

UNIVERSIDAD CATÓLICA BOLIVIANA "SAN PABLO"
UNIDAD ACADÉMICA REGIONAL LA PAZ
FACULTAD DE INGENIERÍA



SISTEMA MODULAR DE MEDICIÓN Y GRABADO DIGITAL DE BIO-SEÑALES

Proyecto de grado presentado para la obtención del Grado de Licenciatura en Ingeniería Mecatrónica

Por: RODRIGO SEBASTIAN MENDOZA TEJADA

Profesor Revisor 1	Profesor Revisor 2
Potencial Cargo: RELATOR	Potencial Cargo: RELATOR
Nombre: Ing. Fabian Pacífico	Nombre: Ing. Guillermo Sahonero
Fecha:	Fecha:
Observaciones:	Observaciones:

Profesor Revisor 3
Potencial Cargo: RELATOR
Nombre: Ing. Juan Manuel Valverde
Fecha:
Observaciones:

La Paz– Bolivia
Diciembre, 2018

1. Introducción

Las bioseñales son la actividad eléctrica generada por un ser viviente. Estas pueden ser los impulsos eléctricos enviados a los músculos para la contracción del mismo así como los generados por las sinapsis del cerebro. Las señales más conocidas y estudiadas son las provenientes del sistema cardiaco (ECG), movimiento intraocular (EOG), movimiento muscular (EMG) e impulsos cerebrales (EEG). La medición y monitoreo de bioseñales puede ser crítico en el ámbito médico; por ejemplo, es útil en el monitoreo de la presencia de actividad cerebral en pacientes en coma [ACNS 2016]. En otros ambientes, como el deporte y la rehabilitación, su utilidad también se ve reflejada.

Las bioseñales pueden ser medidas por medio de electrodos colocados en la superficie de piel más cercanas a el origen del impulso eléctrico. Sin embargo, este método presenta problemas com el ruido eléctrico. Este puede provenir de la carga estática que pueda tener la piel o pelo en el área de contacto. Por ello, la forma común de realizar las mediciones es por medio del uso de amplificadores diferenciales [Winter, B. 1983a]. De todas las bioseñales, la EEG presenta las mayores dificultades ya que la magnitud de la señal es mucho menor al ruido y las otras bioseñales que interfieren. Esto significa que la relación señal-ruido (SNR) sea muy baja. En todo caso, un dispositivo que sea capaz de medir una señal EEG es capaz de medir las otras mencionadas anteriormente; solo requiere un reposicionamiento, y en algunos casos, cambio del tipo de electrodo utilizado [Mathewson, Kyle E. 2017][Lopez-Gordo, M. 2014] [Fiedler, Pa. 2014].

Como la actividad cerebral ocurre en distintos lugares del cerebro simultáneamente, la cantidad de electrodos así como su disposición influncian en la calidad de la medición que se pueda realizar; esto puede variar también según el caso de uso [Jurack, V. 2017]. Por ello, aislar las fuentes de señal de interferencias es más fácil si se cuenta con utiliza una cantidad de electrodos elevada. Una de las interferencias que se pueden encontrar durante la medición de bioseñales son los artefactos. Estos son ruidos que suelen ser producto de la interferencia de otras bioseñales.

Las Interfaces Cerebro-Computador (BCI, *Brain-Computer Interface*) asocian la actividad eléctrica por los patrones que presenta con intenciones del usuario. Por ejemplo, un sistema BCI de clase 2 reconoce actividad cerebral motora (MI - *Motor Imagery*) mano izquierda y MIB de pie/mano derechos [Gandhi, V. 2014]. Esta aplicación se afectada por el numero de electrodos ya que las actividades cerebrales que reconoce se dan en lugares completamente distintos. Por ello, mientras más electrodos existan, la clase del BCI puede incrementar brindando más opciones al usuario. En otras aplicaciones podemos observar este efecto como es el caso de las polisomnografías (PSG) o estudios del sueño; el método de utilizar 18 o más electrodos resulta de gran beneficio [Bubrick, El. 2014].

