



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS, ELECTRÓNICA E
INDUSTRIAL**

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES

Tema:

**“PRÓTESIS ACTIVA DE MANO CONTROLADA MEDIANTE SEÑALES
ELECTROMIOGRÁFICAS”**

Trabajo de Titulación Modalidad: Proyecto de Investigación, presentado previo a la
obtención del título de Ingeniero en Electrónica y Comunicaciones

ÁREA: Física y Electrónica

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: Sistemas Electrónicos

AUTOR: Kevin David Montesdeoca Cherez

TUTOR: Ing. Víctor Santiago Manzano Villafuerte, Mg.

Ambato - Ecuador

marzo – 2022

APROBACIÓN DEL TUTOR

En calidad de tutor del Trabajo de Titulación con el tema: PRÓTESIS ACTIVA DE MANO CONTROLADA MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS, desarrollado bajo la modalidad Proyecto de Investigación por el señor Kevin David Montesdeoca Cherrez, estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, me permito indicar que el estudiante ha sido tutorado durante todo el desarrollo del trabajo hasta su conclusión, de acuerdo a lo dispuesto en el Artículo 15 del Reglamento para obtener el Título de Tercer Nivel, de Grado de la Universidad Técnica de Ambato, y el numeral 7.4 del respectivo instructivo.

Ambato, marzo 2022.

Ing. Víctor Santiago Manzano Villafuerte, Mg.

TUTOR

AUTORÍA

El presente Proyecto de Investigación titulado: PRÓTESIS ACTIVA DE MANO CONTROLADA MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS es absolutamente original, auténtico y personal. En tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, marzo 2022.



Kevin David Montesdeoca Cherez

C.C. 1805090741

AUTOR

APROBACIÓN TRIBUNAL DE GRADO

En calidad de par calificador del Informe Final del Trabajo de Titulación presentado por el señor Kevin David Montesdeoca Cherrez estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, bajo la Modalidad Proyecto de Investigación, titulado PRÓTESIS ACTIVA DE MANO CONTROLADA MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS, nos permitimos informar que el trabajo ha sido revisado y calificado de acuerdo al Artículo 17 del Reglamento para obtener el Título de Tercer Nivel, de Grado de la Universidad Técnica de Ambato, y al numeral 7.6 del respectivo instructivo. Para cuya constancia suscribimos, conjuntamente con la señora Presidenta del Tribunal.

Ambato, marzo 2022.

Ing. Pilar Urrutia, Mg.
PRESIDENTA DEL TRIBUNAL

Ing. Carlos Gordón, PhD.
PROFESOR CALIFICADOR

Ing. Julio Cuji, Mg.
PROFESOR CALIFICADOR

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga uso de este Trabajo de Titulación como un documento disponible para la lectura, consulta y procesos de investigación.

Cedo los derechos de mi Trabajo de Titulación en favor de la Universidad Técnica de Ambato, con fines de difusión pública. Además, autorizo su reproducción total o parcial dentro de las regulaciones de la institución.

Ambato, marzo 2022.



Kevin David Montesdeoca Cherrez

C.C. 1805090741

AUTOR

DEDICATORIA

El presente trabajo va dedicado principalmente a mi mamita Neli quien día a día hizo todo su esfuerzo para apoyarme en el estudio y ahora ve reflejado todo aquello con la culminación de esta etapa universitaria. También se lo dedico a mis hermanas Mirian, Mariela y Mayra quienes siempre me han brindado su apoyo y palabras de aliento para lograr esta meta para ser un profesional. Finalmente, a mi padre Adán Montesdeoca, quien a pesar de que por circunstancias de la vida no vive junto a mí, pero siempre que he requerido de su ayuda me ha brindado el apoyo incondicional de un papá.

Kevin David Montesdeoca Cherrez

AGRADECIMIENTO

Al creador, por darme la salud y vida para ir cumpliendo con todas mis metas.

A mis padres y hermanas, quienes me han guiado por el camino del bien, y me han brindado su apoyo incondicionalmente hasta la culminación de este objetivo.

A mis compañeros de carrera, con los cuales nos hemos brindado un apoyo mutuo en cada paso de nuestra vida universitaria.

A mis docentes universitarios, pilares fundamentales para enriquecer los conocimientos que he adquirido.

A mi tutor el Ing. Santiago Manzano quién confió en mi la idea del trabajo de titulación y fue de guía en su desarrollo.

Kevin David Montesdeoca Cherrez

Índice General de Contenidos

APROBACIÓN DEL TUTOR.....	ii
AUTORÍA.....	iii
APROBACIÓN TRIBUNAL DE GRADO.....	iv
DERECHOS DE AUTOR.....	v
DEDICATORIA	vi
AGRADECIMIENTO.....	vii
ÍNDICE DE TABLAS	x
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
RESUMEN EJECUTIVO	xiv
ABSTRACT.....	xv
CAPÍTULO I.- MARCO TEÓRICO	16
1.1 Tema de investigación.....	16
1.2 Antecedentes Investigativos	16
1.2.1 Contextualización del problema.....	18
1.2.2 Fundamentación Teórica.....	19
1.3 Objetivos.....	50
1.3.1 Objetivo General	50
1.3.2 Objetivos Específicos.....	50
CAPÍTULO II.- METODOLOGÍA.....	51
2.1 Materiales	51
2.2 Métodos	51
2.2.1 Modalidad de Investigación	51
2.2.2 Recolección de Información	51
2.2.3 Procesamiento y Análisis de Datos	52

CAPÍTULO III.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN	53
3.1 Análisis y Discusión de los Resultados	53
3.1.1 Sistemas electrónicos para la adquisición de señales electromiográficas 53	
3.1.2 Diagrama del sistema electrónico	62
3.1.3 Software de modelamiento 3D.....	64
3.1.4 Diseño de la prótesis de mano.....	65
3.1.5 Modelado de la prótesis de mano.....	68
3.1.6 Filamento de impresión de la prótesis.....	73
3.1.7 Software de laminado 3D.....	74
3.1.8 Ensamble de la prótesis de mano	77
3.1.9 Diseño de la placa controladora	79
3.1.10 Etapas del sistema	81
3.1.11 Análisis del Biosensor EMG	83
3.1.12 Diagrama de Flujo.....	92
3.1.13 Procesamiento de la señal EMG	93
3.1.14 Presupuesto	94
3.2 Pruebas de funcionamiento.....	96
3.2.1 Monitoreo de las señales electromiográficas del paciente	96
3.2.2 Registro de las pruebas de funcionamiento según los tipos de agarre .	97
CAPÍTULO IV.- CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	106
4.1 Conclusiones.....	106
4.2 Recomendaciones	107
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	108
ANEXOS.....	113

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Rangos de algunas de los bioseñales más usuales [11].	20
Tabla 2. Tabla comparativa de sensores EMG.	53
Tabla 3. Tabla comparativa de servomotores.	55
Tabla 4. Tabla comparativa de tarjetas controladoras.	57
Tabla 5. Tabla comparativa baterías	59
Tabla 6. Tabla comparativa reguladores de voltaje.	61
Tabla 7. Modos de funcionamiento de la prótesis de mano.	63
Tabla 8. Ajuste de ángulos servomotores.	64
Tabla 9. Medidas de la mano (Norma DIN 33 402 parte II).	66
Tabla 10. Ancho del pulgar y grosor de la mano (Norma DIN 33 402 parte II).	67
Tabla 11. Agarre de un objeto (Norma DIN 33 402. parte II).	67
Tabla 12. Tabla comparativa de filamentos más utilizados en impresión 3D.	73
Tabla 13. Tiempos de impresión de las piezas-prótesis	76
Tabla 14. Estándares de un amplificador de instrumentación en electromiografía.	84
Tabla 15. Características del amplificador de instrumentación AD8221.	85
Tabla 16. Presupuesto del Sistema EMG	94
Tabla 17. Presupuesto de la impresión 3D.	94
Tabla 18. Presupuesto de la interfaz electrónica y herramientas	95
Tabla 19. Presupuesto final de la prótesis activa de mano.	95
Tabla 20. Pruebas de funcionamiento - Agarre cilíndrico	99
Tabla 21. Pruebas de funcionamiento - Agarre esférico	101
Tabla 22. Pruebas de funcionamiento - Agarre pinza	103
Tabla 23. Prueba de funcionamiento - Agarre en función del voltaje.	105

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Electromiograma de una señal EMG en función de (a) tiempo y (b) frecuencia. [10].	20
Figura 2. Traslado del potencial de acción [12].	21
Figura 3. Unión de la acetilcolina - membrana muscular [12].	22
Figura 4. Relajación de las fibras musculares [12].	22
Figura 5. Generación de impulsos eléctricos [13].	23
Figura 6. Método invasivo para detección de una señal EMG [15].	24
Figura 7. a) PAUM de una persona normal; b) PAUM polifásicos patológicos; c) PAUM con una contracción muscular elevada. [17]	25
Figura 8. Características de la señal de un potencial de acción de unidad motora ...	26
Figura 9. Electrodo no invasivo y colocación sobre la superficie del brazo.	27
Figura 10. Huesos de la mano [20].	30
Figura 11. Tipos básicos de agarre de la mano humana.	31
Figura 12. Amplificador Operacional básico [22].	32
Figura 13. Configuración Amplificador Inversor [22].	33
Figura 14. Configuración Amplificador no Inversor [22].	33
Figura 15. (a) Configuración Amplificador Seguidor (b) Circuito equivalente.	34
Figura 16. (a) Configuración Amplificador Sumador (b) Circuito equivalente	34
Figura 17. Estructura de un amplificador de instrumentación	35
Figura 18. Respuesta de filtros ideales [22].	36
Figura 19. Filtro activo pasobajas de primer orden.	37
Figura 20. Filtro activo segundo orden.	38
Figura 21. Filtro activo pasoaltas.	38
Figura 22. Respuesta de un filtro activo pasoaltas.	39
Figura 23. Filtro activo pasobanda.	39
Figura 24. Circuito rectificador con diodo de silicio normal [25]	40
Figura 25. Rectificador de precisión de media onda, circuito y onda de señal. [25]	41
Figura 26. Señal de un rectificador de precisión de onda completa [25].	41
Figura 27. Prótesis estética de mano [28].	42
Figura 28. Prótesis mecánica de mano con sus elementos [29].	43
Figura 29. Prótesis eléctrica de mano [30].	44

Figura 30. Prótesis neumática de mano [31].....	44
Figura 31. Prótesis mioeléctrica de mano [32].	45
Figura 32. Prótesis híbrida [28].....	45
Figura 33. Prótesis mioeléctrica i-Limb® Quantum [33].	46
Figura 34. Prótesis Michelangelo [35].....	47
Figura 35. Prótesis bebionic 3 [36].	48
Figura 36. Prótesis CyberHand [28].	48
Figura 37. Regulación de voltaje a 5V.....	62
Figura 38. Diagrama del sistema electrónico.....	62
Figura 39. Logotipo Software Fusion 360	64
Figura 40. Medidas de la mano (Según Norma DIN 33 402 parte II).....	65
Figura 41. Ancho del pulgar y grosor de la mano (Norma DIN 33 402 parte II).....	66
Figura 42. Agarre de un objeto (Según Norma DIN 33 402 parte II).	67
Figura 43. Largo de los dedos medio, anular y meñique.	68
Figura 44. Ancho de los dedos medio, anular y meñique.	69
Figura 45. Largo del dedo índice	69
Figura 46. Ancho del dedo índice	70
Figura 47. Largo del dedo pulgar.....	70
Figura 48. Ancho del dedo pulgar.....	71
Figura 49. Ancho de la mano	71
Figura 50. Exportación de las piezas de la prótesis en formato STL.....	72
Figura 51. Parámetros de la opción exportar en Fusion 360.....	72
Figura 52. PrusaSlicer Version 2.3.3	74
Figura 53. Laminado de la palma de la prótesis de mano.....	75
Figura 54. Palma de la mano impresa en PLA+	75
Figura 55. Dedos medio, anular y meñiques ensamblados.	77
Figura 56. Ensamble dedo índice.....	77
Figura 57. Ensamble del dedo pulgar.....	78
Figura 58. Ensamble de las falanges con la palma de la mano.....	78
Figura 59. Ensamble de los servomotores en la prótesis de mano.....	78
Figura 60. Diseño PCB de la prótesis a) Vista frontal b) Vista posterior	79
Figura 61. Implementación PCB de la prótesis a) Vista frontal b) Vista posterior ..	79
Figura 62. Ensamble de todos los componentes de la prótesis de mano	80

Figura 63. Etapas de la prótesis activa de mano.	81
Figura 64. Electrodo marca Ambu	82
Figura 65. Ubicación adecuada de los electrodos en el antebrazo.....	82
Figura 66. Ubicación adecuada de los electrodos en el bíceps.	83
Figura 67. Diagrama de pines Amplificador operacional AD8221	86
Figura 68. Simulación etapa pre-amplificación	86
Figura 69. Simulación filtro pasa alto.....	87
Figura 70. Simulación filtro pasa bajas.....	88
Figura 71. Simulación Filtro pasa banda	89
Figura 72. Respuesta en frecuencia Filtro pasa banda	89
Figura 73. Simulación circuito rectificador de precisión	90
Figura 74. Visualización rectificadora de precisión en el osciloscopio.....	90
Figura 75. Simulación amplificadora no inversor.....	91
Figura 76. Diagrama Sensor Myoware	91
Figura 77. Diagrama de flujo del proceso.....	92
Figura 78. Filtro EMA en señal EMG.....	93
Figura 79. Diagrama de bloques de la interfaz de adquisición emg	96
Figura 80. Interfaz de adquisición EMG.....	96
Figura 81. Colocación del sensor en el paciente.....	97
Figura 82. Prueba de funcionamiento - Agarre Cilíndrico.....	98
Figura 83. Prueba de funcionamiento en un paciente, agarre cilíndrico.....	98
Figura 84. Prueba de funcionamiento - Agarre cilíndrico, esférico.....	100
Figura 85. Prueba de funcionamiento en paciente, agarre esférico.	100
Figura 86. Prueba de funcionamiento - Agarre pinza	102
Figura 87. Prueba de funcionamiento en paciente, agarre pinza.	102
Figura 88. Prueba de funcionamiento agarre en función del voltaje.	104
Figura 89. Prueba de funcionamiento en paciente, agarre en función del voltaje. .	104

RESUMEN EJECUTIVO

El presente trabajo de investigación muestra el diseño, construcción e implementación de una prótesis activa de mano controlada mediante señales electromiográficas la cual ayudará a personas que han sufrido la amputación de su extremidad superior al ser un prototipo funcional y no solamente estético, además permitirá a la persona beneficiaria realizar varias de sus actividades cotidianas.

El desarrollo de la prótesis está compuesto de 4 etapas, en la primera etapa se colocan los electrodos al paciente para adquirir las señales electromiográficas, en la segunda etapa se coloca un sensor EMG el cual es el encargado de amplificar esta señal que teóricamente tiene una amplitud de 1 mV pico a pico con una zona útil en el rango de frecuencias de 20 Hz a 500 Hz, luego, en la tercera etapa, se procesa esta señal análoga con un microcontrolador el cual tiene un ADC de 10 bits con lo que se realiza una conversión análoga digital para posteriormente controlar la cuarta y última etapa en donde se colocan 3 actuadores conectados mecánicamente con palancas y engranajes para simular los principales tipos de agarre de la mano.

Para la elaboración de la prótesis de mano se emplean tecnologías 3D tanto para el modelado y fabricación de las piezas. En cuanto al material de fundición para las piezas se emplea un componente biodegradable llamado PLA+ el cual presenta propiedades de resistencia aceptables y además no es contaminante.

La prótesis activa de mano presenta 4 modos de operación seleccionables con 2 switch los cuales permiten al paciente simular los principales tipos de agarre como son agarre cilíndrico, agarre esférico, agarre pinza y un modo especial para tomar objetos en función de la salida análoga del sensor EMG.

Palabra Clave: Prótesis, electromiografía, mano, señal, filtro, sensor, actuador, impresión 3D.

ABSTRACT

This research work shows the design, construction and implementation of an active hand prosthesis which will help people who have suffered the amputation of their upper limb as it is a functional prototype and not only aesthetic, it will also allow the beneficiary person to perform several of their daily activities.

The development of the prosthesis is composed of 4 stages, in the first stage the electrodes are placed on the patient to acquire the electromyographic signals, in the second stage an EMG sensor is placed which is responsible for amplifying this from 1 mV peak to peak with a useful area in the frequency range from 20 Hz to 500 Hz, then, in the third stage, this analog signal is processed with a microcontroller which has a 10-bit ADC with which a digital analog conversion is performed to then control the fourth and last stage where 3 mechanically connected actuators with levers and gears are placed to simulate the main types of hand grip.

For the elaboration of the hand prosthesis, 3D technologies are used for both the modeling and the fabrication of the parts. As for the casting material for the parts, a biodegradable component called PLA+ is used, which has acceptable strength properties and is also non-polluting.

The active hand prosthesis presents 4 selectable operation modes with 2 switches which allow the patient to simulate the main types of grasping such as cylindrical grasping, spherical grasping, pincer grasping and a special mode for grasping objects according to the analog output of the EMG sensor.

Keywords: Prosthesis, electromyography, hand, signal, filter, sensor, actuator, 3D printing.

CAPÍTULO I.- MARCO TEÓRICO

1.1 Tema de investigación

“PRÓTESIS ACTIVA DE MANO CONTROLADA MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS “

1.2 Antecedentes Investigativos

Analizando la diferente documentación sobre proyectos de investigación y artículos referentes a prótesis de mano controladas mediante señales electromiográficas, se tomaron en cuenta los avances más importantes para el desarrollo del prototipo los cuales de detallan en los siguientes casos:

En enero de 2019, S. Oluwarotimi, A. Mojisola, G. Yanjuan, Ali H. Al-Timemy, P. Sandeep, J. Ning, X. Shixiong, F. Peng y Li Guanglin en su investigación publicada en la revista IEEE denominada “Intelligent EMG Pattern Recognition Control Method for Upper-Limb Multifunctional Prostheses: Advances, Current Challenges, and Future Prospects” hacen un estudio sobre las señales electromiográficas para el control de prótesis biomédicas. En este artículo se analiza el procesamiento de estas señales en diferentes etapas, la primer etapa es la recolección de las señales electromiográficas mediante técnicas no invasivas utilizando electrodos, la segunda etapa es el procesamiento de estas señales adquiridas mediante amplificadores y filtros para minimizar los ruidos e interferencias que esta posea, después del procesado de estas señales se realiza una clasificación de estas señales en diferentes ventanas para su análisis y finalmente mediante modelos matemáticos y decodificaciones se analiza la intencionalidad de la señal relacionada con el movimiento de la mano. Obteniendo así que los mejores rangos para trabajar con señales electromiográficas oscila entre los 20 a 450 Hz [1].

En el año 2019, R. Pérez, M. Domínguez, J. Fernández, A. Linares y A. Barranco en el trabajo titulado “MYOARM: prótesis robótica con sensado EMG y entrenamiento con redes neuronales” analizan el funcionamiento de un brazalete creado por Thalmic Labs capaz de adquirir la señal electromiográfica muscular o nerviosa. La prótesis

diseñada por este grupo de robótica de la Universidad de Sevilla es capaz de realizar funciones de una mano biológica en la cual utilizan una cuerda para simular los tendones y permitir el movimiento de los dedos, además su prototipo cuenta con engranajes y motores que permiten el movimiento de la muñeca. La conexión entre la prótesis biónica y el brazalete se realiza de manera inalámbrica, a su vez los actuadores del prototipo se encuentran controlados bajo un microcontrolador, como resultado se ha obtenido un prototipo de brazo robótico controlado remotamente mediante el brazalete MYOARM [2].

En septiembre de 2019, A. Sánchez, J. Torres, A. Jara, J. Pomares, G. García y A. Úbeda en su trabajo de investigación denominado “Evaluación de un esquema de control mioeléctrico bidimensional para prótesis robóticas” presentan un diagrama de control mioeléctrico bidimensional encaminado al control de prótesis robóticas en el cual tras preprocesar la señal EMG mediante el rectificado y suavizado a través de cuatro canales, se ha identificado los movimientos más comunes de la mano como son: abducción, extensión, flexión, y aducción de muñeca. Este estudio se ha aplicado a 11 personas de las cuales se ha obtenido entre el 70% y 80% de similitud en todos los participantes mostrando que el diagrama de control mioeléctrico para prótesis biónicas es eficiente sin importar el género y estado físico de los pacientes [3].

En 2019 López Oswaldo y Germán Mera en su trabajo de titulación “Diseño e implementación de un control por medio de señales electroencefalográficas para controlar una mano biónica y la manipulación de objetos en el laboratorio de mecatrónica de la universidad de las fuerzas armadas ESPE extensión Latacunga” investigaron sobre la electroencefalografía para el diseño y posterior implementación de un modelo de prótesis de mano para el manejo de cosas o materiales dentro de un laboratorio. Este sistema tiene una comunicación inalámbrica y un método de captación de señales electroencefalográficas el cual brinda una mejor respuesta a prototipos con el brazalete de señales mioeléctricas adquiridas mediante el sensor Myo Armband Gesture, como resultado, se ha obtenido una optimización en el funcionamiento de la prótesis biónica, además se asegura una mayor autonomía en el sistema de control, evitando el cambio de modo para cada movimiento del prototipo [4].

En 2020 Bryan Cerón, Ingeniero Biomédico de la Universidad de Investigación de Tecnología Experimental Yachay en su trabajo de titulación “Upper extremity transhumeral myoelectric prosthesis” ha diseñado un circuito electromiográfico para detectar la señal EMG y una prótesis biónica transhumeral funcional del miembro superior a bajo costo impresa en 3D con material PLA, este prototipo tiene 6 grados de libertad, controlando así cada dedo con un actuador y otro actuador para la muñeca. Esta prótesis biomédica se ha diseñado con la finalidad de mejorar la calidad de vida de las personas que tienen amputaciones o malformaciones en las extremidades superiores [5].

1.2.1 Contextualización del problema

Según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS) se estima que alrededor del 0.5% de cualquier población a nivel mundial lo que significa que entre 35 y 40 millones de personas alrededor del mundo necesitan de una prótesis para alguna de sus articulaciones o partes del cuerpo, sin embargo, debido a la difícil situación en muchos países, es que solo entre el 5% y 15% de la población pueden acceder a este tipo de ayudas tecnológicas como son las prótesis o dispositivos para recuperación de la parte faltante o amputada [6]. También, una investigación realizada por Advanced Amputee, detalla que a nivel mundial existe aproximadamente 1 millón de personas anual con discapacidad física por la amputación de una de sus extremidades, lo cual limita las funciones y labores diarias de estas personas [7].

Ecuador es un país subdesarrollado que se caracteriza por la predominancia de obreros artesanales a diferencia de otros países desarrollados donde la mano de obra está sustituida por maquinaria automatizada, razón por la cual en el país existe un gran número de accidentes laborales que han terminado en la amputación de alguna de las extremidades del obrero, por lo cual, se convierte en una necesidad el acceso a una prótesis de la parte amputada [5]. Actualmente, de acuerdo a las estadísticas del Consejo Nacional de Discapacidades del Ecuador (CONADIS), se registra un total de 472213 personas con discapacidades de algún tipo de las cuales 216479 padecen de discapacidad física, es decir, casi la mitad de estas personas (45,84%) podrían necesitar de una prótesis de mano para mejorar su calidad de vida [8].

En base a la investigación previamente realizada, el presente proyecto busca reemplazar muchas de las prótesis que se han realizado las cuales no son funcionales

o solamente se las realiza con fines estéticos, esto se logrará mediante el diseño e implementación de una prótesis de mano controlada mediante señales electromiográficas, además, esta prótesis no será tan costosa como las opciones actuales en mercados internacionales.

Con la tecnología actual a disposición, es viable la implementación de esta prótesis funcional a bajo costo, para lo cual se utilizará sensores de señales mioeléctricas, modelamiento e impresión 3D para simular la parte amputada, actuadores que ayuden a la movilidad de la prótesis y un microcontrolador el cual se encargará de procesar las señales musculares y accionar los actuadores según la programación realizada.

1.2.2 Fundamentación Teórica

Electromiografía

El estudio del sistema neuromuscular está encargado por la electromiografía, la cual se define como un procedimiento de diagnóstico encargada en primer lugar de detectar la actividad muscular, luego examinar y finalmente procesar las señales eléctricas producidas por músculos cuando se realiza el proceso de contracción de estos [9].

Se encuentra determinado que la amplitud de las señales electromiográficas (EMG) son de naturaleza estocástica es decir se presentan aleatoriamente y pueden representarse moderadamente por una función de distribución gaussiana. Además, se encuentra establecido que amplitud de estas señales pueden variar en un rango de 0 a 1 mV (pico a pico).

Las señales electromiográficas utilizables son aquellas con una energía por sobre el nivel de ruido eléctrico. En la figura 1 se muestra un modelo del espectro de frecuencias de la señal electromiográfica (electromiograma) en donde, como se dijo anteriormente, la amplitud pico a pico de estas señales varían desde 0 a 1 mV, esto en función del músculo y las circunstancias en las que se aplica. Aquí se puede verificar que el sector predominante de las señales mioeléctricas está en el rango entre los 50 Hz y los 150 Hz los cuales se extraen de una banda contenida entre las frecuencias de 0 Hz y 500 Hz. [3].

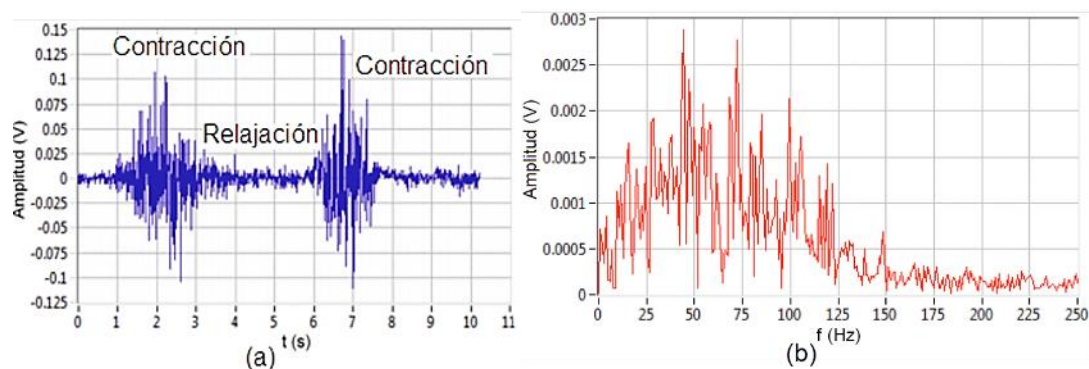


Figura 1. Electromiograma de una señal EMG en función de (a) tiempo y (b) frecuencia. [10].

Registro de bioseñales eléctricas

Según un estudio realizado por la Universidad de Valencia por el Departamento de Ingeniería Electrónica se han registrado los biopotenciales de las señales eléctricas más comunes los cuales de las resume en la tabla 1.

Tabla 1. Rangos de algunas de los bioseñales más usuales [11].

Bioseñal	Definición	Rango amplitud	Rango frecuencia
Electrocardiograma (ECG)	Actividad eléctrica cardíaca	0.50 – 4.0 (mV)	0.010-250 Hz
Electroencefalograma (EEG)	Actividad eléctrica cerebral	5.0 - 300 (μV)	0-150 Hz
Electrogastrograma (EGG)	Actividad eléctrica gástrica	10μV-1 mV	0-1 Hz
Electromiograma (EMG)	Actividad eléctrica muscular	0.1 - 5 (mV)	0-10 KHz
Electroneurograma (ENG)	Actividad eléctrica nerviosa	0.01 – 3 (mV)	0-1 KHz
Electrooculograma (EOG)	Potencial retina-córnea	50 - 3500 (μV)	0-50 Hz
Electrorretinograma (ERG)	Actividad eléctrica de la retina	0 - 900 (μV)	0-50 Hz

Elaborado por: Investigador

Proceso de contracción muscular

El proceso de una contracción muscular empieza cuando el sistema nervioso crea una señal. Luego, esta señal o impulso llamado potencial de acción, se traslada mediante un tipo de célula nerviosa llamada neurona motora la cual se une con una célula muscular formando así el lugar de la unión neuromuscular. Entonces, en el momento en que el mensaje del sistema nervioso arriba a la unión neuromuscular, la neurona motora suelta una señal química. La cual es un neurotransmisor llamado acetilcolina que se conecta a receptores en la parte externa de la fibra muscular iniciando así una reacción química en el músculo [12]. Este proceso se muestra en la figura 2.

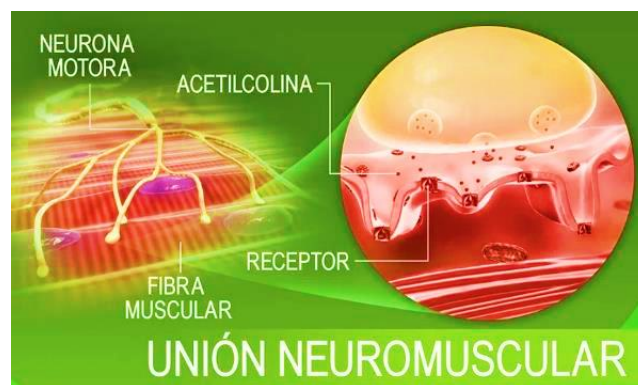


Figura 2. Traslado del potencial de acción [12].

Después de la unión de la acetilcolina con los receptores en la membrana de la fibra muscular, empieza un proceso molecular de múltiples pasos en la fibra muscular, en donde las proteínas dentro de las fibras musculares se organizan en largas cadenas que pueden interactuar entre sí con la finalidad de reorganizarse para acortarse y relajarse. Entonces, una vez que la acetilcolina llega a los receptores de las membranas de las fibras musculares, los canales de la membrana se abren y empieza el proceso que contrae y relaja las fibras musculares siguiendo los siguientes cambios:

- Los canales abiertos admiten la entrada de iones de sodio al citoplasma de la fibra muscular (figura 3).
- La entrada de sodio envía una señal en la fibra muscular para desencadenar la liberación de iones de calcio acumulados.
- Los iones de calcio propagan hacia el interior de la fibra muscular.
- La relación entre las cadenas de proteínas en las células musculares cambia, con lo cual se produce la contracción.

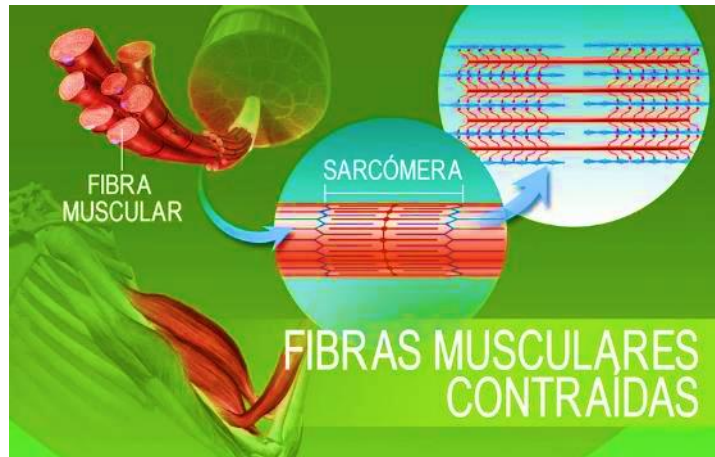


Figura 3. Unión de la acetilcolina - membrana muscular [12].

Si la neurona motora que es la encargada de dar el impulso a las fibras musculares para la contracción carece de estimulación, se detiene la reacción química encargada de la reorganización de las proteínas de las fibras musculares con lo cual se invierte el proceso químico en las fibras musculares provocando así que el músculo se relaje.

