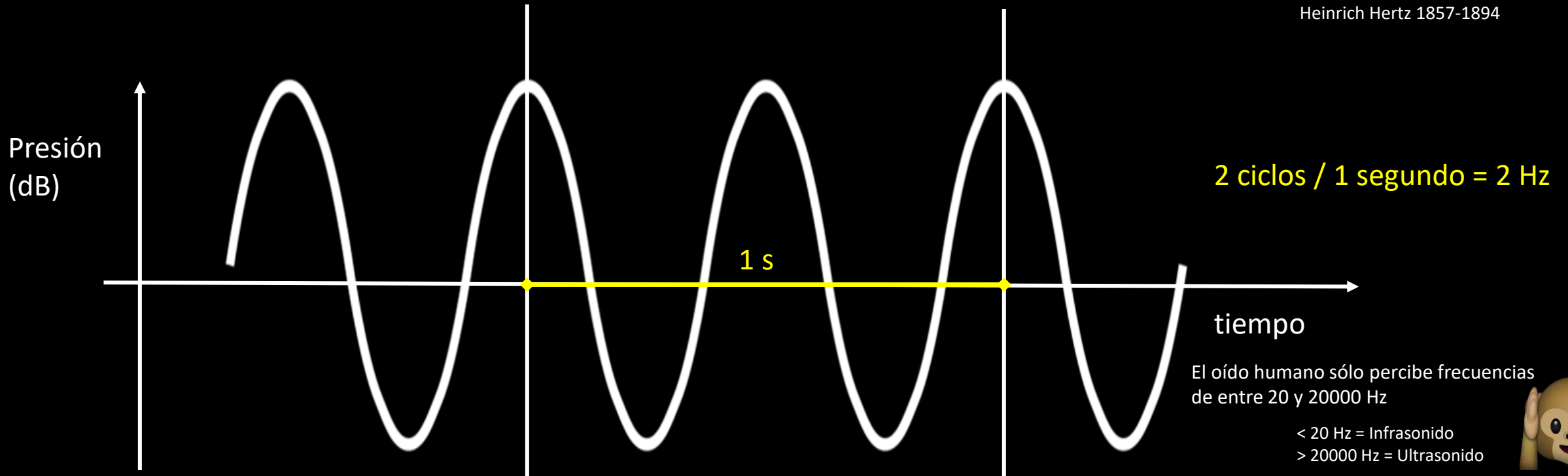
Propiedades del sonido: FRECUENCIA

La **FRECUENCIA** de un sonido es el número de ciclos completados por unidad de tiempo ($1/t$). Se mide en hercios (Hz o s^{-1}) en honor a Heinrich Hertz, descubridor de las ondas electromagnéticas y del efecto fotoeléctrico.

Un sonido se percibe como más agudo que otro si tiene mayor frecuencia que éste.

