

## Miografía por impedancia eléctrica *Electrical impedance myography*

Evelyn Colina Gallo, Carlos Augusto González Correa,  
David Alejandro Miranda Mercado

Recibido:  
10 de marzo de 2016

Aceptado:  
15 de mayo de 2016

Autores:  
Evelyn Colina Gallo  
Médico Fisiatra, Universidad  
de Caldas, Departamento  
de Acción Física Humana,  
Manizales, Colombia.

Carlos Augusto González Correa  
Médico, PhD, Universidad  
de Caldas, Departamento  
de Ciencias Básicas, Grupo  
de investigación en Bioimpedancia-  
Eléctrica, Manizales, Colombia.

David Alejandro Miranda Mercado  
Físico, Ing. Electrónico, PhD,  
Universidad Industrial de Santander,  
Escuela de Física, Grupo  
de Investigación CIMBIOS,  
Bucaramanga, Colombia.

Correspondencia:  
evelyn.colina@ucaldas.edu.co

Conflictos de interés:  
Ninguno

### RESUMEN

La miografía por impedancia eléctrica es una técnica novedosa, rápida, fácil de usar, no invasiva e indolora y que permite obtener información sobre la estructura tisular, que no es posible obtener utilizando otras técnicas de electrodiagnóstico. Si bien, aún se trata de una técnica en desarrollo, los estudios y publicaciones en el tema permiten visualizar su potencial de aplicación en la práctica clínica. El propósito del presente trabajo es la difusión de esta nueva herramienta de evaluación, a partir de la revisión de algunos conceptos básicos de bioimpedancia, que permitan la interpretación de los resultados de los estudios publicados sobre el tema, para luego considerar su uso en el diagnóstico y evaluación de ciertas patologías neuromusculares comunes.

**Palabras clave:** bioimpedancia eléctrica, enfermedades neuromusculares, miografía por impedancia eléctrica.

### ABSTRACT

Electrical impedance myography is a novel, fast, easy to use, non-invasive and painless technique that provides information on tissue structure not measurable using other electro-diagnostic techniques. While it is still under development, studies and publications on the subject allow visualizing their potential application in clinical practice. The purpose of this work is the dissemination of this new assessment tool, through a review of some basic concepts on bioimpedance, which allow the interpretation of results found in published studies on the topic, and, subsequently, a review of its uses in the diagnosis and evaluation of common neuromuscular diseases.

**Key words:** electrical impedance, neuromuscular diseases, electrical impedance myography.

## INTRODUCCIÓN

Desde la demostración por Luigi Galvani (siglo XVIII) de que la aplicación de corriente eléctrica sobre la médula espinal de una rana muerta producía actividad muscular, el interés científico por las interacciones entre la corriente eléctrica y los tejidos biológicos se ha mantenido. Las investigaciones se han desarrollado en dos líneas principales: la primera se ocupa de la producción y transmisión de potenciales eléctricos en el organismo, que es el campo de la electrofisiología, y la segunda estudia las propiedades eléctricas pasivas de los tejidos cuando se exponen a un campo eléctrico externo, ofreciendo una nueva forma de análisis estructural de órganos y tejidos<sup>1,2</sup>, que es el campo de la Bio-impedancia Eléctrica (BIE). Estas dos líneas se han desarrollado de manera separada, probablemente porque los estudios electrofisiológicos demostraron su utilidad clínica de manera temprana. Sin embargo, los estudios por impedancia eléctrica aportan información sobre la integridad, densidad y celularidad de los tejidos, que no puede ser obtenida con los estudios electrofisiológicos tradicionales, pero requieren un análisis más detallado<sup>3</sup>. El presente artículo aborda los conceptos básicos de bioimpedancia eléctrica y del comportamiento de los tejidos biológicos a la exposición a un campo eléctrico, para, finalmente, hacer un resumen de las aplicaciones clínicas, especialmente en el campo del diagnóstico neurológico.

## GENERALIDADES DE BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA

La electricidad es un fenómeno físico asociado a la existencia y movimiento de cargas eléctricas. La carga eléctrica es una característica de la materia, como la masa, la cual se puede observar en toda la materia: por ejemplo, los protones tienen carga eléctrica positiva y los electrones carga eléctrica negativa. Cuando dos cargas eléctricas se encuentran en una región del espacio, separadas cierta distancia entre ellas, estas cargas experimentan una fuerza conocida como fuerza eléctrica. Así como, al aplicar una

fuerza a un objeto para llevarlo desde el piso a una altura dada, se almacena una cierta cantidad de energía llamada energía potencial gravitatoria, al mantener separadas cargas eléctricas una cierta distancia, se almacena una cantidad de energía potencial llamada energía eléctrica. La energía por unidad de carga eléctrica, que se obtiene al realizar el cociente entre la energía eléctrica y el valor de la carga eléctrica, define una magnitud física que se llama diferencia de potencial o voltaje ( $V$ ). En el Sistema Internacional de Medidas (SI), la fuerza se mide en *newtons* (N), la energía en julios (J) y la diferencia de potencial (o voltaje) en voltios ( $V$ )<sup>1</sup>.

Cuando Alessandro Volta estudió la generación de energía eléctrica continua al apilar discos de plata y zinc, separados por cartón mojado en salmuera, dio origen a una nueva tecnología: la pila eléctrica. Si, por medio de un cable eléctrico, se conecta un bombillo a una pila eléctrica, por el bombillo circularán cargas eléctricas. Las cargas eléctricas en movimiento constituyen una magnitud física llamada corriente eléctrica ( $I$ , por intensidad de corriente eléctrica). En otras palabras, la corriente eléctrica corresponde a la cantidad de cargas eléctricas en movimiento por unidad de tiempo y, en el SI, se mide en amperios (A).

