



**Rediseño de un sistema de adquisición embebido de señal sEMG con electrodos flexibles y
acondicionamiento digital**

Carlos Mateo Jurado Díaz

Asesor

Jenny Kateryne Aristizábal Nieto, Magíster (MSc) en Ingeniería Biomédica

Universidad de Antioquia

Facultad de Ingeniería

Bioingeniería

Medellín, Colombia

2022

| Cita | Jurado Díaz [1] |
|---|--|
| Referencia Estilo IEEE (2020) | [1] C. M. Jurado Díaz, “ Rediseño de un sistema de adquisición embebido de señal sEMG con electrodos flexibles y acondicionamiento digital ”, Proyecto de investigación, Bioingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, 2022. |



Grupo de Investigación Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica (GIBIC).



Centro de Documentación Ingeniería (CENDOI)

Repositorio Institucional: <http://bibliotecadigital.udea.edu.co>

Universidad de Antioquia - www.udea.edu.co

Rector: John Jairo Arboleda Céspedes.

Decano: Jesús Francisco Vargas Bonilla.

Jefe departamento: John Fredy Ochoa Gómez

El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Antioquia ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por los derechos de autor y conexos.

Dedicatoria

Mi dediĉas ĉi tiun projekton al miaj gepatroj, al ĉiuj kiuj kun mi interagis en mi vivo kaj al mia libereco, kiu malgraŭ estas kondamno, ĝi difinas nin, devi konstante decidi igas nin transformiĝi el tio kion ili faris pri ni al tio kio ni vere estas. (Esperanto)

Le dedico este proyecto a mis padres, a todos aquellos con los interactúe en mi vida y a mi libertad, que pese a ser una condena, es ella la que nos define, vernos obligados constantemente a tomar decisiones es lo que nos hace pasar de ser lo que hicieron de nosotros a ser nosotros mismos.

Agradecimientos

Agradezco al ministerio de ciencia tecnología e innovación, Mincincias, por financiar el proyecto en el marco de la convocatoria 841: “Rediseño, implementación y evaluación de la efectividad de la prótesis mioeléctrica Aktio”, a la empresa Prótesis Avanzada S.A.S. y al Grupo de Investigación en Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica (GIBIC) por permitirme realizar dicho proyecto bajo su tutela. Agradezco a mi asesora interna Jenny Kateryne Aristizábal Nieto la cual me guió a través de la ejecución del proyecto, a Daniel Escobar Saltarén quien fue el enlace entre la empresa y la universidad. Agradezco a todos los profesores de la carrera que me proporcionaron los conocimientos y las herramientas necesarias para ejercer como bioingeniero. Agradezco a la Universidad de Antioquia por permitirme desarrollar mi vida académica en ella. Agradezco a mis compañeros de carrera con los cuales estudie y sacamos adelante la carrera. Agradezco a mis padres que me permitieron estudiar y que me apoyaron en todo momento.

TABLA DE CONTENIDO

| | |
|--|----|
| RESUMEN | 9 |
| ABSTRACT | 10 |
| I. INTRODUCCIÓN | 11 |
| II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 13 |
| III. OBJETIVOS | 14 |
| A. Objetivo general | 14 |
| B. Objetivos específicos | 14 |
| IV. MARCO TEÓRICO | 15 |
| Sistema de adquisición de Electromiografía de superficie | 15 |
| Protocolos de comunicación | 20 |
| Sistemas de control embebidos | 20 |
| V. METODOLOGÍA | 21 |
| Evaluación y Rediseño del sistema de adquisición de EMG, implementando un ADC y mejorando el acondicionamiento de la señal. | 21 |
| Implementación de un sistema de comunicación entre el ADC y el micro Beetle ESP32 | 21 |
| Rediseño de la tarjeta electrónica (PCB) de adquisición con las mejoras implementadas. | 22 |
| Embeber los electrodos secos de adquisición de EMG en el Liner y probar las distancias en las que la señal se obtiene correctamente. | 23 |
| VI. RESULTADOS Y ANÁLISIS | 24 |
| Evaluación del Sensor actual | 24 |
| Sensor propuesto | 28 |
| Implementación de un sistema de comunicación entre el ADC y el micro Beetle ESP32 | 34 |
| Rediseño del PCB de la tarjeta de adquisición con las mejoras implementadas. | 37 |
| Embeber los electrodos secos de adquisición de EMG en el Liner y probar las distancias en las que la señal se obtiene correctamente. | 41 |

VIII. CONCLUSIONES

47

REFERENCIAS

48

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| fig. 1 Sensor con electrodos secos sobre un brazo [25]. | 15 |
| fig. 2 Ejemplo de un RLC. [28]. | 16 |
| fig. 3 Circuito de prefiltrado y protección [27]. NOTA: no se presentan completamente los esquemáticos debido a confidencialidad con Prótesis Avanzadas SAS. | 16 |
| fig. 4 Circuito simple de adquisición de EMG con RLD (izquierda) sin RLD (derecha). | 17 |
| fig. 5 Señal adquirida con RLD (superior) y sin RLD (inferior) [28]. | 17 |
| fig. 6 Filtro T Twin Notch [32]. | 18 |
| fig. 7 Circuito T Twin Notch modificado usado en el diseño anterior del sensor. | 18 |
| fig. 8 Filtro pasa banda 20 – 500Hz [32]. | 19 |
| fig. 9 Filtro Sallen Key de segundo orden pasa alta de 20Hz [30]. | 19 |
| fig. 10. Filtro Sallen Key pasa alta (izquierdo) y pasa alta (derecho) [29]. | 19 |
| fig. 11 microcontrolador Beetle ESP32 [38]. | 20 |
| fig. 12 Diagrama de la metodología del primer objetivo. | 21 |
| fig. 13 Diagrama de la metodología del segundo objetivo. | 21 |
| fig. 14 Diagrama de la metodología del tercer objetivo. | 22 |
| fig. 15 Diagrama de la metodología del cuarto objetivo. | 23 |
| fig. 16 Diagrama de bloques del sensor actual. | 24 |
| fig. 17 Etapa de regulación del sensor actual. | 24 |
| fig. 18 Amplificación diferencial usando del sensor actual. Al a izquierda, el diagrama completo. A la derecha se tiene el mismo diagrama con zoom en las frecuencias de interés. | 25 |
| fig. 19 DRL del sensor actual. | 25 |
| fig. 20 Filtro Notch del sensor actual. | 26 |
| fig. 21 Etapa de filtrado pasa banda y envolvente del sensor actual. | 27 |
| fig. 22 Respuesta en frecuencia del sistema de adquisición del sensor actual. | 27 |
| fig. 23 Diagrama de bloques del sensor propuesto. | 28 |
| fig. 24 Amplificación diferencial del sensor propuesta. | 29 |
| fig. 25 Filtro Notch del sensor propuesto. | 30 |
| fig. 26 Filtro pasa banda sallen key de cuarto orden. | 30 |

| | |
|--|----|
| fig. 27 Esquemático de las conexiones del ICL7660S para usarlo como voltaje de alimentación negativo [42]. | 31 |
| fig. 28 Esquemático del circuito de condicionamiento para el ADC. | 31 |
| fig. 29 Filtro pasa banda de cuarto orden compuesto por 2 etapas, una etapa pasa baja sellen key de segundo orden y un filtro pasivo pasa alto de segundo orden. | 32 |
| fig. 30 Respuesta en frecuencia del sistema de adquisición del sensor propuesto. | 32 |
| fig. 31 ads1015 | 33 |
| fig. 32 Esquema del sistema de comunicación I2C [37]. | 34 |
| fig. 33 Instalar esp32 en Arduino IDE | 35 |
| fig. 34 Instalación de la librería Adafruit ADS1X15 | 36 |
| fig. 35 Diagrama de flujo de la lógica del código. | 37 |
| fig. 36 Importación de componentes. | 38 |
| fig. 37 Diagrama de conexiones del sensor. | 39 |
| fig. 38 Pre-production Check. | 40 |
| fig. 39 Visualización del Gerber. Top a la izquierda y Bottom a la derecha. | 40 |
| fig. 40 imagen del sensor actual. | 41 |
| fig. 41 Electrodo secos soldados a una tarjeta OYMOtion adaptado para usar en protoboard. ... | 42 |
| fig. 42 Señal obtenida usando los electrodo secos soldados a una tarjeta OYMOtion adaptado para usar en protoboard de la fig. 41. | 42 |
| fig. 43 Electrodo adhesivos Meditrace. | 43 |
| fig. 44 Cables usados para registrar con los electrodo Meditrace. | 43 |
| fig. 45 Adaptador de Jack 3.5mm a 5 pines. | 43 |
| fig. 46 Señal obtenida usando los electrodo adhesivos Meditrace de la fig. 43 junto con el cable gris de la fig. 44. | 44 |
| fig. 47 Señal obtenida usando los electrodo adhesivos Meditrace de la fig. 43 junto con el cable blanco de la fig. 44. | 44 |
| fig. 48 Electrodo adhesivos cuadrados. | 45 |
| fig. 49 Señal obtenida usando los electrodo adhesivos cuadrados de la fig. 48. | 45 |

SIGLAS, ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS

| | |
|--------------|--|
| GIBIC | Grupo de Investigación en Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica |
| sEMG | Electromiografía de superficie (sigla en inglés) |
| I2C | Circuito inter-integrado (sigla en inglés) |
| PCB | Placa de circuito impreso (sigla en inglés) |
| LDO | Regulador de baja caída (sigla en inglés) |
| EMG | Electromiografía (sigla en inglés) |
| ADC | Conversión analógica-digital (sigla en inglés) |
| SDA | Línea de datos serial (sigla en inglés) |
| SCL | Línea de reloj serial (sigla en inglés) |
| SPI | Interfaz periférica serial (sigla en inglés) |
| UART | Transmisor-Receptor Asíncrono Universal (sigla en inglés) |
| TX | Puerto de transmisión (sigla en inglés) |
| RX | Puerto de recepción (sigla en inglés) |
| RLCPD | Registro para la Localización y Caracterización de las Personas con Discapacidad |
| EDS | Descargas electrostáticas (sigla en inglés) |
| CMRR | Factor de rechazo al modo común (sigla en inglés) |
| DRL | Circuito de pierna derecha (sigla en inglés) |
| DRC | Verificación de reglas de diseño (sigla en inglés) |
| BOM | Lista de materiales (sigla en inglés) |
| SNR | Relación señal ruido (sigla en inglés) |

RESUMEN

En la actualidad las prótesis mioeléctricas más modernas hacen uso de procesamiento digital de señales para analizar la señal electromiográfica superficial (sEMG) con el fin de extraer información que permita generar un movimiento en la prótesis que se asemeje más al movimiento de una extremidad normal. Con el objetivo de tener a futuro una prótesis de estas características, Prótesis Avanzada SAS solicitó el rediseño del sensor para que pueda obtener la señal de sEMG en tiempo real, preprocesada y digital.

Para lograr cumplir este objetivo, se realizaron simulaciones y pruebas en protoboard de las diferentes fases del sensor con base en información presente en libros de procesamiento de señales e investigaciones previas y luego se implementó un firmware en Arduino para la adquisición de la señal usando protocolo I2C en un microcontrolador Beetle ESP 32 y finalmente se desarrolló la tarjeta de circuito impreso del sensor, la cual se imprimió y actualmente se encuentra en proceso de ensamble.

Se espera que el diseño de este nuevo sensor permita desarrollos futuros más avanzados en el control de la mano, permita ahorrar energía gracias a la implementación de un regulador de voltaje de baja potencia y permita tener prótesis mioeléctricas de calidad a bajo costo en Colombia.

Palabras clave — Beetle ESP 32, Arduino, Sensor, sEMG, Filtro, PCB, LDO, ADC.

ABSTRACT

Currently, the most modern myoelectric prostheses make use of digital signal processing to analyse the electromyography (sEMG) in order to extract information that allows to generate a movement in the prosthesis that more closely resembles the movement of a normal limb. Seeking to have a prosthesis with these characteristics soon, "Prótesis Avanzadas SAS" requested the redesign of the sensor so that it can obtain the sEMG signal in real time, preprocessed and digital.

To achieve this objective, simulations and breadboard tests of the different phases of the sensor were carried out based on signal processing books and previous research and then a firmware was implemented in Arduino for the acquisition of the EMG signal using I2C protocol in a microcontroller Beetle ESP 32. Finally the sensor PCB was developed, which was printed and is currently in the assembly process.

It is expected that the design of this new sensor will allow more advanced future developments in prosthesis and hand control, enabling energy savings thanks to the implementation of a LDO and allows quality myoelectric prostheses at low cost in Colombia.

Keywords — Beetle ESP 32, Arduino, Sensor, sEMG, Filter, PCB, LDO.

I. INTRODUCCIÓN

Existe una gran variedad de prótesis que reemplazan total o parcialmente miembros superiores e inferiores luego de una amputación. Para los casos de amputación transradial (miembro superior) se puede diferenciar 3 clases de prótesis: cosméticas, mecánicas y electrónicas [1]–[4] siendo éstas últimas las más adecuadas a la hora de preservar la salud del paciente y tener un mayor rango de funcionamiento, ya que permite una variedad de funciones a través de la señal eléctrica que emite el músculo (señal electromiográfica EMG), sin embargo, esta adquisición de la señal presenta 2 grandes retos en cuanto a diseño del sistema: la cancelación del ruido proveniente de otros músculos y la adquisición de la señal con buena resolución [5].

Actualmente en Colombia la mayoría de los dispositivos médicos son importados incluyendo las prótesis mioeléctricas, y su importación tiene costos muy elevados, lo que hace que su precio en el mercado sea alrededor de 90 millones de pesos según algunas estimaciones [6], [7]. Por esta razón, la empresa colombiana Prótesis Avanzadas SAS desarrolla y diseña prótesis de miembro superior con tecnología avanzada y a un precio más asequible.

El sistema de adquisición de la señal EMG de la prótesis mioeléctrica diseñada por Prótesis Avanzadas SAS, funciona con 2 grupos de electrodos secos ubicados en los músculos residuales del antebrazo del usuario amputado, estos electrodos están conectados directamente a una tarjeta de adquisición de electromiografía de superficie (sEMG) que envía información de la señal adquirida hacia un microcontrolador ubicado cerca de la muñeca de la prótesis, este centro de control emite las señales hacia los actuadores haciendo uso de comparadores. Si bien este sistema funciona bien para todos los movimientos de la prótesis, presenta problemas en cuanto al ruido generado por el sudor en contacto entre la piel y los electrodos y que desencadena en una mala resolución de la señal dificultando la implementación de un sistema de control más avanzado.

