

Propuesta de modelado del potencial transcutáneo de la piel

M.A. Callejón Leblic¹, M.M. Castaño Carrasco¹, L.M. Roa Romero^{1,2}, J. Reina Tosina^{3,2}

¹ Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Sevilla, Sevilla, España

² Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), España

³ Depto. de Teoría de la Señal y Comunicaciones, Universidad de Sevilla, Sevilla, España

Resumen

En este trabajo se presenta una propuesta de modelado eléctrico del potencial transcutáneo de la piel, como primera aproximación al modelado aplicado al análisis de las comunicaciones intracorporales (IBC en inglés). El modelo obtenido se corresponde con un circuito formado por condensadores y resistencias, cada uno de los cuales emula eléctricamente alguna característica estructural y/o fisiológica de la piel. Para el análisis del modelo se han utilizado diagramas de Cole-Cole, a través de los cuales se han comparado las características del modelo con datos obtenidos experimentalmente por otros autores mediante técnicas de bioimpedancia. Los resultados evidencian que la impedancia transcutánea de la piel puede modelarse mediante un circuito basado en la ecuación de Cole, como el propuesto en este trabajo, y cuyos elementos representan las características fisiológicas de la misma.

1. Introducción

Los últimos avances en el campo de las Tecnologías de la Información y Comunicaciones (TIC) han facilitado la implementación de plataformas tecnológicas que permiten la monitorización del paciente desde el hogar, gracias al desarrollo de las redes de sensores. Si se pretende que los sistemas sean portables, la transmisión de información tiene que pasar por el uso de tecnologías inalámbricas [1], que evitan los problemas de cableado entre sensores y facilitan la adaptación del paciente [2]. Existen distintos estándares inalámbricos para la comunicación entre sensores, como Bluetooth [3]-[4] y ZigBee [5]. Sin embargo, estos presentan serias limitaciones como la creciente saturación en la banda libre de frecuencias en la que operan y las desventajas asociadas al consumo [6].

Una de las soluciones planteadas a este problema fue presentada por Zimmerman [7] y se denomina "Intrabody Communications" (IBC), la cual se basa en la transmisión a través del cuerpo humano mediante acoplamiento electromagnético de campo cercano, con el que se logra que la señal transmitida quede confinada en la superficie corporal, sin transmitir al exterior, por lo que no se necesitan potencias de señal altas. La explotación de los sistemas IBC puede conseguirse a bajas frecuencias y sin producir interferencias con dispositivos cercanos. Sin embargo, el aprovechamiento eficiente de esta modalidad de comunicación requiere la investigación en modelos que ayuden a entender el comportamiento de la piel como medio de transmisión.

El objetivo de este trabajo es obtener una primera aproximación al modelado eléctrico de la piel, mediante un modelo circuital que refleje en la medida de lo posible las características estructurales, fisiológicas y eléctricas de la misma, resolviendo así algunas de las carencias encontradas en los modelos existentes en la bibliografía. Estos se centran en el modelado de una determinada característica eléctrica de la piel, sin tener en cuenta el resto de mecanismos fisiológicos por los que está gobernada. Por ello, el modelo propuesto resulta de un intento de aunar las aportaciones realizadas por los distintos autores. Siguiendo este razonamiento, se obtuvo el primer modelo propuesto. Posteriormente, se concedió mayor importancia a aquellas estructuras de la piel que contribuyen preferentemente a sus propiedades eléctricas, obteniéndose un modelo simplificado del anterior.

2. Materiales y métodos

La metodología seguida en este trabajo ha consistido en representar circuitalmente las propiedades eléctricas y fisiológicas de la piel, que detallamos a continuación, partiendo de un análisis de las principales aportaciones y carencias de los modelos existentes en la bibliografía.

2.1. Fisiología de la piel

La piel está formada por tres capas bien diferenciadas: la epidermis, capa más exterior y fina, la dermis, capa interna más gruesa, y la hipodermis o tejido subcutáneo, rico en grasa, sobre el que descansan las dos capas anteriores [8]. Nuestro contacto con el exterior se produce por medio del estrato córneo, que es la capa más superficial de la epidermis. Está formado por células escamosas muertas, planas y delgadas, llamadas queratinocitos, que se desprenden continuamente para ser sustituidas por otras más nuevas. En estas células el citoplasma ha sido sustituido por una proteína hidrófoba: la queratina. El proceso por el cual las células más profundas de la epidermis se llenan de queratina y se desplazan hacia la zona más superficial de la piel se llama queratinización [9]. Estas células muertas constituyen una barrera protectora que evita la entrada de sustancias nocivas al interior, constituyendo así la principal función protectora de la piel. Es importante destacar que desde el punto de vista eléctrico, el estrato córneo es la capa que más influencia tiene en la medida de la impedancia de la piel [10] y por tanto, merece especial atención en este estudio.

