

Pletismografía de impedancia basada en electrodos de Polipirrol para el sensado de la frecuencia cardiaca

D. Hernández-Rivera¹, E. Suaste-Gómez¹

¹Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección de Bioelectrónica, Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, Cd. De México, México

Resumen—En este trabajo, se utilizó la técnica de impedancimetría en su configuración tetrapolar para obtener la señal pletismográfica del sujeto de estudio. El objetivo principal consistió en aprovechar las propiedades de un polímero conductor para fabricar electrodos de banda necesarios para la técnica aplicada en este trabajo. Finalmente se obtuvo un sistema de pletismografía de impedancia aplicado al dedo índice con el que se obtuvo la frecuencia cardiaca de los sujetos de estudio.

Palabras clave— Polipirrol, Impedancimetría, Pletismografía, Frecuencia cardiaca.

I. INTRODUCCIÓN

Los equipos de monitoreo de señales biológicas son un campo abierto a la investigación ya que constantemente se buscan nuevas características que ofrezcan ventajas al especialista en aspectos de seguridad, robustez, compatibilidad con instrumentos nuevos u otras que mejoren la atención del paciente. Uno de los intereses de este proyecto se encuentra en utilizar la técnica de pletismografía de impedancia para obtener la frecuencia cardiaca utilizando electrodos de polímero conductor.

Los polímeros conductores han sido explotados para aplicaciones biomédicas desde que en los años 80s se descubrió su biocompatibilidad [1-4]. Compatibilidad de células y piel fue demostrada en aplicaciones in-vivo para polímeros como el polipirrol (PPI), polianilina y politiofeno [5,6]. La implementación de electrodos plásticos para la adquisición de biopotenciales o como medio de estimulación ofrece muchas ventajas frente a los electrodos metálicos, entre las cuales se encuentran su durabilidad, alta resistencia a la corrosión, flexibilidad lo que propicia una mayor área de contacto y biocompatibilidad [4, 7, 8].

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Pletismografía de impedancia

Existe una gran cantidad de métodos que permiten conocer los cambios de volumen en el cuerpo (pletismografía) debidos a la variación de flujo sanguíneo provocada por el bombeo de sangre en el corazón, entre ellos está la medición de desplazamiento de aire o agua, galgas extensiométricas, transductores capacitivos o fotoeléctricos. Cuando la señal pletismográfica es obtenida por medio de la medición de impedancia la técnica es llamada pletismografía de impedancia [9].

La impedancia al paso de la corriente en algún tejido no es constante y varía principalmente por cambios en el volumen sanguíneo y otros procesos fisiológicos en el individuo. La expresión (1) nos muestra la impedancia eléctrica de un segmento como una función del volumen. Donde ΔR y ΔV son la resistencia y el cambio de volumen respectivamente, V es el volumen del segmento considerado, L es la longitud del segmento cilindrico y σ es la conductividad eléctrica del material [10]. El signo negativo indica que un incremento en el volumen conlleva un decremento en la impedancia eléctrica.

$$\Delta R = - \frac{(L^2 \Delta V)}{(\sigma V^2)} \dots\dots\dots(1)$$

La pletismografía de impedancia es aplicada principalmente en extremidades donde es útil para conocer variables como el flujo sanguíneo, obstrucciones trombóticas, presión venosa o como elemento de análisis en la medicina del deporte. En este trabajo, el periodo de la señal pletismográfica obtenida nos permitirá conocer la frecuencia cardiaca debido a que su forma de onda corresponde directamente al ciclo cardiaco.

B. Propuesta de diseño

Para la aplicación de la técnica de pletismografía por impedancia se utilizó una configuración tetrapolar como se exhibe en la Fig. 1, donde los electrodos de banda externos se utilizan para suministrar una corriente eléctrica y los dos electrodos internos para medir el voltaje resultante. De esta manera la corriente es más uniforme en la región sensada por los electrodos internos resultando en una medición más confiable [11]. Esta técnica fue aplicada para obtener la señal pletismográfica en el dedo índice y consecuentemente la frecuencia cardiaca. La Fig. 2 muestra un esquema general de la aplicación del método.