Las aplicaciones más modernas de control avanzado hacen uso de la señal EMG para identificar características de la activación muscular y asociarlas a un movimiento particular [8], extrayendo de ella información útil como el número de cruces por ceros [9], la media y la velocidad de activación de la señal en intervalos de tiempos entre 40ms y 500ms [10] con una frecuencia de

muestreo de 1000Hz, esto solo es posible si se tiene una señal con un adecuado preprocesamiento. Sin embargo, el sensor diseñado y usado por Prótesis Avanzada S.A.S. en sus prótesis, entrega la envolvente de la señal de manera analógica, lo cual limita las aplicaciones de ésta a funcionamientos básicos como abrir y cerrar la mano.

En este proyecto de investigación se propone realizar cambios al sistema de adquisición para mejorar la calidad de la señal EMG. Una de las estrategias consiste en embeber los electrodos secos en la parte de la prótesis en contacto con la piel del muñón, llamado Liner, para proteger los electrodos del sudor y evitar el ruido producido por el movimiento, evaluando la opción de reemplazarlos con electrodos flexibles, los cuales en anteriores investigaciones han mostrado buenos resultados [11], [12] o embeberlos en el Liner. Otra de las estrategias es reubicar las tarjetas de adquisición a la zona cercana de la muñeca, ya que es la zona donde habitualmente hay más espacio en la prótesis. Adicionalmente, se pretende integrar la conversión analógico-digital (ADC) junto con un protocolo de comunicación de tipo I2C (circuito inter-integrado: siglas en inglés) para realizar la transmisión de la señal digital al microcontrolador de modo que se pueda conservar una buena resolución y además que el canal I2C pueda ser usado en el futuro para la implementación de más sensores.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Para el desarrollo de este proyecto de investigación, se planteó la siguiente hipótesis: ¿Es posible mejorar la calidad de la señal obtenida por el sensor de prótesis avanzadas, y adaptarlo para que sea útil en futuras implementaciones del sistema de control, sin que su costo se vea sustancialmente elevado, manteniendo la cadena de suministros y fabricación en el país?

Se estima que en el mundo la cantidad de personas que presentan amputación del miembro superior conforman un total aproximado de 1.2 millones de personas, el cual se predice que aumentará al doble en el año 2050 [13], [14]. Esta pérdida trae grandes limitaciones en la vida de las personas debido a la gran cantidad de funciones que realiza la mano en la vida diaria y que son de difícil reemplazo [15]–[18]. En Colombia, según el Registro para la Localización y Caracterización de las Personas con Discapacidad (RLCPD) más de 11 mil personas necesitan una prótesis de miembro superior [15].

A pesar de la dificultad de acceso a las prótesis, la principal problemática es la falta de continuidad en el uso de las prótesis [19], algunas de las razones de esto es el confort, la estética, las funciones, el peso, la irritación de la piel, falta de retroalimentación sensorial entre otras [20]–[23]. Teniendo en cuenta lo anterior, se plantea mejorar el sensor para que sea posible extraer de él información útil con la cual se pueda mejorar la funcionalidad de la prótesis. Esto se planea hacer sin elevar sustancialmente los costos de fabricación usando proveedores locales.

III. OBJETIVOS

A. Objetivo general

Rediseñar un sistema de adquisición de sEMG que permita usar electrodos flexibles y contenga procesamiento digital.

B. Objetivos específicos

- Evaluar y Rediseñar el sistema de adquisición de EMG, implementando un ADC y mejorando el acondicionamiento de la señal.
- Implementar un sistema de comunicación entre el ADC y el micro Beetle ESP32
- Rediseñar el PCB de la tarjeta de adquisición con las mejoras implementadas.
- Embeber los electrodos secos de adquisición de EMG en el Liner y probar las distancias en las que la señal se obtiene correctamente.

IV. MARCO TEÓRICO

Sistema de adquisición de Electromiografía de superficie

El sistema de adquisición de señales musculares es una parte fundamental de una prótesis mioeléctrica como reemplazo de un miembro amputado, este sistema usa la adquisición de señales eléctricas de los músculos residuales para accionar diversas funciones [1]–[4]. En este caso, la señal usada es la electromiografía de superficie (sEMG) el cual es el registro de las señales eléctricas extracelulares generadas por las fibras musculares y transmitidas a través de los tejidos [24]. Debido a la naturaleza de la aplicación se requiere usar electrodos secos que son piezas normalmente de metal (aunque hay de otros materiales) que se usan para medir las señales eléctricas del cuerpo sin necesidad de usar gel conductor [11], [12].



fig. 1 Sensor con electrodos secos sobre un brazo [25].

El sistema de adquisición de sEMG se divide en varias etapas que son: el prefiltrado [26], [27] el cual puede o no tener el circuito de pierna derecha (RLD)(observado en la fig. 2 [28]; un sistema de amplificación diferencial, filtro de ruido eléctrico, filtro pasa banda, entre los que se destacan la arquitectura Sallen Key [29]–[31] y la Multiple Feedback [32], y finalmente una etapa de conversión ADC, el cual es un dispositivo electrónico que discretiza una señal analógica, transformándola en una señal digital [33]. Adicionalmente, el sistema puede contener una etapa posterior con un protocolo de comunicación [26], [32].

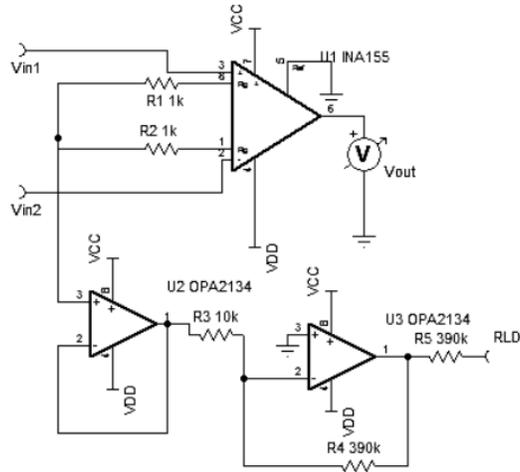


fig. 2 Ejemplo de un RLC. [28]

En la etapa de prefiltrado, también se usa sistemas de protección como el sistema de protección de descargas electrostática (EDS) y un filtro de radiofrecuencia [27] tal como se ve en la fig. 3. Circuito de prefiltrado y protección [27].



fig. 3 Circuito de prefiltrado y protección [27]. NOTA: no se presentan completamente los esquemáticos debido a confidencialidad con Prótesis Avanzadas SAS

En el estudio realizado por Zinvi Fu se observó que se puede reemplazar el uso del circuito de RLD, conectando el electrodo de referencia directamente a tierra sin presentar pérdidas sustanciales

en la calidad de la señal registrada [28]. El circuito usado se observa en la fig. 4 y la señal obtenida en la fig. 5:

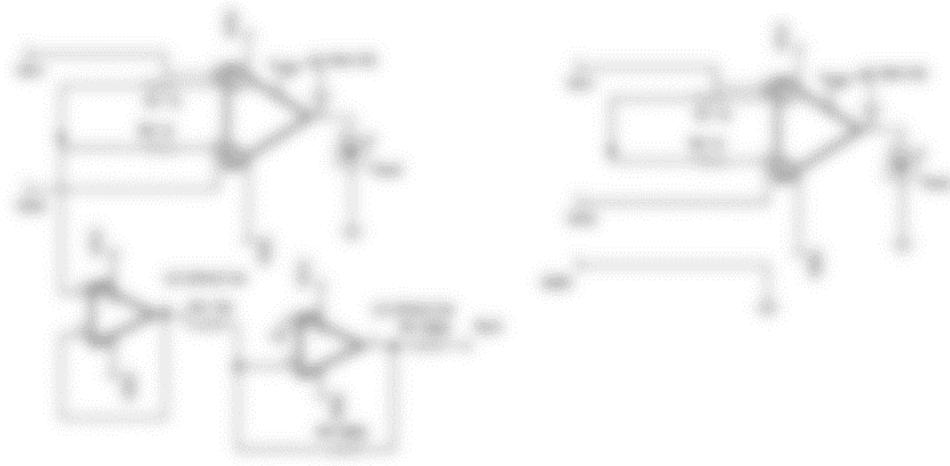


fig. 4 Circuito simple de adquisición de EMG con RLD (izquierda) sin RLD (derecha)

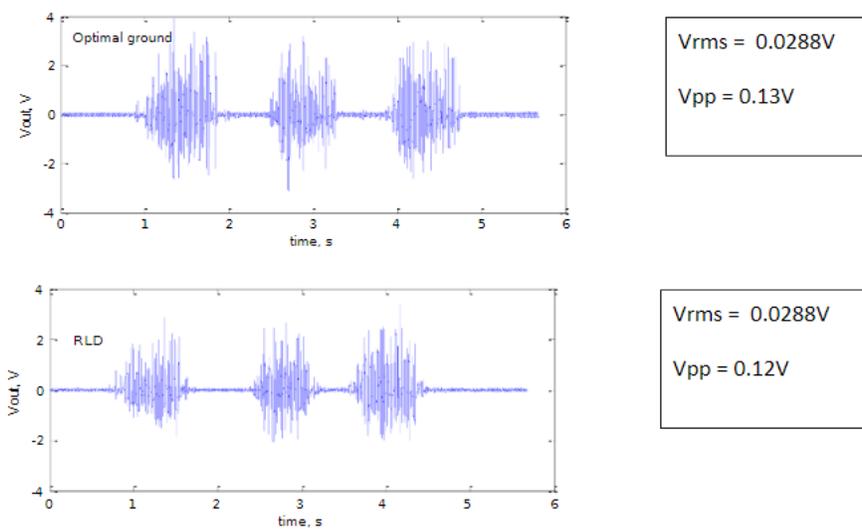


fig. 5 Señal adquirida con RLD (superior) y sin RLD (inferior) [28].

Para la amplificación diferencial, se revisaron diversas hojas de datos (datasheet) y se observó que para la instrumentación médica y adquisición de datos, el amplificador de instrumentación recomendado es el INA333 [34], el cual es un amplificador de instrumentación de bajo consumo, de alta precisión, rail to rail (que el voltaje de saturación es aproximadamente el voltaje de

alimentación), zero drift (el voltaje no se ve afectado por factores externos como la temperatura) y una factor de rechazo de modo común (CMRR) elevado.

Una de las arquitecturas de filtros más usadas para la eliminación del ruido eléctrico es el filtro T Twin Notch el cual se ve en la fig. 6, en embargo, como se observó en el diseño anterior del sensor, en el que se usó una arquitectura modificada de este filtro, permite montar la señal sobre un nivel DC, esto se observa en la fig. 7.

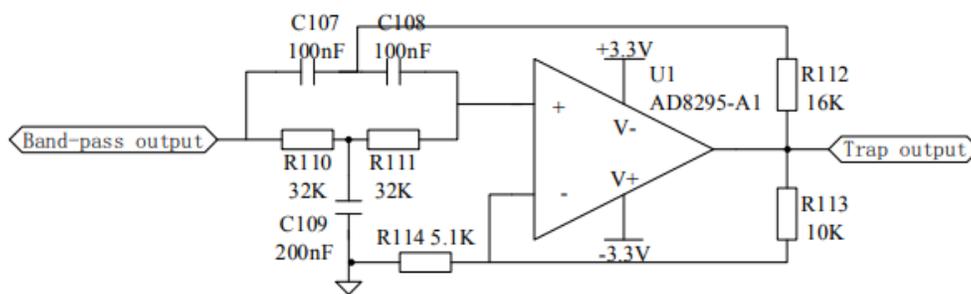


fig. 6 Filtro T Twin Notch [32].



fig. 7 Circuito T Twin Notch modificado usado en el diseño anterior del sensor.

Para los filtros pasa banda se pueden usar diversas arquitecturas, sim embargo las más usada son las que usan filtros activos, específicamente la Sallen Key y la Multiple Feedback, algunos ejemplos usados en investigaciones pasadas se observan en la fig. 8, fig. 9 y fig. 10.

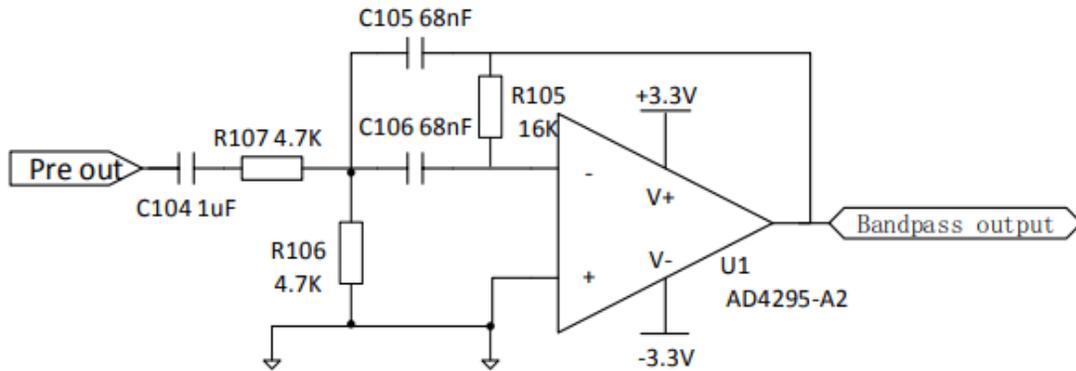


fig. 8 Filtro pasa banda 20 – 500Hz [32].

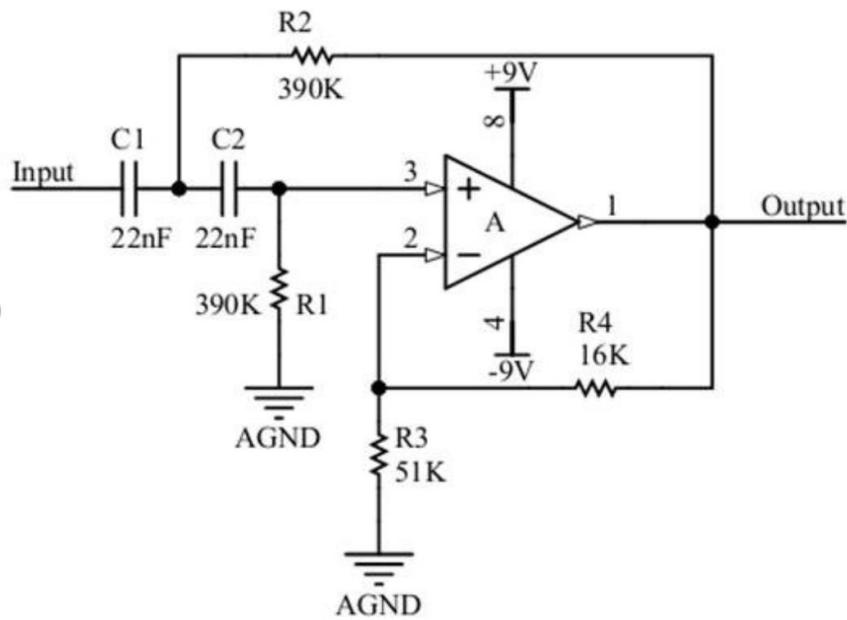


fig. 9 Filtro Sallen Key de segundo orden pasa alta de 20Hz [30].

