

## ARTÍCULO ESPECIAL

## Bases físicas del análisis de la impedancia bioeléctrica

M Casona Román\*, S Paul Torres, M Casanova Bellido

Cátedra de Pediatría. Departamento Materno-Infantil y Radiología. Facultad de Medicina. Universidad de Cádiz. Servicios de Pediatría del Hospital Universitario de Puerto Real y \*Hospital del SAS de la Línea (Cádiz).

## RESUMEN

La necesidad de un método portátil, barato, exacto y seguro para medir la composición corporal está bien establecido. El análisis de la impedancia bioeléctrica (BIA) tiene el potencial para cubrir parcialmente esta necesidad mediante la estimación del componente acuoso de la composición corporal. Todavía hay un número de preguntas sin resolver y limitaciones a las aplicaciones del BIA. Este artículo revisa brevemente la teoría del BIA y sus aplicaciones.

**Palabras clave:** Impedancia bioeléctrica, agua corporal, grasa corporal.

## PHYSICAL BASES OF THE BIOELECTRICAL IMPEDANCE ANALYSIS

## ABSTRACT

The need for a portable, inexpensive, accurate and safe method for measuring body composition is well established. Bioelectrical impedance analysis (BIA) has the potential to partially meet this need by estimating the water component of body composition. There are still a number of unresolved questions and limitations to the application of BIA however. This paper briefly reviews the theory of BIA and its limitations.

**Key words:** Bioelectrical impedance, body water, body fat.

## ANTECEDENTES HISTÓRICOS

El fenómeno eléctrico de los sistemas biológicos intrigó a los investigadores durante muchos años<sup>(1-4)</sup>. La pletismografía de impedancia se refiere a la medida de las variaciones en la cantidad de sangre que pasa a través de un órgano o extremidad, de acuerdo con los cambios en la impedancia eléctrica, a través de un segmento corporal. Nyboer en 1943<sup>(5)</sup> estudió la morfología de las ondas del pulso arterial y el flujo sanguíneo pulsátil a los órganos e intuyó, que las medidas de impedancia corporal total y los espacios corporales acuosos se correlacionaban. Hipotetizó que la impedancia (Z) a la conducción de una corriente eléctrica a través de tejidos biológicos, a un amperaje y frecuencia constantes, depende de la composición de dicho tejido, y estableció la posible utilidad

para medir agua corporal total (TBW). En 1959, este mismo autor desarrolló el prototipo de equipo portátil usado en la actualidad<sup>(6)</sup>.

Esta técnica se ha usado para medir cambios en el volumen ventricular cardíaco (impedancia cardiográfica) y para la detección de la venostasis resultante de tromboflebitis iliofemorales. Sin embargo, la aplicación del análisis de la impedancia bioeléctrica (BIA) para medir TBW se desarrolló desde los estudios de Thomasset<sup>(7)</sup>, que utilizó un sistema bipolar con agujas de acero insertadas subcutáneamente en el dorso de la mano izquierda y el pie derecho. Posteriormente, Hoffer y cols.<sup>(4,8)</sup> usaron un sistema tetrapolar con diferentes frecuencias y definieron una relación entre impedancia corporal total y TBW, demostrando que el índice Talla/Z era mejor predictor del TBW que el peso solo.

Lukaski y cols en 1985 validaron las primeras ecuaciones y establecieron el método general para el uso del BIA<sup>(9)</sup>.

## CONCEPTO DE ANÁLISIS DE IMPEDANCIA BIOELÉCTRICA

El BIA es un método para el estudio de la composición corporal que se basa en la naturaleza de la conducción de la corriente eléctrica a través de tejidos biológicos. Es rápido, portátil, no invasivo, barato y con poca dificultad técnica. También es seguro porque usa una frecuencia de 50 kHz que no son suficientes para estimular a los tejidos eléctricamente excitables, la corriente es imperceptible y no se han comunicado eventos desfavorables. Además, utiliza baterías de bajo voltaje, lo que previene ante la eventualidad de un shock eléctrico, pero no se ha evaluado su uso en portadores de marcapasos, porque incluso pequeñas corrientes pueden inducir respuestas incorrectas de éste<sup>(2,3,10)</sup>.

Este método mide la impedancia u oposición al flujo de una corriente eléctrica a través de los líqui-



Figura 1. Bases físicas de la impedancia bioeléctrica.