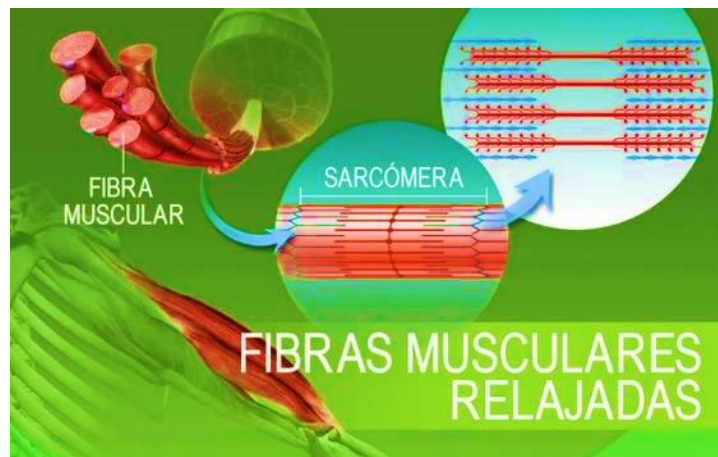


Figura 4. Relajación de las fibras musculares [12].

En resumen, los músculos esqueléticos se contraen y relajan para realizar el movimiento mecánico del cuerpo, en donde, a partir de señales derivadas del sistema nervioso estimulan estas contracciones musculares. Este proceso se llama mecanismo de contracción muscular y se puede explicar en tres pasos: 1) Una señal recorre desde el sistema nervioso hasta el sistema muscular, y desencadena reacciones químicas. 2) Estas reacciones químicas logran reorganizar estas fibras musculares de manera que se realiza la contracción. 3) Finalmente, sin la presencia de la señal del sistema nervioso, el proceso químico se invierte y las fibras musculares se reordenan produciendo así la relajación del músculo.

Generación de impulsos eléctricos

En el momento de la contracción muscular, los filamentos de actina se contraen hacia dentro, entre los filamentos de miosina. Entonces, cuando esto ocurre, el músculo se contrae. En la figura 5 se muestra el proceso de la contracción muscular en la generación de impulsos eléctricos [13]:

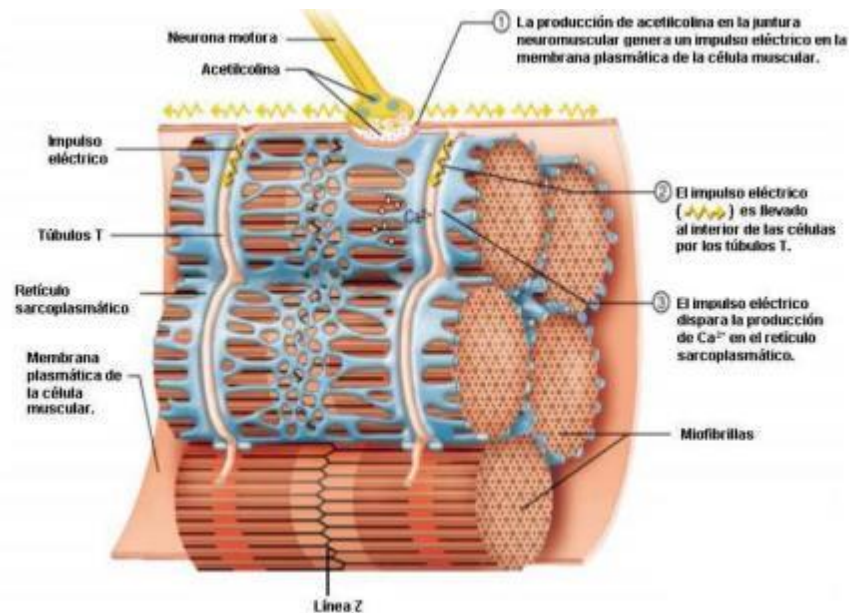


Figura 5. Generación de impulsos eléctricos [13].

Un impulso nervioso se traslada a través de una neurona motora y llega a la unión entre esta y el músculo, la primera libera un compuesto llamado acetilcolina, este compuesto es un neurotransmisor que permite el viaje de un impulso nervioso desde las terminales arborescentes del axón hasta el órgano efector una vez que ha sido activada por la enzima acetilcolinesterasa y al mismo tiempo el exceso de acetilcolina es degradado por otra enzima llamada colinesterasa. Después, la acetilcolina se difunde a través de la unión entre la neurona y la fibra muscular y se combina con receptores en la superficie de esta última.

Como respuesta a esto, la membrana celular sufre un cambio eléctrico llamado despolarización que es un proceso único en las células musculares no estando confinada a la membrana celular ya que también se traslada hacia el interior de ella a lo largo de los túbulos T, formando así un impulso eléctrico que se distribuye en el sarcolema, también conocido como potencial de acción.

El impulso eléctrico se distribuye mediante los túbulos T y estimula la abertura de los canales proteicos en el retículo sarcoplásmico, admitiendo la salida de iones de calcio (Ca^{2+}) y su flujo hacia el sarcoplasma lo cual permite el proceso de contracción muscular. Revirtiendo este proceso, el relajamiento de los músculos se lleva a cabo cuando el calcio se bombea de nuevo hacia el retículo sarcoplásmico.

Detección de señales electromiográficas

La adquisición de estas señales electromiográficas (EMG) se lleva a cabo mediante el uso de electrodos a través de dos tipos: electrodos intramusculares (EMG invasiva o SFEMG) y electrodos de superficie (EMG de superficie o SEMG) [14].

EMG invasiva

La EMG invasiva también conocida como Single Fiber Electromyography (SFEMG) obtiene el registro del potencial de acción generado por una unidad motora en particular. Esto se logra, insertando un electrodo a nivel intramuscular por medio de agujas como se muestra en la figura 6 [15]. En este tipo de electromiografía los potenciales de acción de una única fibra muscular tienen una duración de aproximadamente 1 milisegundo, con amplitudes en el rango de los milivoltios. El ancho de banda en SFEMG ronda entre los 500Hz a 10kHz. Entonces, si bien, la electromiografía de única fibra contiene frecuencias bajas, estas se descartan, reduciendo de esta manera la contribución de fibras distantes (que tienen la mayor parte de su potencia en un bajo rango esto por el efecto del conductor volumétrico presente). Este tipo de electromiografía se utiliza principalmente para detectar malfunciones musculares.

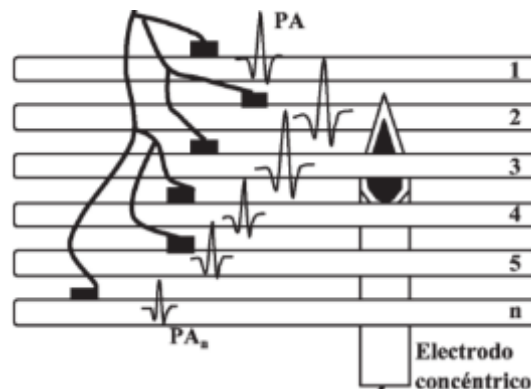


Figura 6. Método invasivo para detección de una señal EMG [15].

Para la adquisición de la señal EMG se debe tomar en cuenta que la suma de los potenciales de acción (PA) de cada fibra muscular ($P_{A1}+P_{A2}+\dots+P_{An}$) captados por un electrodo el cual es concéntrico y que este da lugar al potencial de unidad motora en sus siglas (PAUM).

PAUM

El Motor Unit Action Potential (PAUM), compone la unidad fundamental de la señal EMG. La duración de un PAUM es inversamente proporcional a la velocidad de conducción de los potenciales de las fibras musculares. Para conservar la contracción muscular, las unidades motoras deben ser activadas repetidamente, generándose una secuencia de PAUMs. Entonces, sumando todas las secuencias de cada fibra muscular forma una señal de superficie en sus siglas (SEMG) [16].

Los potenciales de acción de la unidad motora se presentan como monofásicos, bifásicos, trifásicos y, en algunas circunstancias, polifásicos, es decir con cinco o más fases. La duración de la inervación se da en períodos de 2 a 15 ms y su amplitud suele presentarse en el rango de 100 μ V a 2 mV. Además, el ancho de banda de PAUM ronda entre 5 Hz a 10 kHz. Con una contracción muscular de gran magnitud, se puede obtener lo que se conoce como patrón de interferencia. Todo esto se analiza gráficamente en la figura 7.

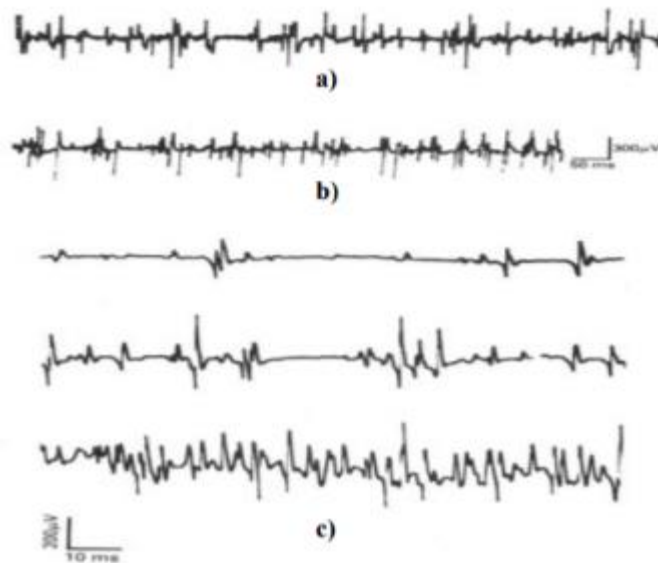


Figura 7. a) PAUM de una persona normal; b) PAUM polifásicos patológicos; c) PAUM con una contracción muscular elevada. [17]

Particularidades de un potencial de acción de unidad motora

La señal que emite un potencial de acción de unidad motora tiene ciertas características propias con la cual se puede distinguir del resto de señales biomédicas, estos parámetros particulares son: amplitud, duración, tiempo de subida y número de fases. Estos parámetros se muestran en la figura 8 la cual es una gráfica registrando una contracción muscular.

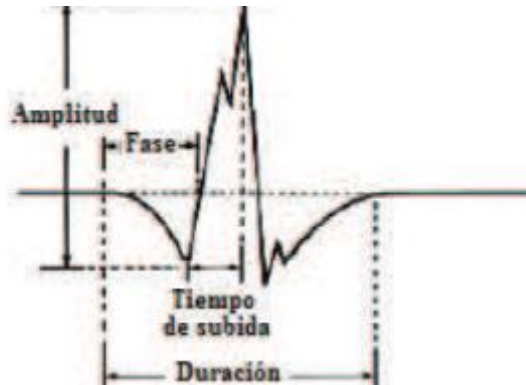


Figura 8. Características de la señal de un potencial de acción de unidad motora

Para verificar estas señales mediante algún instrumento de medición se toma en cuenta los siguientes parámetros: [18]

- Amplitud: de pico a pico de la señal.
- Duración: tiempo transcurrido desde la primera deflexión de la línea base al último retorno a esta.
- Fase: número de veces que los componentes de los potenciales de unidad motora cruzan la línea base más uno.
- Tiempo de subida: tiempo transcurrido entre el pico de la inicial positiva y el pico más alto de la parte negativa.

EMG de superficie

También conocido como Surface Electromyography (SEMG): En este tipo de electromiografía, la señal es obtenida mediante electrodos superficiales de diferente material los cuales son ubicados sobre la piel, de esta manera los electrodos son los encargados de adquirir la información de la actividad eléctrica total asociada a la

contracción muscular, obteniéndose así una señal con amplitud de 50 μV hasta 5 mV. Además, se sabe que con esta técnica el ancho de banda con los músculos estriados es de 2 Hz a 500 Hz, y cuando estos están lisos en AB está en el rango entre 0.01 Hz 1 Hz.

Esta técnica se basa en el uso de electrodos superficiales que son situados directamente sobre la piel (figura 9) del músculo que se quiere evaluar. Por lo general se utilizan 3 electrodos, 2 para captar la diferencia de potencial y uno lo más cercano al hueso, éste como punto de referencia. Además, esta técnica (EMG de superficie) permite estudiar la actividad bioeléctrica del músculo a través del registro de las diferencias de potencial registradas en la superficie de la piel [19].

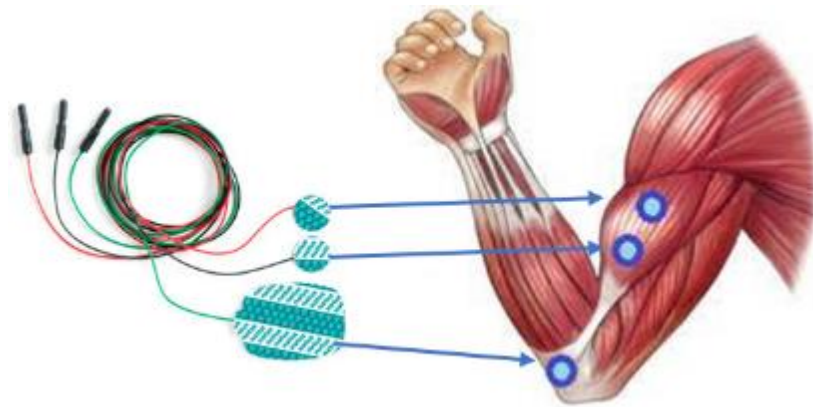


Figura 9. Electrodos no invasivos y colocación sobre la superficie del brazo.

Elaborado por: El Investigador

Registro de la actividad electromiográfica

Una vez colocados los electrodos para adquirir las señales electromiográficas, se debe realizar un procesamiento de las mismas para que las tarjetas electrónicas puedan leer y procesar estos datos:

Amplificación

La lectura de señales electromiográficas sólo mediante electrodos es tan solo una lectura de los potenciales de acción musculares (PAUM) los cuales se presentan en forma de una señal casi indetectable. Por esta razón de que las magnitudes bioeléctricas son muy pequeñas, es necesario amplificar la señal el número de veces necesario hasta llegar al rango en el que las tarjetas electrónicas son capaces de leer y procesar que por lo general es un rango de entre 1 y 12 V [15].

Eliminación del ruido

El ruido siempre está presente en todos los sistemas electrónicos, este puede ser de origen biológico o técnico y suele presentarse invariablemente a la señal que se pretende capturar, generalmente el nivel de ruido suele superar la magnitud de la señal en varios órdenes. Entonces, para esto, se pueden implementar amplificadores diferenciales los cuales neutralizan buena parte del ruido debido a que miden la diferencia de potencial entre los electrodos activos y de referencia y sólo magnifican la diferencia entre ellos. De esta manera, si los dos electrodos están muy adyacentes, las perturbaciones que afectan por igual a ambos electrodos (entradas comunes) quedan canceladas [15].

Filtrado

La representación bidimensional de voltaje frente a tiempo es la forma de onda de los potenciales de acción de las unidades motora (PAUMs), pero el PAUM también puede representarse como una suma de ondas sinusoidales de diferente frecuencia, amplitud y fase a través de un procedimiento matemático denominado transformación o análisis de Fourier. Los cambios rápidos de voltaje involucran la presencia de frecuencias altas y los cambios lentos de voltaje involucran la presencia de frecuencias bajas. Entonces para esto se emplean filtros con la finalidad de quitar las frecuencias superiores o inferiores que son propias de la señal fisiológica. Es recomendable eliminar para los PAUMs las frecuencias que son inferiores entre 2 Hz y 5 Hz (por las fluctuaciones lentas generadas por el movimiento de aguja que ingresa al músculo) y superiores a 10 kHz (oscilaciones rápidas de la señal de origen técnico o dispositivos aledaños al entorno) [15].

Además, también se tiene que eliminar, mediante un filtro específico denominado filtro notch la oscilación de la señal que es de 60 Hz la cual corresponde a la corriente alterna de la red eléctrica en el continente americano. Los filtros pueden ser analógicos (sistemas electrónicos con resistencias y condensadores) o digitales (algoritmos ejecutados sobre la señal tras su digitalización). En los dos casos, la modificación de la señal varía en función de la frecuencia de corte, orden del filtro y tipo de filtro. Entonces, según el diseño del filtro varían los valores de estos parámetros, los filtros

eliminan ruido, pero también pueden distorsionar la forma de onda de las señales fisiológicas [15].

Presentación en pantalla

La representación de las señales y sus formas de ondas se los puede observar en los osciloscopios con monitores de vídeo actuales ya que estos permiten representar múltiples curvas con rangos de sensibilidad muy grandes que varían entre 10 uV/cm y 0.1 V/cm, así como también barridos de 500 us/cm hasta 100 s/cm. En estos dispositivos se pueden encontrar dos funciones básicas para facilitar la adquisición de las señales EMG (implementadas ya en los primeros equipos analógicos) estas funciones son el umbral o trigger, el cual permite detener la señal en pantalla cuando supera un cierto valor de amplitud fijado por el usuario, y la línea de retardo o delay line, a través de la cual se mantiene en memoria la señal precedente al momento en que alcanzó el valor umbral de la misma [15].

Salida de audio (EMG invasiva)

Esto se aplica en el método de adquisición de señales EMG invasivo en donde las variaciones de voltaje propias de las señales EMG pueden ser trasladadas a un altavoz. De esta manera, los componentes frecuenciales de las señales son convertidos en vibraciones, es decir, en sonidos, cuya percepción es fundamental para guiar la colocación de la aguja (EMG invasiva) y para reconocer determinados fenómenos como los distintos tipos de actividad espontánea del cerebro [15].

Digitalización

Debido a que los sistemas analógicos operan con la señal como una variación continua de voltaje se requiere de una digitalización, este procedimiento es ejecutado en conversores analógico-digitales el cual consiste en la toma de varias muestras a intervalos regulares de tiempo. Además, la frecuencia de muestreo del conversor debe ser lo suficientemente alta como para no perder cambios significativos del voltaje. Para lo anterior, se debe aplicar el teorema de Nyquist, el cual menciona que la frecuencia de muestreo debe ser al menos el doble de la componente frecuencial más alta (frecuencia máxima) de la forma de onda que se pretende registrar.

También hay que tomar en cuenta que la resolución en la medida del voltaje depende del número de bits del conversor. Es así que, con 12 bits, la ganancia del amplificador queda dividida en 4.096 (2¹²) valores discretos de amplitud. En la actualidad, la mayoría de los equipos cuentan con conversores de 16 bits, lo que permite capturar medidas del orden de nanovoltios. De esta manera, con las señales convertidas en series de números, se puede operar matemáticamente en un microprocesador para controlar la presentación de las curvas en pantalla, análisis de las señales, el almacenamiento de datos en memoria y gestión de datos en general [15].

Fisiología y anatomía de la mano

La mano es un órgano del cuerpo humano que está compuesta por más de 40 músculos (flexores y extensores) y 27 huesos en total (figura 10), distribuidos en falanges, metacarpianos y carpianos (14, 5 y 8 respectivamente). La mano está compuesta por cinco dedos de los cuales cuatro de ellos trabajan en conjunto (índice, medio, anular y meñique) llamados también “dedos largos” a diferencia del dedo pulgar que trabaja independientemente.

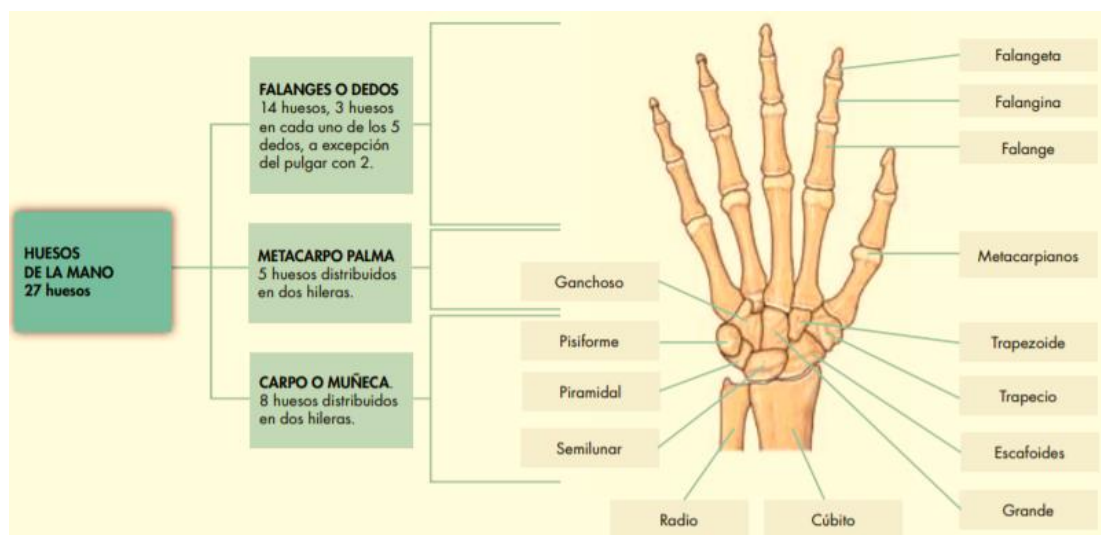


Figura 10. Huesos de la mano [20].

La mano humana brinda una variedad de configuraciones de sujeción que pueden ser divididas en dos grupos:

- Movimientos prensiles: ocurre cuando se toma un objeto y se lo mantiene sujetado voluntariamente durante un tiempo parcial o total en la mano

- Movimientos no prensiles: este movimiento no consiste en el agarre de alguna cosa, sino de la manipulación, empuje o levantamiento de objetos ya sea con toda el área de la mano, parte de esta o sus dedos.

Además, según Schlesinger se definen seis tipos fundamentales de agarres de la mano humana (figura 11) los cuales son [21]:

- Agarre cilíndrico (A)
- Pinza (B)
- Gancho (C)
- palma o palmar (D)
- Esférico (E)
- De lado o lateral (F)

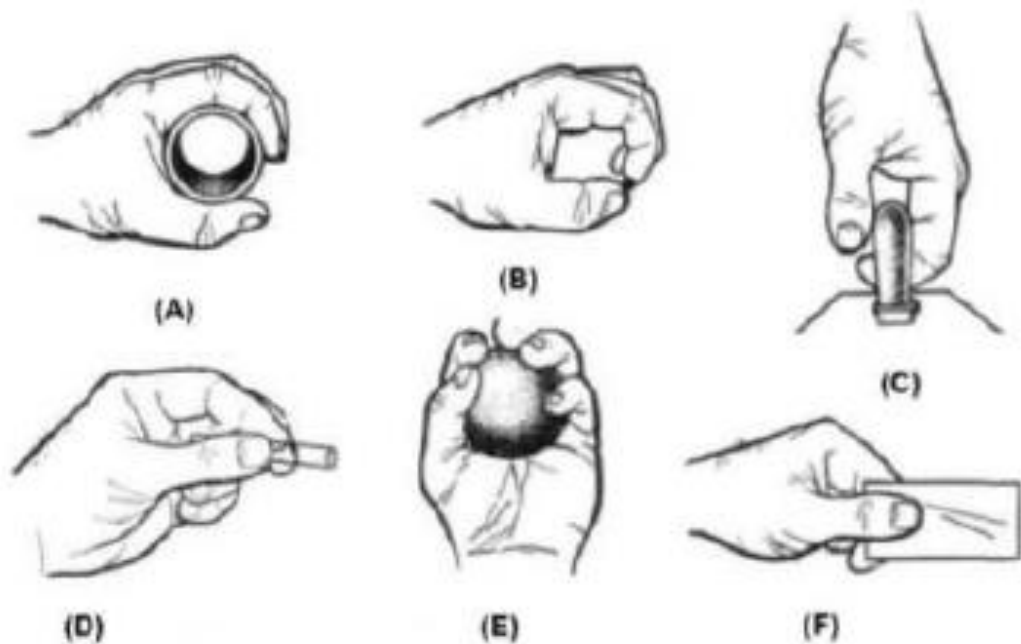


Figura 11. Tipos básicos de agarre de la mano humana.

Se ha determinado que los movimientos más comunes y funcionales de la mano se pueden realizar con solo tres dedos (medio, índice y pulgar) esto según un estudio realizado por el Grupo de Investigación en Movimiento Corporal de la Universidad del Cauca. Estos tres dedos permiten los agarres fundamentales de la figura 11 los cuales son los movimientos más comunes realizados por las personas en el diario vivir. En resumen, las funciones principales de la mano son presión palmar y presión de pinza. [21]

Amplificador Operacional

Un amplificador operacional, o amp-op, es un circuito diferencial de muy alta ganancia con alta impedancia de entrada y baja impedancia de salida. La función principal del amplificador operacional es variar la amplitud y polaridad del voltaje de una señal en los diferentes circuitos de instrumentación. Un amplificador operacional contiene varias etapas de amplificadores diferenciales para alcanzar una muy alta. La figura 12 muestra un amplificador operacional básico con dos entradas y una salida, que sería el resultado de utilizar una etapa de entrada de un amplificador diferencial. Cada entrada origina ya sea la misma salida (amplificador seguidor de tensión) o una señal de polaridad (o fase) opuesta, esto último depende si es que la señal de la fuente se aplica a la entrada positiva o la entrada negativa del amplificador [22].

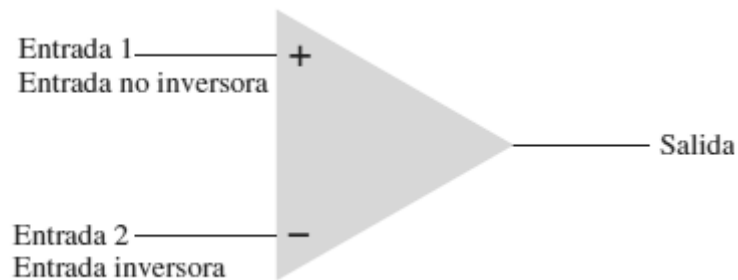


Figura 12. Amplificador Operacional básico [22].

Amplificador inversor

Es uno de los tipos de amplificador mayormente utilizado ya que es un circuito amplificador de ganancia constante. La salida se obtiene multiplicando la entrada por una ganancia fija o constante establecida por la resistencia de entrada (R_1) y la resistencia de realimentación (R_f): esta salida también se invierte a partir de la entrada. utilizando la siguiente ecuación:

$$\frac{V_0}{V_1} = -\frac{R_f}{R_1}$$

podemos escribir

$$V_0 = -\frac{R_f}{R_1} * V_1$$

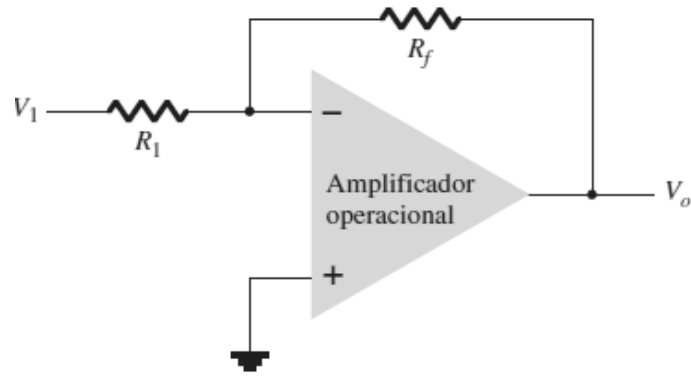


Figura 13. Configuración Amplificador Inversor [22].

Amplificador no inversor

Este tipo de amplificador es también llamado multiplicador de ganancia constante y es una configuración muy poco utilizada en instrumentación debido a su inestabilidad en frecuencia a diferencia del amplificador inversor. Para determinar la ganancia de esta configuración, se puede utilizar un divisor de voltaje de R_1 y R_f , de modo que [22]:

$$V_1 = \frac{R_1}{R_1 + R_f} * V_0$$

de donde

$$\frac{V_0}{V_1} = \frac{R_1 + R_f}{R_1} = 1 + \frac{R_f}{R_1}$$

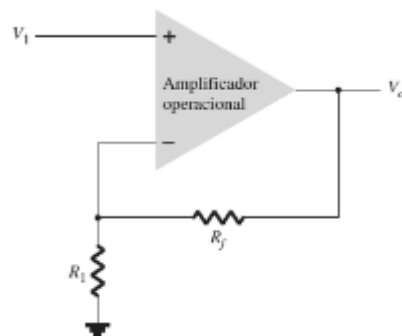


Figura 14. Configuración Amplificador no Inversor [22].

Amplificador seguidor unitario

Esta configuración de circuito seguidor unitario (figura 15a), proporciona una ganancia unitaria (1) sin inversión de polaridad o fase. Por el circuito equivalente

(figura 15b) es evidente que: $V_0 = V_1$ y que la salida es de la misma polaridad y magnitud que la entrada [22].

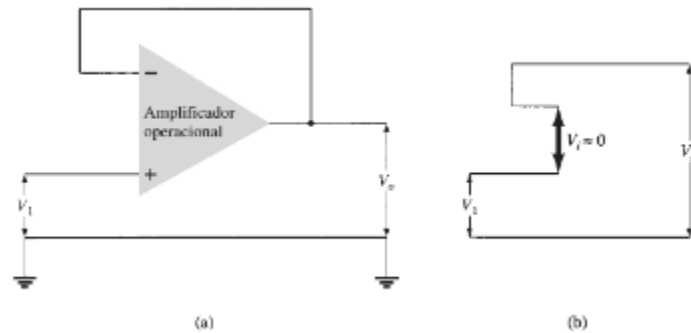


Figura 15. (a) Configuración Amplificador Seguidor (b) Circuito equivalente.

Amplificador sumador

Este tipo de amplificador es una de las configuraciones más utilizadas en los circuitos habituales. La configuración de la figura 16 (a) muestra un circuito de amplificador sumador de tres entradas, el cual permite sumar algebraicamente tres voltajes, cada uno multiplicado por un factor de ganancia constante. Utilizando la representación equivalente mostrada en la figura 16 (b), se puede expresar el voltaje de salida en función de las entradas así [22]:

$$V_0 = -\left(\frac{R_f}{R_1} * V_1 + \frac{R_f}{R_2} * V_2 + \frac{R_f}{R_3} * V_3\right)$$

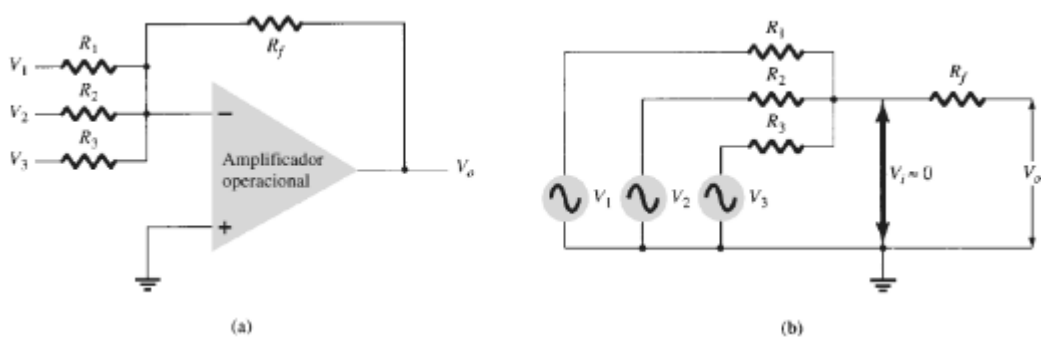


Figura 16. (a) Configuración Amplificador Sumador (b) Circuito equivalente

Amplificador de instrumentación

Los amplificadores de instrumentación están constituidos por tres amplificadores operacionales implementados de acuerdo con el circuito de la figura 17. Los amplificadores de instrumentación tienen su utilidad en sistemas de instrumentación

en los que las características de operación necesitan de un alto CMRR y ganancias entre 1 a 1000. La precisión y estabilidad de los amplificadores de instrumentación se realiza a costa de limitar su flexibilidad. La única desventaja de estos dispositivos es que han sido diseñados para utilizarse solo y únicamente como amplificadores, pero debido a sus características internas son de grandes usos ya sean militares, médicos o de instrumentación [23].

