



FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA CIVIL MECATRÓNICA

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA PARA DETECCIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Memoria para optar al Título de
Ingeniero Civil Mecatrónico

Profesor Guía:
Gonzalo Pincheira Orellana

Jaime Jacob Calderón Nilo

CURICÓ-CHILE

2018

CONSTANCIA

La Dirección del Sistema de Bibliotecas a través de su encargado Biblioteca Campus Curicó certifica que el autor del siguiente trabajo de titulación ha firmado su autorización para la reproducción en forma total o parcial e ilimitada del mismo.



Two circular official stamps and handwritten signatures in blue ink. The left stamp is from the 'DIRECCIÓN SISTEMA DE BIBLIOTECAS' of the 'UNIVERSIDAD DE TALCA'. The right stamp is from the 'SISTEMA DE BIBLIOTECAS CAMPUS CURICO' of the 'UNIVERSIDAD DE TALCA'.

Curicó, 2020

Resumen

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA PARA DETECCIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

En el presente proyecto de tesis, se muestra el diseño e implementación de un sistema que permite la detección de señales electromiográficas por medio del procesamiento de señales musculares con electrodos superficiales.

La detección de señales electromiográficas por medio de electrodos superficiales es útil para reconocer el potencial de acción generado por los músculos, con la detección de estas señales se puede realizar el accionamiento de algún tipo de prótesis.

El proyecto se divide en cuatro etapas, diseño, construcción, programación y realización de pruebas, en la primera etapa se realiza el diseño del circuito acondicionador de la señal muscular. En la construcción se fabrica el circuito acondicionador de señales anteriormente diseñado, primeramente se realizan las pruebas en una protoboard para luego llevarlo a un circuito impreso. En la etapa de programación se realiza un programa para el microcontrolador que permita captar las señales mioeléctricas y procesarlas, de manera que se puedan encontrar patrones musculares para realizar el accionamiento de algún tipo de prótesis. Finalmente en la etapa de pruebas se realizan las pruebas en diversos músculos, de manera tal que se pueda determinar los parámetros básicos necesarios para captar las señales que permitan realizar los accionamientos en prótesis.

Agradecimientos

En esta etapa me lleno de emoción al recordar a cada uno de los que estuvo presente en este proceso tan impórtate en mi formación personal como profesional. Agradezco a mis padres por el apoyo incondicional que me han entregado durante toda la vida.

Agradezco a mi familia que me apoyo y acogió durante mi proceso de formación profesional, en especial agradezco a mis primos que hicieron de mi estadía lejos de casa un proceso más agradable.

Agradezco a cada amigo que me brindó su apoyo y palabras de motivación, en especial a Felipe Berrios por acompañarme en gran parte de estos años de carrera. Agradecer a Luis Torres y Bairon Soto por la ayuda con el desarrollo de este trabajo.

Finalmente queda agradecer a todos los docentes con los que compartí dentro de la Universidad de Talca, en especial al profesor Gonzalo Pincheira que me apoyo durante el proceso de realización de este trabajo.



Tabla de Contenidos

AGRADECIMIENTOS	III
TABLA DE CONTENIDOS	IV
LISTA DE FIGURAS	V
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. INTRODUCCIÓN	1
1.2. PROBLEMÁTICA	2
1.3. OBJETIVOS.....	2
1.3.1 <i>Objetivo General</i>	2
1.3.2 <i>Objetivos específicos</i>	2
1.4. METODOLOGÍA	2
1.5. ESTADO DEL ARTE	3
1.6. ALCANCES Y LIMITACIONES.....	8
1.6.1 <i>Alcances</i>	8
1.6.2 <i>Limitaciones</i>	8
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO	9
2.1. ELECTROMIOGRAFÍA.....	9
2.2. ELECTRODOS	10
2.2.1 <i>Electrodos subdérmicos</i>	11
2.2.2 <i>Electrodos superficiales</i>	12
2.2.3 <i>Localización de los electrodos, forma, tamaño, distancia inter-electrodo</i>	15
2.3. FILTROS ELECTRÓNICOS.....	16
CAPÍTULO 3. SISTEMA PROPUESTO	18
3.1. ADQUISICIÓN DE SEÑAL EMG	18
3.1.1 <i>Amplificador de instrumentación</i>	19
3.1.2 <i>Amplificador no inversor</i>	23
3.2. FILTRADO	24
3.3. RECTIFICADO	28
3.4. PROCESAMIENTO DE SEÑAL	32
CAPÍTULO 4. RESULTADOS EXPERIMENTALES	34
4.1. IMPLEMENTACIÓN DE CIRCUITO	34
4.2. DISEÑO DE CIRCUITO EN PLACA	38
4.3. PRUEBAS EXPERIMENTALES	42
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	56
5.1. CONCLUSIONES.....	56
5.2. TRABAJOS FUTUROS.....	57
REFERENCIAS	58
ANEXO A. CÓDIGO ARDUINO	60

Lista de Figuras

Figura 1. Prótesis Luke Arm de DEKA	4
Figura 2. Mano y antebrazo del proyecto Inmoov.	4
Figura 3. Electrodo intramuscular EMG.	5
Figura 4. Electrodo EMG de superficie.	5
Figura 5. Electromiógrafo de 8 canales modelo EMG-VIII.	6
Figura 6. Placa ECG/EKG/EMG para Arduino.	7
Figura 7. Sensor muscular Myoware.	7
Figura 8. Detector de gestos Myo Armband.	8
Figura 9. Unidad motora y fibras musculares.	9
Figura 10. Relación entre la contracción muscular voluntaria y la señal electromiográfica.	10
Figura 11. Diferente tipo de electrodos de agujas. a) Electrodo monopolar. b) Electrodo de aguja monopolar. c) Electrodo de aguja bipolar.	12
Figura 12. Diagrama de descomposición de señales electromiográficas de superficie.	13
Figura 13. Diferentes tipos de electrodos de superficie. a) Electrodo plano. b) Electrodo adhesivo. c) Electrodo de succión. d) Electrodo suspendido. e) Electrodo adhesivo de banda. f) Electrodo seco.	14
Figura 14. Resultado de la impedancia de contacto entre la piel y el electrodo contra el tiempo para los cuatro tipos de electrodos; la gráfica muestra un promedio de datos recabados a 5 sujetos [17].	15
Figura 15. Resultados de un inventario de usos de sensores para SEMG en laboratorios europeos obtenidos escaneando 6 volúmenes (1991-1997) de revistas con publicaciones acerca de SEMG. a) Histograma del diámetro del electrodo. b) Histograma de la distancia inter-electrodo [13].	16
Figura 16. Gráfica de magnitud vs frecuencia de los diferentes tipos de filtros para una frecuencia de corte de 10kHz.	17
Figura 17. Diagrama de funcionamiento circuito de adquisición de señales EMG.	18
Figura 18. Señal EMG registrada con electrodos de Ag/AgCl del músculo bíceps durante dos contracciones breves.	19
Figura 19. Diagrama de amplificador de instrumentación INA128 de Texas Instrument [21].	20
Figura 20. Circuito de retroalimentación para disminuir las corrientes de fuga (Circuito de pierna derecha) [21].	21
Figura 21. Circuito de retroalimentación para disminuir las corrientes de desbalance y ruido en modo común (circuito de pierna derecha) para EMG.	21
Figura 22. Diagrama esquemático del circuito integrador de la etapa de pre amplificación.	22
Figura 23. Diagrama de amplificado de instrumentación.	23
Figura 24. Diagrama de amplificador no inversor.	24
Figura 25. Rango de frecuencia EMG.	25
Figura 26. Comportamiento de filtros Butterworth de distintos órdenes.	25
Figura 27. Filtro pasa alto activo de segundo orden Butterworth con topología Sallen Key.	26
Figura 28: Filtros pasa bajo activo de segundo orden Butterworth con topología Sallen Key.	27
Figura 29. Diagrama de filtrado con valores nominales.	28
Figura 30. Rectificador de precisión de onda completa.	29
Figura 31. Circuito equivalente cuando $V_{IN} > 0$	30
Figura 32. Circuito equivalente cuando $V_{IN} < 0$	30
Figura 33. Rectificador de precisión de onda completa con valores nominales.	31
Figura 34. Diagrama de flujo de procesamiento de señal EMG.	33
Figura 35. Montaje de circuito de detección de señales EMG.	34
Figura 36. Toma de señales EMG con electrodos de superficie en el antebrazo.	35
Figura 37. Gráfica de señal EMG en el antebrazo con circuito montado en protoboard.	36
Figura 38. Programa de accionamiento de servomotor con una señal EMG.	36
Figura 39. Gráfica de duración de una señal muscular.	37
Figura 40. Diagrama de accionamiento de servomotor.	38
Figura 41. Esquemático de circuito EMG en software EAGLE.	39
Figura 42. Diagrama placa PCB de circuito EMG.	40
Figura 43. Fabricación de placa PCB en router CNC.	40
Figura 44. Conjunto de placas PCB ya ruteadas y listas para ser cortadas.	41
Figura 45. Montaje de placa de circuito EMG.	42
Figura 46. Gráfica de señal EMG en placa PCB con electrodos en antebrazo.	43

Figura 47. Diagrama de conexión para tres circuitos de adquisición de señales EMG.....	44
Figura 48. Montaje de tres circuitos de adquisición de señales EMG.....	45
Figura 49. Electrodo húmedo con terminal metálico.....	45
Figura 50. Distribución de tres pares de sensores EMG en el brazo.....	46
Figura 51. Gráfica de señales para tres sensores de señales EMG.....	47
Figura 52. Combinaciones de señales musculares. a) Señal 2 y señal 3. b) Señal 1 y señal 3. c) Señal 1, señal 2 y señal 3.	48
Figura 53. Señal de levantamiento de peso de 2kg.....	49
Figura 54. Filtro digital para señal EMG.....	49
Figura 55. Diagrama de conexión de sistema con servomotores.....	51
Figura 56. Prótesis de brazo con montaje de servomotores.....	52
Figura 57. Sistema de adquisición de señales EMG conectado a prótesis de brazo.....	53
Figura 58. Resultado de experimento de tomar pelota de 6cm de diámetro.....	54
Figura 59. Experimento de agarrar y vaciar una botella con agua.....	55



Capítulo 1. Introducción

1.1. Introducción

Las personas que presentan problemas motores en sus extremidades superiores, más específicamente amputaciones o ausencia de manos, se ven limitados para realizar ciertas actividades de la vida cotidiana. Sin embargo, gracias a los avances en la electrónica y la medicina se han desarrollado alternativas que permiten registrar y traducir los impulsos eléctricos generados por la contracción de los músculos. Es por esto que surge el campo de las prótesis mioeléctricas, que permiten controlar los movimientos por medio de señales eléctricas captadas por los músculos adyacentes a la extremidad faltante. La manera de obtener las señales musculares es con la electromiografía, este método consiste en disponer electrodos sobre la piel, los cuales se encargan de medir la actividad eléctrica muscular.

La electromiografía es una señal bioeléctrica que, a lo largo de los años, ha desarrollado una amplia gama de aplicaciones clínicas. La electromiografía se está utilizando con frecuencia para la evaluación de pacientes con enfermedades neuromusculares, dolor lumbar y trastornos del control motor [1].

Además de la investigación fisiológica y biomecánica, la electromiografía se ha desarrollado como una herramienta de evaluación en investigación aplicada como, fisioterapia, rehabilitación, medicina deportiva, investigación de biofeedback y ergonomía [2].

La electromiografía (EMG) ha sido usado hasta hace poco, únicamente con objetivos de diagnósticos; sin embargo, con el avance de la tecnología, estos registros se han convertido en un importante recurso para lograr el control artificial del movimiento de miembros prostéticos [3]. El registro por medio de electrodos superficiales es usado con mayor frecuencia en diversos estudios debido a la practicidad de uso y colocación. Al utilizar este método no se interfiere con funciones naturales, es por esto que se propone el desarrollo de un sistema que permita captar las señales musculares para luego accionar algún tipo de prótesis.

1.2. Problemática

"En Chile el 80% de las personas que sufre de amputación de alguna de sus extremidades pierde la capacidad de trabajar por no tener una prótesis" estas fueron las palabras de la directora de la fundación prótesis 3D, Daniela Retamales [4]. Es por esto que se propuso un sistema que pueda obtener las señales de los músculos de manera que permita accionar un dispositivo protésico, con esto se pretende lograr un sistema que pudiera otorgarle a pacientes que han sufrido de amputaciones la oportunidad de volver a realizar funciones que se habían perdido debido a la pérdida de una extremidad.

1.3. Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Desarrollar un sistema capaz de captar y reconocer las señales EMG, de manera que se pueda accionar movimientos de miembros protésicos de extremidad superior.

1.3.2 Objetivos específicos

- Diseñar un circuito que logre acondicionar las señales EMG, de manera tal que la señal pueda ser leída por un microcontrolador.
- Buscar aquellos músculos que puedan ser utilizados para realizar el accionamiento por EMG.
- Probar aquellos músculos que fueron encontrados para el accionamiento por EMG.
- Encontrar parámetros de acción por señales EMG.
- Buscar combinaciones de señales musculares para aumentar las señales de acción.

1.4. Metodología

Toda la metodología diseñada se planifica en el contexto de los cursos Taller de Integración III, Proyecto de Memoria y Memoria de Título.

- **Planteamiento del problema:** Analizar la problemática para luego plantear las diferentes formas de solución de esta, luego se llevó a cabo un número de reuniones con el profesor guía para determinar algunas directrices del proyecto.

- **Investigar sobre las soluciones existentes a la problemática:** Realizar la búsqueda de soluciones preexistentes en el contexto de la problemática establecida en el anterior punto, también se realizó la revisión bibliográfica correspondiente.
- **Discutir aspectos importantes con el profesor guía:** Luego de ya conocer las distintas soluciones que existen, se define con el profesor el método que se utilizara para realizar el proyecto, en este paso se definen algunas condiciones que debe tener el dispositivo para que sea viable en las aplicaciones que se desean utilizar.
- **Investigar todo el marco teórico que conlleva el funcionamiento:** Estudiar toda la teoría relacionada con el sistema, como lo son los electrodos, filtros y rectificadores.
- **Diseño de circuito captador de señales electromiográficas:** En este punto se diseña un circuito que permita captar las señales de los músculos, las consideraciones para su diseño fueron basadas en los contenidos estudiados en el marco teórico.
- **Construcción del circuito:** Finalizado el diseño del circuito EMG, se comienza con la implementación de este en una protoboard, de manera tal que se puedan realizar modificaciones rápidamente en caso que sean necesarias.
- **Realización de pruebas:** Luego de finalizar la implementación se comienza con las pruebas con electrodos en músculos, con la finalidad de encontrar señales que cumplan con las características necesarias para poder realizar accionamientos.
- **Búsqueda de patrones de accionamiento:** Encontrada la lectura de los músculos de manera independientes, se realizan pruebas de manera tal que se puedan encontrar patrones entre músculos que permitan aumentar la cantidad de señales de accionamiento.
- **Realización de pruebas de acción con prótesis:** Luego de encontrar patrones musculares que permitan realizar diversos accionamientos, se deben realizar pruebas en una prótesis de brazo construida con impresora 3d.

1.5. Estado del arte

Ya que el fin de la obtención de las señales electromiográficas es accionar dispositivos prostéticos de extremidad superior es que se muestran algunas de las prótesis desarrolladas comercialmente.

Desde el año 2005, el gobierno de EEUU, a través de la Agencia de Investigación en Proyectos Avanzados de Defensa (DARPA por sus siglas en ingles), se estableció el financiamiento de un proyecto denominado “Revolutionizing Prosthetics” (revolucionando las prótesis) [5]. En particular, “Luke Arm”, desarrollada bajo el proyecto DARPA y por la empresa DEKA, siendo una de las prótesis más avanzadas que ha surgido [6].

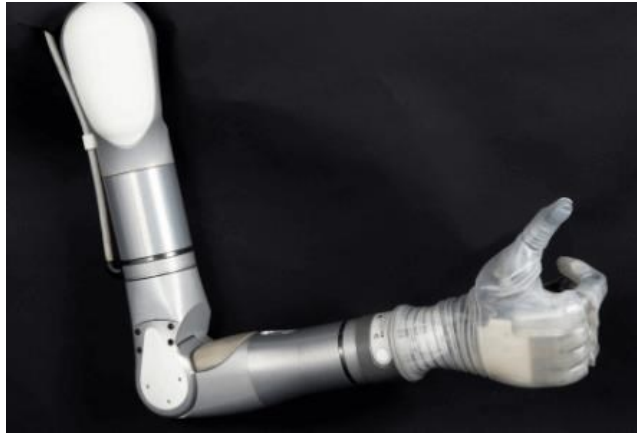


Figura 1. Prótesis Luke Arm de DEKA

El proyecto Inmoov, del escultor y creador de modelos francés Gael Langevin, es un proyecto que se inició en el año 2012 con la pretensión de crear la primera prótesis de mano de código abierto. Es un proyecto que tiene especial interés para este trabajo ya que casi la totalidad de sus piezas están fabricadas mediante impresión 3D [7].



Figura 2. Mano y antebrazo del proyecto Inmoov.

Las señales EMG pueden obtenerse mediante el uso de electrodos, estos pueden ser superficiales o intramusculares, un electrodo intramuscular consiste en una delgada aguja de metal como muestra la Figura 3, la cual es insertada en el musculo directamente para monitorear la actividad muscular [8].

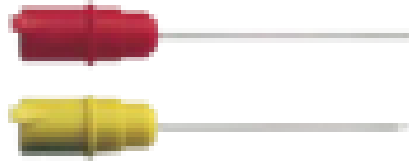


Figura 3. Electrodo intramuscular EMG.

Pese a la fiabilidad que presenta el método de electrodos intramuscular, esta opción es bastante invasiva para los pacientes, es por esto que se estudian las alternativas de los electrodos de superficie, ver Figura 4. Los electrodos de superficie son colocados directamente sobre la piel del musculo del cual se quiere obtener información, este método tiene la peculiaridad de que los registros que se obtienen muestran actividad poblacional de las unidades motoras, esto debido a que los electrodos, al estar en la superficie del musculo, no son capaces de captar las señales de una unidad motora [9].



Figura 4. Electrodo EMG de superficie.

Para la toma de datos EMG existen muchas alternativas que permiten realizar mediciones en los músculos, entre estas alternativas está el electromiógrafo de 8 canales modelo EMG-VIII [10], este dispositivo captar la señal de 8 músculos simultáneamente, captando señales entre 10Hz y 500 Hz, también cuenta con electrodos de plata de 10 x 10 mm, estos electrodos son

superficiales y permiten captar las señales musculares sin la necesidad de aplicar gel para mejorar la conductividad con la piel.



Figura 5. Electromiógrafo de 8 canales modelo EMG-VIII.

También existen alternativas más económicas y fácil de utilizar, entre esta categoría se encuentra una amplia gama de placas que se adaptan fácilmente a algún tipo de microcontrolador, en esta categoría de dispositivos se encuentra una placa diseñada para ser utilizada con dispositivos de la plataforma Arduino. Este tipo de placas incluye tres terminales lo que permiten captar señales como EMG/ECG/EKG, la configuración que se permite realizar con esta placa es bastante limitada, ya que solo se permite cambiar la ganancia del circuito.



Figura 6. Placa ECG/EKG/EMG para Arduino.

Otra alternativa que permite medir las señales electromiográficas es el sensor muscular Myoware. Este dispositivo presenta una particularidad, ya que la distancia entre electrodos no puede ser ajustada; esto dificulta realizar pruebas con algunos músculos, ya que el terminal de referencia queda próximo a los músculos que se toman, es por esto que la señal de referencia se ve afectada por los movimientos musculares.



Figura 7. Sensor muscular Myoware.

En el mercado también existen dispositivos que permiten captar los gestos realizados con el brazo, uno de estos dispositivos es el Myo Armband [11], este brazalete va sujeto en el brazo

y realiza la detección de 4 movimientos definidos, con estos patrones configurados se puede realizar 4 accionamientos de manera independiente, el dispositivo se muestra en la Figura 8.

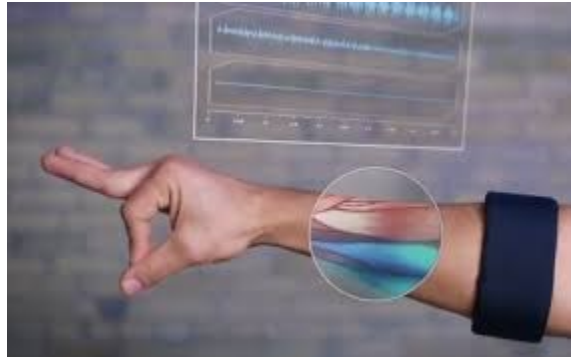


Figura 8. Detector de gestos Myo Armband.

1.6. Alcances y limitaciones

1.6.1 Alcances

Desarrollar un sistema capaz de captar y reconocer las señales de tres músculos con electrodos superficiales. El circuito diseñado será alimentado con una fuente bipolar, por lo que se utilizaran dos baterías de 9 v; además se utilizara otra fuente para suministrar los 5v que utiliza el microcontrolador y los servomotores.

Se buscaran combinaciones de estímulos musculares con el objetivo de adquirir una mayor cantidad de señales de accionamiento.

El funcionamiento del sistema de adquisición y procesamiento de señales EMG será probado accionando una prótesis de brazo fabricada en una impresora 3D.

1.6.2 Limitaciones

Una de las limitaciones para este proyecto viene dada por el tamaño del circuito diseñado, ya que el prototipo fabricado es en una placa PCB de una sola cara con componentes con encapsulados del tipo DIP [12].

Otra de las limitaciones que se presentan es debido a los electrodos utilizados, ya que al ser electrodos de superficie húmeda solo permiten ser utilizados por un máximo de dos sesiones.

