



DESARROLLO DE SISTEMA MULTICANAL PARA LA DETECCIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

DEVELOPMENT OF A MULTICHANNEL SYSTEM FOR DETECTION OF ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS

¹ Kevin Santiago Tocora Bermudez, ² German Arley Portilla, ³ Albeiro Bautista Rondón

^{1,2} kevin.tocora@unipamplona.edu.co, german.portilla@unipamplona.edu.co,

Albeiro.bautista@unipamplona.edu.co

^{1,3} Programa de Ingeniería Electrónica

^{1,4} Universidad de Pamplona

RESUMEN

Se trabajará en un sistema electrónico de adquisición de señales electromiográfica mediante el uso de etapas de amplificación, filtrado, offset y comunicación I2C el cual puede ir conectado a un sistema embebido, para registrar y analizar las señales. El objeto de este artículo se basa en el estudio de las diferentes etapas para seleccionar los componentes electrónicos según sus criterios ideales para su correcto funcionamiento y de una adquisición lo más limpia posible. Se hace una revisión de diferentes amplificadores operacionales de instrumentación en los cuales se tienen en cuenta su factor de rechazo al modo común (CMRR) para disminuir en lo más posible el ruido eléctrico, también se implementa un filtro de interferencia electromagnética (EMI) donde se calculan sus etapas de filtrado en modo común y modo diferencial. Las bandas de frecuencia que se van a tener en cuenta en este sistema son de 20Hz a 500Hz, ya que en revisión científica se encontró que son las frecuencias con más patrones característicos en los cuales se pueden detectar diferentes tipos de atrofas musculares, fatiga muscular, tendinitis rotuliana y muchas más. Los filtros que se implementan para la banda de frecuencia son filtros butterworth pasa altas y pasa bajas de 4to orden ya que estos tienen una frecuencia de corte sin picos que alteren la morfología de la señal.

PALABRAS CLAVE: biopotencial eléctrico, electromiografía, amplificación, frecuencia, filtros

ABSTRACT

We will work on an electronic system for electromyographic signal acquisition using amplification, filtering, offset and I2C communication stages, which can be connected to an embedded system to record and analyze the signals. The purpose of this article is based on the study of the different stages to select the electronic components according to their ideal criteria for proper operation and the cleanest possible acquisition. A review of different instrumentation operational amplifiers is made in which its common mode rejection factor (CMRR) is considered to reduce as much as possible the electrical noise, also an electromagnetic interference filter (EMI) is implemented where its common mode and differential mode filtering stages are calculated. The frequency bands that will be taken into account in this system are from 20Hz to 500Hz, since in scientific review it was found that these are the frequencies with more characteristic patterns in which different types of muscle atrophy, muscle fatigue, patellar tendinitis and many more can be detected. The filters

implemented for the frequency band are butterworth high-pass and low-pass filters of 4th order since they have a cut-off frequency without peaks that alter the morphology of the signal.

KEY WORDS: electrical biopotential, electromyography, amplification, frequency, filters.

I. Introducción

El uso de sistemas de adquisición de señales en las aplicaciones biomédicas se ha convertido en un factor muy importante a la hora de interpretar las señales o variables de esta disciplina, esto se debe a su facilidad de uso, interfaces muy llamativas y entendibles, portabilidad, entre otros muchos factores. En muchos casos de las aplicaciones de instrumentación medica se requiere la implementación de una circuitería bastante robusta, por el hecho de que las mediciones tienen que ser exactas ya que se está hablando de la salud y seguridad del paciente, sin embargo, el hecho de utilizar un montaje eléctrico robusto (en cuanto a circuitería), este añade más ruido e inestabilidad (por ejemplo, un cambio en la temperatura) (Alexander, J., Acevedo, D., Betancourt, D). La electromiografía de superficie se utiliza actualmente en los laboratorios de análisis de movimiento, gracias a la facilidad de colocación de los electrodos y por su carácter no invasivo. Esta expansión genera una variación en los protocolos aplicados en cada laboratorio creando resultados de difícil comparación (Ramírez, A., & Garzón, D. A. 2008).

II. Metodología

En la Figura 1 se ilustra la representación en bloques del desarrollo del sistema multicanal para la detección de señales electromiográficas (EMG).