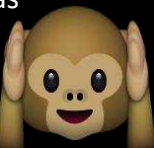


Heinrich Hertz 1857-1894



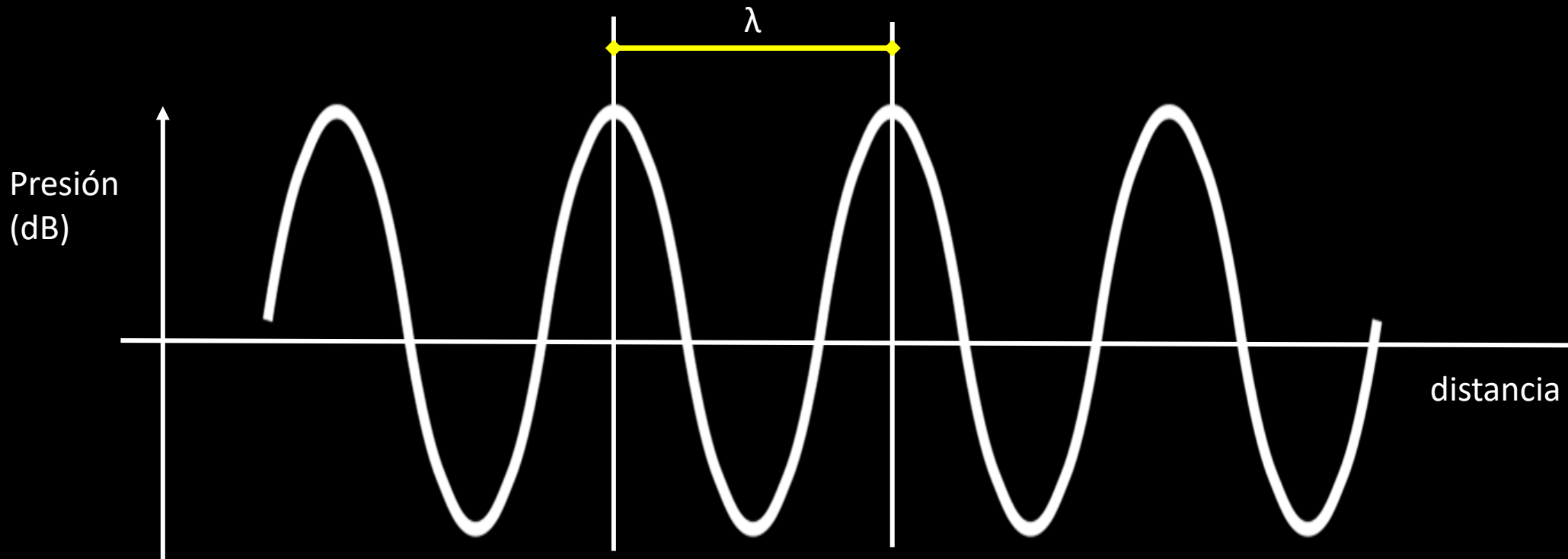
El oído humano sólo percibe frecuencias de entre 20 y 20000 Hz

< 20 Hz = Infrasonido
> 20000 Hz = Ultrasonido



Propiedades del sonido: LONGITUD DE ONDA (λ)

La **LONGITUD DE ONDA** es la distancia existente entre dos puntos consecutivos que se encuentran en el mismo estado de vibración. La longitud de onda es **inversamente proporcional a la frecuencia** ($\lambda \propto 1/f$), es decir, si la frecuencia es muy alta, la longitud de onda es muy pequeña.