2. Planteamiento del problema

La EEG es una practica relativamente nueva siendo [Jasper 1958] presentando por primera vez el estándar para la colocación de electrodos para la realización de mediciones EEG. Si bien la tecnología en general ha avanzado exponencialmente desde ese entonces, la EEG se encuentra sub-desarrollada en comparación a las otras bioseñales. Existen causas inherentes a la naturaleza de la señal así como causas practicas.

La tarea de medir ondas cerebrales es particularmente difícil ya que las señales pueden ser tan bajas como los $20\mu\text{V}$ por lo cual se requiere una precisión hasta de $0.5\mu\text{V}$ y el ruido no debe pasar $1.5\mu\text{V}$ [IFCN 1999b]. El ruido presente al medir la señal desde el electrodo llega a ser hasta 1000 veces más grande en magnitud que la señal original. Este ruido puede provenir de otras bioseñales como el EOG, es por eso que se necesita una Tasa de Rechazo de Nodo Común (CMRR) alta, aproximadamente 120db [MettingVanRijn, A. 1994]. Esto sirve a modo de combatir los artefactos en conjunto a un circuito DRL (*Driven Right-Leg*) que es esencial en sistemas de adquisición de bioseñales de cualquier tipo [Winter, B 1983b]. En cuanto a la frecuencia de muestreo es baja, aproximadamente 200Hz [IFCN 1999c] cumpliendo con el Teorema de Nyquist.

En el lado del hardware, para poder cumplir con estos objetivos se utilizan amplificadores operacionales de instrumentación los cuales suelen ser costosos tomando en cuenta que se utiliza uno por cada canal. Además, los filtros para acondicionar el muestreo son analógicos restringiendo el rango de operación. Los micro-controladores dependen enteramente del ADC utilizado para poder obtener señales limpias y continuas, esto es lo que limita el numero máximo de canales utilizables. A pesar de utilizar protocolos de comunicación eficientes como SPI para la comunicación con el ADC, ningún dispositivo muestra una forma de expandir el máximo numero de canales explotando las capacidades de estos protocolos. Entonces, debido a la naturaleza analógica y el diseño in-expansible, los dispositivos cuentan con muchas limitaciones en cuanto a potenciación. Como efecto, dificulta la generación de variantes más económicas que se ajusten a distintos tipos de aplicación.

Finalmente, en el lado del software, los dispositivos comerciales suelen brindar actualizaciones de firmware que puedan optimizar el funcionamiento a través de filtros digitales así como otros algoritmos de manejo de datos. Este procedimiento de actualización es simple y casi innecesario. Sin embargo los distintos dispositivos cuentan con distintos software propietarios causando una gran incompatibilidad entre los dispositivos. Existen software como EEGLAB y BCILAB ["sccn.ucsd.edu", 2019] que son compatibles con algunos de los dispositivos de medición de bioseñales EEG, sin embargo están programados sobre intermediarios como MATLAB. Otros como el OpenBCI ["www.openbci.com", 2019] y OpenVibe ["openvibe.inria.fr", 2019] sí permiten compatibilidad con lenguajes y tecnologías mas modernas, pero la compatibilidad se mantiene muy limitada requiriendo de conocimientos en programación.

2.1. Definición del problema

Medir bioseñales EEG es una tarea bastante compleja, por lo cual las máquinas capaces de cumplir la tarea son costosas. Además, es muy difícil optimizar los costos ya que la variedad entre los productos es muy baja así como la flexibilidad, compatibilidad y facilidad de uso del software. Esto supone dificultades para las distintas aplicaciones que requieren distintas capacidades del hardware. La mayoría de los dispositivos cuentan con las capacidades necesarias para poder adaptarse fácilmente a múltiples tipos de señales e inclusive bioseñales. Sin embargo, las dificultades presentes se acentúan debido a la poca flexibilidad que poseen en sus características tanto en hardware como software.

