

Impedanciometría: Aspecto Físico

A. Lara Sáenz

Dr. Ing. ICAI
Prof. Inv. CSIC, Inst. de Acústica

Introducción

La medida de la impedancia del oído constituye hoy día una importante técnica de diagnóstico en otología (Ref. 1).

En ella distinguimos tres aspectos: El Físico, el Anatómo-Fisiológico y el Clínico.

En el aspecto Físico interviene el análisis del oído como receptor y transmisor de energía acústica. La impedancia caracteriza el comportamiento dinámico del sistema anatómo-fisiológico que será aplicado para su utilización clínica.

Concepto de Impedancia

El término Impedancia, reconocido universalmente con la letra mayúscula Z, tiene su origen en el campo de la Electrotecnia. Fue introducido por el físico inglés Oliver Heaviside en 1860 para describir la relación entre la tensión (V) y la intensidad (I) en un circuito eléctrico conteniendo resistencia (R) y autoinducción (L) (Fig. 1.a).

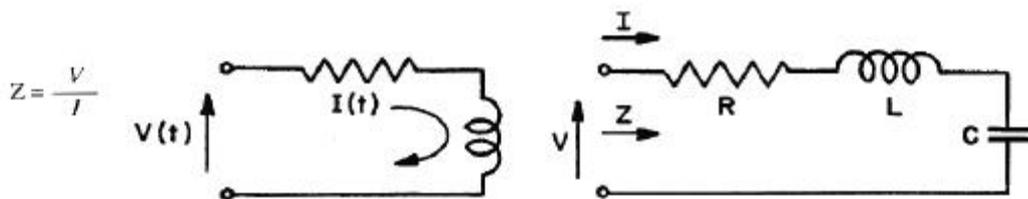


Fig. 1.a

Fig. 1.b

Pronto fue extendida a circuitos incluyendo capacidad (C). (Fig. 1.b).

Tanto la tensión como la intensidad son funciones variables del tiempo, el caso más simple es el de la llamada "corriente alterna" con una periodicidad de 50 Hz.

En esencia, la Impedancia fue una extensión a circuitos de corriente alterna de la simplista y conocida Ley de Ohm en circuitos de corriente continua.

$$R = \frac{V}{I}$$

Considerando el circuito eléctrico como un sistema pasivo excitado por una tensión V , la Impedancia es una medida de la corriente I ó respuesta del circuito.

Esto generalizado a sistemas en otros campos, como el mecánico y en particular el acústico, permite conocer la respuesta (r) a una determinada excitación (e).

$$Z = \frac{e}{r}$$

Conocida la Impedancia Y , y, por tanto, la respuesta se deduce directamente la potencia "absorbida" por el sistema $w = e \cdot r$; y como $r = e / Z$ se tiene la potencia en términos de la excitación y de la Impedancia del sistema $w = e^2 / Z$

En el campo eléctrico $w = \frac{v^2}{Z}$

Para aplicar el concepto de impedancia al campo acústico, se hace uso de las analogías Electro-Acústicas que permiten aplicar al campo acústico (mecánico) los avances en la teoría de circuitos eléctricos.

Analogías electroacústicas

La equivalencia entre distintos campos de la Física se basa en la analogía entre las ecuaciones que expresan las leyes físicas que rigen la relación entre excitación y respuesta en los distintos componentes en uno y otro campo.

El cuadro siguiente resume las equivalencias en los campos Electro-Mecánico y Acústico, tanto para las excitaciones y respuestas, como para los componentes de los sistemas respectivos.