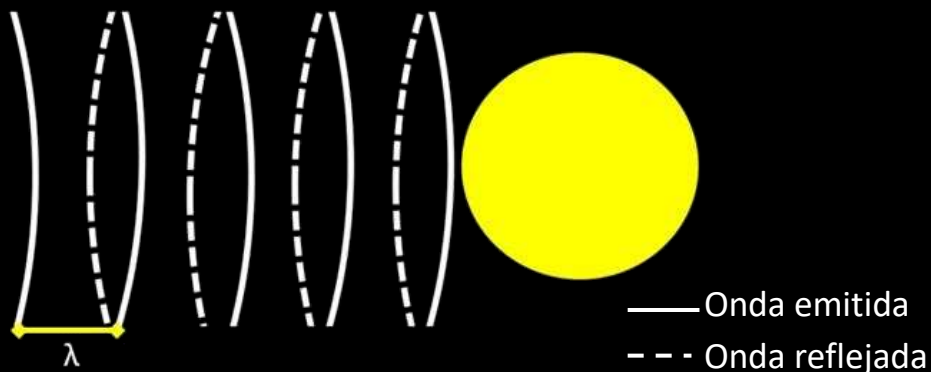


Reflexión y dispersión

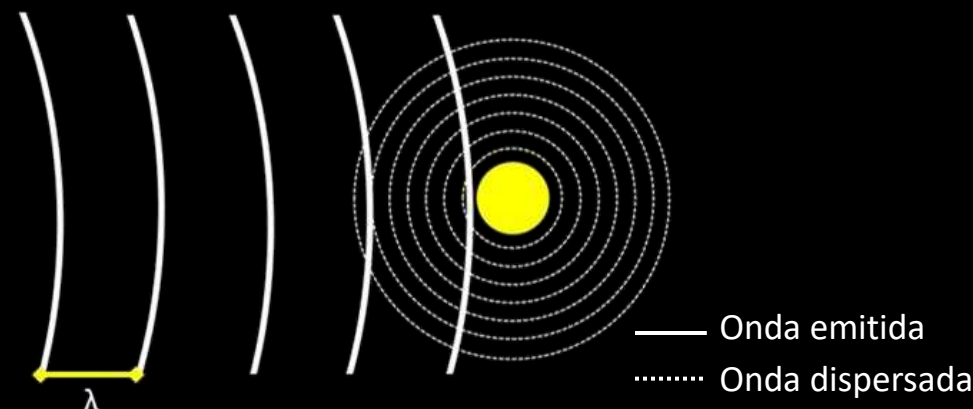
Para que un sonido se refleje, tiene que encontrarse con un objeto con diferente impedancia acústica que el medio original, pero que además tenga un **tamaño superior a su longitud de onda** (λ). Si es un objeto menor que su longitud de onda, la onda no se puede reflejar. En esta situación, parte de la energía de la onda incidente se disipa como nuevas ondas de menor amplitud y longitud de onda, lo que se conoce como “dispersión”.

Como ejemplo práctico, esta es la razón por la que, si gritamos frente a una pared de roca en la montaña oímos el eco, pero si gritamos frente a un camión no hay eco, porque el camión, por muy grande que sea, es más pequeño que la longitud de onda de nuestros gritos. Y este también es el motivo por el que los ecógrafos usan ultrasonidos (sonidos con mayor frecuencia que el rango humano de audición) y no sonido audible, porque necesitamos sonidos con longitudes de onda muy pequeñas para que se reflejen en las cosas que buscamos en el interior del cuerpo humano. En ecografía, la resolución espacial es mayor cuanto mayor es la frecuencia, porque así la longitud de onda es menor.

Reflexión



Dispersión



El transductor piezoeléctrico

La generación y detección de ultrasonidos es posible gracias a los **transductores piezoeléctricos**, dispositivos capaces de convertir energía eléctrica en mecánica y viceversa. Esta doble conversión es fundamental tanto para la emisión como para la recepción de las ondas de ultrasonidos.

El fundamento físico de estos transductores es el **efecto piezoeléctrico**, del griego *piezo* (πιέζω), que significa “apretar”. Fue descrito en 1880 por los hermanos Curie, que observaron que ciertos cristales generan una diferencia de potencial eléctrico cuando son sometidos a una deformación mecánica. Estos materiales presentan también el **efecto inverso**, por el cual se deforman y vibran al ser expuestos a una corriente eléctrica alterna.

La piezoelectricidad permitió, por un lado, generar ultrasonidos, y por otro, registrar vibraciones de alta frecuencia fuera del rango de audición, midiendo la corriente eléctrica generada por los cristales piezoeléctricos sometidos a ellas. El SONAR primero y la ecografía después, fueron posibles gracias a este fenómeno físico.



Jacques Curie
(1855-1941)