Capítulo 2. Marco teórico

2.1. Electromiografía

La electricidad se encuentra presente de muchas formas en la naturaleza, de tal forma que el cuerpo humano no es la excepción, en él podemos encontrar pequeños impulsos eléctricos mediante los cuales se llevan a cabo funciones importantes del organismo: latir del corazón, respirar, pensar, etc. Uno de los primeros en contribuir en el campo de la actividad eléctrica en el cuerpo fue Luigi Galvani [13], quien en 1786 descubrió la electricidad animal en una extremidad de rana haciendo pasar corriente eléctrica en los nervios de la extremidad y se percató que se producía un movimiento como respuesta al estímulo eléctrico.

El movimiento del cuerpo humano es posible a través de los músculos en coordinación con el cerebro. Cada vez que se requiere utilizar los músculos del cuerpo para una determinada actividad, el cerebro envía señales de excitación a través del Sistema Nervioso Central (SNC). Los músculos están inervados en grupos llamados "unidades motoras". Una unidad motora es el punto de unión donde se encuentran la neurona motora y las fibras musculares. En la Figura 9 se muestra una descripción de la unidad motora; cuando la unidad motora está activada, produce un 'Potencial de acción de la unidad motora' (MUAP) por sus siglas en inglés [14].

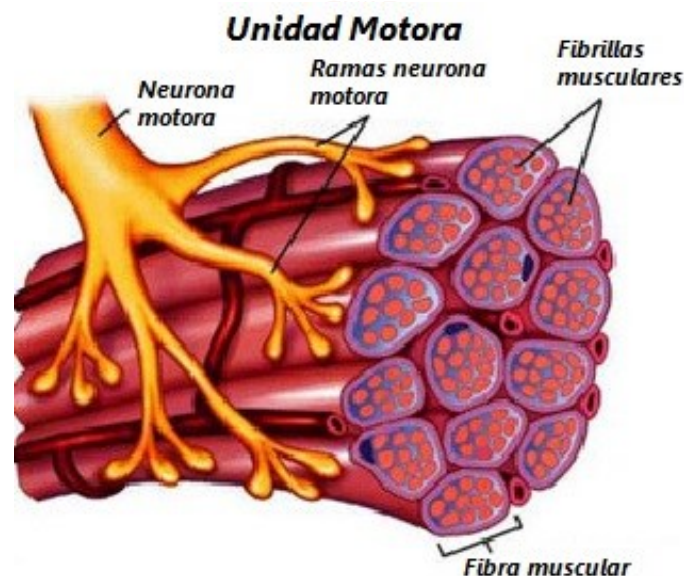


Figura 9. Unidad motora y fibras musculares.

La activación del Sistema Nervioso Central se repite continuamente durante el tiempo que se requiere que el músculo genere fuerza. Esta activación continua produce trenes de acción de unidades motoras potenciales. Los trenes de unidades motoras concurrentemente activas se superponen para producir la señal EMG resultante. Un grupo de músculos está involucrado en un cierto movimiento del cuerpo humano. El número de músculos reclutados depende de la actividad en la que participa el cuerpo; en la Figura 10 se aprecia la relación entre la contracción muscular voluntaria y la señal electromiográfica de superficie.

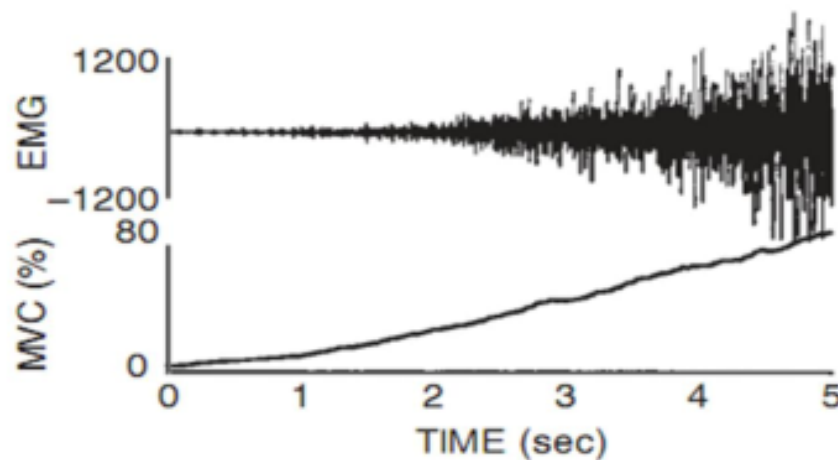


Figura 10. Relación entre la contracción muscular voluntaria y la señal electromiográfica.

2.2. Electrodo

La manera de obtener información acerca de nuestro entorno y transferirla a algún aparato electrónico se lleva a cabo mediante un transductor, un transductor es un dispositivo capaz de transformar un tipo de energía de entrada a otro tipo de energía de salida. En el campo de la bioelectricidad los transductores utilizados son llamados electrodos; los electrodos hacen una transferencia iónica del tejido vivo del cuerpo hacia un dispositivo electrónico, el cual se encarga de procesarla para posteriormente obtener información útil de la medición [15]. Entre las señales biológicas más estudiadas y registradas se encuentran las electrocardiográficas (ECG), electroencefalográficas (EEG), electromiográficas (EMG) [16] (ver Tabla 1). Para el registro de estas señales se suelen utilizar principalmente dos tipos de electrodos, los electrodos de superficie y los electrodos invasivos.

Bioseñal	Definición	Rango amplitud	Rango frecuencia
Electrocardiograma (ECG)	Actividad eléctrica cardíaca	0.5 - 4 mV	0.01-250 Hz
Electroencefalograma (EEG)	Actividad eléctrica cerebral	5 - 300 μ V	DC-150 Hz
Electrogastrograma (EGG)	Actividad eléctrica gástrica	10 μ V - 1 mV	DC-1 Hz
Electromiograma (EMG)	Actividad eléctrica muscular	0.1 - 5 mV	DC-10 kHz
Electroneurograma (ENG)	Actividad eléctrica nerviosa	0.01 - 3 mV	DC-1 kHz
Electrooculograma (EOG)	Potencial retina-córnea	50 - 3500 μ V	DC-50 Hz
Electrorretinograma (ERG)	Actividad eléctrica de la retina	0 - 900 μ V	DC-50 Hz
Fonocardiograma (PCG)	Sonidos cardíacos	80 dB (rango dinámico) 100 μ Pa (umbral)	5-2000 Hz

Tabla 1. Fuentes de señales bioeléctricas.

2.2.1 Electroodos subdérmicos

Los músculos del cuerpo están conformados por varias neuronas motoras, las cuales inervan una zona específica de las fibras musculares; la electromiografía subdérmica o invasiva se encarga de obtener el registro del potencial generado por una unidad motora en particular; es una técnica muy útil para diversas especialidades, sobre todo en rehabilitación, medicina interna o traumatología; con este método se puede localizar el área lesionada, de manera tal que se pueda definir si la lesión es de un músculo, nervio, tronco o raíz nerviosa, o de más de uno [13].

La electromiografía invasiva hace uso de electrodos de aguja; un electrodo de aguja consiste en una delgada aguja de metal la cual es insertada en el musculo directamente. La Figura 11 muestra distintos tipos de electrodos de aguja [13].

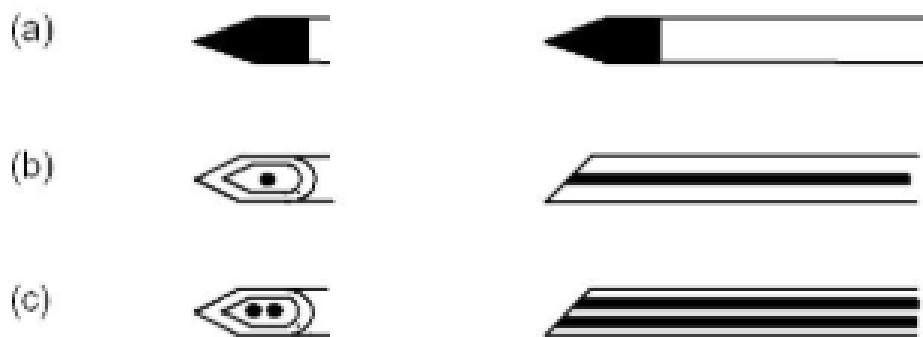


Figura 11. Diferente tipo de electrodos de agujas. a) Electrodo monopolar. b) Electrodo de aguja monopolar. c) Electrodo de aguja bipolar.

Debido a que la inserción de los electrodos de aguja es bastante dolorosa y además requiere la supervisión médica, la electromiografía subdérmica se limita a usos clínicos y de carácter médico; principalmente es usada para diagnosticar enfermedades motoras, esta característica hace difícil su uso en investigaciones para el desarrollo de dispositivos prostéticos ya que muchas personas consideran muy molesto el procedimiento de inserción.

2.2.2 Electrodo superficiales

La electromiografía de superficie o SEMG tiene la peculiaridad de que los registros obtenidos mediante ella muestran actividad poblacional de las unidades motoras, esto es debido a que los electrodos, al estar en la superficie del musculo, no son capaces de captar la señal de una sola unidad motora, sino que por el contrario, captan la información de varias unidades motoras [9]. Es por esta razón que esta técnica no es muy utilizada para diagnósticos médicos muy precisos. Por otro lado el uso de los electrodos superficiales es mucho más adecuado para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de un musculo o grupo de músculos, lo cual es muy utilizado para detectar fatiga muscular y para monitoreo del rendimiento de deportistas; la SEMG es la técnica que se utiliza principalmente para el desarrollo de prótesis mioeléctricas, donde el uso de los electrodos de aguja no sería muy cómodo para el paciente. Gracias a las aportaciones de De Luca [13], se abrió el campo de la descomposición y detección de señales de EMG superficiales, ya que fue el pionero en sugerir el estudio de la electromiografía en potenciales de acción unitarios. Figura 12.

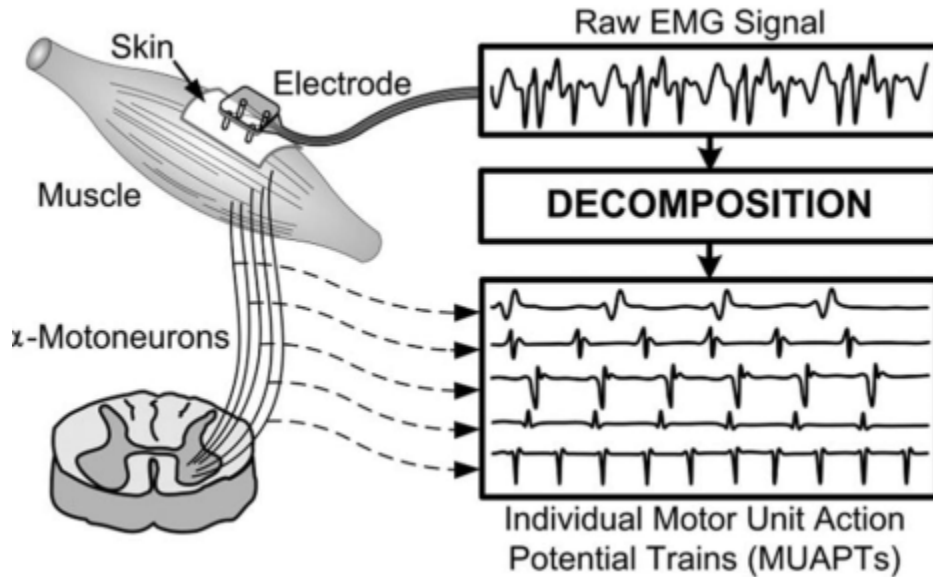


Figura 12. Diagrama de descomposición de señales electromiográficas de superficie.

Los electrodos superficiales son colocados sobre la piel, estos electrodos son principalmente superficies de metal, sin embargo, debido al estar en contacto directo con la piel hay que tomar ciertas consideraciones [13]; la piel es un tejido conductor cuyo material intracelular y extracelular está compuesto de soluciones electrolíticas, en la cual la corriente es transportada por iones; mientras que el metal es un material altamente conductor, en el cual la corriente es transportada por electrones, en consecuencia, la interfaz electrodo piel es en sí muy ruidosa [13]. Existen varios tipos de electrodos de superficie, estos se dividen principalmente en dos grandes grupos: electrodos secos y electrodos húmedos [17]. Los electrodos húmedos son aquellos en los que entre la placa de metal y la piel se encuentra una sustancia electrolítica o gel conductor [9], esto se hace con el fin de minimizar el ruido intrínseco que se genera entre el contacto de la piel y el metal, este gel conductor mejora la conductividad y el flujo de la corriente.

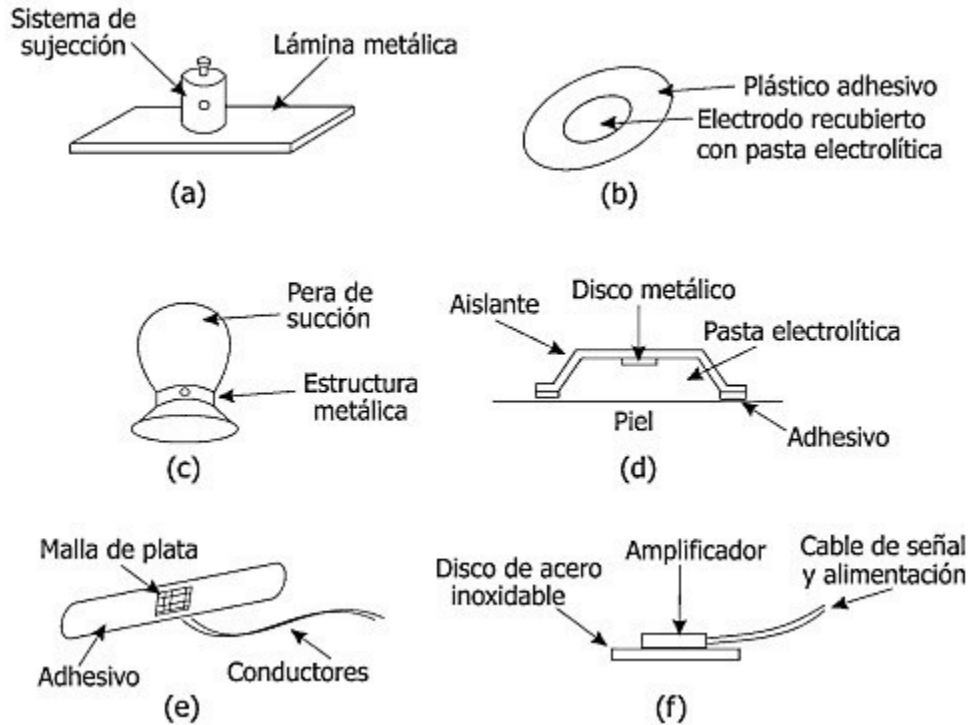


Figura 13. Diferentes tipos de electrodos de superficie. a) Electrodo plano. b) Electrodo adhesivo. c) Electrodo de succión. d) Electrodo suspendido. e) Electrodo adhesivo de banda. f) Electrodo seco.

En cuanto a los electrodos secos, A. Searle y L. Kirkup [17] realizaron un trabajo de comparación entre electrodos secos construidos, tomando como antecedentes los trabajos de varios autores que ya habían desarrollado electrodos secos. El experimento consistió en ensamblar tres arreglos de electrodos secos de metales diferentes (aluminio, acero inoxidable y titanio) y fueron comparados contra los electrodos húmedos de Ag/AgCl [17]. Las mediciones realizadas fueron sobre la impedancia de contacto; los resultados son mostrados en la Figura 14, las gráficas muestran la impedancia con respecto al tiempo; es importante mencionar que se desea que la impedancia de contacto entre el electrodo y la piel se mantenga constante en el tiempo o lo más constante posible; en los experimentos realizados se observa que la interfaz electrolítica de Ag/AgCl es bastante constante, sin embargo, el propósito de este experimento era hacer una comparación entre los electrodos de Ag/AgCl y los electrodos secos de metales altamente conductores. Se encontró que los electrodos de titanio y acero inoxidable presentan una respuesta de impedancia de contacto aceptable, sin embargo cuando se les compara con los electrodos de Ag/AgCl el resultado no es el ideal.

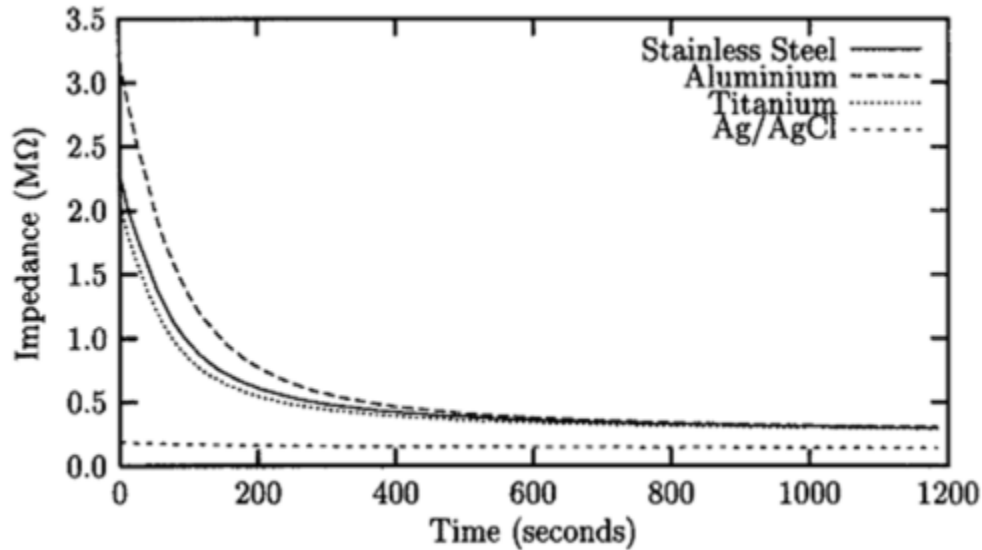


Figura 14. Resultado de la impedancia de contacto entre la piel y el electrodo contra el tiempo para los cuatro tipos de electrodos; la gráfica muestra un promedio de datos recabados a 5 sujetos [17].

Una de las condiciones deseables en un electrodo, es que no sea polarizado, esto significa que el potencial en el electrodo no debe de variar considerablemente cada vez que la corriente pase a través de él; el electrodo de plata cloruro de plata (Ag/AgCl) ha demostrado tener los estándares adecuados para lograr esta característica; además, la interfaz piel-plata o piel-Ag/AgCl tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en EMG [17].

2.2.3 Localización de los electrodos, forma, tamaño, distancia inter-electrodo

Uno de los puntos más discutidos en la EMG de superficie es la localización de los electrodos. Debido a esto, se originó una iniciativa europea para tratar de estandarizar estos factores; localización, tamaño y forma de los electrodos; es así que en 1996 surge el SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles) para tratar de dar ciertas recomendaciones en cuanto a estas variables [18]. En muchas referencias bibliográficas, en las que su tema es la SEMG se tienen varios registros de diferentes configuraciones en cuanto al tamaño y posición de los electrodos la Figura 15 a) muestra los valores del diámetro de los electrodos tomados por varias publicaciones y trabajos europeos, en ella se puede observar que las medidas preferidas para diámetro del electrodo son de 10mm [13]. La distancia inter-electrodo es definida como la distancia centro a centro del área conductiva de

los electrodos [13], la Figura 15 b) muestra información recabada en referencias sobre la distancia inter-electrodo usada en ellas. La forma del electrodo es definida como el área conductora que entra en contacto con la piel; la mayoría de las referencias bibliográficas coincide en la forma circular como la más utilizada [13]. El material más utilizado para los electrodos es el de la combinación plata-cloruro de plata (Ag/AgCl).

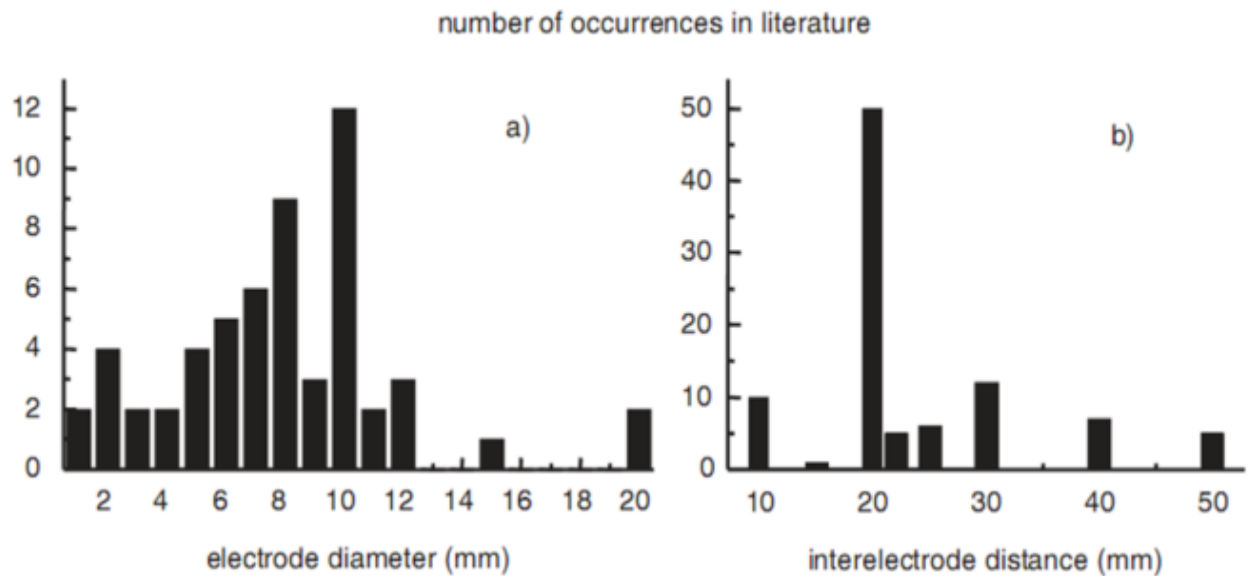


Figura 15. Resultados de un inventario de usos de sensores para SEMG en laboratorios europeos obtenidos escaneando 6 volúmenes (1991-1997) de revistas con publicaciones acerca de SEMG. a) Histograma del diámetro del electrodo. b) Histograma de la distancia inter-electrodo [13].