Sistema	Excitación	Respuesta	Componentes			Impedancia
Eléctrico	Tensión V	Intensidad I	Resistencia R_e	Autoinducción L	Capacidad C_e	$Z_e = V / I$
Mecánico	Fuerza F	Velocidad u	Fricción R_m	Masa M	Elasticidad C_m	$Z_m = F / u$
Acústico	Presión $p = F / S$	Vel. Volumen $Q = u \cdot s$	Resistencia $R_A = R_m / s^2$	Inertancia $M_A = M / s^2$	Compliancia $C_A = C_m \cdot s^2$	$Z_A = P / Q$

En efecto, las leyes que rigen la relación entre V e I con R , L y C en el campo eléctrico, tienen la misma expresión matemática que las que relacionan F y u con R_m , M y C_m en mecánica. Las ecuaciones acústicas son las Mecánicas aplicadas a superficies en lugar de ser puntuales. Así, la presión acústica es la fuerza mecánica que ejerce la onda de presión sobre la superficie considerada; $p = F/S$.

En Electrotecnia, la relación entre la autoinducción L , y V e I , viene dada por la Ley de Faraday,

$$V = L \cdot \frac{dI}{dt}$$

Análogamente, la segunda Ley de Newton en mecánica relaciona M con F y u ; $F = M \cdot \frac{du}{dt}$ expresiones que validan las equivalencias V con F e I con u .

Por otra parte, la relación electrotécnica entre la tensión V y la carga del condensador $\int I \cdot dt$; $V = I / C \int I \cdot dt$; equivale en Mecánica a la relación entre la fuerza F y el desplazamiento $x = \int u \cdot dt$ es $F = x / C_m = 1 / C_m \int u \cdot dt$; expresiones que igualmente validan las equivalencias I con u y C con C_m .

Finalmente, las equivalencias entre las resistencias son directas. La Ley de Ohm establece $V = R \cdot I$ que en mecánica sería $F = R_m \cdot u$, lo cual es aplicable a todas las resistencias de tipo fricción incluida la viscosa, propia de fluidos como el aire.

Una vez confirmado el cuadro de equivalencias, procede obtener la impedancia de un sistema con elementos en serie, es decir, recorridos por la misma respuesta.

La excitación periódica senoidal es básica en los diferentes campos de la física y, en particular, en acústica, ya que por un lado cualquier forma de onda es descomponible en funciones senoidales (Transformación de Fourier) lo que en acústica adquiere relevancia fundamental, ya que el oído interno descompone las señales complejas en tonos senoidales que codificados son transmitidos y decodificados a nivel cerebral donde se percibe la imagen sonora.

Para funciones senoidales expresables de la forma: $\Phi = R_e \cdot \Phi_0 \cdot e^{j\omega t}$; (Re = parte real).

$$j = \sqrt{-1}$$

La variación temporal de Φ es $d\Phi/dt = j\omega\Phi$ es y la integración $\int \Phi \cdot dt = \Phi / j\omega = -j \Phi/\omega$

En el circuito eléctrico, la relación a la entrada entre V e I (Fig. 1.b), impedancia del circuito, será la suma de las impedancias de los componentes. Y por tanto,

$$Z_e = \frac{V}{I} = R_e + j \cdot \left(\omega \cdot L - \frac{1}{\omega \cdot C_e} \right) = R_e + j \cdot X_e$$

Para el sistema mecánico equivalente, la impedancia mecánica es por analogía,

$$Z_m = \frac{F}{u} = R_m + j \cdot \left(\omega \cdot M - \frac{1}{\omega \cdot C_m} \right) = R_m + j \cdot X_m$$

y para el sistema acústico,

$$Z_A = \frac{P}{Q} = \frac{F}{s^2 \cdot u} = \frac{Z_m}{s^2} = R_A + j \cdot \left(\omega \cdot M - \frac{1}{\omega \cdot C_A} \right) = R_A + j \cdot X_A$$

en que:

$$R_A = \frac{R_m}{s^2} \quad \text{es la resistencia acústica.}$$

$$M_A = \frac{M}{s^2} \quad \text{es la inercia acústica.}$$

$$C_A = C_m \cdot s^2 \quad \text{es la compliancia acústica.}$$

Las unidades respectivas de las impedancias son:

$$Z_e = \frac{V}{I} = \frac{\text{Voltio}}{\text{Amperio}} = \text{Ohmio}$$

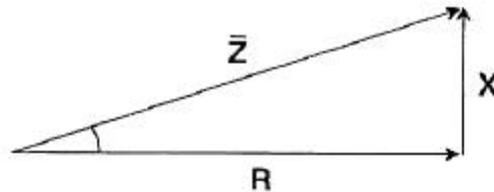
$$Z_m = \frac{F}{u} = \frac{\text{Newton}}{\text{m / seg}} = \text{Ohmio Mecánico}$$

$$Z_A = \frac{P}{Q} = \frac{F}{s^2 \cdot u} = \frac{\text{Newton} \cdot \text{seg}}{\text{m}^2} = \text{Ohmio Acústico ó Rayl / m}^2$$

en que

$$\text{Rayl} = \frac{\text{Newton} \cdot \text{seg}}{\text{m}^3} \quad \text{en honor de Lord Rayleigh.}$$

La impedancia es pues un número complejo con parte real o activa R y parte imaginaria X ó reactiva, que representada en el plano complejo es un vector.



El sentido de activa y reactiva, obedece a que R es la que consume la energía aplicada mientras que X la acumula, manteniendo un intercambio entre las energías cinética y potencial que tiene lugar en todo momento entre los elementos, inerciales y elásticos, manteniendo una oscilación a la frecuencia ω .

Esta energía envuelta en el intercambio es función de la frecuencia de la excitación.

Para una determinada frecuencia de excitación, la componente inercial se anula con la potencial, es decir, cuando $\omega_b \cdot L = 1 / C \cdot \omega$ la reactancia X es nula, y la impedancia se reduce a su mínimo valor: la componente real R.

La frecuencia es la de Resonancia del sistema $\omega_b = 1 / \sqrt{L \cdot C}$ que es una característica propia, de modo que si la excitación se hace a la frecuencia 0 de resonancia propia del sistema, este presenta su mínima impedancia y, por tanto, la respuesta es máxima.

El término Resonancia es de origen acústico en el sentido de que si un sistema acústico es excitado con una onda sonora a la frecuencia propia, el término se refuerza en el sistema, ¡Resuenal!

Cálculo y medida de la impedancia del oído

La impedancia de un sistema acústico se puede calcular a partir del conocimiento de las componentes del circuito acústico R_A , M_A y C_A o bien directamente aplicando una presión acústica controlada a la superficie de entrada y midiendo la velocidad de volumen en ellos (Ref. 2).

La anatomía del oído a partir del tímpano es muy compleja, y la medida de las componentes acústicas in vivo muy difícil o impracticable, por lo que la técnica de impedanciometría o medida de la impedancia acústica que presenta el oído, se hace a nivel clínico por comparación con aparatos que incorporan dispositivos que presenten una impedancia acústica ajustable.

La figura 2 representa, en el plano complejo, valores medios de un conjunto de medidas de R_A y X_A realizadas por diferentes autores (Ref. 3). En ella se aprecia un valor prácticamente constante de R_A con la frecuencia, y como X_A , varía desde valores muy negativos hasta anularse a la frecuencia de resonancia.

Esto indica que a frecuencias bajas, domina la componente negativa de la reactancia X_A , es decir, la impedancia debida a la compliancia C_A del oído medio, compliancia que está formada por la elasticidad del volumen de aire encerrado en la cavidad más la combinación de las elasticidades del sistema oscilar.

Circuito acústico equivalente del oído medio

El esquema de bloques siguiente representa el circuito equivalente del mecanismo del oído medio con las distintas impedancias, agrupando componentes recorridos por la misma Q (Ref. 4).

Cada una de estas impedancias contienen distintos valores de R_A , M_A y C_A .

Diferentes autores han calculado separadamente estas impedancias simplificando el circuito, por ejemplo, en el caso quirúrgico de desaparición del Yunque, el circuito se reduce a las impedancias Z_1 y Z_2 en paralelo con Z_3 .