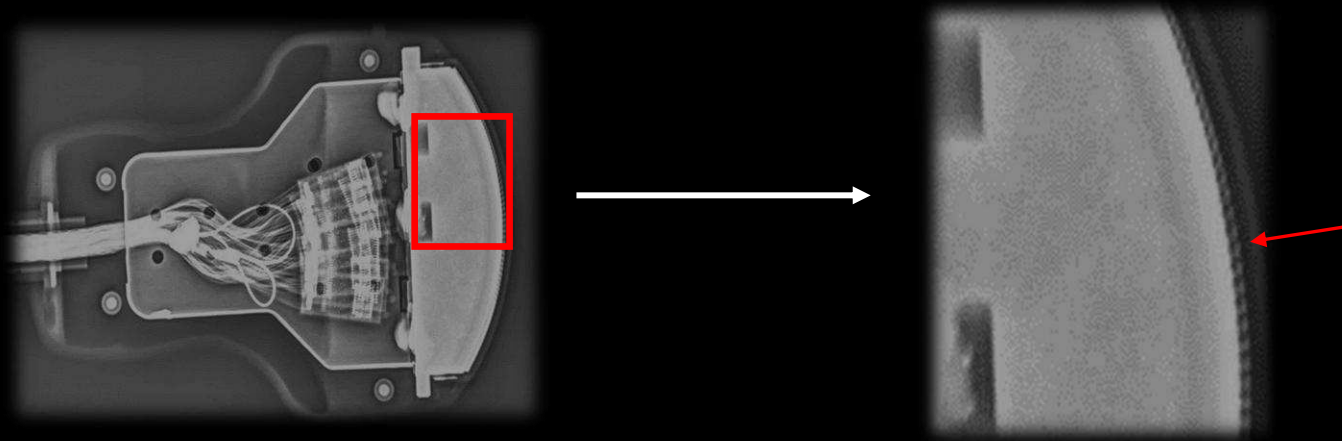
Pierre Curie
(1859-1906)

**SUPER
CURIE
BROS.**

El transductor piezoeléctrico

En un ecógrafo se aplica una corriente eléctrica alterna a un transductor piezoeléctrico para hacerlo vibrar. La sonda está formada por muchos cristales piezoeléctricos puestos uno al lado de otro. La máxima eficiencia en la producción del ultrasonido se obtiene utilizando cristales con un espesor que sea la mitad de la longitud de onda deseada. Cuando los ultrasonidos reflejados por las estructuras en el interior del cuerpo humano alcanzan el transductor, éste produce pequeñas corrientes eléctricas. En función del tiempo que ha tardado en recibir la onda de eco, como el sonido en un medio se propaga a velocidad constante, se puede conocer la distancia que hay desde la sonda al objeto que lo ha reflejado, y esto se representa en una pantalla.

En la ecografía en **modo B**, con el fin de conseguir una imagen más parecida a la anatómica, en lugar de ondas en un osciloscopio se representa la amplitud de las ondas eléctricas generadas en el transductor con mayor o menor intensidad luminosa según su magnitud (la “B” viene de “brillo”).



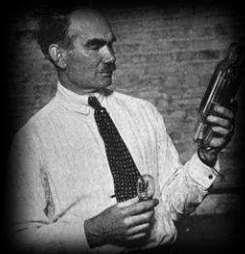
Detalle de una radiografía de una sonda de ecografía, donde se ven los pequeños cristales piezoeléctricos (flecha roja) distribuidos por su superficie.

Como los ultrasonidos se propagan en línea recta, así se obtienen todas las líneas de la imagen que se muestra en la pantalla a la vez.

La ecografía en modo B: GANANCIA



Los ecos que recibe el aparato son muy débiles, y para poder ser representados en la pantalla, hay que aumentar la amplitud de las ondas eléctricas generadas, sin modificar el resto de sus características. Esto se llama **AMPLIFICAR** la onda, y es lo mismo que se hace en las radios, televisores, reproductores HiFi y amplificadores de guitarra eléctrica. Actualmente se hace con transistores, aunque inicialmente se empleaban válvulas de vacío (concretamente “tríodos”, inventados por Lee De Forest en 1906). El control de **GANANCIA** del ecógrafo lo que ajusta es si amplificamos mucho o poco esta onda de eco recibida, así en pantalla veremos los objetos más o menos brillantes.



Lee De Forest
(1873-1961)



Control de ganancia de un ecógrafo



La misma imagen de un riñón, con menor (izquierda) y mayor (derecha) ganancia. Las flechas señalan el porcentaje utilizado de la máxima ganancia posible en el equipo (G).

La ecografía en modo B: RANGO DINÁMICO

El “**RANGO DINÁMICO**” (DR, por *Dynamic Range*) es un control que ajusta la cantidad de amplitudes de onda diferentes (“ecogenicidades”) que se representan en la imagen de la pantalla, entre los ecos más fuerte y más débil que detecta el transductor. Las imágenes con DR alto muestran una amplia paleta de grises, mientras que las que tienen DR bajo, muestran imágenes muy contrastadas en las que todo tiende a ser “o blanco o negro”. Casi todos los ecógrafos tienen control de DR, y simplemente ajustarlo adecuadamente, nos facilita hacer un diagnóstico correcto (ver figuras).