3. Taxonomía de soluciones previas

Existen varios dispositivos comerciales como los productos de EMOTIV [“www.emotiv.com”, 2019] y también OpenBCI [“www.openbci.com”, 2019]. Sin embargo, estos productos son bastante caros y con capacidades limitadas. Estos dispositivos ofrecen hasta 14 canales de electrodos en el rango de dispositivos menor a 1000USD. Además, mientras más competentes son los dispositivos, son más limitados en otros aspectos. Principalmente en la información disponible y las flexibilidades que te presenta.

Por ejemplo podemos mencionar el proyecto ModularEEG [“www.openeeg.sourceforge.net”, 2019] presenta grandes flexibilidades y muchos foros de ayuda, sin embargo el diseño apenas cumple con la misión de observar señales de EEG. En el caso del OpenBCI, si bien es diseño de código abierto, su utilidad práctica en la flexibilidad electrónica es muy limitada. Eso sin mencionar el elevado costo para la persona común que solamente puede obtener 8 canales. En el caso de EMOTIV podemos mencionar su producto EPOC que con un valor mayor provee 14 canales con una interfaz muy limitada y sujeto a licencias que aumentan el costo. Este es el menos modificable de los 3 dispositivos. Existen muchos otros productos que en su mayoría, el precio al que están sujetos incrementa de manera exponencial según se incrementan las características técnicas. [Uktveris, T., 2018] [Wang, C. S., 2012] [Gargiulo, G., 2008]

	Open BCI	EMOTIV EPOC	Modular EEG	Ref. Papers	eego mylab [“ant-neuro.com”, 2019]	gtec nautilus [“gtec.at”, 2019]
Costo (USD)	Desde 300+	799+	~400	Sin producción	25000+	5000+
Disponibilidad Bolivia	Importacion	Importacion	componentes de difícil acceso y costosos	Sin producción	Importacion	Importacion

	Open BCI	EMOTIV EPOC	Modular EEG	Ref. Papers	eego mylab ["ant-neuro.com", 2019]	gtec nautilus ["gtec.at", 2019]
Precisión ADC	24bits	Hasta 16bits	10bit	14bits+	24bit	24bit
Frecuencia de Muestreo	300Hz+	300Hz+	200Hz	300Hz+	16kHz	250-500Hz
Número de canales	8-16 single ended/ Diferenciales	14 single ended +2 Referencias	2 - 16 diferenciales	32 single ended/ Diferenciales	32-256 single ended/ Diferenciales	8-64 single ended/ Diferenciales
Actualizaciones Firmware, Software	Continua, libre	Continua, licencia	No mantenido	Ninguna	Continua, licencia	Continua, licencia
Actualización Hardware	Limitado	Ninguna	No mantenido	Ninguna	Ninguna	Ninguna
Facilidad de Uso	Manuales, comunidad activa	Manuales, soporte tecnico	Proyecto sin mantenimiento	Información muy limitada	Manuales, soporte tecnico	Manuales, soporte tecnico
Flexibilidad - Compatibilidad	Sin limitaciones	Licencias; Limitada	Hardware antiguo, desarrollo limitado	Información muy limitada	Software integrado	Software integrado
Flexibilidad - Limitaciones Desarrollo	Código Abierto, Documentación y comunidad amplia.	Cerrado	Código Abierto	Diseños incompletos/limitados		
Otras bioseñales	No	No	Modificando diseño	Si		

Tabla 1.- Tabla comparativa de soluciones previas encontradas

Cabe mencionar todos los proyectos desarrollados como artículos de investigación que son mas potentes que los mencionados anteriormente. Sin embargo no son productos comerciales ni proveen el diseño completo con documentación que permitan replicar el dispositivo con facilidad. Como consecuencia, estos dispositivos no realizan un aporte efectivo para el usuario final e investigadores que requieren el dispositivo como medio y no como fin. Se compiló la información de las soluciones antes mencionadas en la tabla 1 presentando la comparativa de ventajas y beneficios que propone cada solución.

4. Objetivos

4.1. Objetivo General

Diseñar e implementar un sistema modular que permita medir y grabar digitalmente bio-señales EEG.

