

# Consideraciones sobre la denominación de los electrodos para señales bioeléctricas externas

D. Díaz Cerecedo<sup>1</sup>, P. Luna Lozano<sup>2</sup>, Ó. Casas Piedrafita<sup>1</sup>, R. Pallàs Areny<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Grupo ISI, Universitat Politècnica de Catalunya, Castelldefels (Barcelona), España, {ramon.pallas}@upc.edu

<sup>2</sup> Facultad de Instrumentación Electrónica, Universidad Veracruzana, Xalapa, Méjico, {paluna}@uv.mx

## Resumen

*El creciente interés por la medida de señales bioeléctricas mediante electrodos dispuestos fuera del cuerpo, ha suscitado propuestas que van desde la medición sin contacto físico hasta la integración de electrodos en prendas de vestir y, como solución intermedia, la disposición de electrodos en ropa de cama o en asientos de diversos tipos. En muchos casos, esos electrodos no entran en contacto directo con la piel, por lo que a veces se designan como electrodos capacitivos, igual que los que no establecen ningún contacto físico con el cuerpo. En este trabajo se propone un criterio para designar un electrodo como resistivo (conductor) o capacitivo, que considera el modelo equivalente para el electrodo y su repercusión en el diseño de los circuitos de entrada del sistema de adquisición de señales. Según este criterio, sólo deberían considerarse como capacitivos aquellos electrodos cuya resistencia equivalente en un modelo formado por una resistencia en paralelo con una capacidad fuera demasiado grande para permitir la polarización de los amplificadores de entrada. Esto implica que la denominación de los electrodos dependerá de las características del sistema de medida. Como ejemplo se presenta el IPG plantar en una báscula, que se puede obtener fácilmente cuando los calcetines establecen un contacto directo con los electrodos de la báscula y el sistema de adquisición está diseñado para electrodos resistivos.*

## 1. Motivación y alcance

Para poder medir señales bioeléctricas (biopotenciales y bioimpedancias) en la superficie del cuerpo es necesario disponer una interfaz entre la piel y los circuitos electrónicos de medida. Dicha interfaz se designa genéricamente como *electrodo*. Estos electrodos suelen consistir en un conductor (metálico o no) que entra en contacto mecánico con la piel directamente [1] o a través de la ropa, por ejemplo cuando los electrodos están dispuestos en objetos externos, tales como camas [2] o sillas, sea en el respaldo [3], sea en el asiento [4]. También se han propuesto electrodos que miden “a distancia”, es decir, que están separados de la piel por un volumen de aire [5] [6].

Los electrodos que entran en contacto mecánico con la piel pueden hacerlo a través de un gel conductor (*electrodos húmedos*), que es lo más habitual, pero también directamente (*electrodos secos*) o a través de un dieléctrico tal como una cerámica [7] o una película aislante [8]. Cuando hay un dieléctrico interpuesto, y también cuando no hay contacto mecánico, los electrodos se denominan *capacitivos*. Sin embargo, a veces se designan como capacitivos aquellos electrodos en los que

entre el conductor y la piel hay un material no conductor como pueden ser los tejidos de las prendas de vestir. Ahora bien, la mayor parte de los tejidos no son dieléctricos sino que según su capacidad de absorción y desorción tienen una conductividad que depende de la humedad ambiente. Es obvio, pues, que mientras un electrodo sin contacto físico es necesariamente capacitivo, los electrodos que entran en contacto con el cuerpo sólo pueden ser considerados capacitivos si el contacto se establece a través de un dieléctrico. Ahora bien, dado que todos los dieléctricos tienen unas ciertas pérdidas, cabe preguntarse cuándo un electrodo con contacto mecánico podrá ser considerado realmente como capacitivo.

Para responder a esta pregunta y contribuir así a clarificar la terminología y mejorar el diseño de sistemas para adquirir señales bioeléctricas externas, en este trabajo se propone denominar a los electrodos según el valor de los parámetros que modelan su impedancia eléctrica, y relativos a las características de entrada de los circuitos electrónicos de medida.