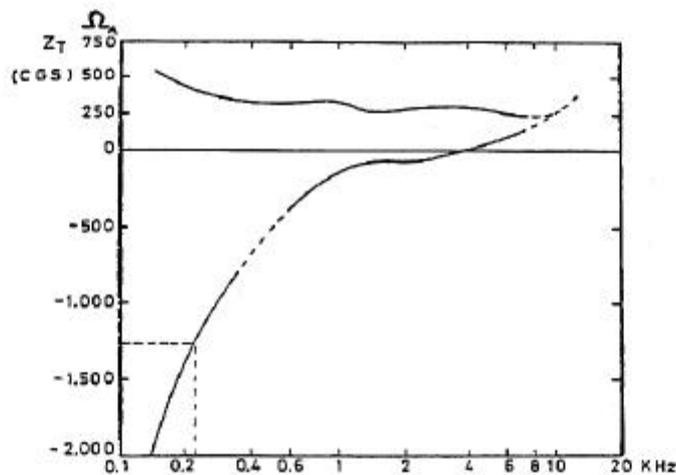


Figura 2

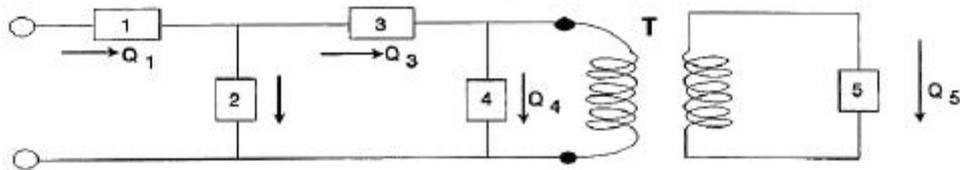


Figura 3

- Z_1 - Cavidades del oído medio.
- Z_2 - Parte del tímpano que no es solidaria con el movimiento de la cadena oscilar.
- Z_3 - Tímpano y martillo.
- Z_4 - Pérdidas en la unión Yunque-Estribo.
- T - Transformador de acoplamiento.
- Z_5 - Oído interno más la compliancia de la ventana oval y la inercia del estribo.

En el caso de otosclerosis, el estribo se inmoviliza en la ventana oval, desconectando la coclea. Esto equivale a desconectar el primario del transformador de acoplamiento T.

Impedancímetros

En el diagnóstico otológico, es la compliancia lo que de algún modo refleja el estado vibracional del sistema oscilar, lo que simplifica la medida de la impedancia a una o dos frecuencias en el margen anterior a la resonancia, en el que, verdaderamente, domina la componente de la impedancia debido a la compliancia, y por tanto, se puede aproximar:

$$Z_A \cong R_A - j \cdot \frac{1}{\omega \cdot C_A}$$

expresión que geométricamente se aproxima por una recta horizontal y una rama de hipérbola equilátera con los ejes reales e imaginarios como asíntotas. Incidentalmente, a veces se usa el término Admitancia, inversa de la Impedancia.

$$Y_A = \frac{1}{Z_A}$$

Los aparatos que miden la impedancia del oído, dan los valores de la impedancia timpánica en centímetros cúbicos y no en Rayls/m² (Ref. 5), es decir, dan directamente el valor de C_A deducido de la relación:

$$X_A = \frac{1}{\omega \cdot C_A} \therefore C_A = \frac{1}{\omega \cdot X_A}$$

En efecto, la Compliancia de un volumen lleno de aire es $C = \Delta V / \Delta P$, es decir, la variación de volumen por variación unitaria de presión que en función del módulo de rigidez de volumen del aire

$$B = \frac{\Delta P}{\Delta V / V}$$

da

$$C = \frac{V}{B}$$

y, por tanto, el volumen equivalente a C: $V = C_A \cdot B$; $B = \gamma P_0 \cong 1,41 \times 10^5 \text{ N/m}^2$.