El físico alemán Simon Ohm (siglo XVIII) estudió la relación entre la corriente eléctrica y el voltaje y descubrió que, en ciertos materiales, conocidos como materiales óhmicos, se cumple que la corriente eléctrica que circula es directamente proporcional al voltaje aplicado e inversamente proporcional a la resistencia que dicho material ofrece al paso de esa corriente. A partir de aquí, se puede establecer una constante de proporcionalidad que se conoce como resistencia eléctrica ( $R$ ) y se mide en ohmios ( $\Omega$ ). En otras palabras, Ohm descubrió que la corriente ( $I$ ) y el voltaje ( $V$ ) para materiales óhmicos están relacionadas por la simple expresión  $V = R * I$ . Esta relación matemática entre dichas magnitudes físicas descubierta por Simón Ohm se conoce como Ley de Ohm, a partir de la cual se puede definir el concepto de resistencia eléctrica ( $R$ )

*Nota:*  
Cuando las letras se usan para designar magnitudes físicas, se escriben en cursiva, mientras que, cuando se usan para designar las unidades de dichas magnitudes, no se escriben en cursiva. En el caso de voltaje (magnitud física) y su unidad, el voltio, se utiliza la misma letra uve mayúscula. Por lo tanto, en cursiva ( $V$ ) significa voltaje, mientras que, cuando no está en cursiva ( $V$ ), significa voltio.

Para un mismo valor de voltaje  $V$  aplicado a un material, por ejemplo un tejido biológico, la corriente que circula por el mismo depende del valor de la resistencia ( $R$ ) del tejido examinado. Supóngase que se hace un experimento con una batería cuadrada de nueve voltios (9 V), entonces  $V = 9$  V. Si un cierto material tiene una resistencia  $R = 1000 \Omega$ , la corriente que circulará por el material será, por consiguiente,  $I = (9 \text{ V}) / (1000 \Omega) = 0,009$  A (o sea 9 mA). Ahora, si consideramos un material con mayor oposición al flujo de corriente, es decir, con resistencia mayor al anterior, por ejemplo  $R = 9000 \Omega$  (nueve veces mayor a la anterior), entonces, la corriente eléctrica que circulará por dicho material será  $I = (9 \text{ V}) / (9000 \Omega) = 0,001$  A (o sea 1 mA), que es nueve veces menor que la corriente que circulaba por el material con resistencia  $R = 1000 \Omega$ . Por lo tanto, un material con una resistencia eléctrica alta se opone más al flujo de la corriente eléctrica que un material con resistencia eléctrica baja.

Por otra parte, si se utiliza una fuente de corriente eléctrica, es decir, un instrumento que permite el paso de corriente controlada (en otras palabras, con valor constante), entonces, la corriente que circulará por el material será constante; por ejemplo  $I = 0,001$  A (o sea, 1 mA). Si esta corriente se hace circular por un material con resistencia  $R = 1000 \Omega$ , entonces, el voltaje que se observará será  $V = (1000 \Omega) * (0,001 \text{ A}) = 1$  V, que es el voltaje o fuerza eléctrica necesaria para hacer pasar dicha corriente a través de esa resistencia. Ahora, si se hace circular esa misma corriente por un material con una resistencia mayor, por ejemplo  $R = 9000 \Omega$ , entonces, el voltaje que se observará será  $V = (9000 \Omega) * (0,001 \text{ A}) = 9$  V, que es el voltaje o fuerza eléctrica necesaria para hacer pasar esa misma corriente por el nuevo material, que es 9 veces más resistente, y, por ello, el segundo voltaje es 9 veces superior al primero. Así, ante un mismo estímulo de corriente, es decir, una corriente de la misma amplitud, un material con resistencia eléctrica alta responde con un voltaje alto, mientras que uno con resistencia eléctrica baja responde con un voltaje bajo.

Cuando se caracteriza un material hay dos casos posibles: a) con una excitación de voltaje, es decir, con amplitud constante para el voltaje y se mide la corriente que circula, en cuyo caso se dice que se está haciendo una medición potencioestática, mientras que b) cuando se excita con corriente fija y se mide la respuesta en voltaje, se dice que se está haciendo una medición galvanostática. En el caso de la Bioimpedancia Eléctrica, el segundo caso, b), es el más usado. Es decir, se aplica una corriente determinada, de amplitud constante, se mide la respuesta en voltaje y, con ello, mediante la expresión  $R = V / I$  (Ley de Ohm), se calcula la resistencia del medio a través del cual se pasa dicha corriente. Debe tenerse en cuenta que, cuando hablamos de bioimpedancia eléctrica, se puede tratar bien sea de una suspensión celular, un fragmento de tejido, un órgano o un organismo completo.

En el caso de los tejidos biológicos, el movimiento de cargas eléctricas por la influencia de un campo eléctrico se da, principalmente, por movimiento de iones (átomos cargados eléctricamente), tanto en el espacio extracelular, como en el espacio intracelular, cada uno de los cuales ofrece una cierta resistencia eléctrica al movimiento de dichas cargas<sup>4</sup>.

Si se quiere producir una corriente eléctrica a través de tejidos biológicos, los iones en el interior de las células «tropezarán» contra sus membranas plasmáticas, lo que frena o impide su movimiento. La membrana ejerce, pues, una cierta oposición a la producción de corriente eléctrica en el interior de la célula, y a este tipo de oposición se da el nombre de reactancia capacitiva ( $X_c$ , también medida en ohmios). El término capacitiva está en relación con la capacidad que tiene la membrana celular de «almacenar» cargas eléctricas a ambos lados de sí misma: es decir, si se acumulan cargas eléctricas positivas del lado interno o intracelular de la membrana, en su lado opuesto o extracelular se acumulan cargas eléctricas negativas, y viceversa. Por esto, se dice que la membrana celular actúa como un capacitor, y su propiedad de almacenar dichas cargas se conoce como

capacitancia ( $C$ ), la cual, en el SI, se mide en faradios ( $F$ ).

La excitación eléctrica con la que se estudia un medio puede ser de dos tipos: a) corriente continua, como en el caso de las baterías o pilas, o b) corriente alterna, como en el caso de la energía de la red eléctrica doméstica. La corriente continua ( $DC$ , del inglés «direct current») mantiene un valor constante en el tiempo, no varía ni cambia de orientación, mientras que la corriente alterna ( $AC$ , del inglés «alternating current») se da como una excitación que varía en el tiempo. Para un medio excitado con corriente alterna, el movimiento de las cargas eléctricas, sean electrones o iones, cambia de dirección dependiendo del sentido del campo eléctrico; si se supone que se tienen cargas eléctricas negativas que solo se pueden mover hacia la derecha o izquierda en un espacio en forma cilíndrica, por ejemplo en un tubo, cuando el voltaje es más positivo a la derecha, las cargas negativas se moverán a la derecha, pero cuando el campo es más positivo a la izquierda, la corriente se invierte y, en este caso, las cargas negativas se moverán hacia la izquierda. Por su parte, las cargas positivas siempre irán en sentido contrario a las cargas negativas.

