

REVISIÓN

Análisis de la impedancia bioeléctrica: bases metodológicas

M. Casanova Román, S. Paul Torres, J.L. Gomar Morillo, M. Casanova Bellido

Servicio de Pediatría. Hospital del SAS de La Línea. Cádiz

Cátedra de Pediatría. Departamento Materno-Infantil y Radiología.

Facultad de Medicina. Universidad de Cádiz. Cádiz

RESUMEN

La necesidad de un método portátil, barato, exacto y seguro para medir la composición corporal está bien establecida. 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 la metodología BIA y sus fuentes de variación.

Palabras clave: Impedancia bioeléctrica. Agua corporal. Grasa corporal.

SUMMARY

Bioelectrical impedance analysis: methodological basis

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 reviews the methodology of BIA and the sources of variation.

Key words: Bioelectrical impedance. Body water. Body fat.

MEDIDA CON ANÁLISIS DE LA IMPEDANCIA BIOELÉCTRICA

La impedancia o resistencia corporal total se mide aplicando la ley de Ohm, que establece que la resistencia de un medio es proporcional a la caída del voltaje de una corriente cuando lo atraviesa, según la fórmula:

$$R = E/I$$

donde **R** es la resistencia; **E** es la caída del voltaje aplicado (voltio); e **I**, la corriente (amperios).

Thomasset⁽¹⁾ usó un sistema bipolar, pero desde el estudio de Hoffer *et al.*⁽²⁾ todos los investigadores han utilizado, esencialmente, un sistema tetrapolar

en el lado derecho del cuerpo, porque éste minimiza la resistencia de contacto y la interacción electrodo-piel^(3,4). Se sitúan dos electrodos distales, que introducen la corriente, o señal, en la superficie dorsal de manos y pies, proximal a las articulaciones metacarpo y metatarsofalángicas. Dos electrodos sensores se aplican en la prominencia pisiforme de la muñeca y entre el maleolo medial y lateral del tobillo, posición que, a partir de ahora, llamaremos *estándar*.

El procedimiento general incluye el realizar las medidas unas 2 horas después de comer y 30 minutos después de orinar. El sujeto debe estar vestido, sin zapatos ni calcetines, en decúbito supino sobre una cama, con los pies separados 45° entre sí y los brazos 30° respecto al tronco. Se limpia el lugar de colocación de los electrodos en la piel con alcohol con una torunda de algodón. Se pueden usar distintos tipos de electrodos y se aconseja repetir las medidas tres veces y obtener la media^(4,5). El incumplimiento de las condiciones expuestas en la **Tabla I** ocasiona errores en la medición. Obtenidas las medidas, para calcular el agua corporal total (TBW) se emplean una serie de ecuaciones de predicción que se han obtenido frente a otras técnicas "patrón oro"⁽⁶⁾. Dichas ecuaciones siguen los siguientes esquemas generales:

$$TBW = a HT^2/R + c$$

$$TBW = a HT^2/R + b Wt + c$$

a, b, c = constantes

Otras ecuaciones incluyen, además, el sexo, la edad y otras variables antropométricas. En resumen, se usan para convertir las medidas eléctricas en una estimación del TBW o del porcentaje de masa grasa.

A continuación se analizarán todos los puntos en los que se basa el método de análisis de la impedancia bioeléctrica (BIA) para lograr su estandarización.

Tabla I. Condiciones de medida para la técnica de impedancia bioeléctrica tetrapolar

Posición supina sobre superficie no conductora
Miembros en abducción de 45°
Limpieza de la piel con alcohol
Colocación exacta de los electrodos en los lugares anatómicos
Temperatura de la habitación normal
Ayuno de al menos 2 horas
No ejercicio vigoroso previo, ingerir alcohol o estar deshidratado (al menos 12 horas)

ESTANDARIZACIÓN DEL MÉTODO BIA

Influencia de la posición de los electrodos

Hoffer *et al.*^(2,3) colocaron los electrodos en la mano derecha y el pie izquierdo, pero Lukaski *et al.*⁽⁷⁾, al estudiar el efecto de la posición de los electrodos en la resistencia (R) y reactancia (X_c), encontraron que una colocación ipsilateral (brazo derecho/pierna derecha o brazo izquierdo/pierna izquierda) y contralateral (brazo derecho/pierna izquierda o brazo izquierdo/pierna derecha) producía una diferencia media de R menor de 1,7%. Entre las cuatro configuraciones, la R más baja corporal total se obtiene en la posición ipsilateral derecha; estos cambios se deben probablemente a diferencias en la masa muscular. Graves *et al.*⁽⁸⁾ también han visto unas medidas más bajas en dicho lado. Lukaski *et al.*⁽⁷⁾ recomendaron medir la impedancia con los cuatro ejes de transmisión para obtener los valores de R y X_c más bajos para cada individuo⁽⁷⁾. Sin embargo, desde un punto de vista práctico, las medidas del lado derecho solas son las que se usan con más frecuencia^(5,7,9).

