

SISTEMA MODULAR DE MEDICIÓN Y GRABADO DIGITAL DE BIO-SEÑALES

Mendoza, Rodrigo

Proyecto presentado como requisito parcial para la aprobación de la asignatura
de Diseño Mecatrónico

Universidad Católica Boliviana “San Pablo”

Ingeniería Mecatrónica

2018

Resumen

El estudio de las bioseñales es muy llamativo y sin duda útil. El campo del estudio de las señales cerebrales (Electroencefalografía ó EEG) es de los más complejos; las herramientas necesarias para su estudio son igual de complejas. Los dispositivos actuales que permiten medir señales EEG tienen poca variedad, sin embargo las aplicaciones de la práctica son mucho más extensas. Este es uno de los motivos por el cual los dispositivos son caros y con disponibilidad limitada. El proyecto DIY-BAS (Do It Yourself Biosignal Aquisition System), busca crear un diseño de acceso libre que pueda ser replicado. Busca también que brinde las flexibilidades necesarias para poder optimizar costos según la aplicación sin poner a costa sus capacidades.

Abstract

The study bio-signals is very appealing and undoubtedly useful. The field of study of the cerebral signals (Electronecephalography or EEG) is of the most complex ones; the tools needed for the task are of equal complexity. Actual devices that allow the measurement of EEG have little to no variety, nonetheless the applications for it are much more extense. This one of the motives that lead to these devices being expensive with restricted availability. The project DIY-BAS (Do It Yourself Biosignal Aquisition System) aims to make a design of open access, that is easily reproducible. It also looks to give the necessary flexibilities to enable the optimization of costs regarding the application without jeopardizing its capabilities.

Capítulo I

Marco Referencial

I. 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 con 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 influyen 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 utilizar 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 ve afectada por el número 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].

II. Planteamiento del Problema

La EEG es una práctica 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 prácticas.

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 número 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 número 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.

III. Definición de 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.

IV. Objetivos

a. General

Diseñar e implementar un sistema modular que permita medir y grabar digitalmente bioseñales EEG.

b. Específicos

- Medir, grabar y visualizar señales EEG en vivo de manera digital en 2 canales independientes.
- Validar las mediciones según su forma y amplitud.

- 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.

V. Límites y Alcances

a. Límites

- Si bien este proyecto apunta a cumplir ciertos niveles de estándares internacionales, no se llevara acabo ningún proceso de certificación y validación limitada.
- 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 limitara a una unidad y un tipo específico por módulo.

b. Alcances

1. Accesible

- Código Abierto, proporcionar los diseños y breves manuales en repositorios como GitHub. 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 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 8 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.

4. Seguridad

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

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

Capítulo II

Estado del Arte

I. Revisión Bibliográfica

Existen varios dispositivos comerciales como los productos de EMOTIV [[“www.emotiv.com”](http://www.emotiv.com), 2019] y también OpenBCI [[“www.openbci.com”](http://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”](http://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] [Vo Van, T., 2018] [P. J. Allen, 2010] [Lovelace, J. A., 2013] [

	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
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	Codigo Abierto, Documentación y comunidad amplia.	Cerrado	Codigo Abierto	Diseños incompletos/ limitados	Cerrado	Cerrado

	Open BCI	EMOTIV EPOC	Modular EEG	Ref. Papers	eego mylab ["ant-neuro.com", 2019]	gtec nautilus ["gtec.at", 2019]
Otras bioseñales	No	No	Modificando diseño	Si	No	No

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.

II. Discusión

De la revisión bibliográfica podemos realizar algunas observaciones. Primero, ningún dispositivo actual alcanza a tener 24 electrodos necesarios para cumplir las bases del IFCN con un precio menor a 1000 USD. Segundo, los dispositivos que se reducen a solo 2 canales, no reflejan esta reducción en su valor, en consecuencia existe una barrera en promedio de 8 electrodos con un precio mínimo de 300USD. Tercero, la mayoría de los dispositivos presentan grandes limitaciones en software y hardware ante las modificaciones. Los que no, presentan limitaciones en capacidad. Cuarto, ninguno es capaz de medir otro tipo de señal a pesar de que todos tienen las capacidades de hardware necesarias para lograrlo.

Capítulo III

Conceptualización y Experimentación

I. Consideraciones Conceptuales

a. Identificación de parámetros

Podemos determinar los objetivos

1. Crear un diseño robusto, asequible, modular
2. Crear un diseño apto para medir distintos tipos de señales
3. Medir y grabar EEG digitalmente
4. Realizar un dispositivo asequible
5. Permitir la fácil actualización tecnológica

Y así mismo se denotan las restricciones:

1. No se harán pruebas con otras bio-señales aparte de las EEG.
2. No se medirán y evaluará el desempeño digital respecto a los parámetros de IFCN.
3. Unicamente se validara el diseño en el circuito analógico de acuerdo a los parámetros de ganancia y filtros según IFCN.

Según un análisis se pueden observar ciertas funciones expresas en la tabla 2.

b. Alternativas de Diseño

De las funciones mencionadas anteriormente se analizan las alternativas de diseño respecto a cada función. Además se analiza consideraciones necesarias que debe tener el diseño. En

Funciones Generales	Sub - Funciones
Alimentación	Prover Energía
	Estabilizar Voltaje +
Adquisición	Obtencion señal
	Amplificación de Señal
	Muestreo de Señal
Manipulación	Transmisión
	Grabación Digital
Observar	Observar Datos
	Manipulación de Datos*

Tabla 2. Funciones y sub-funciones del sistema.

la tabla 3 podemos observar las sub funciones derivadas así como todas las alternativas encontradas en proyectos similares y propuestas nuevas de alternativas.