La corriente alterna puede ser de muchos tipos, siendo la sinusoidal la más utilizada, tanto para caracterizar materiales, como para transportar energía eléctrica en las redes eléctricas de uso doméstico e industrial. Una corriente alterna sinusoidal tiene tres características: amplitud, frecuencia y fase. La amplitud corresponde al máximo valor que puede tomar, la frecuencia es el número de ciclos (cambios de sentido de la corriente) por unidad de tiempo y la fase se relaciona con el momento de inicio de la señal sinusoidal con respecto a otra de la misma frecuencia que se toma como referencia.

Si la corriente que se aplica a un medio es alterna, entonces, cuando el sentido del campo eléctrico se invierte (es decir, el polo positivo pasa a ser negativo, mientras que el polo negativo pasa a ser positivo), las cargas que han

«tropezado» contra la membrana celular se desplazan en sentido contrario hasta toparse de nuevo con la membrana, al lado opuesto de la célula. Por consiguiente, la corriente eléctrica ( $I$ ) en el interior de la célula (es decir, el movimiento de los iones intracelulares) es baja a baja frecuencia ( $f$ , medida en hercios o  $Hz$ ), pues el campo eléctrico se demora mucho en cambiar de sentido, siendo la resistencia eléctrica ( $R$ ) alta. Si se aumenta la frecuencia ( $f$ ), la corriente ( $I$ ) que se produce en el interior de las células va a ser mayor a medida que la frecuencia aumenta, pues los iones se «tropezarán» menos contra la membrana, debido a que el cambio de sentido (inversión) del campo es supremamente rápido, y la resistencia eléctrica es baja. Es por ello que se puede decir que la resistencia específica total de un tejido biológico disminuye a medida que la frecuencia usada aumenta<sup>5</sup>. Esto se muestra en la figura 1.

Para el estudio de los materiales biológicos, se han propuesto modelos eléctricos equivalentes de los tejidos. En el más simple, el tejido está compuesto por dos caminos en paralelo: el primero es el camino extracelular, que representa una resistencia ( $R_e$ ) que no cambia con la frecuencia, y el segundo, el camino intracelular, en el cual se encuentra la resistencia eléctrica propia del líquido intracelular ( $R_i$ , que tampoco cambia con la frecuencia), seguida de un capacitor ( $C$ , que representa la membrana celular), el cual, como ya se ha dicho, ofrece una

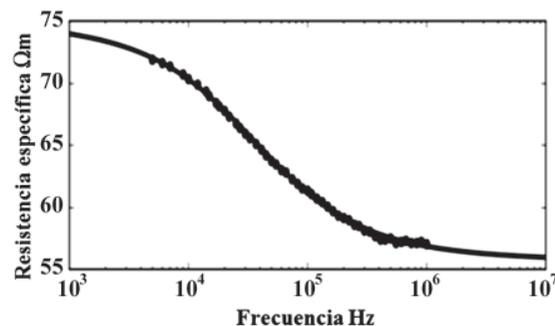


Figura 1. Variación de la resistencia específica de un tejido biológico en función de la frecuencia. Los puntos corresponden a mediciones realizadas a determinadas frecuencias, mientras que la línea continua corresponde a la curva obtenida con los valores teóricos que mejor se ajustan a un modelo matemático obtenido a partir de dichos valores experimentales.

oposición eléctrica llamada reactancia capacitiva ( $X_c$ ), la cual disminuye al aumentar la frecuencia. Como se considera que la membrana actúa como un capacitor (C), en el modelo se representa como tal y se suele denominar como  $C_m$ <sup>6</sup>. Véase figura 2.

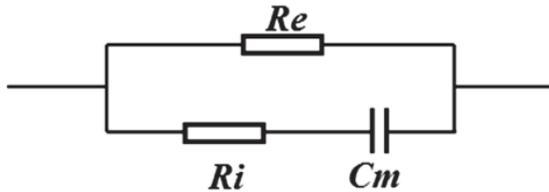


Figura 2. Modelo eléctrico simple de los tejidos biológicos.

En un modelo como el anterior, la oposición o resistencia al flujo de corriente se llama impedancia eléctrica ( $Z$ , medida en ohmios), para indicar que tiene una parte resistiva pura ( $R$ , que no cambia con la frecuencia) y una parte reactiva ( $X_c$ , que cambia con la frecuencia). Para el caso en estudio, en este artículo a la impedancia se le denomina Bioimpedancia Eléctrica (BIE), pues se trata de la impedancia eléctrica de materiales biológicos (suspensiones celulares, tejidos o partes de ellos, órganos u organismos, como ya se mencionó). Si los valores de estos dos componentes a diferentes frecuencias se dibujan en un plano cartesiano, en el cual se representa la parte resistiva ( $R$ ) en la abscisa (eje horizontal o eje de las «x») y la reactancia capacitiva ( $X_c$ ) en la ordenada (eje vertical o eje de las «y»), se obtendrá el diagrama mostrado en la figura 3.

Como se aprecia en la figura 3, la suma vectorial (geométrica) de estos dos componentes de resistencia  $R$  y  $X_c$  da como resultado la

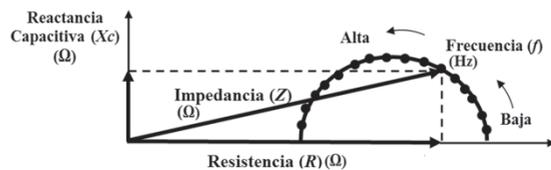


Figura 3. Variación de la resistencia y la reactancia de un tejido biológico en función de la frecuencia. El semicírculo se obtiene con los valores medidos a diferentes frecuencias (círculos rellenos), en los cuales los valores de  $R$  y  $Z$  son mayores a frecuencias bajas y van disminuyendo a frecuencias mayores.

resistencia total, que es lo que conocemos como la medida de la bioimpedancia eléctrica ( $Z$ ). También aparece un nuevo elemento, que es el ángulo phi ( $\phi$ ), conocido como ángulo de fase, el cual puede suministrar información valiosa sobre el tejido analizado. Trigonómicamente, el ángulo de fase se puede definir como  $\phi = \arctan(X_c/R)$ .