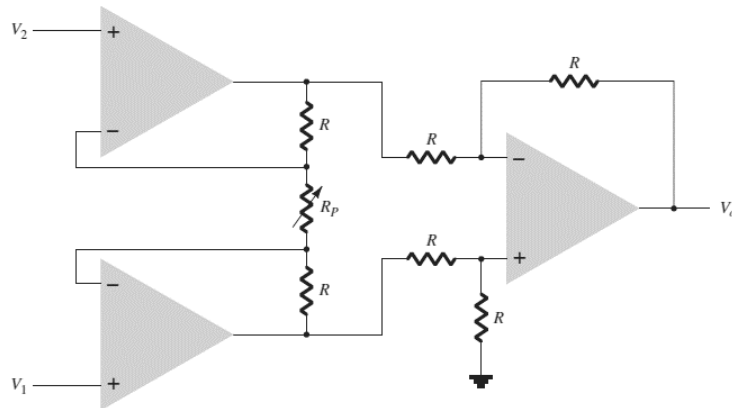


Figura 17. Estructura de un amplificador de instrumentación

En la figura 17 se muestra el diagrama de un circuito que provee una salida basada en la diferencia de potencial entre dos entradas (por un factor de escala). En el circuito del amplificador de instrumentación implementa un potenciómetro que permita ajustar el factor de escala del circuito. Al tiempo que se utilizan tres amplificadores operacionales, todo lo que se requiere es un solo circuito con cuatro amplificadores operacionales (aparte de los resistores). Se puede mostrar que el voltaje de salida debe ser [22]:

$$V_0 = \left(1 + \frac{2R}{R_p}\right) (V_1 - V_2)$$

$$V_0 = k(V_1 - V_2)$$

Relación de rechazo en modo común (CMRR)

Un amplificador operacional suministra un componente de entrada debida a la amplificación de la diferencia de las señales aplicadas a las entradas inversora y no inversora, y un componente debido a las señales comunes a ambas entradas. Como la amplificación de las señales de entrada opuestas es considerablemente mayor que la de las señales de entrada comunes, el circuito proporciona un rechazo en modo común

el cual se representa a través de una cantidad denominada razón de rechazo en modo común (CMRR). Los valores comunes de CMRR de baja frecuencia pueden estar entre 70 dB y 120 dB, pero a frecuencias más altas, este valor se suele afectarse, es decir deteriora. [24]

Filtros Activos

Una de las funcionalidades de los amplificadores operacionales es que sirven para el diseño de circuitos de filtros activos. Se puede construir un circuito de filtrado implementando componentes pasivos como resistores y capacitores. Es denominado filtro activo ya que utiliza adicionalmente un amplificador el cual amplifica el voltaje y aísla o acopla la señal [22].

En la figura 18 (a) se puede identificar un filtro paso bajas ideal ya que este proporciona una salida constante desde cd hasta una frecuencia de corte f_{OH} luego no permite pasar ninguna señal por sobre el valor de la frecuencia dada. También se puede evidenciar en la figura 18 (b) un filtro paso altas el cual permite pasar señales por encima de una frecuencia de corte f_{OL} . Finalmente, cuando el circuito de filtro permite el paso de señales por arriba de una frecuencia de corte ideal y por debajo de una segunda frecuencia de corte se llama filtro paso banda, representado en la figura 18 (c).

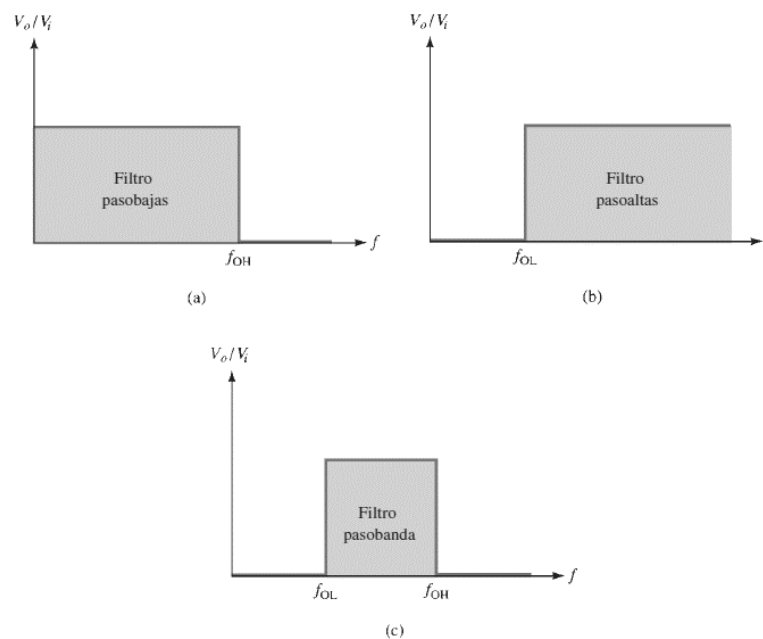


Figura 18. Respuesta de filtros ideales [22].

Filtro pasobajas

En el diseño de un filtro pasobajas de primer orden se emplea una resistencia y un capacitor como se muestra en el circuito de la figura 19 (a), este tipo de filtro tiene una pendiente de atenuación de -20 dB por década mostrado en la figura 19 (b). Al ser un circuito de primer orden la pendiente no es perfecta como en la respuesta de un filtro ideal.

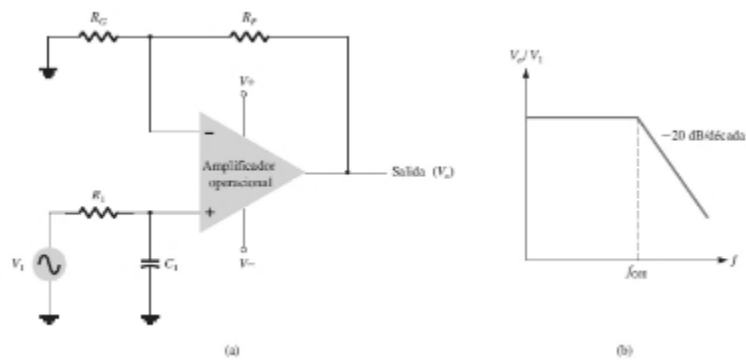


Figura 19. Filtro activo pasobajas de primer orden.

En este circuito, la ganancia de voltaje que está por debajo de la frecuencia de corte se mantiene constante y se representa con la siguiente ecuación.

$$A_v = 1 + \frac{R_F}{R_G}$$

A una frecuencia de corte de

$$f_{OH} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

Para obtener un filtro activo de segundo orden se deben añadir elementos pasivos (resistencia, capacitor) al circuito del filtro de primer orden conectándolos como se muestra en la figura 20 (a). Este circuito representa un filtro activo de segundo orden con corte a -40 dB por década representado en la figura 20 (b) lo cual se acerca un poco más a las características de un filtro pasobajas ideal. En estas condiciones la ganancia de voltaje del circuito y la frecuencia de corte no cambian con relación al circuito del filtro de primer orden, la única diferencia es que la respuesta del filtro de primer orden se reduce con mayor rapidez que la del filtro de segundo orden.

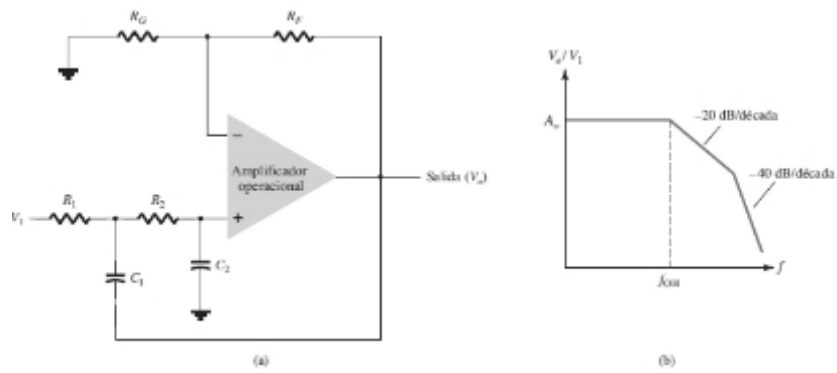


Figura 20. Filtro activo segundo orden.

Filtro activo pasoaltas

En el diseño de un filtro activo pasoaltas de primer orden se emplea una resistencia y un capacitor como se muestra en el circuito de la figura 21 (a) o dos resistencias y dos capacitores para formar un circuito de segundo orden como en la figura 21 (b). La ganancia del amplificador se determina utilizando la misma ecuación que el filtro pasoaltas:

$$A_v = 1 + \frac{R_F}{R_G}$$

La frecuencia de corte de este filtro viene dada por la siguiente expresión:

$$f_{OH} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

Al implementar un filtro de segundo orden con $R_1 = R_2$ y $C_1 = C_2$ resulta la misma frecuencia de corte como en la ecuación anterior.

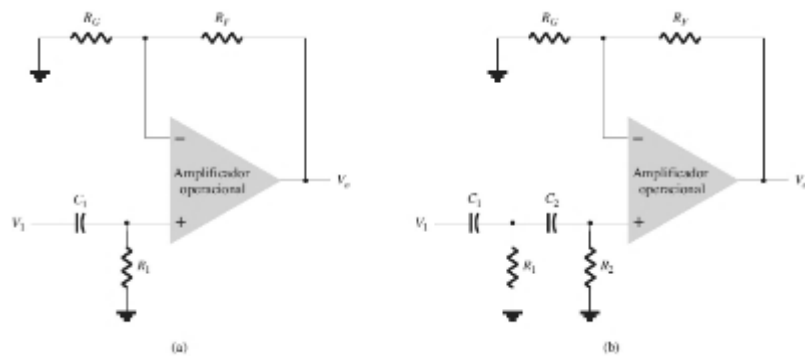


Figura 21. Filtro activo pasoaltas.

Este tipo de filtro tiene una pendiente de atenuación de -20 dB o -40 dB por década según el orden del filtro como lo mostrado en la figura 22.

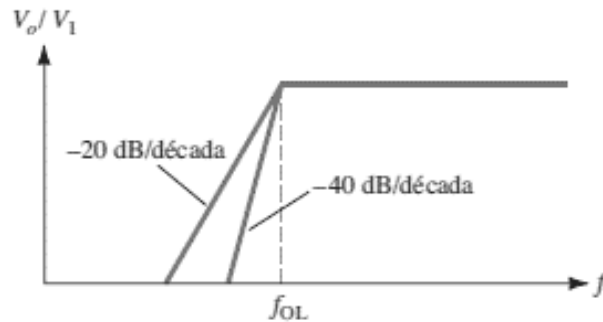


Figura 22. Respuesta de un filtro activo pasoaltas

Filtro activo pasobanda

Este tipo de filtro en su estructura lleva la conexión en cascada de dos etapas como en la figura 23 (a), en la primera etapa un filtro pasoaltas y en la segunda un filtro activo pasobajas que una vez conectadas esas dos etapas en cascada se tiene como resultado la respuesta pasobanda de interés como se muestra en la figura 23 (b).

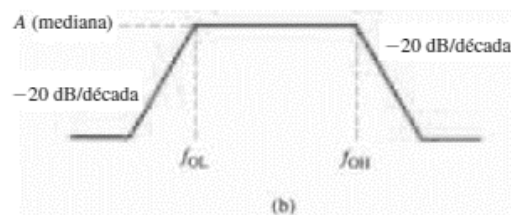
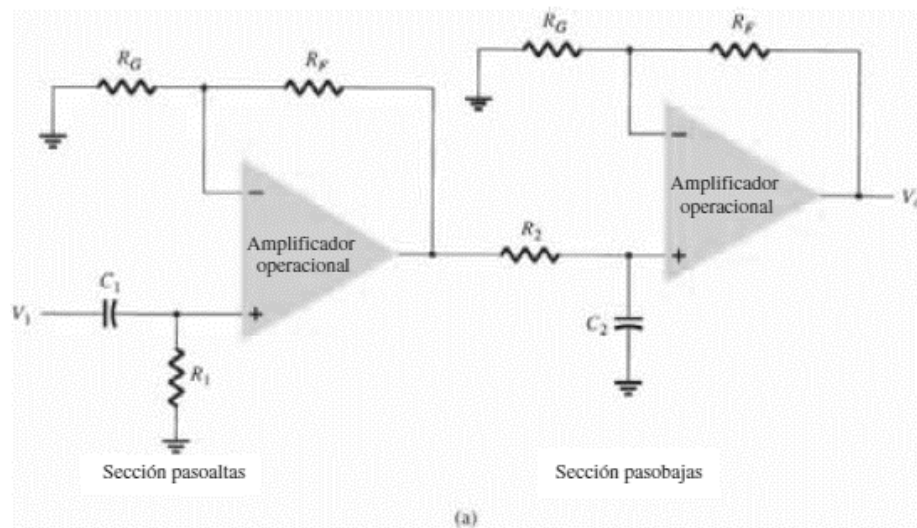


Figura 23. Filtro activo pasobanda

Rectificador de precisión

El rectificador de precisión, también conocido como circuito de valor absoluto o súper diodo, es un diseño electrónico conformado según el diseño con uno o varios amplificadores operacionales, el cual ayuda a que los diodos de silicio los cuales tiene una caída de tensión de 0.6V actúen como un diodo ideal y rectificador. Se diferencian de los circuitos rectificadores convencionales debido a que estos tienen un nivel de tensión a rectificar condicionado por los diodos empleados. La ventaja de los rectificadores de precisión es que permiten rectificar señales con una amplitud muy pequeña incluso menor con la que se polariza un diodo.

Los rectificadores de precisión se han creado con la necesidad de implementar circuitos que permitan rectificar señales en el orden de los milivoltios o por debajo de la caída de tensión de un diodo de silicio es decir 0.6 V. En la figura 24 se muestra el comportamiento de una señal con un pequeño voltaje la cual no puede ser rectificada debido a la caída de tensión del diodo de silicio normal. Es decir, el circuito no responde a entradas inferiores a 0.6 V.

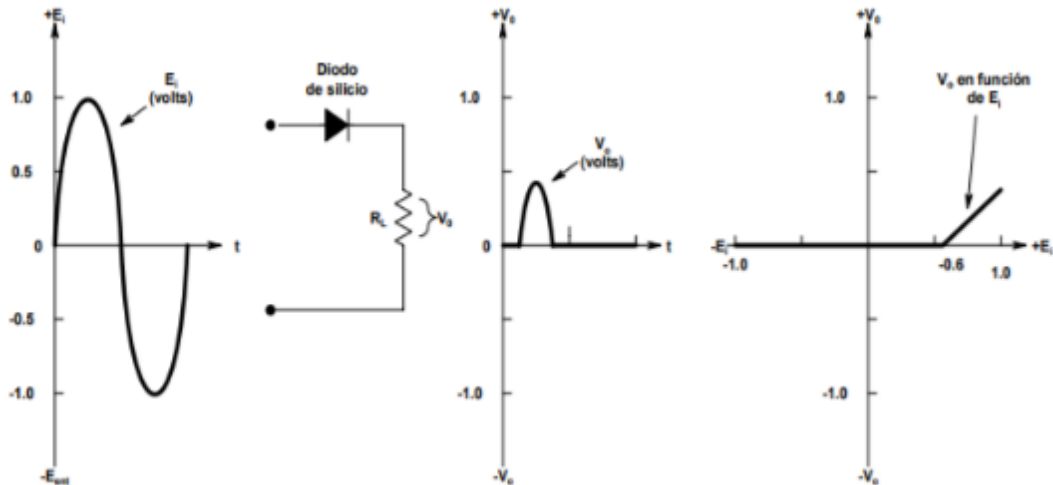


Figura 24. Circuito rectificador con diodo de silicio normal [25]

En la figura 25 se muestra la forma de onda de la implementación de un circuito rectificador de precisión de media onda en el cual se puede evidenciar que siempre que haya voltajes de entrada aún por debajo de los 0.6V, se tendrá a la salida un voltaje rectificado, cabe recalcar que para diseñar estos circuitos de precisión se emplean amplificadores operacionales y diodos de silicio normales los cuales en conjunto con

los amplificadores se comportan casi como ideales logrando así rectificar señales de entrada incluso en el orden de los milivoltios.

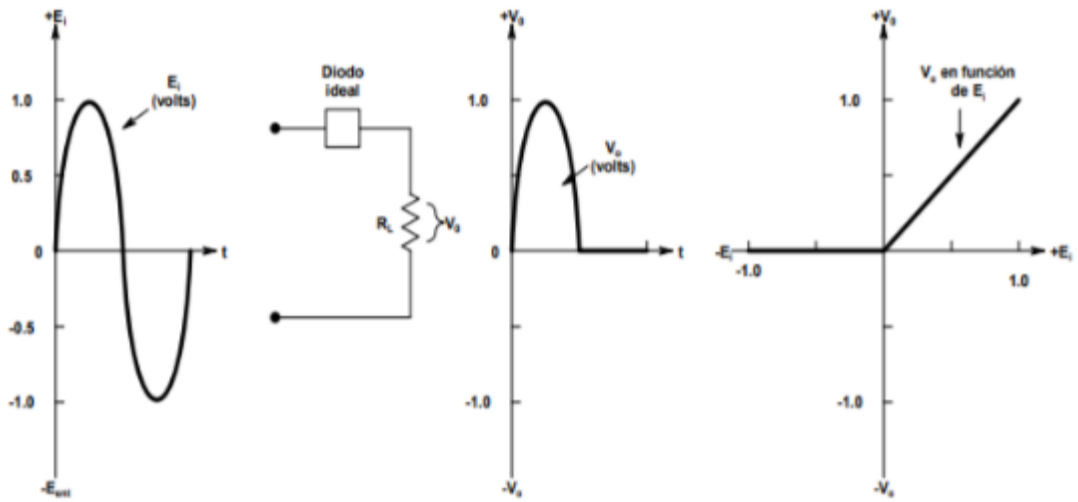


Figura 25. Rectificador de precisión de media onda, circuito y onda de señal. [25]

Rectificador de precisión de onda completa

Este tipo de circuito transmite una polaridad de la señal de entrada e invierte la otra, es decir, se transmiten los dos semiciclos de un voltaje alterno, pero convirtiéndolos a una sola polaridad de salida del circuito. El rectificador de precisión de onda completa rectifica voltajes con una amplitud de entrada en el orden de los milivoltios permitiendo a la salida una señal rectificada para usos de promediación, multiplicación o procesamiento de señales. En la figura 26 se muestra las características de este tipo rectificador como su forma de onda y símbolo de circuito.

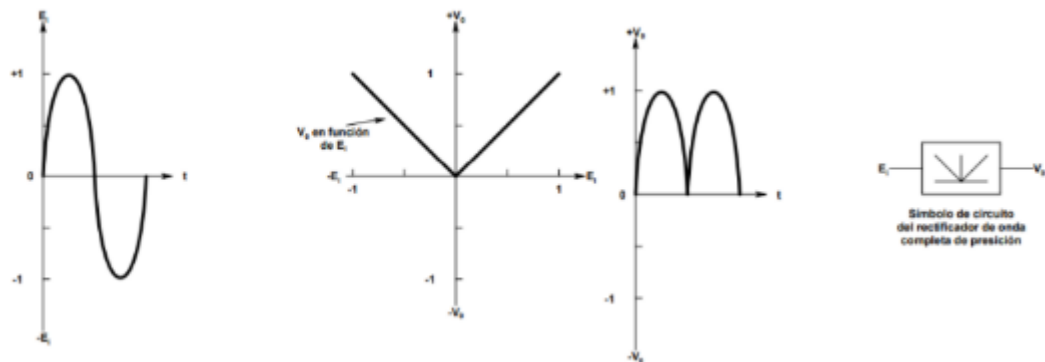


Figura 26. Señal de un rectificador de precisión de onda completa [25]

Prótesis

Una prótesis es una extensión o sustitución artificial que simula una parte del cuerpo de una persona que falta por diversas razones, entre ellas por amputación. En la actualidad y en el mercado existen prótesis cuya única función es estética (prótesis oculares, mamarias, etc.) Una prótesis tiene como principal objetivo sustituir una parte del cuerpo cumpliendo las mismas funciones que la parte faltante [26].

Tipos de prótesis de mano

Existen algunos factores que se deben tomar en cuenta para elegir apropiadamente una prótesis para un paciente, estas características a mirar son: el nivel de amputación, el tipo de displasia (anormalidad en tejido u órgano), la funcionalidad de la prótesis y un factor muy a tomar en cuenta como es el económico ya que éste último es indispensable en el momento de adquirir una prótesis. De esta manera, se pueden clasificar en varios tipos de prótesis de mano las cuales se han diseñado utilizando diferentes tipos de tecnología según el año en el que se ha fabricado y, además, del conocimiento de la época en que se ha desarrollado [27].

Prótesis estética

También conocidas como prótesis pasivas, las prótesis estéticas, se utilizan con fines cosméticos debido solo cubren el aspecto estético del miembro amputado ya que no tienen movimiento, se emplean polímeros como látex flexible, PVC rígido o silicona en la fabricación de estas prótesis, estos materiales son empleados por ser más livianos y requieren de menos mantenimiento, ya que no disponen de piezas móviles. A primera impresión, su parecido estético tiene mucha similitud al de una mano, pero sin ninguna función [28].



Figura 27. Prótesis estética de mano [28].

Prótesis mecánica

Estas prótesis son las más económicas y utilizadas dentro de las prótesis funcionales ya que cumplen funciones básicas como el cerrado y la apertura de la mano, pero están establecidas solo para algunos movimientos limitándose así al agarre de objetos grandes y movimientos imprecisos debido a que la señal mecánica es obtenida por medio de otro miembro del cuerpo como el hombro o el codo. Estas prótesis están sujetas mediante un arnés colocado en la espalda el cual generará el movimiento de la prótesis a través de una liga, estas prótesis por lo general en la actualidad son diseñadas a través de herramientas de modelado 3D e impresas en diferentes materiales que estas impresoras utilizan como puede ser PLA, ABS e incluso resina [29].

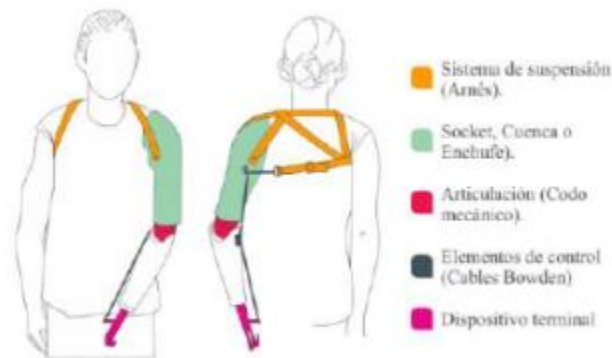


Figura 28. Prótesis mecánica de mano con sus elementos [29].

Prótesis eléctrica

Estas prótesis eléctricas son las que más se acercan al tema de estudio ya que se basan en el uso de actuadores que en su mayoría contienen micromotores eléctricos y servomotores que son controlados por medio de microcontroladores y drivers, estos actuadores son accionados mediante pulsadores o interruptores. Las prótesis eléctricas tienen algunas ventajas en cuanto a su funcionalidad de forma activa debido al gran agarre de objetos rápidamente y con precisión, pero entre sus principales desventajas está su reparación, costo y peso debido al volumen de algunos componentes electrónicos [30].



Figura 29. Prótesis eléctrica de mano [30].

Prótesis neumática

Este tipo de prótesis ocupan como recurso principal el aire a presión el cual es obtenido por medio de un compresor, la ventaja principal de estas prótesis neumáticas es proporcionar rapidez de movimientos y una gran fuerza , pero, entre sus desventajas principales se encuentran los dispositivos que se utilizan para su funcionamiento y control ya que son relativamente grandes, además su mantenimiento es costoso y dificultoso lo cual no cumplen con los requisitos básicos para mantener una prótesis funcional, cómoda y de bajo costo [31].



Figura 30. Prótesis neumática de mano [31].

Prótesis mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas se encuentra en apogeo y son actualmente de las de mayor aplicación en el mundo ya que ofrecen una muy buena estética y un gran porcentaje de precisión y fuerza al momento que el paciente necesita realizar sus actividades, estos prototipos se basan en la obtención de señales musculares las cuales son obtenidas mediante el uso de electrodos que permiten la extracción de estas

magnitudes a las que se realiza un procesamiento de amplificación y filtrado, estos procesamientos se los realiza a través de dispositivos electrónicos para un buen control y manejo. Normalmente estas prótesis están compuestas por sensores, actuadores, tarjetas controladoras, baterías y electrodos. [32].

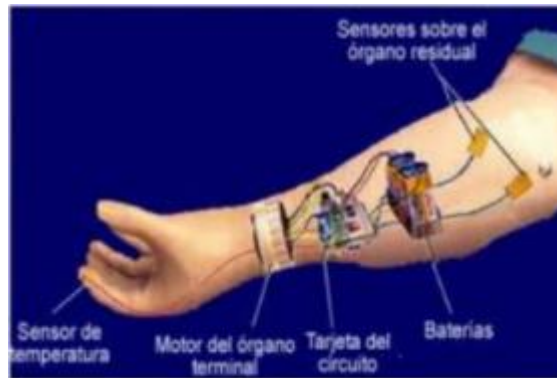


Figura 31. Prótesis mioeléctrica de mano [32].

Prótesis híbridas

Este tipo de prótesis simulan todo el brazo y son utilizadas por personas que tienen amputaciones desde arriba del codo, ya que combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad. En las prótesis híbridas es muy habitual que utilicen un codo accionado mediante el cuerpo y un dispositivo al final controlado en forma mioeléctrica, que puede llegar a ser un gancho o una mano, como se muestra en la figura 33 [28].



Figura 32. Prótesis híbrida [28].

Prótesis de mano comerciales

El desarrollo tecnológico en estos últimos años ha evolucionado considerablemente siendo el gran responsable de este avance el hombre que en su interés de buscar soluciones a los problemas que se muestran en la sociedad, ha conseguido dar grandiosos pasos con el fin mejorar la calidad de vida. En cuanto a la evolución tecnológica de prótesis de mano usando la tecnología actual se ha conseguido enormes progresos permitiendo el desarrollo de prototipos que simulan en gran porcentaje los movimientos que la mano humana realiza, entre las prótesis más destacadas en la actualidad nos encontramos [28]:

i-Limb® Quantum

Esta prótesis denominada i-Limb Quantum es la mano mioeléctrica multiarticulada más avanzada de Össur. El diseño de esta prótesis contiene dígitos de titanio para una extensión del 50 % en la carga de transporte, hasta un 30 % más de fuerza de agarre y un aumento de velocidad del 30 % para optimizar el movimiento natural de la mano, la fuerza y la funcionalidad. Además, con la incorporación del control por gestos, i-Limb Quantum es la única prótesis de mano que por su programación puede cambiar entre agarres con un solo gesto, adicionalmente tiene los cinco dedos motorizados individualmente y la rotación del pulgar motorizada con mando manual, lo que permite a esta prótesis la habilidad, coordinación y sutileza necesarias para realizar una gran variedad de actividades cotidianas diarias [33]. Al ser la prótesis más avanzada del mercado su precio rondaría los \$90000 [34].



Figura 33. Prótesis mioeléctrica i-Limb® Quantum [33].

Prótesis Michelangelo

Esta prótesis permite al paciente disponer de una cinemática de agarre completamente sofisticada y nueva debido a sus cuatro dedos móviles y un pulgar con una disposición variable el cual es controlado por señales musculares. Según los movimientos de los motores la prótesis se adecúa a siete diferentes posturas de la mano de tal forma que los dedos pulgar, índice y medio son elementos accionados de forma activa, mientras que los dedos anular y meñique se mueven de forma pasiva proporcionando un movimiento natural. Cuenta con una batería de 3 células de ion litio con un sistema electrónico de protección, dispone de seis leds que indican por ejemplo el nivel de batería y errores de la prótesis, un bluetooth para activar y desactivar ciertas funciones y un cargador denominado AxonCharge especialmente diseñado para un buen funcionamiento y durabilidad de la prótesis. El costo aproximado de esta prótesis es de \$75000 [35].



Figura 34. Prótesis Michelangelo [35].

Prótesis bebionic

Bebionic 3 (Figura 35) es la prótesis comercial más actual de la compañía RSLSteeper, dispone de cinco dedos accionados por motores individuales los cuales son controlados por microcontroladores que monitorean continuamente la posición de los dedos. Además, dispone de 14 patrones de agarre y posiciones de la mano programados. Esta prótesis puede soportar hasta 140.1 N y puede abrir o cerrar sus falanges en un tiempo máximo de 1 segundo. Su peso es de aproximadamente 598 gramos y emplea baterías de litio polímero. Esta prótesis controlada con señales mioeléctricas puede llevar a cabo actividades cotidianas como encender o apagar luces, controlar dispositivos

smartphone, llevar bolsas, sujetar cubiertos para comer, teclear el ordenador, etc. Es la prótesis más semejante a la iLimb pero a un costo algo menor [36]. Su precio ronda entre los 25.000 y 35.000 dólares [37].



Figura 35. Prótesis bebionic 3 [36].

Prótesis CyberHand

La prótesis biónica de CyberHand (figura 36) cuenta con una tecnología moderna y costosa, utiliza el método de adquisición de señales EMG invasiva ya que se conecta los electrodos de la prótesis a las terminaciones nerviosas del miembro superior de la persona amputada mediante una cirugía, de esta manera la prótesis recopila la información del cerebro mediante sensores, con lo cual el paciente con amputación puede sentir la presión y la temperatura a la que está sometida la prótesis [28] .

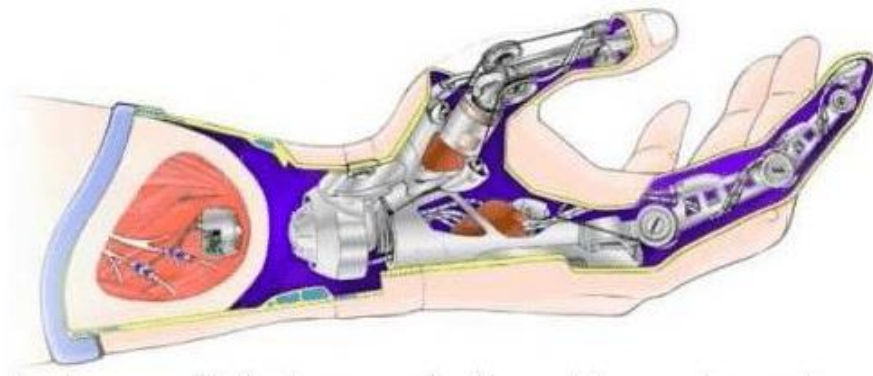


Figura 36. Prótesis CyberHand [28].

Dispositivos electrónicos en prótesis de mano

Las prótesis de mano han tenido muchos avances en los últimos años, las cuales cada vez se van asemejando no solo funcional sino estéticamente al miembro superior o a la extremidad que requiere reemplazar, por esto último de querer reemplazar funcional y estéticamente una mano, se las suelen llamar prótesis biónicas. Hoy en día, la investigación en prótesis ofrece sistemas capaces de permitir una conexión mente-máquina, gracias a implantes de electrodos invasivos o superficiales, que interpretan las señales del cuerpo, y mediante tarjetas electrónicas las traducen en movimientos capaces de emular con diferentes dispositivos como, por ejemplo, actuadores lineales o servomotores los cuales permiten un movimiento más preciso de la extremidad que se requiere manipular [38].

Sistemas para adquisición de señales EMG

Estos dispositivos son capaces de examinar e interpretar la actividad eléctrica de los músculos y utilizar estas señales como instrucciones para controlar los aparatos electrónicos de manera electrónica, sin necesidad de cables [39].

Sensores de señales EMG

Estos sensores están compuestos por amplificadores operacionales los cuales amplifican la señal y condensadores los cuales filtran y regulan la misma a un rango determinado [40]. Además, utilizan dos electrodos para la adquisición de señales y un electrodo de referencia, algunos de los sensores tienen dos modos de salida: EMG Envelope y Raw EMG [41].

Actuadores en prótesis de mano

En los últimos años los diseñadores de prótesis de mano han utilizado una gran variedad de elementos para generar la potencia requerida (sistema de actuación) y transmitir esta potencia a los dedos y así generar el movimiento (sistema de transmisión [42].

