

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



DIYBAS: DO IT YOURSELF BIO-SIGNAL ACQUISITION SYSTEM

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

Por: RODRIGO SEBASTIAN MENDOZA TEJADA

Profesor Revisor 1	Profesor Revisor 2
Potencial Cargo: TUTOR	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

La práctica de medir bioseñales consiste en medir los distintos impulsos eléctricos que pueda producir un ser vivo. Dichos impulsos eléctricos provienen de las señales eléctricas que utilizan los músculos para sus contracciones a excepción de las señales eléctricas producidas por el cerebro. Dentro de las señales más comunes son las provenientes del sistema cardiaco (ECG), movimiento intraocular (EOG), impulsos mioeléctricos o impulsos musculares (EMG) impulsos electroencefalográficos o impulsos cerebrales (EEG). La utilidad de medir las bioseñales se pueden ver desde un ámbito médico de diagnóstico y monitoreo como el monitoreo de presencia de actividad cerebral en pacientes en coma [ACNS 2016], o como el monitoreo de signos vitales (respiración, ritmo cardiaco) en pacientes internados. En un ámbito menos crítico se puede observar en la asistencia en actividades comunes (ejercicio, entrenamiento físico, dormir, rehabilitación motora, etc.).

Todas las bioseñales tienen características en común lo cual significa que se pueden utilizar métodos similares para la medición de todas las señales; todas las bioseñales pueden ser medidas por medio de electrodos colocados sobre la superficie de piel más cercana a la fuente de origen. Todas presentan grandes niveles de ruido provenientes de varias fuentes como la estática almacenada en la superficie de la piel y pelo, así como la interferencia de otra bioseñal. Por este motivo, las bioseñales son muy difíciles de aislar por lo cual un método común de hacerlo es por el uso de amplificadores diferenciales [Winter, B. 1983a]. Sin embargo podemos observar que de todas estas, la que presenta mayores dificultades es la EEG ya que la magnitud de la señal es mucho menor a el resto causando que la relación señal-ruido (SNR) sea muy baja. Una observación importante entonces, es que un dispositivo que sea capaz de medir actividad cerebral, podrá medir el resto de las bioseñales con una reducción en la magnitud de amplificación de señal que debe presentar y un reposicionamiento y cambio del tipo de electrodos[Mathewson, Kyle E. 2017][Lopez-Gordo, M. 2014][Fiedler, Pa. 2014].

Con el avance de la tecnología, esta rama se expandió al medio de la computación en el cual se utilizan las señales EEG como la entrada de interfaces en distintos tipos de sistemas. Las Interfaces Cerebro-Computador (BCI, *Brain-Computer Interface*) asocian la actividad eléctrica por los patrones que presenta con intenciones del usuario. Las interfaces se pueden catalogar según la cantidad de opciones de categorización; 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]. La actividad cerebral ocurre en distintos lugares del cerebro simultáneamente. Es por este motivo que la cantidad de electrodos y la disposición con la que son utilizados influyen en el resultado que se pueda obtener según el caso de uso[Jurcak, V. 2007]. Esto se debe en gran parte a los artefactos (interferencias de otras bioseñales) que se puedan presentar. Además, mientras mayor cantidad de electrodos se utilizan, resulta más fácil de aislar las fuentes y por consecuencia, las mismas señales entre sí. Por ejemplo, en 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]. Debido a este incremento de desempeño, los estándares presentados por la IFCN (Federación Internacional de Neurofisiología Clínica) [1999a] y la ACNS (Sociedad Americana de Neurofisiología Clínica)[2016] para realizar mediciones EEG indican que se debe hacer el uso mínimo de 24 electrodos, sin embargo los estándares permiten la utilización hasta de 329 electrodos [Oostenveld and Praamstra, 2001].