Finalmente, cuando se estudian tejidos u órganos por medio de la BIE, lo importante no es el valor de la resistencia neta que ofrecen, sino la resistividad de los mismos, que es la relación entre la resistencia ofrecida por un medio y el volumen estudiado. La resistividad ( $\rho$ , expresada en ohmios metro,  $\Omega m$ , también conocida como resistencia específica) es el parámetro que permite, en buena medida, caracterizar los tejidos, distinguirlos entre sí e, igualmente, diferenciar entre tejido normal y tejido alterado o patológico<sup>1</sup>. La resistividad se puede calcular mediante la fórmula  $\rho = (R * A) / L$ , donde  $R$  es la resistencia en ohmios ( $\Omega$ ),  $A$  es el área de la sección transversal en metros cuadrados ( $m^2$ ), y  $L$  es la longitud en metros (m). Obviamente, esto solo se cumple en cuerpos geométrica y estructuralmente homogéneos. En los tejidos biológicos, los principales factores que pueden cambiar los valores de su resistividad son, entre otros: la composición de los líquidos en él presentes (especialmente el tipo de iones y su concentración), y el tamaño y arquitectura de sus células (forma, organización de las mismas y separación entre ellas)<sup>7,8</sup>.

## APLICACIONES CLÍNICAS DE LA BIE

Las respuestas bioeléctricas cambian de acuerdo con la composición y la arquitectura de los tejidos: por ejemplo, el tejido graso ofrece una resistencia mayor al paso de la corriente, comparado con el tejido muscular, dado que el primero contiene muy poco líquido (tanto extracelular como intracelular), mientras que el segundo es muy hidratado y, por lo tanto, contiene muchos más iones capaces de moverse bajo el influjo de un campo eléctrico. Son, pues, varias las aplicaciones que se derivan de la

utilización de la bioimpedancia eléctrica, teniendo en cuenta que se relacionan con la composición, el tamaño, el volumen y la forma geométrica de los tejidos. De esta manera, se pueden obtener dos tipos de información: una que brinda datos cuantitativos y cualitativos sobre los cambios de volúmenes, por ejemplo, en corazón, pulmón y arterias (cardiografía, neumografía y pletismografía por impedancia eléctrica, respectivamente); y otra que implica la determinación de las características de los tejidos biológicos en términos de volúmenes intracelular y extracelular, hidratación, densidad y caracterización celular<sup>9</sup> (conteo de células en una solución, como la determinación de hematocrito; control de volúmenes durante procedimientos de diálisis<sup>10</sup>; monitorización de isquemia tisular<sup>11</sup>; viabilidad de injertos o trasplantes<sup>12</sup>; detección de células cancerosas en mama<sup>13</sup>, cervix<sup>14</sup> y piel<sup>15</sup>, entre otros).

Una de las aplicaciones más estudiadas han sido las técnicas de análisis de composición corporal, conocidas como Análisis de Bioimpedancia Eléctrica (BIA, por sus siglas en inglés), que estiman el agua corporal total y su distribución entre los espacios intracelular y extracelular, la masa magra (o masa libre de grasa) y la masa grasa<sup>16</sup>. En este caso, se utiliza un arreglo llamado tetrapolar, con cuatro electrodos de superficie: dos electrodos que inyectan una corriente constante, ubicados distalmente en la mano y el pie derechos, y dos electrodos que registran el voltaje, ubicados proximales en la muñeca y el tobillo derechos<sup>17</sup>. Se asume una relación matemática entre la longitud al cuadrado del conductor (equiparada a la altura del individuo evaluado) y la resistencia eléctrica ( $L^2/R$ ), con relación al agua corporal que contiene los electrolitos que conducen la corriente eléctrica. A baja frecuencia, cuando la corriente se produce primordialmente en el espacio extracelular, se determina el líquido extracelular; mientras que, a frecuencias altas, con las cuales la corriente circula prácticamente por todo el volumen del organismo, se calcula el agua corporal total. El líquido intracelular se calcula por la diferencia entre ambos valores<sup>18</sup>.

La bioimpedancia eléctrica segmentaria (SBIA, por sus siglas en inglés) se empezó a utilizar a finales de los años 80, con el objetivo de superar algunas dificultades que ofrece el análisis corporal total. En especial, la pequeña contribución del tronco, que representando el segmento con mayor área de sección transversa del cuerpo (50%) aporta solo un 10% de la impedancia total, lo cual significa que en la bioimpedancia corporal total se analizan, fundamentalmente, los cambios que ocurren en la masa libre de grasa de las extremidades. Los cambios de masa magra o los acúmulos de líquidos abdominales (cirrosis, ascitis) no se reflejan adecuadamente en las mediciones corporales totales<sup>19</sup>. Además de la determinación de la composición corporal la SBIA se ha utilizado para evaluar la condición de hidratación en pacientes durante la hemodiálisis<sup>20</sup>, monitorizar el desarrollo de edema posquirúrgico en miembros inferiores<sup>21</sup>, evaluar la aparición de linfedema posterior a la resección ganglionar en cáncer de mama<sup>22</sup>, seguimiento del proceso de cicatrización en piel<sup>23</sup>, detección de sarcopenia en adultos mayores<sup>24</sup> y evaluar la presencia y severidad de lesiones musculares agudas<sup>25,26</sup>.