Para diferenciar las pirámides de Malpigio de lesiones quísticas en este riñón de un niño, hay que utilizar un DR alto



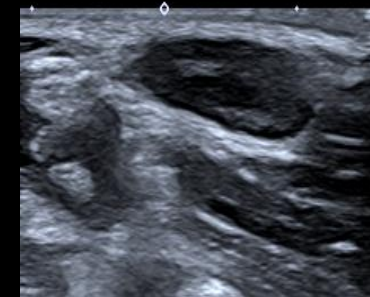
El endometrio de esta niña con sospecha de pubertad precoz se ve y se mide mejor con un DR bajo



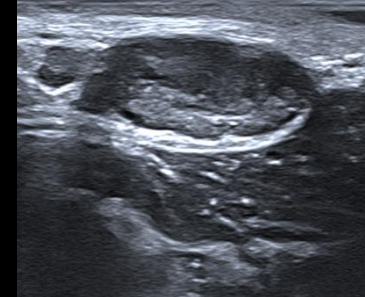
Control de rango dinámico de un ecógrafo

La ecografía en modo B: FRECUENCIA

Como hemos visto antes, para que un ultrasonido pueda reflejarse, tiene que encontrarse con un objeto con diferente impedancia acústica que el medio original, pero que además tenga un tamaño superior a su longitud de onda. Con ecografía, por tanto, **es imposible ver objetos menores que la longitud de onda que estamos utilizando**. Como la longitud de onda es inversamente proporcional a la frecuencia, cuanto mayor sea la frecuencia, menor será la longitud de onda, y mayor resolución espacial obtendremos en la imagen.



12 MHz



21 MHz

Imágenes del mismo ganglio linfático con 12 MHz y 21 MHz

>frecuencia = >resolución

Pero aumentar la frecuencia tiene un peaje, que es la **atenuación**. Cuando el sonido avanza por un medio, va perdiendo energía mecánica (y por tanto amplitud), que se transforma en otras formas de energía, como calor. Este fenómeno se conoce como “**ATENUACIÓN**”. La atenuación de la onda sonora depende del medio de propagación, y **aumenta proporcionalmente al aumentar la frecuencia**, así que, si usamos frecuencias muy altas, el ultrasonido no alcanzará mucha profundidad.



Atenuación de una onda

$$\text{Atenuación (dB/cm)} \propto f \text{ (Hz)}$$

(la atenuación es directamente proporcional a la frecuencia)



El impacto de la frecuencia en la atenuación del sonido, es la razón por la que cuando un vecino tiene la música alta, solo oímos los graves

La ecografía en modo B: FRECUENCIA

Para utilizar la frecuencia óptima, lo primero es elegir la sonda adecuada. Si queremos estudiar estructuras superficiales con mucha resolución utilizaremos sondas con frecuencia muy alta, pero si es necesario valorar áreas a más profundidad, será necesario utilizar sondas con frecuencia más baja, aún a costa de perder resolución.