2.2 Antecedentes del modelado eléctrico de la piel

De todos los modelos eléctricos de la piel analizados, destacamos los propuestos por Edelberg [11], Fowles [12] y Tregear [13]. Inicialmente, Edelberg modela eléctricamente los mecanismos de hidratación de la piel, pero no tiene en cuenta su división en capas. Fowles parte del modelo de Edelberg, diferenciando la capa dérmica y la epidérmica. Aún así, se echa en falta un modelo que considere algunas características fisiológicas de la piel, como por ejemplo, su composición celular. En este sentido, Tregear se basa en el modelo celular que puede verse en la Figura 1. La membrana celular está constituida por una bicapa lipídica aislante que no permite el paso de ciertos iones a su través [14], por lo que su comportamiento eléctrico es similar al de un condensador C_m , y por canales iónicos que pueden modelarse mediante resistencias R_m . Los líquidos intra- y extracelulares constituyen caminos de corriente que se modelan mediante sendas resistencias R_i y R_e . Tregear propone que las células del estrato córneo se modelen únicamente mediante el conjunto condensador y resistencia paralelo, debido a que las células muertas de dicha capa han perdido su componente intracelular en el proceso de queratinización, de ahí que eléctricamente implique que la resistencia R_i tienda a 0.

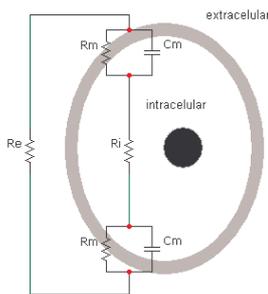


Figura 1: Modelo eléctrico celular. Adaptado de [15].

2.3 Modelo propuesto.

En la Figura 2 se muestra el modelo propuesto para el potencial transcutáneo. Se ha modelado el estrato córneo por un lado, y por otro el resto de las capas de la piel, basándonos en el hecho de que desde un punto de vista eléctrico el estrato córneo predomina frente a éstas, según Yamamoto [10], entre otros. Para modelar el estrato córneo, nos basamos en el modelo de Tregear, recurriendo al paralelo de un condensador C_{ec} con una resistencia $R_{gs,ec}$. El condensador modela las células queratinizadas y la resistencia los conductos sudoríparos que afloran a la superficie cutánea, representando así los mecanismos de hidratación de la piel según Edelberg y Fowles.

Para el modelado del resto de las capas vivas de la piel se utiliza el modelo celular. La resistencia $R_{e,d}$ representa el líquido intercelular, C_d se corresponde con la membrana de las células y $R_{i,d}$ modela el líquido intracelular. Por último, los conductos sudoríparos en estas capas están representados por la resistencia $R_{gs,d}$.

Si desde el punto de vista eléctrico se considera dominante el estrato córneo, entonces el resto de capas de la piel puede reducirse a una única resistencia equivalente

R_{int} , que puede incluso considerarse despreciable a bajas frecuencias [16]. En estas condiciones, el modelo anteriormente propuesto puede simplificarse y obtener la estructura mostrada en la Figura 3.

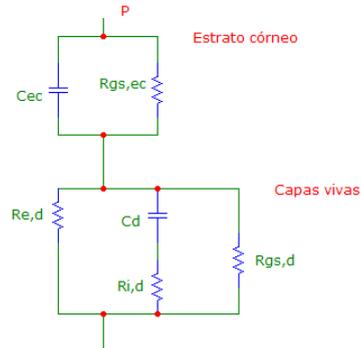


Figura 2: Modelo propuesto.

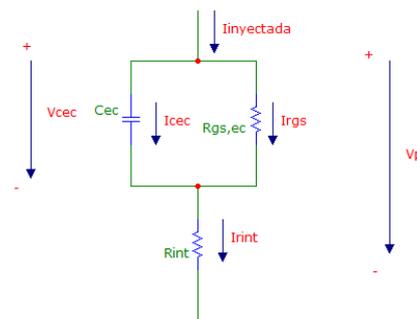


Figura 3: Modelo simplificado.