Sub - Funciones	1	2	3	Consideraciones
Fuente de Energía	Bateria	DC-DC	-	Aislamiento Galvanico
Nivel Voltaje	Simetrico	VGND	-	Señales alternas
Obtencion señal	Electrodos Secos Activos	El. Humedos Activos	El. Humed	Ag-AgCl
Amplificación	INA	Amp + Int*2 [3]	-	CMMR
Muestreo	ADC Interno	ADC Externo	Oscilos copio	14 Bits 8 Ch
Transmisión	Serial Aislada	BLT	WiFi	32*14bits* 100Hz >= 44.8
Grabación Digital	Python	Node.js	-	Compatibilidad
Observar Datos	Osciloscopio	P5.js	Arduino Scp	Escala y tiempo

Tabla 3. Alternativas de diseño para cada Sub-Función del sistema.

De las alternativas analizadas podemos obtener un diseño potencial siguiendo el diagrama presentado en la figura 1. Para ello analizamos y elegimos en cada subvención una solución determinada que sea preferencial tomando en cuenta los objetivos planteados inicialmente. En la tabla 4 se pueden ver las selecciones realizadas así como la motivación por la cual fueron seleccionadas las acciones. En algunos casos se priorizo el desempeño y en otros la facilidad de implementación. Pero se mantendrán todas estas alternativas en mente al momento de desarrollar el sistema para poder brindar una fácil transición de una tecnología a otra permitiendo el uso eficiente del sistema por los usuarios ya que se les brinda la posibilidad de priorizar diferentes cosas como el costo sobre el rendimiento y viceversa.

Sub - Funciones	Elección	Justificación
Fuente de Energia	DC-DC	Permite desarrollo sin interrupciones
Nivel Voltaje	VGND	Facilidad de trabajo con
Obtencion señal	El. Hum. Pas.	Simplificación en la implementación
Amplificación	Amp+In*2	Disponibilidad de componentes y costo
Muestreo	ADC Ext	Versatilidad y resolución de bits
Transmisión	Serial	Estabilidad, flexibilidad en desarrollo
Grabación Digital	Python	Facilidad de Uso
Observar Datos	Arduino	Plug and Play

Tabla 4. Evaluación de alternativas.

Sección donde se describe el proceso seguido para la generación del espacio de diseño y las alternativas de diseño. Evidentemente, lo expuesto debe coincidir con la idea conceptual y básica de solución, como también con la identificación de parámetros. Para finalizar esta sección se desarrolla la evaluación de alternativas de diseño.

c. Diseño Conceptual

Tomando en cuenta estos trabajo como base, se mantiene el diseño de un circuito DRL esencial en cualquier sistema de adquisición de bio-señales por temas de seguridad y desempeño [1,3,4,5]. Por otro lado se investiga el diseño de filtros tipo Butterworth con arquitectura Sallen Key como sugiere Wang [1] utilizando distintos documentos de diseño

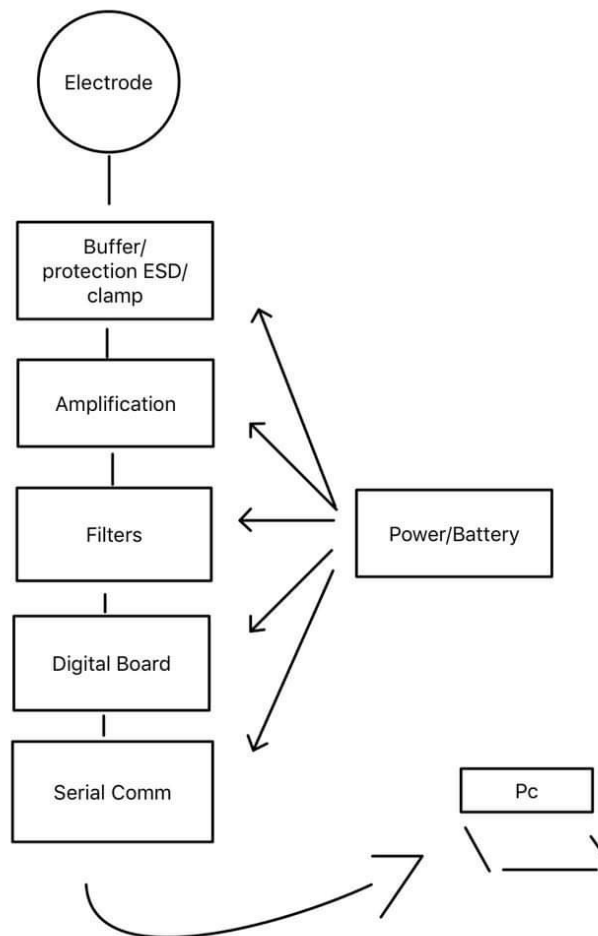


Figura 1. Diagrama de bloques de un sistema de adquisición de bio-señales.

[6]. En cuanto los electrodos se ve la gran ventaja de utilizar electrodos activos [7,8] sin embargo su implementación no interfiere con el diseño del circuito general, por lo que se asume que estos electrodos pueden ser agregados en una siguiente iteración.

Finalmente se ve la importancia de generar voltajes de referencia estables [9,10,11] para el muestreo a modo de cumplir los estándares del IFCN [2]. Para ello se propone un circuito unido a la alimentación que provea esta referencia. Se puede conceptualizar un diseño basado en estas observaciones expreso en la figura 1.

II. Consideraciones Experimentales

a. Procedimientos

La parte inicial es el modulo de protección ESD y elevación a 2.5V. Esto es debido a que trabajaremos en un rango de voltajes de 0-5V por lo cual se utiliza una tierra virtual de 2.5V. Por un lado esta la entrada que permite el uso de dos canales. Por el otro lado son 3 pines, 2 para los canales ya procesados y la referencia de la tierra virtual para realizar la elevación de las señales.