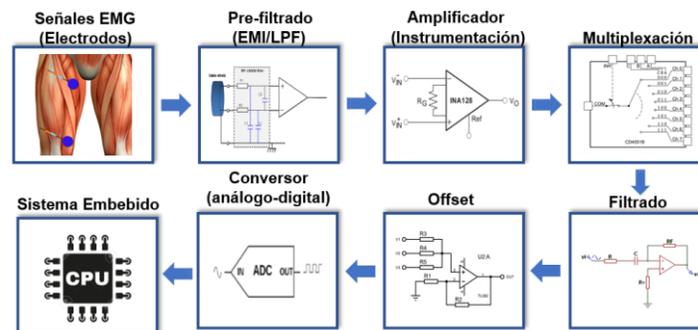


Figura 1. Diagrama de bloques del sistema

2.1 ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía (EMG) es un campo especializado en el uso de dispositivos electrónicos para medir la actividad eléctrica de los músculos. H. Piper fue el primero en estudiar la EMG y en 1912, Alemania, construyó un prototipo basado en un galvanómetro. En 1924 Gasser y Erlanger hicieron un estudio similar, pero utilizando un osciloscopio; cuatro años después, Proebster observó las señales producidas por la denervación de los músculos abriendo así el campo de la EMG clínica. A partir de 1980 con la introducción de las computadoras se pudieron realizar estudios más amplios sobre las señales de EMG. En la Figura 2 se observa un método de electromiografía que es el invasivo y el método superficial con electrodos (CifuentesGIA. n.d.).



Figura 1. a) método intramuscular b) método superficial con electrodos

2.2 FISIOLÓGÍA MUSCULAR Y POTENCIALES DEL MÚSCULO

Los músculos esqueléticos están compuestos por varios tipos de tejido, entre los que se incluyen células musculares (o fibras musculares), el tejido nervioso, la sangre y varias clases de tejido conectivo. Los músculos individuales están separados entre sí y se mantienen en posición gracias a la acción del tejido conectivo llamado fascia. El músculo esquelético está envuelto en tres capas: epimisio, perimisio y endomisio. Esta última rodea a las fibras musculares. Cada fibra muscular individual es un cilindro fino y alargado, y está rodeada por una membrana celular llamada sarcolema. Por encima de estas fibras musculares se extiende un grupo de células precursoras del crecimiento y la reparación de los músculos denominadas células satélite. Las miofibrillas se pueden subdividir en segmentos individuales denominados sarcómeros, que están separados entre sí por una fina lámina de proteínas estructurales llamada línea Z o disco Z. Los filamentos de miosina en la parte oscura del sarcómero, o banda A, mientras que los de actina aparecen principalmente en las zonas claras del sarcómero, o bandas (Figura 3). En el centro del sarcómero se extiende una parte del filamento de miosina a la que no se solapa la actina: es la zona H (Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*).

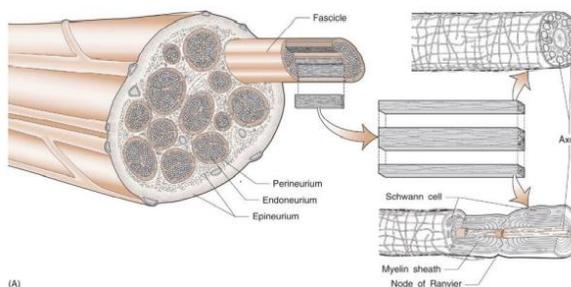


Figura 3. Microestructura del músculo [6]

2.3 ELECTRODOS SUPERFICIALES

Los electrodos de superficiales son colocados directamente sobre la superficie de la piel y son capaces de tomar registros poblacionales de la actividad bioeléctrica. El uso de los electrodos superficiales es mucho más adecuado para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de un músculo o grupo de músculos, lo cual es muy utilizado para detectar fatiga muscular y para monitoreo del rendimiento de deportistas. Los materiales de los que se constituyen la mayoría de los electrodos de superficie son muy variables, entre ellos están la plata, el oro, acero inoxidable, platino entre otros (Correa-Figueroa, J. L., Morales-Sánchez, E., Huerta-Ruelas, J. A., González-Barbosa, J. J., & Cárdenas-Pérez, C. R. (2016).



Figura 4. Electrodo superficiales

2.4 FILTRO EMI/RFI

Un fenómeno bien conocido, pero poco comprendido en los circuitos integrados analógicos es RFI (rectificación), específicamente como ocurre en amplificadores operacionales. Mientras amplifica señales muy pequeñas estos dispositivos pueden rectificar señales fuera de banda de gran amplitud, es decir, RFI. Como resultado, los errores de CC aparecen en la salida además de la señal deseada. Las señales de gran amplitud no deseadas pueden entrar en los circuitos analógicos sensibles por varios medios. Conductores que entran y salen del circuito que proporcionan una ruta para el acoplamiento de interferencia en él. Estos conductores captan el ruido a través de acoplamiento capacitivo, inductivo o por radiación (*RFI Rectification Concepts BACKGROUND*).