Los actuadores eléctricos como motores lineales o servomotores son los más utilizados en la implementación de prótesis de mano debido a que presentan varias ventajas sobre los otros tipos de actuadores, como alta eficiencia, gran disponibilidad y los tamaños

compactos. Se dice que son eléctricos porque transforman la energía proveniente de una fuente eléctrica directamente en energía mecánica. [42]

Microcontroladores en prótesis de mano

La placa controladora es uno de los dispositivos más importante dentro de una prótesis mioeléctrica ya que es la encargada de procesar la señal EMG y controlar los actuadores según la programación cargada en su memoria. Un microcontrolador es un dispositivo pequeño que contiene en su interior un chip integrado por semiconductores o también denominado procesador, además de un soporte (reloj y reset), memoria y puertos de entrada-salida, todo ello dentro de un diminuto chip que se puede programar según las necesidades del usuario [43].

Impresión 3D en prótesis de mano

La impresión 3D en prótesis de mano ha venido creciendo durante los últimos años debido a que esta tecnología permite plasmar modelos diseñados a escala de forma prácticamente similar con lo cual se ha puesto en la mira incluso desde el punto de la medicina. En la última década ya se ha visto alrededor del mundo un sinnúmero de prótesis impresas en 3D que han ido facilitando la vida de las personas en sus labores diarias, además, en el aspecto socioeconómico es superlativamente inferior si se lo compara con modelos industriales u ortopédicos [44].

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

- Implementar una prótesis activa de mano controlada mediante señales electromiográficas.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Determinar los sistemas electrónicos para la adquisición de señales electromiográficas.
- Diseñar un modelado 3D de la prótesis para mano.
- Realizar pruebas de funcionamiento y validación de la prótesis mioeléctrica.

CAPÍTULO II.- METODOLOGÍA

2.1 Materiales

Para la implementación del presente proyecto de titulación se emplearon materiales tanto en software para el modelamiento de la prótesis y diseño de la placa controladora y hardware en el sistema electrónico para el control de los actuadores de la prótesis. Además, se utilizaron artículos científicos, tesis, y documentación en la web para revisar los avances existentes en prótesis de mano, también se requirió de una persona con la que se realizaron las pruebas de funcionamiento del prototipo.

2.2 Métodos

2.2.1 Modalidad de Investigación

Este proyecto de titulación se definió como una investigación aplicada, ya que se utilizó los conocimientos adquiridos durante la formación académica en módulos como circuitos electrónicos, instrumentación y microcontroladores los cuales se han aplicado en el diseño e implementación de la prótesis activa de mano.

La revisión bibliográfica para el desarrollo del trabajo de titulación se la realizó investigando en libros, revistas indexadas, artículos de revistas y bases de datos de las diferentes Universidades, con esto se ha logrado tener una guía y un correcto encaminamiento para realizar mejoras en trabajos previos.

Se realizó diversas pruebas de funcionamiento para adquirir correctamente las señales electromiográficas las cuales fueron la base para controlar correctamente los mecanismos del prototipo, estas señales deben ser correctamente procesadas y filtradas para accionar adecuadamente los actuadores o motores los cuales simulan el movimiento de la prótesis activa de mano.

2.2.2 Recolección de Información

Para la recolección de la información en el presente trabajo de titulación se entrevistó a una persona que ha sufrido la amputación de su mano, también se investigó en foros dedicados a la elaboración de prótesis con la finalidad de analizar los parámetros importantes que permitan un buen diseño e implementación de una prótesis activa de mano controlada mediante señales electromiográficas.

2.2.3 Procesamiento y Análisis de Datos

Para el procesamiento y análisis de datos se llevó a cabo los pasos descritos a continuación:

- Clasificación de la información recolectada.
- Análisis de los rangos de amplitud de las señales electromiográficas.
- Configuración del dispositivo para la adquisición de señales electromiográficas.
- Tabulación de los rangos de operación del sistema.
- Selección de la información relevante que contribuyó al desarrollo de la propuesta de solución.

Desarrollo del proyecto

Para cumplir con los objetivos planteados en el proyecto de investigación se realizó los siguientes pasos:

- Análisis de los sistemas electrónicos para la adquisición de señales electromiográficas.
- Recolección de información sobre los componentes electrónicos para la prótesis de mano.
- Investigación del funcionamiento de los dispositivos para adquisición de señales EMG.
- Investigación sobre las prótesis mioeléctricas de mano existentes.
- Selección del software de diseño para la prótesis.
- Diseño de la prótesis según los componentes electrónicos seleccionados.
- Desarrollo de la programación para el procesamiento de las señales EMG.
- Construcción de la prótesis de mano.
- Pruebas de funcionamiento del sistema electrónico.
- Corrección de errores del sistema.
- Elaboración del informe final del prototipo.

CAPÍTULO III.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Análisis y Discusión de los Resultados

En el presente capítulo se llevó a cabo el desarrollo de la propuesta de investigación, en el cual se detallan los componentes electrónicos utilizados, el software de modelamiento, los algoritmos de programación y el análisis de resultados después de las pruebas de funcionamiento. Para lograr esto se empezó realizando tablas comparativas con la finalidad de seleccionar correctamente los componentes del sistema electrónico en la adquisición de la señal mioeléctrica, luego se analizaron las medidas antropométricas de la mano para seleccionar de manera adecuada una prótesis funcional y estética para el uso de una persona, finalmente se ensambló el prototipo y se realizaron las respectivas pruebas de funcionamiento verificando que esta prótesis permita al paciente realizar los principales agarres de la mano investigados en el capítulo I.

3.1.1 Sistemas electrónicos para la adquisición de señales electromiográficas




Sensor EMG

Estos dispositivos son sensores los cuales están compuestos por amplificadores operacionales y básicamente miden un diferencial de potencial mediante electrodos húmedos conectados en el músculo del paciente, entre los principales en el mercado y más utilizados en investigaciones previas tenemos los dispositivos mostrados en la tabla 2.

Tabla 2. Tabla comparativa de sensores EMG

Modelo	Myoware	Myoware armband	EMG v3.0
Descripción	Es un dispositivo que mide la actividad eléctrica de los músculos y entrega como salida un voltaje dependiendo de la	Este dispositivo es un brazalete que dispone de 8 electrodos desarrollado por la compañía Thalmic Labs, es capaz de	Es un dispositivo de la compañía Advancer Technologies, el cual monitorea el potencial eléctrico generado por las

	<p>actividad eléctrica captada. Los electrodos se conectan directamente a la placa lo cual reduce el tamaño y cableado. Además, posee 2 salidas analógicas, una con la señal EMG original y otra con la señal EMG rectificada.</p>	<p>tomar muestras de la actividad eléctrica de los músculos y transmitirlos de manera inalámbrica mediante un bluetooth a otros dispositivos para su procesamiento. Además, dispone de acelerómetro, magnetómetro y giroscopio.</p>	<p>células musculares midiendo así la actividad muscular. Este sensor amplifica y procesa la actividad eléctrica de un músculo y la convierte en una señal analógica que puede ser procesada mediante un microcontrolador.</p>
<p>Características Técnicas</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de Alimentación: 2.9V - 5.7V DC • Protección de polaridad. • Expandible mediante shields • Leds de actividad muscular. • Ganancia regulable 	<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de funcionamiento: 3.7 V. • Procesador: ARM Cortex M4 • Frecuencia de Muestreo 200 Hz • Frecuencia de la IMU 50 Hz. 	<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de funcionamiento: 3 - 9 V simétrico • Ajuste de ganancia • Conector de salida 3.5 mm • Amplificador Ad8832
<p>Dimensiones y Peso</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 2.03 cm de ancho • 5.24 cm largo • 10 g. 	<ul style="list-style-type: none"> • Banda flexible entre 19 y 34 cm. • Grosor 1.15 cm • 93 g. 	<ul style="list-style-type: none"> • 25.4 x 25.4 mm • 5 g.

Imagen			
Disponibilidad en el mercado	Sí	No	Sí
Precio	\$85	\$200	\$50



Elaborado por: El investigador

Cabe recalcar que el sensor MYO Armband es una buena elección en relación calidad precio por las funciones que implementa, pero su venta está descontinuada. Entonces, según el cuadro comparativo de la tabla 2 se seleccionó el sensor Myoware el cual está disponible en el mercado y entre sus funciones permite la lectura de la señal mioeléctrica en crudo, es decir, sin filtrar y procesar, además, a diferencia del EMG v3.0, tiene una alimentación única y no necesita de alimentación simétrica.

Actuadores (Servomotores)

Existe una gran variedad de servomotores que principalmente se diferencian en el par máximo de torque y el tipo de engranajes que llevan en su interior, para seleccionar la mejor alternativa se tomará en cuenta factores como el torque, tamaño y tipo de engranaje.

Tabla 3. Tabla comparativa de servomotores

Modelo	SG90	MG90	MG996R	PQ-12 Servo Lineal 63:1
Imagen				
Voltaje de Operación:	3.0 - 7.2V	3.0 - 7.2V	6.0V - 7.2V	6.0V - 12V

Velocidad:	0.1seg / 60 grados	0.1seg / 60 grados	0.2 seg / 60 grados 0.16 seg / 60 grados	15 mm / s
Torque	1.3Kg x cm (4.8V), 1.6Kg (6.0V)	2.2Kg x cm (4.8V), 2.5Kg (6.0V)	9.4kg/cm (4.8V), 11kg/cm (6V)	1.2 Kg x cm (6.0 V) 4.1 Kg x cm (12.0 V)
Engranajes	Nylon	Metal	Metal	Metal
Peso	4 g	13.4 g	55 g	15 g
Dimensiones	22*11.5*27 mm	22*11.5*27 mm	40.6*19.8*42.9 mm	20*10.5*30 mm
Precio	\$3.00	\$5.00	\$15.00	\$75




Elaborado por: El investigador

Después de comparar y analizar los actuadores indicados en la tabla 3, para la implementación del prototipo se han escogido dos tipos de servomotores por sus características tanto en torque, precio y dimensiones. Los adecuados para la implementación de la prótesis activa de mano son el servomotor mg-90 y el mg-996R estos dos actuadores cuentan con engranajes de metal y un gran torque entre 2 y 9 Kg/cm lo cual ayuda a que el prototipo tenga una mejor funcionalidad y pueda sujetar cosas con mayor fuerza.

Tarjeta Controladora

Las tarjetas controladoras se diferencian principalmente por el microcontrolador el cual es el encargado de procesar todas las señales, en el mercado existen varios modelos de acuerdo al nivel de entradas y salidas tanto análogas como digitales, entre las más adecuadas para el diseño del prototipo tenemos las tarjetas de la tabla 4.

Tabla 4. Tabla comparativa de tarjetas controladoras

Modelo	Raspberry Pi pico	Node MCU 8266	Arduino nano
Imagen			
Microcontrolador	Arm Cortex M0	ESP8266	Atmega328P
Pines digitales I/O	26	17	8 (6 PWM)
Pines analógicos	3	1	8
Velocidad de reloj	133 MHz	80 MHz	16 MHz
Tensión de funcionamiento	5V	5V	5V
Corriente por pin	23 mA – 3.4 V	12 mA – 3.3 V	40 mA
Memoria flash	2 MB	64 KB	32 KB (2 KB Bootloader)
SRAM	264KB	160 KB	2 KB
EEPROM	No dispone	No dispone	1 KB
Dimensiones	51.10 x 21.10 mm	50.10 x 20.70 mm	18.10 x 45.15 mm
Peso	5 g	25 g	8 g
Costo	\$30	\$12	\$10

Elaborado por: El investigador

Según las características de las tarjetas controladoras detalladas en la tabla 4, la tarjeta controladora escogida para la implementación del proyecto en relación costo,

beneficio y prestaciones es el modelo Arduino Nano ya que posee un tamaño considerablemente pequeño lo cual es de gran importancia para las dimensiones y la estética del diseño de la prótesis. Además, posee 6 salidas pwm de las cuales se van a utilizar 3 para el control de los servomotores, cumpliendo con el requerimiento del prototipo.

Fuente de alimentación

La fuente de alimentación es uno de los componentes muy importantes dentro de un sistema electrónico, por esta razón es imprescindible realizar un análisis del consumo del sistema a implementar para seleccionar correctamente tanto en voltaje y corriente la fuente de alimentación que permitirá el funcionamiento del circuito. Para el presente proyecto utilizó una batería de polímero de litio (LiPo) que es de las más recomendadas para este tipo de proyectos, además, entre sus principales características es que son recargables y una carga completa tiene una larga duración, para escoger el adecuado valor en voltaje y corriente se realiza el siguiente análisis:

Voltaje de alimentación de arduino por el puerto Vin: 7-12 V.

Corriente consumida por el arduino tomando en cuenta que se van a utilizar 5 E/S digitales y que el consumo de corriente por pin es 40 mA, entonces:

$$I_{arduino} = 40mA * 5$$

$$I_{arduino} = 200mA$$

Voltaje de alimentación servomotores: 4-8 V

Corriente consumida por los servomotores tomando en cuenta que se van a utilizar de 2 tipos, MG 90 que en su torque máximo consume alrededor de 400mA y MG996R que en su torque máximo consume alrededor de 900 mA, entonces:

$$I_{servomotores} = ((400mA) * 2) + (900mA) * 1$$

$$I_{servomotores} = 1700 mA$$

$$I_{servomotores} = 1,7 A$$

Sumando los dos requerimientos:




$$I_{TOTAL} = I_{arduino} + I_{servomotores}$$

$$I_{TOTAL} = 200mA + 1700 mA$$

$$I_{TOTAL} = 1900 mA$$

Entonces, para alimentar el prototipo se necesita una batería de al menos 7 voltios y 1900 mA cuando todos los componentes estén trabajando al mismo tiempo, condición que no va a pasar todo el tiempo ya que mientras unos componentes estén activados, otros estarán desactivados sin consumir tanta corriente, además estos cálculos están hechos con un consumo máximo, es decir no todo el momento demandara esa cantidad de corriente por hora. Entonces, para escoger la batería adecuada se necesita hacer una selección según la disponibilidad en el mercado para lo cual se realiza la siguiente tabla comparativa:

Tabla 5. Tabla comparativa baterías

Modelo	TCB WORTH	TURNIGY	HRB
Imagen Referencial			
Número de Celdas	2	2	2
C Rating	25-30 C	30-40 C	50 C
Voltaje	7.4	7.4	7.4
Corriente	1200 mA	2200 mA	2200 mA
Conector	XT-60	XT-60	XT-60
Peso	54 g	135 g	109 g
Tamaño	72x30x14 mm	105x34x14 mm	155x48x16 mm
Precio	\$20	\$35	\$40

Elaborado por: El investigador

Según las características del proyecto el cual requiere en su máximo consumo una corriente de 1900 mA y un voltaje de al menos 7V, la batería LiPo que cumple con estas condiciones y por su mejor velocidad de descarga (c rating) es de la marca HRB. Esta batería dispone de dos celdas, cada una de 3.7 V que conectadas en serie suman 7.4 voltios almacena una corriente de 2200 mA la cual es suficiente para el proyecto en cuestión. Además, la tasa de descarga de esta batería es de 50 C lo que quiere decir:

$$2200 \text{ mA} \times 50 \text{ C} = 110000 \text{ mA} (110 \text{ A}) \text{ descarga constante}$$

Ahora, si la carga consume 1900 mA se puede calcular el tiempo estimado de descarga de la batería con la siguiente fórmula:

$$\text{tiempo de descarga} = \frac{\text{corriente de la batería} * 60 \text{ minutos}}{\text{corriente de la carga}}$$

$$\text{tiempo de descarga} = \frac{2200 * 60}{1900}$$

$$\text{tiempo de descarga} = 69.474 \text{ min}$$

$$\text{tiempo de descarga} = 1.15 \text{ horas}$$

El tiempo de descarga de la batería es de aproximadamente 1.15 horas, pero esto en un consumo máximo del sistema, ahora si solo se requiere de la alimentación del arduino y el uso de un servomotor el consumo es de alrededor de 500 mA lo que resultaría:

$$\text{tiempo de descarga} = \frac{\text{corriente de la batería} * 60 \text{ minutos}}{\text{corriente de la carga}}$$

$$\text{tiempo de descarga} = \frac{2200 * 60}{500}$$

$$\text{tiempo de descarga} = 264 \text{ min}$$




$$\text{tiempo de descarga} = 4.4 \text{ horas}$$

Según los cálculos realizados, se puede deducir que la duración de la batería varía según el uso del sistema electrónico, el cual con la batería escogida puede durar hasta un máximo de 5 horas de uso continuo aproximadamente.

Regulador de Voltaje

Debido a que la fuente de alimentación sobrepasa el límite de voltaje para el control de los servomotores, es necesario implementar un módulo regulador de voltaje con la finalidad de limitar el paso de tensión evitando que estos se sobrecalienten y se produzca un fallo en el prototipo, para lo cual se han tomado en cuenta los siguientes dispositivos:

Tabla 6. Tabla comparativa reguladores de voltaje

Modelo	Step Down LM2596	Step Down Pololu D4V6F5	Step Down XL4005
Imagen Referencial			
Corriente máxima	3A	600 mA	5A
Voltaje de entrada	4 – 40 V	7 – 42 V	5 – 32 V
Voltaje de Salida	1.20 – 38 V	Según la versión del regulador tiene una salida fija de 3.3V; 5V; 9V; 12V	1 – 30 V
Potencia de salida	25 W	3W	60 W
Conector	Sin borneras, orificios para soldar.	Sin borneras, orificios para soldar.	Sin borneras, orificios para soldar.
Peso	25 g	20 g	25 g
Tamaño	45x20x15 mm	13x10x5 mm	45x20x15 mm
Precio	\$4	\$15	\$5

Elaborado por: El investigador

Después de analizar las características de los reguladores seleccionados en la tabla 6, el módulo que se ajusta a las características eléctricas de la batería y dimensiones del prototipo es el módulo Step Down LM2596 el cual soporta una corriente de hasta 3A y permite ajustar el voltaje de la batería a 5V.



Figura 37. Regulación de voltaje a 5V
Elaborado por: Investigador

En la figura 37 se muestra el ajuste del módulo seleccionado con el cual se ha reducido el voltaje de 7.4 V de la batería de polímero de litio a 5.03 V con lo cual se limita a esa tensión el trabajo a los servomotores evitando que sufran un sobrecalentamiento y posibles daños.

3.1.2 Diagrama del sistema electrónico

En la figura la figura 37 se muestra el diagrama del sistema electrónico luego de analizar y seleccionar los componentes más adecuados para la implementación de la prótesis activa de mano.

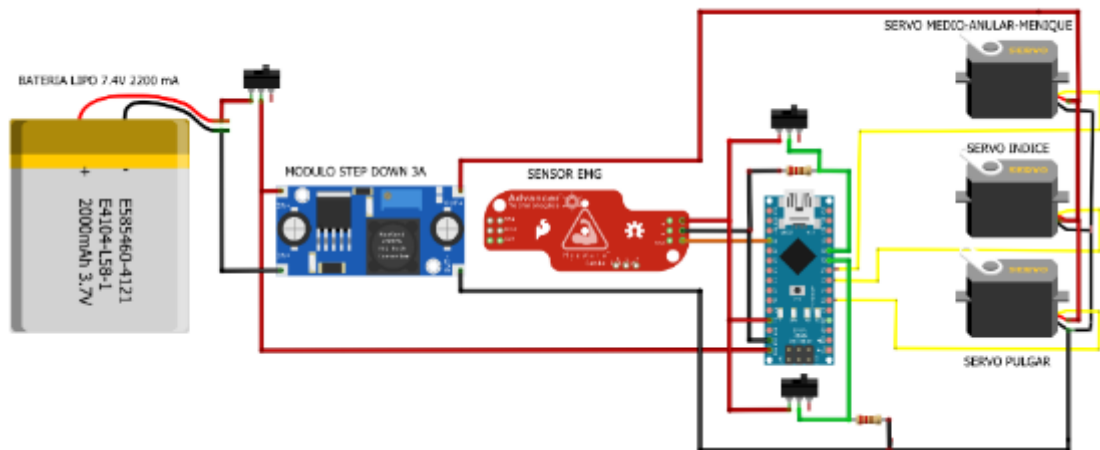


Figura 38. Diagrama del sistema electrónico
Elaborado por: Investigador

El circuito inicia con la alimentación general de la prótesis por una batería de polímero de litio de 7.4 V a 2200 mA la cual está conectada a un interruptor de dos posiciones (on/off) que permite tanto el paso de tensión hacia el módulo regulador Step Down LM2596 y al pin Vin de arduino el cual tiene integrado un regulador interno por lo que se le puede conectar directamente.

Una vez activado el interruptor principal éste activa el módulo regulador de voltaje el cual está ajustado a 5V para alimentar a los 3 servomotores, también con el interruptor principal se enciende el arduino el cual con su salida de 5V se alimenta el sensor EMG Myoware.

Los servomotores están conectados en los pines digitales 3,5 y 6 los cuales tienen una salida pwm para su control, el pin análogo para la lectura del sensor es el A0. Además, se dispone de la implementación de 2 switch para 4 posibles maneras de funcionamiento las cuales se detallan a continuación:

Tabla 7. Modos de funcionamiento de la prótesis de mano.

Entradas		Función
Switch 1	Switch 2	
0	0	Agarre en función del voltaje del sensor
0	1	Agarre cilíndrico, esférico
1	0	Agarre pinza
1	1	Agarre cilíndrico, esférico

Elaborado por: Investigador

Como se puede evidenciar en la tabla 7 se ha predefinido 4 modos de operación con el objetivo de no sobrecalentar los servomotores. En la posición 0-0 se tiene un control total de la prótesis en la cual los servomotores se mueven desde su ángulo mínimo hasta su ángulo máximo en función de la lectura del sensor el cual varía de 0 a 5V y el ADC del arduino lo escala entre 0 y 1023.

Entonces si dividimos los 5V entre el valor 1023 tenemos un valor de 4.88 mV por cada valor y si dividimos los 1023 entre los 180° del servomotor tenemos una razón de 5.68. Es decir, por una lectura de 5.68 el servomotor se moverá 1 grado. Finalmente

haciendo una relación entre el voltaje y el ángulo recorrido se puede concluir que por cada 27.76 mV el servomotor girará 1 grado.

Así mismo en las demás posiciones se ha programado un cierto ángulo de acuerdo al tipo de agarre que se desea realizar. Para esto se ha probado cada servomotor registrando el límite mínimo y máximo para un correcto agarre el cual de detalla en la tabla 8.

Tabla 8. Ajuste de ángulos servomotores

Dedos	Ángulo Abierto	Ángulo cerrado
Pulgar	160°	40°
Índice	130°	40° objetos pequeños 80° objetos grandes
Medio-Anular-Meñique	100°	60° objetos pequeños 80° objetos grandes

Elaborado por: Investigador

3.1.3 Software de modelamiento 3D



Figura 39. Logotipo Software Fusion 360

Para el modelado de la prótesis de mano se utilizó el software de Autodesk Fusion 360 ya que este prototipo está basado en el proyecto hackberry el cual es de código libre, a este diseño se le han hecho algunas modificaciones para adaptar los componentes electrónicos disponibles en el mercado local. Fusion 360 es una plataforma de software de modelado 3D, CAD, CAM, CAE y PCB basada en la nube para el diseño y la fabricación de proyectos. Esta plataforma permite exportar un modelo en formato STL lo cual es de vital importancia para la impresión en 3D. Entre su principal ventaja y

que la diferencia de otras plataformas es que dispone de una versión personal gratuita con algunas limitantes pero que no son de uso para el proyecto en cuestión [45].

3.1.4 Diseño de la prótesis de mano

En cuanto al diseño del proyecto, no se han encontrado estudios que hagan énfasis en las medidas adecuadas para el desarrollo de prótesis de mano, por esta razón, la prótesis de mano implementada en el presente proyecto de investigación se basa en la Norma DIN 33 402 Parte II, la cual detalla las dimensiones de las articulaciones y lo clasifica en 3 percentiles.

Medidas de la mano Norma DIN 33 402 parte II

En la figura 40 se muestra una imagen referencial de las medidas de la mano en donde se muestran varias medidas como ancho del meñique, ancho del dedo anular, ancho del dedo mayor, ancho del dedo índice, largo de cada dedo, largo de la palma de la mano y largo total de la mano

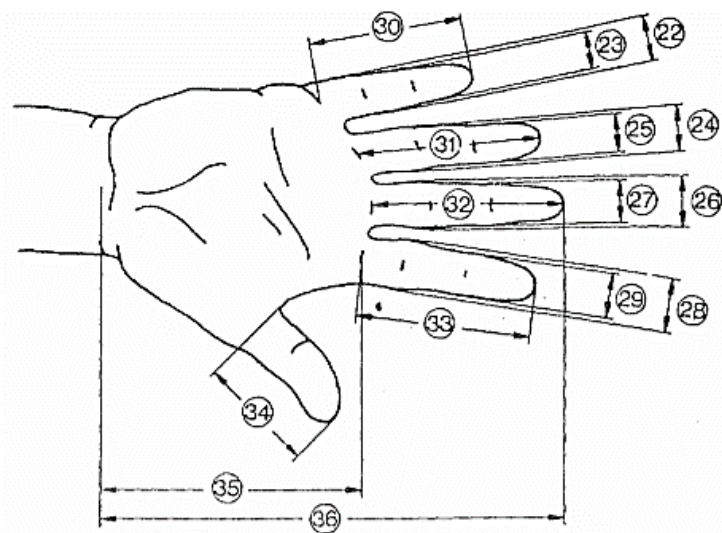


Figura 40. Medidas de la mano (Según Norma DIN 33 402 parte II).

En la tabla 9 se clasifica mediante tres percentiles las medidas referenciales de la mano tanto en hombres como mujeres, las cuales sirven como base para comparar con el diseño a implementar de la prótesis activa de mano.

Tabla 9. Medidas de la mano (Norma DIN 33 402 parte II).

Dimensiones en cm		PERCENTIL					
		Hombres			Mujeres		
		5%	50%	95%	5%	50%	95%
22	Ancho del meñique en la palma de la mano	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7
23	Ancho del meñique próximo de la yema	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
24	Ancho del dedo anular en la palma de la mano	1,8	2,0	2,1	1,5	1,6	1,8
25	Ancho del dedeo anular próximo a la yema	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
26	Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
27	Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,4	1,5	1,7
28	Ancho del dedo índice en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
29	Ancho del dedo índice próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,3	1,5	1,7
30	Largo del dedo meñique	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
31	Largo del dedo anular	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
32	Largo del dedo mayor	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
33	Largo del dedo índice	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
34	Largo del dedo pulgar	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
35	Largo de la palma de la mano	10,0	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8
36	Largo total de la mano	17,0	18,6	20,1	15,9	17,4	19,0

Ancho del pulgar y grosor de la mano Norma DIN 33 402 parte II

El ancho del pulgar y el grosor de la mano son unas medidas importantes a tomar en cuenta ya que con el pulgar e índice se realizan la mayoría de agarres que permite realizar esta extremidad, y con la palma de la mano se realiza una base donde se apoya el objeto que toma la mano.



Figura 41. Ancho del pulgar y grosor de la mano (Norma DIN 33 402 parte II).

Tabla 10. Ancho del pulgar y grosor de la mano (Norma DIN 33 402 parte II).

Dimensiones en cm		PERCENTIL					
		Hombres			Mujeres		
		5%	50%	95%	5%	50%	95%
37	Ancho del dedo pulgar	2,0	2,3	2,5	1,6	1,9	2,1
38	Grosor de la mano	2,4	2,8	3,2	2,1	2,6	3,1

Medida de la mano para agarre de objetos Norma DIN 33 402 parte II

Según la Norma Din 33 402 parte II existe una recomendación en cuanto a las medidas de la mano para el agarre de objetos, en la figura 42 se muestra una referencia de cómo se debería tomar un objeto cilíndrico con la cual se toma una medida de referencia del diámetro de agarre de la mano.

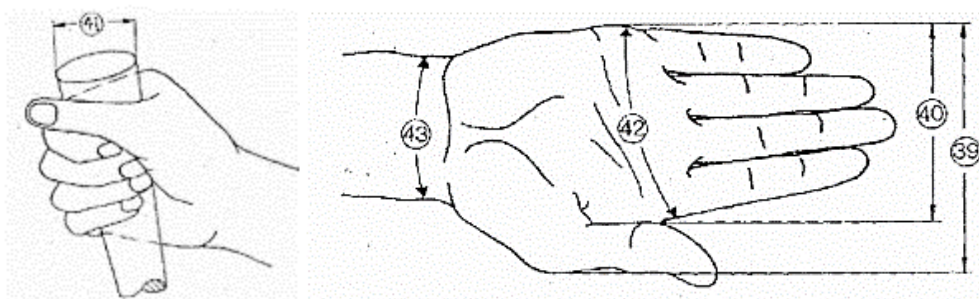


Figura 42. Agarre de un objeto (Según Norma DIN 33 402 parte II).

Tabla 11. Agarre de un objeto (Norma DIN 33 402. parte II).

Dimensiones en cm		PERCENTIL					
		Hombres			Mujeres		
		5%	50%	95%	5%	50%	95%
39	Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	9,8	10,7	11,6	8,2	9,2	10,1
40	Ancho de la mano excluyendo dedo pulgar	7,8	8,5	9,3	7,2	8,0	8,5
41	Diámetro de agarre de la mano	11,9	13,8	15,4	10,8	13,0	15,7
42	Perímetro de la mano	19,5	21,0	22,9	17,6	19,2	20,7
43	Perímetro de la articulación de la muñeca	16,1	17,6	18,9	14,6	16,0	17,7

Siguiendo las recomendaciones de la Norma DIN 33 402 Parte II se han comparado las medidas del modelo hackberry el cual es tomado como base para el diseño de la prótesis. Este modelo divide las dimensiones de los dedos de la mano en 3 partes, siendo así el dedo pulgar de una medida, el dedo índice de otra mientras que el dedo medio, anular e índice comparten las mismas medidas.

3.1.5 Modelado de la prótesis de mano

En la figura 43 se muestra el largo del dedo medio, éste alcanza una longitud de 8.3 cm el cual según la norma DIN 33 402 Parte II se coloca en el percentil del 50% tanto de hombres y mujeres, se realiza de esta medida de manera que la prótesis a implementar pueda ser utilizada por la mayoría de usuarios sin alterar el aspecto físico y estético de la persona beneficiaria. Cabe recalcar que estas medidas se comparten con los dedos anular y meñique.

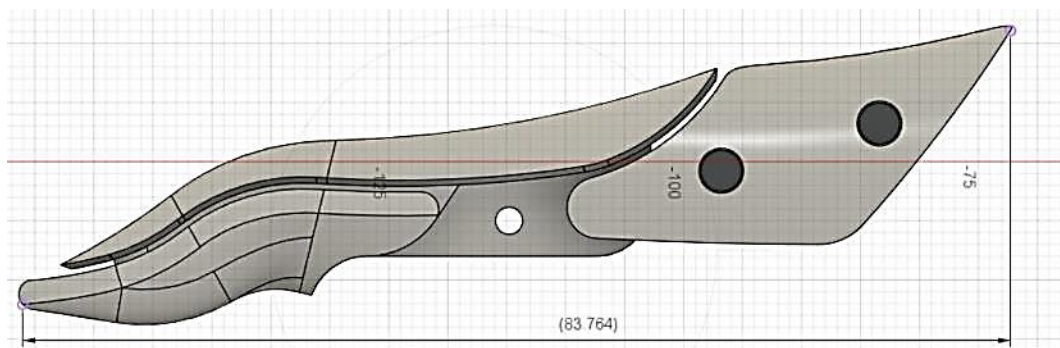


Figura 43. Largo de los dedos medio, anular y meñique.