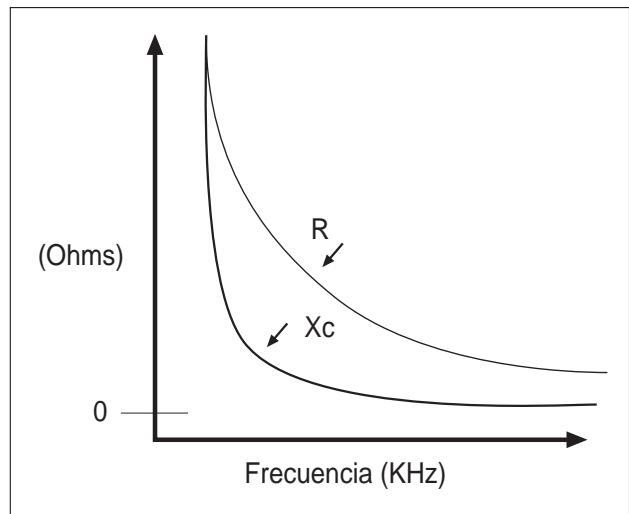


Figura 2. Relaciones conceptuales entre la frecuencia de señal aplicada y la Resistencia (R) y reactancia (X<sub>c</sub>) medias.

dos corporales contenidos fundamentalmente en los tejidos magro y graso. La impedancia es baja en el tejido magro, donde se encuentran principalmente los líquidos intracelulares y los electrolitos, y alta en el tejido graso, por lo que es proporcional al TBW. En la práctica, una pequeña corriente constante, típicamente de 800  $\mu$ A a una frecuencia fija, usualmente 50 kHz, se pasa entre los electrodos atravesando el cuerpo y la caída de voltaje entre los electrodos proporciona una medida de impedancia. Las ecuaciones de predicción, generadas previamente correlacionando las medidas de impedancia contra una estimación independiente del TBW, se usan posteriormente para convertir la impedancia medida en una estimación correspondiente del TBW. La masa corporal magra se calcula entonces desde esta estimación usando una fracción de hidratación supuesta para el tejido magro, y la masa grasa como la diferencia entre el peso corporal y la masa corporal magra. La impedancia de un tejido biológico comprende 2 componentes, la resistencia (R) y la reactancia (X<sub>c</sub>)<sup>(2,3,6,7,10,11)</sup>.

Aunque Hoffer y los investigadores siguientes reconocieron los problemas de asumir estas suposiciones creían, sin embargo, que el formato general podía ser útil para desarrollar una relación empírica entre impedancia, TBW y la masa no grasa (FFM). Además, la estimación del FFM a partir del TBW depende de otra suposición más, que el TBW es una fracción constante de FFM, usualmente muy cercana al 73%.

### PRINCIPIOS FÍSICOS

El principio en el que se basa el BIA es que la impedancia de un conductor geométrico isotrópico se relaciona con su longitud, configuración, área de sección y frecuencia de señal aplicada  $Z = \rho L/A$  (Figura 1).

Si multiplicamos y dividimos por el mismo término la ecuación no varía, así lo hacemos por L/L:

$$Z = \rho L/A * L/L^{(2)}$$

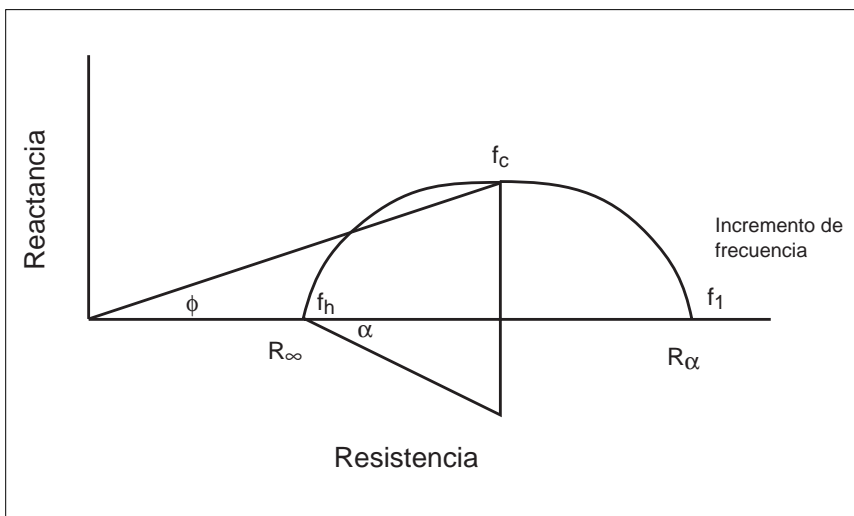
Como  $AL = V$  (cm<sup>3</sup>), podemos ajustar la ecuación y despejar V, así:

$$V = \rho L^2/Z^{(3)}$$

Por lo tanto, si usamos una frecuencia fija y medimos la longitud y la impedancia, podemos saber el valor de la variable desconocida, el volumen.