2.3. Filtros electrónicos

La señal electromiográfica es necesario filtrarla para poder eliminar señales biológicas u otras señales interferentes que vienen distribuidas en las distintas frecuencias.

Para la etapa de filtrado existen 3 configuraciones bastante usadas de filtros Sallen Key, estas son la configuración Butterworth, Chebyshev y Bessel [19], cada uno de los cuales tiene ciertas características:

- Filtro de Butterworth, este tipo de filtro presenta una banda de paso suave y un corte agudo. También es el filtro que presenta la respuesta más plana mientras más se acerca a la frecuencia de corte, es por eso que recibe el nombre de máximamente plana.

- Filtro de Chebyshev, este filtro presenta la respuesta más aguda, pero también se generan algunas ondulaciones antes de llegar a la frecuencia de corte, estas ondulaciones se reducen conforme aumenta el orden del filtro.
- Filtro de Bessel, presenta una variación de fase constante.

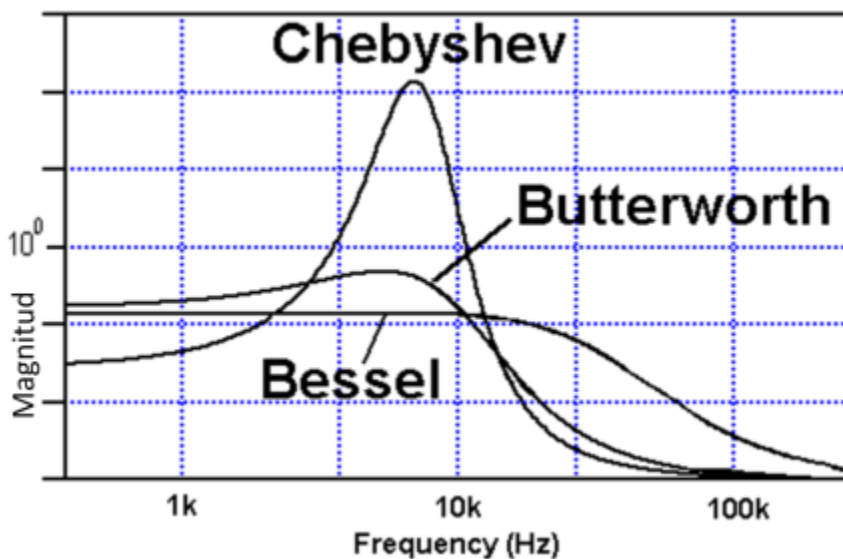


Figura 16. Gráfica de magnitud vs frecuencia de los diferentes tipos de filtros para una frecuencia de corte de 10kHz.

UNIVERSIDAD
CHILE

Capítulo 3. Sistema propuesto

3.1. Adquisición de señal EMG

El esquema de adquisición de señales EMG se puede apreciar en la Figura 17, allí se muestran todas las etapas necesarias para obtener el accionamiento de un servomotor por medio de la contracción muscular.

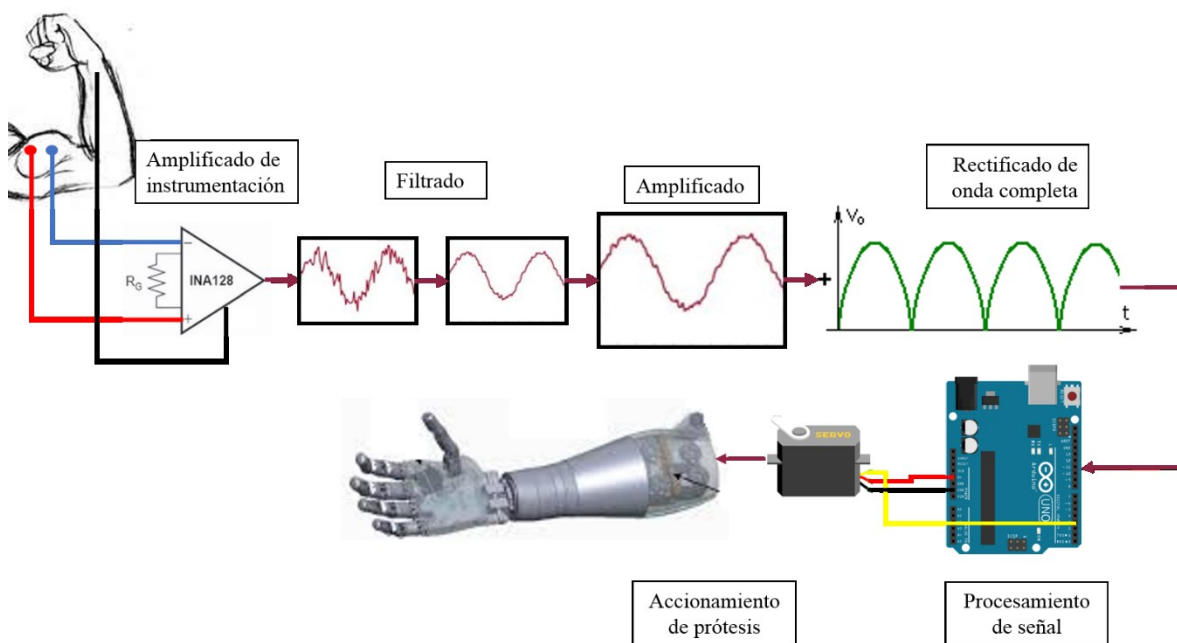


Figura 17. Diagrama de funcionamiento circuito de adquisición de señales EMG.

Luego de adquirir las señales de los músculos, por medio de los electrodos, se debe acondicionar; para esto se divide en dos etapas: preamplificado y filtrado. El preamplificado se realiza en dos etapas, la primera de ellas es con el uso de un amplificador de instrumentación (AI), debido a su utilidad para medir tensiones diferenciales de muy baja amplitud, ya que la amplitud de la señal EMG está en el rango de 0 a 10mV (pico-pico) o 1.5mV (RMS) [20], en la Figura 18 se muestra la amplitud de las señales EMG.

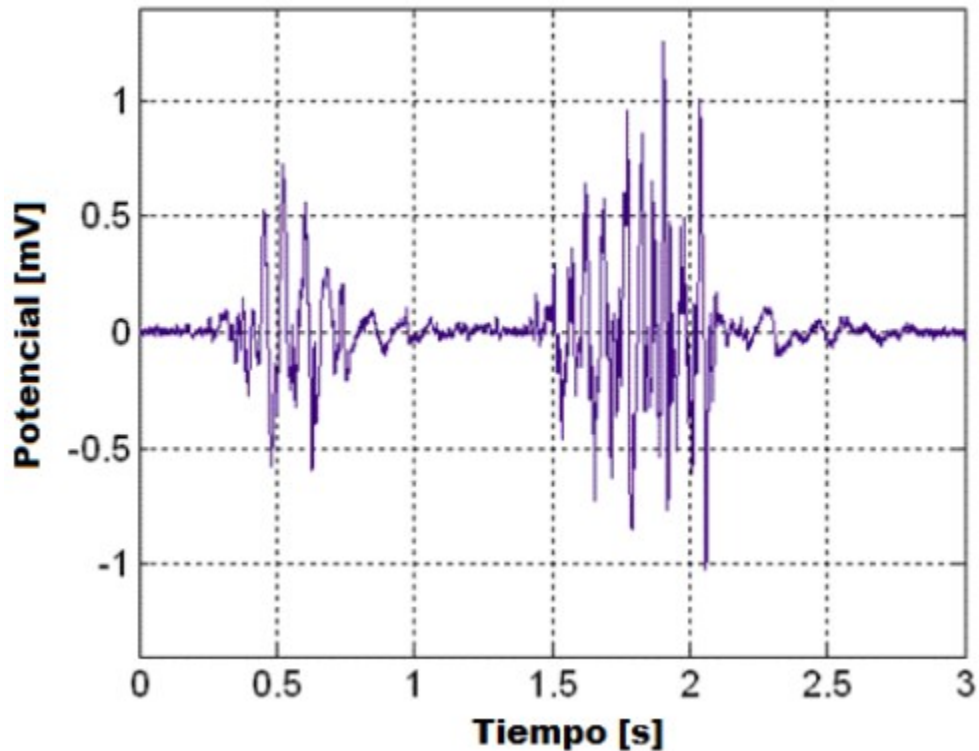


Figura 18. Señal EMG registrada con electrodos de Ag/AgCl del músculo bíceps durante dos contracciones breves.

3.1.1 Amplificador de instrumentación

Para captar la señal EMG, se necesita de un amplificador operacional que permita medir de manera precisa la diferencia potencial producida por la activación muscular; es por esto que se utiliza un amplificador de instrumentación con un alto modo de rechazo común. Para este caso se utilizara el amplificador INA 128, debido a sus buenas características, como por ejemplo su alto rechazo al modo común (120dB) [21]. El amplificador INA 128 cumple con todas las características necesarias para captar las señales musculares, sin embargo ya que la señal proveniente de los músculos es muy pequeña esta se debe amplificar para poder realizar una lectura con el microcontrolador, es por esto que el INA 128 cuenta con un arreglo de resistencias que permite amplificar la señal según los valores de estas. El diagrama del amplificador de instrumentación se muestra en la Figura 19.

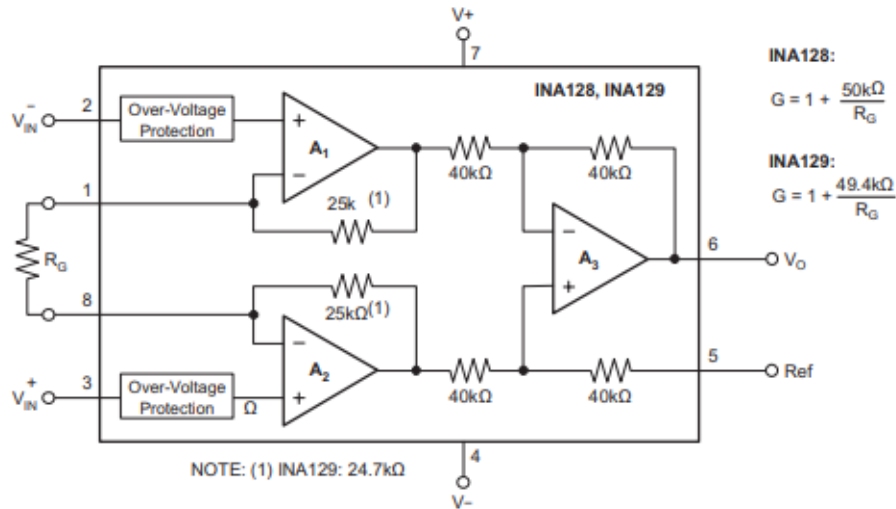


Figura 19. Diagrama de amplificador de instrumentación INA128 de Texas Instrument [21].

La ganancia de la etapa de pre amplificación se divide en dos, la ganancia del amplificador de instrumentación y la ganancia de un amplificador operacional en configuración no inversora. A continuación se muestra el cálculo de la resistencia para fijar la ganancia del INA128, teniendo en cuenta que la ganancia deseada es de 100; se hace uso de la ecuación (1) que proporciona el fabricante [21]:

$$G_{INA128} = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (1)$$

$$100 = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \rightarrow \frac{99}{50k\Omega} = \frac{1}{R_G}$$

$$R_G = 505\Omega \approx 500\Omega$$

Adicionalmente se integró un circuito de retroalimentación o driver de pierna derecha propuesto por el fabricante [21] utilizado para registrar señales de electrocardiografía o ECG (Figura 20). En caso de EMG se modificó la posición de los electrodos de RA y LA colocándolos alrededor del musculo y el electrodo de RL como el electrodo de referencia el cual se coloca en la muñeca. Este circuito de retroalimentación sirve para evitar las corrientes

de desbalance y para compensar problemas de ruido de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación.

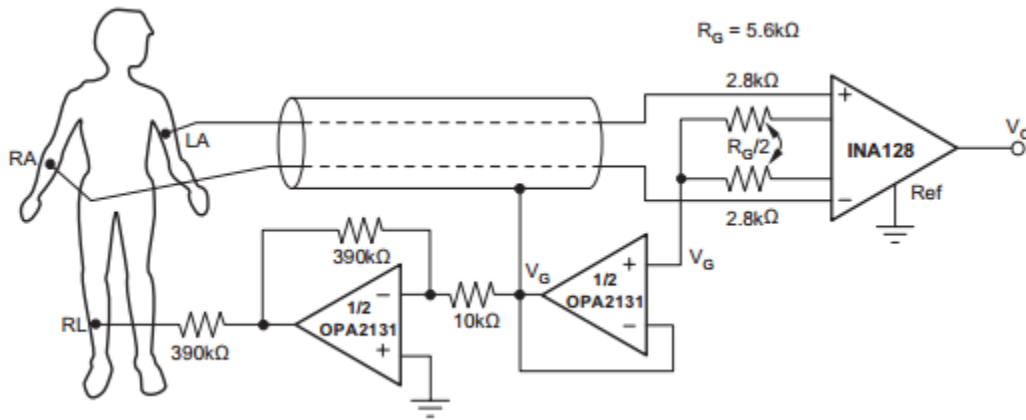


Figura 20. Circuito de retroalimentación para disminuir las corrientes de fuga (Circuito de pierna derecha) [21].

Las modificaciones hechas al circuito de pierna derecha de ECG se muestran en el diagrama esquemático de la Figura 21; existe una salida etiquetada como “Malla”, esta salida va conectada a la capa de blindaje con que debe de contar el cable conductor de los electrodos. La ventaja de contar con el blindaje de la malla es que se evitan las corrientes de fuga que pudieran aparecer entre los conductores de los electrodos.

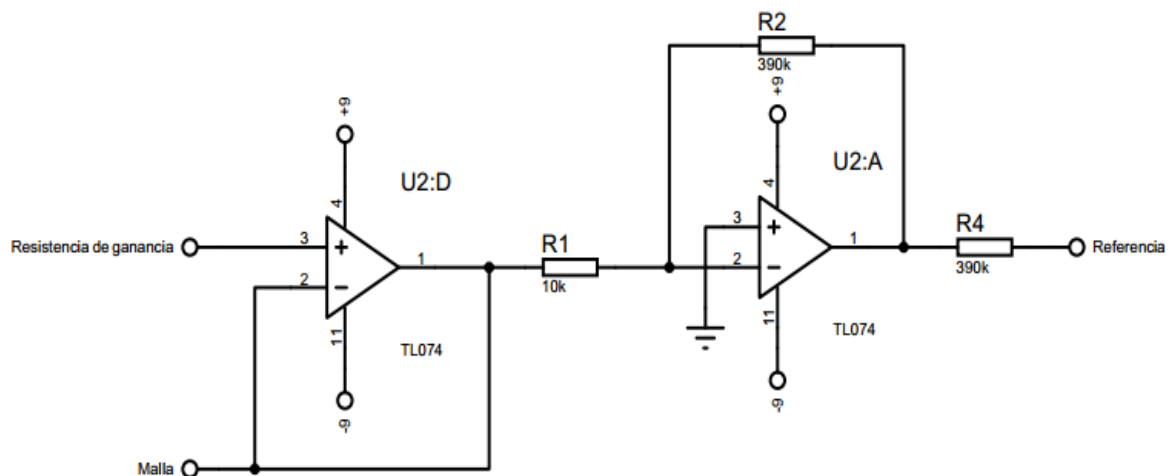


Figura 21. Circuito de retroalimentación para disminuir las corrientes de desbalance y ruido en modo común (circuito de pierna derecha) para EMG.

De igual forma se usó un circuito integrador (Figura 22) para disminuir el voltaje de offset a la salida del amplificador de instrumentación para evitar que el dispositivo entre en saturación. Este circuito se diseñó tomando en cuenta las especificaciones entregadas por el fabricante del amplificador de instrumentación [21].

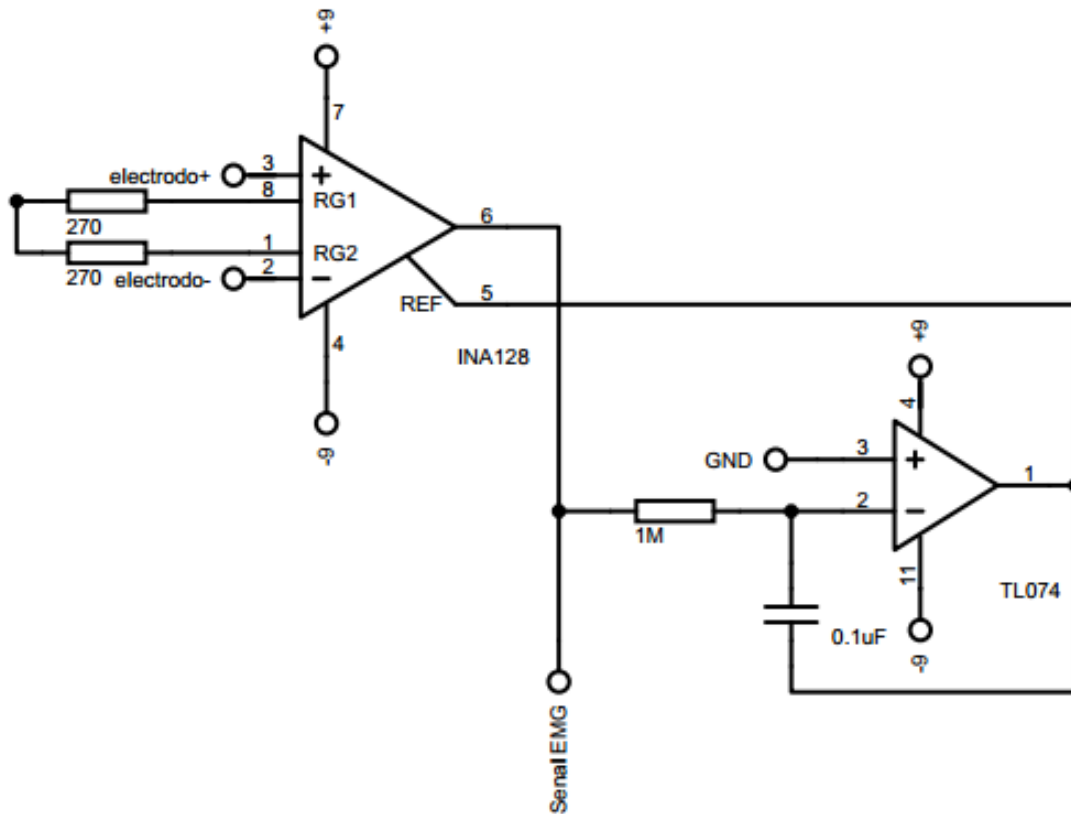


Figura 22. Diagrama esquemático del circuito integrador de la etapa de pre amplificación.

En la Figura 23 se muestra el diagrama de la etapa de amplificado de instrumentación, la salida de esta etapa es la entrada del circuito de amplificación no inversor.

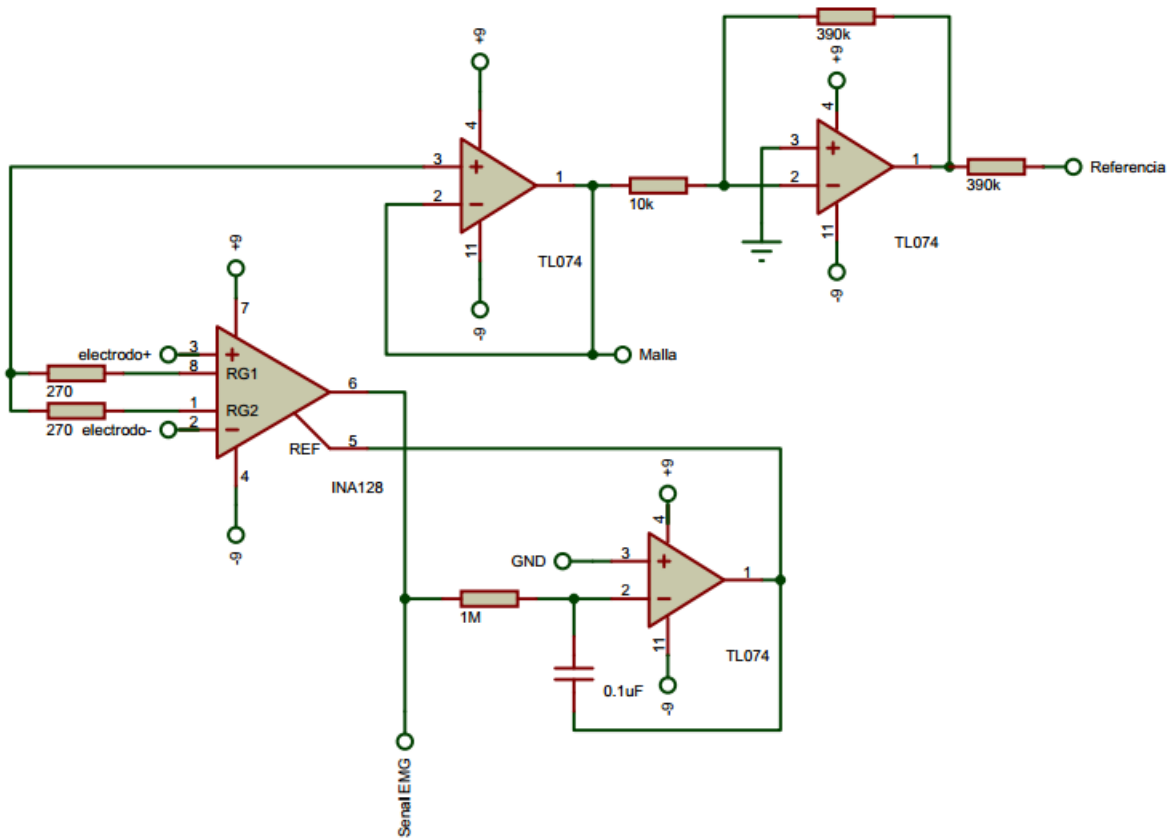


Figura 23. Diagrama de amplificado de instrumentación.