Elaborado por: El Investigador

De la misma manera el ancho de los dedos medio anular y meñique es de aproximadamente 1.5 cm la parte más cerca de la palma de la mano y de aproximadamente 1.2 cm en la parte más próxima a la yema del dedo. Comparando estas medidas con las recomendadas por la norma DIN 33 402 Parte II se aproxima al percentil del 50% tanto en hombres y mujeres en las dimensiones del dedo meñique, de igual forma que en la longitud el ancho de los dedos medio anular y meñique comparten las mismas dimensiones.

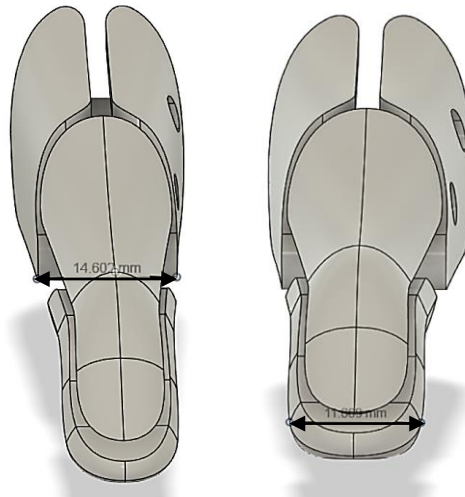


Figura 44. Ancho de los dedos medio, anular y meñique.

Elaborado por: El Investigador

En la figura 45 se muestran la longitud del dedo índice, la cual es de 7.7 cm, comparando esta longitud con la recomendada por la norma DIN 33 402 Parte II esta medida se ubica en el percentil del 50% para hombre y en el percentil del 95% para mujeres verificando de esta manera que es una medida adecuada para los agarres de los objetos ya que según lo investigado en el capítulo I, este dedo es de los que más se utiliza para la mayoría de acciones o agarres de objetos.

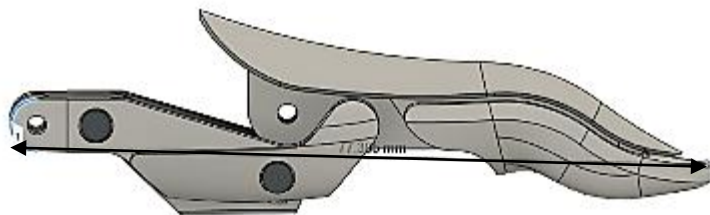


Figura 45. Largo del dedo índice

Elaborado por: El Investigador

En la figura 46 se muestran las dimensiones del ancho del dedo índice, estas medidas están tomadas en dos ubicaciones, una medida más cercana a la palma de la mano y otra medida más cercana a la yema del dedo, comparando con la norma DIN 33 402 Parte II el ancho de este dedo índice se ubica en el percentil del 5% tanto en hombres y mujeres.

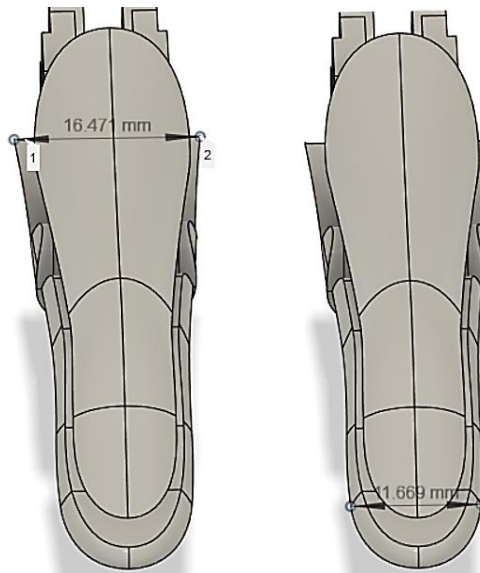


Figura 46. Ancho del dedo índice

Elaborado por: El Investigador

En la figura 47 se muestra la longitud del dedo pulgar la cual es de aproximadamente 7.8 cm, comparando con las medidas recomendadas con la norma DIN 33 402 Parte II, se ubica en el percentil del 95% para hombres y 95% para mujeres, siendo una medida adecuada para los agarres de la mano que de la misma manera como se vio en el capítulo I el dedo pulgar junto con el dedo índice permiten la mayoría de las acciones con la mano y de los de los objetos.

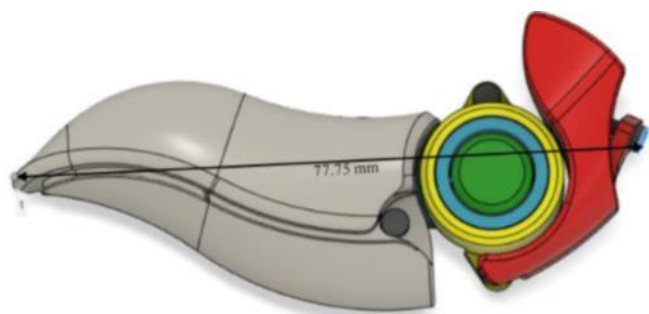


Figura 47. Largo del dedo pulgar

Elaborado por: El Investigador

En ancho del dedo pulgar es de aproximadamente 2.3 cm lo cual lo coloca en el percentil del 50% en hombres y en percentil del 95% de mujeres según las recomendaciones de la norma DIN 33 402 Parte II, lo cual es de un grosor ideal para el agarre de objetos en conjunto con el dedo índice.



Figura 48. Ancho del dedo pulgar

Elaborado por: El Investigador

El ancho de la mano es de aproximadamente 8 cm (figura 49), comparando con las recomendaciones de la norma la norma DIN 33 402 Parte II se ubica entre el 5% y 50% del percentil en hombres y del 50% en mujeres, lo cual es un tamaño ideal.

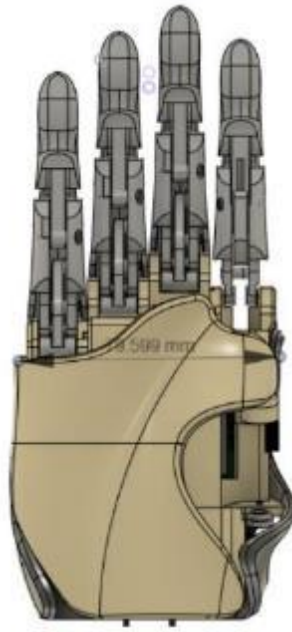


Figura 49. Ancho de la mano

Elaborado por: El Investigador

La prótesis implementada presenta los cinco dedos por motivos estéticos, pero únicamente el dedo pulgar e índice de accionan de forma independiente mientras que los dedos medio, anular y meñique trabajarán en forma conjunta para lograr los agarres necesarios.

Una vez finalizado la modificación del diseño de la prótesis biónica hackberry, se procede a exportar cada pieza en un formato que permita laminar cada pieza para su posterior impresión en una impresora 3D. El formato que aceptan la mayoría de laminadores es el formato STL, siglas provenientes del inglés (STereoLithography) el cual excluye toda la información del objeto a excepción de su geometría. Para exportar en formato STL se coloca sobre la pestaña denominada Archivo en el software Fusion 360, luego se selecciona la opción exportar como se muestra en la figura 50.

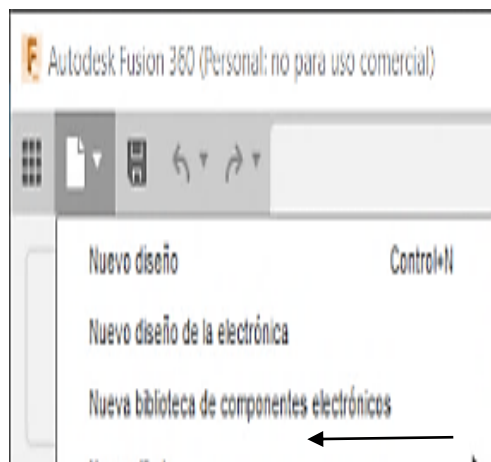


Figura 50. Exportación de las piezas de la prótesis en formato STL.

Elaborado por: El Investigador

Luego, aparece una ventana en la se debe agregar un nombre, también de debe escoger el tipo de archivo con el que se desea exportar la pieza y finalmente escoger la ubicación donde se la quiera almacenar. Todas estas opciones se muestran en la figura 51.



Figura 51. Parámetros de la opción exportar en Fusion 360.

Elaborado por: El Investigador

3.1.6 Filamento de impresión de la prótesis

Los filamentos de impresión 3D son plásticos elaborados con materiales biodegradables que se fabrican a partir del almidón de maíz, yuca y caña de azúcar, por tal motivo los humos que se desprenden al fundir este material no son tóxicos permitiendo a estos filamentos ser utilizado en cualquier lugar aun con poca ventilación. Entre los filamentos más utilizados están el ácido poliláctico (PLA), ácido poliláctico plus (PLA+) y acrilonitrilo butadieno estireno (ABS). Las características de estos materiales se detallan en la tabla 12.

Tabla 12. Tabla comparativa de filamentos más utilizados en impresión 3D

Tipo de filamento	PLA	PLA+	ABS
Temperatura de fusión (°C)	190-215	205-225	220-245
Temperatura de cama caliente (°C)	0-60	0-60	80-100
Ventilador de capa	100%	100%	0%
Resistencia térmica (°C)	Baja (40)	Media (60)	Alta (100)
Facilidad de impresión	Alta	Alta	Media
Resistencia	Baja	Media	Alta
Valor (\$)	15-20	20-25	20-30

Elaborado por: El investigador

Según la tabla comparativa, tomando en cuenta las características más importantes tanto en facilidad de impresión, resistencia térmica, temperatura de impresión y precio se escoge para imprimir la prótesis el filamento PLA+ (plus) el cual tiene una mayor resistencia que el PLA normal ayudando así a que la prótesis no sea muy frágil y también es fácil de imprimir no siendo así el caso del filamento ABS el cual necesita de entornos calientes y temperaturas altas de extrusión.

3.1.7 Software de laminado 3D

Los softwares de laminado 3D son programas que transforman los modelos 3D en un formato de código G o G-code, el cual es un lenguaje que da instrucciones a la impresora 3D para que ésta siga una serie de pasos capa por capa de impresión.

Existen varios laminadores como Cura, Simplify3D, IdeaMaker, etc, el escogido para laminar las partes de la prótesis de mano es Prusa Slicer, el cual es un laminador para impresoras 3D con licencia gratuita, a diferencia de Simplify3D el cual tiene planes mensuales de pago. Prusa Slicer es uno de los softwares que han venido mejorando día a día y se mantiene casi a la par en funcionalidad de otros laminadores. La versión que se ocupará es la más actual al año 2021 como es la 2.3.3



Figura 52. PrusaSlicer Version 2.3.3

Elaborado por: El Investigador

Una vez generado el archivo STL se agrega la pieza al laminador o también denominado slicer en el cual se configuran una serie de parámetros según la pieza que se va a imprimir, entre los parámetros más importantes tenemos: altura de capa, relleno, temperatura de la cama de impresión, temperatura del nozzle y velocidad de impresión. Después de configurados estos parámetros se selecciona la opción laminar, entonces, una vez laminada la pieza y generado el código g el software calcula un tiempo estimado y la longitud de filamento utilizado durante la impresión el cual se muestra en la figura 53 con un ejemplo con la palma de la mano



Figura 53. Laminado de la palma de la prótesis de mano.

Elaborado por: El Investigador

Después de laminar cada parte de la prótesis se procede a exportar el g-code a una tarjeta sd la cual se inserta en la impresora 3D y esta ira imprimiendo capa por capa según lar órdenes del código generado. Para la impresión de las piezas se ha utilizado el filamento PLA+ (plus), escogido en la tabla comparativa de filamentos. En la tabla 13 se detallan los tiempos empleados en la impresión de cada una de las piezas.



Figura 54. Palma de la mano impresa en PLA+

Elaborado por: El Investigador

Tabla 13. Tiempos de impresión de las piezas-prótesis

Orden piezas	Descripción de la pieza a imprimir	Tiempo		Filamento (m)
		horas	minutos	
1	Soporte de la mano	0	25	1.63
2	Palma de la mano	9	19	22.34
3	Sujetador dedo anular	0	5	0.37
4	Sujetador dedo índice	0	5	0.20
5	Conector anular-meñique	0	5	0.20
6	Conector medio-anular	0	5	0.15
7	Conector servo-meñique	0	7	0.2
8	Engranaje dedo índice	0	10	0.4
9	Soporte servomotor mano	0	30	1.15
10	Botones x5	0	30	0.90
11	Tapa mano	6	39	16.87
12	Dedo índice (6 piezas)	3	41	5.67
13	Dedo medio (5 piezas)	2	45	4.12
14	Dedo anular (5 Piezas)	2	45	4.12
15	Dedo meñique (5 piezas)	2	45	4.12
16	Dedo Pulgar (6 piezas)	3	34	5.89
17	Muñeca (8 piezas)	8	42	14.89
18	Socket	19	20	41.31
Total		61 h 53 minutos		124.53 m

Elaborado por: El Investigador

Según los tiempos y medidas referenciales del laminador al cual se le adjunta un error del 5 % se puede decir que se han tomado un aproximado de 65 horas en la impresión de todas las partes de la prótesis consumiéndose un aproximado de 130m de filamento PLA+

3.1.8 Ensamble de la prótesis de mano

Al finalizar la impresión de todas las piezas de la prótesis de mano, se procede al armado el cual consta de varios pasos:

Paso 1: Ensamble de los dedos medio, anular y meñique, ya que se han utilizado las mismas dimensiones para estos tres dedos y siguen un mismo orden, los cuales una vez ensamblado quedan como en la figura 55.



Figura 55. Dedos medio, anular y meñiques ensamblados.

Elaborado por: El Investigador

Paso 2: Ensamble del dedo índice. Este dedo lleva en un extremo un engranaje el cual provoca el movimiento del mismo, razón por la cual hay que armarlo con la mayor precisión posible. Esta pieza armada se muestra en la figura 56.



Figura 56. Ensamble dedo índice

Elaborado por: El Investigador

Paso 3: Ensamble del dedo pulgar. Este dedo lleva un soporte en el cual se introduce un servomotor.



Figura 57. Ensamble del dedo pulgar.

Elaborado por: El Investigador

Paso 4: Unión de los dedos a la palma de la mano. En este paso se deben colocar adecuadamente los tornillos milimétricos para que el movimiento de los dedos sea simétrico.



Figura 58. Ensamble de las falanges con la palma de la mano

Elaborado por: El Investigador

Paso 5: colocación de los servomotores (actuadores). Este paso se lo debe realizar previo al registro de medidas del ángulo de movimiento de cada servomotor



Figura 59. Ensamble de los servomotores en la prótesis de mano.

Elaborado por: El Investigador

3.1.9 Diseño de la placa controladora

Para el diseño del circuito impreso se utilizó el software Proteus el cual es un programa de libre uso con licencia gratuita que además de realizar simulaciones, permite la elaboración de circuitos en una pestaña denominada PCB Layout. En la figura 60 se muestra el diseño acorde a las medidas de la palma de la mano. Las medidas de esta placa son de 61.1 x 48.7 mm las cuales encajan perfectamente en la palma de la prótesis a implementar.

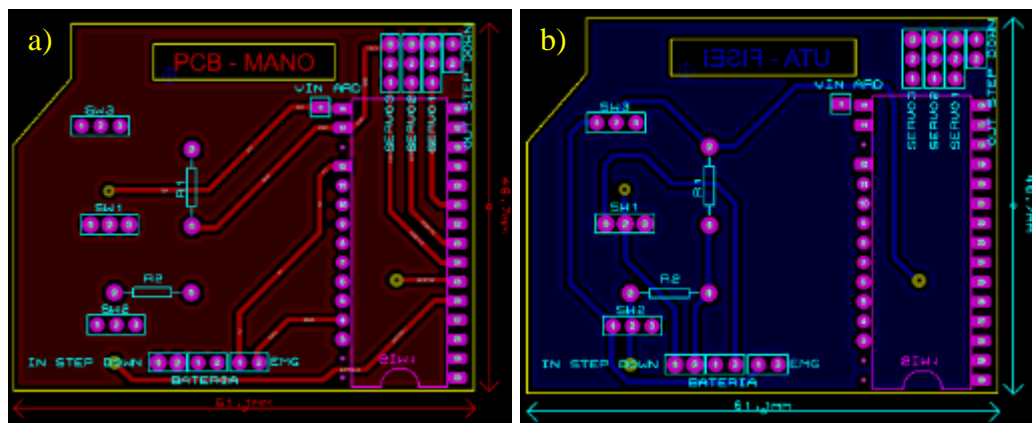


Figura 60. Diseño PCB de la prótesis a) Vista frontal b) Vista posterior

La elaboración del circuito impreso se realizó mediante el método de planchado y cloruro férrico, para lo cual el diseño se imprime a láser en un papel especial que permita impregnar las pistas en una baquelita virgen, para luego a través el método anteriormente descrito diluir el cobre que no lleva pistas. Luego de realizar este proceso se procesa a perforar la baquelita y a soldar los componentes y sócalo para el microcontrolador, el resultado se muestra en la figura 61.

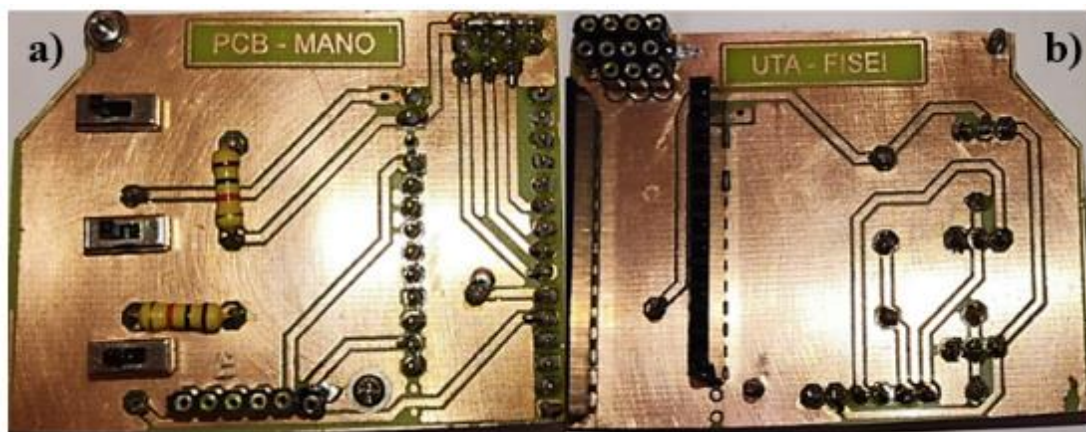


Figura 61. Implementación PCB de la prótesis a) Vista frontal b) Vista posterior

Armado final de la prótesis de mano

La prótesis activa de mano esta ensamblada en dos partes, la palma y el socket el cual se coloca en el brazo. En la palma de la mano se integran componentes como servomotores, tarjeta controladora y regulador de voltaje, mientras que en el socket se encuentra colocada la batería seguida del sensor EMG.

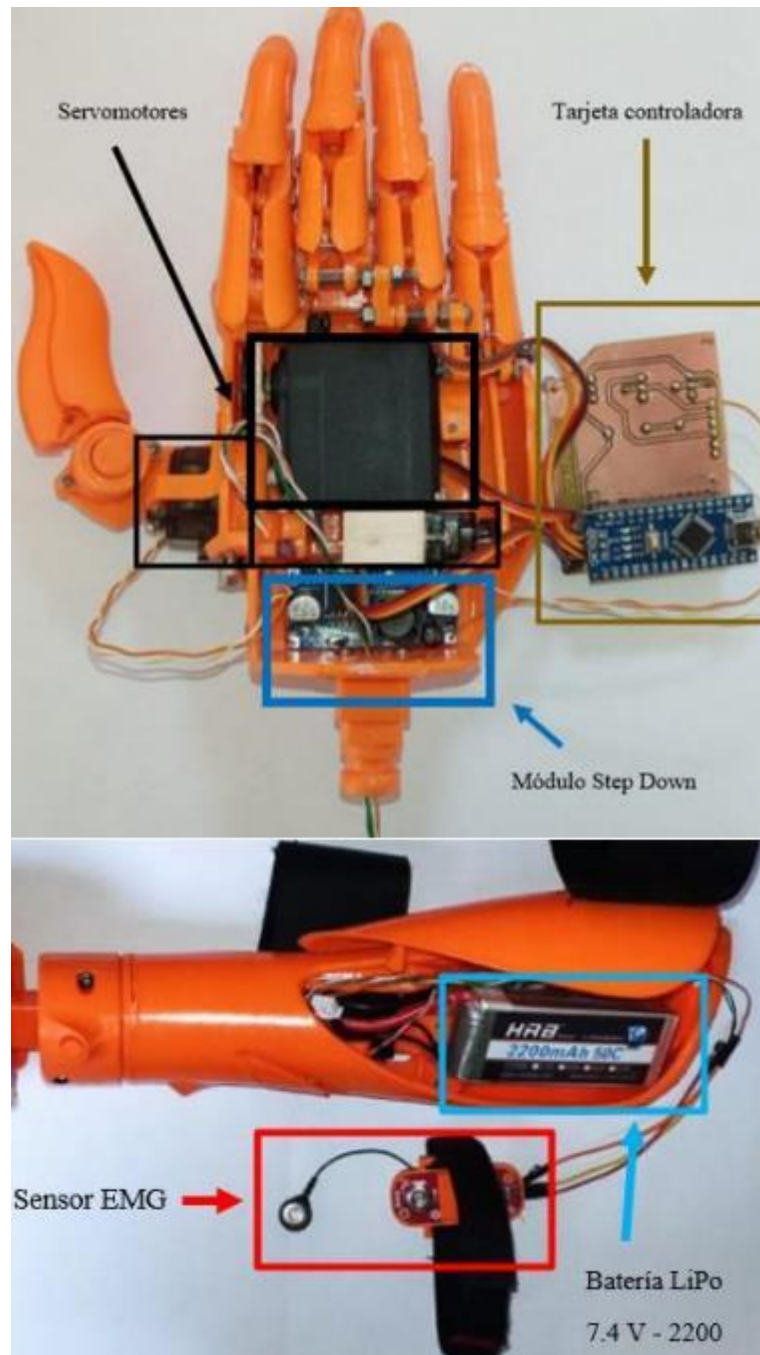


Figura 62. Ensamble de todos los componentes de la prótesis de mano

Elaborado por: El Investigador

3.1.10 Etapas del sistema

En la figura 63 se muestra el diagrama de bloques de cada una de las etapas del sistema, empieza con el paciente al cual se le coloca los electrodos superficiales en el brazo para detectar las señales electromiográficas, después entra en acción el sensor electromiográfico el cual es un dispositivo electrónico que permite amplificar la señal adquirida por los electrodos, este sensor dispone de varias etapas como la de pre-amplificación en el cual se implementa un amplificador de instrumentación para realizar un aumento en la amplitud de la señal, luego se filtra la señal para eliminar el ruido introducido por los componentes electrónicos y el usuario, después se rectifica para que la amplitud de la señal solo quede en el rango de los positivos y finalmente se realiza una última amplificación para adecuar la señal a la tarjeta controladora.

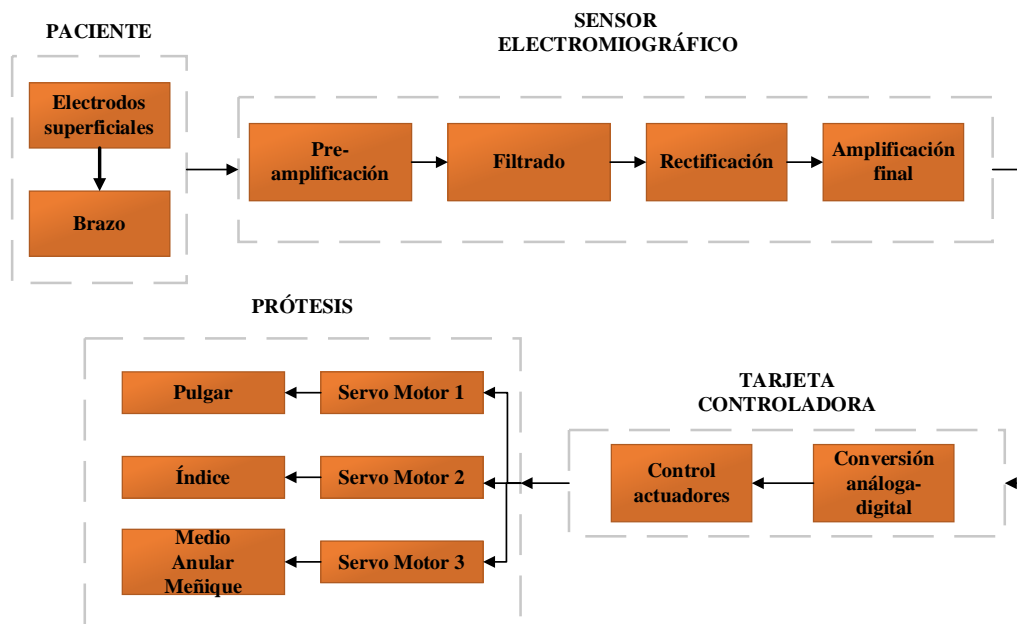


Figura 63. Etapas de la prótesis activa de mano.

Elaborado por: El Investigador

Después de amplificar la señal mioeléctrica, es necesario realizar un procesamiento mediante un microcontrolador con el cual según las condiciones a las que esté sujeta esta señal, active mediante una señal pwm a los actuadores de la prótesis. Estos servomotores están distribuidos de manera que el servomotor 1 permita el movimiento del dedo pulgar, el servomotor 2 accione el dedo índice y mediante palancas el servomotor 3 permita el movimiento de los dedos medio, anular y meñique.

Adquisición de la señal

Para esta etapa se ha optado por la técnica de EMG no invasiva empleando electrodos húmedos ya que por su funcionalidad y comodidad son los más utilizados en la implementación de prótesis mioeléctricas. Estos electrodos están compuestos de Cloruro de plata (Ag-AgCl), además poseen un gel que mejora la conductividad eléctrica y el flujo de corriente, también hay que tomar en cuenta que estos electrodos tienen la capacidad de reducir el ruido intrínseco generado por el contacto de la piel con el metal. Se recomienda que de centro a centro de cada electrodo haya una longitud de entre 2 cm y 3 cm para una mejor captación de la diferencia de potencial.



Figura 64. Electrodos marca Ambu

En el movimiento de la mano están involucrados ciertos músculos flexores del túnel carpiano como son: flexor común superficial, flexor común profundo y el flexor pollicis longus, este último participa para la flexión del pulgar mientras que el flexor común superficial y profundo involucra el movimiento del dedo índice, dedo medio, dedo anular y dedo meñique. Tomando en cuenta que los músculos flexores se ubican en el antebrazo, se puede colocar los electrodos en los puntos 1 y 5 como se muestra en la figura 65.

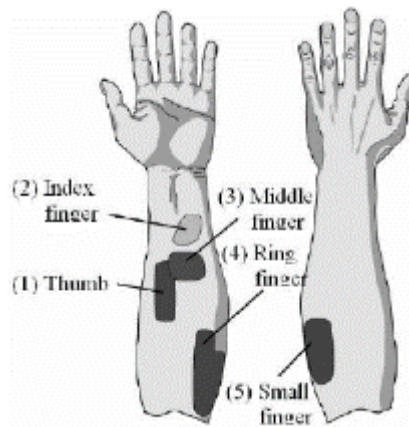


Figura 65. Ubicación adecuada de los electrodos en el antebrazo.

También se pueden colocar los electrodos en el músculo bíceps tomando las recomendaciones del fabricante Advancer Technologies se debe colocar el módulo como se muestra en la figura 66.

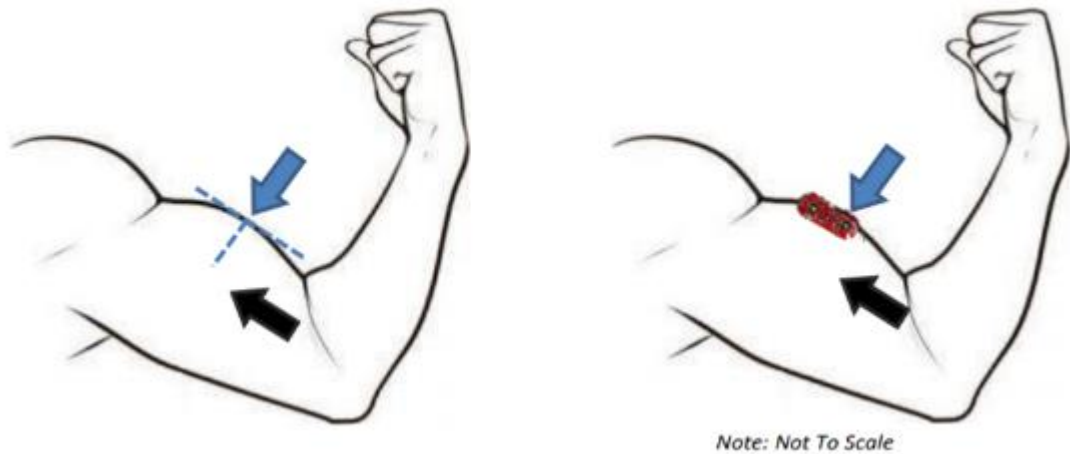


Figura 66. Ubicación adecuada de los electrodos en el bíceps.

Dado que el sistema electrónico debe tomar un punto de referencia en el brazo, la ubicación sugerida es en la parte inferior del codo debido a que en ese lugar es donde no existe ruidos o perturbaciones por lo que es una zona que no contiene músculos.

3.1.11 Análisis del Biosensor EMG

En este apartado se realiza un análisis del sensor electromiográfico desarrollado por la empresa Advancer Technologies el cual consta de 4 etapas las cuales permiten transformar el diferencial de potencial del músculo en una señal que pueda ser procesada por el microcontrolador. Las etapas son las siguientes:

Pre-amplificación

En esta etapa se obtienen las señales tomadas por los electrodos las cuales tienen una amplitud máxima de 10 mV pico a pico, razón por la cual es indispensable esta etapa de amplificación debido a que los microcontroladores no logran procesar este tipo de señales de forma directa.

La etapa de pre-amplificación se debe realizar con amplificadores de instrumentación, pero, para detectar las señales del cuerpo, estos dispositivos deben poseer ciertas características recomendadas por la International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) [46] las cuales se detalla en la tabla 14.

Tabla 14. Estándares de un amplificador de instrumentación en electromiografía.

Estándares amplificadores operacionales de instrumentación con aplicación médica	
Impedancia de entrada:	$> 1 M\Omega$
Ganancia de amplificación:	De 200 a 100000 con un error de $\pm 10\%$ en incrementos discretos.
No linealidad en la ganancia:	$\leq \pm 2.5\%$
Estabilidad en la ganancia:	Variaciones pueden ser de 5% / año
CMRR:	$> 90\text{dB}$
Respuesta en Frecuencia:	1-3000Hz medido a -3dB
Corriente de bias de entrada:	$< 50\text{nA}$
Aislamiento:	$\leq \mu\text{A}$ de corriente de fuga medida entre el paciente y tierra.
Ruido:	$< 5\mu\text{V RMS}$ medido con una resistencia de alimentación de $100\text{k}\Omega$

Según las características mencionadas en la tabla14, el sensor implementado en el proyecto cuenta con el amplificador operacional Ad8221. En la siguiente tabla se muestran las características del encapsulado con la cual se puede verificar que cumple con los estándares recomendados por la International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK).

Tabla 15. Características del amplificador de instrumentación AD8221.

AD8221 Amplificador de Instrumentación	
Características Generales	Amplificador de alta precisión. Aplicaciones médicas Requiere de una resistencia interna para ajustar su ganancia Bajo costo DIP 8
Impedancia de entrada	10 $G\Omega$
Rango de ganancia	1 a 10000
CMRR	90 dB
Corriente de polarización de entrada	2 nA máx.
Tensión de offset	25 μV máx.
Ruido	8 nV p-p / 1Hz
Corriente de bias	0.4 nA
Voltaje de alimentación	$\pm 2.3V$ a $\pm 18V$

La ecuación que regula la ganancia de este amplificador es la siguiente:

$$G = 1 + \frac{49.4k}{R_G}$$

Como se puede evidenciar, la ganancia del amplificador está directamente relacionada con la resistencia R_G siendo así que, mientras este valor sea menor, la ganancia será mayor.