La medida del "volumen eléctrico" de un compartimento corporal así como el TBW o el FFM, se basa en el principio de que los tejidos biológicos actúan como conductores, semiconductores o dieléctricos (aislantes). La conducción eléctrica corporal es de tipo iónico, y se relaciona con el contenido iónico libre de diversas sales, bases y ácidos, su concentración y movilidad, y la temperatura del medio conductor<sup>(7,8,11)</sup>. Mientras que la masa magra contiene una gran cantidad de agua y electrolitos y es altamente conductiva, la grasa y el hueso son sustancias dieléctricas por lo que son malos conductores<sup>(10-12)</sup>. Dado que la corriente eléctrica sigue el camino de mínima resistencia, los compartimentos magros, como el agua extracelular y el músculo, predominan en la determinación de la impedancia corporal total<sup>(9,13-15)</sup>.

$$Z^2 = R^2 + X_c^2^{(4)}$$



**Figura 3.** Relaciones entre la Resistencia (R), Reactancia ( $X_c$ ) y el ángulo de fase ( $\phi$ ).

Los términos impedancia eléctrica y resistencia se usan indistintamente en la literatura, ya que el valor de la reactancia es muy bajo en el ser humano<sup>(12)</sup>, por ello la ecuación 3 a veces la encontramos como:

$$V = \rho L^2/R$$

Si  $\rho$  es constante vemos que  $L^2/R$  es directamente proporcional al volumen del compartimento magro, y por tanto una medida de él, y como éste se compone mayoritariamente de agua concluimos con que habría una fuerte correlación entre  $L^2/R$  y TBW<sup>(3,9,10,16)</sup>.

R es la oposición pura al paso de una corriente alterna y es función del área de sección, configuración, longitud del conductor y frecuencia de la corriente<sup>(17)</sup>.  $X_c$  es la oposición al paso de una corriente eléctrica causada por la capacitancia producida por la interfases entre tejidos y membranas celulares.

Por definición un condensador consiste en dos o más láminas conductoras separadas unas de otras por un material aislante, no conductor, usado para almacenar carga. En el cuerpo, las membranas celulares teóricamente actúan como condensadores, con una bicipa de proteínas polares y fosfolípidos separados por un núcleo de lípidos no conductores. La impedancia corporal total sería una combinación de R y  $X_c$  a través de tejidos biológicos.

Como vimos en la ecuación 1, la impedancia es función de L y A a una frecuencia fija, porque los valores de R y de  $X_c$  dependen de la frecuencia de señal de la corriente alterna. A altas frecuencias el sistema biológico es puramente resistivo y el componente reactivo de la impedancia se acerca a cero. Esto implica que se produzca una distribución uniforme de la corriente

que efectivamente cortocircuita la capacitancia de la membrana celular. A frecuencias bajas,  $X_c$  comienza a incrementarse en proporción a R (Figura 2)<sup>(2,13,18)</sup>.

La relación entre  $X_c$  y R de un circuito se puede expresar por la arco tangente, o ángulo de fase ( $\phi$ ), donde  $X_c$  se representa gráficamente en la ordenada, R en la abscisa y la resultante Z se define por la línea tangente. Así, los circuitos eléctricos de resistencia pura (alta frecuencia) tienen un ángulo de fase de  $0^\circ$  y los circuitos de reactancia pura (membranas celulares sin líquido) tienen un  $\phi=90^\circ$ . A las frecuencias usadas frecuentemente para evaluar la actividad fisiológica, la  $X_c$  es muy pequeña. El  $\phi$  medio para los individuos sanos se cree que es menor de  $15^\circ$ , lo que indica primariamente un sistema biológico resistivo (R)<sup>(13)</sup>.

