

Estimador de bioimpedancia para neuroprótesis motoras

Luis Prieto, Alexis Fretes, Martín Teruel y Fernando Brunetti

Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción", Paraguay

luis.prieto@uc.edu.py, alexis.fretes@uc.edu.py, martin.teruel@uc.edu.py, fjbrunetti@uc.edu.py

Palabras clave: Bioimpedancia, FES, Electroestimulación, Neuroprótesis.

Resumen

Los valores inesperados de bioimpedancia pueden provocar un mal funcionamiento de los dispositivos de estimulación eléctrica muscular. El trabajo presenta el desarrollo de una solución de hardware y software para estimar la impedancia de la interfaz electrodo/piel/tejido profundo. La validación se realizó con 3 sujetos. El sistema y el algoritmo de estimación de bioimpedancia mostraron un rendimiento aceptable en los experimentos para diferentes cargas eléctricas y sujetos. El sistema también fue diseñado para ser parte de un dispositivo neuroprotésico motor portátil.

1. Introducción

Las neuroprótesis motoras son dispositivos que utilizan la estimulación eléctrica funcional para activar los músculos que generan el movimiento de los miembros. Idealmente, el estimulador debería aplicar la corriente o voltaje a los músculos que el usuario solicita siguiendo las formas de onda indicadas; pero en la práctica esto no siempre sucede. Una de las principales limitaciones es que estos dispositivos están diseñados para operar en un rango de trabajo, con ciertos valores de impedancias de los músculos estimulados. La ubicación o colocación inadecuada de los electrodos, mal estado de los mismos, vellos en la interfaz entre el electrodo y la piel, tejido muerto o incluso la fatiga muscular, pueden causar que el dispositivo trabaje fuera de su rango de trabajo para el cual fue diseñado. Para abordar este problema, en el trabajo proponemos un sistema destinado a estimar la impedancia vista desde los electrodos, diseñado para ser incluido en un dispositivo neuroprotésico.

2. Material y métodos

En la bibliografía se describen varios modelos de interfaz electrodo/piel/tejido profundo. Se seleccionaron los modelos de Boxtel [Boxtel, 1977] y Dorgan [Dorgan & Reilly, 1999] de la figura 1 para desarrollar la solución propuesta que se describe en este trabajo. Estos modelos asumen un pulso de estimulación rectangular con amplitud constante (o señal de CC). La figura 1.b) es un modelo final y simplificado alcanzado a partir del modelo figura 1.a). Según Dorgan, este modelo simplificado es suficientemente descriptivo de la interfaz electrodo/tejido profundo, siempre y cuando se tratara de pulsos de estimulación rectangulares de baja frecuencia (<2 kHz).

Si al circuito de la figura 1.b) lo exitaras utilizado como señal de excitación o de entrada un pulso de corriente monofásica con amplitud I_o , obtendremos:

$$V_e(t) = (I_o R_{SE} + I_o R_p (1 - e^{-\frac{t}{R_p C_p}}))u(t), \quad (1)$$

o,

$$V_e(t) = (ae^{bt} + c)u(t). \quad (2)$$

donde, $V_e(t)$ es el voltaje sobre los electrodos, mientras que a , b y c son respectivamente:

$$a = -I_o R_p, \quad b = \frac{-1}{R_p C_p} \quad \text{y} \quad c = I_o (R_{SE} + R_p).$$

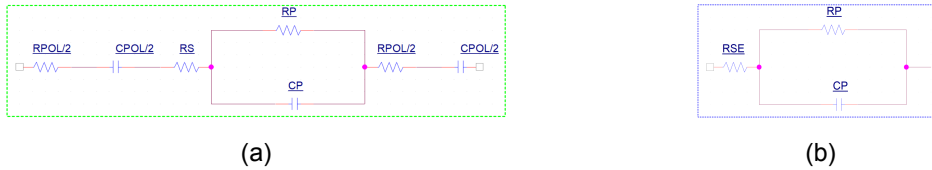


Figura 1. Modelos eléctricos de la interfaz electrodo/piel/tejido profundo, (a) Modelo extraído del trabajo de Boxtel, (b) Modelo extraído del trabajo de Dorgan.

La ecuación 1 y 2 representan el voltaje inducido en los electrodos cuando la señal de estimulación es un pulso de corriente monofásica.

Boxtel además señaló que el valor de R_p tiende a variar no linealmente con la corriente y particularmente con la disminución en la corriente de excitación. Esto es sumamente importante, ya que la impedancia estimada no será constante y dependerá de la corriente de estimulación.