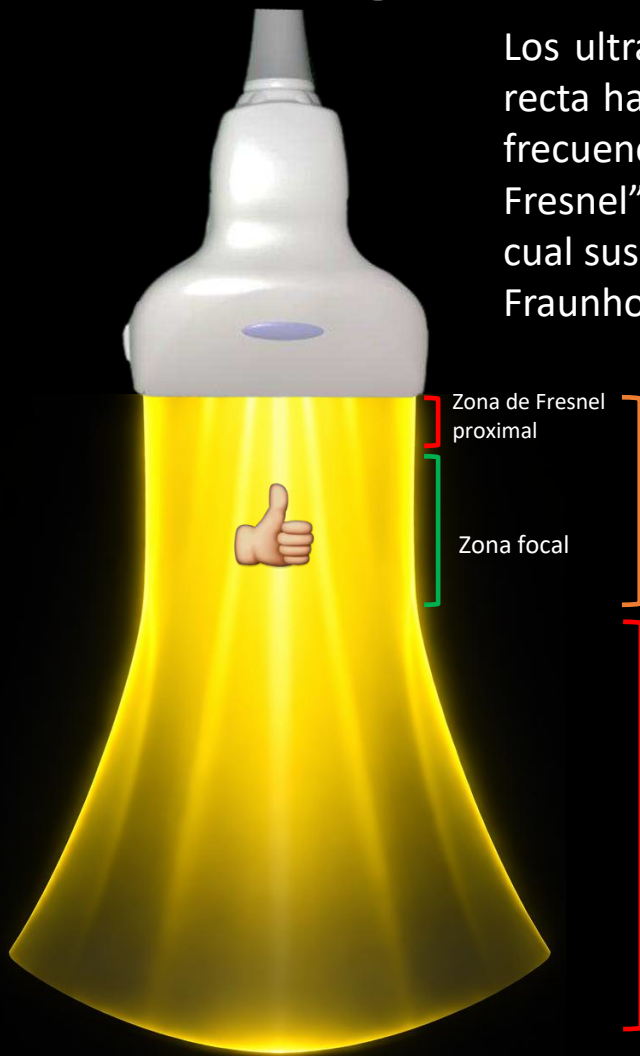
Sondas de ecografía de uso común, con diferentes formatos y frecuencias

Casi todos los ecógrafos permiten modificar algo la frecuencia de la sonda (dentro de unos límites), modificando la frecuencia de la corriente eléctrica alterna que alimenta los cristales piezoeléctricos. Podemos así hacer un ajuste fino, dependiendo de si lo que estudiamos es más superficial (usar frecuencia alta) o más profundo (baja).



Control de frecuencia de un ecógrafo. En la imagen están seleccionados 7,2 MHz

La ecografía en modo B: ZONAS DE FRESNEL Y FRAUNHOFER



Los ultrasonidos generados por la sonda progresan por el cuerpo del paciente en línea recta hasta una determinada profundidad, que depende del tamaño de la sonda y de la frecuencia utilizada. El nombre técnico de esa zona próxima a la sonda es “zona de Fresnel”. A mayor profundidad, los ultrasonidos llegan ya con muy poca amplitud, con lo cual sus ecos son muy débiles, y además empiezan a divergir. Esta zona se llama “zona de Fraunhofer”.

Aunque lo intuitivo es pensar que mejor imagen vamos a obtener cuanto más cerca esté del transductor el área a estudiar, porque la intensidad del ultrasonido será máxima ahí, esto no es así.

En la franja de la imagen más cercana al transductor, o “zona de Fresnel proximal”, la calidad de imagen no es buena, por las interferencias entre las ondas acústicas de gran intensidad.

Las mejores imágenes las vamos a obtener cuando exploramos entre las zonas de Fresnel proximal y de Fraunhofer, lo que también se conoce como “zona focal”.



Augustin Fresnel (1788-1827)