De otra forma, podemos decir que la capacitancia, o almacenamiento de carga eléctrica por un condensador, es la causa de que la corriente se retrase con relación al voltaje, originándose un cambio de fase que se cuantifica geoméricamente, como se dijo antes.

La relación geométrica entre Z, R,  $X_c$ ,  $\phi$  y frecuencia de la corriente puede verse en la Figura 3. A frecuencias bajas ( $f_1$ ) el componente de capacidad del sistema es, a todos los efectos, un circuito abierto, de modo que la  $X_c$  es igual a cero y la impedancia determinada es meramente Resistencia ( $R_0$ ). Conforme la frecuencia aumenta,  $X_c$  lo hace en proporción a la resistencia, produciendo la apertura del ángulo de fase hasta alcanzar el máximo en una frecuencia crítica ( $f_c$ ) específica para el sistema. Por encima de ésta la  $X_c$  comienza a decrecer en proporción a la resistencia conforme

aumenta la frecuencia, y a frecuencias muy altas ( $f_h$ ) el componente de capacitividad es, en esencia, un cortocircuito de modo que la impedancia determinada es, nuevamente, a costa de la Resistencia ( $R_\infty$ )<sup>(2,13,19)</sup>.

## ANÁLISIS DE LOS PRINCIPIOS FÍSICOS

Como antes se ha expuesto, el paradigma que subyace en el método BIA asume que el cuerpo es un conductor isotrópico con un área de sección y longitud uniforme. Esto no es totalmente correcto:

### La forma geométrica

El cuerpo se parece más a 5 cilindros (2 brazos, 2 piernas y el tronco), excluyendo la cabeza. Dado que  $R$  es inversamente proporcional al área de sección, las extremidades (que tienen las menores áreas de sección) tendrán la mayor influencia en la medida de la  $R$  total. Inversamente, el tronco, que contiene aproximadamente el 50% de la masa corporal, contribuirá con menos del 5-12% a la  $R$  total<sup>(2,3,20,21)</sup>.

Además la forma corporal varía considerablemente entre individuos de la misma talla, en niños y adolescentes la geometría del conductor cambia durante el crecimiento, según aumenta el tamaño se modifica la forma. Así, durante estos períodos sería conveniente examinar las formas y proporciones. Por ejemplo, durante la infancia la longitud de las extremidades aumenta más rápidamente que la del tronco, así la relación altura sentado/altura total es mayor durante la lactancia y disminuye posteriormente<sup>(2,3,12,22)</sup>.

### Conducción isotrópica

Implica que la densidad de corriente se distribuye uniformemente a lo largo de los ejes en todas direcciones. Esto no ocurre en el cuerpo humano, debido a la inclusión de conductores dieléctricos dentro del cuerpo, como los pulmones o la grasa intramuscular, por lo que la conducción es anisotrópica o heterogénea a través de ciertos segmentos corporales<sup>(2,3)</sup>.

### La resistividad específica ( $\rho$ )

Describe la cantidad de resistencia al paso de la corriente por unidad de longitud de un conductor específico, ha sido, generalmente, omitido en los estudios BIA de composición corporal. Sin embargo, en conductores biológicos  $\rho$  no es constante y varía dependiendo de la microestructura del tejido, status de hidratación, concentración y tipo de los iones electrolíticos<sup>(20,23,24)</sup>. Desafortunadamente, los valores de

resistividad tisular no están bien establecidos y son difíciles de medir. Chumlea y cols<sup>(20)</sup> estimaron las resistividades específicas segmentarias en un grupo de adultos y niños reformulando la ecuación  $V=\rho L_2/Z$ . La  $\rho$  de un segmento o de todo el cuerpo sería la suma de las  $\rho$  de todos los tejidos en relación con la cantidad relativa de cada uno dentro de cada segmento o del cuerpo. Encontraron que la  $\rho$  segmentaria media del brazo y la pierna en hembras adultas y varones fueron un 22% y un 16% mayor que la de los niños respectivamente. Además, la  $\rho$  segmentaria media del tronco fue aproximadamente 2-3 veces mayor que la de los segmentos individuales. Fuller y Elia<sup>(21)</sup> también han demostrado que las resistividades segmentarias específicas de los obesos eran considerablemente mayores que la de los normales, y que se correlacionaban con el %BF derivado de los pliegues. En todos los casos  $\rho$  en las mujeres era mayor que en los hombres con diferencia estadísticamente significativa en el brazo, lo que se explica por la mayor cantidad de grasa corporal total, grasa subcutánea en las extremidades y de grasa en los tejidos individuales como el músculo de aquéllas.