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]. Pero la principal dificultad de realizar estas mediciones es que el ruido que puede llegar a estar a magnitudes de 1000 veces más grandes que la señal original. Este ruido puede venir inclusive de otras bioseñales como el EOG, es por eso que se necesita una Taza de Rechazo de Nodo Común (CMMRR) alta, aproximadamente 120db[MettingVanRijn, A. 1994], 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].

La naturaleza compleja de realizar EEG causa que los dispositivos que cuenten con la precisa y con una alta densidad de canales sean de un acceso muy limitado debido al costo, disponibilidad local y soporte. También se puede mencionar que debido a la poca variedad causan que el costo no pueda ser reducido al seleccionar cuidadosamente un dispositivo para una aplicación específica. Por otro lado los dispositivos que son mas potentes tienden a ser menos configurares y con una compatibilidad más limitada en software y hardware. Además, los dispositivos cuentan con el hardware necesario para poder medir otros tipos de bioseñales, sin embargo pocos dispositivos implementan la flexibilidad necesaria para poder realizar estas mediciones. Esta falta de flexibilidad en los dispositivos mas potentes se observa en el firmware, software, el manejo de datos y en el hardware.

3. Taxonomía de soluciones previas

Existen varios dispositivos comerciales como los productos de EMOTIV y también OpenBCI. 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 1'000USD. dejando así muy lejos de los mínimos 24 y mucho mas de los deseados 32 [IFCN 1999c]. Además,

mientras mas competentes son los dispositivos, son mas limitados en otros aspectos. Principalmente en la información disponible y las flexibilidades que te presenta.

Por ejemplo podemos mencionar el proyecto ModularEEG, 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.

	Open BCI	EMOTIV EPOC	Modular EEG	Ref. Papers
Costo (USD)			~400	Sin producción
Disponibilidad Bolivia	Importacion	Importacion	componentes de difícil acceso y costosos	Sin producción
Presición ADC				14bits+
Frecuencia de Muestreo	300Hz+	300Hz+	200Hz	300Hz+
Numero canales	32 single ended/ Diferenciales		2 - 16 diferenciales	32 single ended/ Diferenciales
Actualizaciones Firmware, Software	Continua, libre	Continua, licencia	No mantenido	Ninguna
Actualización Hardware	Limitado	Ninguna	No mantenido	Ninguna
Facilidad de Uso	Manuales, comunidad activa	Manuales, soporte tecnico	Proyecto sin mantenimiento	Información muy limitada
Flexibilidad - Compatibilidad	Sin limitaciones	Licencias; Limitada	Hardware antiguo, desarrollo limitado	Información muy limitada
Flexibilidad - Limitaciones Desarrollo	Codigo Abierto, Documentación y comunidad amplia.	Cerrado	Codigo 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

Crear una alternativa accesible, flexible, potenciable y amigable(facilidad de uso) para adquirir y estudiar bioseñales complejas como EEG, ECG, EMG, EOG de manera precisa y confiable.

4.2. Objetivos Específicos

- Lograr medir, grabar y visualizar señales EEG, ECG, EOG, EMG de manera digital.
- Validar las mediciones por su forma y frecuencia comparada con mediciones realizadas por otros dispositivos.
- Diseñar e implementar un sistema que pueda permitir la medición de hasta 32 canales por medio de la adición de la cantidad de módulos.
- Crear un diseño que permita el fácil remplazo del ADC, MCU, Amplificadores y filtros.
- Crear un diseño que permita utilizar distintas fuentes de alimentación fijas y móviles.
- Se busca lograr una implementación con protección anti ESD con un diseño galvánicamente aislado en dirección directa e inversa.
- Generar instaladores y programas que sean intuitivos; requieran 0 conocimientos de programación para su uso.
- Generar una comunidad en GitHub de código abierto sobre el proyecto y brindar soporte a la misma.
- Crear un sistema de comunicación por wifi utilizando el protocolo MQTT.
- Guardar y visualizar los datos en tiempo real con bases de datos de series de tiempo.