3.1.2 Amplificador no inversor

La otra etapa de amplificación se produce a la salida del amplificador de instrumentación, esto debido a que la señal leída es muy pequeña para ser procesada por un microcontrolador, es por esto que se agrega un amplificador no inversor con una ganancia de 20. La configuración de este amplificador se muestra en la Figura 24. Los valores de las resistencias están determinados por la ecuación (2).

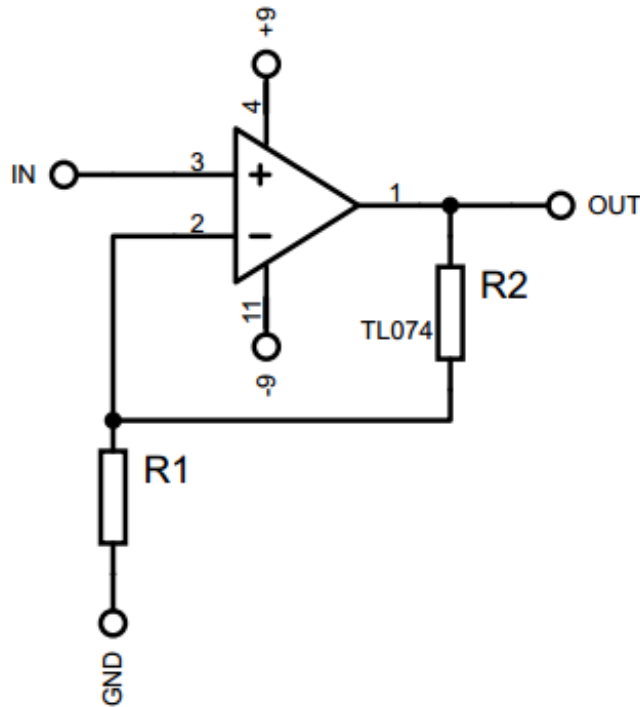


Figura 24. Diagrama de amplificador no inversor.

$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \frac{R_2}{R_1} + 1 \rightarrow G = \frac{R_2}{R_1} + 1 \quad (2)$$

Para lograr una ganancia de 20 se define $R_2 = 10k\Omega$, por lo que se obtiene $R_1 = 510\Omega$, al no tener una resistencia de esa capacidad se aproxima a una de 500Ω , por lo tanto la ganancia del circuito alcanza 21 veces el voltaje de entrada. La ganancia final de la etapa de amplificado de la señal es de 2100.

3.2. Filtrado

Posterior al amplificado de la señal electromiográfica, es necesario filtrarla para poder eliminar señales biológicas u otras señales interferentes que vienen distribuidas en las distintas frecuencias. Con este fin se diseña un filtro analógico de banda pasante, donde el rango de interés es de 20 a 500Hz [20].

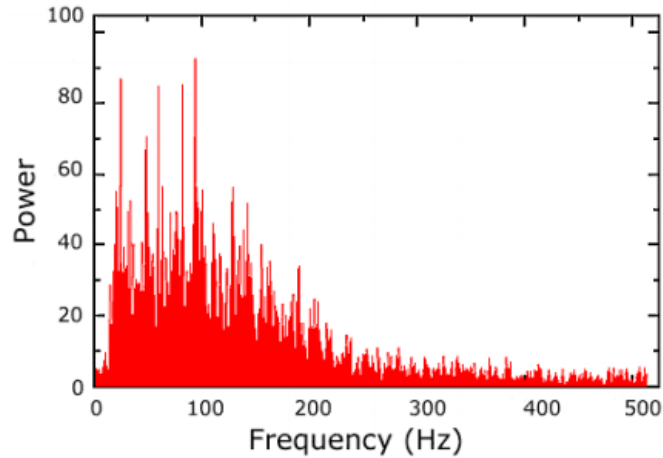


Figura 25. Rango de frecuencia EMG.

Para la etapa de filtrado se utilizan filtros activos de segundo orden Butterworth con topología Sallen-Key [22]. Se suele utilizar este tipo de filtros debido a su respuesta plana, se suele usar en los filtros anti-aliasing y en aplicaciones de conversión de datos [19]; en general, donde sea necesario conseguir una buena precisión de medida en la banda de paso, esto se muestra en la Figura 26.

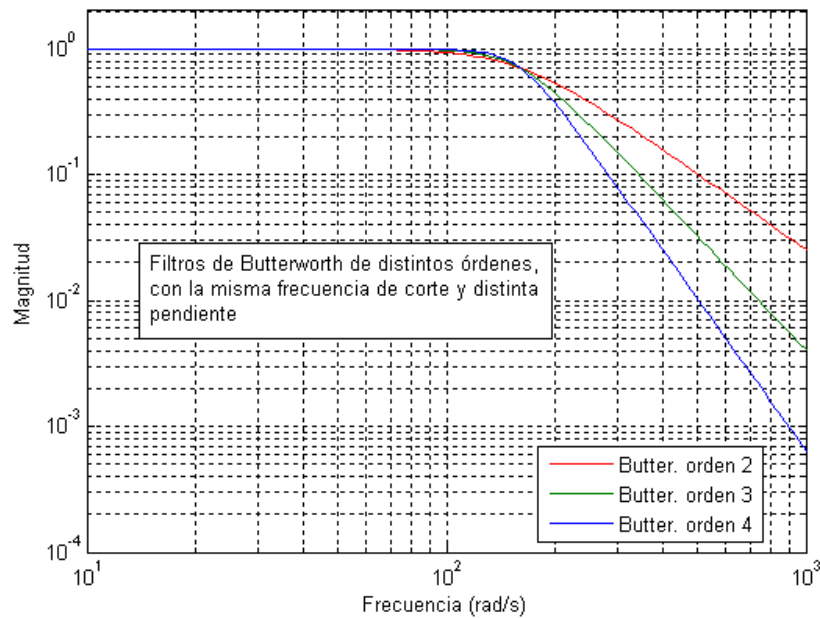


Figura 26. Comportamiento de filtros Butterworth de distintos órdenes.

El primero de los filtros será de tipo pasa alto (Figura 27), de manera tal que permita realizar un corte a los 20 Hz [20], esto con el fin de evitar ruidos producidos por el contacto entre el electrodo y la piel.

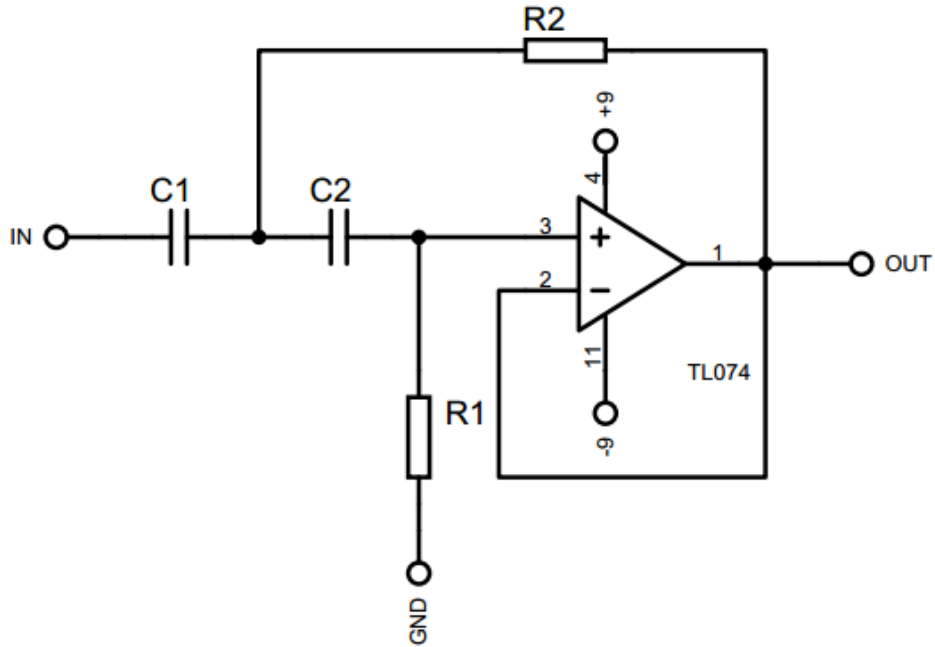


Figura 27. Filtro pasa alto activo de segundo orden Butterworth con topología Sallen Key.

Para el diseño del filtro pasa alto con frecuencia de corte (f_c) a 20 Hz de Sallen key de segundo orden; se utiliza normalmente $C_1 = C_2$ [19], por lo cual se define el valor de los capacitores para luego utilizar las siguientes ecuaciones:

$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1} \quad (3)$$

$$R_2 = \frac{a_1}{4\pi f_c C b_1} \quad (4)$$

Los valores de a_1 y b_1 están dados por la Tabla 2 [19]. El valor de los capacitores para el filtro pasa alto será:

$$C_1 = C_2 = 0.1\mu F$$

Filtro Butterworth	
a_1	1.4142
b_1	1.000

Tabla 2. Valores característicos para filtros Butterworth

Por lo tanto los valores de las resistencias serán los siguientes:

$$R_1 = 112.540\Omega \approx 120k\Omega$$

$$R_2 = 56.269\Omega \approx 56K\Omega$$

Después de eliminar las componentes de baja frecuencia se diseña un filtro pasa bajo que permita eliminar aquellas frecuencias que no son de interés para detectar el comportamiento muscular; es por esto que se determina una frecuencia de corte de 500 Hz, con esto se pretende captar solo las señales provenientes de los músculos.

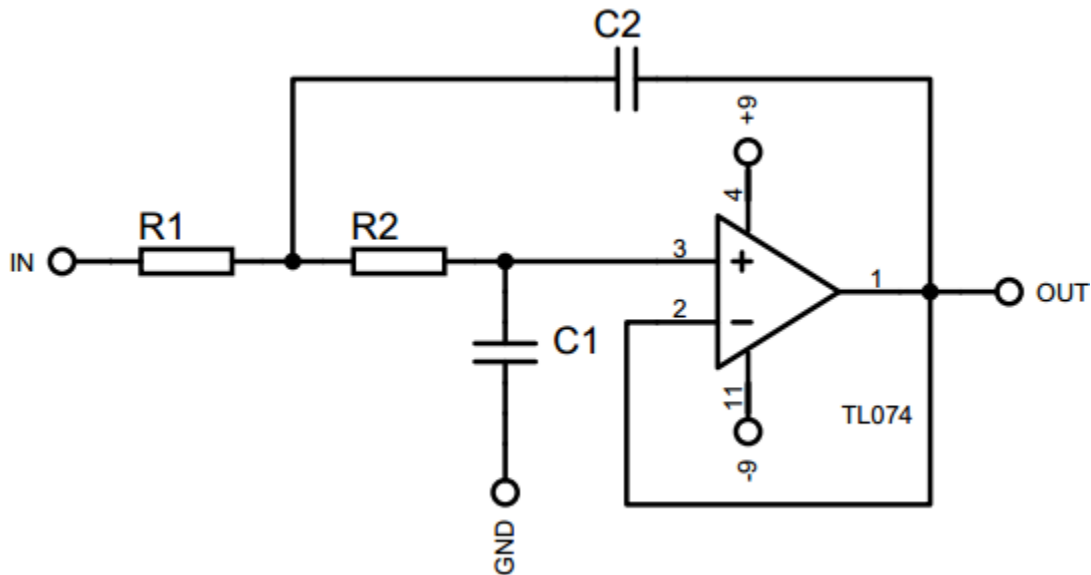


Figura 28: Filtros pasa bajo activo de segundo orden Butterworth con topología Sallen Key.

Para el diseño del filtro pasa bajo con frecuencia de corte (f_c) a 500 Hz se utilizaron las siguientes ecuaciones:

$$R_{1,2} = \frac{a_1 C_2 \pm \sqrt{a_1 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2} \quad (5)$$

$$C_2 \geq \frac{C_1 4b_1}{a_1^2} \quad (6)$$

Se selecciona $C_1 = 0,1\mu F$

$$C_2 = 0,2\mu F \approx 0,22\mu F$$

Usando $C_1 = 0,1\mu F$, $C_2 = 0,22\mu F$ y $f_c = 500Hz$

$$R_1 = 104,71\Omega \approx 100\Omega$$

$$R_2 = 4.396\Omega \approx 4.3k\Omega$$

Finalmente el bloque de filtrado pasa alto y pasa bajo se muestra en la Figura 29.

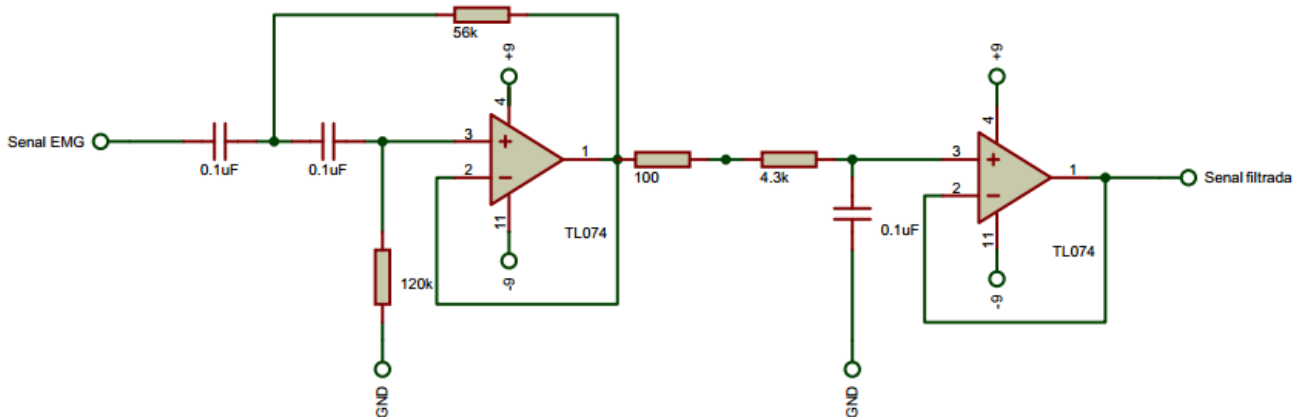


Figura 29. Diagrama de filtrado con valores nominales.

3.3. Rectificado

Obtenida la señal filtrada se procede a acondicionarla para ser leída por un microcontrolador, para este caso se diseñara un rectificador de precisión de onda completa. En la Figura 30 se muestra un rectificador de onda completa de precisión. Se compone de dos amplificadores operacionales y dos resistencias de igual valor, R_1 y R_2 , este circuito estará diseñado de manera tal que permita rectificar la señal dejándola en un rango de 0 a 5volt, de esta manera el microcontrolador es capaz de realizar la lectura por sus pines análogos.

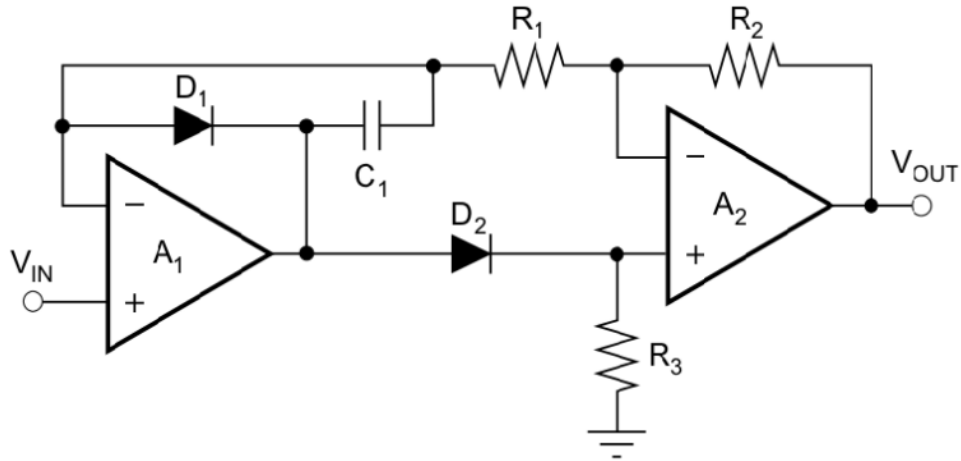


Figura 30. Rectificador de precisión de onda completa.

El capacitor C_1 se coloca para asegurar la estabilidad del circuito. Su valor debe ser lo suficientemente grande para garantizar esta estabilidad, pero no tanto como para producir una distorsión apreciable a la salida [23]. Como regla general se toma C_1 tal que, a la frecuencia f_T de ganancia unitaria del operacional, la impedancia del mismo sea menor a 100Ω [23].

La impedancia de C_1 a frecuencia f es:

$$Z = \frac{1}{2\pi f C_1} \quad (7)$$

El análisis se divide en dos partes dependiendo de la señal V_{IN} de entrada:

- Si la entrada es positiva $V_{IN} > 0$

Se asume inicialmente que el diodo D_1 está cortado y el diodo D_2 está operando. Con estas hipótesis el circuito equivalente se muestra la Figura 31.

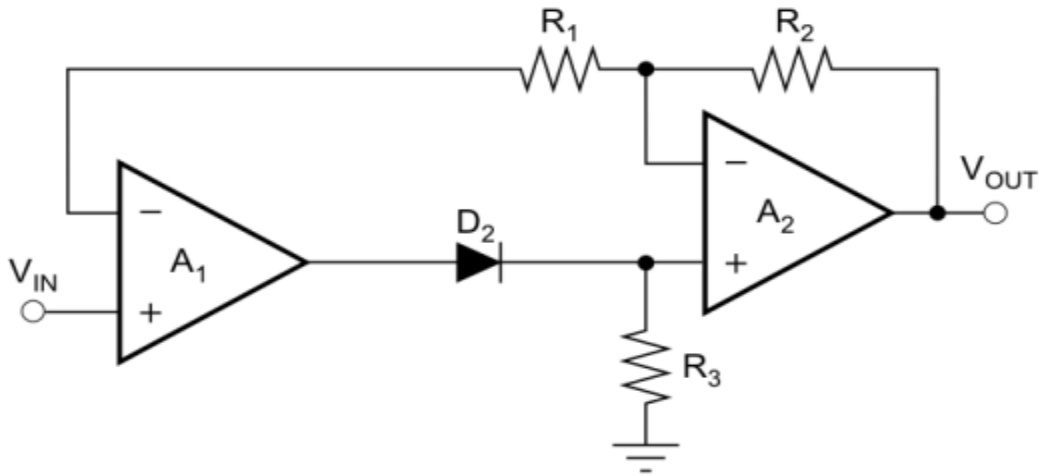


Figura 31. Circuito equivalente cuando $V_{IN} > 0$.

Dado que los operacionales están en zona lineal, existe una tierra virtual entonces $V_{IN} = (V_{-}) * A_1$. Como por R_1 y R_2 no circula corriente, no hay caída de potencial por estas, obteniendo:

$$V_{OUT} = (V_{-}) * A_1 = V_{IN} \quad (8)$$

- Si la entrada es negativa $V_{IN} < 0$

Se asume que el diodo D_1 está operando y el diodo D_2 está cortado. Bajo estas hipótesis el circuito equivalente se muestra en la Figura 32.

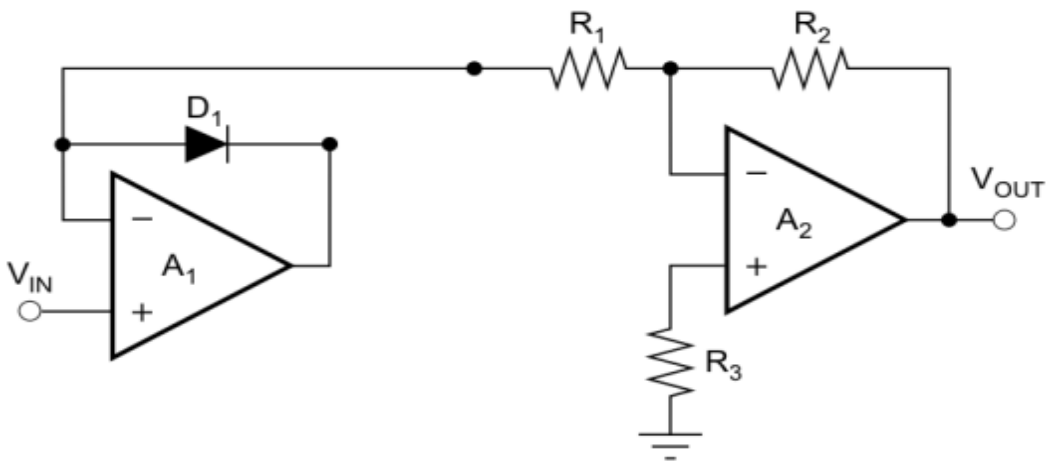


Figura 32. Circuito equivalente cuando $V_{IN} < 0$.

El operacional A_2 y las resistencias R_1 , R_2 y R_3 forman un amplificador inversor de ganancia $G = -\frac{R_2}{R_1}$. Debido a la tierra virtual de A_1 , la salida es:

$$V_{OUT} = G * V_{IN} = -\frac{R_2}{R_1} * V_{IN} \quad (9)$$

Si R_1 y R_2 toman el mismo valor se obtiene:

$$V_{OUT} = -V_{IN}$$

Para evitar que la corriente de los diodos en reverso cause caída de voltaje apreciable en las resistencias y que el ruido térmico no sea considerable, el valor de las mismas debe ser tan pequeño como sea posible. Cuanto menor sea este valor, mayor será la corriente que deben proporcionar los operacionales a su salida [23]. Para cumplir con este compromiso, las resistencias se seleccionan todas con un valor nominal de $1k\Omega$. Dado que R_1 y R_2 deben tener el mismo valor, la tolerancia de R_3 no es crítica. El valor para el capacitor $C_1 = 4,7nF$ [23]. Finalmente el rectificador de onda completa de precisión con sus valores nominales se muestra en la Figura 33.