Las variables involucradas en el modelo simplificado son:

- $I_{inyectada}$: corriente inyectada a la piel a través de un electrodo.
- I_{cec} : parte de la corriente que atraviesa las células muertas del estrato córneo.
- I_{Rgs} : parte de la corriente que circula por los conductos sudoríparos.
- I_{Rint} : parte de la corriente que atraviesa las capas más profundas subyacentes al estrato córneo.
- V_p : potencial transcutáneo.
- V_{cec} : potencial en la capa del estrato córneo.

Las ecuaciones características de este modelo simplificado se presentan a continuación, y constituyen la expresión del potencial transcutáneo.

$$V_p = V_{cec} + I_{Rint} \cdot R_{int} \tag{1}$$

$$I_{Rint} = I_{inyectada} \tag{2}$$

$$V_{cec}(t) = V_{cec}(t=0) e^{-\frac{(t-t_0)}{C_{ec} R_{gs,ec}}} + \int_{t_0}^t \frac{I_{inyectada}(z)}{C_{ec}} e^{-\frac{z}{C_{ec} R_{gs,ec}}} dz \tag{3}$$

Puede observarse en (1) que al ser R_{int} prácticamente despreciable, el potencial transcutáneo vendrá fundamentalmente determinado por el potencial en el estrato córneo, el cual depende tanto de su valor inicial (sin excitación), como de la corriente que se le inyecte. Dicha aproximación sólo es válida para bajas frecuencias, aproximadamente hasta unos 10 kHz [17]. A frecuencias

mayores, las capas más internas de la piel tienen mayor influencia en la medida.

3. Resultados

3.1. Validación del modelo

Para la validación del modelo propuesto se han utilizado las medidas de bioimpedancia tomadas por Yamamoto sobre el estrato córneo [10]. El modelo simplificado cumple la ecuación de Cole (4) y se puede representar mediante diagramas de Cole-Cole [18]:

$$Z = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j2\pi f\tau)^{\alpha}} \quad (4)$$

De dicho diagrama pueden obtenerse los parámetros fundamentales: R_0 , resistencia equivalente a bajas frecuencias; R_{∞} , resistencia equivalente a altas frecuencias, y τ , constante de tiempo del sistema. En la Figura 4 se muestra el diagrama de Cole y el modelo circuital equivalente para α igual a 1. La correspondencia de los elementos circuitales de dicho modelo con los parámetros obtenidos del diagrama es la siguiente:

$$\begin{aligned} R_0 &= R_1 + R_2 \\ R_{\infty} &= R_1 \\ \tau &= R_2 C \end{aligned} \quad (5)$$

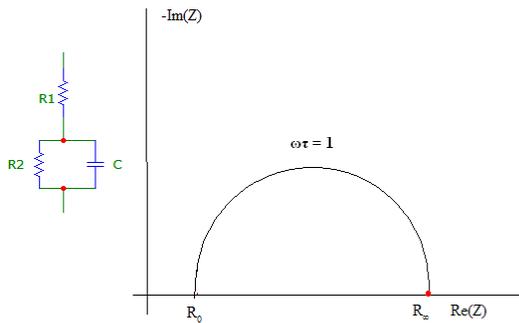


Figura 4: Diagrama de Cole y circuito equivalente para modelar impedancia biológica con $\alpha=1$.

Mediante un algoritmo de mínimos cuadrados programado en Matlab y la simulación de las ecuaciones características de voltaje e intensidad (1)-(3) del modelo simplificado (ver Figura 3), se obtuvo el diagrama de Cole teórico que mejor se ajustaba a la curva experimental de Yamamoto. El resultado se muestra en la Figura 5.

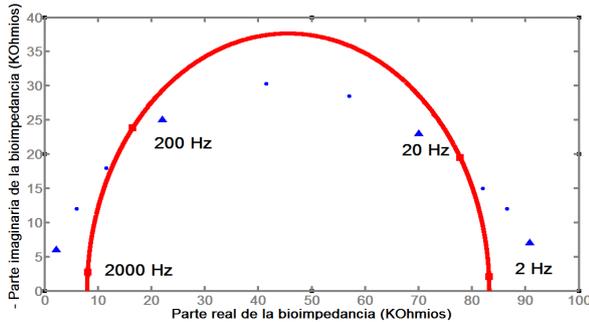


Figura 5: Comparación del modelo teórico (línea continua) con los resultados experimentales de Yamamoto (puntos).