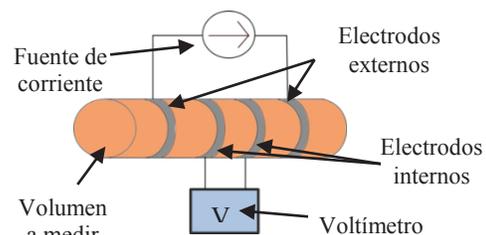


Fig. 1 Configuración tetrapolar para medir impedancia

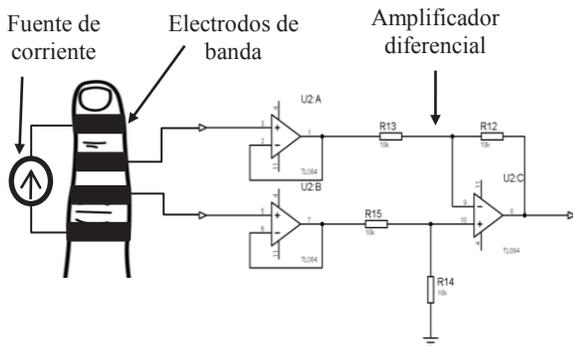


Fig. 2 Pletismografía de impedancia en dedo índice

Considerando la seguridad de los sujetos de prueba, se diseñó una fuente aislada de corriente alterna constante de $90 \mu\text{A}$ y una frecuencia de oscilación de 5 kHz . Esta corriente eléctrica fue suministrada a los electrodos externos como se mostró en la figura anterior.

El paso de la corriente sobre la extremidad genera una diferencia de potencial proporcional a las variaciones de impedancia en la extremidad. La diferencia de potencial fue captada por los electrodos internos y amplificada por medio de un amplificador diferencial como se ilustra en la Fig. 2. La señal que se obtiene del amplificador diferencial tiene una frecuencia de 5 kHz por lo que se utilizó un filtro pasa banda de segundo orden tipo Sallen Key, con una banda de paso de 1 kHz a 10 kHz . La señal obtenida está modulada por la señal de pletismografía, debido a esto, es necesario implementar un detector de envolvente para obtener la señal pletismográfica. La constante RC para el detector de envolvente fue establecida en 263 ms , suficiente para seguir la señal pulsátil y tener un rizado mínimo. El circuito electrónico del filtro pasa banda y el detector de envolvente son ilustrados en la Fig. 3.

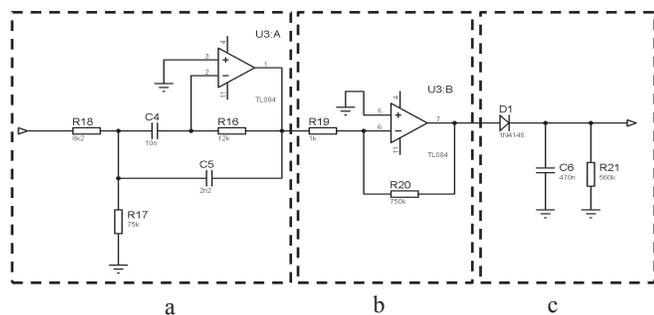


Fig. 3 Filtro pasa banda (a) amplificador (b) y detector de envolvente (c)

La última etapa mostrada en la Fig. 4, consistió en realizar un filtrado de la señal pletismográfica y una etapa más de amplificación para obtener una señal que se pueda visualizar fácilmente. Considerando que la señal pletismográfica varía con respecto al pulso cardiaco y sabiendo las frecuencias típicas para ésta, se eligió un filtro

con banda de paso de 0.45 Hz a 7.23 Hz formado por filtros en cascada, que permitieron visualizar de manera correcta la señal pletismográfica eliminando la interferencia de la línea de alimentación y altas frecuencias.