## 2. Modelos para electrodos externos

Atendiendo a su modelo eléctrico equivalente, hay dos tipos de electrodos. En los electrodos que establecen un contacto galvánico con el interior del cuerpo, denominados *electrodos resistivos* o *conductores*, se forma una interfaz metal (electrodo)-electrolito (medio interno), que se puede describir de la forma convencional mediante un potencial de semipila y una impedancia en serie con ella [1]. Esta impedancia modela la variación de la caída de tensión en la interfaz en función de la densidad de corriente a su través y de su frecuencia. El electrodo actúa propiamente como transductor porque las corrientes dentro del cuerpo son iónicas mientras que las corrientes de entrada del amplificador de tensión, y las corrientes de salida del generador de señales empleado para inyectar una corriente en el cuerpo para medir bioimpedancia, son electrónicas. Para que la diferencia de potencial entre los dos terminales de entrada del amplificador sea la misma que hay entre los dos puntos del cuerpo donde están aplicados los electrodos, es necesario que la corriente a través de éstos sea tan pequeña que la caída de tensión en ellos sea inapreciable. La diferencia de potencial medida entre dos electrodos tiene entonces sólo dos componentes: la señal bioeléctrica deseada y la diferencia de potenciales de semipila entre electrodos (tensión de *offset*). Según el metal del electrodo, este offset puede ser de centenares de

milivoltios, es decir, mucho mayor que la señal deseada, cuyo valor de pico a pico en el caso de biopotenciales suele ser inferior a 1 mV. Éste es el caso de los electrodos Ag/AgCl, que fueron los primeros de amplio uso debido a su baja impedancia y alta estabilidad del potencial de semipila.

En los electrodos dispuestos en la superficie del cuerpo, para facilitar el contacto eléctrico, es decir la conducción de corriente entre el metal del electrodo y el interior del cuerpo, es habitual utilizar un gel conductor que penetre la epidermis. Sin embargo, si este gel se desparrama se pueden cortocircuitar electrodos que estén próximos. Además, dado que el gel se va secando con el tiempo, no son adecuados para monitorizaciones prolongadas. Como alternativa se propusieron los electrodos secos [9] [10], donde la sudoración debajo del electrodo acaba reduciendo la alta impedancia inicial debida a la piel seca.

Así pues, ambos tipos de electrodos conductores tienen el mismo modelo eléctrico, mostrado en la Figura 1. El valor de los componentes que modelan la impedancia no es constante sino que depende de la frecuencia, pero en cualquier caso la impedancia es prácticamente constante a frecuencias bajas (incluida la de 50/60 Hz de la red eléctrica) y decrece conforme aumenta la frecuencia, pero no necesariamente a razón de 20 dB/década, hasta que se estabiliza a partir de cierta frecuencia, que depende mucho del tipo de electrodo. Los electrodos secos tienen una impedancia mucho mayor que los electrodos con gel.

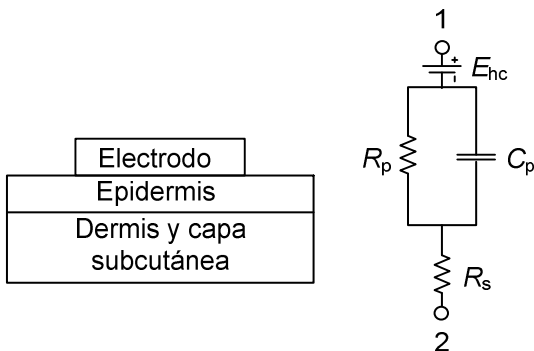


Figura 1. Modelo eléctrico para electrodos conductores

Los electrodos que no establecen un contacto galvánico con la piel consisten en una superficie metálica que se coloca cerca del cuerpo para formar un condensador con el medio interno, que también es conductor, y por esto se denominan *electrodos capacitivos*. Si no hay corriente a través del electrodo, su potencial será el de la zona del cuerpo donde esté colocado. Entonces no hay potencial de semipila, ni resistencia en serie, pero según haya o no contacto mecánico con el cuerpo, y según el material entre el electrodo y la piel cuando hay contacto, las pérdidas de dicho condensador pueden ser considerables. Por lo tanto, el modelo más adecuado consiste simplemente en la red  $R_p || C_p$  mostrada en la Figura 1.