4.2. Objetivos Específicos

- Medir, grabar y visualizar señales EEG en vivo de manera digital en 2 canales independientes.
- Validar las mediciones según su forma y frecuencia comparando con mediciones realizadas por otros dispositivos.
- Diseñar e implementar un sistema modular.
- Diseñar un sistema de protección contra descargas electroestáticas.
- Desarrollar software que no requiera conocimientos de programación para el uso del sistema.
- Implementar un sistema de comunicación de datos a través de WiFi.

5. Justificación

El proyecto se ve entonces justificado con motivo de reducir la brecha de conocimiento al generar más documentación al respecto y así mismo incrementar la investigación al proveer de una alternativa que, por su flexibilidad, pueda ser más adecuada a la hora de elegir un dispositivo en un caso de uso más específico. El aporte académico en un punto de vista conceptual brindará un formato mas sencillo y práctico para entender los conceptos de la electroencefalografía y neurociencia, producto de la aplicación y documentación que se van a generar. En el área técnica aporta un diseño que sea fácil de reproducir para aplicaciones que requieran el uso de un sistema de medición de este tipo.

Del punto de vista académico el aporte es interdisciplinario, uniendo conceptos de sistemas informáticos como el ser redes de comunicación y bases de datos con sistemas de computación embebidos. Así mismo se le suma el diseño de un dispositivo de adquisición de señales analógicas a digitales con una precisión y robustez muy elevada. Esto resulta en un sistema integral que funciona con un desfase en el tiempo en los mili segundos por lo cual de un punto de vista perceptivo se acerca mucho a tiempo real.

6. Límites y Alcances

6.1. Límites

- Si bien este proyecto apunta a cumplir ciertos niveles de estándares internacionales, no se llevara acabo ningún proceso de certificación.

- No se evaluará el alcance del proyecto en la comunidad de código abierto.
- No se implementarán todas las variaciones posibles de módulos compatibles para el diseño, se limitará a una unidad y un tipo específico por módulo.

6.2. Alcances

1. Accesible

- Código Abierto, Documentación amplia. Proporcionar los diseños y breves manuales en repositorios como GitHub con su respectiva wiki. Generar una licencia sobre el contenido.

- Diseño mínimo básico expansible. El sistema debe poder cumplir con las tareas mínimas requeridas para tener una funcionalidad completa sin asistencia de otros dispositivos. El diseño no debe limitar la expansión en funcionalidades ni capacidades.

2. Flexible/potenciable

- Diseño de modular con compatibilidad con EEG, ECG, EMG, EOG. Los módulos diseñados serán adaptables para la medición de distintos tipos de señales, manteniendo el total de las modificaciones totales del sistema por debajo del 50%.

- Diseño flexible. El diseño debe ser capaz de ser modificado sin tener completo conocimiento sobre todo el diseño para adaptar su funcionamiento y aumentar sus capacidades máximas con pocos cambios.

- Numero de entradas expansible. El sistema original implementado medirá hasta 2 canales digitales; sin embargo el sistema debe ser capaz de aumentar el numero de entradas hasta al menos 24 canales con el intercambio o adición de nuevos módulos.

3. Facilidad de uso (amigable)

- Requerimiento de 0 programación. Tanto la configuración inicial como el uso del dispositivo se deben poder llevar a cabo sin conocimientos en programación ni computacionalmente avanzados.

- Tener un manual de usuario completo. Este manual debe indicar el uso del software y hardware.

4. Seguridad

- Protección contra descargas ESD al circuito. El sistema debe contar con protección de descargas electrostáticas sobre el circuito.

- Protección contra descargas desde fuente alimentación. El sistema debe contar con protección aménos de 1kV por 1s a través de un aislamiento galvánico o utilizar una batería que físicamente limite la energía total.