El siguiente módulo es el de la amplificación y rechazo de modo común. Se utiliza el diseño de mínimos componentes [2]. Este circuito se conecta con el módulo anterior y con el siguiente que es el filtro.

El siguiente modulo es el filtro, este presenta un filtro de segundo orden pasa altos en 0.16Hz seguido por un amplificador de ganancia variable. El siguiente modulo es el ADC por SPI con pines de distribución para varias placas. El siguiente modulo es la placa de distribución para el micro controlador seleccionado ESP12-E. El siguiente modulo es el aislamiento por optocopladores de la comunicación serial. El siguiente módulo es el que provee una referencia estable para el ADC y para la tierra virtual VGND, este se coloca encima de la placa de alimentación:

El ultimo módulo es el de la alimentación. Provee 5V aislados galvánicamente y filtrados a partir de 5-12 V externos. Además da la referencia de voltaje por medio del modulo de voltaje de referencia mencionado anteriormente:

En esta sección se describen todos los procedimientos desarrollados para llegar a la puesta en marcha de los experimentos. Recordando que los experimentos pueden ir de la mano de un prototipo, maqueta o prueba de concepto, las descripciones también deben ser puntuales hacia los materiales empleados y las pruebas efectuadas.

b. Resultados y Discusión

El software desarrollado tiene muchas flexibilidades que potencian este proyecto y brindan una plataforma potente para su expansión. El software fue optimizado a través del uso de containers que permite la completa funcionalidad del mismo en cualquier sistema operativo y dispositivo sin la necesidad de configuración. Esto mismo permite tener una interfaz compartida que puede ser accedida por cualquier dispositivo en una red local a través de un navegador web. Por otro lado, esta interfaz permite la visualización en vivo cualquier cantidad de señales en muchos formatos y formas de visualización distintos.

Además este software permite la grabación de todos los datos por medio de una base de datos de series de tiempo. Así mismo, se pueden extraer los datos en archivos tipo CSV directamente de la interfaz.

El hardware implementado permite el intercambio de filtros analógicos al intercambiar el módulo. Es igual en cuanto a el tipo de amplificación, abriendo las puertas a otras bioseñales y señales en sí. El ADC, puede ser intercambiado por cualquier otro ADC que tenga la interfaz SPI. En cuanto a las consideraciones de seguridad, el dispositivo es capaz de ser alimentado por una fuente aislada. Este módulo puede ser intercambiado por una batería a modo de darle una característica portátil.

El firmware esta configurado para leer los datos por SPI y enviarlos por medio de MQTT a través de WiFi, manteniendo de esta manera un aislamiento galvánico con cualquier tipo de fuente de descarga por contacto. Sin embargo, este firmware puede ser reconfigurado para mandar datos por otro tipo de protocolo a otro tipo de servidor. Finalmente, el microcontrolador puede ser remplazado por cualquier otro que tenga capacidades SPI,

WiFi y acepte 5v como alimentación. La configuración se reduce únicamente a cambiar el firmware para conectarse a una red wifi determinada, el resto se configura automáticamente.

Se puede concluir que se logro un diseño muy flexible y reconfigurable. Además, utiliza software terceros que tiene una comunidad y documentación extensa. El diseño modular amplifica sus capacidades perdonando falencias y limitaciones que puedan existir en partes específicas. Esto maximiza su compatibilidad con múltiples aplicaciones.

a. Impacto ecológico

i. Consumo de energía

Todo el sistema depende de la placa de alimentación ya que debe estar aislado galvánicamente de cualquier fuente de energía que pueda provocar una descarga debido al gran peligro que existe al respecto a pesar de ser un bajo riesgo. El conversor DCDC por el cual pasa toda la energía al sistema es de 2W, por lo cual es imposible que el sistema consuma mas que esta potencia. Existe un consumo adicional en la comunicación serial ya que esta debe ser alimentada de ambas partes, es decir del sistema y de la computadora, para que la comunicación se pueda establecer; sin embargo este consumo es despreciable ya que se tratan de micro amperios. Las aplicaciones de la electroencefalografía van desde un par de minutos u horas en aplicaciones BCI, sin embargo en monitoreo e investigaciones como la que es el estudio del sueño, el dispositivo debe estar prolongadas horas incluso días continuos en pocos casos.

Por estos motivos, el parámetro de medición más útil es el W/h. El máximo consumo de energía que puede presentar el sistema es de 2W/h. En una grabación de 10hrs en un estudio de sueño, el consumo total serían 20Watts. Debido a que el consumo máximo es tan mínimo no se realiza una medición exacta ya que presenta un impacto ecológico energético inapreciable. Otro motivo es que esta medición depende de la cantidad de canales y los módulos que hayan sido utilizados específicamente.

ii. Reutilización

Debido a que el diseño es modular. El módulo más grande consta de 35 componentes y el más pequeño 8. Los componentes mas caros y específicos se encuentran aislados entre sí, por lo cual si uno se dañara el remplazo seria prácticamente directo. Por otro lado, el diseño modular permite la reutilización de los mismos componentes como propósito general en otras aplicaciones con una dificultad de adaptación mínima ya que todos los diseños son de código abierto y fáciles de entender.

b. Impacto social

El estudio de las bio-señales, en especial las complejas como las del cerebro, es muy complejo por lo cual requiere muchos recursos y tiempo para su desarrollo. Este mismo motivo se retroalimenta a sí mismo ya que la falta de conocimiento en el campo genera aun mayor dificultad para atraer a más personas y a dedicar más recursos en el campo. Este proyecto apunta a romper una barrera a nivel global que ayude a romper esta brecha de desarrollo al reducir drásticamente la inaccesibilidad de las herramientas básicas necesarias para realizar una investigación en el campo. Aquí se ve sin embargo una alta dependencia en el futuro de este proyecto a que sea adoptado por una comunidad virtual global la cual permita su potenciación y desarrollo.