## MIOGRAFÍA POR IMPEDANCIA ELÉCTRICA

En el año 2000, los doctores Aaron y Shiffman desarrollaron una técnica que llamaron inicialmente análisis de bioimpedancia eléctrica localizada, para diferenciarla de la SBIA, la cual se desarrolló, no con el fin de realizar cálculos de composición corporal, sino para evaluar grupos musculares de una forma no invasiva<sup>27</sup>. A diferencia de los estudios electrofisiológicos tradicionales, la miografía por impedancia eléctrica (EIM, por sus siglas en inglés) no estudia las propiedades eléctricas inherentes del tejido. De una forma similar al ultrasonido, evalúa un pequeño volumen corporal, aplicando una corriente externa constante al organismo y evaluando los patrones de respuesta registrados en la superficie. Esta respuesta, en vez de una imagen, brinda una serie de

parámetros eléctricos que describen el estado del músculo. Alteraciones como la atrofia y la pérdida de fibras musculares, el edema o la infiltración grasa provocarán cambios en las propiedades eléctricas del músculo<sup>3</sup>.

Las mediciones de impedancia localizada se realizan en segmentos como brazo, antebrazo o muslo, en los cuales la simplicidad de la geometría permite desarrollar modelos matemáticos que relacionan los datos de impedancia con la anatomía o estructura de los tejidos subyacentes<sup>28</sup>. Teniendo en cuenta que la resistividad del tejido muscular es un orden de magnitud menor que la de la grasa y dos órdenes de magnitud menor que el hueso, estos no afectan significativamente el resultado de las mediciones, pudiendo atribuir los parámetros eléctricos obtenidos a las características del tejido muscular subyacente<sup>29,30</sup>.

Algunos de los parámetros eléctricos analizados son la resistividad efectiva del músculo y el ángulo de fase ( $\phi$ ) asociado a las membranas celulares. La resistividad efectiva puede definirse como la resistencia eléctrica ordinaria de una unidad cúbica de músculo, y este valor se asume para la totalidad de ese músculo o complejo muscular<sup>28</sup>. Su cálculo requiere la determinación del área de sección transversa del músculo y la estimación del pliegue graso subcutáneo. En hombres adultos delgados, los pliegues grasos tienen un efecto mínimo sobre la resistividad efectiva y, para el resto, es suficiente con la medición de los pliegues grasos y la información acerca de las áreas de sección transversa del músculo brindada por los atlas de anatomía<sup>27,30</sup>.

El ángulo de fase ( $\phi$ ) representa la forma en que las membranas celulares reflejan el desfase entre la corriente alterna aplicada y el voltaje medido, que directamente refleja la integridad de la membrana: en el caso de un daño completo de la membrana, la fase sería igual a 0, debido a que el componente de reactancia capacitiva ( $X_c$ ) desaparece (véase figura 3), y el tejido solo presentaría una resistencia eléctrica ( $R$ ) pura y no variable. Debido a la estructura

única de la fibra muscular, cuando la corriente fluye de manera perpendicular al eje óseo subyacente, encuentra más membranas celulares por unidad de distancia, que si lo hiciera longitudinalmente, provocando una variación en la fase. Por esta razón también se ha utilizado la determinación de una fase promedio, teniendo en cuenta los datos obtenidos estimulando con la corriente a través y a lo largo de la fibra muscular<sup>28</sup>.

Estos dos parámetros (resistividad,  $\rho$ , y ángulo de fase,  $\phi$ ) se han encontrado sensiblemente afectados en enfermedades neuromusculares sistémicas. Es así como los primeros trabajos de Rutkove y cols.<sup>28</sup> comparando los parámetros de controles normales versus sujetos con patologías neuromusculares diversas, como miopatía inflamatoria, amiotrofia diabética, poliomielitis y esclerosis lateral amiotrófica, mostraron una disminución del ángulo de fase ( $\phi$ ) y un aumento de la resistividad ( $\rho$ ) a nivel del cuádriceps, en todos los sujetos con enfermedad neuromuscular generalizada. Incluso, la disminución en el ángulo de fase ( $\phi$ ) se correlacionó positivamente con la progresión de la debilidad muscular en sujetos seguidos en el tiempo, y aumentó en respuesta al tratamiento con corticoesteroides, en los casos en que estos fueron utilizados y produjeron mejoría de la fuerza muscular.

En esclerosis lateral amiotrófica, la miografía por impedancia eléctrica se ha propuesto como método sensible para detectar la progresión de la enfermedad, y se ha mostrado superior a la dinamometría manual y a las escalas de evaluación funcional<sup>31</sup>. Se han demostrado diferencias estadísticamente significativas entre sujetos normales y sujetos con atrofia muscular espinal e, incluso, es posible diferenciar entre sujetos con atrofia tipo 2 y sujetos con atrofia tipo 3. También muestra, además, una fuerte correlación positiva con la dinamometría manual<sup>32</sup>. Su sensibilidad para distinguir entre niños sanos y niños con distrofia de Duchenne es del 98%, correlacionándose bien con las escalas funcionales de fuerza muscular y caminata de los 6 minutos, y se ha propuesto su utilización

como biomarcador de la progresión de la enfermedad, junto a las medidas funcionales<sup>33</sup>.

También, se han encontrado alteraciones en patologías localizadas, y de manera especial, se ha propuesto como una herramienta útil para diagnosticar y cuantificar la atrofia por desuso<sup>34,35</sup>. En un estudio realizado en sujetos inmovilizados con yeso por fracturas distales del miembro inferior, se determinó el ángulo de fase ( $\phi$ ) en una línea de tiempo desde el retiro inmediato de la inmovilización hasta la recuperación completa de la movilidad articular, encontrando que el ángulo de fase ( $\phi$ ) a 50 kHz era menor en el tibial anterior inmovilizado que en el sano, y aumentó progresivamente hasta la recuperación completa de la movilidad articular, llegando a valores comparables a los datos de normalidad, según edad, para este grupo muscular<sup>34</sup>.

La disminución del ángulo de fase ( $\phi$ ) también se ha documentado en atrofia muscular secundaria a radiculopatías cervical y lumbar, comprobadas por electromiografía, siendo más notorios los cambios en radiculopatía crónica que en denervación aguda<sup>36</sup>.

