

Desarrollo de dispositivo portátil para la detección de señales eléctricas cerebrales y su registro.

Samuel Alejandro Avalos Pérez, sexto semestre de la licenciatura en Ingeniería Mecatrónica ¹; Miguel Ángel Muñoz Hernández, sexto semestre de la licenciatura en Ingeniería Mecatrónica ²; Karen Paulina García Pinacho, sexto semestre de la licenciatura en Ingeniería Industrial ³

¹ Universidad Iberoamericana Puebla, México, samuel.avalos@iberopuebla.mx; ² Universidad Iberoamericana Puebla, México, miguel.munoz@iberopuebla.mx; ³ Universidad Iberoamericana Puebla, México, karenpaulina.garcia@iberopuebla.mx

Resumen

En este proyecto se desarrolló un prototipo de un dispositivo portátil que detecta señales eléctricas cerebrales a través de dos electrodos en contacto con las regiones en las que se ubican los lóbulos frontal y temporal, cuyas señales diferenciales son comparadas por amplificadores operacionales de tipo médico (INA166, TLC2274) y permite la cuantización de la señal sin mayor pérdida y con el menor ruido posible. Esta señal puede ser almacenada en alguna base de datos. El prototipo es capaz de realizar la detección de señales eléctricas cerebrales Alfa y Beta, que se presentan en las frecuencias comprendidas entre 7 y 34 Hz y registrarlas en una tarjeta micro-SD a través de un microcontrolador ATMEGA-328P para su posterior análisis por un médico calificado.

Palabras clave: Electroencefalograma portátil, epilepsia, lóbulo frontal, señales cerebrales, ondas alfa y beta.

Introducción

El propósito de este proyecto es elaborar un prototipo que detecte las señales eléctricas cerebrales que están involucradas en los ataques epilépticos, además de que este sea no invasivo y de bajo costo, para que así sea accesible a toda la población que sufre este padecimiento.

En la actualidad existe un electroencefalograma portátil llamado "EEG Ambulatorio". Este se conecta al paciente en el consultorio del doctor, el cual requiere de una intervención quirúrgica al implantar los electrodos en una parte de cerebro; el paciente vuelve a casa con los electrodos colocados en la cabeza y con gazas que los cubren. Cuando se completa el estudio, se devuelve el grabador al consultorio y la información es analizada por el médico [1].

Este proyecto ofrece una vía de apoyo a las personas que padecen epilepsia como la manera de corroborar gráficamente si el tratamiento que están siguiendo es el adecuado para su condición y además que la

información obtenida permita al médico a cargo diagnosticar de manera más precisa y adecuada la evolución del paciente.

Las ventajas de este dispositivo son que no se requiere ninguna internación hospitalaria y el paciente puede realizar sus actividades diarias normalmente.

Objetivo general

Desarrollar un dispositivo portátil para la detección de señales eléctricas cerebrales.

Objetivos específicos

- Desarrollar un circuito electrónico que detecte señales cerebrales de tipo alfa y beta.
- Implementar un sistema de registro de las señales cerebrales.

Justificación

La epilepsia es uno de los trastornos neurológicos más frecuentes a nivel mundial. La OMS tiene estimados cerca de 50 millones de pacientes con diagnóstico de epilepsia en el mundo, de los cuales el 85% se concentra en los países denominados en vías de desarrollo [2].

Este prototipo busca como primera fase detectar señales eléctricas en el área donde ocurren los ataques epilépticos más frecuentes (lóbulo frontal y temporal), así como un registro de estas señales en una base de datos.

Alcances

El proyecto planteado tiene como alcance el diseño de un prototipo que detecte una señal cerebral de un humano en los lóbulos: frontal y temporal, y su registro en una tarjeta micro-SD.

Limitaciones

El circuito solo detecta las señales de tipo alfa y beta mientras el paciente está conectado y estas son registradas en un archivo de texto en una tarjeta micro-SD para su posterior análisis por un neurólogo certificado.

Marco teórico

Nuestro cerebro produce impulsos eléctricos que viajan a través de nuestras neuronas. Estos impulsos eléctricos producen ritmos que son conocidos como ondas cerebrales [2]. Los impulsos eléctricos son información que viaja de neurona a neurona haciendo uso de cientos de miles de ellas para lograr transportarse y ejecutar una función determinada. La actividad de las ondas cerebrales puede ser observada con un electroencefalógrafo [3].

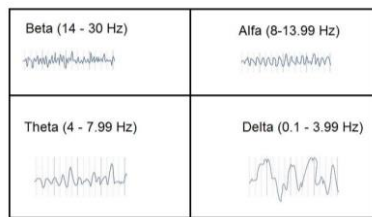


Figura 1. Rango de frecuencias de las ondas cerebrales

El área para evaluar es el lóbulo frontal, esta estructura cumple con la ejecución de movimientos de destreza y la integración y expresión de la conducta emocional planificada [4], en esta área es donde ocurren los ataques de epilepsia más comunes.