Elsen *et al.*⁽¹⁰⁾ encontraron que al desplazar los electrodos sensores 1 cm del punto anatómico de referencia se ocasiona un 2% de error en R.

Algunos investigadores han estudiado posiciones alternativas para los electrodos. Danford *et al.*⁽¹¹⁾ compararon el método tetrapolar descrito por Kushner y Schoeller⁽⁹⁾, con la posición de los electrodos estándar, frente a un modelo experimental en el que añadían un par de electrodos, detector y emisor, que se colocaban en el pie izquierdo y se conectaban a los del derecho, y el electrodo receptor de la mano derecha se trasladaba a la nuca, a la altura de la séptima vértebra cervical. De esta forma, la longitud del conductor se define

como la distancia entre el tobillo y la séptima vértebra. Se intentaba conseguir un área de sección más uniforme y eliminar las altas resistencias medidas en brazo y pierna⁽¹²⁾, proporcionando, teóricamente, una relación más exacta entre impedancia y TBW. Desarrollaron dos ecuaciones de predicción y, a pesar de las ventajas teóricas, las diferencias no fueron significativas, por lo que no se obtuvieron mejoras en la fiabilidad, ni en la precisión con este nuevo método⁽¹¹⁾.

Barillas-Mury *et al.*⁽¹³⁾ estudiaron la influencia de los cambios en la posición de los electrodos en niños de 3 a 10 años. En la mano colocaron el electrodo sensor en la posición estándar y el emisor a 1,5 cm y lo desplazaron cada 0,5 cm hasta llegar al borde distal del metacarpo. Encontraron que aun colocándolos en la máxima separación posible, permitida por el tamaño de la mano, no se había alcanzado una meseta de valor de la R estable en estos niños.

Posteriormente, colocaron el electrodo sensor con su margen en el pliegue flexor del codo, en el lado cubital de la cara ventral del antebrazo, y el emisor con su borde a 1,5 cm, desplazándolo cada 0,5 cm hacia la mano mientras mantenía los del pie en la posición estándar. Al representar los valores de R como función de la separación interelectrodos, el patrón seguido era una curva hiperbólica, y a una distancia de 5,5 cm todos los valores de R se habían estabilizado. Concluyeron que colocar los electrodos en esta posición tenía la ventaja de la estabilización de la lectura de R, pero la desventaja de proporcionar un recorrido más corto a la corriente eléctrica.

En otra experiencia, colocaban el electrodo emisor en el dorso de la muñeca, y el sensor lo desplazaban a intervalos de 1 cm, comenzando por 1,5 cm, hasta que llegaba al codo, mientras mantenía los del pie en

la posición estándar. El resultado fue que los valores de R disminuían linealmente.

En 13 niños estudiaron el efecto de la distancia interelectrodos en el pie. Colocaron los del miembro superior en el antebrazo con una distancia de 5,5 cm, y los del miembro inferior, el sensor en el tobillo como en la posición estándar y el emisor a 1,5 cm, desplazándolos a intervalos de 1 cm hasta alcanzar el borde distal del metatarso. En 11 de los 13 niños, los valores de R variaron hiperbólicamente con la separación, y en dos de ellos, la lectura fue estable en toda la distancia. De sus resultados concluyeron que los sujetos de este grupo de edad tienen una longitud del pie adecuada para proporcionar determinaciones estables cuando se usa la posición estándar.

Fjeld *et al.*⁽¹⁴⁾ realizaron un test para determinar si la ubicación de los electrodos en estos lugares anatómicos ocasionaban errores en las medidas de R, por interacción de los electrodos debido a la poca distancia que existía. Separaron el electrodo sensor en incrementos de 0,5 cm hasta 7 cm; los resultados se expresaron como tanto por ciento del valor más pequeño medido y mostraron que se alcanzaba una meseta de R a una distancia de 3 cm entre los bordes internos de los electrodos.