En dolor lumbar agudo, se han detectado cambios, especialmente a bajas frecuencias, con disminución de la resistencia extracelular ( $R_e$ ) a nivel de los músculos paraespinales lumbares, secundario al edema (que aumenta el espacio extracelular), permitiendo una diferenciación confiable entre sujetos sanos y sujetos con patología lumbar aguda<sup>37</sup>. En lesiones musculares agudas, la acumulación de líquido por el edema postraumático y el daño de las membranas celulares origina una disminución de la resistencia ( $R$ ) y de la reactancia ( $X_c$ ) musculares, parámetros que recuperan los valores pre-lesión cuando se documenta la recuperación total del tejido por ecografía<sup>26</sup>.

Se han encontrado diferencias significativas de la resistencia eléctrica ( $R$ ) en músculos esternocleidomastoideos y paraespinales afectados en distonía cervical, comparados con músculos normales, parámetro que disminuyó

notablemente después de la aplicación de toxina botulínica<sup>38</sup>. También se han encontrado diferencias en la impedancia eléctrica ( $Z$ ) muscular en los estados de reposo, contracción isométrica y poscontracción, que pueden tener aplicación en el estudio de la fatiga muscular<sup>39</sup>.

## MÉTODOS DE MEDICIÓN

La técnica más sencilla es la llamada miografía por impedancia eléctrica lineal, en la cual se aplica una corriente alterna de 400-800  $\mu$ A (dependiendo del equipo usado), a una frecuencia de 50 kHz, utilizando dos electrodos de superficie (pueden utilizarse electrodos de electrocardiografía<sup>40</sup>) a distancia del segmento a evaluar, y dos o más electrodos de registro o voltaje sobre el eje de la zona de interés<sup>36</sup>. Por ejemplo, los electrodos de corriente pueden ubicarse bien sea en la mano y pie del lado del segmento a medir, o en la palma de las dos manos, mientras que los dos electrodos de voltaje se pueden colocar sobre el bíceps braquial a evaluar<sup>41</sup>. También es posible utilizar un arreglo «cercano» en el que los electrodos de corriente se sitúan próximos a los de voltaje<sup>3</sup>. Véase figura 4.

La corriente alterna utilizada es de amplitud constante, alta frecuencia y baja intensidad, no origina despolarización neuronal ni muscular, y, aunque pase a través del área cardíaca, es tan débil, que el riesgo de producir arritmias cardíacas es extremadamente poco probable<sup>36</sup>.

Los parámetros calculados por el bioimpedanciómetro, a partir del voltaje medido por los electrodos, varían según los equipos, pero, generalmente, son la resistencia ( $R$ ), la reactancia capacitiva ( $X_c$ ) y el ángulo de fase ( $\phi$ ). Los dos primeros ( $R$  y  $X_c$ ) pueden afectarse por el tamaño y la geometría del tejido muscular, pero el ángulo de fase ( $\phi$ ) es independiente de las variaciones geométricas. En los casos de atrofia muscular, se espera una reducción del ángulo de fase ( $\phi$ ), con incremento de la resistencia eléctrica ( $R$ ) y disminución de la reactancia capacitiva ( $X_c$ ) del tejido<sup>36</sup>.



**Figura 4.** Ejemplo de dos arreglos para mediciones de miografía por impedancia eléctrica en el biceps braquial del lado derecho: a) con electrodos de corriente distales, b) con electrodos de corriente cercanos.

También es posible realizar el estudio con varias frecuencias, en cuyo caso la miografía por impedancia eléctrica con multifrecuencia ofrece todo el espectro de respuesta de resistencia eléctrica ( $Z$ ) del tejido muscular, permitiendo evaluar el espacio intra y extracelular a través de la utilización de modelos eléctricos, como el de Cole-Cole<sup>42</sup>.

Para mejorar la reproducibilidad de las mediciones y estandarizar la ubicación de los electrodos, se han desarrollado arreglos de electrodos que contienen cuatro electrodos de plata (dos de corriente y dos de voltaje) ensamblados en una barra de plástico y con un aplicador para sostener manualmente<sup>43</sup>. Este caso de arreglo cercano<sup>3</sup>, debido a que los electrodos de corriente no están separados de los de voltaje, tiene la desventaja de que el efecto de la grasa subcutánea se incrementa. Sin embargo, estos aditamentos han probado su utilidad en estudios clínicos en niños<sup>44</sup>.

Con el objetivo de diferenciar entre patologías neuropáticas y miopáticas, se ha propuesto la determinación de las propiedades eléctricas del músculo, realizando las mediciones de manera longitudinal y transversal sobre el músculo de interés. Debido a la disposición longitudinal de las fibras musculares, la resistencia eléctrica ( $R$ ) es menor cuando la corriente fluye en su mismo sentido que cuando atraviesa distintas fibras musculares, propiedad que se conoce como anisotropía<sup>45</sup>. La determi-

nación de la anisotropía, rotando los electrodos sobre la zona de medición, ha demostrado diferencias prometedoras entre patologías musculares, que principalmente afectaría la estructura columnar de las fibras musculares, y las neuropáticas en las que existiría una relativa preservación de dicha estructura<sup>46</sup>.

## CONCLUSIONES

La miografía por impedancia eléctrica es una técnica no invasiva, de bajo costo, fácil de usar, indolora, que no requiere esfuerzos ni participación por parte del paciente y, por lo tanto, completamente objetiva, y que puede ser utilizada en enfermedades neuromusculares para su diagnóstico, seguimiento y evaluación de la respuesta al tratamiento. Puede ser realizada en prácticamente cualquier músculo superficial, es rápida y requiere un entrenamiento mínimo<sup>31</sup>. Aún es una técnica en desarrollo y, si bien se dispone de tablas de normalidad (como el ángulo de fase  $[\phi]$ <sup>41</sup> y la resistividad<sup>47</sup> para algunos grupos musculares), las mediciones pueden variar de acuerdo con el tamaño de los electrodos utilizados y la distancia de colocación de los electrodos de medición<sup>41</sup>.

Es útil para diferenciar entre sujetos sanos y enfermos, en el seguimiento de la severidad de las patologías neuromusculares, y se ha propuesto su utilidad en estudios clínicos que deseen evaluar la respuesta a una terapéutica<sup>44,48</sup>. Sin

embargo, aún no es útil para diferenciar entre distintos tipos de patología neuromuscular<sup>29</sup>.