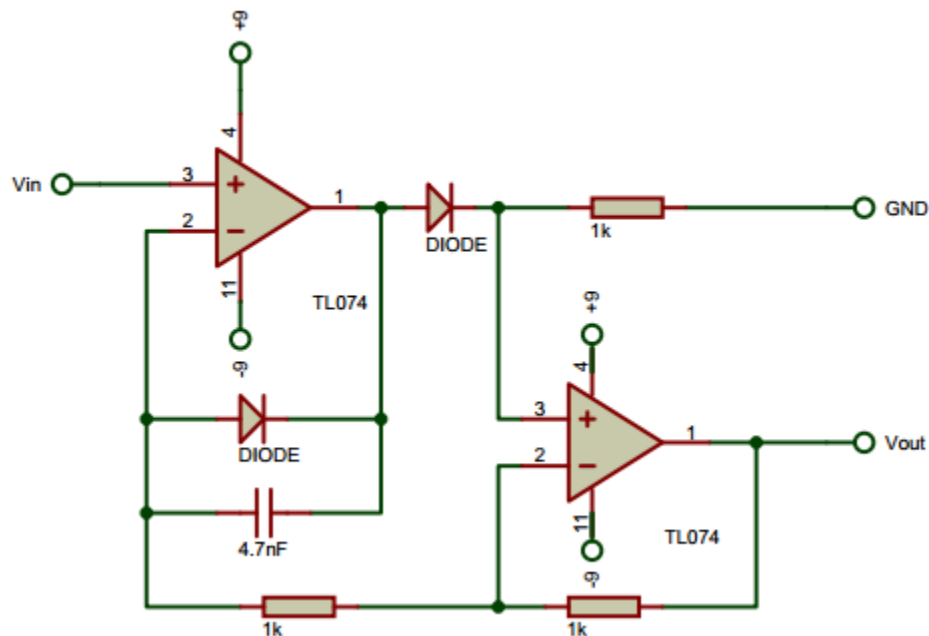


Figura 33. Rectificador de precisión de onda completa con valores nominales.

3.4. Procesamiento de señal

El objetivo del procesamiento de la señal es cuantificar la intensidad de la señal proveniente del músculo, luego de haberla amplificado, filtrado y rectificado. El procesamiento inicia muestreando la señal EMG mediante un microcontrolador el que finalmente cuantifica la intensidad de la señal EMG a partir de las muestras. Para esto se utiliza una placa Arduino UNO, la Tabla 3 resume las características generales de la placa utilizada.

Microcontrolador	ATmega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de alimentación	6-20 V
Pines digitales de E/S	14 (6 proveen salidas tipo PWM)
Pines analógicos de entrada	6 (A0 a A5)
Corriente máxima por cada pin de E/S	40mA (50mA para el pin de 3.3V)
Corriente máxima total por pines E/S	200mA
Memoria FLASH	32kB (0.5kB para el bootloader)
Memoria SRAM	2kB
Memoria EEPROM	1kB
Velocidad del reloj	16MHz

Tabla 3. Características de la placa Arduino UNO.

Para obtener las señales mediante el microcontrolador se utiliza la plataforma de programación de Arduino; esta plataforma permite programar de manera sencilla con lenguaje C++. En la Figura 34 se muestra el diagrama de flujo utilizado para procesar las señales EMG.

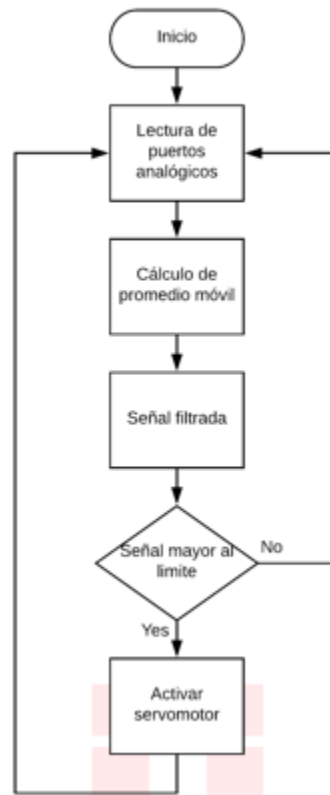


Figura 34. Diagrama de flujo de procesamiento de señal EMG.

El procesamiento de señal comienza con la lectura de la señal análoga que proviene del rectificador de onda completa de precisión, esta lectura pasa por una función que se encarga de obtener el promedio móvil de la señal [24], esto se hace para darle más importancia a un grupo de muestras, de manera que aquellas lecturas atípicas no generen movimientos involuntarios; para este promedio móvil se toman 10 muestras, con esto se asegura que el valor que retorna la función promedio móvil será una muestra característica de la señal. Después del filtrado digital la señal se compara con los valores límites, esto con el fin de decidir si la señal cumple las condiciones para accionar el servomotor; en el caso que la señal supere el umbral determinado se toma la decisión de activar el movimiento, si la señal no es lo suficientemente grande como para superar el límite, no se realiza ningún accionamiento, por lo que se vuelve a analizar la señal del puerto analógico.

Capítulo 4. Resultados experimentales

4.1. Implementación de circuito

Después de realizar los cálculos de los componentes y posterior simulación se comenzó con la construcción de un circuito montado en un protoboard que permitiera validar los resultados esperados, en la Figura 35 se ve un par de circuitos montados y conectados a un entrenador [25] que alimenta el circuito con $\pm 15v$.

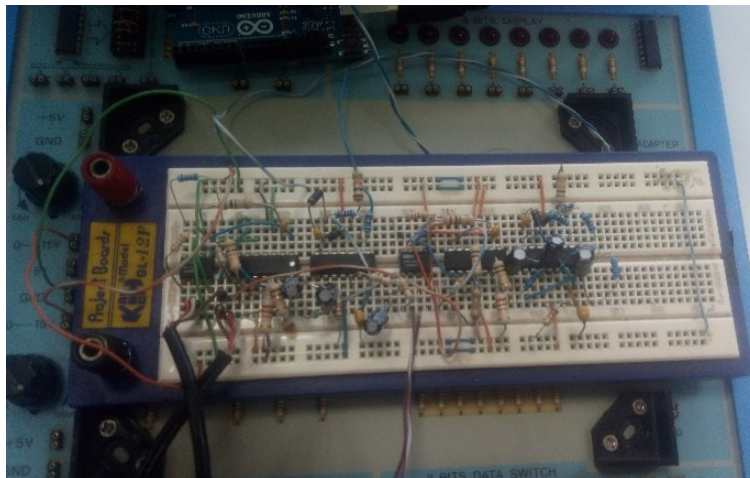


Figura 35. Montaje de circuito de detección de señales EMG.

Para realizar las primeras pruebas se utilizaron electrodos de superficie Bodystat que no tienen un contacto metálico, es por esto que se utilizaron pinzas tipo caimán, estas pinzas permiten conectar los electrodos al circuito como se muestra en la Figura 36. La ubicación de los electrodos se encontró de manera experimental, para las primeras experiencias se utilizó el bíceps y el musculo supinador que se encuentra en el antebrazo; los electrodos se encuentran a una distancia de 20mm entre sí, el electrodo de referencia se coloca en la muñeca.



Figura 36. Toma de señales EMG con electrodos de superficie en el antebrazo.

Posterior a obtener las lecturas de las señales EMG, estas son leídas por las entradas analógicas del microcontrolador, después de ser muestreados los valores obtenidos son mostrados gracias a la herramienta Serial Plotter que tiene la plataforma de programación de Arduino; cuando se activa esta herramienta se puede ver las señales muestreadas en tiempo real.

Las señales captadas por el microcontrolador son procesadas antes de ser mostradas, para esto se crea una función en Arduino para calcular el promedio móvil [24], este tipo de filtro digital permite darle más importancia a un grupo de muestra, de manera que aquellas lecturas atípicas no generen movimientos involuntarios, la función en Arduino se muestra en el Anexo.

Los resultados obtenidos para el muestreo de un par de electrodos puestos en el antebrazo se puede ver en la Figura 37 , allí se muestra la señal muscular de color rojo, y la línea azul representa el límite que permite realizar los accionamientos. La señal roja muestra que para un musculo en reposo es bastante estable, por lo que se facilita la posibilidad de detectar

cuando el musculo se activa y genera un pulso para poder realizar el accionamiento de los servomotores.



Figura 37. Gráfica de señal EMG en el antebrazo con circuito montado en protoboard.

Obtenida la visualización de la señal EMG se comienza a modificar la programación con el fin de lograr que la señal pueda activar los servomotores. Para lograr que la señal sensada logre realizar la activación, se modifica el programa de manera que si la señal que retorna de la función promedio móvil es mayor a un valor determinado de manera experimental, se realizara el accionamiento del servomotor; en caso que se vuelva a sobrepasar el umbral el servomotor vuelve a su estado inicial, ver Figura 38.

```
unsigned long currentMillis = millis(); //tiempo de funcionamiento
if (currentMillis - previousMillis >= interval) { //si el tiempo de trabajo es mayor al definido

    previousMillis = currentMillis; //actualizar el tiempo de trabajo
    if(filt>=lim){ //si el valor de la media movil mayor que el limite
        if (grados ==0) { //si el servomotor se encuentra en 0 grados
            servoMotor.write(90); //el servomotor se mueve a los 90 grados
        } else { //en caso que el servomotor este en un grado distinto de 0
            servoMotor.write(0); //el servomotor vuelve a estado inicial de 0 grados
        }
    }
}
} //end loop
```

Figura 38. Programa de accionamiento de servomotor con una señal EMG.

En el programa mostrado en la figura anterior se muestra la función *currentMillis*, esta función entrega el tiempo de funcionamiento del microcontrolador; esta función se utiliza debido a que se encontró que las señales que superan los valores límites también tienen una duración que varía, por lo que la misma señal era capaz de activar y desactivar el servomotor, esto se muestra en la Figura 39.

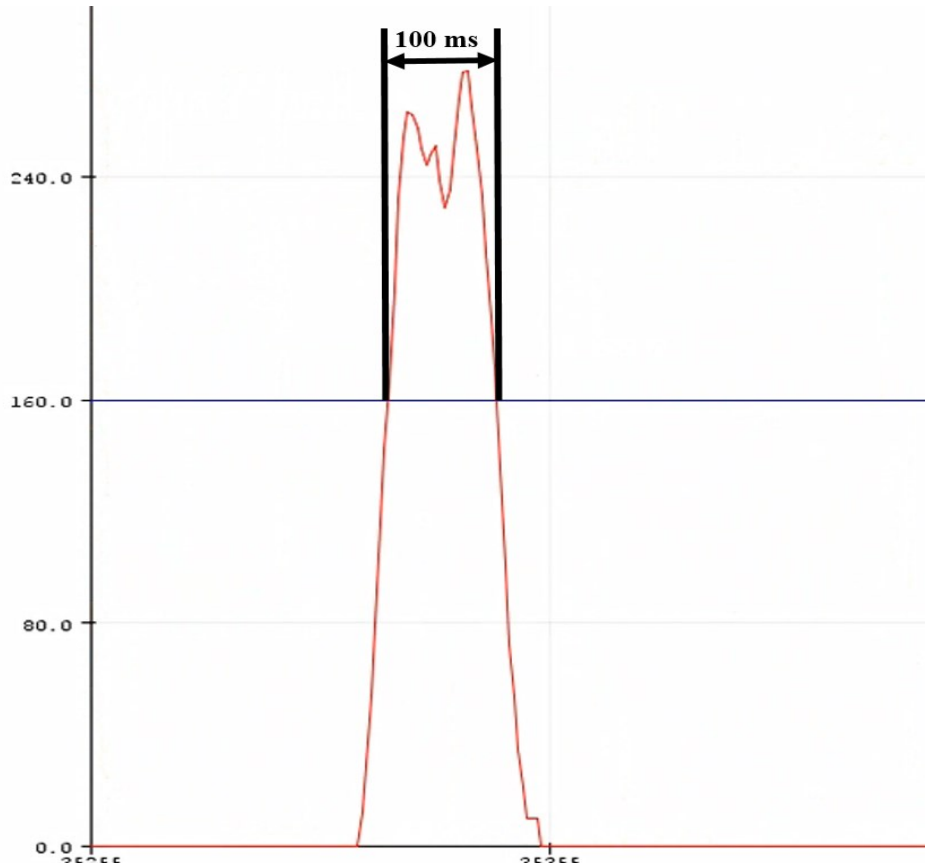


Figura 39. Gráfica de duración de una señal muscular.

Para evitar la fluctuación del servomotor se condiciona a pasar 100 milisegundos entre activaciones; con esto se asegura que un pulso de señal realizara solo una acción.

Para las pruebas con el accionamiento del servomotor se utiliza uno de los puertos de salida analógica que posee Arduino, en la Figura 40 se muestra el diagrama de accionamiento del servomotor con el movimiento muscular.

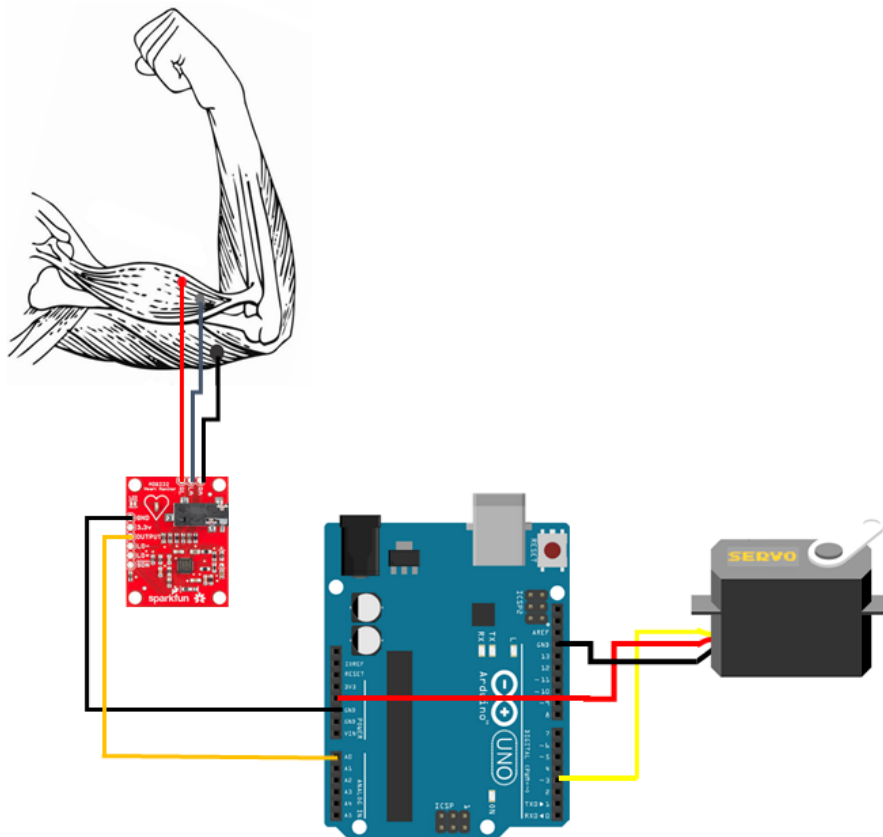


Figura 40. Diagrama de accionamiento de servomotor.

4.2. Diseño de circuito en placa

Después de hacer las pruebas correspondientes para el accionamiento de un servomotor se concluyó que el circuito EMG estaba bien diseñado, por lo que se pasó a la etapa de desarrollo de la placa PCB en el software EAGLE.

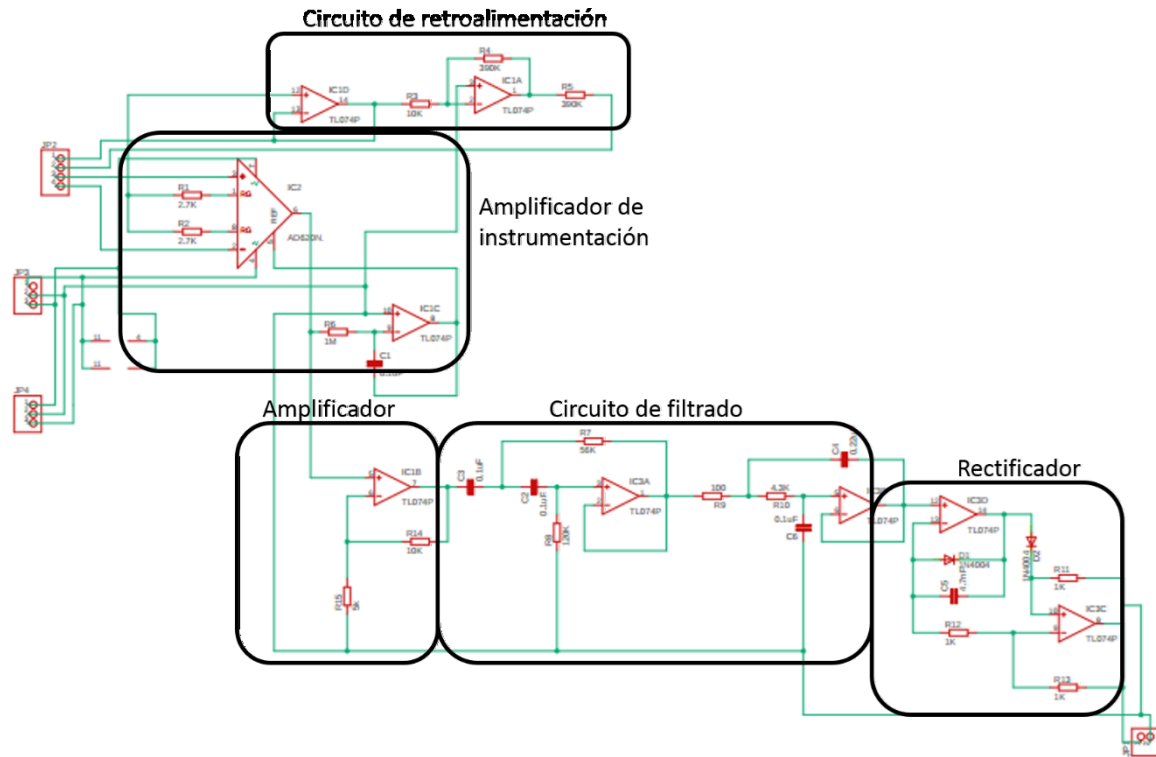


Figura 41. Esquemático de circuito EMG en software EAGLE.

Diseñado el circuito EMG en el software EAGLE, se diseña la placa PCB de una sola capa; para el diseño se debe tener en consideración el encapsulado de los componentes, para este caso los amplificadores tienen un encapsulado del tipo DIP. Este forma de encapsulamiento, son especialmente prácticos para construir prototipos en PCB o placas de pruebas (protoboard) [12]. Otra consideración que se tiene al momento de diseñar la placa es la alimentación que deben tener los circuitos, es por esto que se diseña un par de puertos de alimentación, lo que permite conectar varios circuitos de manera paralela; todos los terminales de conexión serán pines en ángulo recto, con esto se busca que las conexiones no alteren la altura del circuito, ya que se espera que los circuitos sean montados uno sobre otro.

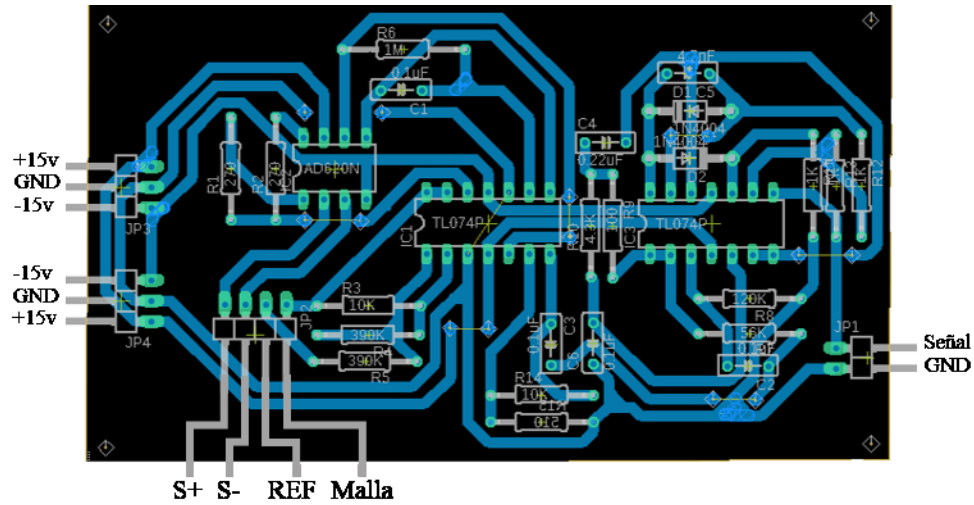


Figura 42. Diagrama placa PCB de circuito EMG.

Finalizado el diagrama del circuito EMG se comienza con la fabricación de las placas, para esto se utiliza la maquina router CNC para fresado de circuito impresos; se fabrican las tres placas de manera simultánea (ver Figura 43), esto con el fin de disminuir los tiempos de fabricación.

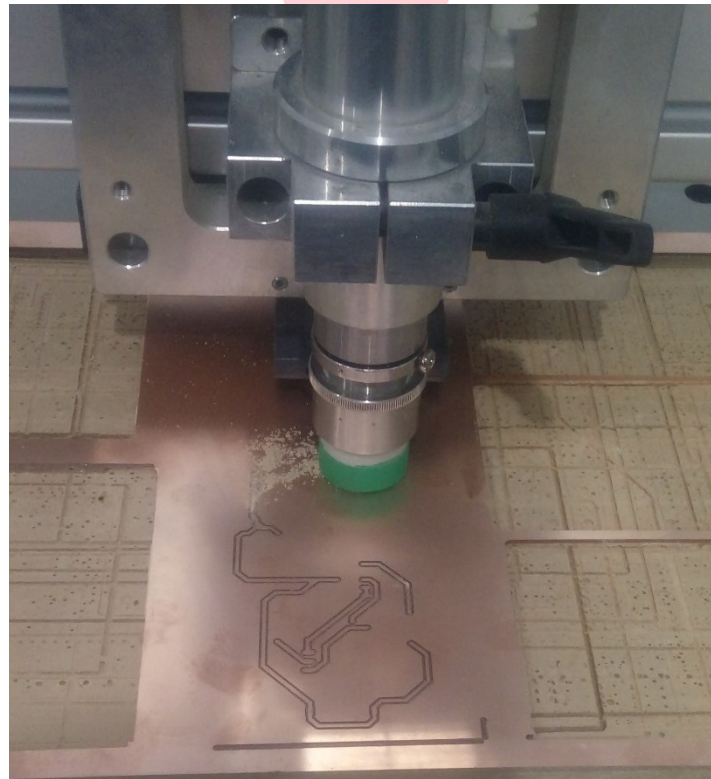


Figura 43. Fabricación de placa PCB en router CNC.