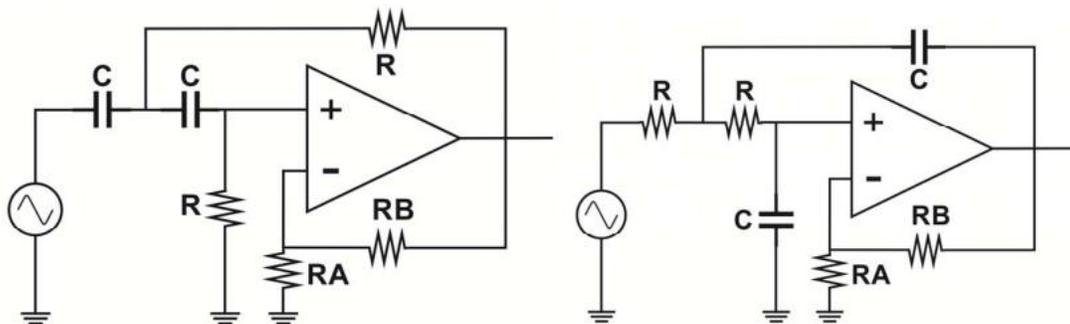


fig. 10. Filtro Sallen Key pasa alta (izquierdo) y pasa alta (derecho) [29].

Protocolos de comunicación

Entre los diversos protocolos de comunicación alámbrica o inalámbrica se encuentran el I2C, el cual usa 2 líneas de comunicación: SDA (serial data line) y SCL (serial clock line) [35] y el SPI (Serial Peripheral Interface) el cual necesita 4 líneas de comunicación. Ambos protocolos permiten la comunicación entre múltiples dispositivos. También existe la comunicación UART (Universal asynchronous receiver-transmitter) que usa 2 líneas TX (Transmit) y RX (Receive), sin embargo solo permite la comunicación entre 2 dispositivos simultáneamente. [36]

Sistemas de control embebidos

Entre el amplio catálogo de sistemas de control embebidos, uno de los más interesantes para este trabajo, debido a su reducido tamaño y gran potencia es el Beetle ESP32 (fig. 10) el cual es un pequeño microcontrolador de 35mmx34mm que cuenta con un poder de cómputo considerable (Tensilica LX6 dual-core processor), puerto serial, pines digitales, analógicos y pines exclusivos para comunicación I2C, tarjeta de Bluetooth y Wifi [38].

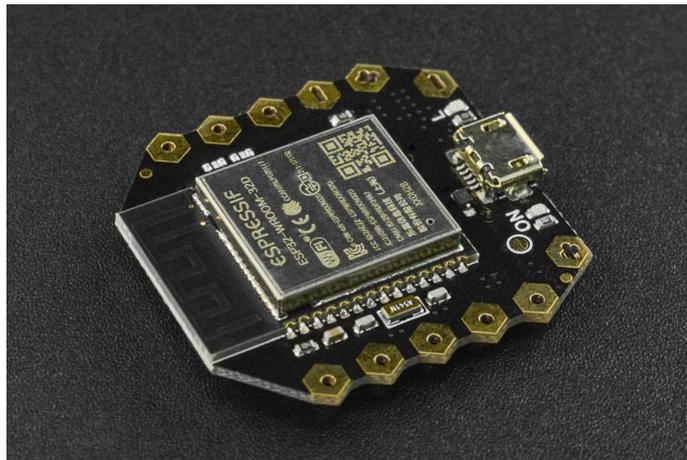


fig. 11 microcontrolador Beetle ESP32 [38].

V. METODOLOGÍA

Evaluación y Rediseño del sistema de adquisición de EMG, implementando un ADC y mejorando el acondicionamiento de la señal.

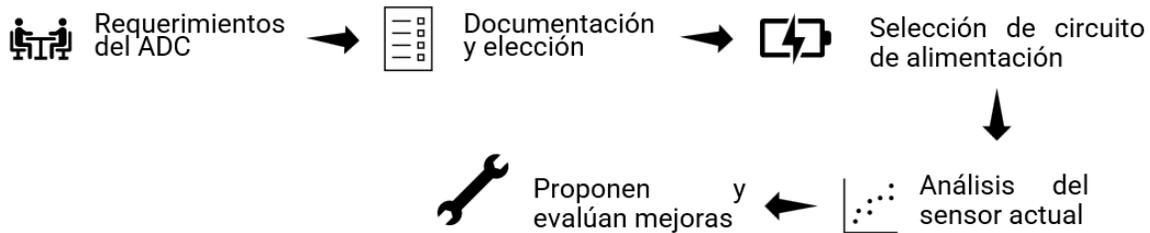


fig. 12 Diagrama de la metodología del primer objetivo.

Se realizó un listado de los requerimientos de la empresa Prótesis Avanzados para el ADC, luego se listaron esos requerimientos dividiéndolos en requerimientos obligatorios y deseables, los cuales sirvieron de guía a la hora de documentarse y elegir el ADC más adecuado para el proyecto. A su vez, teniendo en cuenta que el sensor fue alimentado con una batería de 7V, se documentó sobre la manera más adecuada de alimentar los circuitos integrados que se usaron en el sensor.

A continuación, se analizaron las diferentes etapas del sensor actual y se propusieron mejoras en cada una de ellas (amplificación diferencial, rechazo de ruido eléctrico y amplificación de la banda de interés) según investigaciones previas y libros de filtrado de señales.

Implementación de un sistema de comunicación entre el ADC y el micro Beetle ESP32



fig. 13 Diagrama de la metodología del segundo objetivo.

Se documentó sobre los protocolos de comunicación disponibles tanto en el Beetle ESP32 como en el ADC para elegir el protocolo adecuado para este proyecto, teniendo en cuenta características

como cantidad de cables, velocidad de transmisión, cantidad de dispositivos a los que se puede conectar, entre otros. Con el protocolo elegido, se documentó sobre este para desarrollar un firmware que permitiera la comunicación entre el ADC y el microcontrolador, el cual permita leer 2 canales, definir la frecuencia de muestreo y la longitud del vector de datos deseado.

Rediseño de la tarjeta electrónica (PCB) de adquisición con las mejoras implementadas.

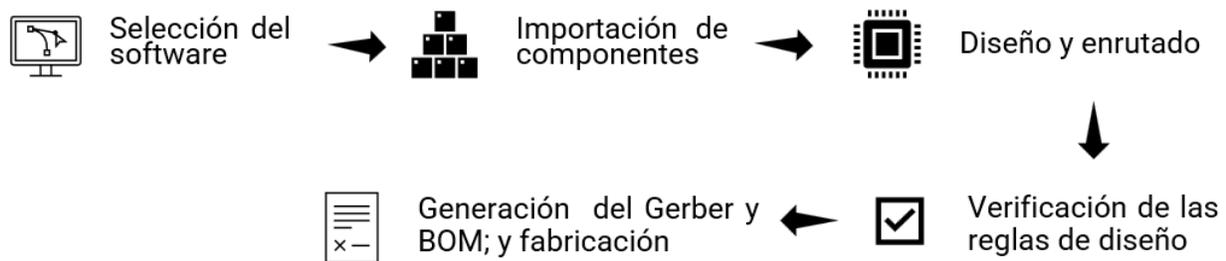


fig. 14 Diagrama de la metodología del tercer objetivo.

Para el diseño de la placa de circuito impreso es necesario el uso de un software que facilite el diseño de la placa, el enrutado, entre otras cosas, para lo cual, lo ideal para este proyecto fue usar Eagle o Proteus ya que son los softwares usados por Colcircuitos (empresa encargada de la fabricación de la placa).

Una vez elegido el software, se importaron los componentes desde las librerías del software y usar fuentes externas para obtener los footprints de aquellos componentes que no se encuentran por defecto en el software. Teniendo listos los componentes, se realizó el esquemático diseñado anteriormente.

Después se realizó el diseño de la placa, teniendo en cuenta el lugar en la prótesis en donde se usará el sensor y la cantidad de componentes a usar, se definió la forma y sus dimensiones. Luego se colocaron los componentes en la placa y se realizó el enrutado, haciendo la verificación de las reglas de diseño.

Finalmente se realizó la verificación de preproducción y se generaron los archivos necesarios para su fabricación (Gerber y BOM).

Embeber los electrodos secos de adquisición de EMG en el Liner y probar las distancias en las que la señal se obtiene correctamente.

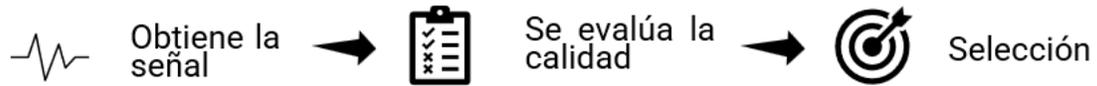


fig. 15 Diagrama de la metodología del cuarto objetivo.

Para el análisis de los electrodos, se adquirió la señal usando diferentes tipos de electrodos y longitudes de cable como se observa en la Tabla 1, para ser evaluada (según parámetros obtenidos de la misma usados en investigaciones previas) para determinar cuál era la mejor combinación de electrodos y longitud del cable.

Tabla 1 Electrodo y longitudes usadas.

| Tipo de electrodo | Longitud |
|--|-----------------|
| electrodos secos soldados a una placa OYMotion de DFROBOT [39] | 36 cm |
| Electrodos adhesivos Meditrace | 51 cm |
| Electrodos adhesivos Meditrace | 101 cm |
| Electrodos adhesivos cuadrados | 7 cm |

VI. RESULTADOS Y ANÁLISIS

Evaluación del Sensor actual

En la actualidad el sensor de la prótesis cuenta con 2 reguladores de voltaje, la amplificación de instrumentación, un circuito de pierna derecha (DRL), un filtro Notch y una serie de filtros pasa bajas, pasa altas y de envolvente. Como se ve en la fig. 16.



fig. 16 Diagrama de bloques del sensor actual.

En la etapa de regulación se usan 2 reguladores de voltaje, de 5 y de 1.25 voltios conectados directamente a una batería de 7 voltios como se observa en la fig. 17.

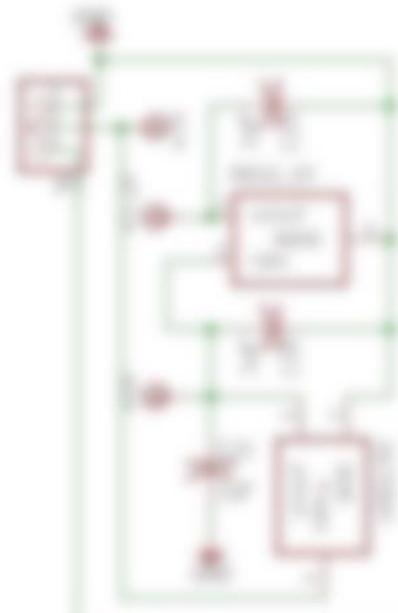


fig. 17 Etapa de regulación del sensor actual.

En la etapa de amplificación de instrumentación se realiza un prefiltrado y luego se usa un amplificador de instrumentación con alto rechazo en modo común (CMRR), rail to rail y bajo ruido.

A continuación, se muestra la etapa actual de alimentación diferencial junto con su respuesta en frecuencia, como se observa en la fig. 18, el diagrama de bode se obtiene a la salida del Amplificador de instrumentación.

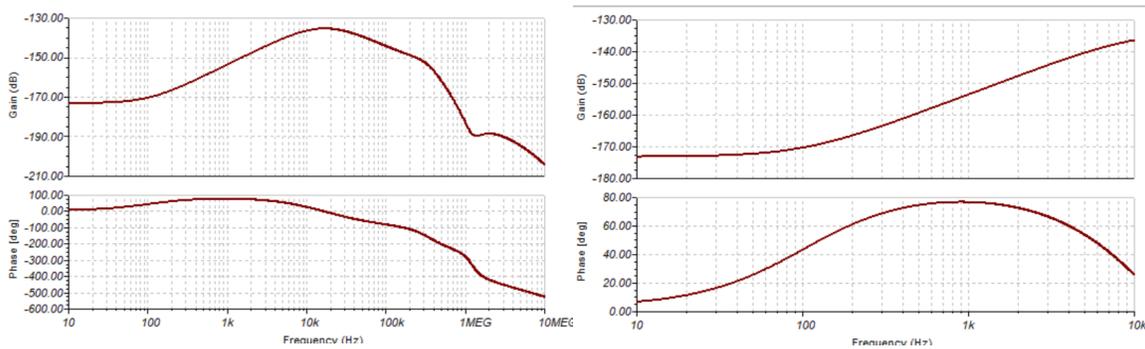


fig. 18 Amplificación diferencial usando del sensor actual. Al a izquierda, el diagrama completo. A la derecha se tiene el mismo diagrama con zoom en las frecuencias de interés.

La etapa de DRL tiene la función de reducir la interferencia de modo común a la hora de registrar la señal, este circuito se observa en la fig. 19.

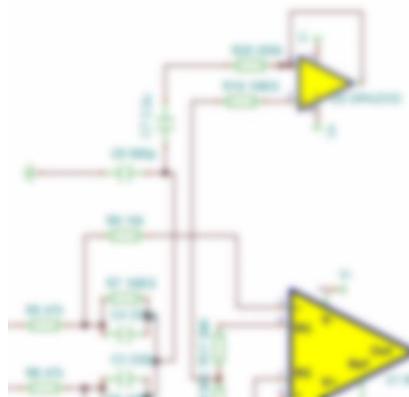


fig. 19 DRL del sensor actual.

La etapa del filtro Notch cumple la función de reducir el ruido eléctrico de la señal. A continuación, se muestra el esquemático junto con su respuesta en frecuencia, como se observa en la fig. 20. El diagrama de bode se obtiene a la salida del amplificador operacional y las gráficas difieren entre sí en que la de la izquierda va hasta una frecuencia de 10MHz y la de la derecha de 10kHz.