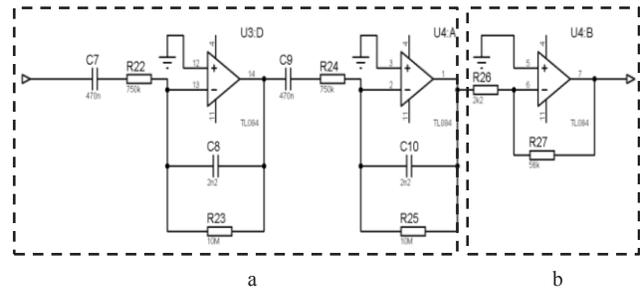


Fig. 4 Filtro pasa banda (a) y amplificador (b)

C. Electrodo de PPI

La intención de este trabajo se centró en la utilización de electrodos de polímero conductor. En términos generales, la fabricación consistió en utilizar un material de sustrato sobre el cual se agregó PPI en polvo con una conductividad de 10 S/cm y un material aglutinante.

Como sustrato se utilizó una película de acetato donde se agregaron tres capas de PPI y pegamento en aerosol como material aglutinante, finalmente el material fue prensado a 2 T/cm^2 para compactar el material. La impedancia promedio obtenida para los electrodos fue de $500 \Omega/\text{cm}$. Para montar los electrodos se utilizaron dos cintas de velcro, esto permitió dar soporte a los electrodos alrededor del dedo índice. La Fig. 5 exhibe el tamaño y la forma en que se colocaron los electrodos. Los dos electrodos externos se utilizaron para suministrar la corriente eléctrica y los dos internos para medir el voltaje que se presenta al hacer pasar una corriente eléctrica en la extremidad.

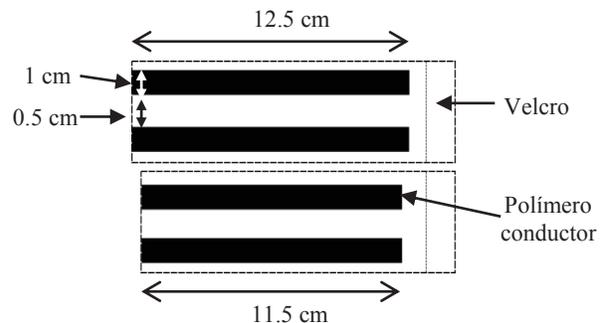


Fig. 5 Electrodo polimérico de banda

III. RESULTADOS

A. Montaje

Con base en el diseño propuesto se realizó el montaje de las bandas de polímero conductor para la adquisición de la señal de pletismografía. Como forma de comparación, se realizó otro montaje utilizando segmentos de aluminio en sustitución del polímero conductor. Las dos configuraciones se ilustran en la Fig. 6.



Fig. 6 Montaje de los electrodos de aluminio (a) y PPI (b)

Como una forma de validar la señal obtenida por el sistema diseñado, simultáneamente se utilizó un oxímetro de pulso dactilar comercial modelo SB220 del fabricante ROSSMAX donde se obtuvo la señal pletismográfica. La Fig. 7 muestra la forma en que se colocó el sensor en cada una de las pruebas realizadas.

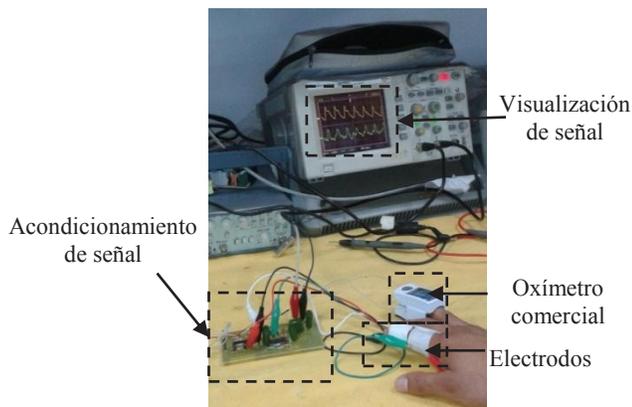


Fig. 7 Montaje del sistema de pletismografía por impedancia

La primera prueba se realizó con electrodos de aluminio como forma de comprobar el buen funcionamiento del sistema diseñado. En la Fig. 8 se muestran dos pruebas de adquisición utilizando electrodos de aluminio donde se puede apreciar la forma de onda pulsátil que varía con respecto al ciclo cardiaco.