Las investigaciones han mostrado que, aunque un señal cerebral puede predominar en un momento dado, los tres tipos de ondas restantes están también presentes en todo momento, es decir, mientras una persona está implicada en una actividad mental, produciendo ondas beta principalmente, las ondas alfa, theta y delta están presentes en menor medida. [2]

El modo de rechazo común, conocido como el CMRR por sus siglas en inglés, es el Common Mode Rejection Ratio. Esto es una característica importante de un Op-Amp (amplificador operacional), pues el valor CMRR, es la medida del rechazo que ofrece la configuración a la entrada de voltaje común al ruido eléctrico exterior; los amplificadores operacionales utilizados para este proyecto son el INA116 y el TLC 2274 [5].

- INA116 es un amplificador de instrumentación que cuenta con entradas FET, que pueden detectar corrientes de hasta 3 fA [5].
- TLC2274 es un amplificador operacional que exhibe alta impedancia de entrada y bajo nivel de ruido (alto CMRR). Es excelente para pequeñas señales, además es de bajo consumo eléctrico [6].

Metodología

Se determinó que se debe filtrar las frecuencias correspondientes al ruido emitido por las redes eléctricas (60Hz), la piel (<7Hz) y las señales de radio-frecuencia (>34Hz) y se consideró utilizar un medio de amplificación de señales.

El CMRR fue la base del circuito al existir exceso de ruido por el voltaje de la señal a recopilar, por lo que se emplearon amplificadores operacionales de tipo médico para mejorar la calidad de la señal, y para trabajar las distintas etapas de filtrado, se realizó el diseño del circuito con ayuda del simulador "Multisim". Donde podemos corroborar los valores a obtener de manera práctica.

El circuito está conformado por cinco etapas:

La primera etapa consiste en un circuito amplificador de instrumentación (Figura 2), el cual compara las señales de entrada y previene del ruido externo, al eliminarlo para la salida, además proporciona ganancia en voltaje a la señal eléctrica.

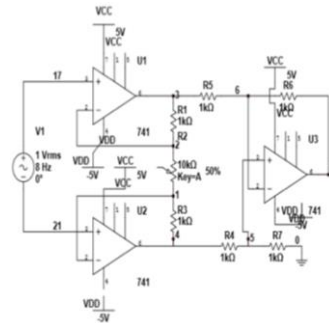


Figura 2 Amplificador de instrumentación.

Posteriormente la señal pasa por un filtro elimina-banda (Figura 3) que elimina la frecuencia de 60Hz proveniente de las líneas eléctricas, reduciendo así una de las fuentes principales de ruido en la señal.

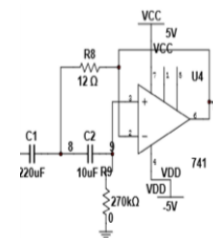


Figura 3. Filtro elimina-banda a 60Hz.

A continuación se busca eliminar todas las frecuencias no correspondientes a las ondas Alfa y Beta del cerebro, por lo que se aplican dos filtros: uno elimina las frecuencias menores a 7 Hz (Figura 4) y el segundo filtra todas las señales cuya frecuencia sea mayor a 34 Hz (Figura 5).

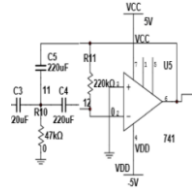


Figura 4. Filtro pasa-bajos a 7 Hz.

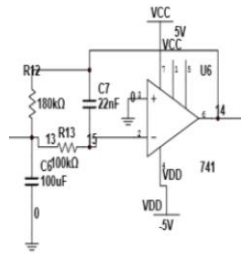


Figura 5. Filtro pasa-altos a 34Hz.

Una vez filtradas las señales se debe agregar una etapa de ganancia adicional, pues a través de las etapas anteriores se redujo bastante la amplitud de esta y por ende no puede ser medible. Se agrega un circuito amplificador no inversor con ganancia variable para amplificar la señal y poder enviarla al microcontrolador. (Figura 6).

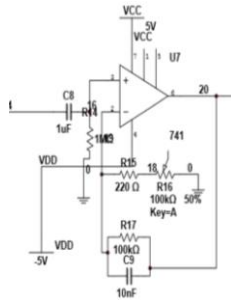


Figura 6. Etapa de ganancia

A través de Multisim se determinaron los valores de resistencias y capacitores para las distintas etapas de filtrado. Y se obtuvo una ganancia de señal de 500. Siendo este resultado satisfactorio se procedió a armar el circuito de forma física (Figura 7) donde al compararlos contra la información obtenida del osciloscopio (Figura 8), se corroboraron los resultados obtenidos con el simulador contra los obtenidos en el prototipo físico habiendo una diferencia de ganancias de 34 unidades.



Figura 7. Circuito físico

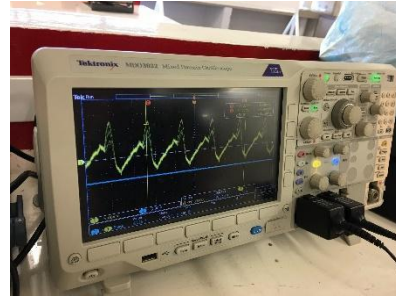


Figura 8. Ganancia de Señal

Una vez realizadas las pruebas del circuito en protoboard se procedió a realizar el diseño del PCB (Figura 9) y una vez que fueron satisfactorias se procedió a su fabricación.