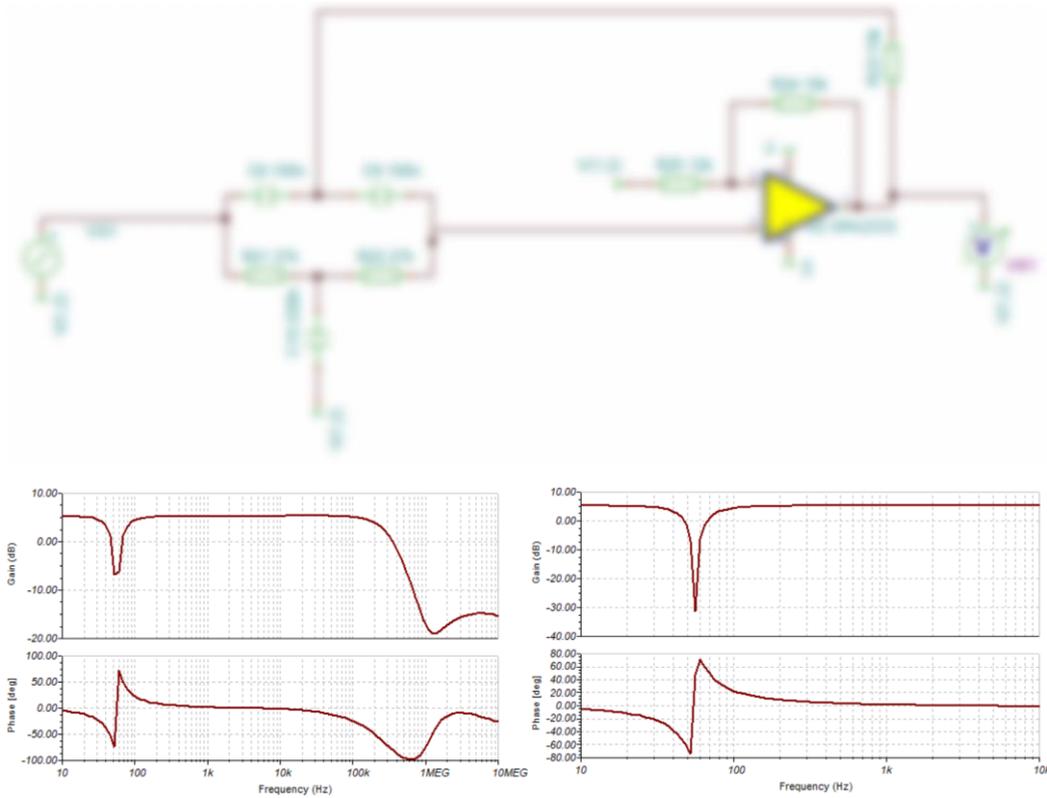


fig. 20 Filtro Notch del sensor actual.

La etapa del filtrado del sensor actual cumple la función de mantener la ganancia en el rango de interés y de extraer la envolvente de la señal. A continuación, se muestra el esquemático junto con su respuesta en frecuencia, como se observa en la fig. 21. El diagrama de bode se obtiene a la salida del Amplificador operacional y las gráficas difieren entre sí en que la de la izquierda va hasta una frecuencia de 10MHz y la de la derecha de 10kHz.

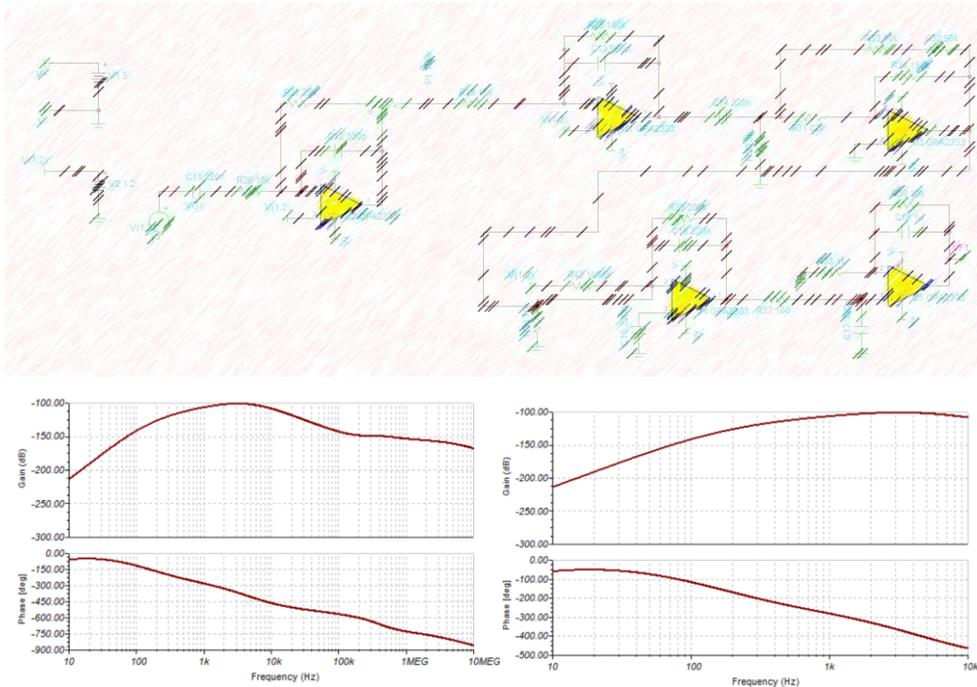


fig. 21 Etapa de filtrado pasa banda y envolvente del sensor actual.

Finalmente, en la fig. 22, se observa la respuesta en frecuencia del sistema de adquisición actual del sensor en conjunto. Los diagramas de Bode difieren entre sí en que la de la izquierda va hasta una frecuencia de 10MHz y la de la derecha de 10kHz.

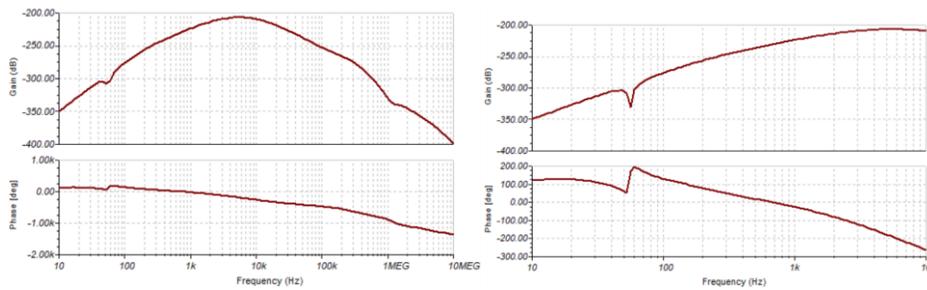


fig. 22 Respuesta en frecuencia del sistema de adquisición del sensor actual.

Sensor propuesto

En el sensor propuesto se cambiaron los reguladores por LDO, se eliminó el uso del circuito de pierna derecha (RDL) ya que en estudios pasados se mostró que su uso en sEMG no es relevante siempre que se conecte un electrodo a tierra [28], se modificaron los filtros usados con base en estudios previos [27], [32], [40] y se agregó el uso de un ADC tal como se ve en la fig. 23. Adicionalmente, se tuvo en cuenta que el nuevo sensor podrá adquirir 2 señales de sEMG a diferencia del actual que solo permite la adquisición de una señal.

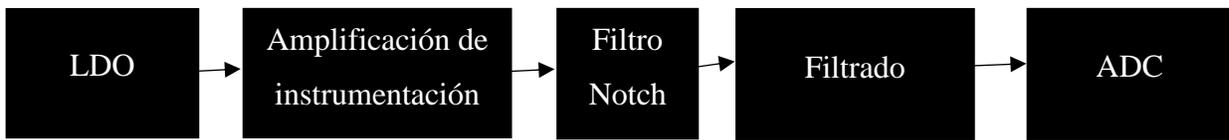


fig. 23 Diagrama de bloques del sensor propuesto.

Para la alimentación del sensor se decidió usar un regulador de baja caída (LDO) debido a que consume poca corriente lo que mejora la duración de las baterías, además, está en la capacidad de proveer hasta 500mA al sensor en caso de ser necesario. Adicionalmente, tiene un bajo voltaje de Dropout, bajo ruido y de tamaño reducido (5.99 x 4.93 mm) [41].

A continuación, se muestra la etapa actual de alimentación diferencial junto con su respuesta en frecuencia (fig. 24). El diagrama de bode se obtiene a la salida del amplificador y las gráficas difieren entre sí en que la de la izquierda va hasta una frecuencia de 10MHz y la de la derecha de 10kHz. Esta nueva etapa tiene la ventaja de que la ganancia y la fase es constante en todo el rango de interés (40Hz – 500Hz [10]), la amplitud se atenúa en rangos superiores y la fase cambia en rangos superiores, adicionalmente la ganancia en el rango de interés es positiva lo cual permite amplificar la señal [32].

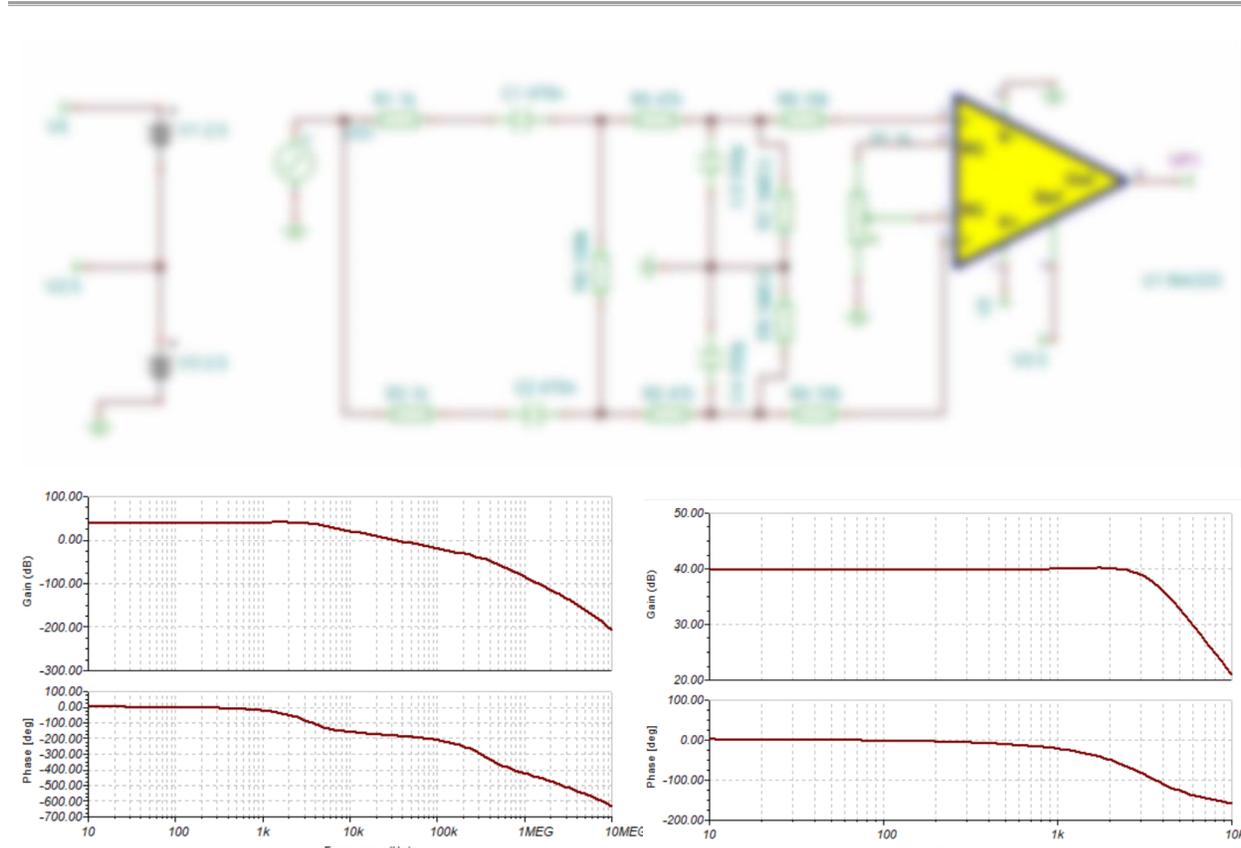


fig. 24 Amplificación diferencial del sensor propuesta

Para el filtro Notch se siguió usando el filtro actual debido a que tiene una muy buena respuesta en frecuencia y está subida sobre un nivel de referencia lo que permite que no se pierda información de la señal, esta etapa se muestra en la fig. 25. El diagrama de bode se obtiene a la salida del amplificador y las gráficas difieren entre sí en que la de la izquierda va hasta una frecuencia de 10MHz y la de la derecha de 10kHz.

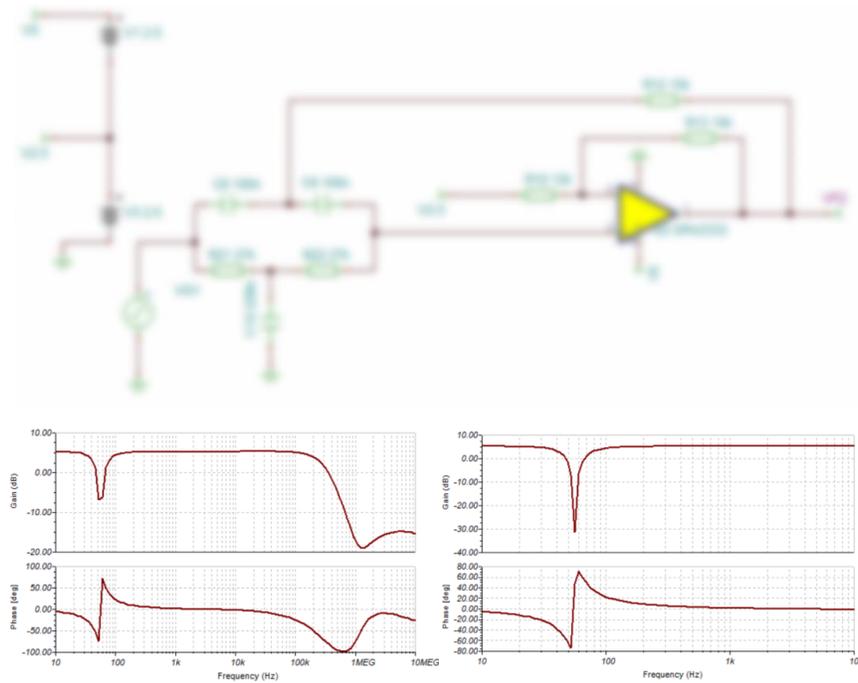


fig. 25 Filtro Notch del sensor propuesto.

Para la etapa del filtrado se planteó usar un filtro pasa banda sellen key de cuarto orden esta etapa se muestra en la fig. 26. El diagrama de bode se obtiene a la salida del amplificador y las gráficas difieren entre sí en que la de la izquierda va hasta una frecuencia de 1MHz y la de la derecha de 1kHz.