III. Análisis de Costos

Si bien todos los dispositivos analizados requieren algún tipo de computadora o interfaz propia, ninguno lo considera como un costo. Esto es debido a que el software se puede instalar en computadoras de distintos niveles de potencia. Sin embargo se menciona que debido al desarrollo del software realizado no se limita a un sistema operativo, dando mas rango de flexibilidad económica general.

Ítem	Descripción	Total (USD)
Componentes pasivos	Resistores, Capacitores, Bobinas, pines y conectores	15
Amplificadores	De instrumentación y micro potencia	12
Convertor DC-DC	Aislamiento galvanico, protección minima 1kV por 1s	10
ESP12E	Modulo SMD	6
PCB	Materiales	7
	Componentes:	50

En cuanto a horas de trabajo se calcula en días laborales de 8hrs por practicidad. El proyecto se divide en 4 etapas. Diseño electrónico, Fabricación PCB, Desarrollo de software y configuración, Implementación e integración. Todo el proyecto tomó entre 5 a 10 días laborales. Se puede observar que durante la integración, el software fue optimizado para futuras implementaciones. La instalación y configuración del software toma entre 10 y 15 minutos actualmente. La fabricación del PCB es la parte mas extensa ya que son aproximadamente 100 componentes que se deben soldar en 6 PCBs distintos. Se considera únicamente la fabricación del PCB para nuevas implementaciones como único costo monetario y de tiempo.

Capítulo IV

Marco Conclusivo

I. Conclusiones

El proyecto esta lejos de terminado. Por un lado, la corrección de errores de diseño e implementación no fue aplicada. Se puede decir que el proyecto está en una primera etapa de revisión. No se considera que el proyecto cumpla con todos los requerimientos necesarios mencionados para ser mejor que sus predecesores. Sin embargo, se demostró que alcanza muy de cerca a su alternativa mas cercana con un presupuesto 6 veces menor. Además, este proyecto puede expandirse a otras áreas que no han sido analizadas debido a la flexibilidad que brinda sin poner a costa sus capacidades físicas.

II. Trabajo Futuro

El proyecto esta en una primera faceta, en ella se observó sus capacidades y lo que puede brindar. Como en la mayoría de las soluciones, esta brinda muchas preguntas y propone a la espera mucho trabajo por realizar. Este trabajo va desde la corrección, optimización e inclusive diversificación del proyecto. El proyecto en su forma más ambiciosa espera medir todo tipo de bioseñales así como alguna otra similar. Así mismo puede influenciar el mundo médico si se lleva a cabo un proceso de validación y certificación.

Referencias

- [1] C. S. Wang, “Design of a 32-channel EEG system for brain control interface applications,” J. Biomed. Biotechnol., vol. 2012, 2012.
 - [2] IFCN, “IFCN standards for digital recording of clinical EEG. The International Federation of Clinical Neurophysiology,” Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl., vol. 52, pp. 11–4, 1999.
 - [3] A. C. MettingVanRijn, A. Peper, and C. A. Grimbergen, “Amplifiers for bioelectric events: A design with a minimal number of parts,” Med. Biol. Eng. Comput., vol. 32, no. 3, pp. 305–310, 1994.
 - [4] B. B. Winter and B. B. Winter, “Driven-Right-Leg Circuit Design,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-30, no. 1, pp. 62–66, 1983.
 - [5] V. Acharya, “Improving common-mode rejection using the right-leg drive amplifier,” Texas Instruments, no. July, pp. 1–11, 2011.
 - [6] J. Karki, “Active Low-Pass Filter Design (Application Note SLOA049B),” no. September, pp. 1–24, 2002.
 - [7] K. E. Mathewson, T. J. L. Harrison, and S. A. D. Kizuk, “High and dry? Comparing active dry EEG electrodes to active and passive wet electrodes,” in Psychophysiology, 2017.
 - [8] M. A. Lopez-Gordo, D. Sanchez Morillo, and F. Pelayo Valle, “Dry EEG electrodes,” Sensors (Switzerland). 2014.
 - [9] M. Oljaca and B. Baker, “How the voltage reference affects ADC performance, Part 1” Analog Appl., pp. 5–9, 2009.
 - [10] M. Oljaca and B. Baker, “How the voltage reference affects ADC performance, Part 2” Analog Appl., pp. 5–9, 2009.
 - [11] B. B. Baker and S. A. Engineer, “How the voltage reference affects ADC performance, Part 3” 2009.
- 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>
- 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>
- Lovelace, J. A., Witt, T. S., & Beyette, F. R. (2013). Bluetooth enabled electroencephalograph (EEG) platform. *Midwest Symposium on Circuits and Systems*, 1172–1175. <https://doi.org/10.1109/MWSCAS.2013.6674862>
- 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>
- 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)
- P. J. Allen (2010). Department of Clinical Neurophysiology, The National Hospital for Neurology and Neurosurgery, https://doi.org/10.1007/978-3-540-87919-0_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>

Uktveris, T., & Jusas, V. (2018). Development of a Modular Board for EEG Signal Acquisition. Sensors, 18(7), 2140. <http://doi.org/10.3390/s18072140>

Vo, T. T., Nguyen, N. P., & Vo Van, T. (2018). WEEGEE: Wireless 8-channel EEG recording device. IFMBE Proceedings, 63, 621–625. https://doi.org/10.1007/978-981-10-4361-1_106

Walsh, A. (2013). Voltage Reference Design for Precision Successive- Approximation ADCs. Analog Dialogue, 47-06(June), 6–9.