En la Figura 44 se muestran los tres circuitos impresos y listos para ser cortados. Luego de este proceso se obtienen las placas y se procede con el montaje de los componentes en sus respectivas ubicaciones.

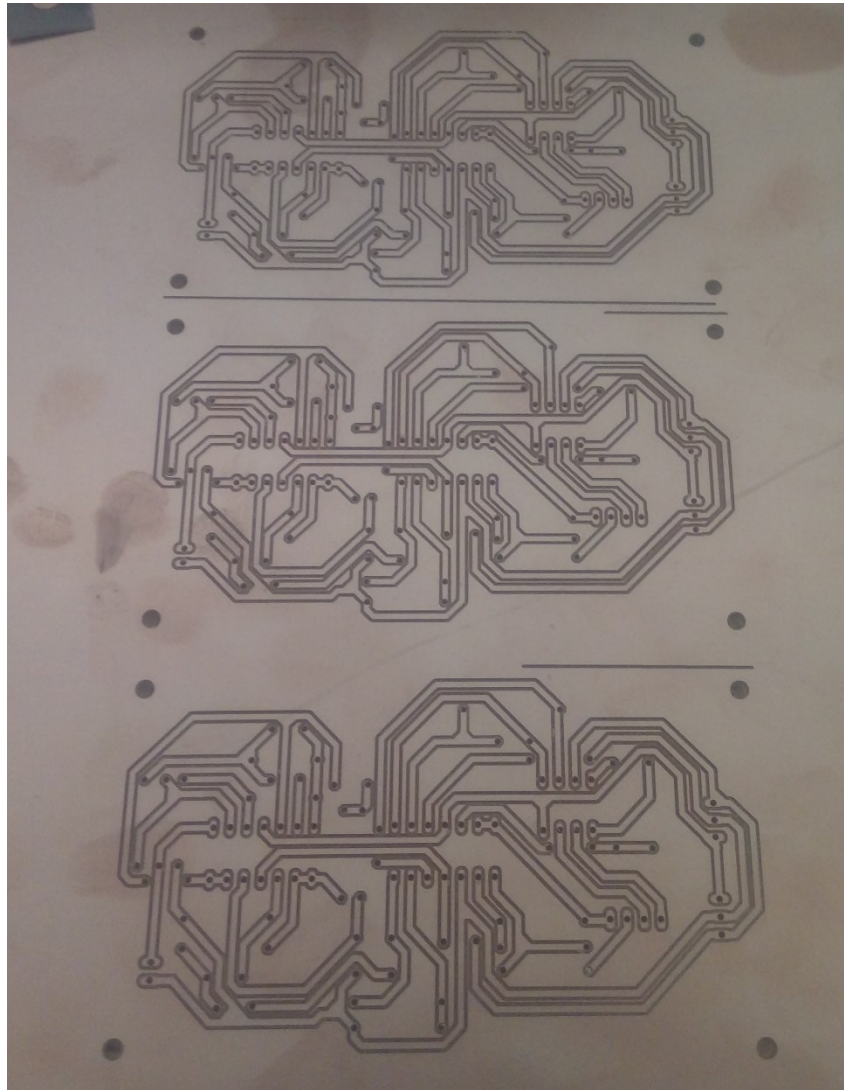


Figura 44. Conjunto de placas PCB ya ruteadas y listas para ser cortadas.

Obtenidas las placas impresas se comienza con el montaje de los componentes, para esto se sigue el diagrama diseñado en EAGLE; después de soldar todos los componentes a las placas impresas se preparan para probar el funcionamiento de cada una de ellas por separado para luego probarlas en paralelo.

4.3. Pruebas experimentales

Montado los componentes en el circuito se comienza con las pruebas y se verifica que se detecten correctamente las señales EMG; en la Figura 45 se muestra el montaje final del circuito, el cual está alimentado con $\pm 15V$, la señal de salida de la placa está conectada a la entrada analógica A0 de un Arduino Uno.

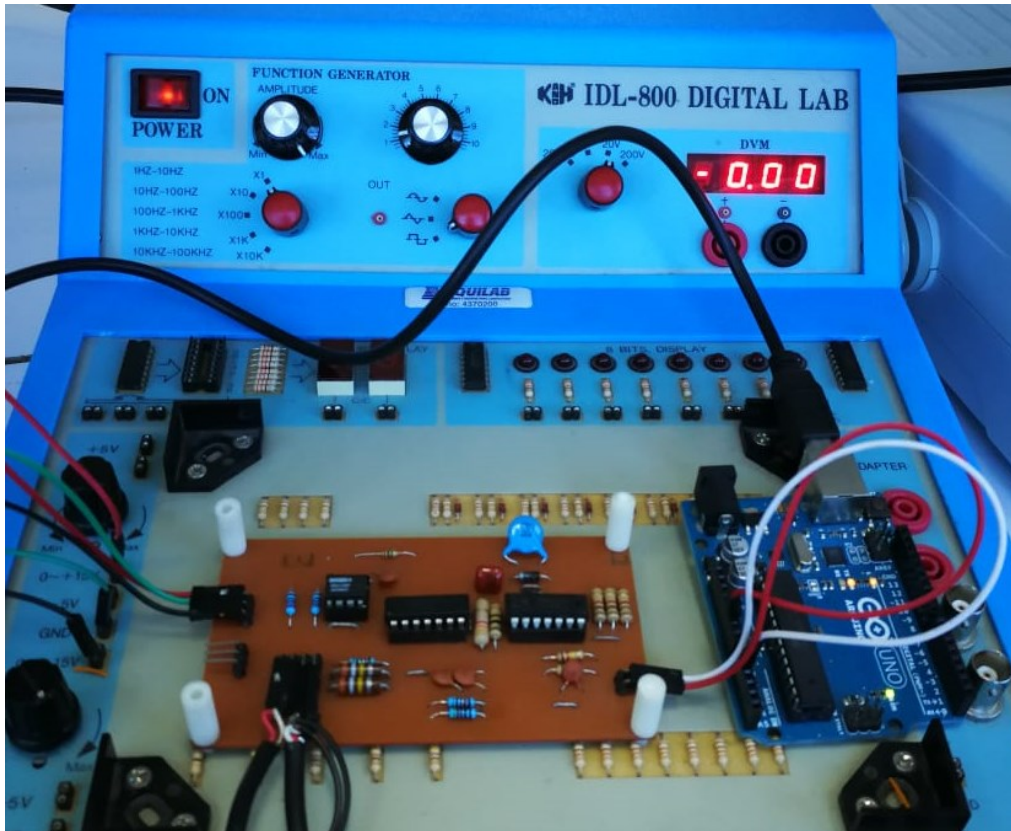


Figura 45. Montaje de placa de circuito EMG.

Para realizar las pruebas de funcionamiento se conectan los electrodos al musculo del antebrazo, esto con el objetivo de comparar las señales con las obtenidas en el circuito montado en la protoboard (Figura 37). En la Figura 46 se muestra la señal obtenida para el movimiento repetitivo del antebrazo para el circuito montado en la placa PCB.

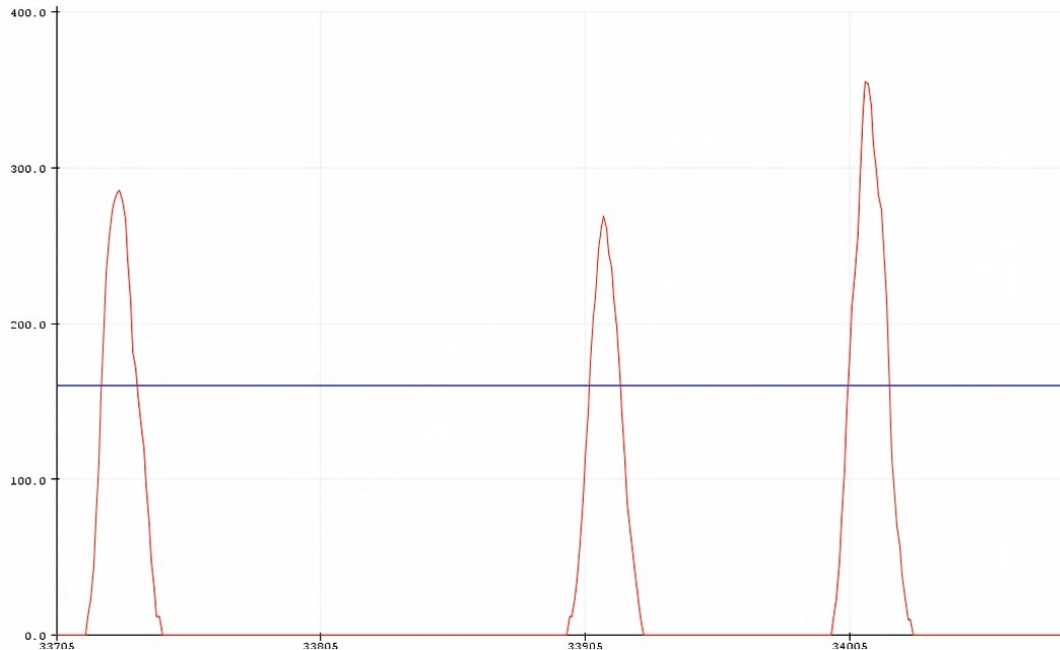


Figura 46. Gráfica de señal EMG en placa PCB con electrodos en antebrazo.

Comparadas las señales obtenidas por los circuitos se determina que la fabricación de la placa de adquisición de señales funciona de manera correcta, por lo que se comienza con el montaje de las dos placas restantes. En la Figura 47 se muestra la posición de los electrodos para la prueba de los tres circuitos.

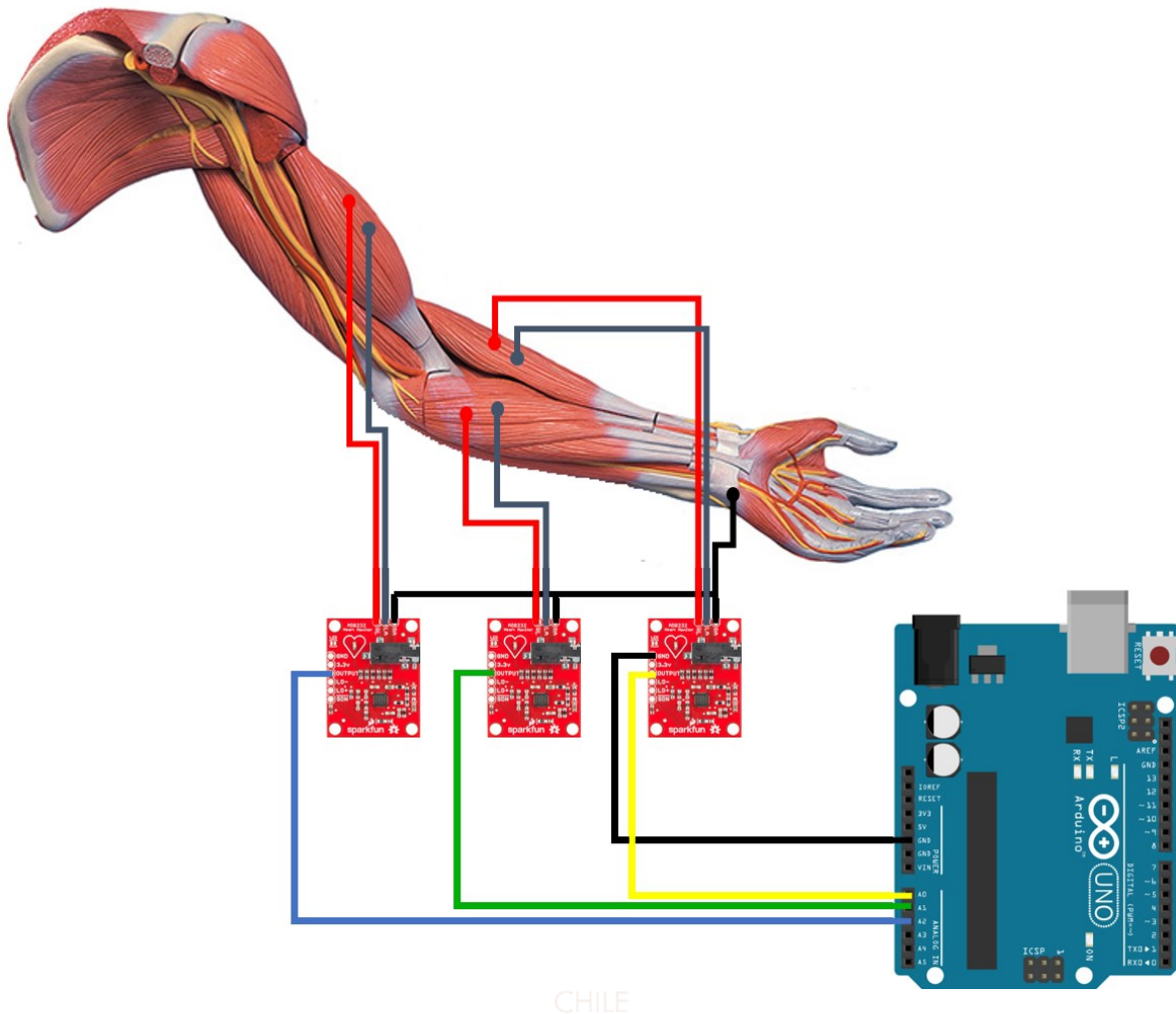


Figura 47. Diagrama de conexión para tres circuitos de adquisición de señales EMG.

En la figura anterior se puede apreciar la disposición de los electrodos a lo largo del brazo; la ubicación de los electrodos fue hallada de manera experimental, con esto se busca encontrar combinaciones de acción entre esos músculos, lo que aumentaría las señales de accionamiento de la prótesis. Ya que los circuitos se encuentran funcionando en paralelo se utiliza solo un electrodo de referencia que se dispone en la muñeca. Cada circuito envía la señal analógica a través de un solo cable hasta los pines analógicos del microcontrolador; uno de los circuitos debe ser conectado al pin GND del Arduino, con eso se asegura que las tensiones medidas tienen el mismo valor de referencia.

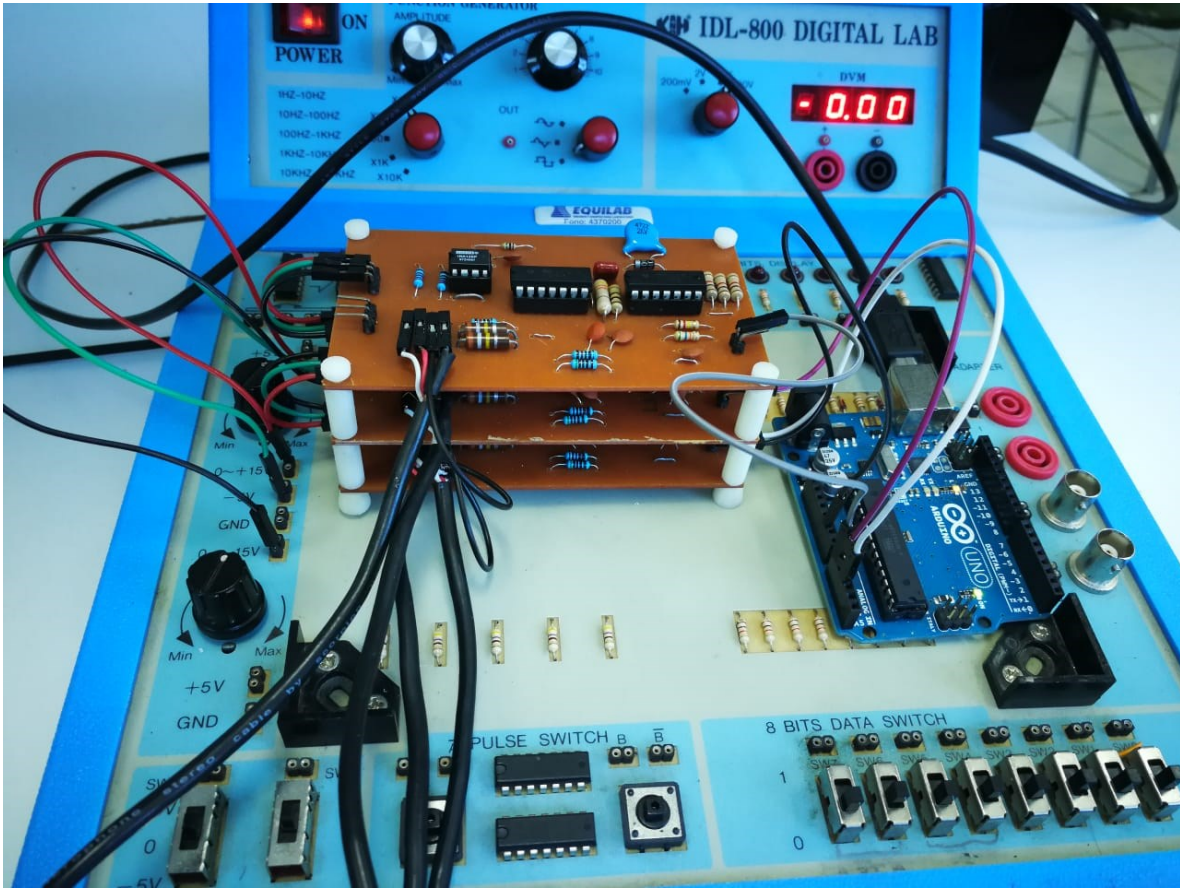


Figura 48. Montaje de tres circuitos de adquisición de señales EMG.

Después de haber comprobado el buen funcionamiento de las tres placas fabricadas se comenzó con el montaje de los circuitos, para esto se fabricaron separadores de placa con la ayuda de la impresora 3D. Cada placa cuenta con un cable apantallado que tiene los terminales de tipo caimán para conectar con los nuevos electrodos húmedos que poseen un terminal metálico en su parte superior (ver Figura 49).



Figura 49. Electrodo húmedo con terminal metálico

Los electrodos son cortados de manera que permitan aproximar sus centros, con esto se logra regular la distancia entre los centros de cada electrodo; esto se hace para obtener la mejor señal de los músculos [13]. Para realizar la prueba con los tres circuitos en paralelos se hacen modificaciones al programa utilizado en las primeras pruebas; una de las modificaciones fue agregar los puerto analógicos A1 y A2, también se agregan dos funciones para calcular el promedio móvil de las nuevas señales.

Finalizadas las modificaciones del código del microcontrolador se comienza con el posicionamiento de los electrodos a lo largo del brazo; para esto se utiliza como referencia las recomendaciones dadas por SENIAM (“Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles”) [26]. En la Figura 50 se muestran la posición de los electrodos a lo largo del brazo, allí se puede apreciar la distancia inter-electrodo, también se puede apreciar que el electrodo de referencia se encuentra en la muñeca.

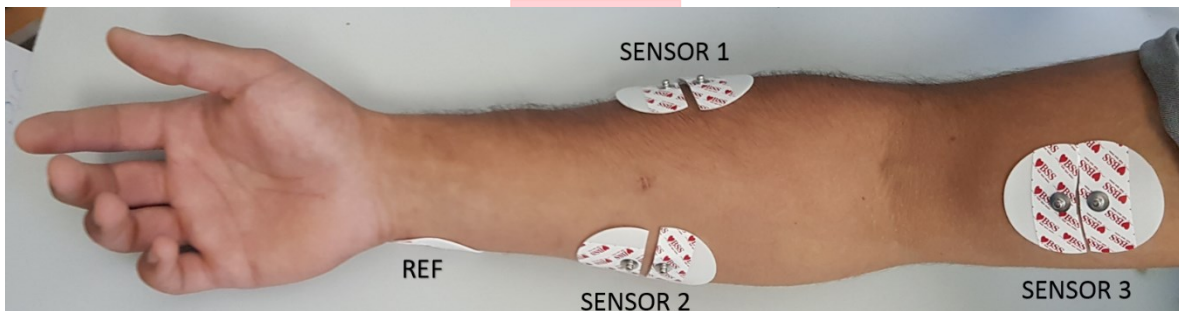


Figura 50. Distribución de tres pares de sensores EMG en el brazo.

Posterior al posicionamiento de los electrodos en el brazo se conectan los terminales de caimán de cada uno de los sensores, comprobado que todos los terminales se encuentran conectados se continúa con el enlace entre el Arduino y el computador por medio del puerto serial. En la Figura 51 se muestra las señales que entrega el microcontrolador para cada una de las señales, cada señal es diferenciada por un color. La señal del sensor 1 es mostrada en color azul, la señal del sensor 2 es roja y la señal verde muestra el valor del sensor 3.

