

# CONSTRUCCIÓN DE ELECTRODO ACTIVO SECO PARA MEDICIONES DE SEÑALES EEG

***Francisco Javier Flores Malagón***

Universidad de Celaya  
140118871@udec.edu.mx

***Eduardo Morales Sánchez***

Instituto Politécnico Nacional/Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada  
emoraless@ipn.mx

***Yosafat Jetsemani Samano Flores***

Universidad de Celaya  
yosafat.samano@udec.edu.mx

***Miguel Ángel San-Pablo Juárez***

Instituto Politécnico Nacional/Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada  
miguelangel.sanpablo@gmail.com

***Miguel Iván Ceballos Pérez***

Instituto Politécnico Nacional/Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada  
ikannedes@gmail.com

## **Resumen**

El presente trabajo tiene como objetivo construir un electrodo activo no invasivo, reutilizable para adquirir biopotenciales en electroencefalografía.

La construcción del electrodo activo seco está basado en un circuito con un amplificador de instrumentación adaptado en electrodos secos superficiales, para mejorar el acoplamiento de la impedancia, con la finalidad de captar mejor la señal y reducir el ruido con lo cual se permiten detectar señales de biopotenciales en lapsos prolongados de tiempo, disminuyendo además el tiempo de colocación de

los electrodos puesto que no es necesario estar aplicando un electrolito o cambiando los electrodos por el aumento de la impedancia entre el electrodo y la piel en el transcurso del estudio.

La contribución principal es la unión del amplificador de instrumentación con el electrodo seco en el mismo circuito, evitando interferencias y acondicionando una señal con una amplitud adecuada hacia la siguiente etapa de adquisición de datos.

**Palabra(s) Clave:** Biopotenciales, EEG, Electrodo activo, Electrodo seco.

## **Abstract**

*The present work aims to construct a non-invasive, reusable active electrode to acquire biopotentials in electroencephalography.*

*The construction of the dry active electrode is based on a circuit with an instrumentation amplifier adapted in dry surface electrodes, to improve the coupling of the impedance, in order to better capture the signal and reduce the noise, thus detecting biopotential signals in prolonged lapses of time, further decreasing the time of placement of the electrodes since it is not necessary to be applying an electrolyte or changing the electrodes by increasing the impedance between the electrode and the skin in the course of the study.*

*The main contribution is the connection of the instrumentation amplifier with the dry electrode in the same circuit, avoiding interferences and conditioning a signal with a suitable amplitude towards the data acquisition stage.*

**Keywords:** Active electrodes, Biopotential, Dry electrodes, EEG.

## **1. Introducción**

En la medición de las señales del cuerpo humano se establece que los potenciales eléctricos son el resultado de una actividad electroquímica de un determinado tipo de células, conocidas como células excitables; las cuales componen tejidos musculares, nerviosos y glandulares [1].

En primera instancia, para la captación de los biopotenciales se necesitan electrodos que son transductores que convierten los biopotenciales en señales eléctricas analógicas; están hechos de AgCl/Ag, acero, plata, platino y oro [2] y [3],

puede haber otras variaciones, pero estas son las más comunes. Las características especiales que debe tener un electrodo son: baja impedancia, inertes, durabilidad, adosables y costo.

Los electrodos de acuerdo con el tipo de contacto se dividen en electrodos húmedos y electrodos secos. Los electrodos húmedos son aquellos que utilizan un electrolito entre la piel y el electrodo, los electrodos secos no utilizan un electrolito al contacto con la piel.

El concepto de electrodo activo es tener los elementos activos de electrónica tan cerca como sea posible del cuerpo, esto debido a que de esta forma se reducen los efectos que la capacitancia no deseada y la impedancia de contacto añaden en el sistema [4].