Gartner *et al.*⁽¹⁵⁾ opinan que la forma en la que Fjeld *et al.*⁽¹⁴⁾ obtuvieron la meseta es poco clara. Piensan que, en esta prueba en la que se mueve el electrodo sensor, R decrece continuamente y el valor más pequeño medido es el que se obtiene con la distancia más alejada probada, por lo que no es posible obtener una meseta bajo esas condiciones.

En neonatos, Gartner *et al.*^(15,16) colocaron los electrodos en la posición estándar y añadieron, lado a lado, seis electrodos más en el brazo y la pierna, de 1,2 cm de ancho, y los numeraron del 1 al 8. Conforme el electrodo sensor se alejaba del señal, los valores de R decrecían de forma más parecida a una hipérbola. Si se mantenía el electrodo sensor en posición 8 y se movía el emisor hacia los dedos, desaparecía la interacción y seguía una gráfica más lineal. En conclusión, la posición de los electrodos, sobre todo la del electrodo sensor, es uno de los factores más críticos en las medidas BIA^(15,16).

Sidhu *et al.*⁽¹⁷⁾ colocaron el electrodo señal en el codo y movieron el sensor hasta la articulación metacarpo-falángica, sin mover los del pie. Observaron que en todos los niños R y X_c decrecían hiperbólicamente. Des-

pués ubicaron el electrodo señal en dicha articulación, mientras movían el sensor hacia el codo, lo que produjo un descenso exponencial de ambos valores.

Tipos de electrodos

Thomasset⁽¹⁾ utilizó como electrodos agujas de acero de $0,4 \times 20$ mm, insertadas subcutáneamente; sin embargo, Hoffer *et al.*^(2,3) encontraron que ocasionaban problemas en la reproductibilidad debido a pequeñas variaciones en la profundidad de inserción, posible trauma tisular y, además, no eran bien aceptadas por el paciente.

Hoffer *et al.*^(2,3) midieron la impedancia con electrodos de ECG tras limpiar la piel con acetona, aplicar gel y mantenerlos en el mismo lugar con tiras de velcro. Lukaski *et al.*^(7,18) utilizaron electrodos redondos de lámina de aluminio tras aplicar una fina capa de gel. La mayoría de los grupos de investigación han usado electrodos adhesivos con gel^(9,19) o sin él^(14,16,20). Actualmente se recomienda usar electrodos de ECG, autoadhesivos y desechables, tras limpiar la piel con alcohol.

Tipos de analizadores de impedancia

Existen más de 30 fabricantes de analizadores BIA monofrecuencia en todo el mundo; sin embargo, el más utilizado es el RJL BIA-101 (RJL Systems, Detroit, MI), que usa una corriente alterna constante de 800 μ A a una frecuencia fija de 50 kHz. El analizador Valhalla, modelo 1990B (Valhalla Scientific, San Diego, CA), introduce una corriente de 500 μ A a una frecuencia de 50 kHz.

El modelo de Holtain (Holtain Ltd., Dyfed, Gales) usa 800 μ A y 50 kHz, pero se recomienda usar otras posiciones de los electrodos: el emisor en la articulación de la muñeca y el tobillo y el sensor a una distancia entre 3 y 5 cm en el brazo y 4 cm en la pierna. Esta diferente ubicación impide cualquier intento de comparar valores de R.

La precisión y exactitud del aparato RJL para medir R se ha valorado con resistencias externas de 100-750 Ohms, y se encontró que era de menos de 5 Ohms del valor esperado^(20,21). Sin embargo, hay diferencias en la precisión de las máquinas producidas por el mismo fabricante. Deurenberg *et al.*⁽²²⁾ comprobaron en tres aparatos RJL que las diferencias eran pequeñas, sólo ligeramente significativas para uno de ellos, y que todos los valores de R estaban dentro de

las especificaciones del fabricante cuando medían resistencias de cerámica. Sin embargo, al medir la R en ocho voluntarios, estas diferencias eran mucho mayores (7-16 Ohms), altamente significativas y biológicamente relevantes, ya que pueden representar hasta 2 kg de la masa magra (FFM) en un adulto.

Igualmente, Graves *et al.*⁽⁸⁾ observaron desviaciones de más de 36 Ohms al comparar cuatro analizadores diferentes en 136 individuos.

Más intrigante es el hecho de que aparatos de diferentes fabricantes den una misma lectura en una resistencia, pero no en un mismo sujeto, con diferencias de hasta 50 Ohms que implican 3,0-4,5 kg de diferencia en FFM⁽²³⁾. Se sugiere, con simulaciones de laboratorio, que se debe a la incapacidad de algunas máquinas de manejar adecuadamente la resistencia de contacto electrodo-piel, porque no son capaces de generar y mantener la corriente constante (800 μ A) necesaria para que funcionen. El resultado de usar una corriente más baja es que se subestima la R corporal.