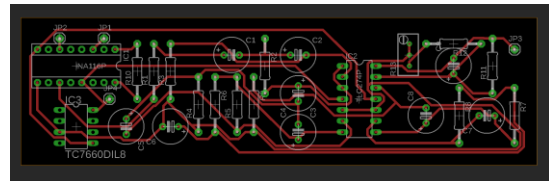


Figura 9. Diseño del PCB

Resultados

Durante las simulaciones (Figura 10) se pudo observar en las gráficas que la señal que, a pesar de que la entrada solo son milésimas de Voltio, la salida se puede obtener en el orden de 3-5V, lo cual permite al microcontrolador recopilar la información.

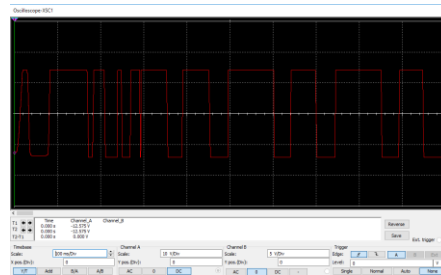


Figura 10. Simulación a través de multisim

Gracias a las simulaciones se pudo observar un problema a considerar en el diseño en físico, ya que la señal no padece de ruido exterior, el cual se manifiesta en distintas formas como: señales celulares, luz, antenas Wifi, interferencia de los dispositivos, computadoras cercanas, etc.

El prototipo es capaz de realizar la detección de señales Beta y Alfa que son asociadas a señales cerebrales, las cuales cambian según el estado de relajación (Figura 11) o excitación (Figura 12) en que se encuentre la persona y esta señal no se ve alterada al tener un deslajamiento de los electrodos con la piel. Por lo que se puede concluir que las etapas de filtrado cumplen su propósito.

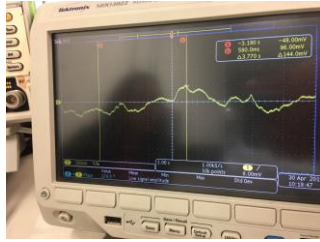


Figura 11. Señales en estado de relajación.

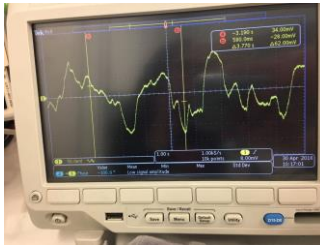


Figura 12. Señales en estado de estrés

Las señales son registradas por una gráfica en una base de datos que es controlado por un Arduino y el microcontrolador Atmega328 (Figura 13). Los picos corresponden al cambio del estado de relajación a uno de estrés mediante un susto.

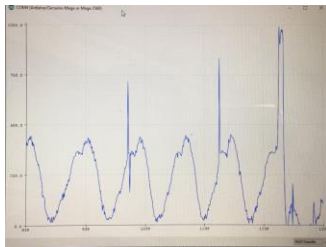


Figura 13. Gráfica de registro de la señal a través del microcontrolador

Conclusiones

El prototipo es capaz de detectar las señales eléctricas alfa y beta, requirió de la fabricación de una carcasa de metal adicional para reducir el ruido eléctrico presente en el ambiente. La señal obtenida del circuito fué registrada a través de un microcontrolador y posteriormente fué grabada en una memoria micro-SD.

Esta primera fase del proyecto la concluimos como exitosa puesto que cumple con los objetivos buscados para la primera implementación del prototipo.

Recomendaciones

Llevarlo a la fase de pruebas extensivas, donde haya pacientes con padecimiento de epilepsia y pruebas en las que el dispositivo tenga que responder a un uso cotidiano extensivo, una vez llevado a cabo estas verificaciones se puede proceder a planear su posterior

comercialización, además de realizar estas pruebas con instrumentos médicos especializados.

Referencias

- [1] Group North East Epilepsy. (2018). Epilepsia en Latinoamérica. Obtenido de EEG Ambulatorio: <http://www.epilepsia.net/informacion-sobre-epilepsia/informacion-sobre-epilepsia/eeg-ambulatorio/>
- [2] Escamilla Reyna, J. F. 1999. Modelos matemáticos para el estudio de la activación de la corteza cerebral. [En línea] Recuperado el 21 de febrero de 2018, de <http://www.red-mat.unam.mx/foro/volumenes/vol022/TesisEscamilla-f.pdf>
- [3]G. Suárez, «Procesador central: El cerebro,» Universidad de Antioquía, Medellín, 2008.
- [4]Universitat de Barcelona. 2016. Psicología de la percepción visual. 0.4 Las Ondas Cerebrales. [En línea] Recuperado el 21 de febrero de 2018, de <http://www.ub.edu/pa1/node/130>
- [5]J. Quiñones, «Itesm,» agosto 2008. [En línea]. Available: http://www.mty.itesm.mx/etie/deptos/ie/profesores/jgomez/eap/opamp_real.pdf. [Último acceso: 8 abril 2018].
- [6]J. M. Drake, «Instrumentación de Comunicaciones,» Santander, 2005.