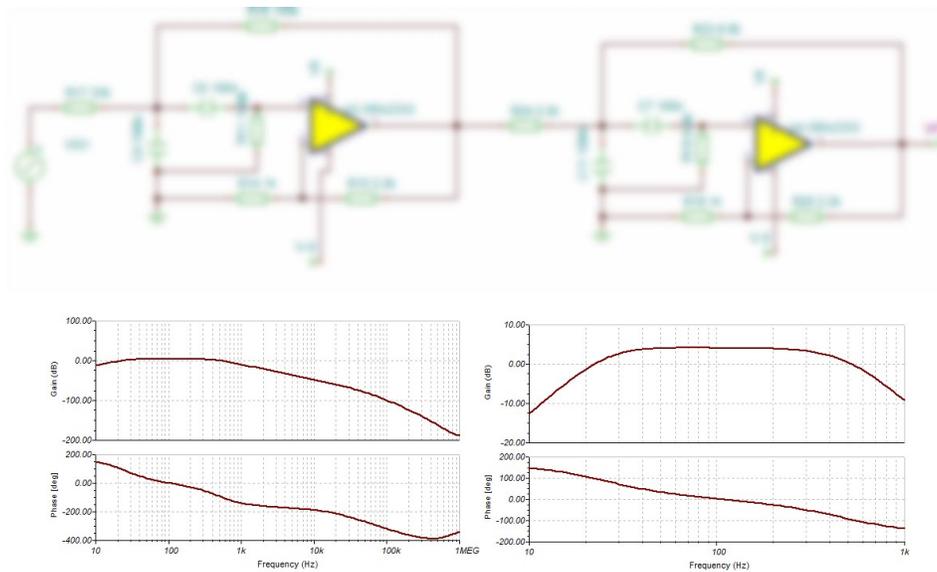


fig. 26 Filtro pasa banda sellen key de cuarto orden.

El filtro anterior tiene el problema de que la parte pasa alta del mismo, elimina el nivel DC, por lo que, para no perder información de la señal, es necesario usar alimentación dual, sin embargo, como el sensor será alimentado con una batería, esto solo es posible con reguladores conversores de voltaje, el cual necesita usar 2 capacitores polarizados electrolíticos de 10 μ F [42].

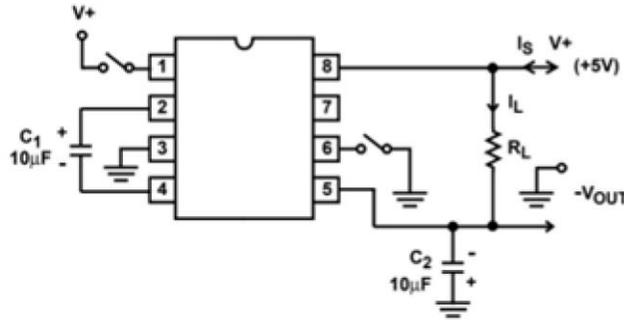
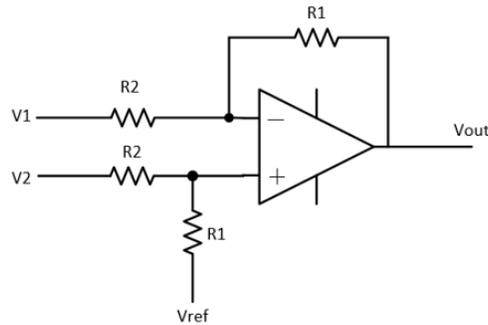


fig. 27 Esquemático de las conexiones del ICL7660S para usarlo como voltaje de alimentación negativo [42].

Adicionalmente a esto, como la mayoría de los conversores análogo digital (ADC) no funcionan con voltajes negativos, es necesario usar una etapa de acondicionamiento con sumador, como la que se ve en la fig 28.



$$V_{out} = \frac{R1}{R2}(V2 - V1) + V_{ref}$$

fig. 28 Esquemático del circuito de acondicionamiento para el ADC.

Teniendo lo anterior en cuenta y sabiendo que en este proyecto, el sensor será usado en una prótesis, por lo que su tamaño debe ser limitado, se descartó el uso del filtro pasa banda sellen key de cuarto orden (también se probó y se descartó un filtro pasa banda de cuarto orden “multiple feedback” por las mismas razones) y se implementó un filtro de 2 etapas como se observa en la fig 29, un filtro

pasa baja sellen key de segundo orden (a la izquierda) y un filtro pasa alto pasivo de segundo orden (a la derecha) que no está referenciado a tierra, sino que lo está a 2.5 voltios. El diagrama de bode se obtiene en el nodo que conecta a la salida de ambos filtros y las gráficas difieren entre sí en que la de la izquierda va hasta una frecuencia de 10MHz y la de la derecha de 10kHz.

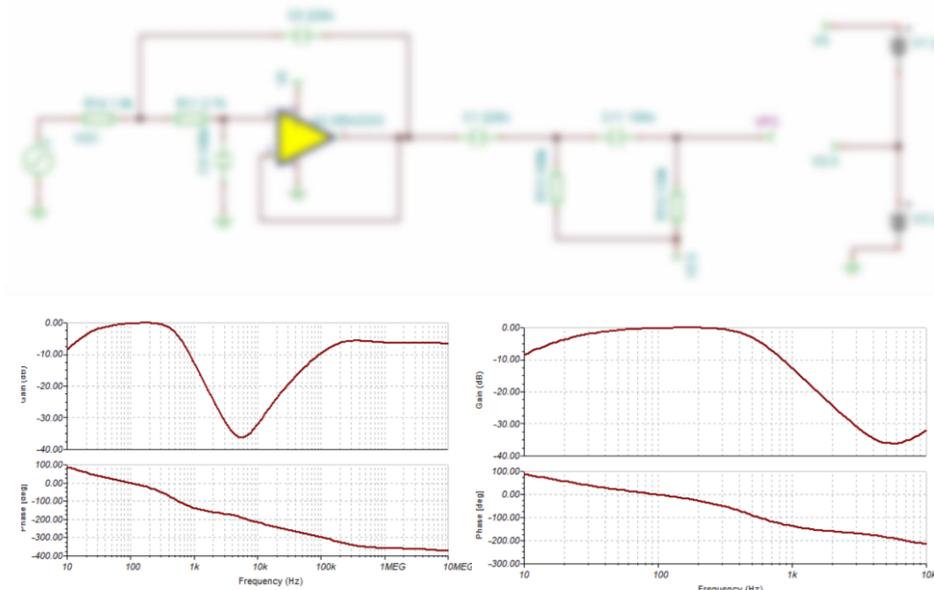


fig. 29 Filtro pasa banda de cuarto orden compuesto por 2 etapas, una etapa pasa baja sellen key de segundo orden y un filtro pasivo pasa alto de segundo orden.

En la fig. 30, se observa la respuesta en frecuencia del sistema de adquisición propuesto del sensor en conjunto. Los diagramas de Bode difieren entre sí en que la de la izquierda va hasta una frecuencia de 10MHz y la de la derecha de 10kHz.

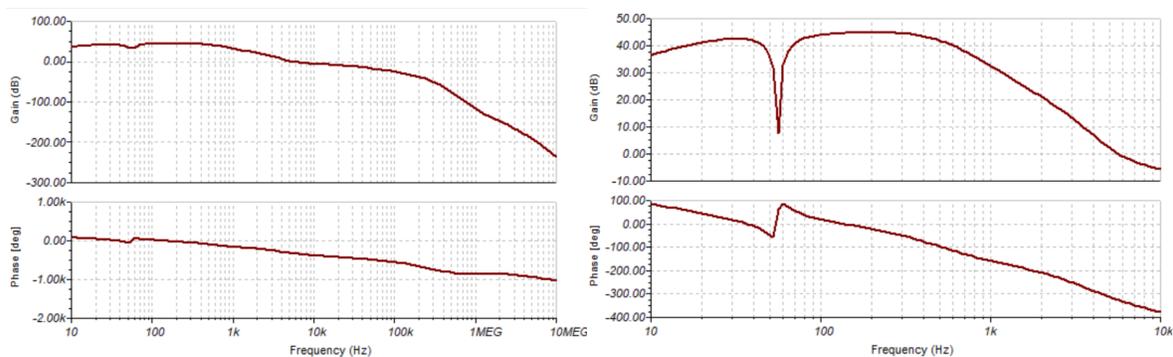


fig. 30 Respuesta en frecuencia del sistema de adquisición del sensor propuesto.

Al hacer la comparación de la respuesta en frecuencia del sistema de acondicionamiento actual (fig. 22) y el propuesto (fig. 30) se observa que se realiza una mejora en la respuesta, teniendo una mayor ganancia en la franja de interés y atenuándose en los valores de frecuencia no deseados.

Para la elección del ADC se usaron como criterios requisitos deseados y obligatorios por parte de la empresa Prótesis Avanzada SAS, como se listan a continuación:

Requisitos obligatorios:

- 8 bits o más.
- 2 canales como mínimo.
- Tamaño reducido del integrado.
- Comunicación I2C o UART (debido al microcontrolador que usa la prótesis).

Requisitos deseados:

- Más de 2 canales, para futuras implementaciones.
- Que exista una tarjeta de desarrollo para facilitar las pruebas.
- Que existan librerías para su implementación o que tenga códigos en su Datasheet que facilite su implementación.

Teniendo en cuenta estos requerimientos, se eligió un ADC, con las siguientes características [43]:

- ADC de 12 bits.
- 4 canales.
- Existe una tarjeta de desarrollo para probar su funcionamiento.
- Dimensiones 5.05x3.1 mm del chip.
- Comunicación I2C.
- Librería Adafruit

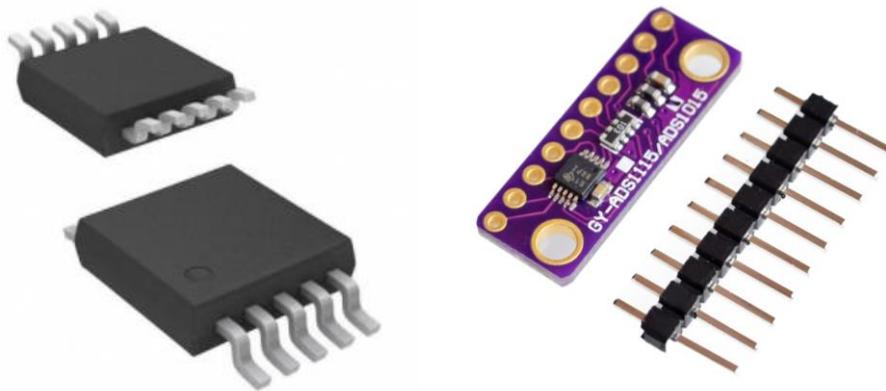


fig. 31 Tarjeta del ADC

Implementación de un sistema de comunicación entre el ADC y el micro Beetle ESP32

El sistema de comunicación I2C destaca sobre el UART debido a que el primero permite la comunicación con múltiples dispositivos, también destaca sobre el protocolo SPI ya que el primero puede comunicar múltiples dispositivos con 4 pines en el maestro, a diferencia del SPI que necesita 1 pin por cada dispositivo conectado [35], [36]. El esquema del protocolo de comunicación I2C se observa en la fig. 9

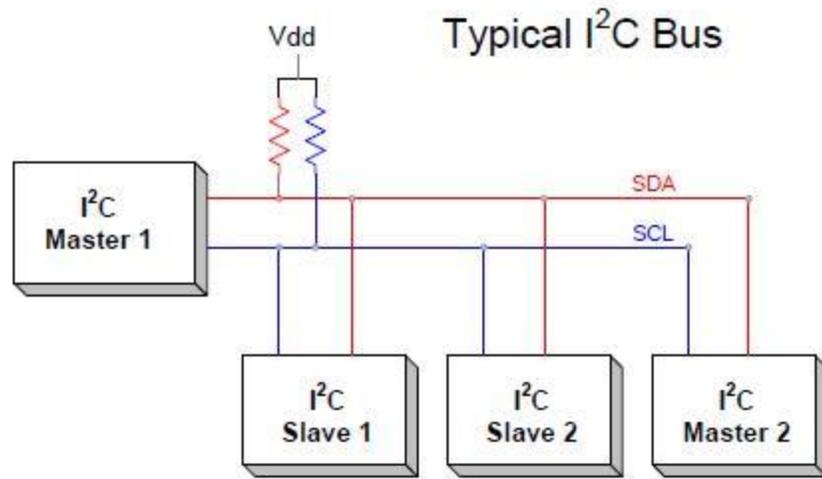


fig. 32 Esquema del sistema de comunicación I2C [37].

El microcontrolador utilizado cuenta con pines dedicados para comunicación UART e I2C [38] y el ADC tiene pines dedicados para comunicación I2C [43], además, la comunicación I2C tiene diversas ventajas como:

- Comunicación síncrona: lo cual es necesario para el proyecto ya que se debe leer los datos y accionar la prótesis en tiempo real y sin problemas de desincronización de la señal.
- Solo usa 2 pines (SDA y SCL). Lo cual permite una comunicación con pocos cables lo cual al tener un espacio limitado resulta muy favorable.
- Con los mismos pines se pueden conectar más sensores, lo cual facilita futuras mejoras.

Como el microcontrolador es compatible con el IDE de Arduino, y con sus librerías, en este caso, existe una librería específica para el control del ADC, la cual facilita su implementación [44].

Para hacer la implementación, es necesario instalar la board en el IDE de Arduino, para esto se accede a File -> preferences -> Additional Boards Manager URLs y pegar las siguientes direcciones separadas por comas:

- https://dl.espressif.com/dl/package_esp32_index.json
- http://arduino.esp8266.com/stable/package_esp8266com_index.json

Luego se accede a Tools -> Board: -> Boards Manager e instalamos esp32 como se muestra en la fig. 33 [45].