(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>

Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

Anexo A - Planos eléctricos Modulo Filtros

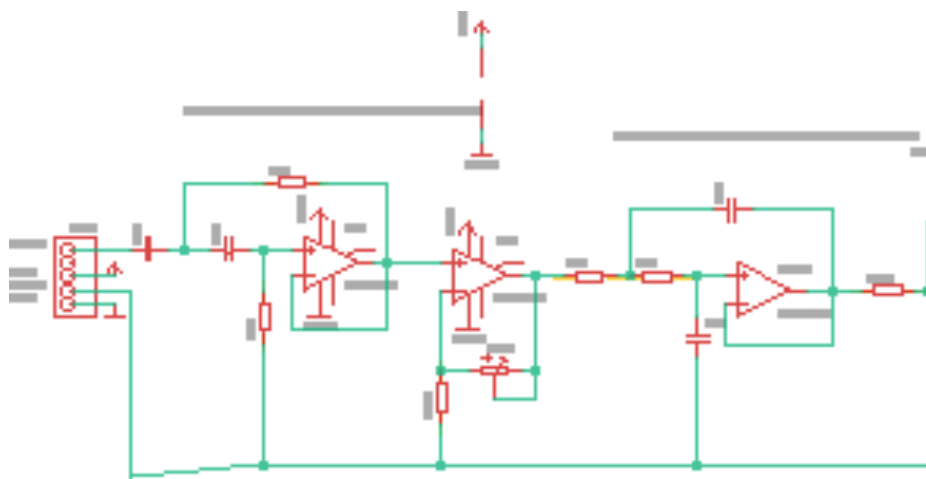


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

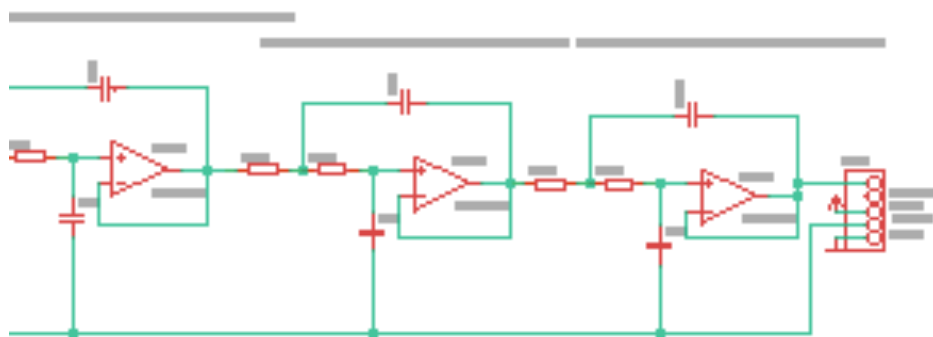


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

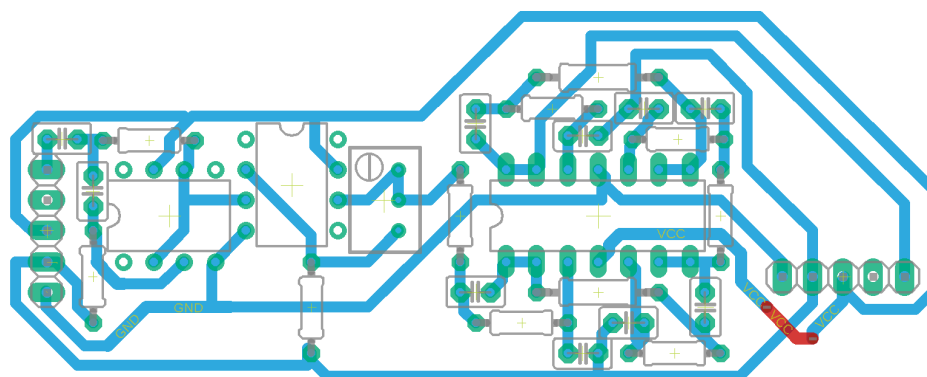


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

Anexo A - Planos eléctricos Modulo ADC por SPI

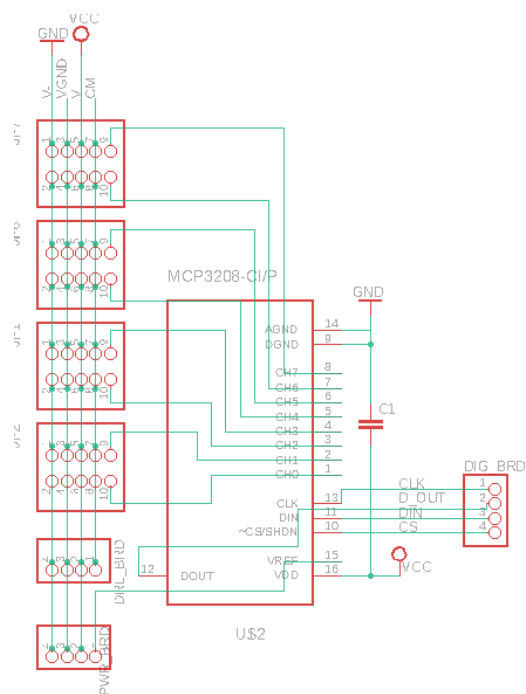