En esta etapa de pre-amplificación se requiere una ganancia muy alta ya que según las características de una señal EMG, su amplitud puede alcanzar un valor de 1 mV pico a pico. Entonces, según lo investigado en el diagrama de Advancer Technologies en su circuito EMG utiliza una resistencia de 240 para lo cual se calcula la ganancia de esta etapa a continuación.

$$G = 1 + \frac{49.4k}{240}$$

$$G = 206.83$$

Para verificar estos datos se procedió a simular el circuito de pre-amplificación en el software proteus, para lo cual primero se debe investigar los pines del encapsulado los cuales se detallan en la siguiente figura.

CONNECTION DIAGRAM

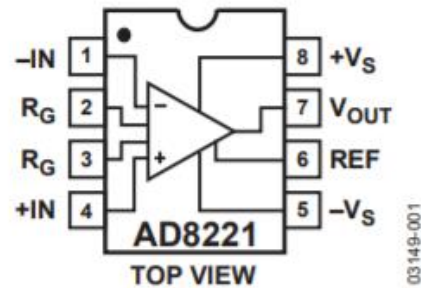


Figura 67. Diagrama de pines Amplificador operacional AD8221

Como se puede observar en la figura 67 la alimentación del dispositivo es bipolar y se la realiza por los pines 5,8. Luego Las entradas diferenciales son por los pines 1,4 a los cuales se conectaría los electrodos, pero, como prueba de funcionamiento para la simulación se alimentará con una fuente, el electrodo de referencia va en el pin 6, la resistencia de ganancia calculada se conecta entre los pines 2,3 y finalmente la salida es en el pin 7.

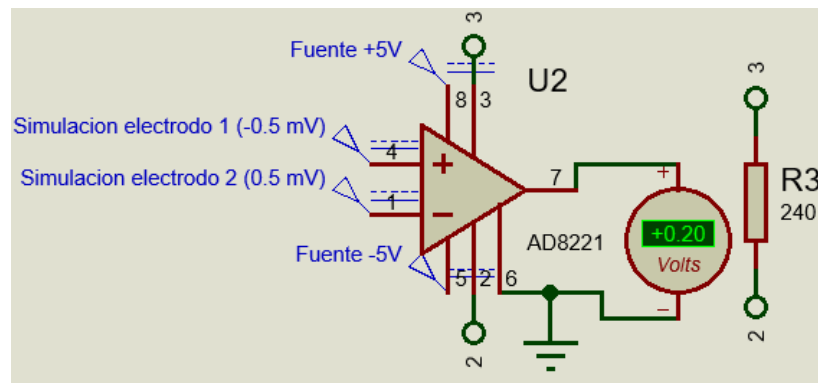


Figura 68. Simulación etapa pre-amplificación

Elaborado por: El Investigador

El voltaje de salida de este amplificador viene dado por:

$$V_{out} = G * (V_2 - V_1)$$

$$V_{out} = 206.83 * (1mV)$$

$$V_{out} = 0.20 V$$

Filtrado

Con el objetivo de eliminar ruidos externos al sensor electromiográfico el fabricante emplea etapas de filtrado en rangos específicos en los que la señal de los potenciales de acción de los músculos presenta su mayor actividad, los filtros que emplea se detallan a continuación:

Filtro pasa alto

Esta etapa tiene la función de eliminar o atenuar las señales que tengan una frecuencia menor a la frecuencia de corte establecida, dejando así solo las frecuencias que se desean analizar. Como frecuencia de corte, según lo establecido en el rango de mayor actividad para electromiografía, se establece un valor de 20 Hz dejando por debajo señales de baja frecuencia producidos por ruidos indeseados irrelevantes para el proyecto de investigación. Aplicando las ecuaciones de un filtro pasa alto se obtiene los siguientes cálculos:

$$f_{OH} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$
$$f_{OH} = 20 \text{ Hz}; \quad C_1 = 100 \text{ nF}$$
$$R_1 = \frac{1}{2\pi(20 \text{ Hz})(100 \text{ nF})}$$
$$R_1 = 79577.47 \text{ k}\Omega$$

En la figura 69 se muestra la simulación del circuito calculado y su respuesta en frecuencia en donde se puede evidenciar que al ser un circuito de segundo orden tiene una caída de -40 dB por década asemejándose a un filtro ideal.

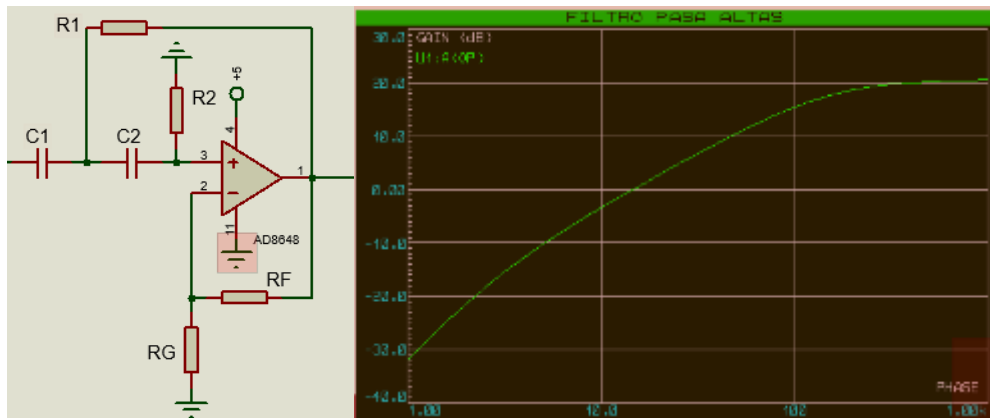


Figura 69. Simulación filtro pasa alto

Elaborado por: El Investigador

Filtro pasa bajas

Después de calcular el filtro pasa alto, limitando las frecuencias inferiores a 20 Hz, es necesario implementar un filtro pasa bajas con el objetivo de atenuar o eliminar las frecuencias superiores a una frecuencia de corte establecida. Tomando en cuenta un valor de referencia del capacitor el cual es de 100 nF y una frecuencia límite de corte de 500 Hz. Entonces reemplazando los valores en las ecuaciones de un filtro pasa bajas tenemos:

$$f_{OL} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

$$f_{OL} = 500 \text{ Hz}; \quad C_1 = 100 \text{ nF}$$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi(500 \text{ Hz})(100 \text{ nF})}$$

$$R_1 = 3.18 \text{ k}\Omega$$

En la figura 70 se muestra la simulación del circuito pasa bajas calculado y su respuesta en frecuencia en donde al igual que en el filtro anterior se puede evidenciar que al ser un circuito de segundo orden tiene una caída de -40 dB por década asemejándose a un filtro ideal. Para poder diferenciar los filtros hay que tomar en cuenta que el filtro pasa alto empieza su diagrama con un capacitor, mientras que un filtro pasa bajas empieza su diagrama por una resistencia.

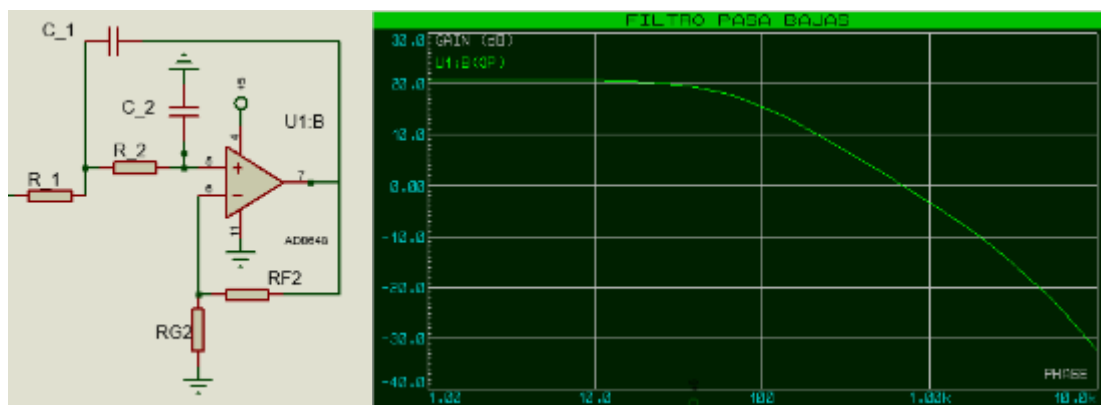


Figura 70. Simulación filtro pasa bajas

Elaborado por: El Investigador

Filtro Pasa banda

En la figura 71 se muestra el filtro pasa banda el cual está compuesto de dos etapas; la primera etapa está compuesta por un filtro paso altas y la segunda por un filtro paso bajas, la conexión en cascada de estas dos etapas o circuitos forman el diagrama de un filtro pasa banda.

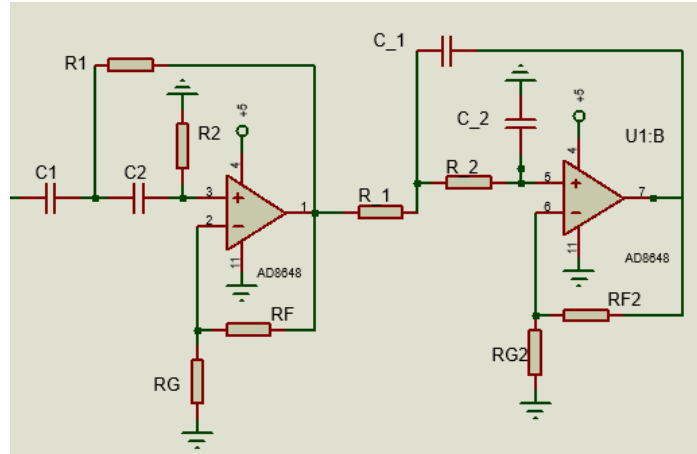


Figura 71. Simulación Filtro pasa banda

Elaborado por: El Investigador

La simulación de la respuesta en frecuencia de este filtro muestra cómo se atenúan las frecuencias en cada extremo, dejando pasar solamente en el rango seleccionado como es de 20 Hz a 500 Hz siendo este el rango predominante de la señal electromiográfica.

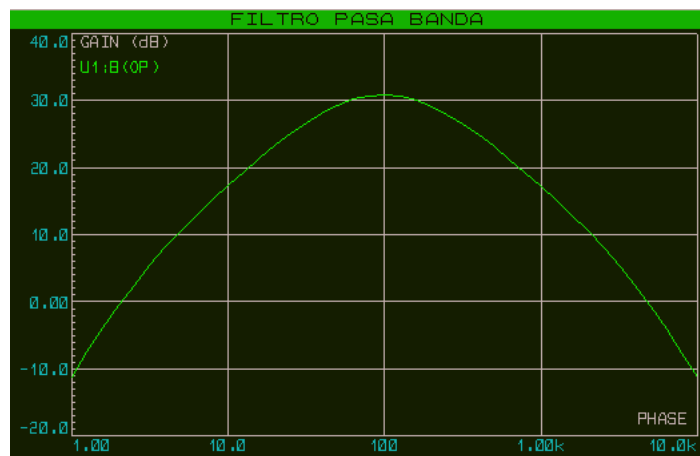


Figura 72. Respuesta en frecuencia Filtro pasa banda

Elaborado por: El Investigador

Rectificador de precisión

Debido a que la amplitud de la señal mioeléctrica presenta una magnitud muy pequeña, por debajo del voltaje de polarización de los diodos, este sensor implementa un rectificador de precisión el cual se muestra su simulación a continuación. En la figura 73 se muestra el diseño de un tipo de rectificador de precisión de onda completa, también denominado circuito de valor absoluto, en este diseño la impedancia de entrada es igual a R_6 y todas las resistencias que compone el circuito son iguales. También se puede evidenciar que el diodo D_1 conduce con la finalidad de que los dos amplificadores operacionales funcionen como inversores.

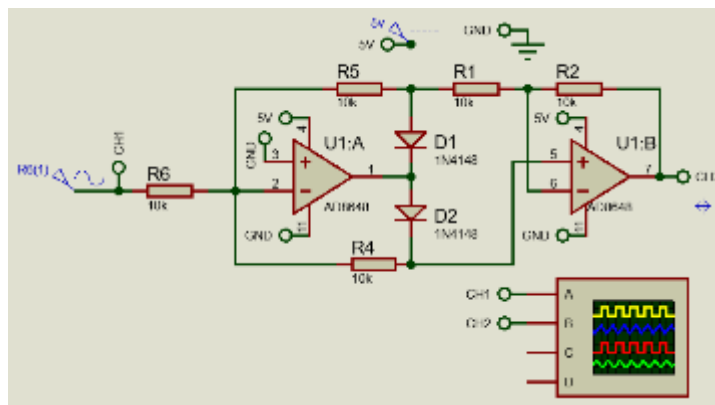


Figura 73. Simulación circuito rectificador de precisión

Como se puede evidenciar en la figura 74 el rectificador de onda completa elimina las componentes de la señal negativa dejando pasar solo los valores positivos, esto se implementa con el objetivo de conectar en el microcontrolador una señal analógica en el rango que éste pueda procesar, siendo el óptimo para la tarjeta seleccionada un rango de 0v a +5V.

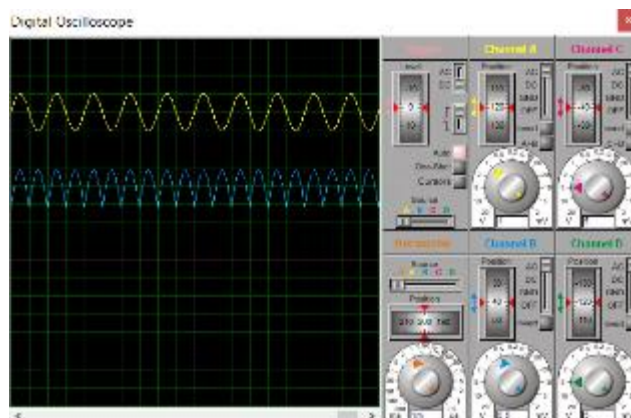


Figura 74. Visualización rectificadora de precisión en el osciloscopio

Amplificación final

El sensor Myoware de Advancer Technologies implementa al final del circuito una amplificación que permita aumentar la amplitud de la señal mioeléctrica, esto se logra con un amplificador inversor o no inversor. Este fabricante utiliza una configuración de no inversor el cual se muestra su diagrama en la figura 75. Está compuesto por dos resistencias una fija y una variable (potenciómetro) la cual permite ajustar la ganancia a la salida del circuito.

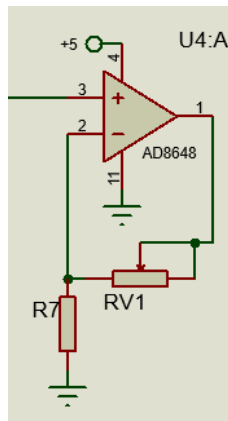


Figura 75. Simulación amplificadora no inversor.

Diagrama del sensor EMG Myoware

El sensor Myoware está compuesto por cuatro etapas como se muestra en la figura 76, para realizar este diagrama se ha basado en una versión anterior de este sensor ya que el diagrama original no lo muestra en la hoja de datos del dispositivo. También hay que tomar en cuenta que este sensor tiene la ventaja de que no necesita una alimentación simétrica para su funcionamiento, sino de una fuente de 3.3V o 5V.

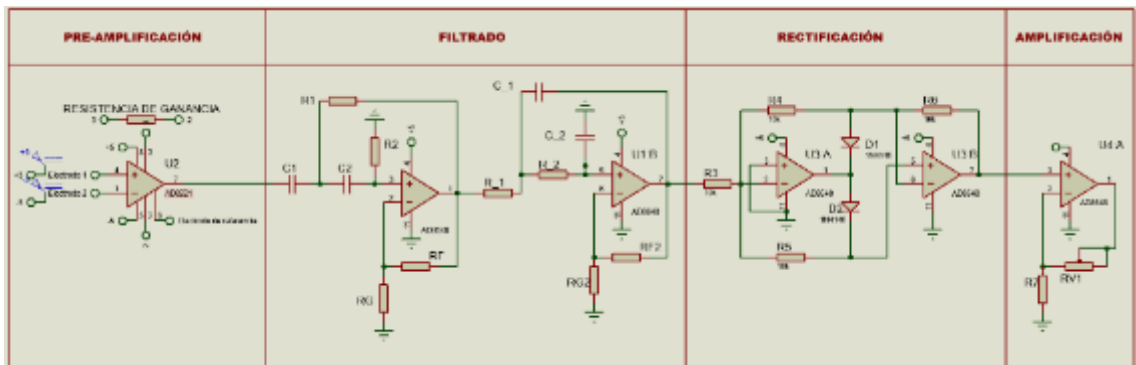


Figura 76. Diagrama Sensor Myoware

Elaborado por: El Investigador

3.1.12 Diagrama de Flujo

En el diagrama de flujo se detalla el proceso que debe seguir el sistema, en el cual se establecen las condiciones según el estado de los interruptores los cuales tienen dos posibles valores cada uno teniendo un total de cuatro estados. Entonces según la condición de estos se cambia a la lectura del sensor EMG y según el rango de este se procede a activar o desactivar los motores.

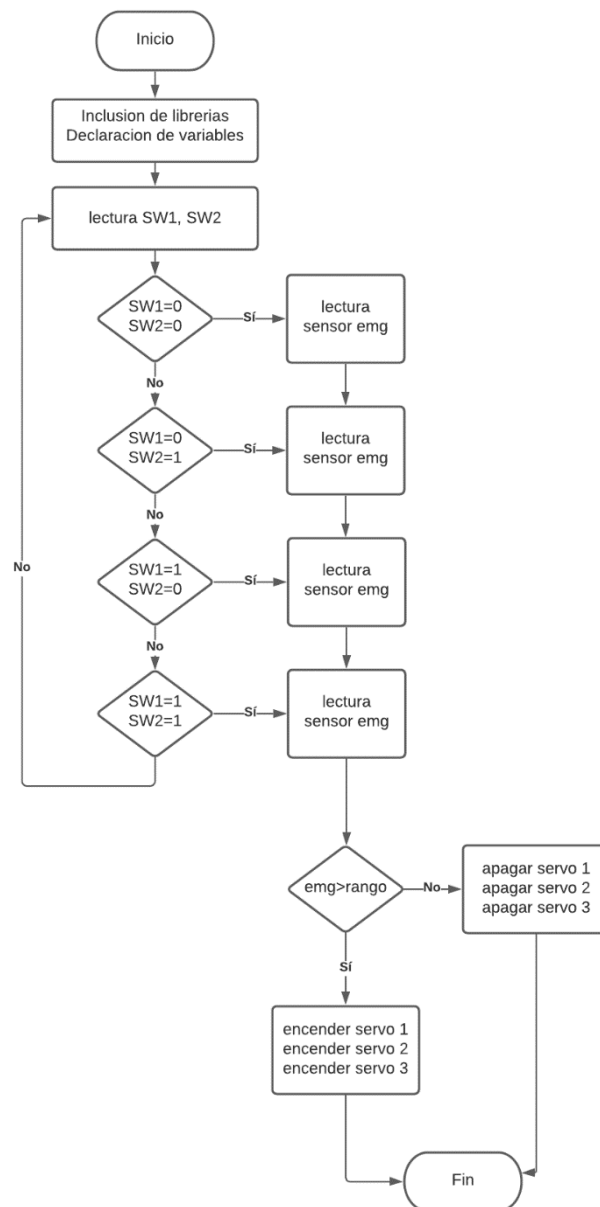


Figura 77. Diagrama de flujo del proceso

Elaborado por: El Investigador

3.1.13 Procesamiento de la señal EMG

Con la finalidad de reducir el ruido en la señal adquirida mediante el sensor EMG se emplea un filtro recursivo en arduino denominado media móvil exponencial (EMA). Esto se aplica debido a que se está muestreando una señal análoga para controlar un servomotor, entonces si no se aplica un filtro adicional se afecta a la estabilidad del servomotor en sus movimientos con lo cual este tiende a dar rotaciones en falso.

El filtro recursivo para una señal Y puede calcularse con la siguiente expresión:

$$S(t) = \begin{cases} Y(0), & t = 0 \\ \alpha Y(t) + (1 - \alpha)S(t - 1), & t > 0 \end{cases}$$

Donde:

- $S(t)$: Es el valor de la media móvil exponencial en un período de tiempo t.
- $Y(t)$: Es el valor de la señal a filtrar en un período de tiempo t.
- $S(t - 1)$: Es el valor de la media móvil exponencial en el período de tiempo t-1.
- α : Es un coeficiente o factor de suavizado, su valor debe ser entre 0 y 1.

Luego de aplicar el filtro EMA a la señal EMG con un valor de $\alpha=0.2$ se puede evidenciar en la figura 78 que se han eliminado algunos picos de la señal azul proveniente del sensor teniendo como resultante una señal suavizada que se muestra en color rojo, la cual es el resultado de aplicar la fórmula de media móvil exponencial.

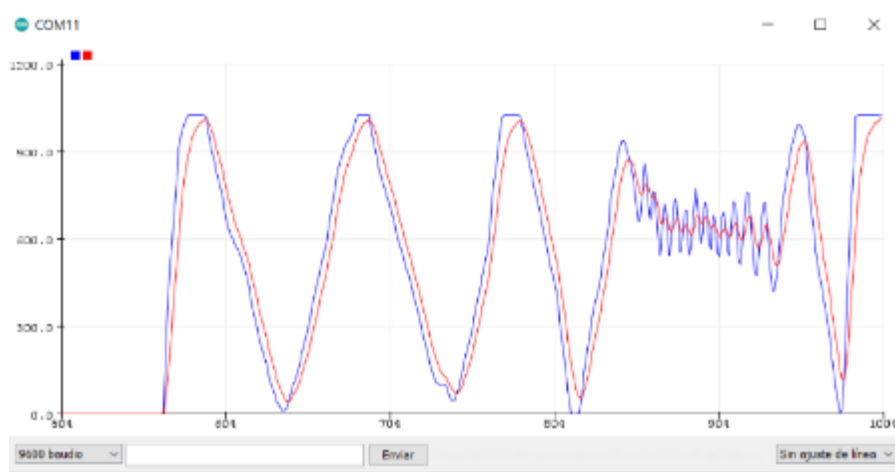


Figura 78. Filtro EMA en señal EMG

Elaborado por: El Investigador

3.1.14 Presupuesto

El presupuesto del presente proyecto de investigación este compuesto de tres partes, el sistema EMG, la impresión 3d y la interfaz electrónica, a continuación (tabla 16,17 y 18 respectivamente) se detallan los componentes involucrados en cada presupuesto.

Sistema EMG

Este sistema está compuesto básicamente por el sensor EMG, el case impreso en 3d, cables de conexión y los electrodos los cuales deben ser húmedos y especiales para aplicaciones médicas los cuales permiten una mejor adquisición de la señal mioeléctrica.

Tabla 16. Presupuesto del Sistema EMG

<i>No</i>	<i>Detalle</i>	<i>Unidad</i>	<i>Cantidad</i>	<i>Precio Unitario</i>	<i>Precio Total</i>
1	Sensor EMG	c/u	1	80,00	80,00
2	Kit Electrodo	c/u	50	10,00	15,00
2	Case 3D	c/u	1	4,00	4,00
3	Cables de conexión	c/u	1	1,00	1,00
Subtotal					100,00

Elaborado por: El Investigador

Impresión 3D

Debido a las pruebas que deben realizarse con algunas piezas de la prótesis se optó por la adquisición de la impresora 3D evitando gastos adicionales en tiempo y dinero al acudir a un lugar especializado en este servicio.

Tabla 17. Presupuesto de la impresión 3D

<i>No</i>	<i>Detalle</i>	<i>Unidad</i>	<i>Cantidad</i>	<i>Precio Unitario</i>	<i>Precio Total</i>
1	Impresora 3D	1	1	300	300
2	Filamento PLA+	1	1	20	20
3	Resina Epóxica	1	1	15	15
Subtotal					335,00

Elaborado por: El Investigador

Interfaz electrónica y herramientas

Para diseñar una prótesis estética y funcional se debe realizar una placa de tamaño ideal, adquiriendo los dispositivos con las medidas adecuadas, además la interfaz electrónica debe cumplir con las características analizadas en el presente capítulo. En la tabla 18 se detallan todos los elementos necesarios para la implementación de prótesis activa de mano.

Tabla 18. Presupuesto de la interfaz electrónica y herramientas

<i>No</i>	<i>Detalle</i>	<i>Unidad</i>	<i>Cantidad</i>	<i>Precio Unitario</i>	<i>Precio Total</i>
1	Servomotores MG90	c/u	2	5,00	10,00
2	Servomotores MG996R	c/u	1	15,00	15,00
3	Microcontrolador	c/u	1	10,00	10,00
4	Batería Lipo 7.4 V	c/u	1	40,00	40,00
5	Regulador Step Down	c/u	1	4,00	4,00
6	Herramientas	c/u	1	25,00	20,00
5	Materiales de oficina	c/u	1	50,00	50,00
Subtotal					149,00

Presupuesto Final

Sumando todas las partes del presupuesto del proyecto, el costo final de la prótesis activa de mano controlada mediante señales electromiográficas es de \$677,43 el cual comparado con las versiones comerciales es sumamente menor y cumple con los tipos de agarres sugeridos en capítulos anteriores.

Tabla 19. Presupuesto final de la prótesis activa de mano.

Detalle de sistemas	Precio
Sistema EMG	100,00
Impresión 3D	335,00
Interfaz electrónica y herramientas	149,00
Subtotal	584,00
Imprevistos (5%)	29,20
IVA (12%)	70,08
TOTAL	683,28

Elaborado por: El Investigador

3.2 Pruebas de funcionamiento

3.2.1 Monitoreo de las señales electromiográficas del paciente

Para el monitoreo de las señales EMG del paciente se ha elaborado una interfaz en Labview con la cual se ajusta el rango en el que se van activar los actuadores por un pulso cuando el paciente realice una contracción.

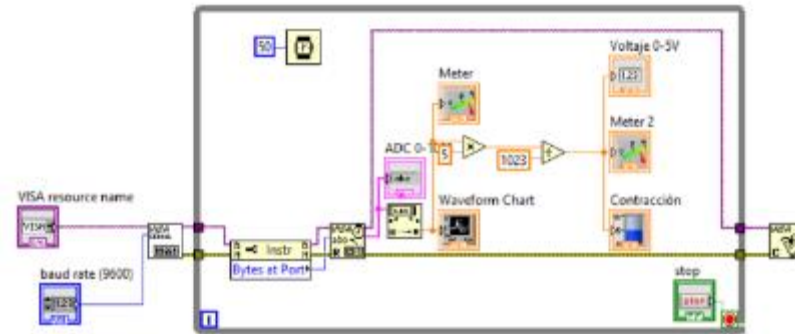


Figura 79. Diagrama de bloques de la interfaz de adquisición EMG.

En la figura 80 se muestra la interfaz para determinar el rango en el que la persona presenta su mayor actividad eléctrica en el músculo, también se puede evidenciar los picos de cada contracción los cuales llegan a una amplitud de 2.47 V o 507 a una resolución de 10 bits del arduino nano, este dato se toma como referencia para activar los servomotores de la prótesis de mano, siendo así que mediante un pulso (contracción) abre o cierra los dedos de la prótesis de mano.

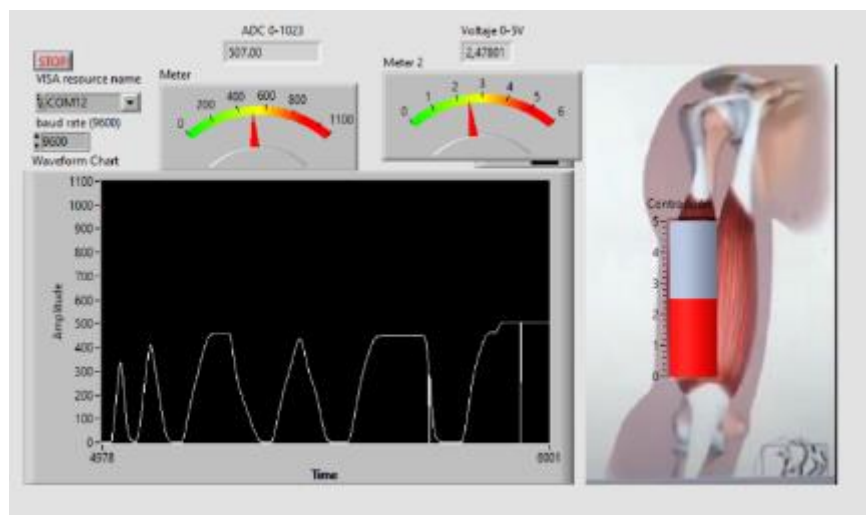


Figura 80. Interfaz de adquisición EMG
Elaborado por: El Investigador

En la figura 81 se muestra la colocación del sensor electromiográfico en el bíceps del paciente, se puede observar que el dispositivo cuenta con dos led indicadores, el led verde es un indicador de encendido y apagado, mientras que el led rojo se enciende cuando se realiza una contracción o detecta una diferencia de potencial en el músculo.

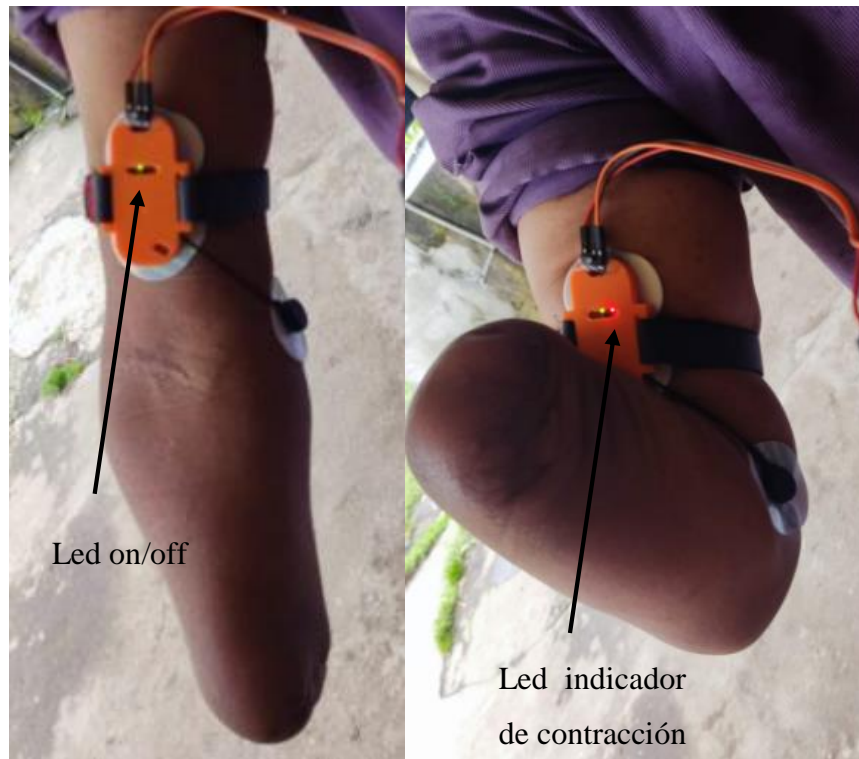


Figura 81. Colocación del sensor en el paciente.
Elaborado por: El Investigador

3.2.2 Registro de las pruebas de funcionamiento según los tipos de agarre

Las pruebas de funcionamiento se realizaron en dos etapas, la primera etapa en un entorno de simulación, probando que funcionen los 4 modos de trabajo y los diferentes tipos de agarre, luego, la segunda etapa, se basa en probar la prótesis activa de mano con un paciente. Esta persona es un señor de 50 años de edad al cual le amputaron su mano derecha debido a un accidente automovilístico, su amputación es a 10 cm de la muñeca.