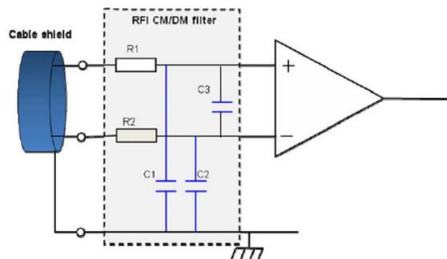


Figura 5. Filtro RFI para un amplificador de instrumentación

El ancho de banda de modo común (CM) -3dB depende de las constantes de tiempo paralelo de R1, C1 y R2, C2, y es la siguiente:

$$B_{W_{CM}} = \frac{1}{2\pi(R1||R2)(C1||C2)} \quad (1)$$

El ancho de banda en modo diferencial es (DM):

$$B_{W_{DM}} = \frac{1}{2\pi(R1 + R2)(2C3 + C2||C1)} \quad (2)$$

El ancho de banda del filtro se puede elegir al menos 100 veces el ancho de banda de la señal para minimizar la pérdida de la señal. Nuestra señal está en un rango de los 20 a 500Hz.

$$BW = 500Hz * 100 = 50KHz \quad (3)$$

De la siguiente ecuación despejamos la R de la primera parte que es modo común (CM), usando un C=1nF.



$$BW = \frac{1}{2\pi\left(\frac{R}{2}\right)(2C)} \quad (4)$$

$$R = \frac{1}{BW * 2\pi C} = \frac{1}{(50KHz)(2\pi(1nF))} = 3.18K\Omega \quad (5)$$

Ahora hallamos el valor de C3 que pertenece a la segunda parte que es modo diferencial (DM), para eso se deben hallar los Tcm y Tdm.

$$T_{dm} \gg T_{cm}$$

$$T_{cm} = R * C = 3.18K * 1nF = 3.18\mu S \quad (6)$$

$$T_{dm} = T_{cm} * 50 = 3.18\mu S * 50 = 159\mu S \quad (7)$$

$$C3 = \frac{T_{dm} - 4RC}{2R} = \frac{159\mu S - 4(3.18K)(1nF)}{2(3.18K)} = 23nF \quad (8)$$

2.5 AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTACIÓN

Los amplificadores de instrumentación constan de un bloque con ganancias de lazo cerrado, con terminales de entrada diferencial y una salida con respecto al terminal de referencia. La función principal del amplificador de instrumentación es rechazar el voltaje de DC en modo común o voltajes en modo común presentes en las terminales de entrada, esto con el fin de amplificar el voltaje en modo diferencial o la diferencia de voltajes en las terminales de entrada. Más comúnmente, los terminales de entrada que poseen impedancias balanceadas con valores altos y corrientes de polarización bajas (Perry, J., & Cockrill, C. 2001).

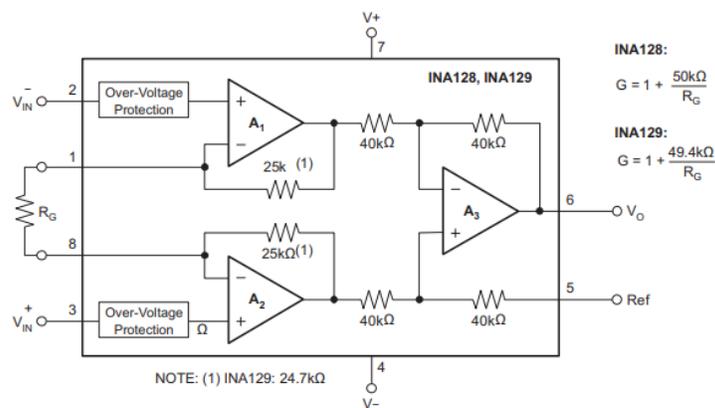


Figura 6. Estructura interna del INA128

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (9)$$

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{502\Omega} = 100 \quad (10)$$



Tabla 1 Amplificadores de instrumentación medica comerciales

Referencia	Tipo Amplificador de	Compañía	Especificaciones
INA 326	Instrumentación	Texas Instrument	Alimentación simple, 110dB CMRR a G=100, 100 μ V max Offset
INA 321	Instrumentación	Texas Instrument	Alimentación simple, 94dB CMRR a G=100, 500 μ V max Offset
INA 128	Instrumentación	Texas Instrument	Alimentación dual, 120dB CMRR, 50 μ V max Offset, 5nA max de corriente de bias
INA 118	Instrumentación	Texas Instrument	Alimentación dual, 110dB CMRR, 50 μ V max Offset, 5nA max de corriente de bias
INA 121	Instrumentación	Texas Instrument	Alimentación dual, 106 dB CMRR, 200 μ V max Offset, 4pA max de corriente de bias
AD620	Instrumentación	Analog Devices	Alimentación dual, 90 dB CMRR con G=1 y CMRR=130dB con G=1000, 15 μ V max Offset, 0,5nA max de corriente de bias
AD621	Instrumentación	Analog Devices	Alimentación dual, 90 dB CMRR con G=1 y CMRR=130dB con G=1000, 15 μ V max Offset, 0,5nA max de corriente de bias

2.6 FILTRADO DE LA SEÑAL

Todas las señales (Voz, música, transmisiones de radio. Entre otros) están formadas por componentes senoidales de distinta frecuencia, amplitud y fase. A menudo, es necesario un Filtro que permita el paso de las componentes de unas frecuencias e impida el paso de las componentes de otras hasta la salida. Para esto existen muchos tipos de filtros para estas funciones, cada uno con características especiales. Los filtros Butterworth no presentan rizo en la banda de paso y atenúan las frecuencias no deseadas fuera de esta banda. Los filtros Chebyshev atenúan las frecuencias indeseadas de forma más efectiva que los filtros Butterworth, pero presentan rizo en la banda de paso. Otros filtros clásicos importantes incluyen a los elípticos, parabólicos, Bessel, Papoulis y Gaussiano. Para el caso de las señales EMG se toma como base el filtro Butterworth debido a su comportamiento, en la banda de paso con su rizado mínimo que facilita las tareas de adquisición y decodificación (Rey, F., Francesc, M., & Ruiz, T. n.d.).