Actualmente los electrodos más comunes dentro de la medicina son los electrodos húmedos desechables por su fácil adosamiento a la piel, higiene y costo [5], el problema de estos electrodos es que necesitan de un gel electrolítico que ayude a bajar la impedancia entre el electrodo y la piel, además la poca distancia entre los electrodos puede conllevar a un cortocircuito si uno de los electrodos se despegan, interfiriendo con la señal captada dicho por [6], otro inconveniente es que el gel tiende a deshidratarse después de 5 horas, empeorando la señal y teniendo que volver aplicar gel al electrodo [7] , [8], esto se traduce en pérdida de tiempo, agregando que la mayoría de estos electrodos solo se pueden utilizar una vez, máximo dos por el pegamento.

La importancia de adquirir los biopotenciales sin tanta interferencia ni molestias al paciente da como resultado una mejor visualización y comprensión ya que es la primera etapa de cualquier estudio de los potenciales eléctricos del cuerpo humano, teniendo como finalidad diagnosticar, predecir o estudiar enfermedades y comportamientos relacionados con los estímulos eléctricos en el funcionamiento de aparatos del cardiovascular, locomotor, así como sistemas, tal es el caso del sistema nervioso, sistema muscular; siendo sus características principales la reducción del tiempo de montaje, su reutilización y prolongación del tiempo de uso [9].

Los electrodos pueden ser utilizados para la electroencefalografía (EEG), que se define [10] como el estudio del registro y evaluación de los potenciales eléctricos generados por el cerebro, situando a los electrodos sobre el cuero cabelludo, teniendo como una duración mínima de 30 minutos hasta 24 horas en caso de ser necesario.

A las ondulaciones de los potenciales eléctricos que se adquieren en un estudio de EEG se le llaman ondas cerebrales y están divididas principalmente en 4 tipos de ondas que son: alfa  $\alpha$ , beta  $\beta$ , theta  $\theta$  y delta  $\delta$  [11]; la señal a visualizar es  $\alpha$  con un rango de 8 – 13 Hz, porque ocurre durante la vigilia, localizado en la región occipital o frontal del cráneo, presente con ojos cerrados y relajado pero que se atenúa o bloquea al abrir los ojos y con la actividad mental.

El valor agregado que tiene el electrodo seco es la parte activa donde tiene un amplificador de instrumentación que ayuda a amplificar los biopotenciales y al mismo tiempo reduce las interferencias de ruido en la entrada logrando una señal adecuada [12], [13], [14], [15], dado que sus campos eléctricos se generan en mV o  $\mu$ V.

Además de amplificar los biopotenciales con la ganancia, se usa con la finalidad de bajar la resistencia que se genera en la piel que impide la adquisición de los biopotenciales, esto está dado por piel muerta, grasa, enfermedades, tabo.

## **2. Métodos**

Se seleccionó el circuito esquemático a utilizar, viendo la factibilidad de la realización de este, luego se procedió a la construcción física del circuito, donde una vez terminada la construcción se hicieron las pruebas preliminares del funcionamiento cerciorándose que la construcción fue la óptima, después se pasó el circuito a una placa de PCB.

Finalizada la construcción se le hicieron pruebas de integración a bloques, donde se revisó paso a paso el funcionamiento del circuito con la finalidad de asegurarse que no se cometió ningún error al pasar el circuito a la placa de PCB, por último se midió la señal alfa del cerebro buscando una mejor visualización de la señal en comparación con electrodos pasivos, figura 1.

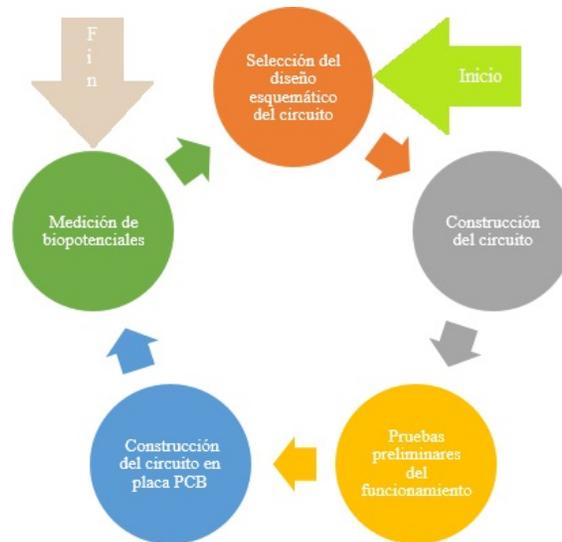


Figura 1 Esquema de la metodología.