Se observa que no hay una gran correspondencia entre los valores experimentales y los teóricos. Esto puede deberse a que hemos considerado α igual a 1. Por tanto, posteriormente se incluyó el parámetro α en el modelo como una variable más del mismo, con el fin de lograr una mayor correspondencia con los valores experimentales. Los resultados obtenidos de la simulación tras este cambio se muestran en la Figura 6. Como puede observarse, el ajuste ahora es mucho mejor, confirmando así la necesidad de incluir el parámetro α en nuestro modelo.

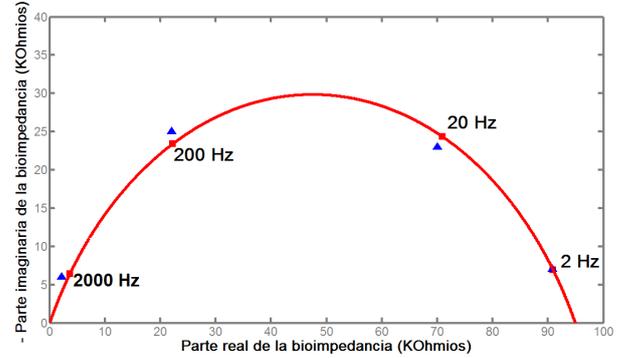


Figura 6: Comparación del modelo teórico incluyendo parámetro α (línea continua) con los resultados experimentales de Yamamoto (puntos).

3.2. Discusión de los resultados.

El modelo de la Figura 3 puede hacerse corresponder con algunos de los modelos existentes en la bibliografía, y concretamente con uno de los modelos propuestos por Salter [19] para impedancia de la piel, los cuales pueden verse en la Figura 7. El modelo de la Figura 7 a) está basado en el trabajo realizado, entre otros, por Cole, Fricke, y Schwan [20]. La diferencia entre el modelo propuesto simplificado de la Figura 3 y el de la Figura 7 a) es que en el primero hemos considerado que el parámetro α es igual a 1, considerando una capacidad ideal. El significado de este parámetro no es evidente, pero a menudo es necesario incluirlo para que los modelos se ajusten a los resultados experimentales. Cuando se incluye este parámetro, las capacidades ideales pasan a ser sustituidas por los denominados elementos CPE (Constant Phase Element), que son capacidades dependientes de la frecuencia según el parámetro α , cuyo valor está comprendido entre 0.5 y 1 [16].

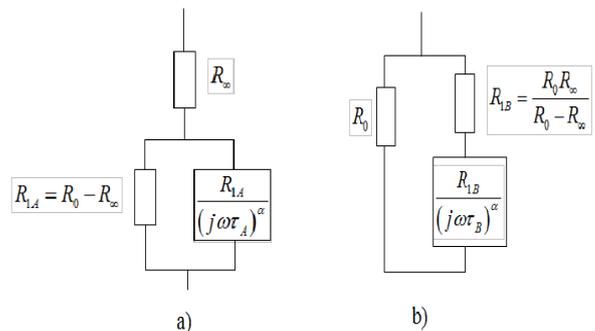


Figura 7: Modelos de Salter.

Los resultados obtenidos de la simulación, tras incluir el parámetro α , se muestran en la Figura 6, y como puede observarse, la correspondencia ahora es evidente, sobre todo a bajas frecuencias, confirmando así la necesidad de modelar la impedancia transcutánea de la piel mediante un circuito como el propuesto, sustituyendo la capacidad ideal por un elemento CPE. A partir de la gráfica obtenida (en línea continua) se identificaron los valores de los elementos circuitales, según (5), teniendo en cuenta que los elementos $R_{gs,ec}$ y R_{int} de nuestro modelo se corresponden respectivamente con R_2 y R_1 , como puede deducirse de la comparación entre las Figuras 3 y 4.

- $R_0 = 94910 \Omega$, $R_\infty = 6.5 \Omega$
- $C = 0.6160 \text{ nF}$, $A = 0.7153$
- $R_{gs,ec} = R_2 = R_0 - R_\infty = 94904 \Omega$
- $R_{int} = R_1 = R_\infty = 6.5 \Omega$
- $\tau = R_{gs,ec}C = 58.461 \mu\text{s}$

Puede confirmarse que R_{int} es prácticamente despreciable frente a $R_{gs,ec}$. Además, los resultados teóricos y los experimentales coinciden sobre todo a bajas frecuencias, lo que concuerda con la premisa en la que nos hemos basado para obtener los modelos: la predominancia eléctrica del estrato córneo frente al resto de capas de la piel, que se cumple aproximadamente hasta los 10 kHz.