En la gráfica de la figura para la frecuencia de 220 Hz:

$$Z_A \cong 1.300 \Omega_A (CGS) \frac{\text{dinas} \cdot \text{seg}}{\text{cm}^5} \cong \frac{1.300 \times 10^{-5}}{10^{-10}} = \frac{\text{N} \cdot \text{seg}}{\text{m}^5} = 1.300 \times 10^5 \Omega_A \text{ MKS}$$

$$X_A = 1.3 \times 10^8 \quad C_A = \frac{1}{1.3 \times 10^8 \cdot 2\pi \cdot 220} = \frac{V}{1,41 \cdot 10^5} \therefore V = \frac{1}{1.3 \cdot 2\pi \cdot 2,2 \cdot 10^{10}} \text{ m}^3 = 0,78 \text{ cm}^3$$

(220 Hz)

Volumen aproximadamente equivalente a la compliancia media del oído humano.

La medida directa de la impedancia acústica del oído fue utilizada clínicamente por Metz (1946) basándose en el puente acústico de Schuster (1934) (Ref.6), en el que se comparaba la impedancia del oído con la presentada por un tubo de longitud variable al que incidía la onda acústica a través de un fieltro perforado (Fig. 4).

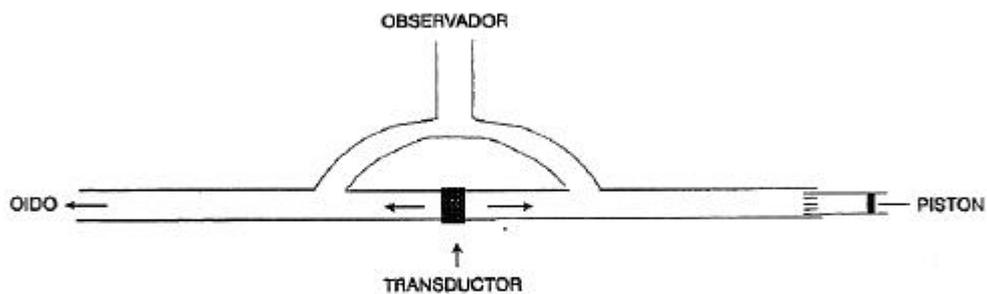


Figura 4

El fieltro presentaba una resistencia acústica R_A fija (CGS) y el tubo, un volumen variable hasta igualar su compliancia a C_A, en cuyo caso se anulan las señales acústicas reflejadas por el oído y la impedancia física y el observador deja de percibir señal.

Este puente (del orden de 1m de longitud) fue perfeccionado por Zwislocki (1957) sustituyendolo por una jeringuilla metálica de unos 20 cm, con la ventaja de variar independientemente R_A y C_A. Este puente intro-

duce otro perfeccionamiento y es compensar con un volumen variable la columna de aire entre el tubo de prueba y el tímpano, obteniendo así valores absolutos de R_A y C_A .

Impedancímetros: puente electroacústico

La firma MADSEN, comercializó la versión electrónica del puente acústico, realizado por Terkilsen y Nielsen en 1959 (Ref. 7).

El puente electroacústico es también un instrumento de ajuste a cero en el que un generador electrónico aplica una frecuencia fija de 220 Hz (ó 660 Hz) a través de un auricular al conducto auditivo, y un micrófono sonda recoge la señal acústica reflejada por el tímpano, que se equilibra con la señal aplicada variando la amplitud y fase en el generador, hasta indicación nula en un voltímetro.

Con esta medida se obtiene la Compliancia C_e de entrada del canal auditivo. A baja frecuencia, la longitud de onda es mucho mayor que la del canal auditivo, por lo que la presión acústica de la onda es prácticamente la misma en la entrada del canal que en el tímpano. Se puede pues considerar que ambas compliancias (la del canal C_c y la timpánica C_T) están en paralelo, según el circuito equivalente de la figura 5.

La C_e medida, es la compliancia resultante de C_c y C_T . Para conocer la compliancia a nivel del tímpano C_T es necesario hacer otra medida indirecta que de el valor de la compliancia del canal. Esto se logra aplicando una presión estática externa del orden de 200 mm de columna de agua, con lo que prácticamente se inmoviliza el tímpano y midiendo entonces la compliancia del conducto C_c ; obteniendo por diferencia C_T .