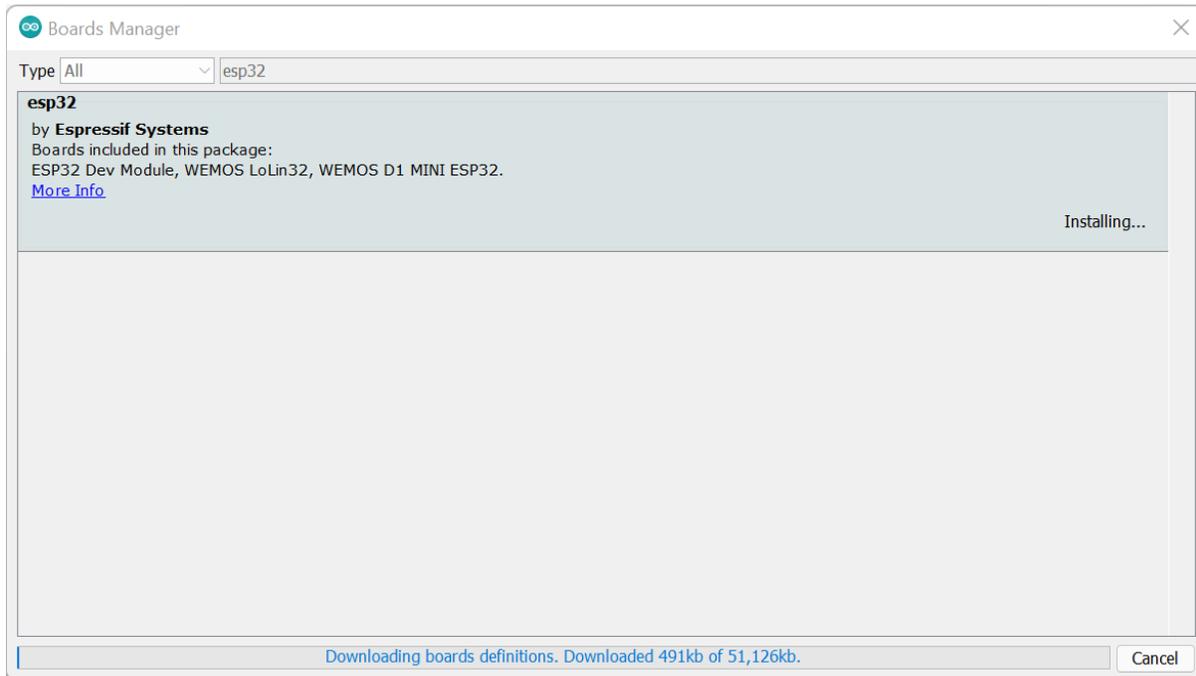


fig. 33 Instalar esp32 en Arduino IDE

Para la instalación de la librería del ADC se accede a Tools -> Manage Libraries y se instala como se muestra en la fig. 34

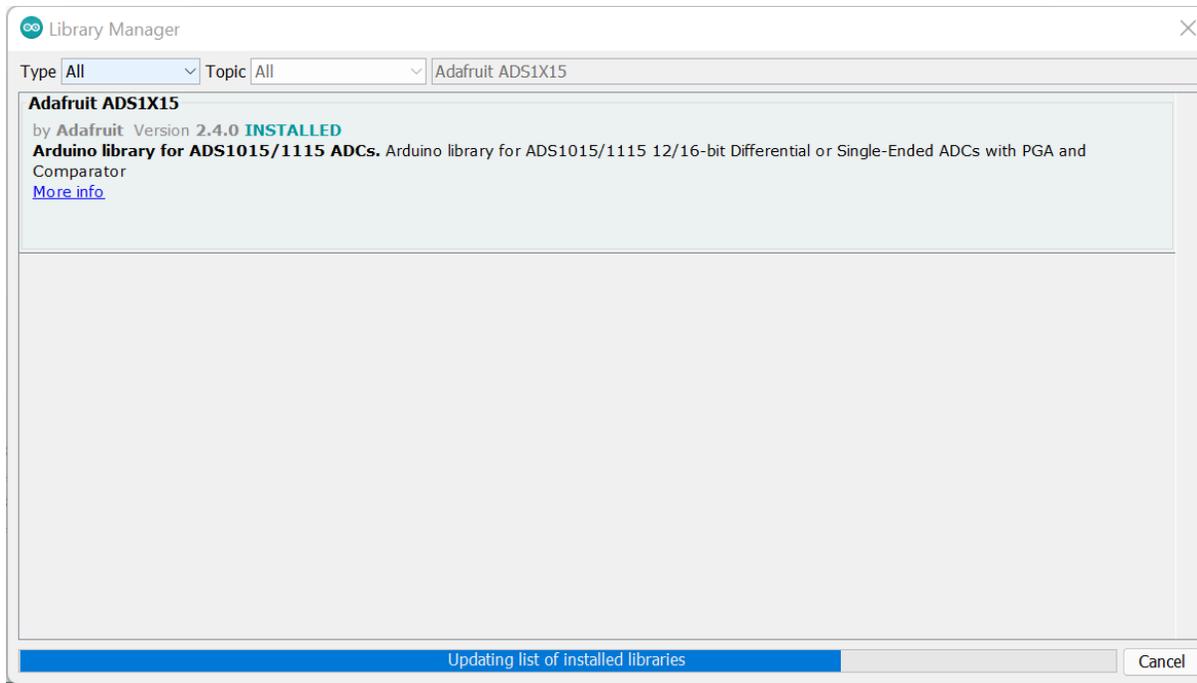


fig. 34 Instalación de la librería Adafruit ADS1X15

Se realizó un código para la programación del ADC, y en este se tuvo en cuenta que con una frecuencia de muestreo de 1000Hz se puede registrar la señal sin presentar problemas de aliasing. También se guarda un vector con 40 ms de muestreo (cambiando el parámetro w), en las aplicaciones modernas de análisis de EMG, esta ventana suele estar entre 40 y 500ms [10].. En la fig. 35 se puede observar la lógica que se usó en el código.

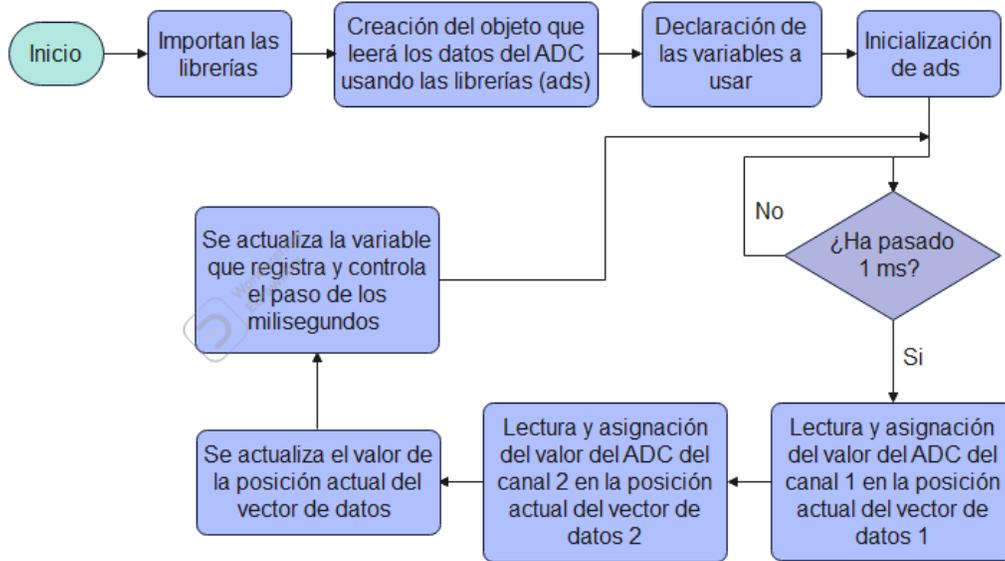


fig. 35 Diagrama de flujo de la lógica del código.

Rediseño del PCB de la tarjeta de adquisición con las mejoras implementadas.

Debido a que, en el proyecto, se envió a hacer la placa a Colcircuitos, el software usado debe ser tal que, el resultado cumpla con los requisitos solicitados por dicha compañía que es principalmente relacionado con el archivo de Eagle, Proteus o Gerber, debido a esto, el software elegido para el diseño es Proteus ya que cumple con los requisitos, se puede exportar el Geber automáticamente y es con el que los desarrolladores de la empresa están más familiarizados.

Para importar los componentes que no están por defecto en Proteus se usó la herramienta Library Loader de SamacSys como se ve en la fig. 36 [46]

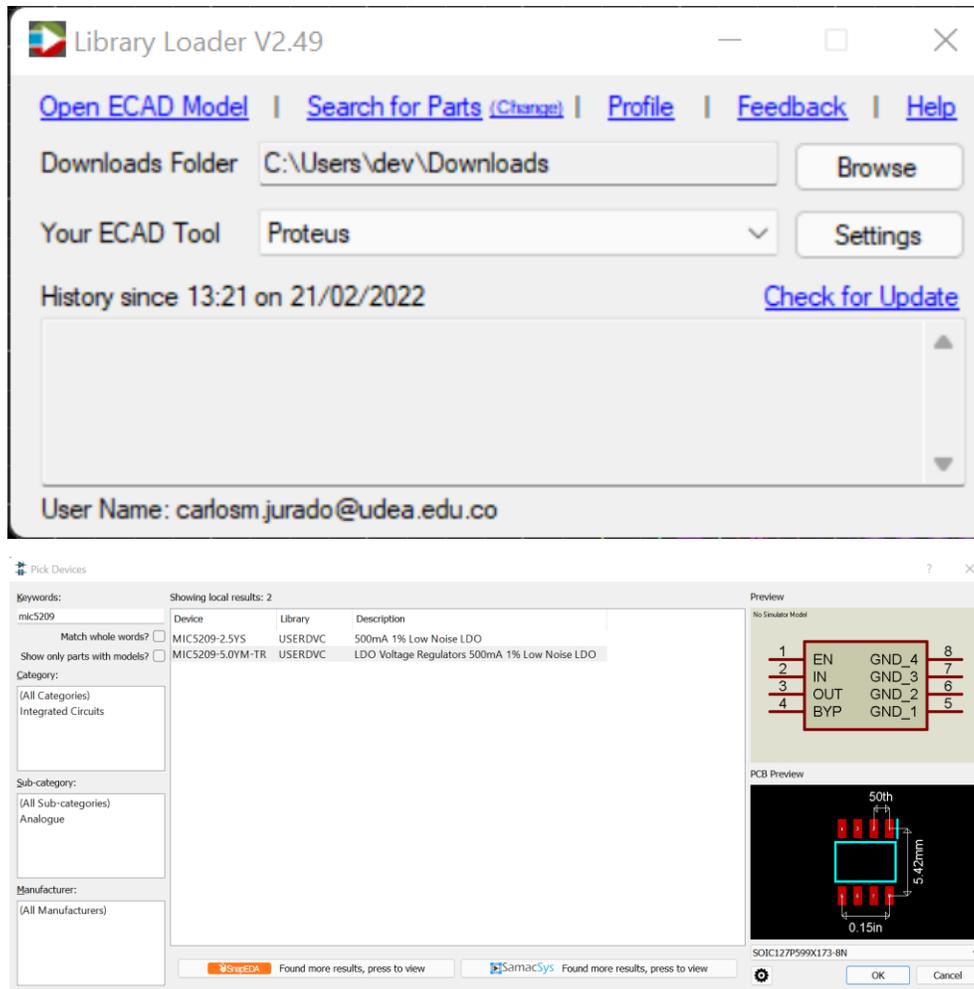


fig. 36 Importación de componentes.

A continuación, se implementó el esquemático diseñado anteriormente, para lo cual, lo alimentamos con una batería externa y se conecta los LDO y el ADC como se indica en los datasheet [41], [43] todo este proceso se muestra en la fig. 37.

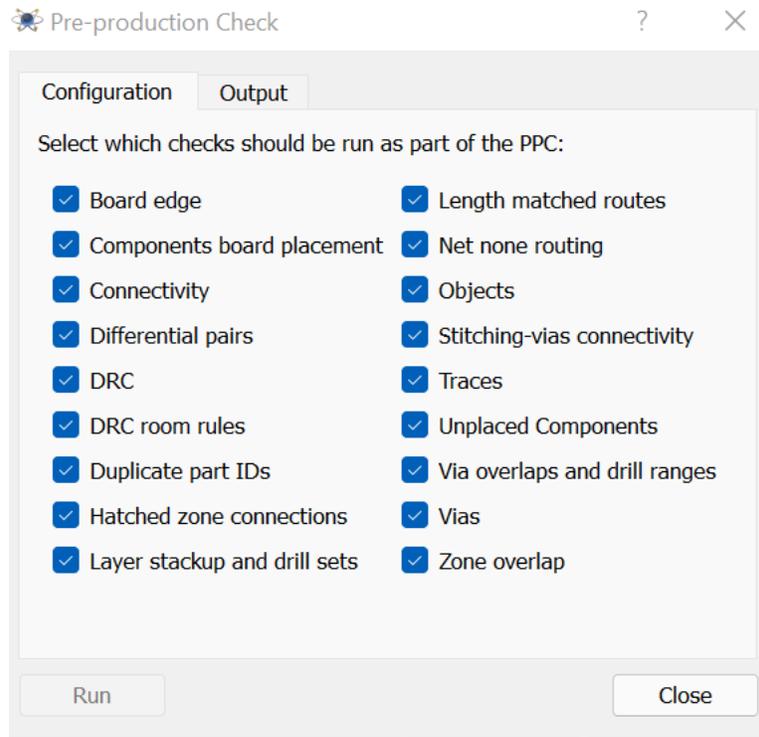


fig. 38 Pre-production Check.

Finalmente se exportó el Gerber con la opción Output -> Generate Gerber, y después se usó una página de visualización para confirmar que se creó correctamente, como se muestra en fig. 39.

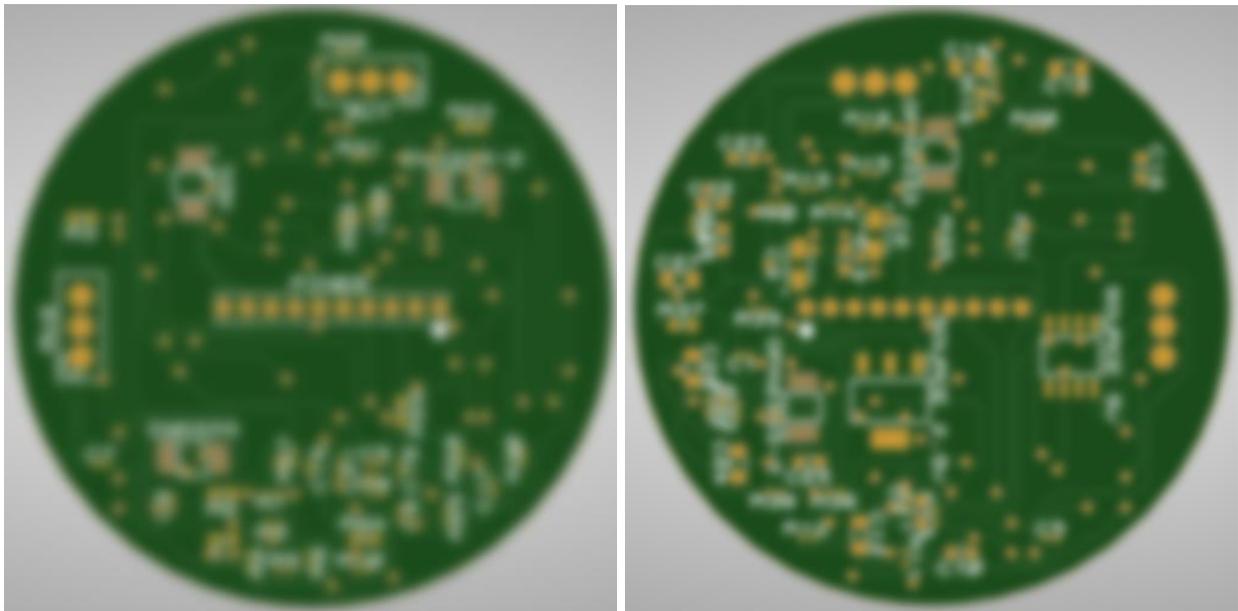


fig. 39 Visualización del Gerber. Top a la izquierda y Bottom a la derecha.