4. Conclusión

A lo largo de este trabajo se ha mostrado que un modelo de bioimpedancia que presente una sola dispersión es suficiente para caracterizar el potencial transcutáneo a bajas frecuencias. Partiendo de un modelo general que captura las características estructurales, fisiológicas y eléctricas más completas, el modelo simplificado se corresponde aceptablemente con los resultados obtenidos experimentalmente por Yamamoto y lleva a una estructura que ha sido obtenida independientemente por otros autores. Para frecuencias más altas, las capas más internas de la piel cobran mayor protagonismo, por lo que el modelo simplificado pierde precisión. Es necesario entonces una descripción más detallada a nivel circuital de dichas capas, como la realizada en el modelo general propuesto. Otra de las ventajas que presenta el modelo simplificado es que permite estudiar de forma sencilla el comportamiento eléctrico de la piel en su dirección transversal, como primera aproximación para una posterior propuesta de modelado de la piel con la que poder realizar estudios sobre la propagación de señal en el contexto de las IBC.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), a través del proyecto intramural PREDIRCAM, y por la Consejería de Investigación, Ciencia y Empresa, Junta de Andalucía, a través del proyecto P08-TIC-04069.

Referencias

[1] Dohler M. Wireless Sensor Networks: The Biggest Cross-Community Design Exercise To-Date. *Recent Patents on Computer Science*, vol 1, no 1, 2008, pp 9-25.

[2] Kirsch C, Mattingley-Scott M, Muszynski C, Schaefer F, Weiss C. Monitoring chronically ill patients using mobile technologies. *IBM Systems Journal*, vol 46, no 1, 2007, pp 85-93.

[3] Winston W, Bui AT, Batalin M., Au L, Binney J, Kaiser W. MEDIC: Medical embedded device for individualized care. *Artificial Intelligence in Medicine*, vol 42, no 2, 2008, pp 137-152.

[4] Página web del Grupo Bluetooth. <http://www.bluetooth.com> (Consultada: Julio 2009).

[5] Página web de Zigbee Alliance. <http://www.zigbee.org> (Consultada: Julio 2009).

[6] Wexler J. Bluetooth and Zigbee: compare and contrast. *Technoworld*, March. 2005.

[7] Zimmerman TG. Personal area networks: near field intrabody communication. *IBM Syst. J.*, vol 35, no 3-4, 1996, pp 609-617.

[8] Página web de la Universidad de Virginia <http://www.healthsystem.virginia.edu> (Consultada: Julio 2009).

[9] Armijo M, Camacho F. Tratado de Dermatología. Grupo S.A. Aula Médica. Madrid 1998.

[10] Yamamoto T, Yamamoto Y. Electrical properties of epidermal stratum corneum. *Med Biol Eng*, vol 14, pp 592-594, 1976.

[11] Edelberg R. Biopotenciales from the skin surface: the hydration effect. *Ann. N.Y. Acad. Sci.* vol 148, 1968, pp 252-262.

[12] Fowles DC. The eccrine system and electrodermal activity. In *Psychophysiology*, Coles MGH, Donchin E, Porges SW (eds), pp. 51-96, Guilford Press, New York, 1986.

[13] Tregear RT. Physical Functions of skin. Academic Press, New York, 1966.

[14] Guyton AC, Hall JE. Tratado de Fisiología Médica. 11 edc., Elsevier, 2006 (ISBN: 8481749265).

[15] Neuman RN. Biopotencial electrodes. In *Medical instrumentation*, Webster JG (ed). Boston, MA, Houghton Mifflin, 1992, pp. 236-239.

[16] Grimmes S, Martinsen OG. Bioimpedance and bioelectricity basics. Academic Press, 2000 (ISBN: 0-12-303260-1).

[17] Martinsen OG, Grimnes S, Sveen O. Dielectric Properties of some keratinised tissues. Part 1: Stratum corneum and nail in situ. *Med Biol Eng Comput*, vol 35, 1997, pp 172-6.

[18] Cole KS. Permeability and impermeability of cell membranes for ions. *Proc. Cold Spring Harbor Symp. Quant. Biol.*, vol 8, 1940, pp 110-122.

[19] Salter DC. Studies in the measurement, form and interpretation of some electrical properties of normal and pathological skin in vivo. *PhD Thesis*, University of Oxford, 1981.

[20] Foster KR, Schwan HP. Dielectric properties of tissues. In *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*, Polk C, Postow E (eds), 2d ed, CRC Press, 1994.