7. Cronograma tentativo de actividades

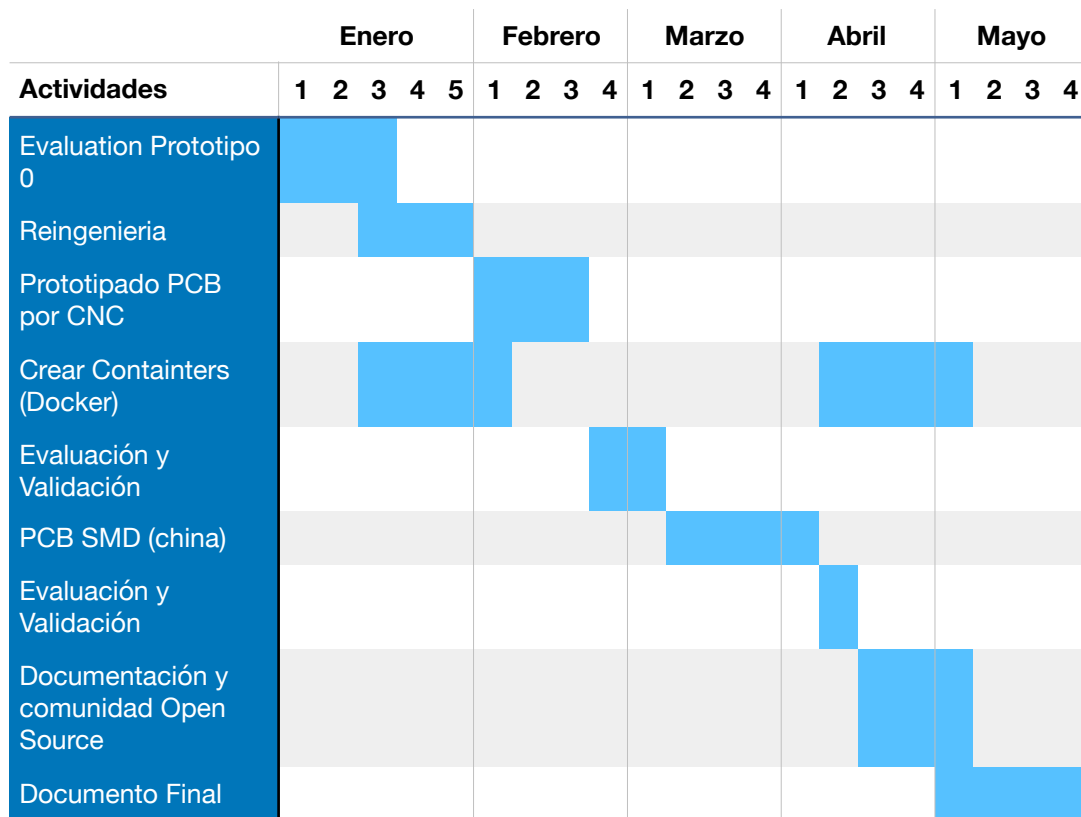


Tabla 2.- Diagrama “Gantt” de la planificación de actividades y fases del proyecto.

8. Bibliografía

- Bubrick, E. J., Yazdani, S., & Pavlova, M. K. (2014). Beyond standard polysomnography: Advantages and indications for use of extended 10-20 EEG montage during laboratory sleep study evaluations. *Seizure*, 23(9), 699–702. <https://doi.org/10.1016/j.seizure.2014.05.007>
- Fiedler, P., Haueisen, J., Jannek, D., Griebel, S., Zentner, L., Vaz, F., ... Carbone, P. (2014). Number 3 | 33, Comparison of three types of dry electrodes for electroencephalography. *Acta IMEKO (Vol. 3)*. identifier. Retrieved from <http://acta.imeko.org/index.php/acta-imeko/article/view/www.imeko.org>
- Gandhi, V., Prasad, G., Coyle, D., Behera, L., & McGinnity, T. M. (2014). EEG-Based mobile robot control through an adaptive brain-robot interface. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, 44(9), 1278–1285. <https://doi.org/10.1109/TSMC.2014.2313317>