Los filtros son clasificados de acuerdo a los rangos de frecuencia en que transmiten o rechazan:

- **Filtro pasa bajas.** Tiene un pasa bandas que acepta la transmisión de todas las frecuencias desde cero hasta cierto valor.
- **Filtro pasa altas.** Tiene un pasa bandas que acepta la transmisión de todas las frecuencias a partir de un determinado valor hasta el finito
- **Filtro pasa bandas.** Permite la transmisión de todas las frecuencias que están dentro de una banda especificada.



- **Filtro supresor de banda.** Este filtro rechaza e impide la transmisión de todas las frecuencias de cierta banda.

2.7 FILTRO BUTTERWORTH

El filtro de Butterworth se denomina aproximación máxima plana a la respuesta en frecuencia, ya que la atenuación (perdida de voltaje) en mayor parte de la banda es cero y disminuye gradualmente hasta A_p . (Atenuación pasante) al final de la banda pasante. Se llama banda pasante al conjunto continuo de valores de frecuencia que pueden ser asumidos por una señal eléctrica sin que este atenuado al pasar por un filtro (Rey, F., Francesc, M., & Ruiz, T. n.d.). Por debajo de la frecuencia de inflexión, la respuesta decae a un ritmo aproximado de $20n$ dB por década, donde n es el orden del filtro. Por ejemplo, un filtro de Butterworth de primer orden decae a un ritmo de 20 dB por década o 6 dB por octava; uno de cuarto orden decae 80 dB por década o 24 dB por octava; uno de octavo orden decae 160 dB por década o 48 dB por octava etc. La Figura 12 muestra la respuesta de un filtro de Butterworth, la banda pasante es máxima plana y la banda eliminada no varía (Cogollos Borrás, Santiago., & e-libro, Corp. 2016).

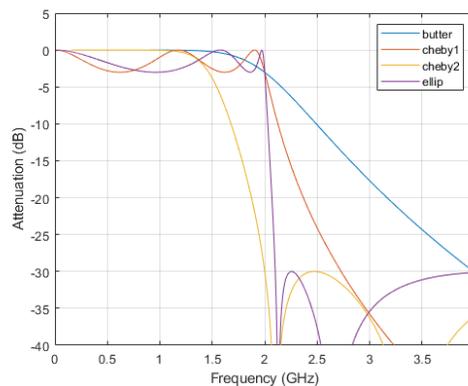


Figura 6. Filtro Butterworth y su respuesta con otros filtros

2.8 FILTRO PASA ALTAS DE 4° ORDEN

$$F.T = H(s)H(-s) = \frac{1}{(-1)^n S^{2n} + 1} \quad (11)$$

$$(-1)^n S^{2n} + 1 = 0 \quad (\text{se obtienen las raices}) \quad (12)$$

- Se agrupan de la siguiente manera

$$(S + 1) \text{ y } (S^2 + KiS + 1) \quad (13)$$

- Para un filtro de 4to orden

$$(S^2 + 0.39S + 1)(S^2 + 1.11S + 1) \quad (14)$$

- Ecuaciones para el cálculo de las capacitancias usadas para los valores reales del filtro pasa bajas.



$$H(s) = \frac{1}{(S^2 + KiS + 1)} \quad (15)$$

$$\frac{1}{C1C2} = 1 \quad (16)$$

$$\frac{2}{C1} = Ki \quad (17)$$

$$H(s) = \frac{1}{\frac{C1C2}{(S^2 + \frac{2}{C1}S + \frac{1}{C1C2})}} \quad (18)$$