Otros factores

Las medidas deben hacerse en decúbito, ya que los valores de la impedancia (R) se incrementan marcadamente en los primeros 10 minutos de estar en dicha postura, y luego, más gradualmente, durante unas 4 horas^(24,25). Además, 5 minutos después de adoptar la posición supina hay un descenso de R estadísticamente significativo⁽²⁴⁾. Estos datos se explican porque, en decúbito, el líquido intersticial se absorbe dentro del espacio intravascular por la disminución del efecto de la gravedad, y en posición supina éste aumenta y causa una salida del líquido al espacio intersticial, especialmente en las piernas, que tienen mayor contribución a la R total^(5,12). Por tanto, la estandarización debe incluir el tiempo de decúbito antes de realizar la medición.

La ingestión de una comida produce un descenso de 13-17 Ohms 2-4 horas después; la de una taza de 200 ml de té, sin azúcar ni leche, no produce variación, pero la de *beef tea* desciende la R en 4 Ohms. Por tanto, parece que el agua y los minerales de la comida pasan al torrente sanguíneo descendiendo la R⁽²⁶⁾; así, se recomienda un ayuno de 4 horas.

El ejercicio físico intenso produce un descenso de la R⁽²⁶⁾ porque incrementa la perfusión vascular, calienta el tejido muscular y aumentan la temperatura

cutánea, la sudoración y las pérdidas de líquido sensible e insensible, por lo que parece que aumenta la conductancia específica^(26,27). Por tanto, no se deben realizar medidas BIA hasta que pasen varias horas del ejercicio moderado-intenso y se corrija completamente la deshidratación asociada con la actividad física.

La impedancia es unos 8 Ohms menor una semana antes de la menstruación. Esto podría explicar la mayor variabilidad de su medida en las mujeres que en los varones y que refleje los cambios en el status de hidratación relacionados con el ciclo menstrual^(26,28), aunque todavía se sabe muy poco de su efecto sobre el BIA.

Las alteraciones del estatus hidroelectrolítico y la toma de diuréticos o de anticonceptivos orales producen alteraciones en las medidas BIA^(1,24,29).

La longitud del conductor (talla) se usa en la interpretación de la impedancia; por consiguiente, es esencial una medida exacta de este parámetro, ya que una sobreestimación de 2,5 cm causa un error de 1,0 litros del TBW. El peso también se incluye comúnmente en las ecuaciones de predicción, y una sobreestimación de 1,0 kg ocasiona un error de 0,2 litros de TBW. Por ello, se recomienda medir la talla con una precisión de 0,5 cm y el peso con 0,1 kg.

La temperatura de la habitación, a través del flujo sanguíneo cutáneo o los cambios compartimentales del agua, puede alterar la medida. Caton *et al.*⁽³⁰⁾ detectaron un incremento medio del 8% en R cuando se enfrió la habitación de 35 a 14,4 °C. Los resultados BIA están inversamente relacionados con el flujo sanguíneo cutáneo, lo que sugiere que es éste, y no la temperatura de la interfaz electrodo-piel, el responsable de los cambios en las medidas BIA⁽³¹⁾. Otras causas de vasoconstricción, como hipotensión o fallo cardíaco congestivo severo, no han sido evaluadas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Thomasset A. Propriétés bio-électriques des tissus. Mesures de l'impédance en clinique. Signification des courbes obtenues. *Lyon Med* 1962; 207: 107-18.
2. Hoffer EC, Meador CK, Simpson DC. Correlation of whole-body impedance with total body water volume. *J Appl Physiol* 1969; 27: 531-4.
3. Hoffer EC, Meador CK, Simpson DC. A relationship between whole body impedance and total body water volume. *Ann NY Acad Sci* 1970; 110: 452-61.