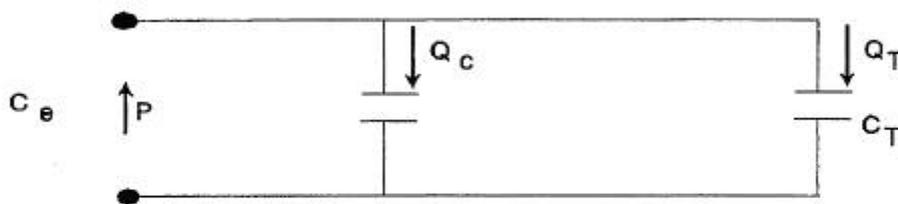


Figura 5

$$C_T = C_e - C_c \text{ o en volúmenes equivalentes}$$

$$V_T = V_e - V_c$$

Reflejo estaoeidal

Los impedancímetros tienen la posibilidad de detectar la acción refleja del músculo estapeidal por la rigidez que introduce su activación en la cadena oscicular, disminuyendo bruscamente la compliancia C_A al alcanzar la señal el nivel de disparo (80-90 dB) con el consiguiente aumento de la impedancia.

Timpanometría

Otra aplicación de la medida de la impedancia es la obtención de la curva que da la variación de la impedancia, es decir, de la compliancia timpánica con la diferencia de presión estática aplicada a ambas caras del tímpano.

Para ello, los impedancímetros disponen de un tubo auxiliar que puede aplicar presiones del orden de 200 mm c.d.a. en el conducto externo.

El timpanograma de la figura 6, tiene tres puntos de referencia: el de mayor compliancia, correspondiente a la mayor flacidez del tímpano por igualación de las presiones estáticas en ambas caras; y los otros dos puntos correspondientes a la mayor rigidez timpánica producida por las máximas presiones positivas y negativas.

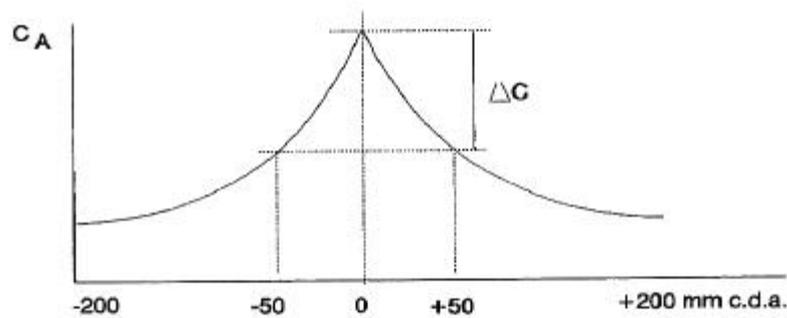


Figura 6

La caída ΔC a 50 mm de c.d.a. es una indicación de la curvatura.

Referencias

1. OLAIZOLA, F. et al.- Impedanciometría. Ponencia Oficial Acta Otorrinolaringología Española, Vol. 30. 1979.
2. BÉKÉSY, G.- Experiments in Hearing. Mc Graw-Hill, N.Y. 1960.
3. SHAW, E. A. G.- Transformation of Sound Pressure level from the free field to the eardrum. F. Ac. Soc. of Amer. 56, 1974.
4. ZWISLOCKI, J.- Analysis of the Middle-Ear function, Part 1: Input Impedance. Journal Ac. Soc. of Amer. Sept. 1962.
5. LARA SAENZ, A.- El oído medio como acoplador de impedancias; a. n. a. Rev. Audiología Protésica nº 25. Mayo 1987.
6. SCHUSTER, K.- Aine methode zum vergleich Akustischer Impedancer. Phys. Z. 35, 1934.
7. TERKILSEN, R y NIELSEN, J.- An Electroacoustic impedance measuring bridge for clinical use. Arch. Otolaryng. 72, 1960.