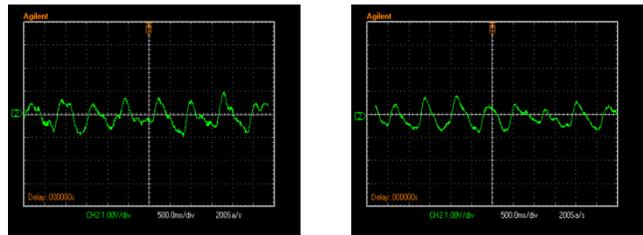


Fig. 8 Señales de pletismografía con electrodos de aluminio

Una vez que se comprobó el funcionamiento del sistema propuesto se realizaron pruebas con 8 sujetos utilizando los electrodos de polímero, las cuales se exhiben en la Fig. 9, donde simultáneamente se presenta la señal pletismográfica proporcionada por el oxímetro comercial.

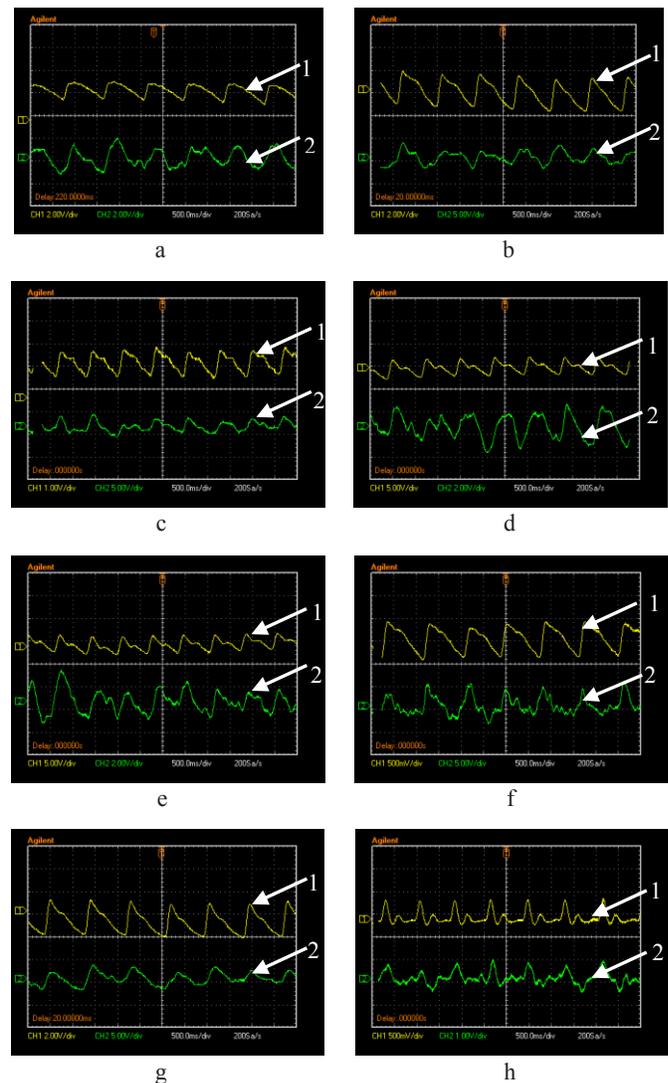


Fig. 9 Señales de pletismografía obtenidas para 8 sujetos de prueba (a, h), la señal 1 corresponde al oxímetro comercial y la 2 a la obtenida por medio de la medición de impedancia