Cualquiera que sea el tipo de electrodo, para medir tensión es necesario que la impedancia de entrada del amplificador sea mucho mayor que la de los dos electrodos involucrados. Esto es más fácil en electrodos resistivos que en electrodos capacitivos por cuanto la

capacidad de éstos puede ser de sólo unos picofaradios, mientras que las entradas de los amplificadores difícilmente tienen menos de 3 pF, sin contar la capacidad del cable de conexión si lo hubiera. En cambio, en los electrodos capacitivos no hay offset mientras en los electrodos resistivos hay que eliminar la tensión de offset antes de amplificar pues reduciría el margen dinámico, e incluso podría saturar la salida.

No obstante, la diferencia más importante entre electrodos resistivos y capacitivos está en la polarización de la entrada de los amplificadores. Los electrodos resistivos ofrecen a su través un camino a masa (de señal) para dichas corrientes, siempre y cuando el cuerpo esté conectado también a masa, es decir, que la medida se haga con tres electrodos. Los electrodos capacitivos, en cambio, no permiten la circulación de corriente continua a su través, salvo que su resistencia de pérdidas ( $R_p$ ) sea baja, en relación con las corrientes de polarización; pero entonces dejan de ser propiamente capacitivos. Para que las corrientes de polarización tengan un camino a masa cuando los electrodos son capacitivos, se suele disponer una resistencia entre cada entrada y masa [3]. Entonces, la capacidad del electrodo y dicha resistencia forman un filtro paso alto, y para no atenuar la señal deseada cuando es un biopotencial, el valor de la resistencia debe ser muy elevado (hay diseños con resistencias desde 3 GΩ hasta 100 GΩ).

En las medidas de bioimpedancia (Figura 2), los electrodos deben tener baja impedancia a la frecuencia de medida: los electrodos de inyección porque se produciría en ellos una caída de tensión importante que reduciría el margen dinámico, y los electrodos de detección para limitar el efecto de carga al medir tensión. Éstos, además, deben permitir la polarización de las entradas del amplificador. Si se mide impedancia compleja, también es importante que los electrodos no introduzcan un desfase apreciable. Si los electrodos son capacitivos, esto se consigue cuando  $R_p$  es mucho mayor que la impedancia del electrodo a la frecuencia de medida; pero deben permitir el paso de la corriente de polarización.

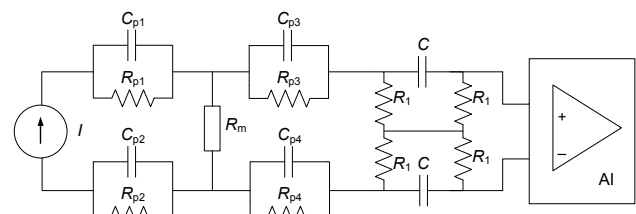


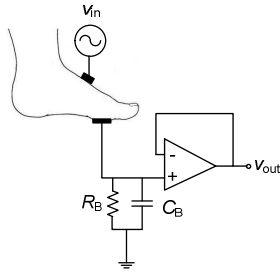
Figura 2. Medida de bioimpedancia con cuatro electrodos

Resulta, pues, que el carácter resistivo o capacitivo de un electrodo se puede determinar midiendo su impedancia compleja a la frecuencia de interés, y teniendo en cuenta a la vez las corrientes de polarización de los amplificadores.