2.1. Hardware propuesto

La figura 2 muestra la integración del circuito propuesto para estimación de impedancia en la arquitectura NP H-GAIT [Loreiro et al., 2019]. El algoritmo propuesto necesita dos variables: el voltaje en los electrodos y la corriente I_o que circula por los electrodos. Cada variable debe muestrearse con precisión para obtener la respuesta de tiempo del circuito, y el sistema de control debe poder excitar la carga de acuerdo con parámetros específicos. Los bloques amarillos presentes en la figura 2 son los del circuito propuesto para realizar dicha tarea, este compuesto por 5 etapas, las cuales son: Atenuación, Amplificación, Filtrado, Desacoplo, Adquisición. Respecto al valor actual I_o , es decir, la magnitud de la corriente de estimulación, se puede adquirir asumiendo directamente el valor preestablecido utilizado para la estimulación.

2.2. Estimación de impedancia

La metodología para estimar R_{SE} , R_p y C_p se basa en un algoritmo de ajuste de curva, específicamente se utiliza regresiones lineales para hallar los valores de R_{SE} , R_p y C_p del modelo seleccionado [Dorgan & Reilly, 1999]. Para ajustar el método de regresiones lineales a ecuaciones no lineales se utiliza la técnica propuesta por Jean Jacquelin [Jacquelin, 2009]. Esta técnica de linealización es sólo válida para funciones con el formato de la ecuación 2. De acuerdo con esto, la metodología propuesta sólo se podrá implementar, si el modelo matemático describe adecuadamente el voltaje sobre los electrodos. La metodología consiste en la adquisición de la tensión en los electrodos durante el proceso de estimulación, para luego procesar estos datos mediante regresiones lineales y así obtener los valores de los parámetros a , b y c (Ec: 3, 4, 5), presente en la ecuación 2. Con los valores de estas ecuaciones ya calculados, y el valor I_o disponible, los valores de R_{SE} , R_p y C_p finalmente pueden ser obtenidos utilizando las ecuaciones siguientes:

$$a = -I_o R_p \quad (3) \quad b = \frac{-1}{R_p C_p} \quad (4) \quad c = I_o (R_{SE} + R_p) \quad (5)$$

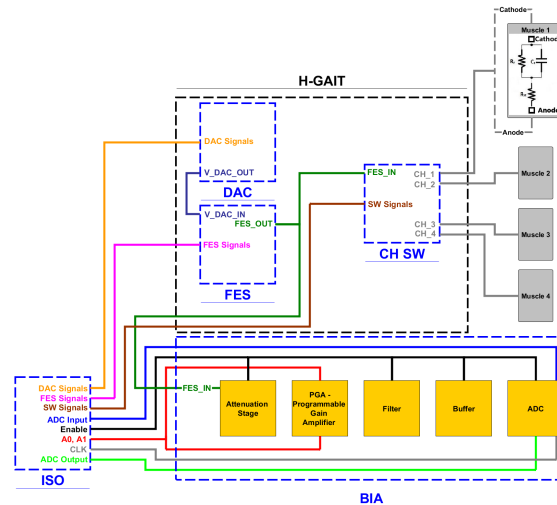


Figura 2. Diagrama de bloques del BIA, con los correspondientes bloques de la Fuente de Corriente que será adaptado en la NP H-GAIT, los bloques amarillos del ABI son los propuestos, tanto para el acondicionamiento como para la adquisición de voltaje en los electrodos, los bloques DAC, FES y CH SW se utilizan para el funcionamiento de la fuente de corriente.

3. Resultados y discusión

Para la validación de la metodología propuesta se realizaron dos pruebas. La primera prueba tuvo como objetivo verificar si el sistema propuesto podría estimar adecuadamente el voltaje utilizando el modelo propuesto de la interfaz electrodo/piel/tejido profundo como carga y una vez que se verificó que el voltaje estimado predice adecuadamente lo que sucedía en la práctica, se realizó la segunda prueba, en la que se estimuló el músculo flexor superficial, con la intención de comprobar que el modelo efectivamente predijera correctamente el voltaje en los electrodos.

La forma de pulso de excitación y la magnitud de la corriente utilizada fueron pulsos rectangulares de amplitud constante, cuyas amplitudes fueron 5,2 mA, 7,7 mA y 10,5 mA. En la segunda prueba, el músculo fue estimulado con una frecuencia de 20 Hz y 50 Hz, con un ciclo de trabajo de 1 ms (2%) y 2 ms (4%). El tipo de estimulador utilizado fue uno controlado por corriente.

La figura 3 muestra las dos pruebas realizadas, la primeras dos figuras 3.a) y 3.b) son los resultados de las medidas realizadas utilizando el modelo matemático como carga (utilizamos el circuito eléctrico equivalente de la interfaz para excitarlo). Los gráficos continuos (líneas continuas) son los voltajes medidos en el circuito ensamblado, mientras que los gráficos discontinuos (líneas discontinuas) representan los voltajes estimados por la metodología propuesta. Los tres gráficos, tanto continuos como discontinuos (azul, rojo, verde, celeste, lila, negro), son los voltajes resultantes para tres valores diferentes de corriente de estimulación.