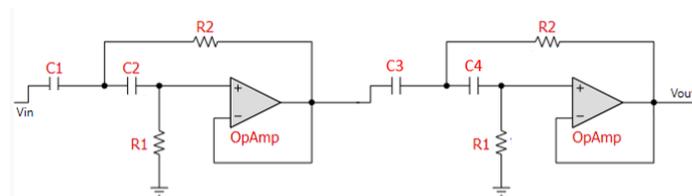


Figura 7. Configuración del filtro pasa altas de 4° orden

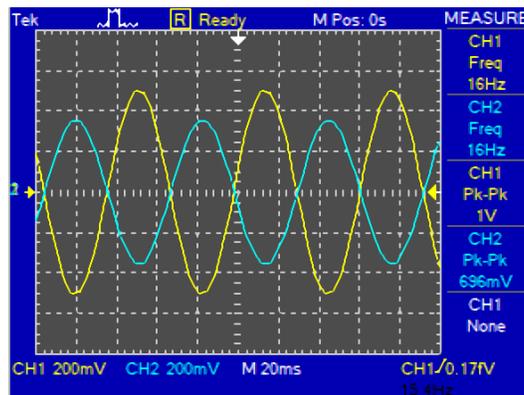


Figura 8. Frecuencia de corte del filtro pasa altas $F_c = 16\text{Hz}$

2.9 FILTRO PASA BAJAS DE 4° ORDEN

$$WCN' = 2\pi Fc = 2\pi 500\text{Hz} = 1000\pi \quad (19)$$

$$Kf = \frac{WCN'}{WCN} = \frac{1000\pi}{1} = 1000\pi \quad (20)$$

$$Cm = \frac{1}{(Kf)(Km)}(Ci) \quad (21)$$

$$Cm1 = \frac{5.1282F}{(1000\pi)(11K\Omega)} = 148.39nF \quad (22)$$



$$Cm2 = \frac{0.195F}{(1000\pi)(11K\Omega)} = 5.642nF \quad (23)$$

$$Cm3 = \frac{1.8F}{(1000\pi)(11K\Omega)} = 52.087nF \quad (24)$$

$$Cm4 = \frac{0.555F}{(1000\pi)(11K\Omega)} = 16.060nF \quad (25)$$

$$Km = R1 = R2 = 11K\Omega \quad (26)$$

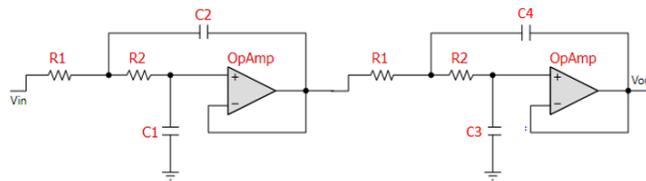


Figura 9. Configuración del filtro pasaba bajas de 4to orden

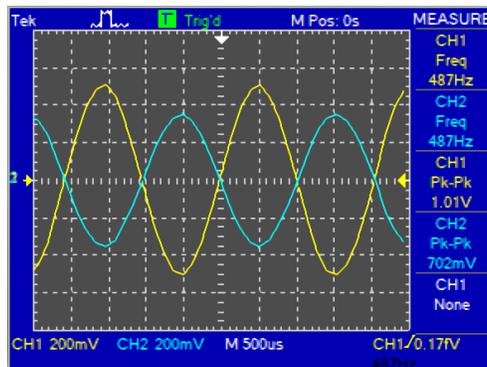


Figura 10. Frecuencia de corte del filtro pasa pajas, Fc=487Hz

2.8 CONVERSIÓN ANÁLOGO – DIGITAL

El proceso de muestreo se conoce por las muestras de la señal analógica tomadas en intervalos de tiempo, es decir, el número de muestras por segundo con el fin de que las conversiones ocurran uniformemente en el tiempo. La frecuencia a la que se le realiza el muestreo se le llama razón, tasa o también frecuencia de muestreo y se mide en (KHz). Por lo tanto, para realizar el muestro de una señal eléctrica analógica y convertirla después en digital, se necesita tomar valores discretos de voltaje a intervalos regulares en diferentes puntos de la onda sinusoidal (Lundberg, K. H. n.d.).

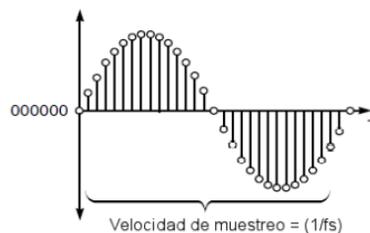


Figura 11. Proceso de muestreo

2.8.1 COVERSOR ADS1115

El ADS1115 (Figura 12) es un convertidor análogo digital de precisión, baja potencia, 16 bits, incorpora un amplificador de ganancia programable (PGA) y un comparador digital. El ADS1115 realiza conversiones a velocidades de datos superiores a 860 muestras por segundo (SPS). El PGA ofrece rangos de entrada de ± 256 mV a ± 6.144 V, lo que permite mediciones precisas de señales grandes y pequeñas. Estos ADS presentan un multiplexor de entrada (MUX) que permite dos entradas diferenciales o cuatro de un solo extremo, en los periodos de inactividad el consumo de energía es significativamente reducido por la conversión en modo de disparo único (*ads1115*. (n.d.)).