El diseño final al que se llegó se le llamó configuración básica, el cual está construido sobre un amplificador de instrumentación INA114 que tiene integrado un blindaje contra altos voltajes a diferencia de otros, en el diseño se aprecia dos capacitores cerámicos de  $0.1\mu\text{f}$  conectados en un extremo a GND y del otro lado a las entradas de voltaje del amplificador operacional, figura 2, además se tiene una resistencia de  $47\text{k}\Omega$  en RG debido a que se calculó una ganancia de “2” mediante la ecuación 1 [16].

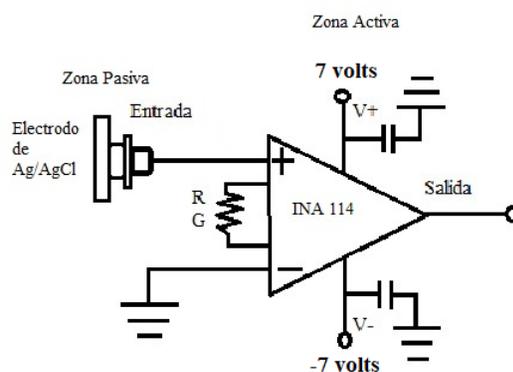


Figura 2 Propuesta de diseño de electrodo seco activo.

La ganancia se decidió que fuera de “2” porque el electroencefalograma también tiene una etapa de amplificación, por ende, si tuviera una ganancia mayor en el

electrodo seco, lo único que pasaría sería saturar la señal haciendo que la señal se deforme.

$$1 + \frac{50k\Omega}{RC} \quad (1)$$

En figura 3 se observa el diseño esquemático final de la configuración básica para ser impreso en placa PCB (izquierda) y el circuito terminado (derecha) en placa PCB con 2.6 cm de largo y 1.1 cm de ancho figura 3.

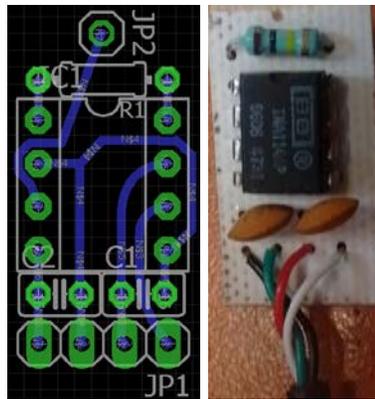


Figura 3 Circuito activo en placa PCB.

### 3. Resultados

Con el diseño de la configuración básica se logró obtener los siguientes resultados cuando la persona tiene los ojos cerrados en el cual se puede percibir un patrón de onda, que en este caso es la señal alfa en un rango de 9 – 9.5 Hz siendo más clara con los electrodos activos que con los electrodos pasivos figura 4, electrodos activos izquierda y electrodos pasivos derecha.

Por otro lado la señal  $\alpha$  vista con la FFT confirma los resultados antes vistos tanto con electrodos activos como con electrodos pasivos figura 5 donde fueron similares, teniendo a  $\alpha$  presente en la frecuencia de 9-9.5 Hz, esta señal depende de la frecuencia a la cual se sincronicen las neuronas del paciente puesto que el rango de  $\alpha$  está entre 8–13 Hz como se mencionó anteriormente para que haya una predominancia entre las otras señales, de esta forma una persona puede ver la onda cerebral deseada en estudio.