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

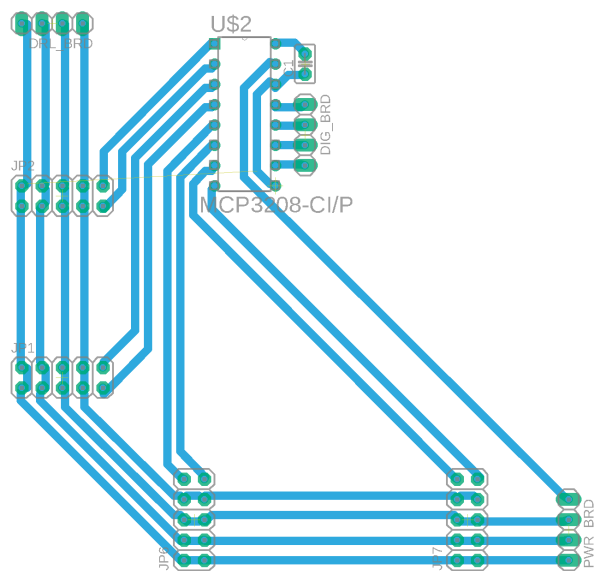


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

Anexo A - Planos eléctricos Modulo Distribución Microcontrolador ESP12E

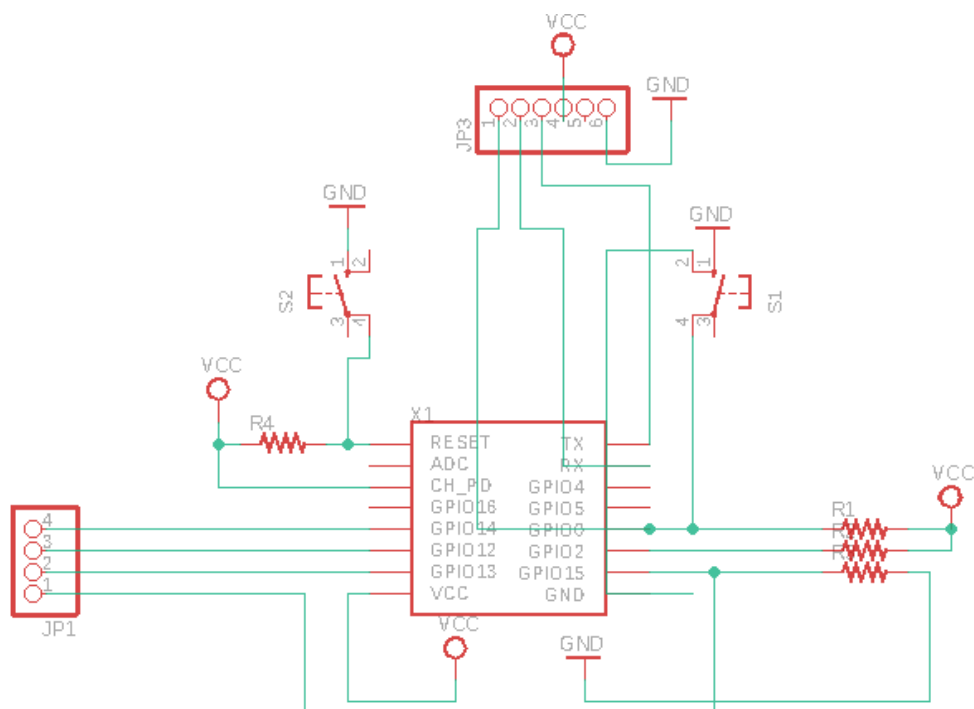


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

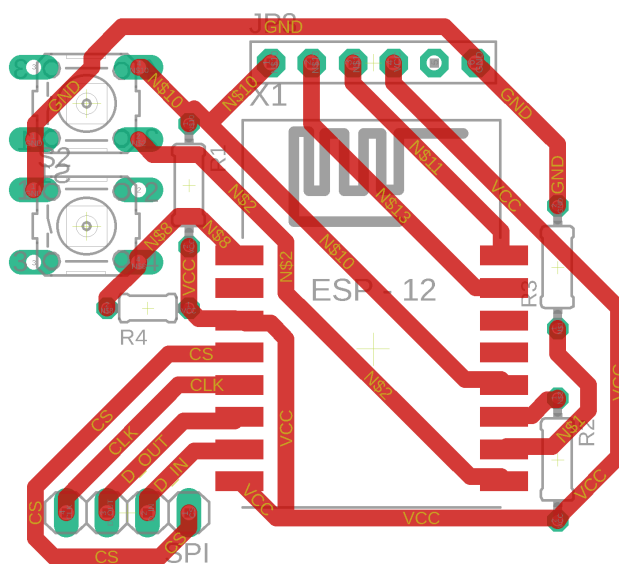


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

Anexo A - Planos eléctricos Modulo Protección ESD por optocopladores