Luego de cumplir con las pruebas de funcionamiento se registraron los datos según el número de intentos que se realizaron, esto en función del modo seleccionado y tipo de agarre a cumplir. Además, se registró la amplitud con la que se emite el pulso de activación y apagado de los servomotores.

Modo 0-1

En la figura 82 se muestra la simulación con tipo de agarre cilíndrico, esférico (modo 01), el primer objeto (botella de \varnothing 30 mm) tiene un peso de 10g, mientras que el segundo objeto (botella de \varnothing 45 mm) tiene un peso de 200g.



Figura 82. Prueba de funcionamiento - Agarre Cilíndrico

Luego de superar la fase de simulación, se realizaron las pruebas con el paciente al cual se le adaptó la prótesis en su brazo como se puede ver en la figura 83, además se realizaron pruebas de funcionamiento con dos objetos cilíndricos de diámetro igual al de la simulación obteniendo los resultados de la tabla 20.



Figura 83. Prueba de funcionamiento en un paciente, agarre cilíndrico.

En la tabla 20 se muestran los resultados de las pruebas realizadas con dos objetos cilíndricos (botellas) de 30 mm y 45 mm de diámetro, también se registró la amplitud del pulso con el que se accionaron los servomotores para la apertura y cierre de la prótesis activa de mano.

Tabla 20. Pruebas de funcionamiento - Agarre cilíndrico

Tipo de Agarre	Objeto	Número de Intentos	Amplitud de la señal [V]	Sí Cumple	No Cumple
Cilíndrico Objetos pequeños	Botella Ø 30 mm	1	2.47	X	
		2	2.48	X	
		3	2.48	X	
		4	2.48	X	
		5	2.47	X	
	Botella Ø 45 mm	1	2.49		X
		2	2.47	X	
		3	2.48	X	
		4	2.49	X	
		5	2.47	X	

Elaborado por: El Investigador

Según los resultados obtenidos en la tabla 20, se puede concluir que se tiene un 100 % de efectividad con objetos cilíndricos de un diámetro de 30 mm a una amplitud promedio de 2.476 V y 80 % de efectividad con objetos cilíndricos de un diámetro de 45 mm a una amplitud promedio de 2.480 V. En resumen, con objetos entre un diámetro de 30 y 45 mm después de 10 intentos realizados se obtuvo un 90 % de efectividad en el tipo de agarre cilíndrico con el modo de trabajo con los switches en la posición 01.

Modo 1-1

En la figura 84 se muestra la simulación con tipo de agarre cilíndrico, esférico – objetos grandes (modo 11), el primer objeto (botella de \varnothing 75 mm) tiene un peso de 725g, mientras que el segundo objeto (vaso de \varnothing 70 mm) tiene un peso de 250g.



Figura 84. Prueba de funcionamiento - Agarre cilíndrico, esférico

Luego se superó la fase de simulación, se realizaron las pruebas con el paciente (figura 85), el objeto de prueba es una pelota con un diámetro de 70 mm, medida similar al de los objetos de la fase de simulación, después de realizar varios intentos de tomar la pelota, se tabularon los resultados los cuales se muestran en la tabla 21.



Figura 85. Prueba de funcionamiento en paciente, agarre esférico.

Tabla 21. Pruebas de funcionamiento - Agarre esférico

Tipo de Agarre	Objeto	Número de Intentos	Amplitud de la señal [V]	Sí Cumple	No Cumple
Cilíndrico, esférico	Pelota \varnothing 70 mm	1	2.54	X	
		2	2.52	X	
		3	2.54	X	
		4	2.54	X	
		5	2.53	X	
		6	2.52	X	
		7	2.54	X	
		8	2.54	X	
		9	2.52	X	
		10	2.52	X	

Elaborado por: El Investigador

Según los datos de la tabla 21, luego de 10 intentos realizados para tomar la pelota con un diámetro de 70 mm, se puede concluir que el agarre de objetos esféricos tiene una probabilidad de cumplirse al 100%, también se puede observar que el paciente logró activar la prótesis de mano enviando un pulso con una amplitud de 2.531 V promedio.

Modo 1-0

En este modo se realiza el tipo de agarre pinza para el cual se ha utilizado dos objetos de prueba, el primer objeto es una porta tarjetas de 5 mm de espesor y el segundo objeto es una moneda la cual tiene un espesor de 2 mm. En la figura 86 se muestran las simulaciones de este tipo de agarre con los dos objetos mencionados.



Figura 86. Prueba de funcionamiento - Agarre pinza

Después de simular el tipo de agarre en pinza el cual se realiza en modo 1-0, se ha procedido a realizar las pruebas de funcionamiento con el paciente realizado varios intentos para cumplir con el tipo de agarre pinza, el objeto de prueba es un porta tarjetas de 5 mm de espesor. En la figura 87 se muestra al paciente cumpliendo con el agarre establecido.



Figura 87. Prueba de funcionamiento en paciente, agarre pinza.

Tabla 22. Pruebas de funcionamiento - Agarre pinza

Tipo de Agarre	Objeto	Número de Intentos	Amplitud de la señal [V]	Sí Cumple	No Cumple
Pinza	Porta tarjetas 5 mm espesor	1	2.50	X	
		2	2.51	X	
		3	2.51	X	
		4	2.51	X	
		5	2.50	X	
		6	2.52		X
		7	2.51	X	
		8	2.50	X	
		9	2.50	X	
		10	2.50	X	

Elaborado por: El Investigador

Según los datos de la tabla 22, luego de 10 intentos realizados para sujetar el porta tarjetas con un espesor de 5 mm, se puede concluir que el agarre tipo pinza tiene una probabilidad de cumplirse al 90%, debido a que en uno de los intentos éste fallo, también se puede observar que el paciente logró activar la prótesis de mano enviando un pulso con una amplitud de 2.506 V promedio.

Modo 0-0

En este modo se tiene un control en función de la lectura del sensor EMG, para esto se ha determinado los rangos mínimos y máximos de los ángulos que debería girar cada servomotor para simular el movimiento de los dedos, también se ha determinado el rango en el que se va a mapear la lectura del sensor, siendo así, por ejemplo que si el rango de la amplitud captada por el sensor en el paciente es de mínimo 0V y máximo 5 V, el servomotor estará en su ángulo inicial (dedo abierto) cuando se tome una lectura

de 0 V e irá tomando el valor de su ángulo final o cerrando el dedo progresivamente según el nivel de la contracción que se realice hasta alcanzar el máximo valor que en este caso es de 5 V.

En la figura 88 se muestran las simulaciones realizadas con dos objetos, el primer objeto (cargador) tiene unas dimensiones de 70x35x20 mm con un peso de 38 g y el segundo objeto (celular) tiene unas dimensiones de 153 x 78x 10 mm con un peso de 180 g. En un rango de 0-5 V para sujetar el cargador fue necesaria una amplitud de 4.09 V, mientras que para sujetar el celular fue necesaria una amplitud de 3.56 V.



Figura 88. Prueba de funcionamiento agarre en función del voltaje.

La prueba de funcionamiento en el modo 0-0 se lo realizó en el auto del paciente ya que es su herramienta de trabajo, éste realizó varios intentos para sujetar el volante y la palanca de cambios a la cual tenía hecha una modificación.



Figura 89. Prueba de funcionamiento en paciente, agarre en función del voltaje.

Tabla 23. Prueba de funcionamiento - Agarre en función del voltaje.

Tipo de Agarre	Objeto	Número de Intentos	Amplitud de la señal [V]	Sí Cumple	No Cumple
Pinza	Empuñadura volante Ø 10 mm	1	3.15	X	
		2	3.15	X	
		3	3.16	X	
		4	3.15	X	
		5	3.17	X	
	Pomo Palanca de cambios Ø 13 mm	1	2.95	X	
		2	2.95	X	
		3	2.96	X	
		4	2.95	X	
		5	2.96	X	

Elaborado por: El Investigador

Según los resultados obtenidos en la tabla 23 se puede evidenciar que sí se ha cumplido en un 100% con todos los intentos en este modo de trabajo de la prótesis en la que el tipo agarre depende del nivel de contracción del paciente, para empuñar el volante de 10 mm de diámetro el paciente debe realizar una contracción de 3.156 V de amplitud promedio, mientras que para empuñar el pomo de la palanca de cambios debe realizar una contracción de 2.954 V de amplitud promedio. Finalmente se puede concluir que mientras el diámetro o espesor del objeto a sujetar en este modo de operación de la prótesis, se debe realizar una contracción mucho más fuerte para alcanzar una amplitud de voltaje lo más cercana al nivel máximo establecido en el rango de operación o a los 5V .

CAPÍTULO IV.- CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- Después de la implementación de la prótesis activa de mano se concluye que los sistemas electrónicos involucrados en la adquisición de señales electromiográficas están compuestos principalmente por amplificadores operacionales con los cuales se realiza un procesamiento empezando con una pre-amplificación de entre 100 y 1000 veces, esto para aumentar el nivel de amplitud de la señal, luego se realiza un filtrado en el rango predominante de la señal EMG el cual ronda en un rango entre 20 Hz y 500 Hz, después se realiza una etapa de rectificación de precisión para transformar la señal en una sola polaridad de salida, es decir en el semi ciclo positivo y posteriormente una amplificación final con el objetivo de poder variar la amplitud a una escala que pueda aceptar el microcontrolador con el que se procesará la señal que en este caso es de 0V a 5V con una resolución de 10 bits.
- Con la investigación previamente realizada en cuanto a modelos de prótesis existentes y comerciales, se realizó el modelado 3D de la prótesis basado en las medidas del modelo biónico hackberry el cual es un prototipo aprobado por biomédicos, también se comparó con las medidas recomendadas Norma DIN 33 402 parte II la cual detalla las medidas antropométricas de la mano tanto para hombres y para mujeres distribuido en 3 percentiles. Además, se utilizó material biodegradable denominado PLA+ que es un plástico no contaminante para la elaboración de piezas 3D y un recubrimiento de resina epoxi para darle dureza al prototipo.
- Se realizó pruebas de funcionamiento en una persona que sufrió la amputación de su mano a 10 cm de la muñeca, con este paciente se comprobaron los 4 modos de operación del prototipo en los cuales se puede realizar diferentes tipos de agarre como cilíndrico, esférico, pinza y un modo de control en función de la salida análoga del sensor electromiográfico. En total se realizó 10 intentos por cada modo de operación obteniendo resultados entre el 90% y 100% de efectividad en el

cumplimiento de cada tipo de agarre logrando la activación de los servomotores con una contracción de 2.5 V de amplitud promedio.

4.2 Recomendaciones

- Aunque los engranajes de los servomotores son de metal, se recomienda no llevar a éstos a su máximo esfuerzo o torque debido a que tienden a sobrecalentarse causando reinicios en la tarjeta controladora porque comparten la misma alimentación e incluso a quemar el circuito controlador del servomotor.
- Debido a que la prótesis contiene varios elementos electrónicos y una batería de polímero de litio en su interior la cual es bastante delicada en su cuidado e inflamables y, además no está adaptada a ningún grado de certificación IP (Ingress Protection) contra el agua, se recomienda no exponer la prótesis de mano al agua.
- Para futuras investigaciones se recomienda implementar un circuito de electromiografía con filtros superiores a segundo orden el cual se acerque a un filtro ideal, además implementar un filtro notch para eliminar el ruido introducido por la red eléctrica de 60 Hz.
- En cuando al modelado de la prótesis, se recomienda escanear la parte amputada de la mano del paciente con algún tipo de tecnología 3D con la finalidad de realizar un socket a las medidas del paciente.
- Para futuras implementaciones, se recomienda analizar el diseño de prótesis fabricadas en aluminio y elaborar las piezas con un router cnc evitando así que los mecanismos se rompan y aprovechando todo el torque posible de los servomotores.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] S. Oluwarotimi, A. Mojisola, G. Yanjuan, J. Sandeep, X. Ning, F. Shixiong, A. Peng y L. Guanglin, «Intelligent EMG Pattern Recognition Control Method for Upper-Limb Multifunctional Prostheses: Advances, Current Challenges, and Future Prospects,» *IEEE Access*, vol. VII, pp. 10150 - 10165, 2019.
- [2] A. Pérez, M. Domínguez y F. Jiménez, «Prótesis robótica con sensado emg y entrenamiento con redes neuronales,» *Dialnet*, vol. 1, pp. 47-56, 2019.
- [3] A. Sánchez, J. Torres, A. Jara, J. Pomares y A. García, «Evaluación de un esquema de control mioeléctrico bidimensional para prótesis robóticas,» *Dialnet*, pp. 107-112, 2019.
- [4] O. López y G. Mera, Diseño e implementación de un control por medio de señales electroencefalográficas para controlar una mano biónica y la manipulación de objetos en el laboratorio de mecatrónica de la universidad de las fuerzas armadas ESPE extensión Latacunga, Latacunga: ESPE, 2019.
- [5] B. Cerón, Upper extremity transhumeral myoelectric, Urcuquí: YACHAY TECH, 2020.
- [6] Organización Mundial de la Salud, Normas de Ortoprotésica, Ginebra, 2020.
- [7] Advanced Amputee Solutions, «Amputee Statistics You Ought to Know,» 2017.
- [8] Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, «Estadísticas de discapacidad,» 05 2021. [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.

- [9] E. Moreno y M. Blanco, Matriz de electrodos EMG para detección de intención de movimiento de la mano, Madrid, 2017.
- [10] L. Benítez, J. Rivera, H. Espina y M. Vázquez, «Electrodo Capacitivo de Alta Sensibilidad para la Detección de Biopotenciales Eléctricos,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, p. 141, 2015.
- [11] J. Guerrero, «Bioseñales,» 2011. [En línea]. Available: http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T2_OCW.pdf.
- [12] B. Visible, «Contracciones musculares: Cómo los neurotransmisores y las reacciones químicas mueven los músculos y huesos.,» 2021. [En línea]. Available: <https://www.visiblebody.com/es/learn/muscular/muscle-contractions>.
- [13] J. Villamizar, R. Mayorga y G. Hurtado, «Brazo robótico controlado por electromiografía,» *Scientia et Technica Año XVII*, nº 52, pp. 3-10, 2012.
- [14] D. Farina y R. a. S. D. Merletti, «Biophysics of the generation of EMG signals,» *IEEE Press*, p. 81, 2014.
- [15] L. Gila, A. Malanda, I. Rodriguez y J. Navallas, «Electromyographic signal processing and analysis methods,» vol. Vol. 32, Navarra, 2019.
- [16] M. Rojas y A. Mañanas, «Electromiografía de Superficie multicanal como Herramienta no Invasiva en la Rehabilitación Neuromuscular,» *Redalyc*, pp. 73-74, 2018.
- [17] P. Mompín, Introducción a la bioingeniería, Barcelona: Marcombo, S.A., 1988.
- [18] E. Cabrera y E. Montes, «Obtención y análisis de señales electromiográficas de las articulaciones tibiofemoral y femororotuliana aplicada a la detección y rehabilitación de problemas musculares en el movimiento de la rodilla,» Cuenca, 2012.

- [19] E. Guzmán y G. Méndez, «Electromyography in the Rehabilitation Sciences,» *Scielo*, vol. 34, n° 3, pp. 753-754, 2012.
- [20] L. Tobar, Prototipo de prótesis robótica para mano, Quito, 2020.
- [21] O. Vargas, Diseño y construcción de un prototipo robótico de mano y antebrazo para prótesis., Quito, 2017.
- [22] R. Boylestad y N. Louis, Electrónica: Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos, México: Pearson Educacion, 2009.
- [23] J. Moyano, El amplificador de instrumentación, Santander, 2015.
- [24] Z. Hank, «Basic Linear Design Analog Devices.,» *Elsevier-Newnes*, 2008.
- [25] R. Coughlin y D. Frederick, Operational Amplifiers & Linear Integrated Circuits, México: Pearson Educación, 1998.
- [26] K. Galli, «Órtesis y prótesis,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.auditoriamedicahoy.com.ar/biblioteca>.
- [27] A. Romero, «Análisis cinemático e implementación de una mano robótica servo-articulada aplicable como prótesis,» 2015. [En línea]. Available: <http://www.biblio-sepi.esimez.ipn.mx/mecanica/2011/Analisis>.
- [28] J. Brito, M. Quinde, D. Cusco y J. Calle, Estudio del estado del arte de las prótesis de mano, Cuenca, 2013.
- [29] J. Loaiza y L. Arzola, «Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano,» 2011. [En línea]. Available: <http://www.scielo.org.co/pdf/>.
- [30] C. Quinays, «Diseño y construcción de una prótesis robotica de mano funcional adaptada a varios agarres,» Popayan, 2015.
- [31] R. Castañeda, L. Flores, F. Jimenez y D. González, «Diseño de un sistema amplificador de fuerza para prótesis mecánica,» 2016. [En línea]. Available:

<http://www.paginaspersonales.unam.mx/files/1031/Publica20130209211223.pdf>.

- [32] R. Okuno, M. Yoshida y K. Akazawa, «Compliant grasp in a myoelectric hand prosthesis,» *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 24, pp. 48-56, 2015.
- [33] Ossur, «Prótesis biónicas,» 2021. [En línea]. Available: <https://www.ossur.com/es-es/protesica/miembro-superior/i-limb-quantum>.
- [34] B. Seidman, «Primera mujer en recibir la mano biónica más avanzada,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.cbsnews.com/news/first-woman-to-receive-most-advanced-prosthetic-hand/>.
- [35] OttoBock, Manual Usuario Michelangelo® fascina, Madrid: Tres Cantos, 2021.
- [36] C. Salas, Diseño de una Prótesis Mioeléctrica para desarticulación de muñeca, Lima, 2014.
- [37] N. Cerezo, «La impresionante mano biónica Bebionic3,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.andade.es/andade-tv/item/la-impresionante-mano-bionica-bebionic3>.
- [38] N. Sánchez, Prótesis biónicas, biología y tecnología., Medellín: 1, 2018.
- [39] S. Arteaga, «Myo, un brazalete para controlar los dispositivos con gestos,» 2015. [En línea]. Available: <https://computerhoy.com/noticias/hardware/myo-brazalete-controlar-dispositivos-gestos-35559>.
- [40] Advancer Technologies, «Muscle Sensor v3,» 2016. [En línea]. Available: <http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>.
- [41] E. Sepulveda y M. Moyano, «Diseño de herramienta de control y monitoreo de sensores para el diagnóstico de bruxismo,» pp. 18-19, 2018.

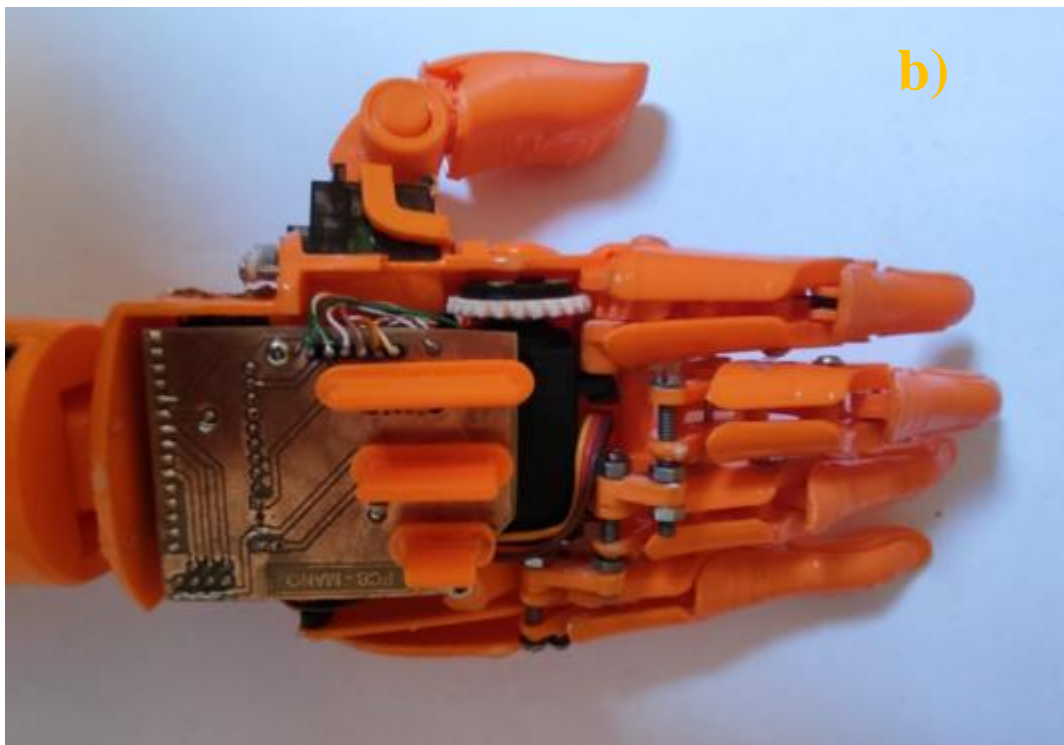
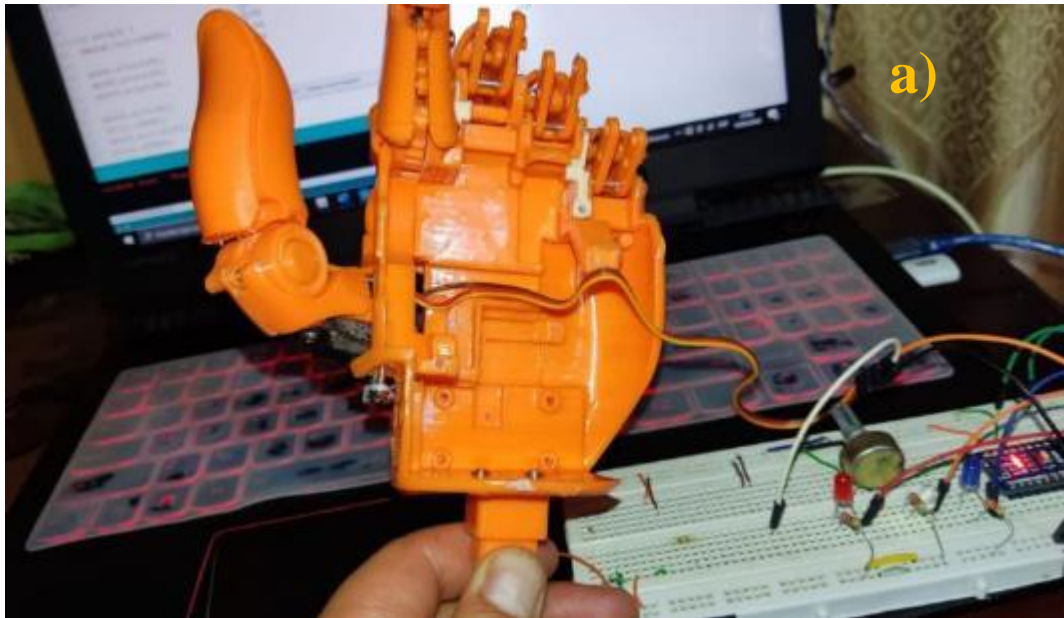
- [42] J. Díaz y J. Gonzáles, Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano, Obregón, 2019.
- [43] N. Velasco, «Microcontroladores,» 2019. [En línea]. Available: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11141/fichero/PFC%252F3+Microcontroladores.pdf>.
- [44] S. Sargo, «Prótesis de mano impresas con tecnología 3D,» Buenos Aires, 2018.
- [45] A. Martínez, «Fusion 3600, 3Dnatives,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/fusion-360-software-290420202/#!>.
- [46] R. A, T. C y L. L, «Multichannel EMG acquisition system for arm and forearm signal detection,» *IEEE*, p. 5, 2014.
- [47] A. Martinez, Amplificadores Operacionales, Minatitlán, 2020.

ANEXOS

Anexo 1

Calibración de posiciones de los servomotores

Antes de colocar la placa en la palma de la mano como en la imagen a), es necesario calibrar correctamente las posiciones de cada uno de los servomotores como se muestra en la imagen b).



Anexo 2

Pruebas de Funcionamiento

Modo 11:

Objeto 1: cable usb 8 mm espesor, 15 g de peso.

Objeto 2: destornillador 15 mm de diámetro, 25 g de peso.



Modo 01:

Objeto 1: multímetro 45 mm de espesor, 265 g de peso.

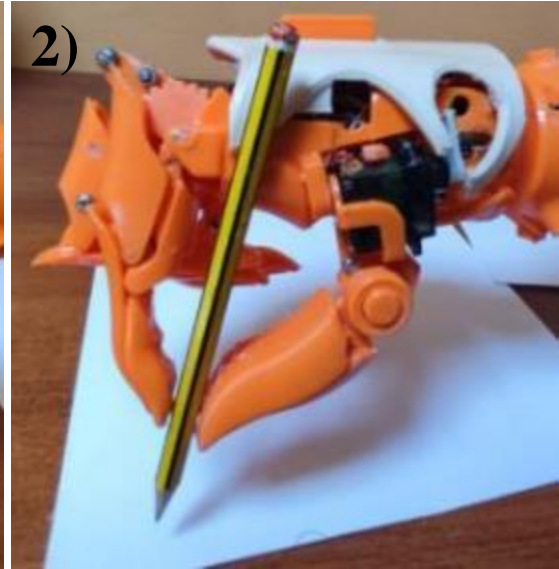
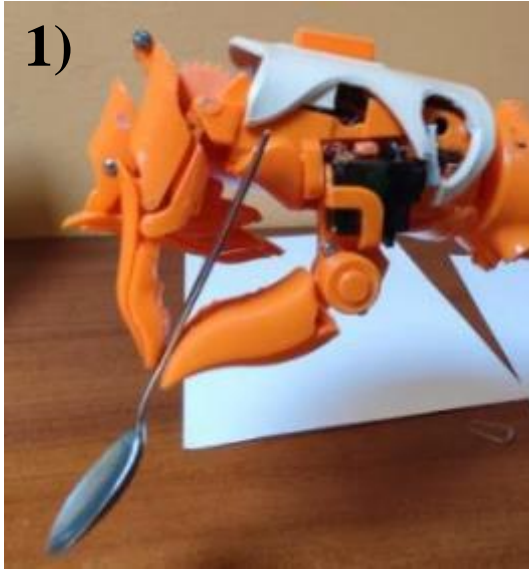
Objeto 2: pera, 40 mm de diámetro, 85 g de peso.



Modo 10:

Objeto 1: cuchara, 2mm de espesor, 20 g de peso.

Objeto 2: lápiz, 6 mm de diámetro, 5g de peso.



Modo 00:

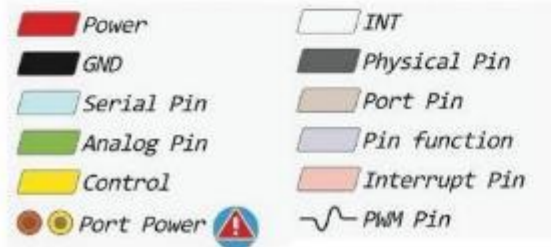
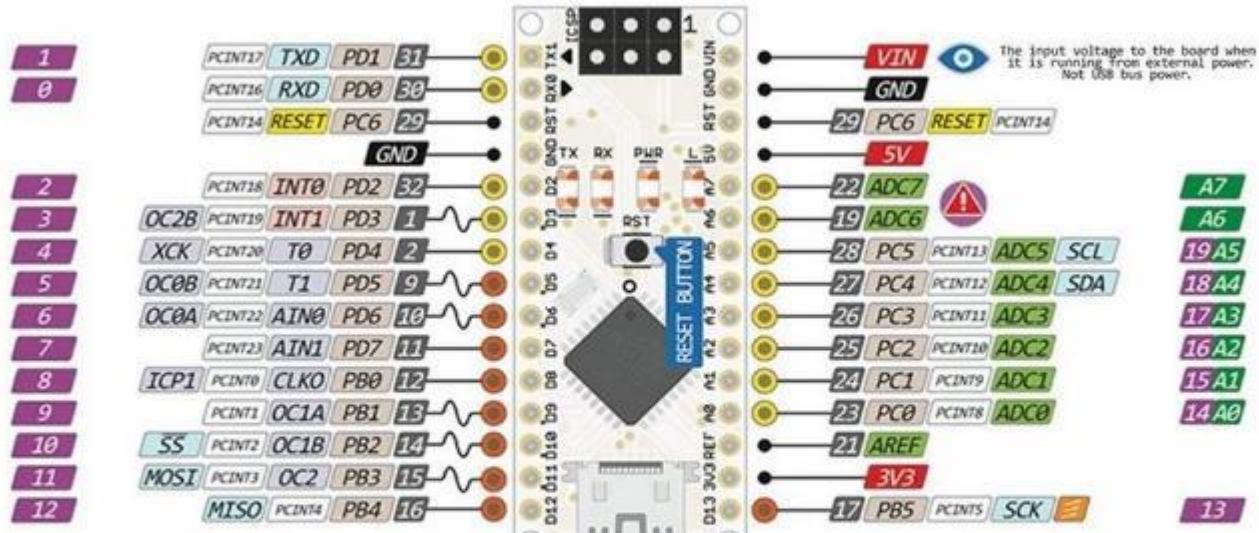
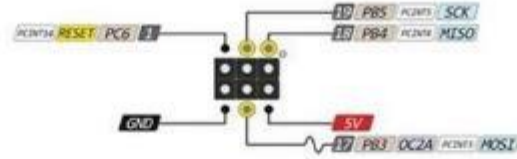
Objeto 1: funda de azúcar, 2 kg de peso

Objeto 2: huevo, 70 g de peso.