Las figuras 3.c) y 3.d) son dos las mediciones que fueron realizadas en tres sujetos sanos cuyos músculos flexores superficiales fueron estimulados, con la intención de provocar una flexión de la muñeca. La señal de estimulación tenía una frecuencia de 20 Hz con un ciclo de trabajo de 1 ms (2%). Cabe señalar que, al igual que en el caso anterior, el voltaje estimado predice adecuadamente el voltaje en los electrodos.

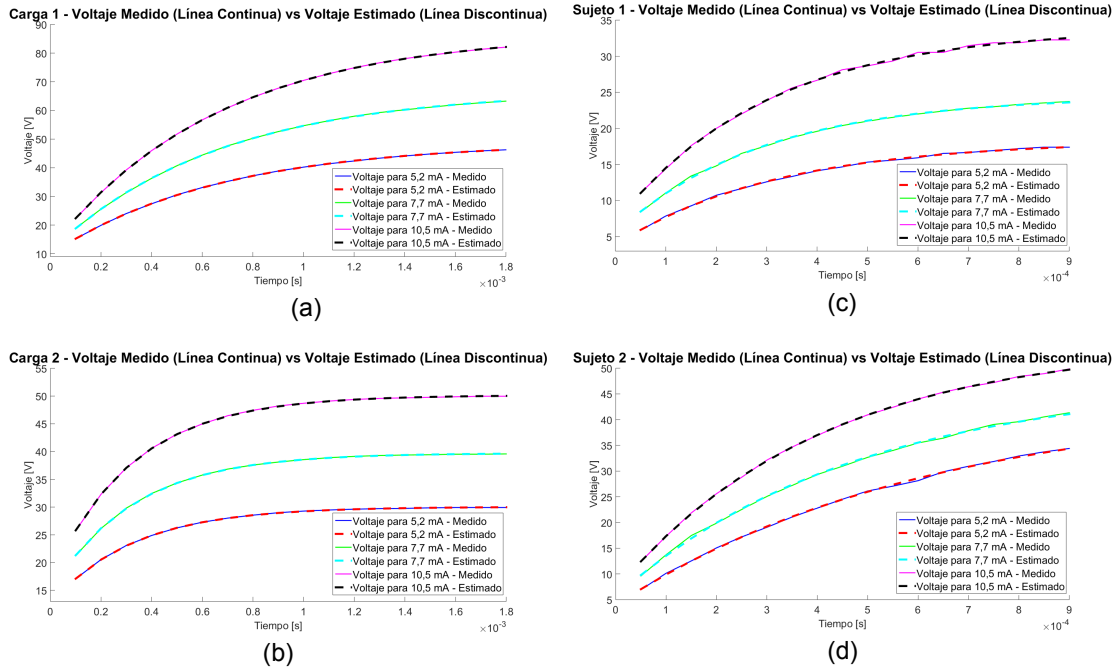


Figura 3. Voltajes medidos (líneas continuas) y voltajes estimados (líneas discontinuas) para tres valores de estimulación, las figuras (a) y (b) representan los voltajes sobre el modelo matemático o carga, mientras que las figuras (c) y (d) son los voltajes sobre el músculo flexor superficial: (a) Carga 1 ($R_p = 6,8k\Omega$, $R_s = 1,4k\Omega$ y $C_p = 100nF$), (b) Carga 2 ($R_p = 3,2k\Omega$, $R_s = 1,4k\Omega$ y $C_p = 100nF$), (c) Sujeto 1 y (d) Sujeto 2.

4. Conclusiones

El circuito y el método propuestos muestran excelentes resultados al estimar la bioimpedancia de la interfaz electrodo/piel/tejido profundo. El circuito fue diseñado de tal manera que se puede incluir en dispositivos neuroprotésicos portátiles. Los trabajos futuros incluyen la integración del sistema en la NP H-GAIT y el desarrollo de rutinas de software para monitorear los valores de bioimpedancia durante el uso de NP.

Referencias

- Boxtel, A. (1977, 12). Skin resistance during square-wave electrical pulses of 1 to 10 mA. *Medical and biological engineering and computing*, 15(15), 679-687. 10.1007/BF02457927
- Dorgan, S. F., & Reilly, R. B. (1999, 09). A model for human skin impedance during surface functional neuromuscular stimulation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 7(3), 341-348. 10.1109/86.788470
- Jacquelin, J. (2014). Regressions non lineaires des genres : puissance, exponentielle, logarithme, weibull. In *Regressions et équations intégrales* (pp. 15-20). Jean Jacquelin.
- Loreiro, M., Brítez, S., Casco, S., Moreno, J. C., Pons, J. L., & Brunetti, F. (2019). Neuroprosthetic device for functional training, compensation or rehabilitation of lower limbs during gait. *2019 9th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 1183-1186. 10.1109/NER.2019.8717008