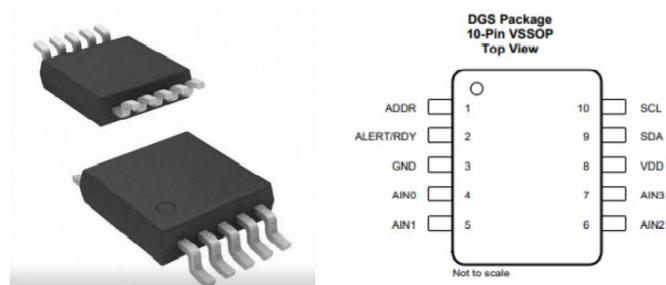


Figura 12. Encapsulado del ADS1115 y pines de conexión

Para enviar los datos al entorno de programación deben ser codificados, por lo cual el ADS1115, posee un converso analógico digital que codifica los valores analógicos de las señales EMG y las almacena en vectores de forma digital, con una resolución de 16 bits de aproximaciones sucesivas lo que le da más eficiencia al detalle de la señal, la señal analógica, amplificada filtrada y ajustada aun voltaje positivo, es ingresada por el pin A0 del ADS1115, donde toma alrededor de 836ms por segundo, almacenando cada dato en un vector de 5000 posiciones dando como tiempo de captura 6 segundos. Estos tiempos se pueden determinar usando la ecuación (*ads1115*. (n.d.)).

La frecuencia de muestreo (f_m) se da por:

$$F_m = \frac{\text{numero de datos}}{\text{tiempo de captura}} \quad (27)$$

$$F_m = \frac{5000 \text{ muestras}}{6s} \quad (28)$$

$$F_m = 833.33 \frac{\text{muestras}}{\text{segundo}} \quad (29)$$

2.9 MULTIPLEXORES ANALÓGICOS

Estos dispositivos se utilizan en una amplia variedad de aplicaciones que incluyen sistemas de adquisición de datos multicanal electromiográfico, control de procesos, instrumentación, etc. Los conmutadores y multiplexores analógicos de estado sólido se han convertido en un componente esencial en el diseño de sistemas electrónicos que requieren la capacidad de controlar y seleccionar una ruta de transmisión específica para una señal analógica (*MT-088: Analog Switches and Multiplexers Basics*).

2.9.1 MULTIPLEXOR ANALÓGICO CD4051

El multiplexor analógico CD4051 (Figura 13) es un interruptor analógico controlado digitalmente, el cual tienen una impedancia de encendido baja, una corriente de fuga de apagado muy baja y una potencia de reposo extremadamente baja en todos los rangos de tensión de alimentación VDD-VSS y VDD-VEE, independientemente del estado lógico de las señales de control.

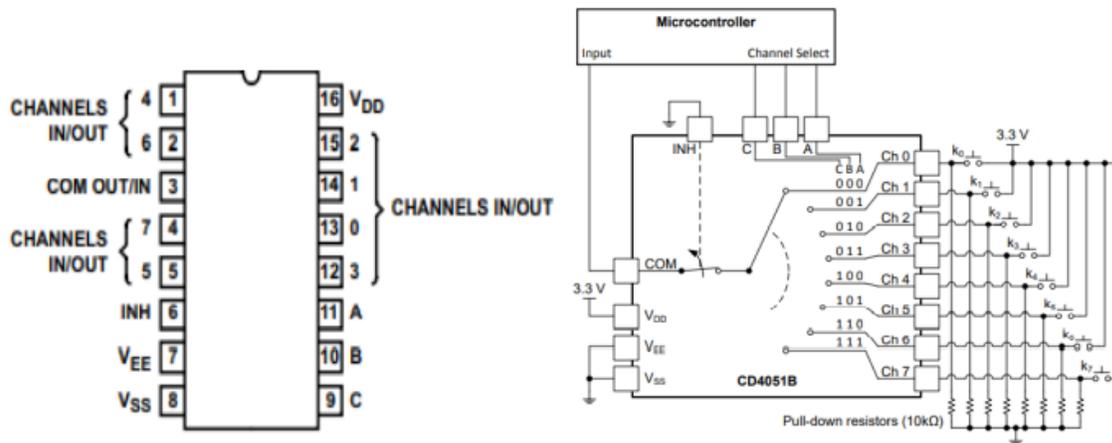


Figura 13. Terminales de conexión y diagrama funcional CD4051

III. Resultados

3.1 DISEÑOS ELECTRÓNICOS

Para el desarrollo del sistema multicanal de señales EMG, fue necesario el diseño de circuitos impresos ya que las etapas necesitaban ser implementadas de manera física, permitiendo las correctas conexiones y la robustez a diferencia de una placa de pruebas Protoboard. Los diseños de circuitos impresos elaborados y ensamblados en PCB ofrecen mayores ventajas debido a su fiabilidad en las conexiones eléctricas, mejor inmunidad al ruido, efectos capacitivos e inductivos parásitos, facilidad en la detección de fallos, posibilidad de fabricación en masa, mejor distribución de espacio y conexiones. Para el diseño de los circuitos impresos de las diferentes etapas que conforman el sistema de adquisición, se utilizó el software de diseño electrónico PROTEUS por su facilidad de implementación y por su alto número de librería de componentes y sus demás prestaciones profesionales de diseño.