IV. DISCUSIÓN

La combinación de la pletismografía por impedancia con electrodos de polímero conductor ofrece una alternativa eficaz en el monitoreo de señales biológicas y como diagnóstico. La información obtenida en los resultados muestra señales que corresponden a la variación de volumen sanguíneo en el dedo índice y con las cuales en primera instancia se puede conocer la frecuencia cardiaca, sin embargo, tiene aplicaciones en el diagnóstico de enfermedades relacionadas al flujo sanguíneo. Analizando los resultados obtenidos se pretende encontrar nuevos métodos de fabricación de los electrodos de polímero conductor que mejoren su comportamiento en la interfaz electrodo-piel.

V. CONCLUSIÓN

Se obtuvo un sistema alternativo para la medición de impedancia, utilizando para ello electrodos de polímero conductor. Debido a las características necesarias para la técnica de pletismografía de impedancia; la flexibilidad, biocompatibilidad y resistencia a la corrosión que ofrece el polímero empleado fueron sustanciales. Los electrodos de polímero fabricados resultaron una alternativa funcional frente a la utilización de electrodos metálicos convencionales.

RECONOCIMIENTOS

El autor D. H. se congratula por el reconocimiento a la trayectoria del Dr. Ernesto Suaste Gómez como miembro fundador de la SOMIB y actor importante en el campo de la Ingeniería Biomédica.

Se agradece el soporte otorgado por el CONACyT, particularmente al proyecto 151894.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] G. Inzelt, M. Pineri and M. A. Vorotyntsev, "Electron and proton conducting polymers: recent developments and prospects," *Journal Science Direct*, vol. 45, pp. 2403-2421, Mayo, 2000.
- [2] A. K. Bakhshi and G. Bhalla, "Electrically Conducting Polymers: Materials of the Twentifst Century," *Journal of Scientific & Industrial Research*, vol. 63, pp. 715-728, Septiembre, 2004.
- [3] N. S. Ilicheva, N. K. Kitaeva, V. R. Duflo and V. I. Kabanova, "Synthesis and Properties of Electroconductive Polymeric Composite Material Based on Polypyrrole," *ISRN Polymer Science*, vol. 12, pp. 1-7, 2012.
- [4] G. Kaur, R. Adhikari, M. Bown and P. Gunatillake, "Electrically conductive polymers and composites for biomedical applications," *RSC Advances*, vol. 5, pp. 37553-37567, 2015.
- [5] R. Ravichandran, S. Sundarrajan, J. R. Venugopal, S. Mukherjee and S. Ramakrishna, "Applications of conducting polymers and

their issues in biomedical engineering," *Interface*, vol. 7, pp. 559-579, Julio, 2010.

- [6] B. Guo, L. Glavas and A. C. Albertsson, "Biodegradable and electrically conducting polymers for biomedical applications," *Progress in Polymer Science*, vol. 38, pp. 1263 1286, 2013.
- [7] L. Sasso, P. Vazquez, I. Vedarethinam, J. Castillo-León, J. Emneus and W. Svendsen, "Conducting Polymer 3D Microelectrodes," *Sensors*, vol. 10, pp. 10986-11000, 2010.
- [8] R. Green, S. Baek, L. Poole-Warren and P. J. Martens, "Conducting polymer-hydrogels for medical electrode applications," *Sci. Technol. Adv. Mater.*, vol. 11, pp. 1-14, 2010.
- [9] B. H. Brown, R. H. Smallwood, D. C. Barber, P. V. Lawford and D. R. Hose, *Medical Physics and Biomedical Engineering. Wisconsin*, USA: IOP Publishing Ltd, pp. 611-615, 1999.
- [10] J. R. Bourne, *Biomedical Engineering*. New York, USA: Begell House, pp. 372-275, 1996.
- [11] J. Webster, *In Medical Instrumentation Applications and Design*. USA: John Wiley & Sons, pp. 366-372, 2010.