A pesar de estas aparentes limitaciones, la pletismografía de impedancia es una de las técnicas más útiles para estudiar la composición corporal.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Barnet A. Electrical method for studying water metabolism and translocation in body segments. *Proc Soc Exp Biol Med* 1940; 44: 142-147.
2. Chumlea WC, Guo SS. Bioelectrical impedance and body composition: Present status and future directions. *Nutr Rev* 1994; 52: 123-131.
3. Kushner RF. Bioelectrical impedance analysis: A review of principles and applications. *J Am Coll Nutr* 1992; 11: 199-209.
4. Hoffer EC, Meador CK, Simpson DC. A relationship between whole body impedance and total body water volume. *Ann NY Acad Sci* 1970; 110: 452-461.
5. Nyboer J, Bogno S, Nimo LF. The electrical impedance plethysmograph -an electrical volume recorder. Washington, DC: National Academy Press, 1943. (NCR report 149)
6. Nyboer J. Electrical impedance plethysmography. Springfield, IL: Charles C Thomas, 1959.
7. Thomasset A. Propriétés bio-électriques des tissus. Mesures de l'impédance en clinique. Signification des courbes obtenues. *Lyon Med* 1962; 207: 107-118.
8. Hoffer EC, Meador CK, Simpson DC. Correlation of whole-body impedance with total body water volume. *J Appl Physiol* 1969; 27: 531-534.

9. Lukaski HC, Johnson PE, Bolonchuk WW, Lykken GI. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *Am J Clin Nutr* 1985; 41: 810-817.
10. Lukaski HC. Applications of bioelectrical impedance analysis: a critical review. *Basic Life Sci* 1990; 55: 365-374.
11. Thomasset MA. Propriétés bio-électriques des tissus. Appréciation par la mesure de l'impédance de la teneur ionique extra-cellulaire et de la teneur ionique intra-cellulaire en clinique. *Lyon Med* 1996; 208: 1325-1350.
12. Lukaski HC. Methods for the assessment of human body composition: Traditional and new. *Am J Clin Nutr* 1987; 46: 537-556.
13. Baumgartner RN, Chumlea WC, Roche AF. Bioelectrical impedance phase angle and body composition. *Am J Clin Nutr* 1988; 48: 16-23.
14. Lukaski HC, Bolonchuk WW, Hall CB, Siders WA. Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *J Appl Physiol* 1986; 60: 1327-1332.
15. Thomas BJ, Cornish BH, Ward LC. Bioelectrical impedance analysis for measurement of body fluid volumes: A review. *J Clin Eng* 1992; 17: 505-510.
16. Kushner RF, Schoeller DA. Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1986; 44: 417-424.
17. Mayfield SR, Uauy R, Waidelich D. Body composition of low-birth-weight infants determined by using bioelectrical resistance and reactance. *Am J Clin Nutr* 1991; 54: 296-303.
18. Subramanyan R, Manchanda SC, Nyboer J, Bathia ML. Total body water in congestive heart failure. A pre and post treatment study. *J Assoc Physicians India* 1980; 28: 257-262.
19. Baker LE. Principles of the impedance technique. *IEEE Eng Med Biol* 1989; 3: 11-15.
20. Chumlea WC, Baumgartner RN, Roche AF. Specific resistivity used to estimate fat-free mass from segmental body measures of bioelectric impedance. *Am J Clin Nutr* 1988; 48: 7-15.
21. Fuller NJ, Elia M. Potential use of bioelectrical impedance of the "whole body" and of body segments for the assessment of body composition: comparison with densitometry and anthropometry. *Eur J Clin Nutr* 1989; 779-791.
22. Chumlea WC, Guo SS. Bioelectrical impedance and body composition: Present status and future directions [Letter]. *Nutr Rev* 1994; 52: 323-325.
23. Khaled MA, McCutcheon MJ, Reddy S, Pearman PL, Hunter GR, Weinsier RL. Electrical impedance in assessing human body composition: the BIA method. *Am J Clin Nutr* 1988; 47: 789-792.
24. Geddes LA, Baker LE. The specific resistance of biological material. *Med Biol Eng* 1967; 5: 271-293.