3.1.1 CIRCUITO IMPRESO ETAPA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG

Para la etapa de adquisición de señales se diseñó un circuito PCB de doble capa (*Ver Figura 14 y Figura 15*), con componentes de montaje superficial (SMD) con el fin de disminuir espacio y tener una mejor distribución de estos en el diseño. El sistema cuenta con 4 entradas JACK para la toma de las señales EMG.

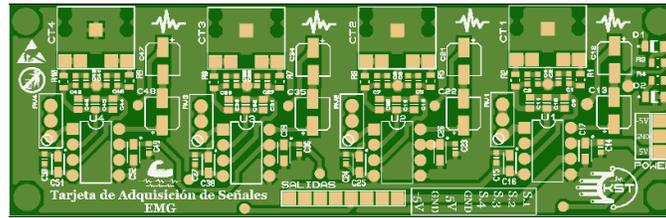


Figura 14. Vista 2D capa superior PCB Tarjeta de adquisición de señales EMG

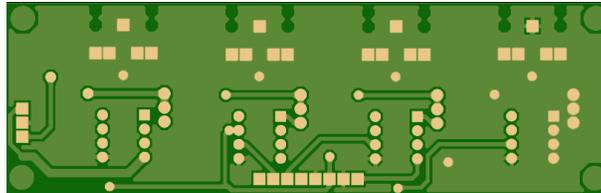


Figura 15. Vista 2D capa inferior circuito PCB Tarjeta de adquisición de señales EMG

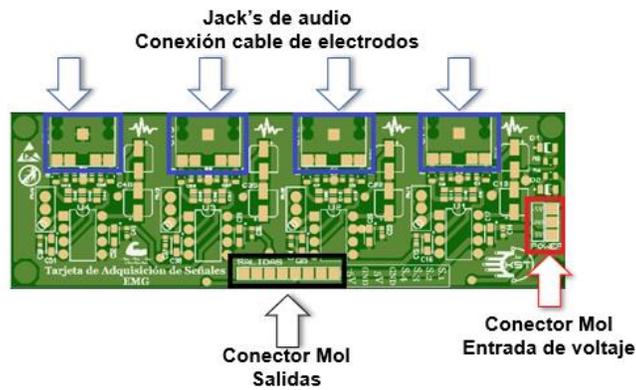


Figura 16. Conexiones circuito PCB Tarjeta de adquisición de señales EMG



Figura 17. Diseño 3D circuito impreso de la tarjeta diseñada EMG



Figura 18. Diseño 3D circuito impreso vista real de la tarjeta diseñada EMG

3.1.2 CIRCUITO IMPRESO ETAPA DE MULTIPLEXACIÓN, FILTRADO Y CONVERSIÓN ANÁLOGA – DIGITAL

Para esta etapa se diseñó un circuito impreso doble capa el cual contiene un multiplexor analógico dos filtros un pasa altas y un pasa bajas basados en componentes de soldadura superficial (SMD), y un convertidor análogo a digital (*Ver Figura 19*).

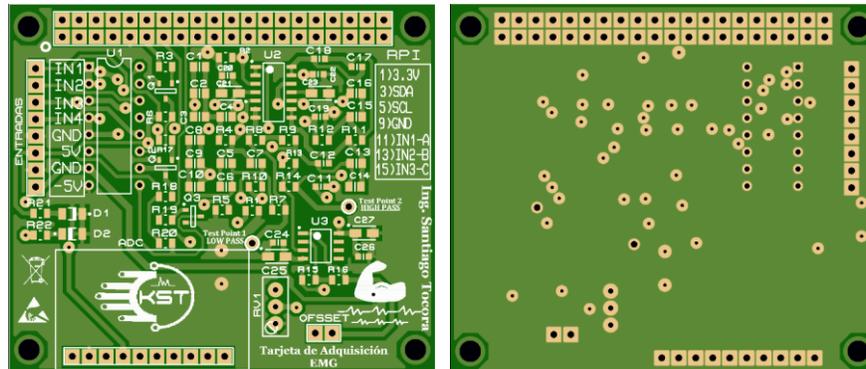


Figura 19. Vista 2D capa superior PCB Tarjeta de adquisición EMG

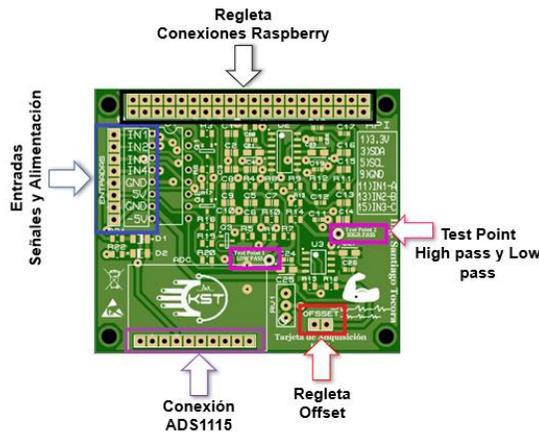


Figura 20. Conexiones circuito PCB Tarjeta de adquisición EMG



Figura 21. Diseño 3D circuito impreso y vista real de la tarjeta diseñada

3.2 ETAPA DE ADQUISICIÓN CON UN SISTEMA EMBEBIDO

En esta etapa se realiza la adquisición de las señales EMG con un sistema embebido el cual permite capturar los datos a través de una comunicación I2C y representarlos gráficamente desde un software, en este caso se uso como embebido la Raspberry PI 4 ya que cuenta con unas características muy potentes para este tipo de aplicaciones, las señales se visualizan en Python ya que este es compatible con la RPI 4. En la figura 22 se puede observar la señal EMG adquirida con 2 canales activados.