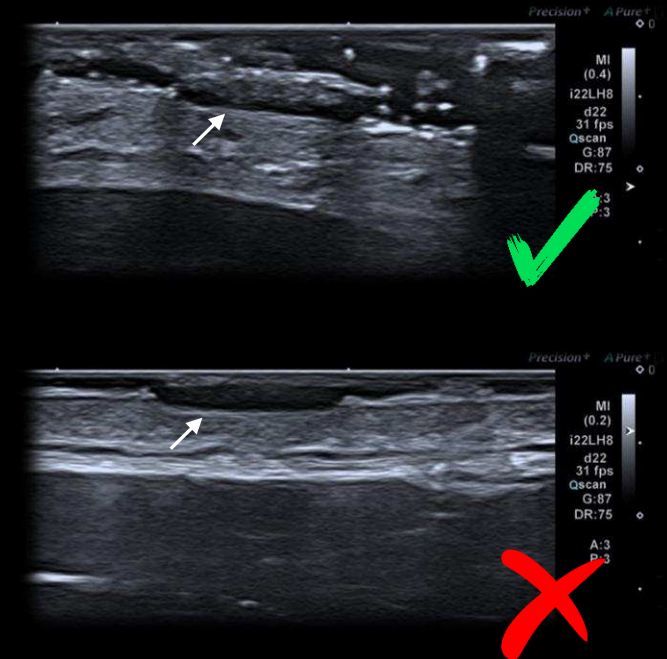


Joseph von Fraunhofer (1787-1826)

Fresnel y Fraunhofer trabajaron con luz, no con ultrasonidos, pero las teorías de Fresnel sobre las interferencias de las ondas y las de Fraunhofer sobre su difracción, son la base física que explica cómo se comporta el haz ultrasónico en el campo cercano (Fresnel) y en el campo lejano (Fraunhofer). Los dos murieron a los 39 años, y los dos de tuberculosis.

La ecografía en modo B: ZONAS DE FRESNEL Y FRAUNHOFER

Cuando queremos estudiar una lesión cutánea o muy superficial, hay que “sacarla” de la zona de Fresnel proximal para verla bien. La forma más simple de hacerlo es usar una capa gruesa de gel, que la aleje del transductor.



Nevus superficial (flechas). Se ve mejor alejándolo del transductor interponiendo gel, para evitar la zona de Fresnel proximal

La ecografía en modo B: FOCO

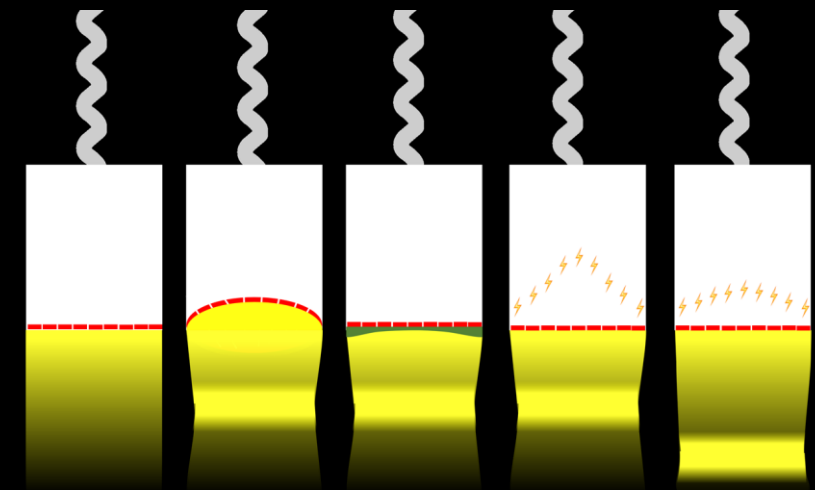
Para que la intensidad del ultrasonido, y por tanto la de su eco, sea mayor en la zona focal, compensando la atenuación, hay varias soluciones técnicas. La primera que se descubrió fue que, si cambiamos el frente de onda utilizando un transductor de superficie cóncava, la intensidad del sonido aumenta a una determinada profundidad (que depende de la curvatura que le hayamos dado). Como es complicado fabricar y usar transductores así, se usan láminas de silicona como “lentes acústicas”, que transmiten el sonido más rápido que el cuerpo humano, y así se consigue que el frente de onda sea igual que con un transductor cóncavo, pero simplificando su construcción. Todas las sondas llevan una lente acústica, para “enfocar” el ultrasonido a la profundidad que el fabricante supone que nos va a interesar.

Para hacer un ajuste más fino del enfoque acústico de fábrica, se puede modificar el frente de onda alterando la secuencia de activación de los cristales piezoeléctricos, y así conseguir que la insonación sea máxima a la profundidad que nos interese. De esta forma obtendremos una imagen mejor.

La franja focal de la imagen es más estrecha cuanto más alta es la frecuencia utilizada, por eso el uso del control de foco es más crítico cuando se utilizan sondas de frecuencia alta o muy alta.