Finalmente se genera el listado de componentes de la tarjeta diseñada (BOM Bill Of Materials). Una vez la tarjeta estuvo lista y revisada, se envió para fabricación a la empresa Colcircuitos, dando como resultado una tarjeta física circular Con un diámetro de 50mm, que es un tamaño adecuado para entrar en el conector de la prótesis entre la muñeca y la mano.

A la fecha de presentación de este informe, los componentes de la tarjeta estaban en proceso de importación a través de la empresa Mouser Electronics Colombia y una vez estén listos, se enviarán a la empresa Productronika S. A. S. junto a la PCB para su ensamble total.

Embeber los electrodos secos de adquisición de EMG en el Liner y probar las distancias en las que la señal se obtiene correctamente.

Debido a problemas logísticos, no se pudo evaluar los electrodos con el nuevo sensor diseñado, sin embargo, se realizaron pruebas con el sensor actual de la compañía Prótesis Avanzada (fig. 44)al cual se le soldaron cables para conectarlo en una protoboard.

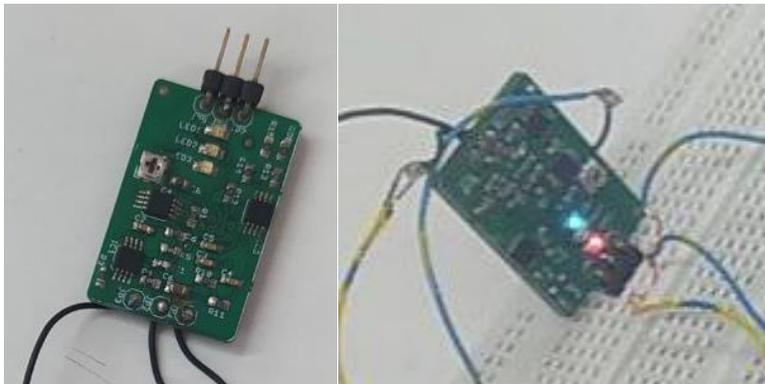


fig. 40 imagen del sensor actual.

Los primeros electrodos probados fueron electrodos secos soldados a una placa OYMotion de DFROBOT [39], que están conectados a un solo cable por medio de un puerto Jack y del otro extremo está soldado a pines para probarlo en la protoboard como se observa en la Fig. 45, la longitud de este cable es de 36cm.



fig. 41 Electrodo secos soldados a una tarjeta OYMotion adaptado para usar en protoboard.

Usando los electrodos secos de la fig. 41 se obtuvo la señal que se presenta en la fig. 42.

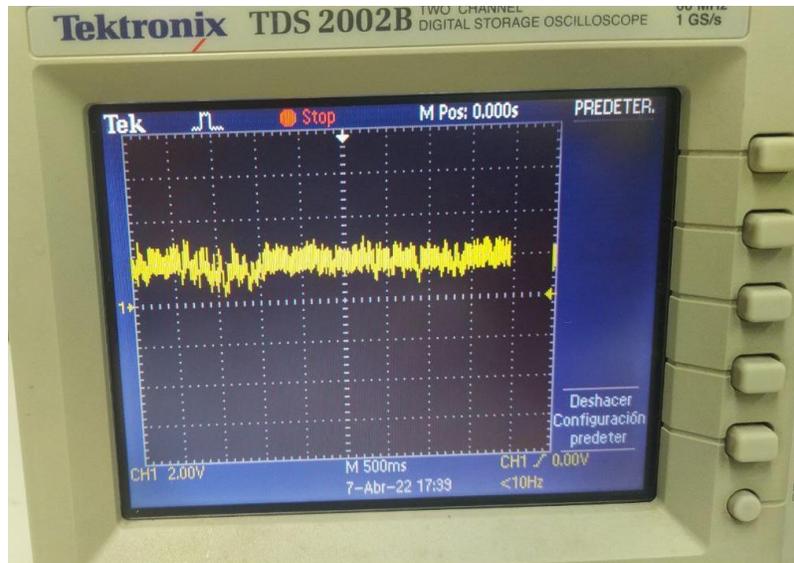


fig. 42 Señal obtenida usando los electrodos secos soldados a una tarjeta OYMotion adaptado para usar en protoboard de la fig. 41.

Los siguientes en probar, fueron los electrodos adhesivos de la marca Meditrace (fig. 43), para hacer uso de estos, se dispone de dos cables de diferente tamaño, uno blanco que mide 51cm y gris de 101cm, como se ve en la fig. 44. Para poder usar este cable, es necesario usar un adaptador como el que se ve en la fig. 45.



fig. 43 Electrodo adhesivos Meditrace.



fig. 44 Cables usados para registrar con los electrodos Meditrace.

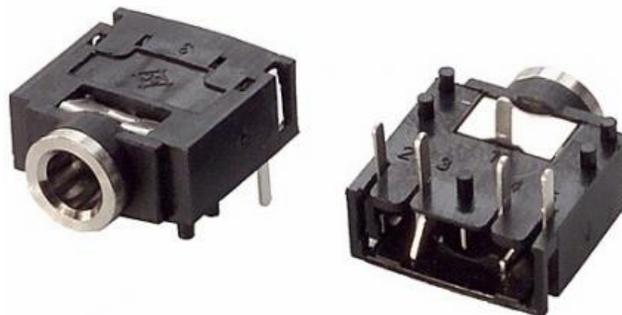


fig. 45 Adaptador de Jack 3.5mm a 5 pines.

Usando los Electrodo adhesivos Meditrace de la fig. 43 junto con el cable gris de la fig. 44 se obtuvo la señal presente en la **Error! Reference source not found.** Usando los Electrodo adhesivos Meditrace de la fig. 43 junto con el cable blanco de la fig. 44 se obtuvo la señal presente en la **Error! Reference source not found.**

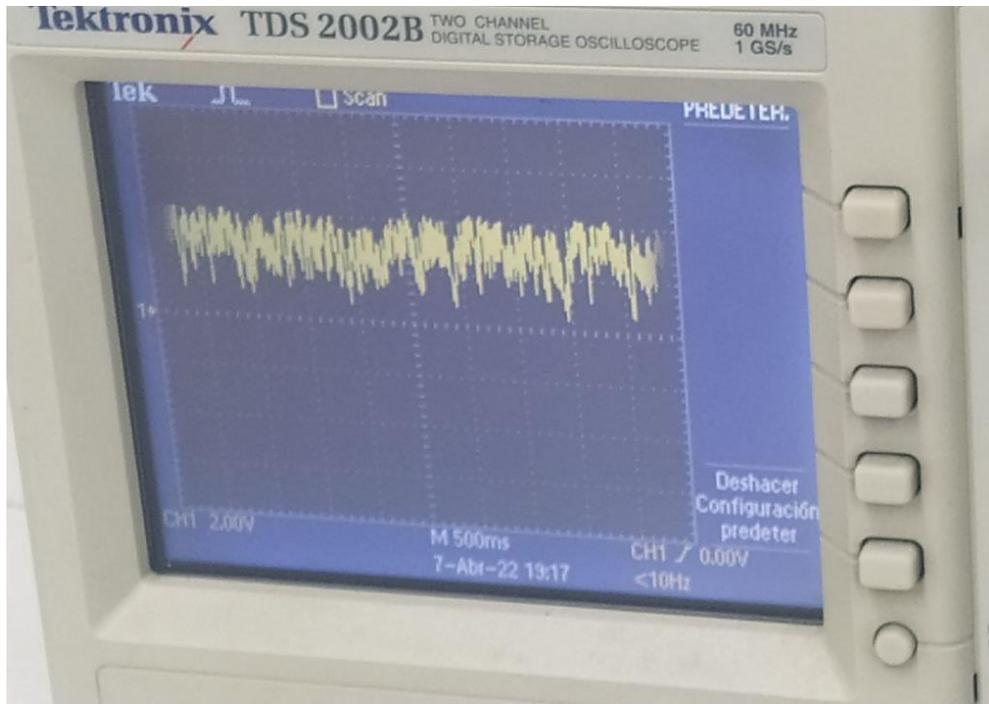


fig. 46 Señal obtenida usando los electrodos adhesivos Meditrace de la fig. 43 junto con el cable gris de la fig. 44.

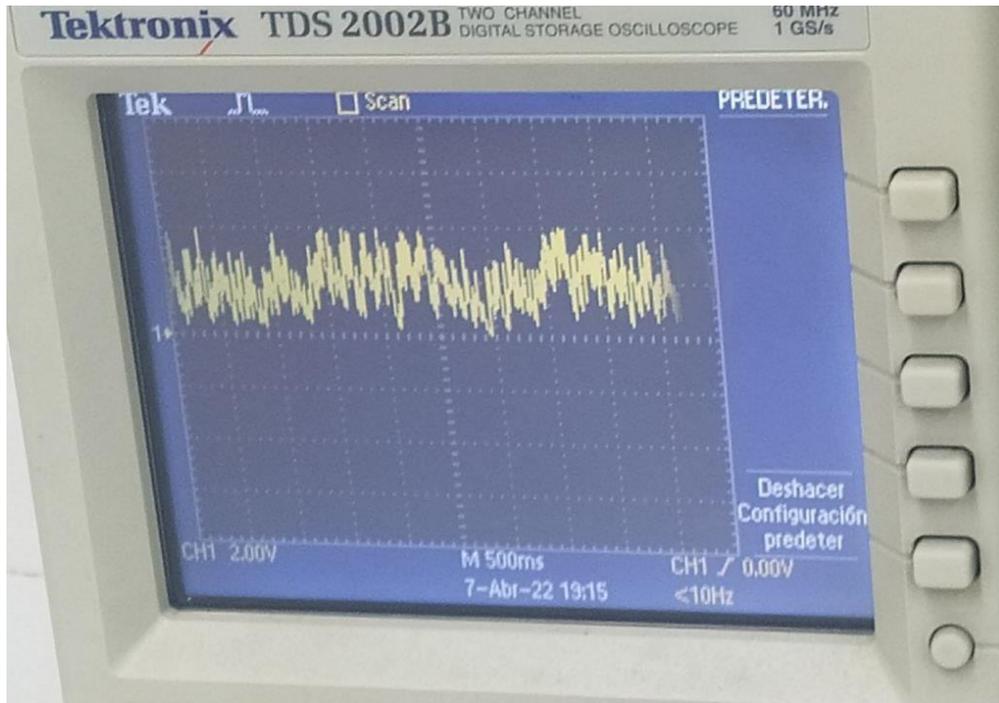


fig. 47 Señal obtenida usando los electrodos adhesivos Meditrace de la fig. 43 junto con el cable blanco de la fig. 44.

Luego se probaron electrodos adhesivos cuadrados (fig. 48), estos electrodos vienen con su cable, el cual mide 7cm.



fig. 48 Electrodo adhesivos cuadrados.

Usando los electrodos adhesivos cuadrados de la fig. 48 se obtuvo la señal presente en la fig. 49.

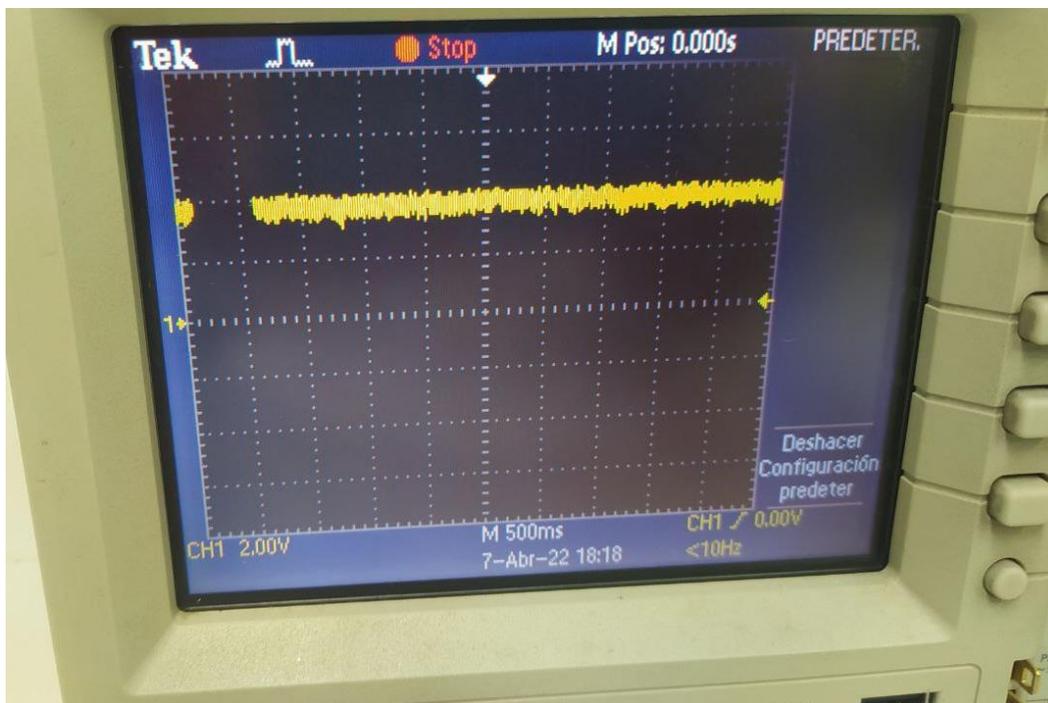


fig. 49 Señal obtenida usando los electrodos adhesivos cuadrados de la fig. 48.

Para la evaluación de la efectividad de los electrodos existen diferentes métodos documentados, como: hacer la correlación entre la señal obtenida con los electrodos a valorar versus una señal obtenida usando electrodos certificados de gel de Ag/AgCl [47]. También se puede medir la impedancia del electrodo a la piel usando equipos como el 4294A analizador de precisión de impedancia [47], [48]. Adicionalmente, un valor extraído de la señal de gran importancia para la evaluación de su calidad es la relación señal/ruido (SNR) que puede ser estimada de diversas formas, entre las cuales se incluye usar la toolbox Gait-CAD de Matlab [47], [49] o los métodos descritos en los artículos “Improvement of Spatial Resolution in Surface-EMG: A Theoretical and Experimental Comparison of Different Spatial Filters” [50] y “Signal-To-Noise Ratio Calculations to Validate Sensor Positioning for Facial Muscle Assessment Using Noninvasive Facial Electromyography” [51].