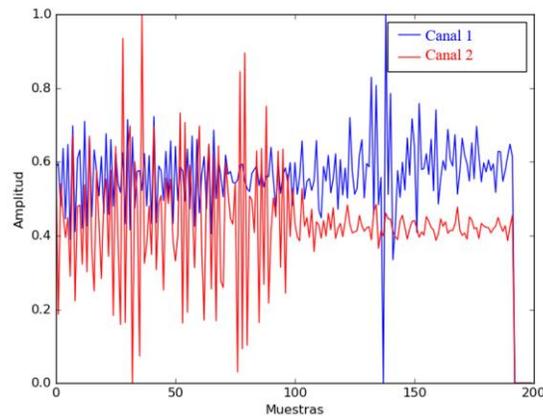


Figura 22. Adquisición de señal EMG con dos canales activados

VI. Conclusiones

Se logró cumplir con el objetivo principal del sistema que es adquirir las señales EMG y realizar varias etapas de amplificación y filtrado, así como transmitir la información de la data por comunicación I2C a un sistema embebido. El filtro de 4to orden diseñado fue de gran utilidad ya que nos permitió obtener una señal mucho más limpia, esto es de gran importancia para el procesamiento de las señales en el sistema embebido. Los resultados obtenidos fueron muy satisfactorios y permitieron comprobar que la electromiografía, es un método para detectar con precisión los potenciales bioeléctricos producidos por los músculos, y demostrado que es un sistema fácil de implementar. Las formas de capturar y cuantificar dichas señales nos permiten darle diferentes aplicaciones.

Referencias

Ramírez, A., & Garzón, D. A. (2008). Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la electromiografía de superficie (semg) Sensitivity analysis for the positioning of electrodes in surface electromyography (semg). In *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia N.º* (Vol. 46). Diciembre.

Alexander, J., Acevedo, D., Betancourt, D., & Hurtado, P. E. (n.d.). *Diseño e Implementación De Un Electromiografo Mediante Matlab*.

Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*.



Correa-Figueroa, J. L., Morales-Sánchez, E., Huerta-Ruelas, J. A., González-Barbosa, J. J., & Cárdenas-Pérez, C. R. (2016). Sistema de adquisición de señales SEMG para la detección de fatiga muscular. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*, 37(1), 17–27. <https://doi.org/10.17488/RMIB.37.1.4>

RFI Rectification Concepts BACKGROUND: OP AMP AND IN-AMP RFI RECTIFICATION SENSITIVITY TESTS. (n.d.).

ANALOG-DIGITAL CONVERSION 1. Data Converter History 2. Fundamentals of Sampled Data Systems 3. Data Converter Architectures 4. Data Converter Process Technology 5. Testing Data Converters 6. Interfacing to Data Converters 7. Data Converter Support Circuits 8. Data Converter Applications 9. Hardware Design Techniques. (n.d.).

Perry, J., & Cockrill, C. (2001). *Selecting the Right Texas Instruments Signal Switch.*

Zumbahlen, Hank., & Analog Devices Inc. (2008). *Linear circuit design handbook.* Elsevier/Newnes Press.

Rey, F., Francesc, M., & Ruiz, T. *Comunicaciones analógicas: modulaciones AM y FM Una perspectiva histórica.*

Lundberg, K. H. *Analog-to-Digital Converter Testing.*

ads1115. Texas Instruments ADS1115 DataSheet.

MT-088: Analog Switches and Multiplexers Basics.

Applications Journal, A. (2011). *How delta-sigma ADCs work, Part 2.* www.ti.com/product/ADS1605

Applications Journal, A., & Baker, B. (2011). *How delta-sigma ADCs work, Part 1.* www.ti.com/aaj

Hiscocks, P. D. (2010). *Analog Circuit Design.*

Kitchin, C., & Counts, L. (n.d.). *A DESIGNER'S GUIDE TO INSTRUMENTATION AMPLIFIERS 3 RD Edition.*

Ashton, M. (2005). *Measuring Single-Ended 0-to 5-V Signals with Differential Delta-Sigma ADCs.* www.ti.com

Cogollos Borrás, Santiago., & e-libro, Corp. (2016). *Fundamentos de la teoría de filtros.* Editorial Universitat Politècnica de València.