Las alteraciones detectadas usando miografía por impedancia eléctrica se explican por una variedad de factores, incluyendo cambios en el tamaño de la fibra muscular, alteraciones en la organización tisular, aumento del tejido conectivo e infiltración grasa<sup>49</sup>. Sin embargo, los mecanismos fisiopatológicos subyacentes a los cambios en los parámetros eléctricos en las diferentes patologías aún requieren ser mejor dilucidados, para que su utilización como diagnóstico diferencial entre distintas enfermedades neuromusculares sea completamente válida<sup>50</sup>.

## REFERENCIAS

1. Morucci JP, Valentinuzzi ME, Rigaud B, Felice CJ, Chauveau N, Marsili PM. Bioelectrical Impedance Techniques in Medicine. Part I: Bioimpedance Measurement. *Crit Rev Biomed Eng.* 1996; 24(4-6): 223-351.
2. Grimnes S, Martinsen Ø. Bioimpedance and bioelectricity basics. Second Edi. Elsevier Ltd; 2008.
3. Rutkove SB. Electrical Impedance Myography: Background, Current State, and Future Directions Seward. *Muscle Nerve.* 2009; 40(6): 936-46.
4. Grimnes S, Martinsen Ø. Bioimpedance and bioelectricity basics. London: Academic Press; 2000. p. 223-24
5. Schwan HP, Kay CF. Specific Resistance of Body Tissues. *Circ Res.* 1956 Nov 1; 4(6): 664-70.
6. Pethig R, Kell DB. The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology. *Phys Med Biol.* 1987; 32(8): 933-70.
7. Honq J, Kandasamy K, Maritmuthu M, Choi C, Kim S. Electrical cell-substrate impedance sensing as a non-invasive tool for cancer cell study. *Analyst.* 2011; 136(2): 237-45.
8. Heileman K, Daoud J, Tabrizian M. Dielectric spectroscopy as a viable biosensing tool for cell and tissue characterization and analysis. *Biosens Bioelectron* [Internet]. Elsevier; 2013 Nov 15 [cited 2014 Aug 14]; 49: 348-59. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23796534>
9. Ivorra A. Bioimpedance monitoring for physicians: an overview. *Cent Nac Microelectrónica Biomed ...* [Internet]. 2003 [cited 2014 Sep 23]; 2002: 1-35. Available from: [http://www.cnm.es/~mtrans/PDFs/Bioimpedance\\_for\\_physicians\\_rev1.pdf](http://www.cnm.es/~mtrans/PDFs/Bioimpedance_for_physicians_rev1.pdf)
10. Zhu F, Schneditz D, Kaufman AM, Levin NW. Estimation of body fluid changes during peritoneal dialysis by segmental bioimpedance analysis. *Kidney Int* [Internet]. 2000 Jan; 57(1): 299-306. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10620212>
11. Fallert MA, Mirotznik MS, Downing SW, Savage EB, Foster KR, Josephson ME, et al. Myocardial Electrical-Impedance Mapping Of Ischemic Sheep Hearts And Healing Aneurysms. *Circulation* [Internet]. 1993; 87(1): 199-207. Available from: <Go to ISI>://A1993KG43400023
12. Harms J, Schneider A, Baumgartner M, Henke J, Busch R. Diagnosing acute liver graft rejection: experimental application of an implantable telemetric impedance device in native and transplanted porcine livers. *Biosens Bioelectron.* 2001; 16(3): 169-77.
13. Malich A, Böhm T, Facius M, Kleinteich I, Fleck M, Sauner D, et al. Electrical impedance scanning as a new imaging modality in breast cancer detection—a short review of clinical value on breast application, limitations and perspectives. *Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A Accel Spectrometers, Detect Assoc Equip.* 2003; 497(1): 75-81.
14. Miranda-Mercado DA, Barrero-Pérez JG, Echeverri-Perico JH. Estudio piloto de detección temprana de cáncer de cuello uterino basado en espectroscopía de impedancia eléctrica. *SaludUIS.* 2006; 38.
15. Aberg P. Skin cancer as seen by electrical impedance. Tesis. Karolinska Institute; 2004.