VIII. CONCLUSIONES

En este proyecto se presenta el desarrollo de un sensor de electromiografía adaptado para su uso en una prótesis en desarrollo de la empresa Prótesis Avanzada S.A.S. con una serie de mejoras con respecto al sensor anterior, como la digitalización de la señal junto con el protocolo de comunicación I2C, la capacidad de registrar 2 señales de EMG, tener el tamaño adecuado para su acople a la prótesis y mejoras en la respuesta en frecuencia de los filtros usados. El firmware desarrollado permite ajustar la frecuencia de muestreo, que viene por defecto a 1000Hz y se guardan datos en un vector de 40ms para su futuro análisis (este valor también es editable). La placa de circuito impreso fue fabricada por un productor local, lo que facilita su producción en masa a futuro, sin embargo, por limitaciones logísticas no fue posible ensamblar el sensor y tampoco probar el funcionamiento de los electrodos En este nuevo sensor.

Respecto al diseño del nuevo sensor, la eliminación de la derivación de pierna derecha permitió disminuir la cantidad de elementos y no fue necesaria para reducir el ruido, ya que el uso del regulador de bajo consumo y la mejora de los filtros usados, proporciona un mejor resultado.

REFERENCIAS

- [1] C. Lake, “The evolution of upper limb prosthetic socket design,” *Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 20, no. 3, p. 85, Jul. 2008, doi: 10.1097/JPO.0B013E31817D2F08.
- [2] G. Dood, S. Watve, R. MacDonald, and E. Stoppart, “Upper Limb Prosthetic Outcome Measures (ULPOM) Group,” *Orthop. Trauma*, vol. 25. pp. 135–142, 2011. Accessed: Oct. 26, 2021. [Online]. Available: https://www.academia.edu/26604464/Upper_Limb_Prosthetic_Outcome_Measures_ULPO_M_Group
- [3] B. C, R. W, M. JA, and H. WC, “Update on advances in upper extremity prosthetics,” *J Hand Surg Am*, vol. 36, no. 10, pp. 1711–1717, 2011, doi: 10.1016/J.JHSA.2011.07.024.
- [4] C. JM, I. AJ, B. SL, C. WL, A. JF, and G. BJ, “Upper Extremity Amputation and Prosthetics Care Across the Active Duty Military and Veteran Populations,” *Phys Med Rehabil Clin N Am*, vol. 30, no. 1, pp. 73–87, Feb. 2019, doi: 10.1016/J.PMR.2018.08.011.
- [5] E. M, G. K, E. E, and K. P, “An Embedded, Eight Channel, Noise Canceling, Wireless, Wearable sEMG Data Acquisition System With Adaptive Muscle Contraction Detection,” *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*, vol. 12, no. 1, pp. 68–79, Feb. 2018, doi: 10.1109/TBCAS.2017.2757400.
- [6] S. DW, “Potential Application of Virtual Reality for Interface Customisation (and Pre-training) of Amputee Patients as Preparation for Prosthetic Use,” *Adv Exp Med Biol*, vol. 1120, pp. 15–24, 2019, doi: 10.1007/978-3-030-06070-1_2.
- [7] T. K. J, S. G, and B. P, “3D-printed upper limb prostheses: a review,” *Disabil Rehabil Assist Technol*, vol. 12, no. 3, pp. 300–314, Apr. 2017, doi: 10.1080/17483107.2016.1253117.
- [8] D. Graupe and W. K. Cline, “Functional Separation Of Emg Signals Via Arma Identification Methods For Prosthesis Control Purposes,” *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol. SMC-5, no. 2, pp. 252–259, 1975, doi: 10.1109/TSMC.1975.5408479.
- [9] A. Phinyomark, S. Hirunviriya, A. Nuidod, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, “Evaluation of EMG Feature Extraction for Movement Control of Upper Limb Prostheses Based on Class Separation Index,” *IFMBE Proceedings*, vol. 35 IFMBE, pp. 750–754, 2011, doi: 10.1007/978-3-642-21729-6_183.

- [10] Z. Lei, “An upper limb movement estimation from electromyography by using BP neural network,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 49, pp. 434–439, Mar. 2019, doi: 10.1016/J.BSPC.2018.12.020.
- [11] A. D. C. Chan and E. D. Lemaire, “Flexible dry electrode for recording surface electromyogram,” *2010 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference, I2MTC 2010 - Proceedings*, pp. 1234–1237, 2010, doi: 10.1109/IMTC.2010.5488293.
- [12] C. L. Fall *et al.*, “Non-invasive and flexible electrodes based on multimaterial fiber for sEMG signal detection,” *2018 IEEE Life Sciences Conference, LSC 2018*, pp. 179–182, Dec. 2018, doi: 10.1109/LSC.2018.8572212.
- [13] N. T. Kearns, J. K. Peterson, L. Smurr Walters, W. T. Jackson, J. M. Miguelez, and T. Ryan, “Development and Psychometric Validation of Capacity Assessment of Prosthetic Performance for the Upper Limb (CAPPFUL),” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 99, no. 9, pp. 1789–1797, Sep. 2018, doi: 10.1016/J.APMR.2018.04.021.
- [14] C. Lake, “The evolution of upper limb prosthetic socket design,” *Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 20, no. 3, pp. 85–92, Jul. 2008, doi: 10.1097/JPO.0B013E31817D2F08.
- [15] Y. Ruiz, “Fabrilab: Imprimir calidad de vida en 3D | EL ESPECTADOR,” 2018. <https://www.elespectador.com/bogota/fabrilab-imprimir-calidad-de-vida-en-3d-article-805185/> (accessed Apr. 19, 2022).
- [16] C. Behrend, W. Reizner, J. A. Marchessault, and W. C. Hammert, “Update on advances in upper extremity prosthetics,” *J Hand Surg Am*, vol. 36, no. 10, pp. 1711–1717, 2011, doi: 10.1016/J.JHSA.2011.07.024.
- [17] F. Cordella *et al.*, “Literature review on needs of upper limb prosthesis users,” *Frontiers in Neuroscience*, vol. 10, no. MAY, p. 209, 2016, doi: 10.3389/FNINS.2016.00209/BIBTEX.
- [18] B. Rosenkrantz, S. Drucker, S. Salauddin, and B. Lowe, “Systems and methods for integrated robust orthotics and prosthetics hyper-customization,” 2016 Accessed: Apr. 19, 2022. [Online]. Available: <https://patents.google.com/patent/US20170285618A1/en>
- [19] K. Østlie, I. M. Lesjø, R. J. Franklin, B. Garfelt, O. H. Skjeldal, and P. Magnus, “Prosthesis rejection in acquired major upper-limb amputees: a population-based survey,” *Disabil Rehabil Assist Technol*, vol. 7, no. 4, pp. 294–303, Jul. 2012, doi: 10.3109/17483107.2011.635405.

- [20] T. Duong *et al.*, “Comparative Study of Functional Grasp and Efficiency between a 3D-Printed and Commercial Myoelectric Transradial Prosthesis Using Able-Bodied Subjects: A Pilot Study,” *Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 29, no. 3, pp. 112–118, Jul. 2017, doi: 10.1097/JPO.000000000000130.
- [21] E. Scheme and K. Englehart, “Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: state of the art and challenges for clinical use,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 48, no. 6, pp. 643–660, 2011, doi: 10.1682/JRRD.2010.09.0177.
- [22] A. Dabaghi-Richerand, F. Haces-García, and R. Capdevila-Leonori, “Factores pronósticos de un resultado funcional satisfactorio en pacientes con amputaciones unilaterales de extremidad superior por arriba de la muñeca que utilizan prótesis de extremidad superior,” *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, vol. 59, no. 5, pp. 343–347, Sep. 2015, doi: 10.1016/J.RECOT.2014.11.001.
- [23] E. Biddiss, D. Beaton, and T. Chau, “Consumer design priorities for upper limb prosthetics,” *Disabil Rehabil Assist Technol*, vol. 2, no. 6, pp. 346–357, 2007, doi: 10.1080/17483100701714733.
- [24] CECLINEF, “ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE - CECLINEF,” 2021. <https://www.ceclinef.org/electromiografia-de-superficie/> (accessed Oct. 26, 2021).
- [25] “Sensor EMG - Biometrics - para cuidados intensivos / inalámbrico.” <https://www.medicaexpo.es/prod/biometrics/product-123702-880665.html> (accessed May 15, 2022).
- [26] A. Moin *et al.*, “An EMG Gesture Recognition System with Flexible High-Density Sensors and Brain-Inspired High-Dimensional Classifier,” *Proceedings - IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, vol. 2018-May, Apr. 2018, doi: 10.1109/ISCAS.2018.8351613.
- [27] S. Pancholi and A. M. Joshi, “Portable EMG Data Acquisition Module for Upper Limb Prosthesis Application,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 18, no. 8, pp. 3436–3443, Apr. 2018, doi: 10.1109/JSEN.2018.2809458.
- [28] Zinvi Fu, “OPTIMIZING SURFACE ELECTROMYOGRAPHY ACQUISITION WITHOUT RIGHT LEG DRIVE CIRCUIT,” *International Journal of Engineering Science Technologies*, vol. 1, no. 1, pp. 13–19, Aug. 2019, doi: 10.29121/IJOEST.V1.I1.2017.02.

- [29] L. Rozaqi, A. Nugroho, K. H. Sanjaya, and A. Ivonita Simbolon, “Design of Analog and Digital Filter of Electromyography,” *Proceeding - 2019 International Conference on Sustainable Energy Engineering and Application: Innovative Technology Toward Energy Resilience, ICSEEA 2019*, pp. 186–192, Oct. 2019, doi: 10.1109/ICSEEA47812.2019.8938645.
- [30] J. Wang, L. Tang, and J. E Bronlund, “Surface EMG Signal Amplification and Filtering,” *International Journal of Computer Applications*, vol. 82, no. 1, pp. 15–22, Nov. 2013, doi: 10.5120/14079-2073.
- [31] S. A. PACTITIS, “ACTIVE FILTERS : theory and design.,” 2019.
- [32] R. Zhou, Q. Luo, X. Feng, and C. Li, “Design of a wireless multi-channel surface EMG signal acquisition system,” *2017 3rd IEEE International Conference on Computer and Communications, ICC 2017*, vol. 2018-January, pp. 279–283, Mar. 2018, doi: 10.1109/COMP COMM.2017.8322556.
- [33] Microcontrollers Lab, “ANALOG TO DIGITAL CONVERTER - how ADC works?,” 2017. <https://microcontrollerslab.com/analog-to-digital-adc-converter-working/> (accessed Oct. 26, 2021).
- [34] Texas Instruments, “INA333 Micro-Power (50 μ A), Zero-Drift, Rail-to-Rail Out Instrumentation Amplifier,” 2008, Accessed: Apr. 19, 2022. [Online]. Available: www.ti.com
- [35] Microcontrollers Lab, “Know all about I2C bus communication protocol - applications,” 2013. <https://microcontrollerslab.com/i2c-bus-communication-protocol-tutorial-applications/> (accessed Oct. 26, 2021).
- [36] Yida, “UART vs I2C vs SPI – Communication Protocols and Uses - Latest Open Tech From Seeed,” 2019. <https://www.seeedstudio.com/blog/2019/09/25/uart-vs-i2c-vs-spi-communication-protocols-and-uses/> (accessed Oct. 26, 2021).
- [37] S. Castaño, “Comunicación I2C PIC Explicación Fácil - [abril, 2022],” 2022. <https://controlautomaticoeducacion.com/microcontroladores-pic/comunicacion-i2c/> (accessed Apr. 19, 2022).
- [38] DFROBOT, “Beetle_ESP32_SKU_DFR0575-DFRobot,” 2022. <https://www.dfrobot.com/product-1798.html> (accessed Oct. 26, 2021).

- [39] DFROBOT, “Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion - DFRobot.” <https://www.dfrobot.com/product-1661.html> (accessed May 15, 2022).
- [40] T. Roland, K. Wimberger, S. Amsuess, M. F. Russold, and W. Baumgartner, “An Insulated Flexible Sensor for Stable Electromyography Detection: Application to Prosthesis Control,” *Sensors* 2019, Vol. 19, Page 961, vol. 19, no. 4, p. 961, Feb. 2019, doi: 10.3390/S19040961.
- [41] Microchip, “MIC5209 500 mA Low-Noise LDO Regulator,” 2017. <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20005720A.pdf> (accessed Feb. 20, 2022).
- [42] Intersil, “ICL7660S datasheet,” 1999. <https://drive.google.com/file/d/1mn5Q9CVoJWMPxAie9LPkYE79MBMuTYQD/view> (accessed Apr. 25, 2022).
- [43] Texas Instruments, “ADS101x Ultra-Small, Low-Power, I²C-Compatible, 3.3-kSPS, 12-Bit ADCs With Internal Reference, Oscillator, and Programmable Comparator,” 2009. https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1015.pdf?ts=1645456931361&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F (accessed Feb. 20, 2022).
- [44] Adafruit, “Adafruit ADS1X15,” 2022. <https://www.arduino-libraries.info/libraries/adafruit-ads1-x15> (accessed Feb. 20, 2022).
- [45] DFRobot, “Installing the ESP32 Board in Arduino IDE,” 2022. <https://www.youtube.com/watch?v=hjJx6QOWVku> (accessed Feb. 20, 2022).
- [46] SamacSys, “Component Search Engine: Free Symbols, footprints, & 3D models,” 2022. <https://componentsearchengine.com/> (accessed Feb. 20, 2022).
- [47] C. Pylatiuk *et al.*, “Comparison of surface EMG monitoring electrodes for long-term use in rehabilitation device control,” *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR 2009*, pp. 300–304, 2009, doi: 10.1109/ICORR.2009.5209576.
- [48] KEYSIGHT, “LCR Meters, Impedance Analyzers and Test Fixtures Material, Semiconductor, Component and In-Circuit Measurement Solutions,” 2018, Accessed: Apr. 26, 2022. [Online]. Available: www.keysight.com
- [49] R. Mikut, “The open source MATLAB toolbox Gait-CAD and its application to bioelectric signal processing,” 2008. https://www.researchgate.net/publication/228680258_The_open_source_MATLAB_toolb

- ox_Gait-CAD_and_its_application_to_bioelectric_signal_processing (accessed Apr. 26, 2022).
- [50] C. Disselhorst-Klug, “Improvement of spatial resolution in surface-EMG: A theoretical and experimental comparison of different spatial filters,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 7, pp. 567–574, Jul. 1997, doi: 10.1109/10.594897.
- [51] K. Frank *et al.*, “Signal-To-Noise Ratio Calculations to Validate Sensor Positioning for Facial Muscle Assessment Using Noninvasive Facial Electromyography,” *Facial Plastic Surgery*, vol. 37, no. 5, pp. 614–624, Oct. 2021, doi: 10.1055/S-0041-1725168/ID/JR200153OR-24.