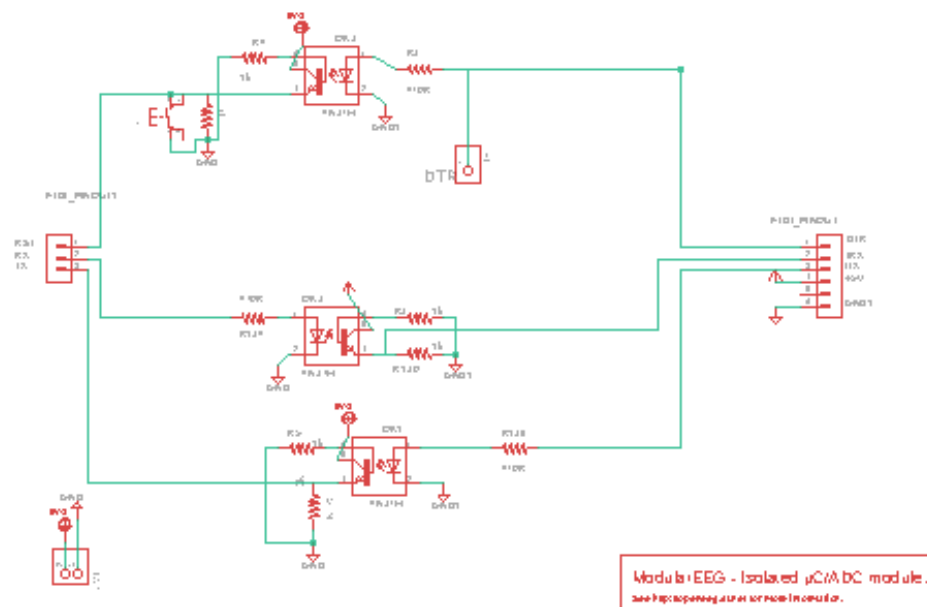


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

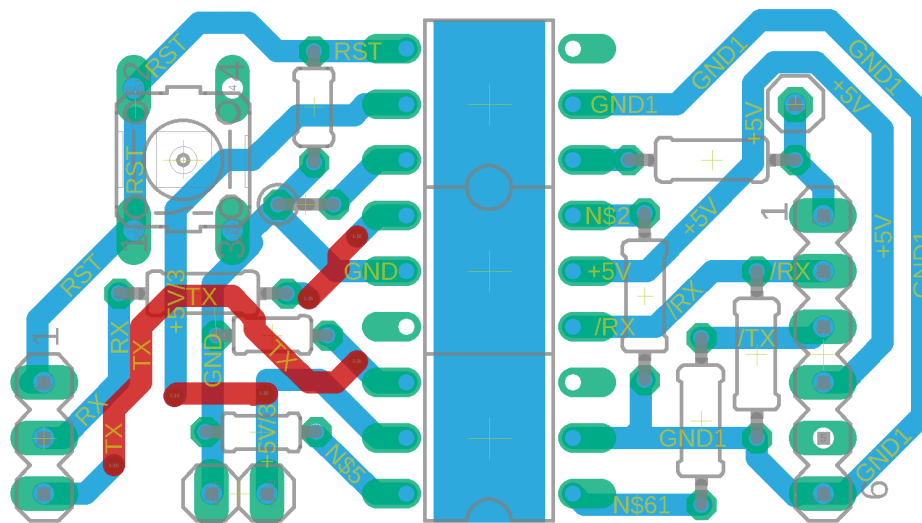


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

Anexo A - Planos eléctricos Modulo Referencia de Voltaje

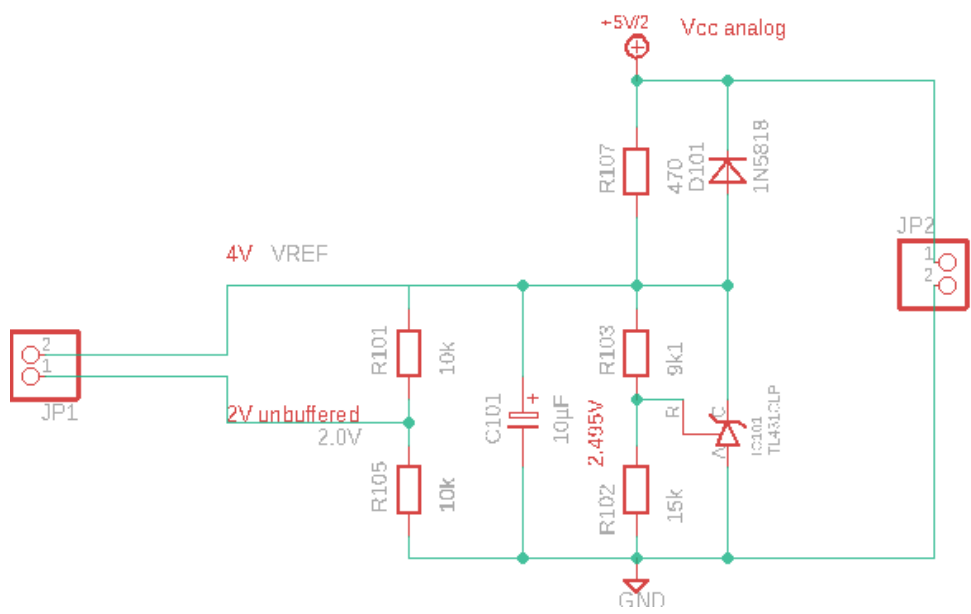


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

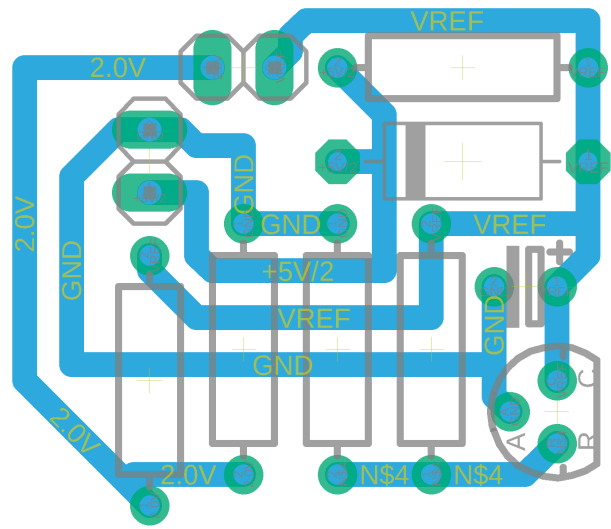


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

Anexo A - Planos eléctricos Modulo Alimentación y seguidor de voltaje de referencia