### 3. Método de medida de la impedancia de los electrodos

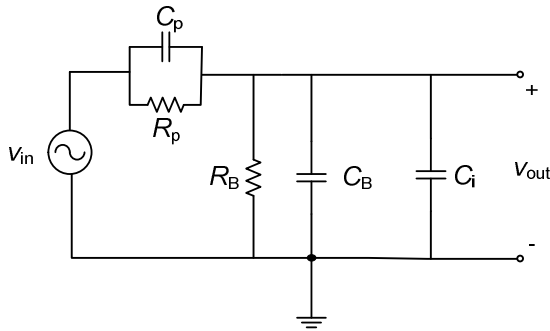
Para medir la impedancia de electrodos que no entran en contacto eléctrico con la piel se puede utilizar el método

de la Figura 3 [11], que no necesita circuitos diferenciales. Se aplica una tensión alterna mediante un



**Figura 3.** Medida de la impedancia compleja de un electrodo que no entra en contacto eléctrico con la piel

electrodo de muy baja impedancia (con gel) y se mide la corriente a partir de la caída de tensión en una impedancia conocida ( $R_B \parallel C_B$ ). Sustituyendo el modelo eléctrico de la interfaz electrodo-piel de la Figura 1 en el esquema de la Figura 3 y simplificándolo considerando que, debido a la proximidad de los electrodos, la impedancia del cuerpo y  $R_s$  son despreciables frente a la impedancia  $R_p \parallel C_p$ , se obtiene el circuito de la Figura 4 donde  $C_i$  es la capacidad de entrada del seguidor de tensión.



**Figura 4.** Circuito equivalente para el método de medida de la impedancia de electrodo

La función de transferencia de este circuito es

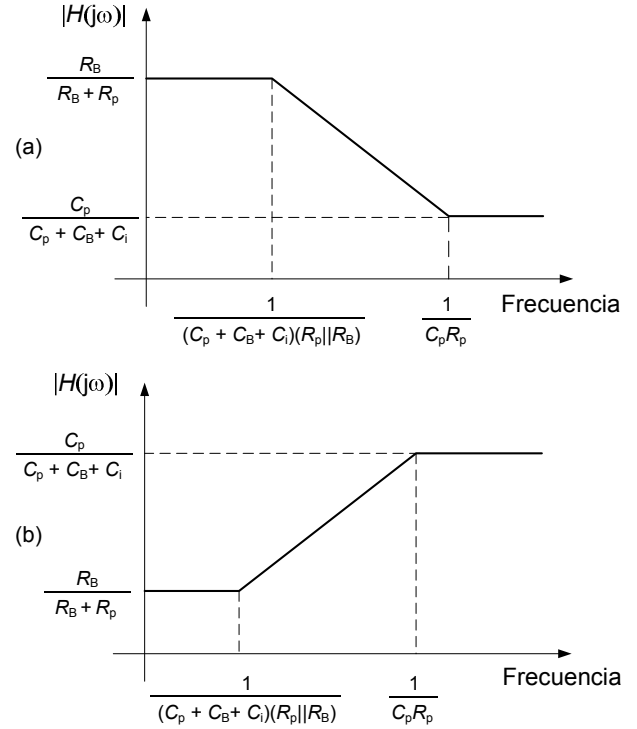
$$H(s) = \frac{C_p}{C_p + C_B + C_i} \frac{s + \frac{1}{R_p C_p}}{s + \frac{R_B + R_p}{R_B R_p} \frac{1}{C_p + C_B + C_i}}$$

de modo que la respuesta en frecuencia de su módulo puede tener los dos comportamientos distintos mostrados en la Figura 5, según que en los electrodos predomine, a baja frecuencia, un comportamiento resistivo (respuesta paso bajo) o capacitivo (respuesta paso alto). Los valores de  $R_p$  y  $C_p$  se pueden obtener a partir del módulo de  $H(s)$  a las frecuencias características.

#### 4. Resultados experimentales y discusión

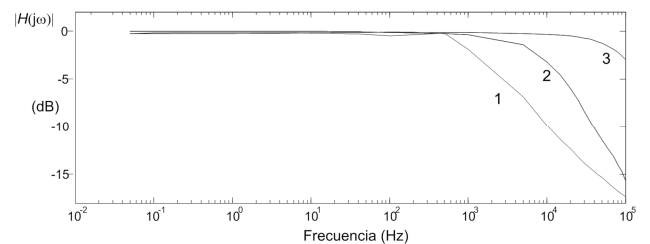
Se han caracterizado experimentalmente electrodos secos para medidas plantares en dos situaciones distintas que en la bibliografía han sido consideradas como medidas capacitivas: a) cuando el voluntario lleva calcetines en contacto mecánico directo con los electrodos, y b) cuando hay un plástico aislante entre el electrodo y la piel.