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 evaluara el alcance del proyecto en la comunidad de código abierto.
- Solo se implementara la cantidad de uno a dos de los módulos desarrollados.
- No se implementaran todos los módulos posibles compatibles para el diseño, se limitara a un tipo específico por módulo.

6.2. Alcances

1. Accesible

- Código Abierto, Documentación amplia
- Diseño mínimo básico expansible

2. Flexible/potenciable

- Diseño Modular compatibles con EEG, ECG, EMG, EOG

1. Modulos compatibles EEG, ECG, EMG o EOG

- Diseño en Estado del Arte
- Diseño altamente configurable
- Diseño escalable

3. Facilidad de uso (amigable)

- Requerimiento de 0 programación
- Ayuda interactiva en la interfaz
- Documentación amplia interfaz y componentes

4. Seguridad

- Protección contra descargas ESD al circuito
- Protección contra descargas desde fuente alimentación

7. Cronograma tentativo de actividades

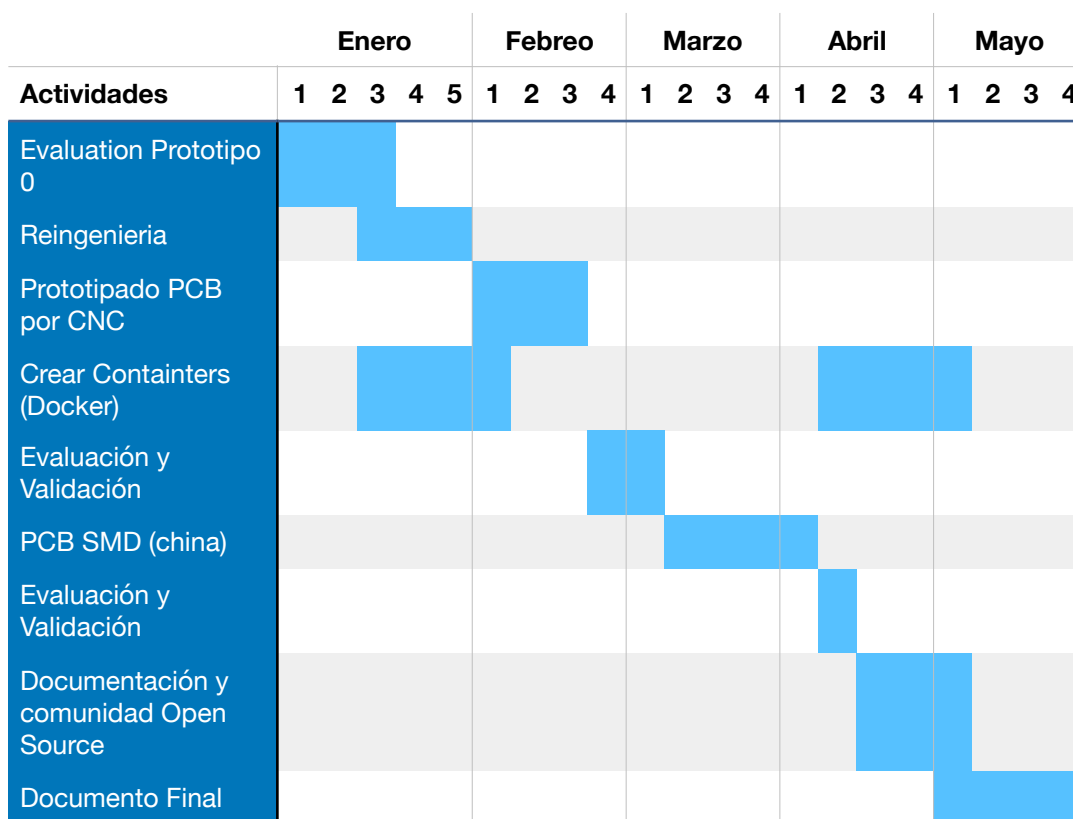


Tabla 2.- Diagrama “Gantt” de la planificación de actividades y fases del proyecto.

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>
- 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., Selioutski, 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>
- 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>

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.