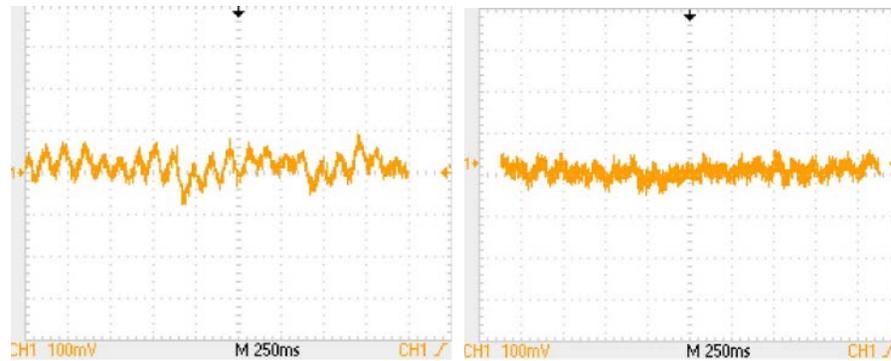


Figura 4 Señal alfa con los ojos cerrados (electrodos activos y pasivos).

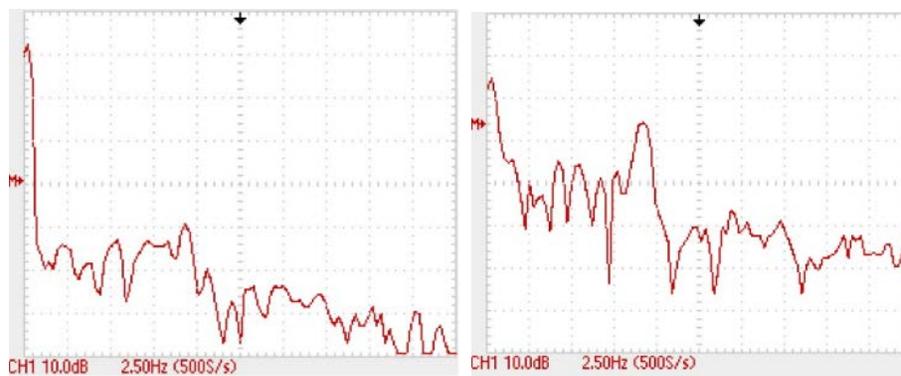


Figura 5 Señal alfa con los ojos cerrados teniendo electrodos en FFT (activos y pasivos).

También se tomaron muestras cuando la persona tiene los ojos abiertos con electrodos activos y con electrodos pasivos figura 6 sin encontrar el patrón de la onda alfa antes vista figura 4, por consiguiente se pasó a verificar con la FFT la ausencia de la sincronización de la onda  $\alpha$ , mostrando actividad en otras frecuencias pero no en el rango de 9-9.5 Hz, figura 7.

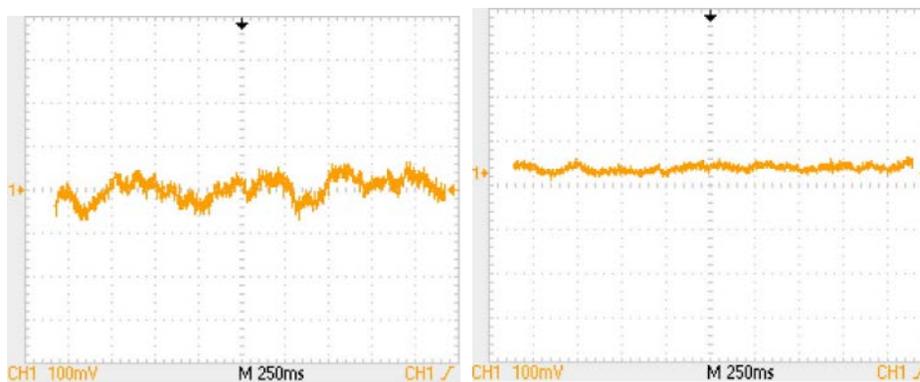


Figura 6 Señal alfa con los ojos abiertos.



Figura 7 Señal alfa con los ojos abiertos teniendo electrodos en FFT (activos y pasivos).