16. Fuller N, 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; 43: 779-91.
17. Lukaski HC, Bolonchuk WW, Hall CB, Siders WA. Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. *J Appl Physiol.* 1986; 60(4): 1327-32.
18. Lukaski HC, Johnson E, Bolonchuk WW, Lykken G. Assessment impedance of fat-free mass using bioelectrical measurements of the human body. *Am J Clin Nutr.* 1985; 41: 810-7.
19. Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD, Deurenberg P, Elia M, Gómez JM, et al. Bioelectrical impedance analysis—part I: review of principles and methods. *Clin Nutr [Internet].* 2004 Oct [cited 2013 May 23]; 23(5): 1226-43. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15380917>
20. Zhu F, Kuhlmann MK, Kotanko P, Seibert E, Leonard EF, Levin NW. A method for the estimation of hydration state during hemodialysis using a calf bioimpedance technique. *Physiol Meas.* 2008 Jun; 29(6): S503-16.
21. Codognotto M, Piazza M, Frigatti P, Piccoli A. Influence of localized edema on whole-body and segmental bioelectrical impedance. *Nutrition.* 2008 Jun; 24(6): 569-74.
22. Ward L, Winall A, Insenring E. Assessment of bilateral lymphedema by bioelectrical impedance spectroscopy. *Int J Gynecol Cancer.* 2011; 21: 409-18.
23. Lukaski HC, Moore M. Bioelectrical impedance assessment of wound healing. *J Diabetes Sci Technol [Internet].* 2012 Jan; 6(1): 209-12. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3320840&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
24. Chang CI, Chen C-Y, Huang K-C, Wu C-H, Hsiung CA., Hsu C-C. Comparison of three BIA muscle indices for sarcopenia screening in old adults. *Eur Geriatr Med [Internet].* 2013 Jun [cited 2013 Jul 23]; 4(3): 145-9. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1878764912006882>
25. Nescolarde L, Yanguas J, Medina D, Rodas G, Rosell-Ferrer J. Assessment and follow-up of muscle injuries in athletes by bioimpedance: preliminary results. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc [Internet].* 2011 Jan; 2011: 1137-40. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22254515>
26. Nescolarde L, Yanguas J, Lukaski HC, Alomar X, Rosell-Ferrer J, Rodas G. Localized bioimpedance to assess muscle injury. *Physiol Meas.* 2013 Feb; 34: 237-45.
27. Aaron R, Shiffman CA. Using Localized Impedance Measurements to Study Muscle Changes in Injury and Disease. *Ann N Y Acad Sci.* 2000; 904: 171-80.
28. Rutkove SB, Aaron R, Shiffman CA. Localized bioimpedance analysis in the evaluation of neuromuscular disease. *Muscle Nerve.* 2002; 25: 390-7.
29. Esper GJ, Shiffman CA., Aaron R, Lee KS, Rutkove SB. Assessing neuromuscular disease with multifrequency electrical impedance myography. *Muscle and Nerve.* 2006; 34(5): 595-602.
30. Tarulli AW, Chin AB, Lee KS, Rutkove SB. Impact of skin-subcutaneous fat layer thickness on electrical impedance myography measurements: an initial assessment. *Clin Neurophysiol [Internet].* 2007 Nov [cited 2013 Jul 23]; 118(11): 2393-7. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2080664&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
31. Rutkove SB, Caress JB, Cartwright MS, Burns TM, Warder J, David WS, et al. Electrical impedance myography as a biomarker to assess ALS progression. *Amyotroph Lateral Scler.* 2012; 13(5): 439-45.
32. Rutkove SB, Shefner JM, Gregas M, Butler H, Caracciolo J, Lin C, et al. Characterizing spinal muscular atrophy with electrical impedance myography. *Muscle and Nerve.* 2010; 42(6): 915-21.
33. Rutkove SB, Darras B. Electrical impedance myography for the assessment of children with muscular dystrophy: a preliminary study. *J Phys Conf Ser.* 2013; 434(1).

34. Tarulli AW, Duggal N, Esper G, Garmirian L, Fogerson P, Lin C, et al. Electrical impedance myography in the assessment of disuse atrophy. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2009 [cited 2013 Dec 2]; 90(10): 1806-10. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999309003712>
35. Shiffman CA. Circuit Modelinf of the Electrical Impedance Part III: Disuse Following Bone Fracture. *Physiol Meas*. 2013; 34(5): 487-502.
36. Rutkove SB, Esper GJ, Lee KS, Aaron R, Shiffman CA. Electrical impedance myography in the detection of radiculopathy. *Muscle and Nerve*. 2005; 32(3): 335-41.
37. Ching CT-S, Chen Y-C, Lu L-H, Hsieh PF, Hsiao C-S, Sun T-P, et al. Characterization of the muscle electrical properties in low back pain patients by electrical impedance myography. *PLoS One* [Internet]. 2013; 8(4): e61639. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3632516&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
38. Lungu C, Tarulli AW, Tarsy D, Mongiovi P, Vanderhorst VG, Rutkove SB. Quantifying muscle asimetries in cervical dystonia with electrical impedance: A preliminary assessment. *Clin Neurophysiol*. 2011; 122(5): 1027-31.
39. Clemente F, Romano M, Bifulco P, Cesarelli M. Study of muscular tissue in different physiological conditions using electrical impedance spectroscopy measurements. *Biocybern Biomed Eng* [Internet]. Korea Institute of Oriental Medicine; 2014; 34(1): 4-9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bbe.2013.10.004>
40. Caicedo-Eraso JC, González-Correa CH, González-Correa CA. Use of electrocardiogram (ECG) electrodes for Bioelectrical Impedance Analysis (BIA). *J Phys Conf Ser*. 2012 Dec 20; 407: 012008.
41. Rutkove SB, Fogerson P, Garmirian L, Tarulli AW. Reference Values for 50 kHz Electrical Impedance Myography. *Muscle Nerve*. 2008; 38(3): 1128-32.
42. Cole KS, Cole RH. Dispersion and Absorption in Dielectrics I. Alternating Current Characteristics. *J Chem Phys* [Internet]. 1941; 9(4): 341. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aip/journal/jcp/9/4/10.1063/1.1750906>
43. Narayanaswami P, Spieker A, Mongiovi P, Keel J, Muzin S, Rutkove SB. Utilizing a handheld electrode array for localized muscle impedance measurements. *Muscle Nerve*. 2012; 46(2): 257-63.
44. Geisbush TR, Visyak N, Madabusi L, Rutkove SB, Darras BT. Inter-session reliability of electrical impedance myography in children in a clinical trial setting. *Clin Neurophysiol* [Internet]. International Federation of Clinical Neurophysiology; 2014; Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245714008098>
45. Fatt P. an Analysis of the Transverse Electrical Impedance of Striated Muscle. *Proc R Soc Lond B Biol Sci*. 1964; 159: 606-51.
46. Garmirian L, Chin AB, Rutkove SB. Discriminating neurogenic from myopathic disease via measurement of muscle anisotropy. *Muscle Nerve*. 2009; 39(1): 16-24.
47. Shiffman CA, Rutkove SB. Circuit Modeling of the Electrical Impedance: Part II Normal Subjects and System Reproducibility. *Physiol Meas*. 2013; 34(2): 223-35.
48. Li J, Sung M, Rutkove SB. Electrophysiologic Biomarkers for Assessing Disease Progression and the Effect of Riluzole in SOD1 G93A ALS Mice. *PLoS One*. 2013; 8(6): 1-7.
49. Ahad M, Fogerson P, Rosen G, Narayanaswami P, Rutkove SB. Electrical characteristics of rat skeletal muscle in immaturity, adulthood, and after sciatic nerve injury and their relation to muscle fiber size. *Physiol Meas*. 2009; 30(12): 1415.
50. Li J, Jafarpoor M, Bouxsein M, Rutkove SB. Distinguishing neuromuscular disorders based on the passive electrical material properties of muscle. *Muscle Nerve* [Internet]. 2014; (April 2014): 49-55. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24752678>