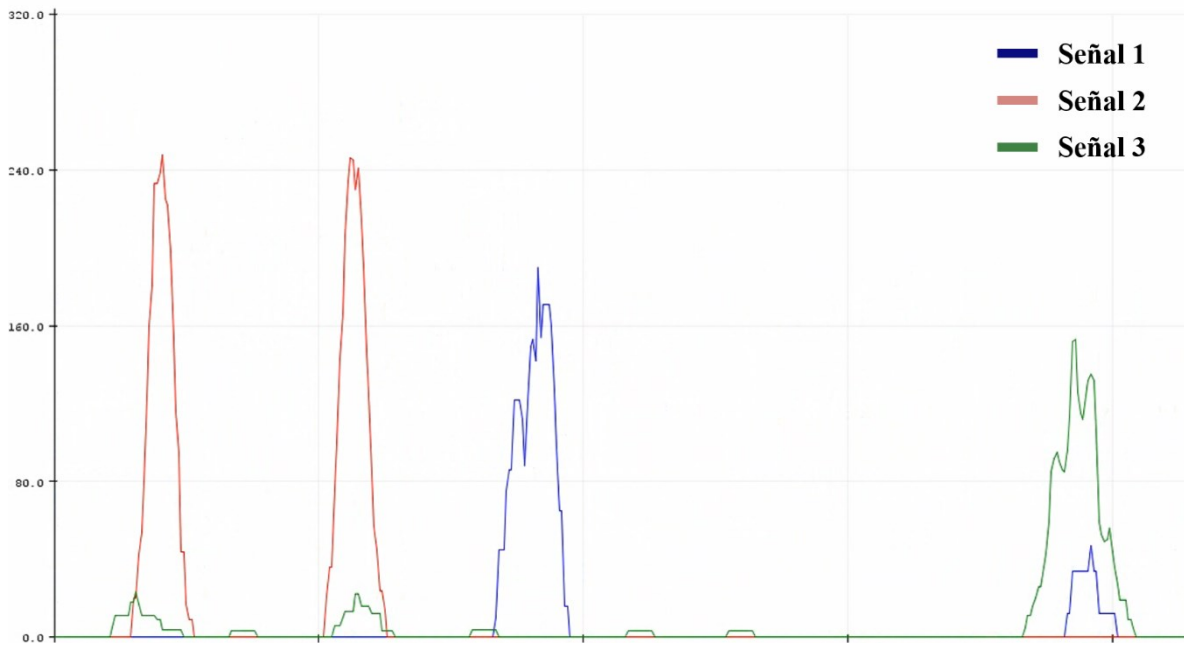


Figura 51. Gráfica de señales para tres sensores de señales EMG.

La Figura 51 muestra que es posible obtener señales claras que pueden ser utilizadas para realizar el accionamiento de una prótesis de brazo, es por esto que se sigue con las pruebas con los tres sensores con el fin de lograr obtener parámetros que permitan definir los umbrales de accionamiento para cada una de las señales. Durante el proceso de ensayo de movimientos musculares se encuentra que existe la posibilidad de sobreponer las señales con algunos movimientos específicos. En la Tabla 4 se muestran las posibles combinaciones que se podrían alcanzar teóricamente con los tres sensores.

Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3
0	0	0
1	0	0
0	1	0
0	0	1
1	1	0
0	1	1
1	0	1
1	1	1

Tabla 4. Tabla de combinaciones lógicas para tres sensores.

Conocidas las posibles combinaciones que se podrían alcanzar teóricamente se comenzó con las pruebas musculares; estas pruebas consistían en mover el brazo de manera aleatoria con la intención de visualizar las señales superpuestas. En la Figura 52 se muestran algunas de las combinaciones que fueron encontradas con las pruebas.

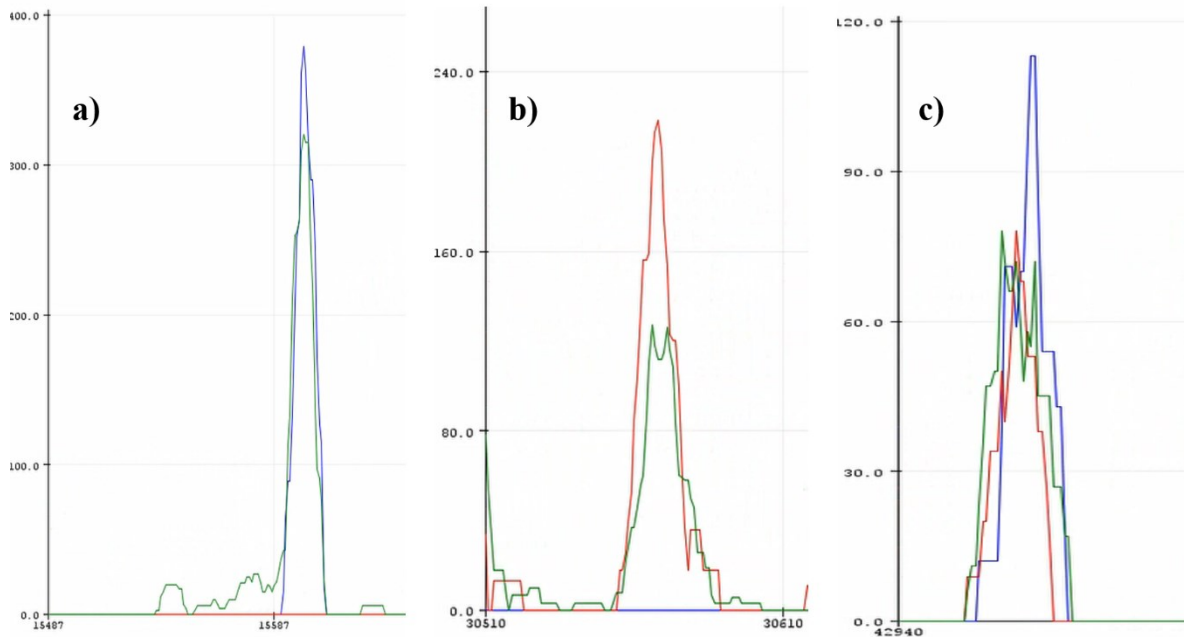


Figura 52. Combinaciones de señales musculares. a) Señal 2 y señal 3. b) Señal 1 y señal 3. c) Señal 1, señal 2 y señal 3.

Después de realizar las pruebas correspondientes solo se lograron obtener 6 de las 7 posibles combinaciones musculares, esto significa que el sistema permite configurar un máximo de 6 movimientos. Para lograr realizar accionamiento con las combinaciones encontradas se debe realizar las pruebas para obtener los valores límites para la activación de cada señal por separado y en conjunto, para esto se realizan movimientos repetitivos para encontrar los parámetros necesarios, dentro de las pruebas que realizadas se tomaron objetos pesados con el fin de observar el comportamiento muscular, en la Figura 53 se muestra la señal obtenida al levantar una pesa de 2kg.

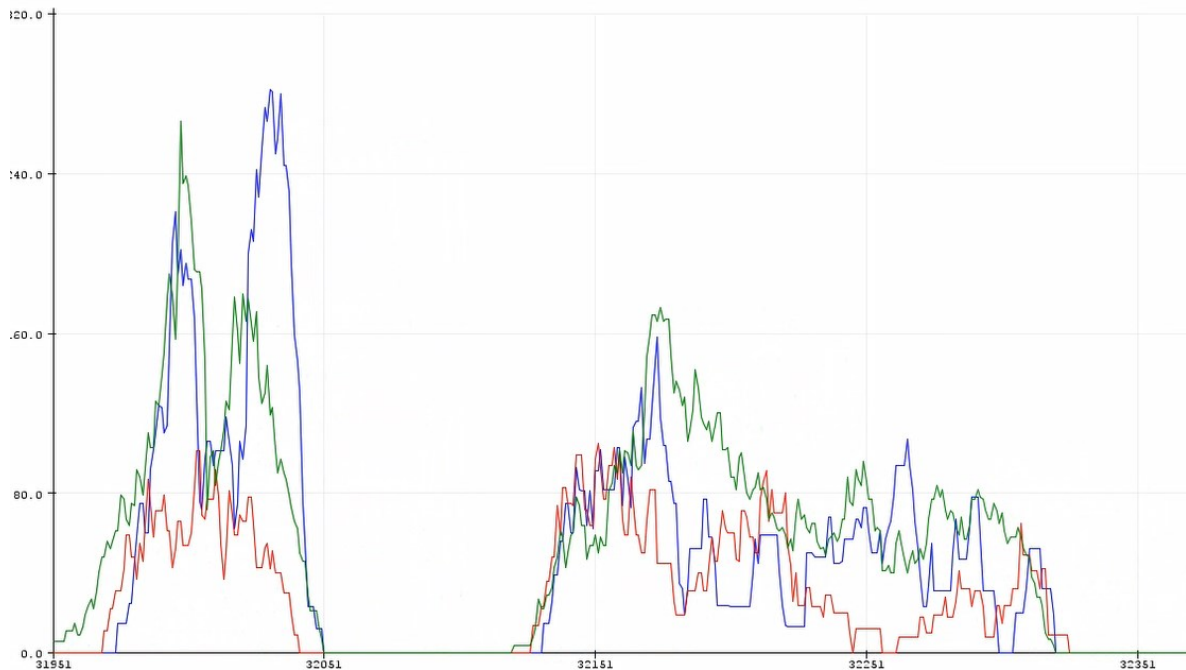


Figura 53. Señal de levantamiento de peso de 2kg.

Obtenido los límites de cada una de las señales se comienza con la programación del microcontrolador; se busca que el microcontrolador logre determinar cuál es la combinación que se realiza de manera precisa; para mejorar la visualización de la señal se agrega una condición dentro de la función promedio móvil (ver Figura 54), esta condición determina la amplitud de la señal y decide si la señal es suficientemente pequeña para llevarla a valor 0, en caso que la señal posea una amplitud considerable mantiene su valor, los valores límites se encontraron de manera experimental.

```

if(x<k1){           //si la señal es menor que el limite
number1[0] = 0;    //se ingresa un cero al vector para evitar el ruido
}
else{
number1[0] = x;    //se ingresa el valor de la lectura al vector
}

```

Figura 54. Filtro digital para señal EMG.

Con el filtro digital agregado dentro de la función promedio móvil se logra ver de manera clara las señales musculares, con esto se logra obtener una mejor precisión al momento de

determinar los accionamientos, ya que todos los movimientos que no son lo suficientemente claros son atenuados por este filtro. Luego de comprobar el mejoramiento de las señales con el filtrado, se realizan pruebas para obtener nuevamente los parámetros correspondientes a los límites de cada una de las señales. Obtenidos los nuevos valores se comienza con la programación de cada una de las condiciones que determina el accionamiento de los servomotores.

Para realizar las condiciones de cada una de las señales se utiliza la instrucción *if* [27]; esta instrucción permite determinar si la condición se cumple, por lo que para realizar el programa es de mucha utilidad, en el Anexo se muestran todas las instrucciones utilizadas para realizar el accionamiento por medio de las señales musculares; dentro de la programación se utiliza una condición que determina el estado anterior de la prótesis, esto con el fin de otorgar la posibilidad de activar el estado cero (abrir la mano) en todo momento, esto se logra al activar cualquier señal dos veces de manera continua; con esto se busca obtener un estado extra, ya que no existe un movimiento específico para abrir la mano.

Probado el código se comienza con la conexión de los servomotores al microcontrolador, para este caso se utilizara un motor por cada dedo, además se agregara un motor para la rotación de la muñeca, por lo cual se utilizara un total de 6 servomotores; esto significa que se requerirán todas las salidas analógicas que posee la placa Arduino Uno, en la Figura 55 se muestra el diagrama de conexión del sistema con servomotores.

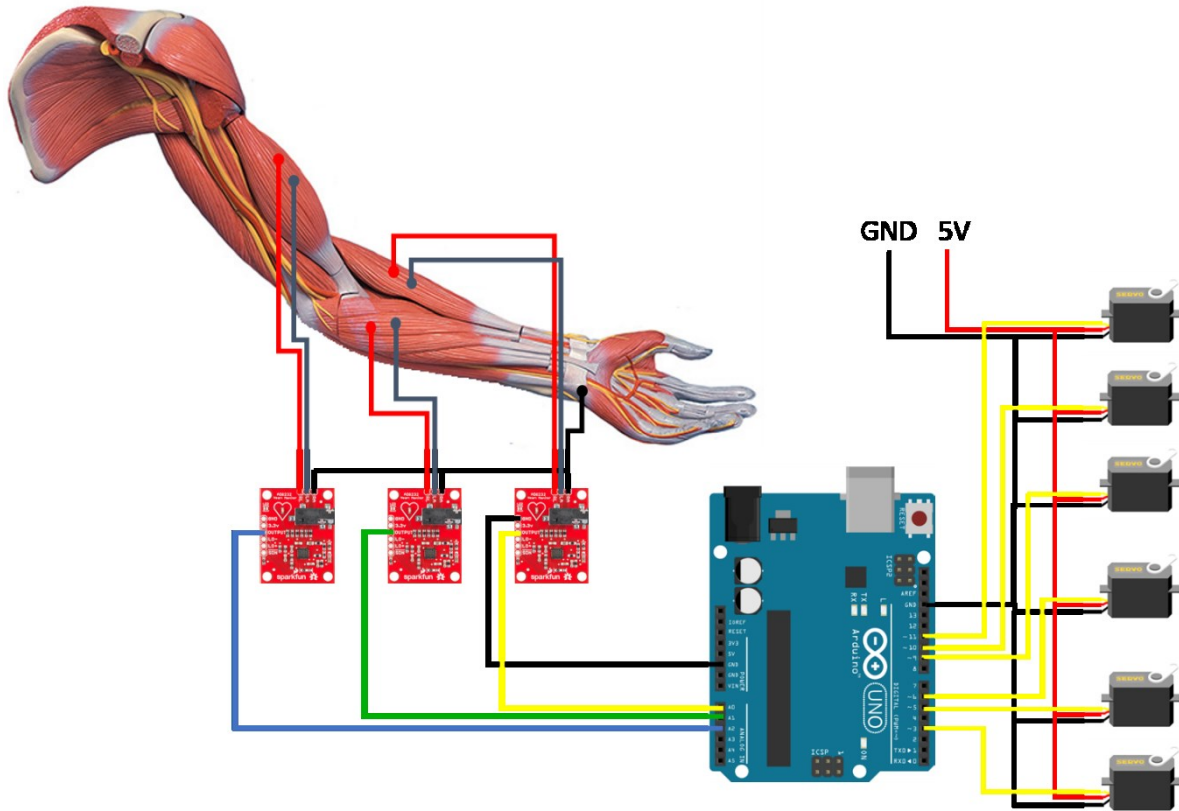


Figura 55. Diagrama de conexión de sistema con servomotores.

En la figura anterior se logra apreciar que los servomotores están alimentados a una fuente externa, esto se debe a que la corriente que puede llegar a consumir en funcionamiento sobrepasa lo admitido por la placa Arduino; es por esto que se agrega una alimentación de 5v para el conjunto de motores, el terminal GND de la alimentación debe conectarse al terminal GND que posee el Arduino.

Conectados todos los servomotores al microcontrolador se comienzan a realizar las pruebas. Las primeras pruebas se realizan con un programa que mueve de manera aleatoria todos los motores, esto se realiza con la finalidad de probar que los puertos analógicos del Arduino responden de buena manera. Finalizada la prueba de funcionamiento de los motores se comienza con la implementación de todo el sistema con accionamiento muscular, para esto se modifica el programa para asociar una acción muscular a un movimiento de los servomotores.

Finalizadas todas las pruebas del sistema se logró determinar el buen funcionamiento del conjunto, por lo que se comienza con la preparación de la prótesis de brazo con la cual será probado el sistema desarrollado.

La prótesis escogida para realizar las pruebas fue realizada por el ingeniero Mahdi Elsayed Hussein como proyecto de tesis [28]. Esta prótesis presenta las características necesarias para adaptarle el sistema desarrollado. La fabricación del dispositivo se realizó con la ayuda de la impresora 3D de la marca Stratasys [29]. El conjunto de piezas fue fabricado en material ABS [30].

Finalizado el ensamblaje total de la prótesis se comenzó con la adaptación de los servomotores dentro del dispositivo, para mover los dedos se utilizaron los servomotores SG90 [31] ya que poseen un tamaño pequeño, para rotar la muñeca se utiliza un servomotor similar al Hitec HS-55 [32].

Para mover los dedos de la prótesis existen en ella unas pequeñas cavidades por donde se introduce un sedal de nylon que es conectado a los terminales de los servomotores, luego de conectar todos los sedales a sus respectivos servomotores se adapta el motor de la muñeca (ver Figura 56).

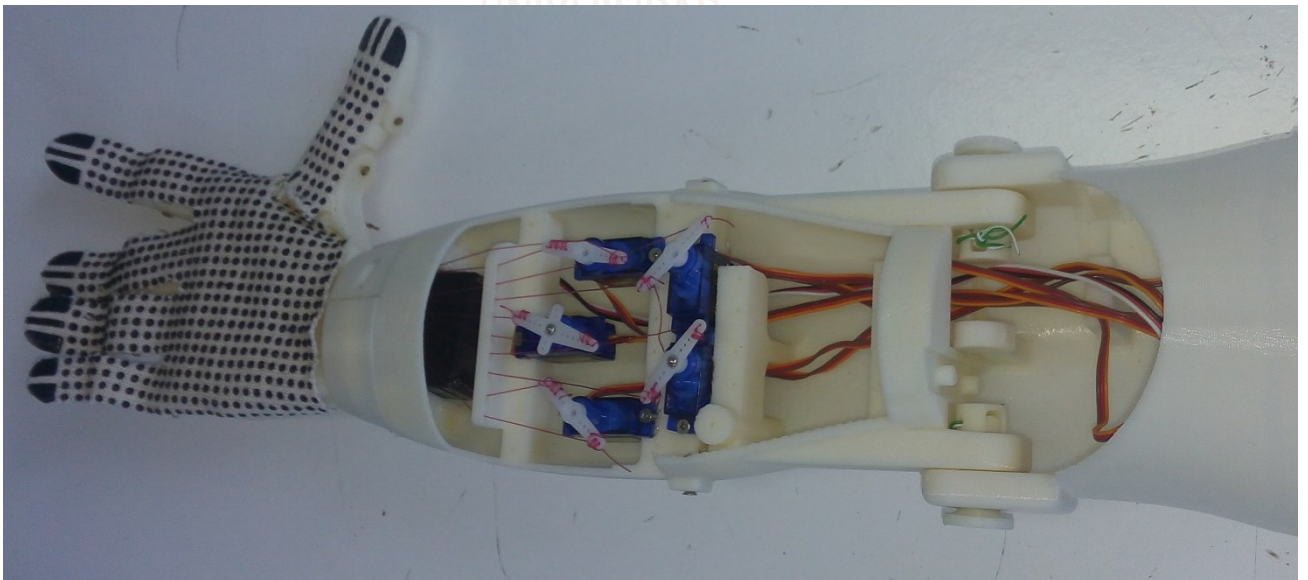


Figura 56. Prótesis de brazo con montaje de servomotores.

Finalizado el montaje de los servomotores dentro de la prótesis se comienzan con las pruebas de movilidad de la prótesis, para esto se desarrolla un programa que mueve los motores dentro de los rangos permitidos por el dispositivo prostético; luego de comprobar que los servomotores logran mover cada uno de los dedos y rotar la muñeca se comienza con la preparación de los electrodos en el brazo.

Distribuidos los electrodos por el brazo se comienza con las pruebas del sistema conectado a la prótesis, para este caso se configuraron 6 posiciones para el dispositivo. En la Figura 57 se puede ver el sistema conectado a la prótesis de brazo.

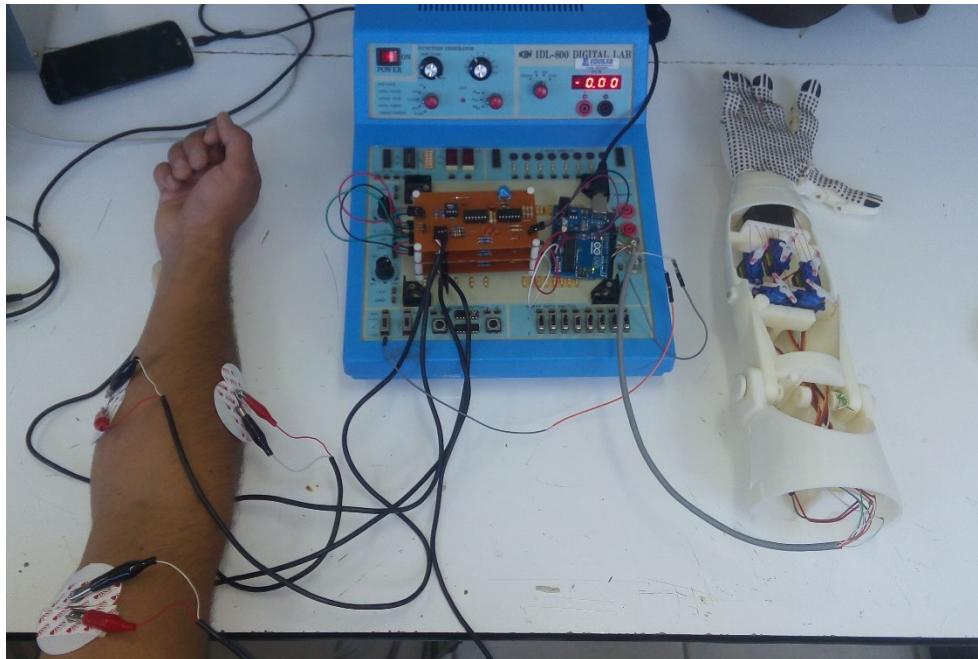


Figura 57. Sistema de adquisición de señales EMG conectado a prótesis de brazo.

Obtenida movilidad en la prótesis por medio de los impulsos musculares se prueban algunas funciones que se podrían utilizar de manera cotidiana con una prótesis de brazo; para la primera pruebas se intenta tomar una pelota de espuma de poliuretano de 6cm de diámetro, en la Figura 58 se muestra los resultados obtenidos al intentar tomar la pelota.

En los primeros intentos de tomar la pelota esta se resbalaba, por lo que se decidió agregar la palma de un guante, con esto se logró tomar la pelota de mejor manera.