#### 4. Discusión

Los resultados encontrados durante el presente estudio fueron aceptables logrando apreciar una mejora de la señal al adquirirla con los electrodos activos gracias a su etapa de ganancia, esto los hace una tecnología confiable para facilitar no solo la lectura de ondas cerebrales, sino también de ondas cardíacas y musculares en la cual se tomó como referencia al principio del estudio la señal del corazón por ser más fácil de identificar, a esto hay que sumarle que se tuvo que construir aparte el electroencefalógrafo para poder hacer las comparaciones. Además de tener una mejora en la señal, también se consiguió hacer el circuito más reducido, dando como consecuencia un electrodo activo seco más versátil, aun así se cree poder hacer todavía un diseño más reducido que contribuya tanto al paciente como al médico para obtener un resultado confiable.

#### 5. Bibliografía y Referencias

- [1] J. Romano, "Introducción a la digitalización de bioseñales", in IV Cong. de Microelectrónica Aplicada, 2013.
- [2] U. Misra, Clinical Neurophysiology, First ed. London: Elsevier Health Sciences APAC. 2012.
- [3] A. Rowan and E. Tolunsky, Conceptos básicos sobre EEG con mini- atlas, 1st ed. Amsterdam: Elsevier, 2009, pp. 2-8.

- [4] P. Olivier, A. Adler, J. Brunner and P. Seitz, "Electrical impedance tomography system based on active electrodes", *Physiol. Meas.*, vol. 33 2012, pp.831–847.
- [5] A. Tucci, "Instrumentación Biomédica", Lulu, 2007.
- [6] B. Taheri, R. Knight and R. Smith, "A dry electrode for EEG recording" *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1994, vol. 90, pp.376-383.
- [7] F. Padmadinata, J. Veerhoek, G. van Dijk, and J. Huijsing, "Microelectronic skin electrode," *Sensors and Actuators B: Chemical*, 1990, vol. 1, pp. 491-494.
- [8] C. T. Lin, L. D. Liao, Y. H. Liu, I. J. Wang, B. S. Lin, and J. Y. Chang, "Novel dry polymer foam electrodes for long-term EEG measurement," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 5, pp. 1200–1207, May 2011.
- [9] J. Xu, B. Büsze, C. Van Hoof, K. Makinwa and R. Firat, "A 15-Channel Digital Active Electrode System for Multi-Parameter Biopotential Measurement," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 50, pp. 2090-2100, 2015.
- [10] R. Barea, "Electroencefalografía," Universidad de Alcalá
- [11] C. Guyton y J. Hall, *Tratado de Fisiología médica*, 12<sup>o</sup> ed., Jackson, Mississippi, 2010, pp. 721-724.
- [12] T. Degen, and H. Jackel, "A Pseudodifferential Amplifier for Bioelectric Events With DC-Offset Compensation Using Two-Wired Amplifying Electrodes," *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 2, pp. 300-310, 2006.
- [13] H. Yan-Jun, W. Chung-Yu, Fellow, "Novel Active Comb-Shaped Dry Electrode for EEG Measurement in Hairy Site," *IEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, No. 1, 2015.
- [14] A. MettingVanRijn, A. Kuiper, T. Dankers, C. Grimbergen, "Low Cost Active Electrode Improves the Resolution in Biopotential Recordings". 18th Annu. Int. Conf. of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam, pp. 101-102, 1996.

- [15] Y. Chen, B. Lin, J. Pan, "Novel Noncontact Dry electrode With Adaptive Mechanical Design for Measuring EEG in Hair Site," *IEEE Transactions on Instrument and Measurement*, vol. 64, No. 12, 2015.
- [16] J. Correa Figueroa, E. Morales Sánchez, J. Huerta Ruelas, J. González Barbosa, C. Cárdenas Pérez, "Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la detección de Fatiga Muscular," *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol, 37, no. 1, pp. 17-27, 2016.