4. Lukaski HC. Methods for the assessment of human body composition: Traditional and new. *Am J Clin Nutr* 1987; 46: 537-556.
5. Kushner RF. Bioelectrical impedance analysis: A review of principles and applications. *J Am Coll Nutr* 1992; 11: 199-209.
6. Segal KR, Van Loan M, Fitzgerald PI, Hodgdon JA, Van Itallie TB. Lean body mass estimation by bioelectrical impedance analysis: four-site cross-validation study. *Am J Clin Nutr* 1988; 47: 7-14.
7. 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: 810-7.
8. Graves JE, Pollock ML, Colvin AB, Van Loan M, Lohman TG. Comparison of different bioelectrical impedance analyzers in the prediction of body composition. *Am J Hum Biol* 1989; 1: 603-11.
9. Kushner RF, Schoeller DA. Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1986; 44: 417-24.
10. Elsen R, Siu M-L, Pineda O, Solomons NW. Sources of variability in bioelectrical impedance determinations in adults. En: Ellis KJ, Yasamura S, Morgan WD (eds.). *In vivo body composition studies*. Londres: The Institute of Physical Sciences in Medicine, 1987: 184-8.
11. Danford LC, Schoeller DA, Kushner RF. Comparison of two bioelectrical impedance analysis models for total body water measurements in children. *Ann Hum Biol* 1992; 19: 603-7.
12. 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.
13. Barillas-Mury C, Vettorazzi C, Molina S, Pineda O. Experience with bioelectrical impedance analysis in young children: sources of variability. En: Ellis KJ, Yasamura S, Morgan WD (eds.). *In vivo body composition studies*. Londres: The Institute of Physical Sciences in Medicine, 1987: 87-90.
14. Fjeld CR, Freundt-Thurne J, Schoeller DA. Total body water measured by ¹⁸O dilution and bioelectrical impedance in well and malnourished children. *Pediatr Res* 1990; 27: 98-102.
15. Gartner A, Maire B, Delpeuch F, Sarda P, Dupuy RP, Rieu D. Importance of electrode position in bioelectrical impedance analysis [letter]. *Am J Clin Nutr* 1992; 56: 1067-8.
16. Gartner A, Maire B, Delpeuch F, Sarda P, Dupuy RP, Rieu D. The use of bioelectrical impedance analysis in newborns. The need for standardization. *Basic Life Sci* 1993; 60: 165-8.
17. Sidhu JS, Triggs EJ, Charles BG, Tudehope DI. Electrode placement in neonatal bioelectrical impedance analysis. *Med Biol Eng Comput* 1994; 32: 456-9.
18. Lukaski HC, Bolonchuk WW, Hall CB, Siders WA. Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *J Appl Physiol* 1986; 60: 1327-32.
19. Baumgartner RN, Chumlea WC, Roche AF. Bioelectrical impedance phase angle and body composition. *Am J Clin Nutr* 1988; 48: 16-23.
20. Segal KR, Gutin B, Presta E, Wang J, Van Itallie TB. Estimation of human body composition by electrical impedance methods: a comparative study. *J Appl Physiol* 1985; 58: 1565-71.
21. Van Loan M, Mayclin P. Bioelectrical impedance analysis: is it a reliable estimator of lean body mass and total body water? *Hum Biol* 1987; 59: 299-309.
22. Deurenberg P, Van der Kooy K, Leenen R. Differences in body impedance when measured with different instruments [letter]. *Eur J Clin Nutr* 1989; 43: 885-6.
23. Elia M. The bioimpedance "craze" [editorial]. *Eur J Clin Nutr* 1993; 47: 825-7.
24. Ross AN, Westendorp RGJ, Frölich M, Meinders AE. Tetrapolar body impedance is influenced by body posture and plasma sodium concentration. *Eur J Clin Nutr* 1992; 46: 53-60.
25. Houtkooper LB, Lohman TG, Going SB, Hall MC. Validity of bioelectric impedance for body composition assessment in children. *J Appl Physiol* 1989; 66: 814-21.
26. Deurenberg P, Weststrate JA, Paymans I, Van der Kooy K. Factors affecting bioelectrical impedance measurements in humans. *Eur J Clin Nutr* 1988; 42: 1017-22.
27. 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: 789-92.
28. Gleichauf CN, Roe DA. The menstrual cycle's effect on the reliability of bioimpedance measurements for assessing body composition. *Am J Clin Nutr* 1989; 50: 903-7.
29. Chumlea WMC, Roche AF, Guo S, Woynarowska B. The influence of physiologic variables and oral contraceptives on bioelectric impedance. *Hum Biol* 1987; 59: 257-69.

30. Caton JR, Mole PA, Adams WC, Heutis DS. Body composition analysis by bioelectrical impedance: effect of skin temperature. *Med Sci Sports Exerc* 1988; 20: 489-91.
31. Buono MJ, Burke S, Endemann S, Graham H, Gressard C, Griswold L, Michalewicz B. The effect of ambient air temperature on whole-body bioelectrical impedance. *Physiol Meas* 2004; 25: 119-123.