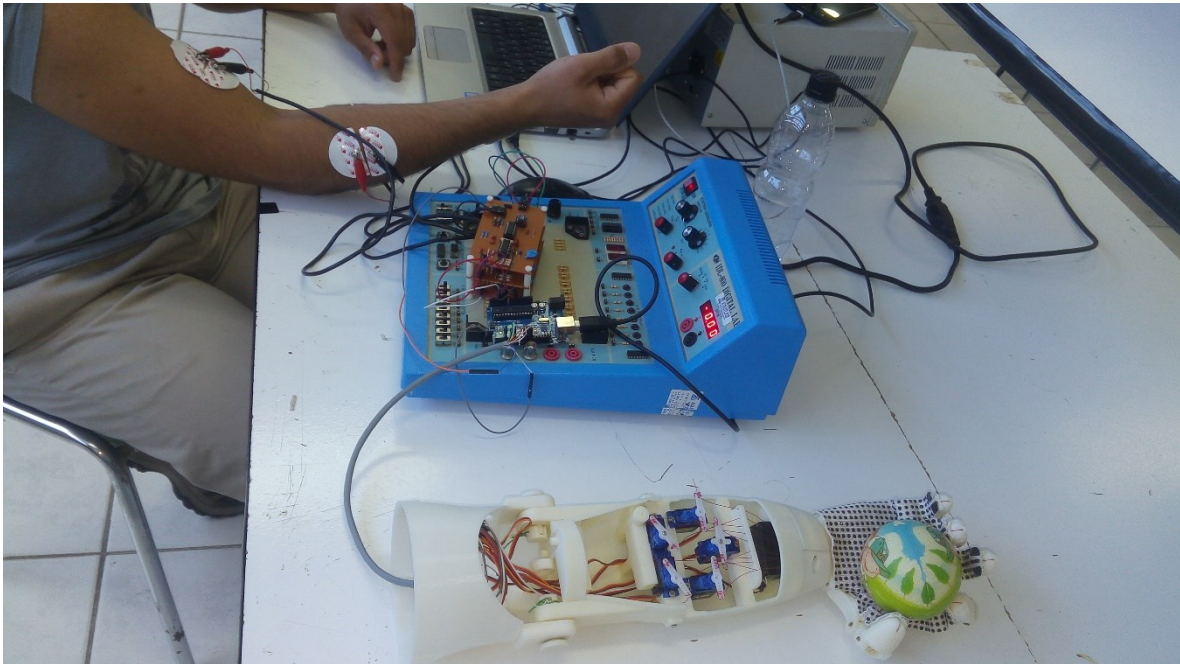


Figura 58. Resultado de experimento de tomar pelota de 6cm de diámetro.

Después de mostrar que el sistema era capaz de tomar la pelota y soltarla con las señales musculares, se realiza una prueba más compleja; para este experimento se utiliza una botella, la cual debe ser tomada por la prótesis y luego debe ser rotada para ser vaciada; la botella utilizada es de 500cc de capacidad y será llenada con 200cc de agua.

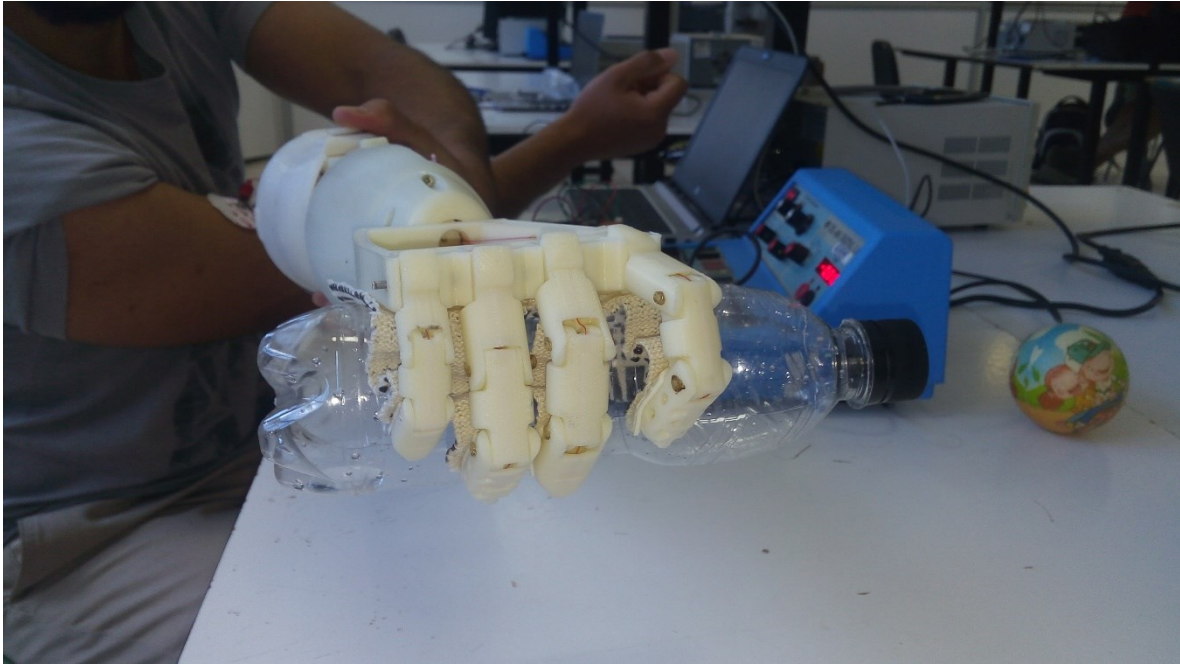


Figura 59. Experimento de agarrar y vaciar una botella con agua.

En la Figura 59 se puede ver el resultado de la prueba realizada al sistema de adquisición de señales conectado a la prótesis de brazo. Con los resultados obtenidos con los diferentes experimentos se puede comprobar que el sistema diseñado e implementado cumple con los objetivos propuestos en este trabajo.

Capítulo 5. Conclusiones y trabajos futuros

5.1. Conclusiones

Después de diseñar e implementar el sistema de adquisición de señal EMG se puede concluir lo siguiente:

- El circuito diseñado cumple con los parámetros necesarios para realizar la lectura de las señales EMG, el filtrado de las señales es bastante preciso, esto se comprueba con la claridad de la señal obtenida por el microcontrolador, sin embargo es factible mejorar su funcionamiento y tamaño con el fin de disminuir el espacio utilizado por los componentes electrónicos.
- Los músculos seleccionados para realizar las pruebas del sistema cumplen con las características necesarias, ya que se pueden activar de manera voluntaria por el usuario; los parámetros de acción encontrados para cada músculo son distintos, se asume esta diferencia por el tamaño de cada músculo.
- Las combinaciones de accionamiento muscular se encontraron por medio de ensayo de movimientos, los cuales entregaron como resultado 6 combinaciones, los valores utilizados para las activaciones de los movimientos se encuentran de manera experimental.
- Se concluye que el microcontrolador Atmega 328p que utiliza la placa Arduino Uno es lo suficientemente capaz de procesar de manera rápida y eficiente las señales provenientes de los circuitos de adquisición de señales electromiográficas, sin embargo el tamaño de la placa afecta con la disponibilidad de espacio que se encuentra al interior de las prótesis.

5.2. Trabajos futuros

Dado que este proyecto termino con un prototipo del sistema diseñado, se encontraron mejoras que podían ser aplicadas en trabajos futuros, algunas de ellas son las siguientes:

- Es necesario cambiar el tipo de electrodos utilizados, ya que los electrodos de superficie húmedos no permiten ser utilizados en más de dos ocasiones, mientras que los electrodos secos permiten ser utilizados de manera prolongada aplicándolos directamente sobre la piel sin realizar algún tipo de preparación previa.
- Cambiar el microcontrolador por uno que tenga una mayor capacidad de procesamiento, lo que permitiría agilizar el procesamiento de las señales; una de las alternativas al microcontrolador Atmega 328p es el dispositivo STM32 [33].
- Agregar sensores de retroalimentación al dispositivo prostético, esto es necesario ya que a la fecha el sistema desconoce el estado en el cual se encuentra la prótesis. Una de las alternativas para lograr retroalimentación es modificar los servomotores y realizar las lecturas de su posición por medio de su potenciómetro.
- Cambiar los amplificadores utilizados por modelos que se alimenten de manera unipolar, con esto se logra disminuir la cantidad de dispositivos de alimentación que se utilizan.
- Cambiar el encapsulado de los componentes electrónicos al tipo SMD, con esto se logra la fabricación de una placa impresa por dos caras que posee un menor tamaño que la placa actual.

Referencias

- [1] D. G. A. M. S. T. M. R. S.L. Pullman, «Clinical utility of surface EMG,» *Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology*, 2000.
- [2] M. Z. Jamal, «Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit,» *INTECH*.
- [3] K. Henneberg, «Principles of Electromyography,» de *The Biomedical Engineering Handbook*, 2000.
- [4] Y. Yuivar, «La revolución de la Fundación Prótesis 3D,» *El Mostrador*, 22 Junio 2017.
- [5] S. Hodsden, «DARPA's Mind-Controlled Arm Prosthesis Preps For Commercial Launch,» *Med Device Online*, 2016.
- [6] Revolutionizing prosthetics, «DARPA,» [En línea]. Available: <https://www.darpa.mil/program/revolutionizing-prosthetics>. [Último acceso: 04 05 2018].
- [7] InMoov, «InMoov,» [En línea]. Available: <http://inmoov.fr/>. [Último acceso: 25 Octubre 2018].
- [8] J. Galvez, «Electromiografía,» *Journal de Fisiatria*, 2011.
- [9] K. R.S, Biomedical instrumentations. Technology and aplicaciones, McGraw-Hill Education, 2004.
- [10] A. O. M. Digitales, *Hoja de datos Electromiógrafo EMG-VIII*.
- [11] Myo Armband, «Myo,» [En línea]. Available: <https://www.myo.com/present>. [Último acceso: 04 05 2018].
- [12] Wikipedia, «Empaquetado DIP,» [En línea]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Dual_in-line_package. [Último acceso: 27 Octubre 2018].
- [13] P. P. Roberto Merletti, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, 2005.
- [14] D. L. Carlo J, «Use of Surface Electromyography in Biomechanics,» *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 3, 1997.
- [15] M. R. Neuman, «“Biopotential Electrodes”,» de *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*, Joseph D. Bronzino, 2000.
- [16] R. Milla, «Programa de gestión de mantenimiento,» [En línea]. Available: <https://sites.google.com/site/electrogest005/home/equipo005-ecg>. [Último acceso: 25 Noviembre 2018].
- [17] A. Searle y L. Kirkup, «A direct comparison of wet, dry and isolating bioelectric recordings electrodes,» Australia, 2007.
- [18] H. J. Hermie y B. Freriks, «The State of the Art on Sensors and sensors placement procedures for surface electromyography».
- [19] J. C. Peña, «Filtros activos».
- [20] D. I. Carlo J, «Surface electromyography: Detection and recording,» 2002.
- [21] Texas Instrument, *Hoja de datos INA 129*.

- [22] Texas Instrument, «Active filter Design Techniques».
- [23] texas instruments, «Precision Full-Wave Rectifier, Dual-Supply,» 2013.
- [24] Wikipedia, «Promedio móvil simple,» [En línea]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Promedio_m%C3%B3vil_simple. [Último acceso: 05 Agosto 2018].
- [25] J. Valuepro, «Jameco Electronics,» [En línea]. Available: https://www.jameco.com/z/IDL-800A-R-Digital-Design-Lab-with-Solderless-Breadboard_75839.html. [Último acceso: 05 Agosto 2018].
- [26] SENIAM, «Sensor location,» [En línea]. Available: http://seniam.org/sensor_location.htm. [Último acceso: 10 Noviembre 2018].
- [27] Arduino, «Structure,» [En línea]. Available: <https://www.arduino.cc/reference/en/language/structure/control-structure/if/>. [Último acceso: 20 Noviembre 2018].
- [28] M. E. Hussein, «3D printed Myoelectric Prosthetic Arm,» Sydney, 2014.
- [29] Stratasys, «About Stratasys,» [En línea]. Available: <https://www.stratasys.com/corporate/about-us>. [Último acceso: 23 Noviembre 2018].
- [30] IMPRESORAS3D.COM, «Noticias,» [En línea]. Available: <https://www.impresoras3d.com/el-material-de-impresion-abs-y-sus-caracteristicas/>. [Último acceso: 23 Noviembre 2018].
- [31] TowerPro, «Micro Servo,» [En línea]. Available: <http://www.towerpro.com.tw/product/sg90-7/>. [Último acceso: 23 Noviembre 2018].
- [32] ServoDatabase, «Hitec Servos,» [En línea]. Available: <https://servodatabase.com/servo/hitec/hs-55>. [Último acceso: 24 Noviembre 2018].
- [33] Mouser Electronics, «STMicroelectronics,» [En línea]. Available: <https://www.mouser.cl/new/stmicroelectronics/stm32/>. [Último acceso: 15 Noviembre 2018].
- [34] PCP audio, «Componentes SMD,» [En línea]. Available: https://www.pcpaudio.com/pcpfiles/doc_amplificadores/SMD/SMD.html. [Último acceso: 15 noviembre 2018].

Anexo A. Código Arduino

```
#include <Servo.h>           //librería para servomotores
#define sig1 A0              //primera señal (color azul)
#define sig2 A1              //segunda señal (color rojo)
#define sig3 A2              //tercera señal (color verde)
#define n 10                 //número de puntos de media móvil

Servo servoMotor1;          //servomotor dedo meñique
Servo servoMotor2;          //servomotor dedo anular
Servo servoMotor3;          //servomotor dedo medio
Servo servoMotor4;          //servomotor dedo índice
Servo servoMotor5;          //servomotor dedo pulgar
Servo servoMotor6;          //servomotor muñeca
long moving_average();      //función para media móvil
int orig1,orig2,orig3,      //valores analógicos
filt1,filt2,filt3;         //valores filtrados

int number1[n];             //vector con valores para media móvil 1
int number2[n];             //vector con valores para media móvil 2
int number3[n];             //vector con valores para media móvil 3
int k1=100;                 //límite para no mostrar el ruido en la función 1
int k2=80;                   //límite para no mostrar el ruido en la función 2
int k3=30;                   //límite para no mostrar el ruido en la función 3
int lim1=70;                 //límite para realizar el cambio de
estado para la señal 1
int lim2=55;                 //límite para realizar el cambio de
estado para la señal 2
int lim3=40;                 //límite para realizar el cambio de
estado para la señal 3
int estado=0;               //variable que determina la
posicion actual de la prótesis
unsigned long previousMillis = 0; //variable que guarda el tiempo
desde la ultimo cambio de estado
const long interval = 120;   //intervalo de tiempo entre una
accion y otra

void setup()
{
  Serial.begin(9600);        //inicio de puerto serial
  pinMode(sig1, INPUT);      //configuración entrada de señal 1
  pinMode(sig2, INPUT);      //configuración entrada de señal 2
  pinMode(sig3, INPUT);      //configuración entrada de señal 3
  servoMotor1.attach(3);     //configuración servomotor 1
  servoMotor2.attach(5);     //configuración servomotor 2
  servoMotor3.attach(6);     //configuración servomotor 3
  servoMotor4.attach(9);     //configuración servomotor 4
  servoMotor5.attach(10);    //configuración servomotor 5
  servoMotor6.attach(11);    //configuración servomotor 6
  servoMotor1.write(0);      //Inicio de servomotor 1 en reposo
  servoMotor2.write(0);      //Inicio de servomotor 2 en reposo
  servoMotor3.write(0);      //Inicio de servomotor 3 en reposo
  servoMotor4.write(0);      //Inicio de servomotor 4 en reposo
  servoMotor5.write(0);      //Inicio de servomotor 5 en reposo
  servoMotor6.write(0);      //Inicio de servomotor 6 en reposo
}
```

```

} //end setup

void loop()
{
    orig1 = analogRead(sig1);           //lectura analogica A0
    orig2 = analogRead(sig2);           //lectura analogica A1
    orig3 = analogRead(sig3);           //lectura analogica A2
    filt1 = media1(orig1);               //llamado a función de media móvil 1
    filt2 = media2(orig2);               //llamado a función de media móvil 2
    filt3 = media3(orig3);               //llamado a función de media móvil 3

    Serial.print(filt1);                 //Se grafica la señal 1 filtrada
    Serial.print(" ");                   //separador de señal
    Serial.print(filt2);                 //se grafica la señal 2 filtrada
    Serial.print(" ");                   //separador de señal
    Serial.print(filt3);                 //se grafica la señal 3 filtrada
    Serial.println(" ");                 //termino de envío de datos

    unsigned long currentMillis = millis(); //tiempo de funcionamiento

    if (currentMillis - previousMillis >= interval) { //si el tiempo
de trabajo es mayor al definido

        previousMillis = currentMillis; //actualizar el
tiempo de trabajo

        if(filt1>=lim1&&filt2<=lim2&&filt3<=lim3){
            //si el valor de la media móvil es mayor que el límite de la
primera señal

            if(estados!=1){ //estado 1
                servoMotor1.write(90); //si se encuentra en otro estado
                servoMotor2.write(150); //cerrar mano normal
                servoMotor3.write(70);
                servoMotor4.write(90);
                servoMotor5.write(150);

                estado=1; //cambia el estado a 1
            }
            else if(estados==1){ //si se encuentra en el estado 1
abrir la mano
                servoMotor1.write(170);
                servoMotor2.write(30);
                servoMotor3.write(170);
                servoMotor4.write(0);
                servoMotor5.write(3);

                estado=12; //cambia el estado a 12
            }
        }
    }
    if (filt2>=lim2&&filt1<=lim1&&filt3<=lim3) { //si el
valor de la media móvil es mayor que el límite de la segunda señal

        //estado 2

```

```

if(estado!=2){ //si se encuentra en otro estado
  servoMotor6.write(100); //rotar la mano en 100 grados
  estado=2; //cambia el estado a 2
}
else if(estado==2){ //abre la mano
  servoMotor1.write(170);
  servoMotor2.write(30);
  servoMotor3.write(170);
  servoMotor4.write(0);
  servoMotor5.write(3);
  servoMotor6.write(0);
  estado=22; //cambia el estado a 22
}
}
if (filt3>=lim3&&filt2<=lim2&&filt1<=lim1) { //si el
valor de la media móvil es mayor que el límite de la tercera señal

//estado 3
if(estado!=3){ //si se encuentra en otro
estado
  servoMotor6.write(0); //rotar la mano a cero grados
  estado=3; //cambia el estado a 3
}
else if(estado==3){ //si se encuentra en el estado 3
abre la mano
  servoMotor1.write(170);
  servoMotor2.write(30);
  servoMotor3.write(170);
  servoMotor4.write(0);
  servoMotor5.write(3);
  estado=32; //cambia el estado a 32
}
}
if (filt1>=lim1&&filt3>=lim3&&filt2<=lim2) { //si la señal 1 y la
señal 3 superan los limites

//estado 4
if(estado!=4){ //si se encuentra en otro estado
  servoMotor4.write(80); //cerrar dedo índice
  delay(500);
  servoMotor1.write(90); //cerrar mano
  servoMotor2.write(40);
  servoMotor3.write(80);
  servoMotor5.write(70);
  estado=4; //cambia el estado a 4
}
else if(estado==4){ //si se encuentra en el estado 4
abre la mano
  servoMotor1.write(170);
  servoMotor2.write(30);
  servoMotor3.write(170);
  servoMotor4.write(0);
  servoMotor5.write(3);
  estado=42; //cambia el estado a 42
}
}
}

```



```

    if (filt2>=70&&filt3>=40&&filt1<lim1) {           //si la señal 2 y la
señal 3 superan los limites
                                                    //estado 5
    if(estado!=5){                                //si se encuentra en otro estado
    servoMotor1.write(90);                        //símbolo de la paz
    servoMotor2.write(150);
    servoMotor3.write(170);
    servoMotor4.write(0);
    servoMotor5.write(150);
    estado=5;                                     //cambia el estado a 5
    }
    else if(estado==5){                           //si se encuentra en el estado 5
abre la mano
    servoMotor1.write(170);
    servoMotor2.write(30);
    servoMotor3.write(170);
    servoMotor4.write(0);
    servoMotor5.write(3);
    estado=52;                                    //cambia el estado a 52
    }
}

    if (filt1>=100&&filt2>=80&&filt3>=50) {         //si la señal 1, señal
2 y la señal 3 superan los limites
                                                    //estado 6
    if(estado!=6){                                //si se encuentra en otro estado
    servoMotor1.write(170);                       //pinzar con dos dedos
    servoMotor2.write(30);
    servoMotor3.write(170);
    servoMotor4.write(90);
    servoMotor5.write(150);
    estado=6;                                     //cambia el estado a 6
    }
    else if(estado==6){                           //si se encuentra en el estado abre
la mano
    servoMotor1.write(170);
    servoMotor2.write(30);
    servoMotor3.write(170);
    servoMotor4.write(0);
    servoMotor5.write(3);
    estado=62;                                    //cambia el estado a 62
    }
}
} //end loop

//función media móvil 1
long media1(float x)
{
    //desplaza los valores de la media móvil
    for(int i= n-1; i>0; i--) number1[i] = number1[i-1];

    if(x<k1){ //si la señal es menor que el límite para evitar el ruido

```

```

number1[0] = 0;    //se ingresa un cero al vector para evitar el ruido
}
else{
number1[0] = x;    //se ingresa el valor de la lectura al vector
}

long acc1 = 0;        //acumula los valores

for(int i=0; i<n; i++) acc1 += number1[i]; //sumatoria de valores

return acc1/n;        //retorno de media móvil

} //fin de media móvil 1

//función media móvil 2

long media2(float x)
{

//desplaza los valores de la media móvil
for(int i= n-1; i>0; i--) number2[i] = number2[i-1];

if(x<k2){    //si la señal es menor que el limite para evitar el ruido
number2[0] = 0;    //se ingresa un cero al vector para evitar el ruido
}
else{
number2[0] = x;        //se ingresa el valor de la lectura al vector
}

long acc2 = 0;        //acumula los valores

for(int i=0; i<n; i++) acc2 += number2[i]; //sumatoria de valores
return acc2/n;        //retorno de media móvil

} //fin de media móvil 2

//función media móvil 3

long media3(float x)
{

//desplaza los valores de la media móvil
for(int i= n-1; i>0; i--) number3[i] = number3[i-1];

if(x<k3){    //si la señal es menor que el limite para evitar el ruido
number3[0] = 0;    //se ingresa un cero al vector para evitar el ruido
}
else{
number3[0] = x;        //se ingresa el valor de la lectura al vector
}
long acc3 = 0;        //acumula los valores
for(int i=0; i<n; i++) acc3 += number3[i]; //sumatoria de valores

return acc3/n;        //retorno de media móvil

} //fin de media móvil 3

```



DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA PARA DETECCIÓN DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

Jaime Jacob Calderón Nilo