Control del foco acústico dinámico

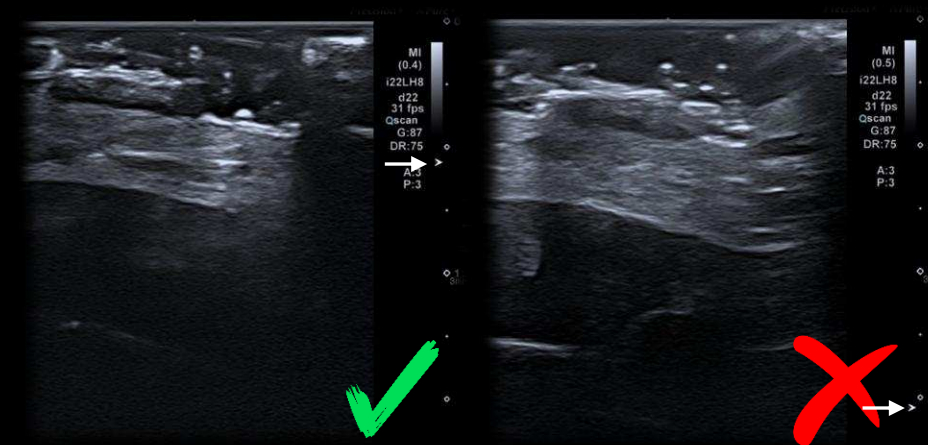


Transductor básico

Transductor cóncavo (la franja más brillante es el área focal)

Transductor con lente acústica (en verde)

Dos ajustes diferentes del foco dinámico modificando la secuencia de activación de los cristales piezoeléctricos (los rectángulos rojos en los esquemas)



Nevus con un ajuste adecuado y deficiente del foco (flechas). Los bordes de la lesión se definen peor en la imagen de la derecha.

CONCLUSIONES

Conocer los fundamentos de la física y tecnología detrás del funcionamiento de los ecógrafos, nos permite ajustar el aparato con criterio a la hora de obtener la imagen óptima en cada situación.

De esta manera podemos maximizar el rendimiento de la ecografía y evitamos tener que recurrir a técnicas más caras e invasivas, además de liberarnos de estar limitados a los “presets” del aparato, que pueden no ser adecuados en algunos casos.

Aparte de la **ganancia** general, ajustar el **rango dinámico**, la **frecuencia** y el **foco**, ayuda a que nuestro trabajo sea más fácil, al obtener mejores imágenes que aumentan nuestra precisión diagnóstica.



Para saber más:

Berg, RE. Acoustics. *Encyclopedia Britannica*. <https://www.britannica.com/science/acoustics>

Brosed Serreta A, Millán Armengol A. P. *Fundamentos de Física Médica. Volumen 9. Radiaciones no ionizantes I. Ultrasonidos. Bases físicas, equipos y control de calidad*. Sociedad Española de Física Médica. ADI Ediciones, 2018

Burbano de Ercilla S, Gracia Muñoz C, Burbano García E. *Física general*. 32ª edición. Editorial Tébar; 2003

Hendee WR, Ritenour ER. *Medical Imaging Physics*. 4th ed. Wiley-Liss; 2002

Merritt CRB. Physics of Ultrasound. En: Rumack CM, Levine D, eds. *Diagnostic Ultrasound*. 5th edition. Elsevier; 2018. p 1-33

Artículos sobre el desarrollo de la ecografía:

https://informacion-ofthalmologica.com/wp-content/uploads/2024/07/IO-2024_03-PAG-36-38.pdf

<https://informacion-ofthalmologica.com/el-desarrollo-de-la-ecografia-parte-2-de-la-segunda-guerra-mundial-a-nuestros-dias/>

Vídeos sobre el desarrollo de la ecografía:

<https://youtube.com/playlist?list=PL7LmEfXysvTG5CKthyhW9KV1qRO2aYjm0&si=7petEN26JttuJCNy>