Para estimar la impedancia de electrodo cuando el voluntario llevaba calcetines (de 1 mm de grosor) se ha usado el método descrito en el apartado 3 con  $R_B = 12 \text{ M}\Omega$ ,  $C_B = 1 \text{ nF}$  y un seguidor de tensión (OPA129) con  $C_i = 3 \text{ pF}$ . Los electrodos tenían unos  $22,5 \text{ cm}^2$  ( $9,0 \text{ cm} \times 2,5 \text{ cm}$ ). La caracterización en frecuencia se realizó promediando 30 medidas entre 0,05 Hz y 100 kHz, cuando se aplicaba una tensión de 10 V.



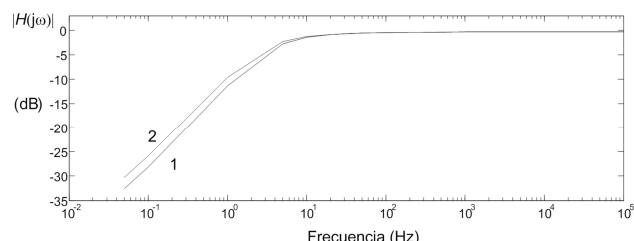
**Figura 5.** Módulo de la impedancia del circuito utilizado para caracterizar electrodos según que el comportamiento de éstos a baja frecuencia sea (a) resistivo o (b) capacitivo.

Se realizaron tres pruebas diferentes para estimar la variación en la impedancia del electrodo en función de: a) la fuerza ejercida sobre la interfaz por el peso de la persona y b) la humedad que aparecía en los calcetines cuando las pruebas se prolongaban unos minutos. Los resultados se presentan en la Figura 6 y la Tabla 1. Se observa que siempre predomina la componente resistiva de la impedancia, por lo que estas medidas no deberían calificarse como capacitivas, a pesar de que no haya un contacto directo con la piel. Además, y tal como era de esperar, la impedancia disminuye cuando las medidas se realizan en el sujeto de pie o aumenta la humedad.



**Figura 6.** Módulo de la respuesta en frecuencia del circuito para caracterizar la impedancia de electrodo con el voluntario sentado llevando calcetines secos (1), de pie con calcetines secos (2) y de pie con calcetines con mayor grado de humedad (3)

Cuando entre los electrodos metálicos y la piel no había calcetines sino una lámina de plástico de unos 0,8 mm de grosor, predominaba la componente capacitiva de la impedancia, tal como se observa en la Figura 7 y la Tabla 1. Para maximizar el margen dinámico de los resultados, en este caso se prescindió de  $C_B$  en el circuito de medida. Se observa también que al interponer la lámina de plástico, las variaciones en la impedancia según la presión ejercida por el voluntario al estar sentado o de pie son mucho menores que en el caso de utilizar calcetines.

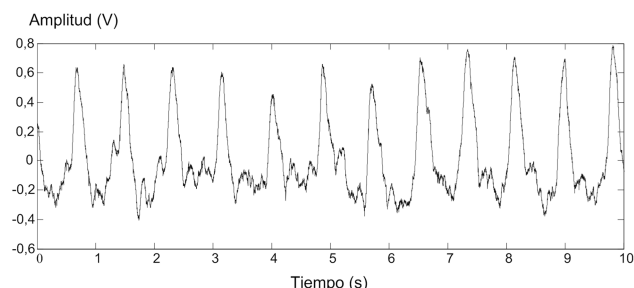


**Figura 7.** Módulo de la respuesta en frecuencia del circuito empleado para caracterizar la impedancia de electrodo con el voluntario sentado (1) o de pie (2)