- Gargiulo, G., Bifulco, P., Calvo, R. A., Cesarelli, M., Jin, C., & Van Schaik, A. (2008). A mobile EEG system with dry electrodes. 2008 IEEE-BIOCAS Biomedical Circuits and Systems Conference, BIOCAS 2008, 273–276. <http://doi.org/10.1109/BIOCAS.2008.4696927>
- IFCN. (1999). IFCN standards for digital recording of clinical EEG. The International Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Supplement*, 52, 11–14. <https://doi.org/S0013469497001065> [pii] ET - 1998/09/22
- Jurcak, V., Tsuzuki, D., & Dan, I. (2007). 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. *NeuroImage*, 34(4), 1600–1611. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.09.024>
- Lopez-Gordo, M. A., Sanchez Morillo, D., & Pelayo Valle, F. (2014). Dry EEG electrodes. *Sensors (Switzerland)*. <https://doi.org/10.3390/s140712847>
- Mathewson, K. E., Harrison, T. J. L., & Kizuk, S. A. D. (2017). High and dry? Comparing active dry EEG electrodes to active and passive wet electrodes. In *Psychophysiology*. <https://doi.org/10.1111/psyp.12536>
- MettingVanRijn, A. C., Peper, A., & Grimbergen, C. A. (1994). Amplifiers for bioelectric events: A design with a minimal number of parts. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 32(3), 305–310. <https://doi.org/10.1007/BF02512527>
- Oostenveld, R., & Praamstra, P. (2001). Oostenverld01, 112, 1–7. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(00\)00527-7](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(00)00527-7)
- Sinha, S. R., Sullivan, L., Sabau, D., San-Juan, D., Dombrowski, K. E., Halford, J. J., ... Stecker, M. M. (2016). American Clinical Neurophysiology Society Guideline 1: Minimum Technical Requirements for Performing Clinical Electroencephalography. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 33(4), 303–307. <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000308>
- Tatum, W. O., Seljoutski, O., Ochoa, J. G., Clary, H. M., Cheek, J., Drislane, F. W., & Tsuchida, T. N. (2016). American Clinical Neurophysiology Society Guideline 6: Minimum Technical Standards for EEG Recording in Suspected Cerebral Death. *Neurodiagnostic Journal*, 56(4), 324–327. <https://doi.org/10.1080/21646821.2016.1245576>
- Uktveris, T., & Jusas, V. (2018). Development of a Modular Board for EEG Signal Acquisition. *Sensors*, 18(7), 2140. <http://doi.org/10.3390/s18072140>
- Wang, C. S. (2012). Design of a 32-channel EEG system for brain control interface applications. *Journal of Biomedicine and Biotechnology*, 2012. <http://doi.org/10.1155/2012/274939>

Winter, B. B., & Winter, B. B. (1983). Driven-Right-Leg Circuit Design. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-30(1), 62–66. <https://doi.org/10.1109/TBME.1983.325168>

(n.d.). Extraído Enero 10, 2019, from <https://www.emotiv.com/>

(n.d.). Extraído Enero 10, 2019, from <http://openeeg.sourceforge.net/doc/modeeg/modeeg.html>

(n.d.). Extraído Enero 10, 2019, from <https://openbci.com>

(n.d.). Extraído Enero 10, 2019, from <https://scn.ucsd.edu/eeglab/index.php>

(n.d.). Extraído Enero 10, 2019, from <http://www.gtec.at/Products/Hardware-and-Accessories/g.Nautilus-Specs-Features>

(n.d.). Extraído Enero 10, 2019, from <https://www.ant-neuro.com/products/eego-mylab>

9. Sugerencia de Profesor Tutor

Ing. Guillermo Sahonero.- Amplia experiencia en investigación. Conocimiento y experiencia sobre BCI y EMOTIV EPOC. Tesis de grado ICA en un sistema BCI.

Ing. Juan Manuel Valverde.- Profesor de sensoria y experiencia en el campo.

Ing. Fabian Pacífico Rojas.- Profesor materias electrónica analógica y procesamiento de señales, fundamentos para el desarrollo del proyecto. Proyecto de grado en micro señales analógicas.

Ing. Jhon Abel Ordoñez.- Profesor micro-controladores y robótica. Fundamentos para el desarrollo del proyecto en la parte del procesamiento de micro-controladores y conexión con IOT.