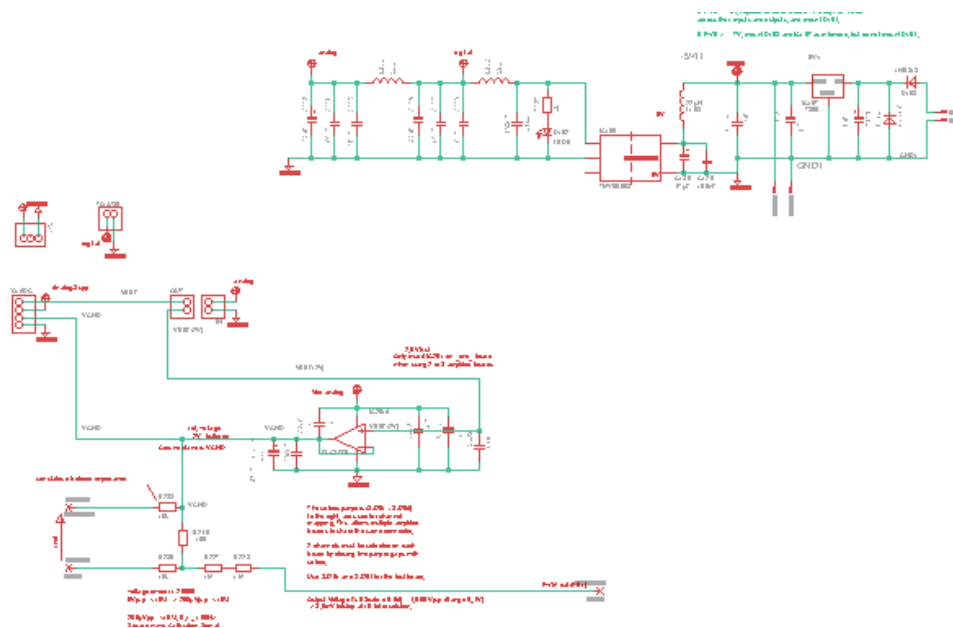


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

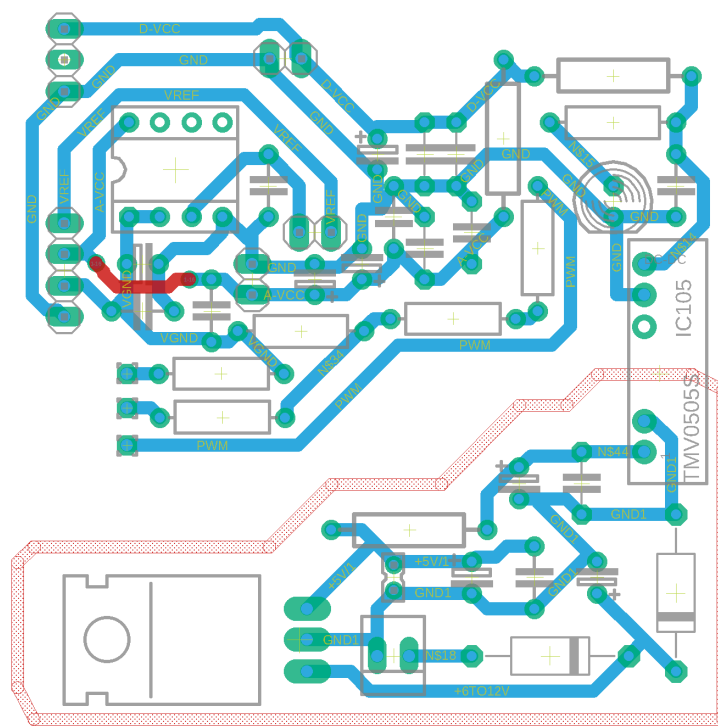


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito

Anexo A - Planos eléctricos Sistema Completo Para Fabricación Conjunta

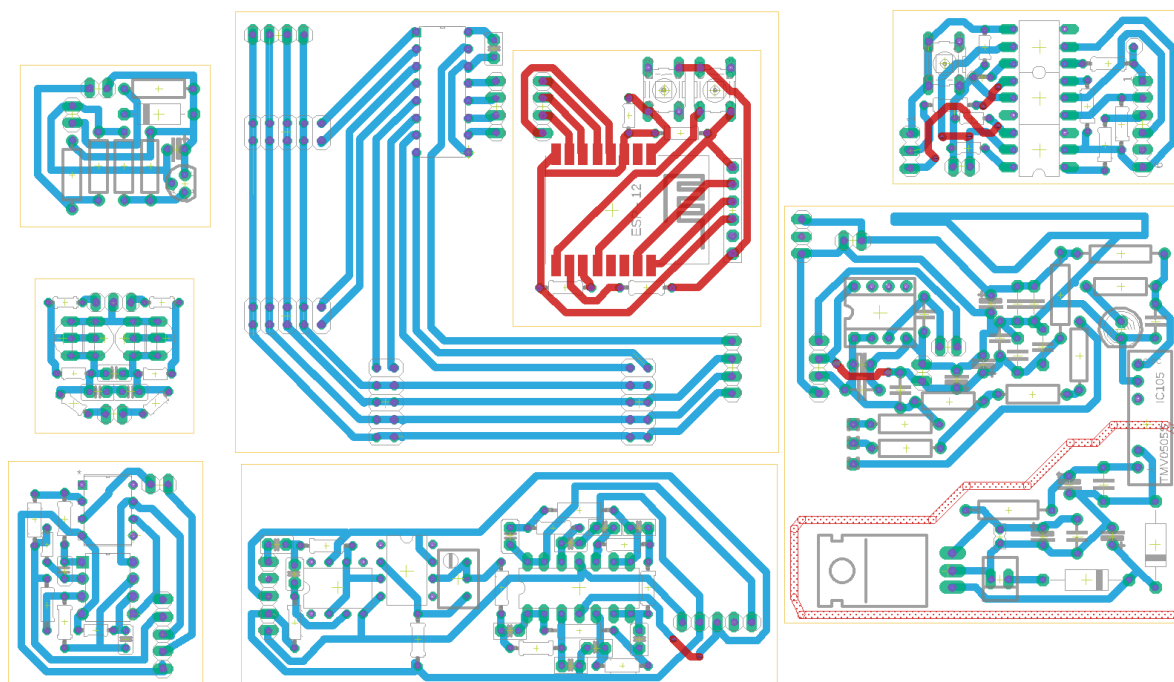


Figura 1. Diseño electrónico esquemático del circuito