Tipo de interfaz	$R_p/k\Omega$	$C_p/pF$
Calcetín seco, sentado	800	120
Calcetín seco, de pie	22	97
Calcetín húmedo, de pie	13	250
Plástico, sentado	$375 \times 10^3$	95
Plástico, de pie	$395 \times 10^3$	95

**Tabla 1.** Valor experimental de los parámetros que modelan la impedancia del electrodo según la interfaz

Para validar el comportamiento resistivo de la interfaz electrodo piel cuando el usuario lleva calcetines, se realizaron medidas plantares de bioimpedancia eléctrica en único pie (Figura 8) con un circuito similar al utilizado en [12], donde la polarización de la entrada diferencial se realiza a través del cuerpo. La interposición de una lámina de plástico entre los calcetines y el electrodo impedía obtener una señal donde se pudiera reconocer el latido cardiaco.



**Figura 8.** Medida de bioimpedancia en un pie con electrodos secos cuando el voluntario llevaba calcetines

En conclusión, el carácter resistivo o capacitivo de un electrodo para medir señales bioeléctricas impone exigencias distintas a los circuitos electrónicos

conectados a ellos, y en particular al circuito de polarización de la entrada. Por ello, se propone utilizar este criterio para clasificar a los electrodos, en vez de hacerlo según se establezca o no contacto directo entre el cuerpo y los electrodos.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación (contrato TEC2009-13022) y el Fondo Social Europeo. Los autores agradecen a la Escuela de Ingeniería de Telecomunicación y Aeroespacial de Castelldefels (EETAC) las instalaciones cedidas, al Sr. Francis López su soporte técnico y a los voluntarios su buena predisposición y paciencia.

## Referencias

- [1] Neuman MR, Biopotential electrodes, en JW Webster (ed.), Medical Instrumentation: Application and Design. John Wiley and Sons, 4<sup>th</sup> ed, 2009 (ISBN 978-0-471-67600-3).
- [2] Ueno A et al., Capacitive sensing of electrocardiographic potential through cloth from the dorsal surface of the body in a supine position: a preliminary study. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 54, 2007, pp 759-766.
- [3] Lim YG, Kim KK, Park KS, ECG measurement on a chair without conductive contact. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol 53, 2006, pp 956-959.
- [4] Luna-Lozano PS, Pallas Areny, R, Heart rate detection from impedance plethysmography based on concealed capacitive electrodes. *Proceedings XIX IMEKO World Congress*, Lisboa, 2009, pp 1701-1706 (ISBN 978-963-88410-0-1).
- [5] Richardson PC, Adams RM, Electric-field disturbances near the human body. *Journal of Applied Physiology*, vol. 26, 1969, pp 838-840.
- [6] Harland CJ, Clark TD, Prance RJ, Electric potential probes-new directions in the remote sensing of the human body. *Measurement Science and Technology*, vol 13, 2002, pp 163-169.
- [7] Matsuo T, Inuma K, Esashi M, A barium-titanate-ceramics capacitive-type EEG electrode. *IEEE Trans Biomed. Eng.*, vol 20, 1973, pp 299-300.
- [8] Griffith ME, Portnoy WM, Stotts LJ, Day JL, Improved capacitive electrocardiogram electrodes for burn applications. *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol 17, 1979, pp 641-646.
- [9] Bergey GE, Squires RD, Sipple WC, Electrocardiogram recording with pasteless electrodes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 18, 1971, pp 205-211.
- [10] Betts RP, Brown BH, Method for recording electrocardiograms with dry electrodes applied to unprepared skin. *Medical and Biological Engineering*, vol 14, 1976, pp 313-315.
- [11] Luna-Lozano PS, Pallas Areny, R, Microphonics in biopotential measurements with capacitive electrodes. *Proceedings XXXII Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires, 2010, pp 3487-3490.
- [12] González-Landaeta R, Casas O, Pallas Areny R, Heart rate detection from plantar bioimpedance measurements. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol 55, 2008, pp 1163-1167.