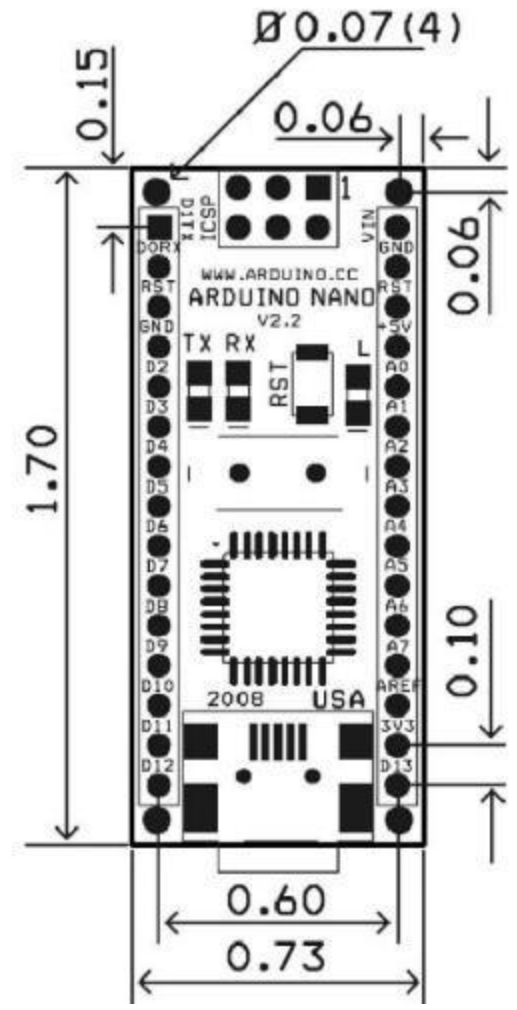
Anexo 3

Datasheet Arduino Nano



- ⚠ Analog exclusively Pins
- ⚠ Absolute MAX per pin 40mA recommended 20mA
- ⊘ Absolute MAX 200mA for entire package

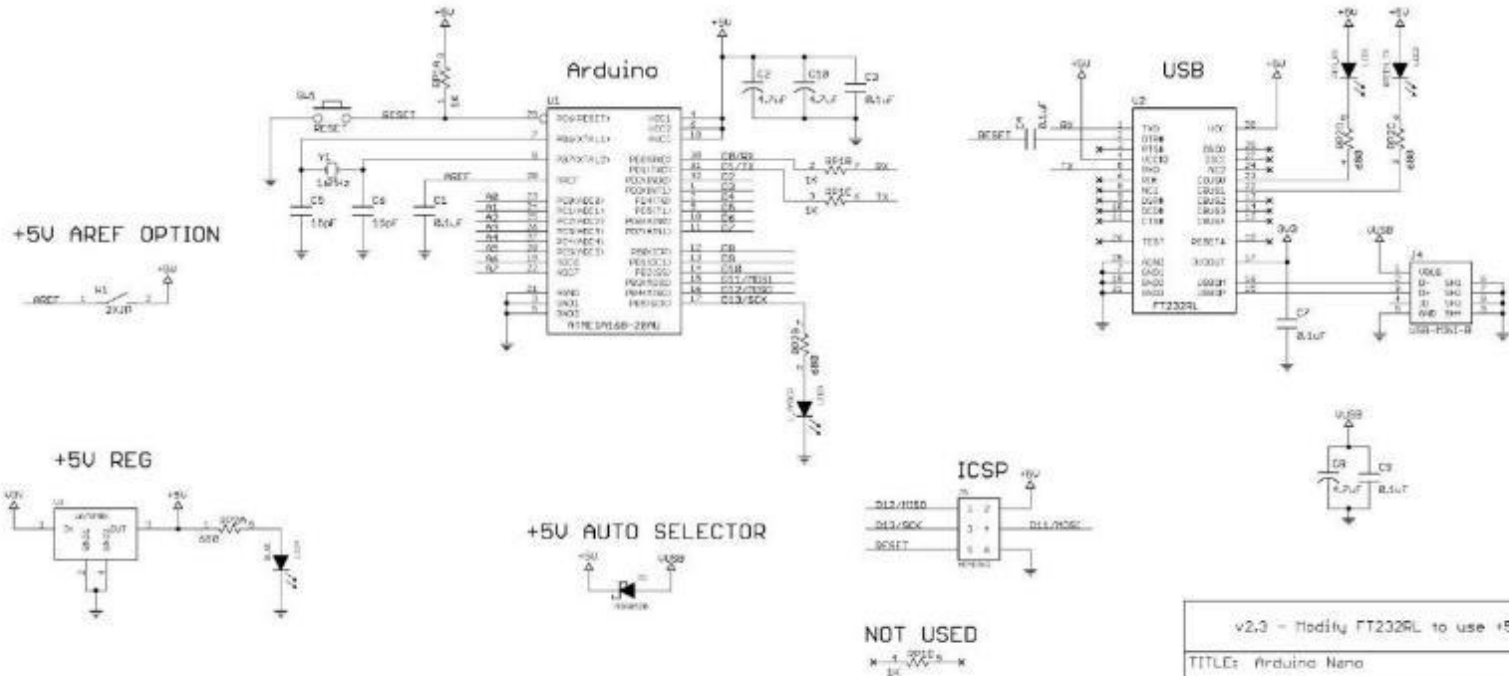
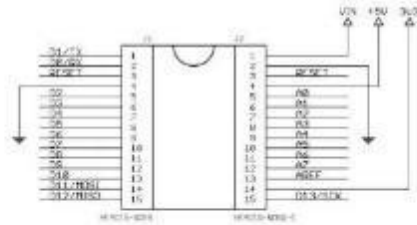
Arduino Nano Mechanical Drawing



Arduino Nano Schematic

Copyright 2008 under the Creative Commons Attribution Share-Alike 2.5 License

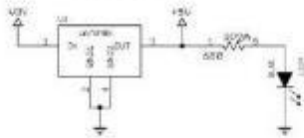
<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/2.5/>



+5V AREF OPTION



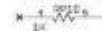
+5V REG



+5V AUTO SELECTOR



NOT USED

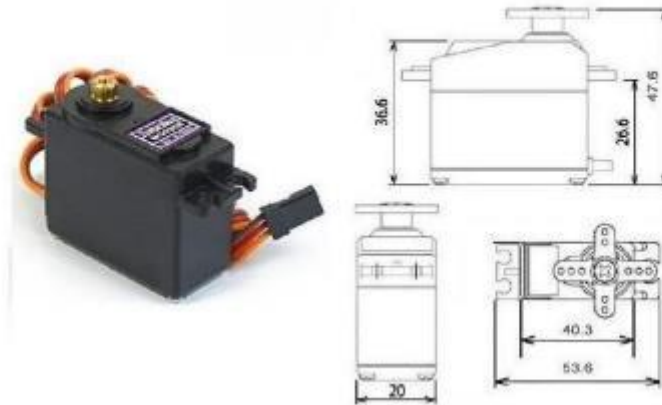


v2.3 - Modify FT232RL to use +5U	
TITLE: Arduino Nano	
Document Number:	REV: 2.3
Date: 6/26/2008 8:35:54 PM	Sheet: 1/1

Anexo 4

Datasheet Servomotor MG996R

MG996R High Torque Metal Gear Dual Ball Bearing Servo

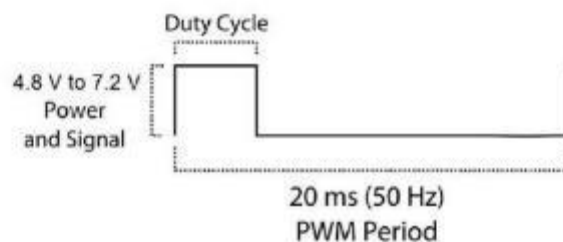
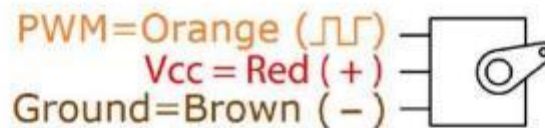


This High-Torque MG996R Digital Servo features metal gearing resulting in extra high 10kg stalling torque in a tiny package. The MG996R is essentially an upgraded version of the famous MG995 servo, and features upgraded shock-proofing and a redesigned PCB and IC control system that make it much more accurate than its predecessor. The gearing and motor have also been upgraded to improve dead bandwidth and centering. The unit comes complete with 30cm wire and 3 pin 'S' type female header connector that fits most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum and Hitec.

This high-torque standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. The MG996R Metal Gear Servo also comes with a selection of arms and hardware to get you set up nice and fast!

Specifications

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 9.4 kgf·cm (4.8 V), 11 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.17 s/60° (4.8 V), 0.14 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Running Current 500 mA – 900 mA (6V)
- Stall Current 2.5 A (6V)
- Dead band width: 5 µs
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C



Anexo 5

Datasheet Servomotor MG90S



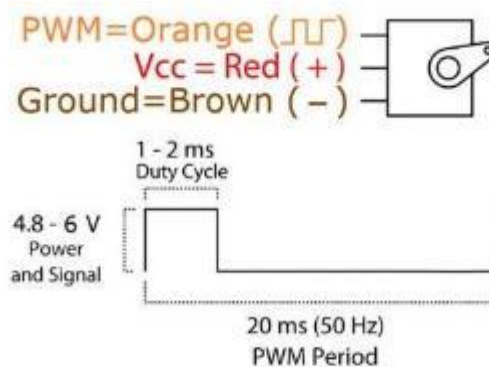
MG90S servo, Metal gear with one bearing

Tiny and lightweight with high output power, this tiny servo is perfect for RC Airplane, Helicopter, Quadcopter or Robot. This servo has *metal gears* for added strength and durability.

Servo can rotate approximately 180 degrees (90 in each direction), and works just like the standard kinds but *smaller*. You can use any servo code, hardware or library to control these servos. Good for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. It comes with a 3 horns (arms) and hardware.

Specifications

- Weight: 13.4 g
- Dimension: 22.5 x 12 x 35.5 mm approx.
- Stall torque: 1.8 kgf·cm (4.8V), 2.2 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.1 s/60 degree (4.8 V), 0.08 s/60 degree (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V - 6.0 V
- Dead band width: 5 μ s



Position "0" (1.5 ms pulse) is middle, "90" (~2 ms pulse) is all the way to the right, "-90" (~1 ms pulse) is all the way to the left.

Anexo 6

Datasheet Sensor Myoware



© 2015

3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications

MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)

DATASHEET

FEATURES

- **NEW** - Wearable Design
- **NEW** - Single Supply
 - +2.9V to +5.7V
 - Polarity reversal protection
- **NEW** - Two Output Modes
 - EMG Envelope
 - Raw EMG
- **NEW** - Expandable via Shields
- **NEW** - LED Indicators
- Specially Designed For Microcontrollers
- Adjustable Gain

APPLICATIONS

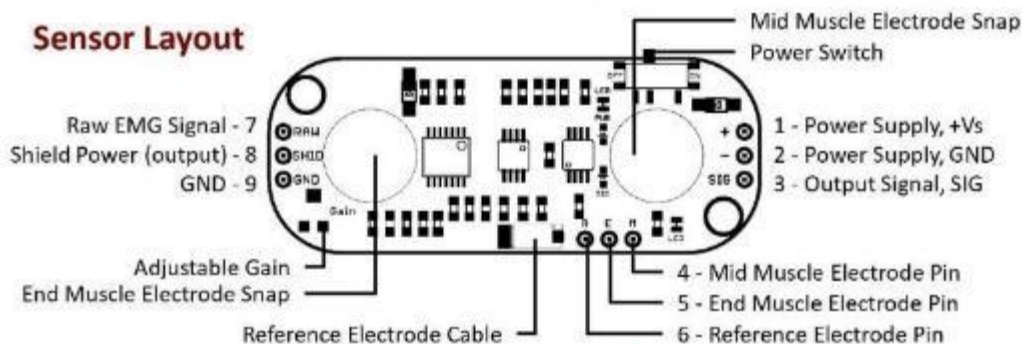
- Video games
- Robotics
- Medical Devices
- Wearable/Mobile Electronics
- Prosthetics/Orthotics



What is electromyography?

Measuring muscle activation via electric potential, referred to as electromyography (EMG), has traditionally been used for medical research and diagnosis of neuromuscular disorders. However, with the advent of ever shrinking yet more powerful microcontrollers and integrated circuits, EMG circuits and sensors have found their way into prosthetics, robotics and other control systems.

Sensor Layout



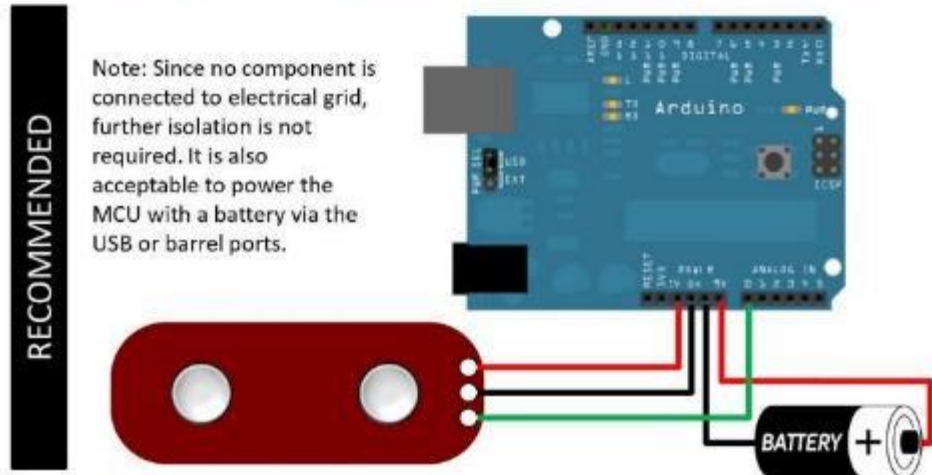
EMAIL: support@advancer.co

**Advancer™
Technologies**

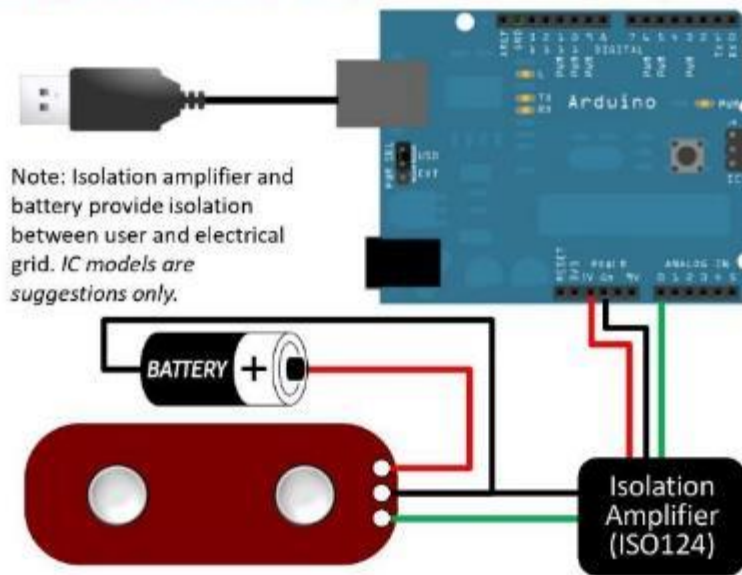
www.AdvancerTechnologies.com

Setup Configurations *(Arduino is shown but MyoWare is compatible with most development boards)*

a) Battery powered with isolation via no direct external connections



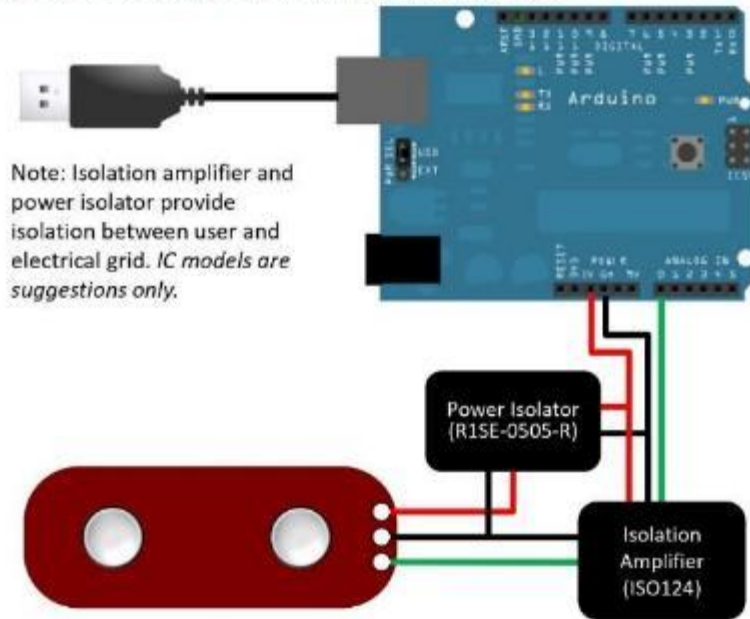
b) Battery powered sensor, Grid powered MCU with output isolation



(Note: Arduino and batteries not included. Arduino setup is only an example; sensor will work with numerous other devices.)

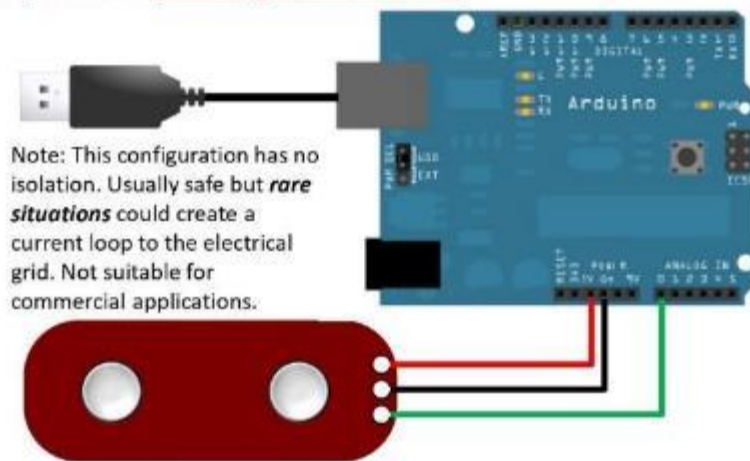
Setup Configurations (cont'd)

c) Grid powered with power and output isolation



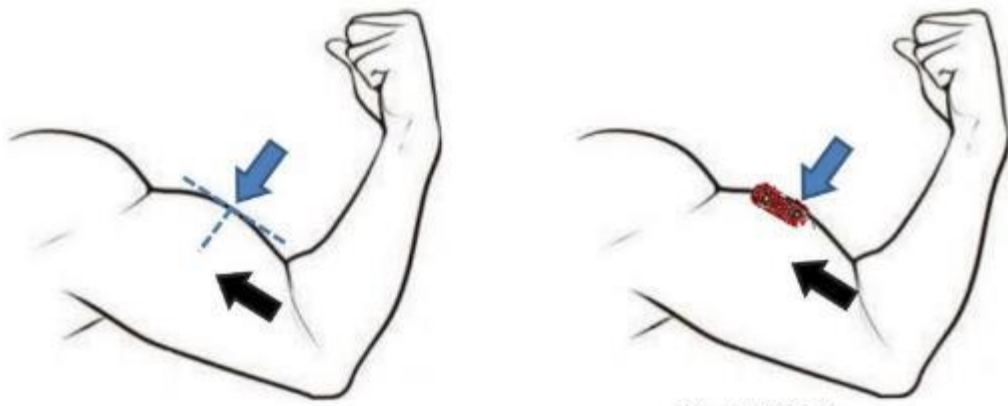
Note: Isolation amplifier and power isolator provide isolation between user and electrical grid. *IC models are suggestions only.*

d) Grid powered. ***Warning: No isolation.***



Note: This configuration has no isolation. Usually safe but ***rare situations*** could create a current loop to the electrical grid. Not suitable for commercial applications.

Setup Instructions



Note: Not To Scale

Example Sensor Location for Bicep

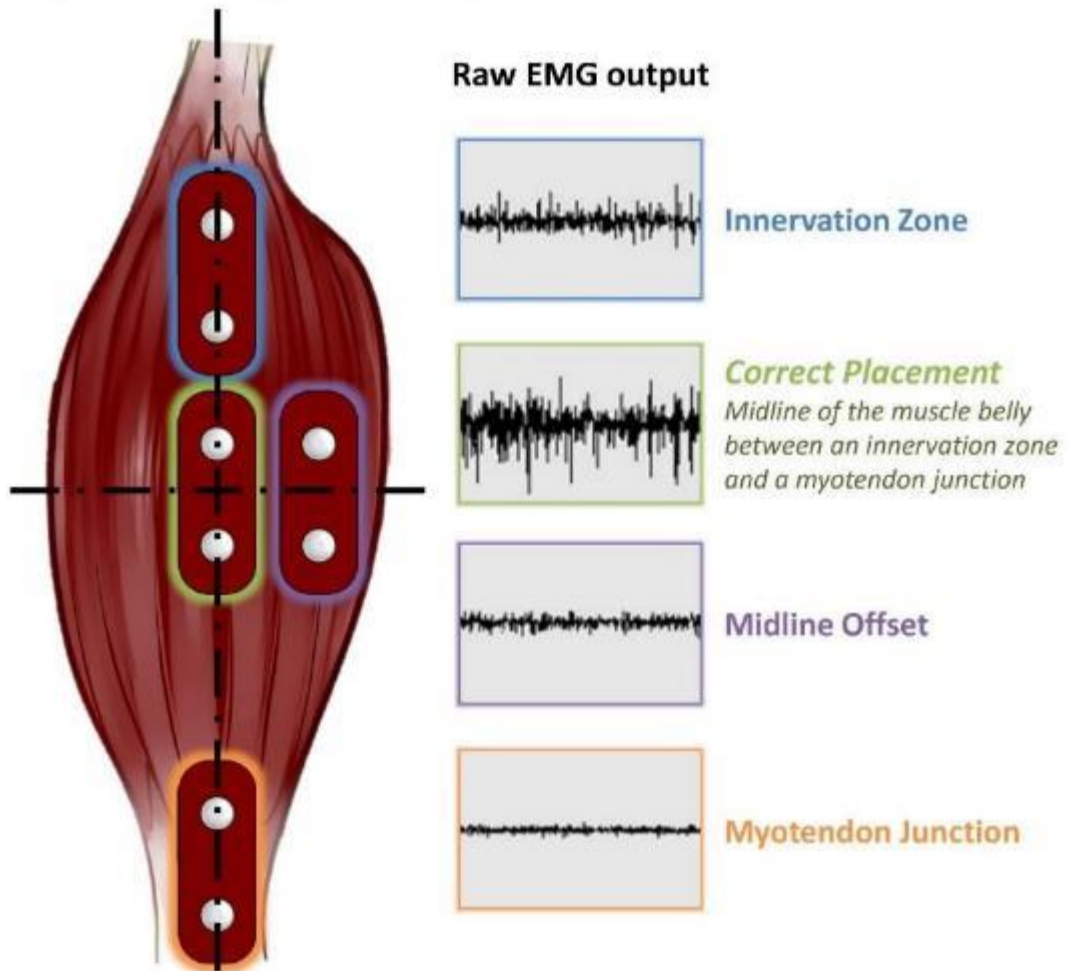
- 1) Thoroughly clean the intended area with soap to remove dirt and oil
- 2) Snap electrodes to the sensor's snap connectors
(Note: While you can snap the sensor to the electrodes after they've been placed on the muscle, we do not recommend doing so due to the possibility of excessive force being applied and bruising the skin.)
- 3) Place the sensor on the desired muscle
 - a. After determining which muscle group you want to target (e.g. bicep, forearm, calf), clean the skin thoroughly
 - b. Place the sensor so one of the connected electrodes is in the middle of the muscle body. The other electrode should line up in the direction of the muscle length
 - c. Peel off the backs of the electrodes to expose the adhesive and apply them to the skin
 - d. Place the reference electrode on a bony or nonadjacent muscular part of your body near the targeted muscle
- 4) Connect to a development board (e.g. Arduino, RaspberryPi), microcontroller, or ADC
 - a. See configurations previously shown

EMAIL: support@advancer.co



www.AdvancerTechnologies.com

Why is electrode placement important?



Position and orientation of the muscle sensor electrodes has a vast effect on the strength of the signal. The electrodes should be placed in the middle of the muscle body and should be aligned with the orientation of the muscle fibers. Placing the sensor in other locations will reduce the strength and quality of the sensor's signal due to a reduction of the number of motor units measured and interference attributed to crosstalk.

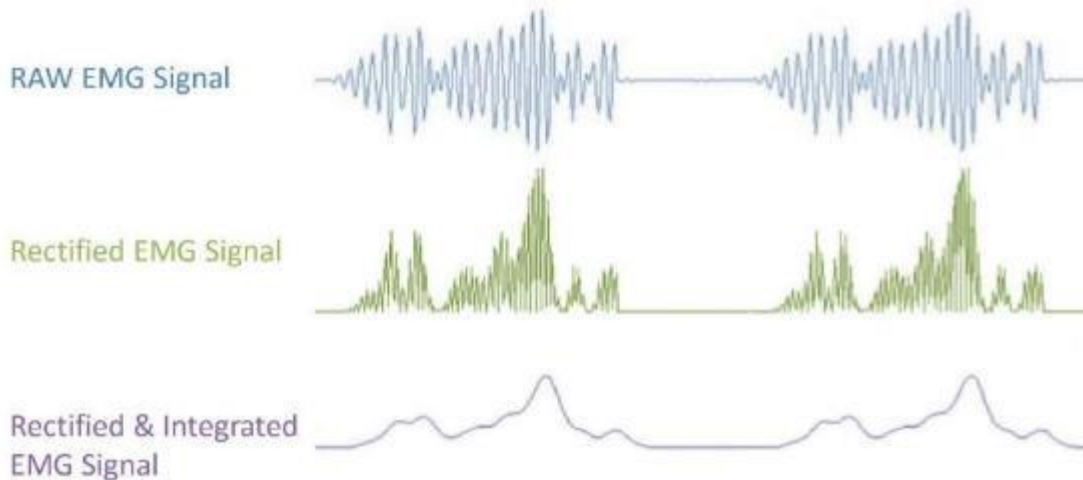
EMAIL: support@advancer.co



www.AdvancerTechnologies.com

RAW EMG vs EMG Envelope

Our Muscle Sensors are designed to be used directly with a microcontroller. Therefore, our sensors primary output is not a RAW EMG signal but rather an amplified, rectified, and integrated signal (AKA the EMG's envelope) that will work well with a microcontroller's analog-to-digital converter (ADC). This difference is illustrated below using a representative EMG signal. *Note: Actual sensor output not shown.*

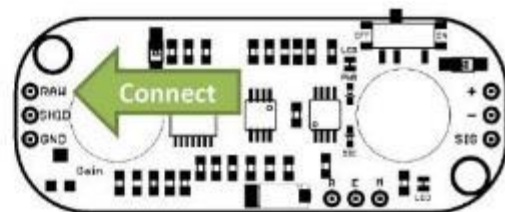


Reconfigure for Raw EMG Output

This new version has the ability to output an amplified raw EMG signal.

To output the raw EMG signal, simply connect the raw EMG signal pin to your measuring device instead of the SIG pin.

Note: This output is centered about an offset voltage of $+V_s/2$, see above. It is important to ensure $+V_s$ is the max voltage of the MCU's analog to digital converter. This will assure that you completely see both positive and negative portions of the waveform.



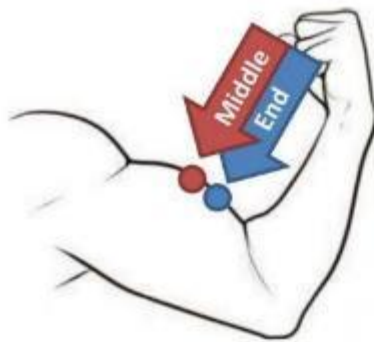
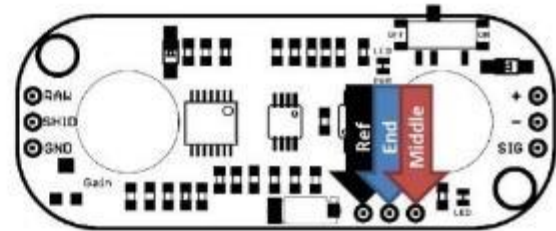
EMAIL: support@advancer.co

Advancer™
Technologies

www.AdvancerTechnologies.com

Connecting external electrode cables

This new version has embedded electrode snaps right on the sensor board itself, replacing the need for a cable. However, if the on board snaps do not fit a user's specific application, an external cable can be connected to the board through three through hole pads shown above.



Middle

Connect this pad to the cable leading to an electrode placed in the middle of the muscle body.

End

Connect this to the cable leading to an electrode placed adjacent to the middle electrode towards the end of the muscle body.

Ref

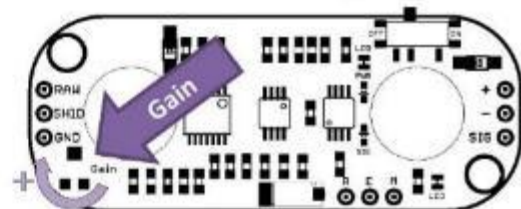
Connect this to the reference electrode. The reference electrode should be placed on a separate section of the body, such as the bony portion of the elbow or a nonadjacent muscle.

Adjusting the gain

We recommend for users to get their sensor setup working reliably prior to adjusting the gain. The default gain setting should be appropriate for most applications.

To adjust the gain, locate the gain potentiometer in the lower left corner of the sensor (marked as "GAIN"). Using a Phillips screwdriver, turn the potentiometer counterclockwise to increase the output gain; turn the potentiometer clockwise to reduce the gain.

Note: In order to reduce the required voltage for the sensor, the redesign switch out a JFET amplifier for a CMOS amplifier. However CMOS amplifiers tend to have slower recovery times when saturated. Therefore, we advise users to adjust the gain such that the output signal will not saturate the amplifier.



EMAIL: support@advancer.co

Advancer
Technologies

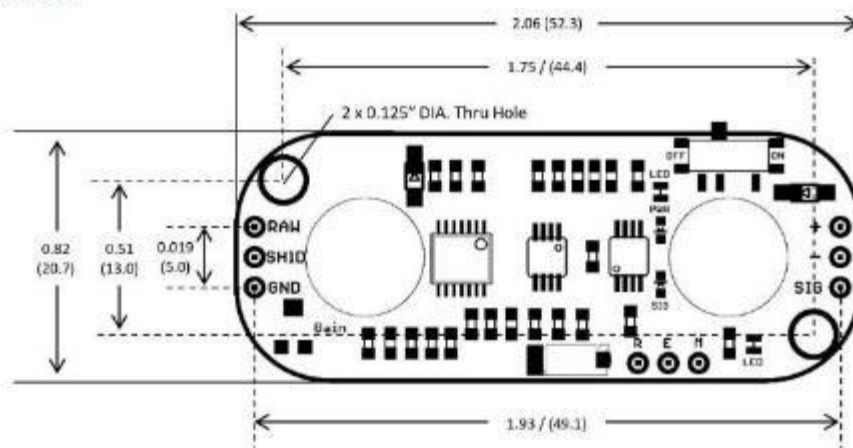


www.AdvancerTechnologies.com

Electrical Specifications

Parameter	Min	TYP	Max
Supply Voltage	+2.9V	+3.3V or +5V	+5.7V
Adjustable Gain Potentiometer	0.01 Ω	50 k Ω	100 k Ω
Output Signal Voltage			
EMG Envelope	0V	--	+Vs
Raw EMG (centered about +Vs/2)	0V	--	+Vs
Input Impedance	--	110 G Ω	--
Supply Current	--	9 mA	14 mA
Common Mode Rejection Ratio (CMRR)	--	110	--
Input Bias	--	1 pA	--

Dimensions

EMAIL: support@advancer.co

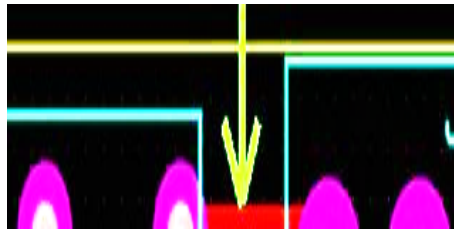
Advancer
Technologies


www.AdvancerTechnologies.com

Anexo 7

Dimensionamiento de ancho de pistas de la PCB

Para calcular el ancho de una pista se necesita conocer tres datos: La corriente máxima que puede circular por la pista (en amperios), el incremento máximo permitido de temperatura que puede soportar esa pista (en grados centígrados) y el grosor de la pista. Respecto al tercer y último dato, hay que tener presente que no se debe confundir los términos grosor y ancho de pista. En un circuito impreso normalmente tenemos pistas de diferentes anchos, pero todas ellas del mismo grosor. El grosor se refiere a “la altura” de la pista referente al material que sirve de base en la placa de circuito impreso. En la siguiente figura se muestra el ancho de una pista.



El grosor se suele expresar en una medida poco convencional: onzas por pie cuadrado. Una pista con un grosor de 1 onza por pie cuadrado se corresponde con una pista de 35 micras de grosor. Normalmente las empresas que construyen circuitos impresos los hacen utilizando medidas estándar para el grosor de pista de 1, 2 y 3 onzas por pie cuadrado, es decir 35, 70 y 105 micras.

Fórmulas para realizar los cálculos.

Una vez que ya tenemos las especificaciones referentes a la corriente, incremento de temperatura y grosor, ya estamos en condiciones de aplicar las fórmulas para calcular el ancho de la pista. El ancho de una pista se calcula con la siguiente fórmula:

$$\text{Ancho} = \frac{\text{Área}}{L * 1,378} [\text{mils}^2] \text{ o } [th]$$

Donde L representa el grosor de la pista.

El ancho resultante se expresa en mils al cuadrado. Un mils es la milésima parte de una pulgada, que es la unidad estandarizada en el diseño de placas de circuitos impreso.

El área debe expresarse en mils al cuadrado y el grosor en onzas por pie cuadrado y la podemos calcular utilizando la siguiente fórmula:

$$\text{Área} = \left[\frac{I}{(k_1 \Delta T^{k_2})} \right]^{k_3} [\text{mils}^2]$$

$$\Delta T = \text{temperatura máxima} - \text{temperatura ambiente}$$

Donde I simboliza la corriente máxima. k_1 es una constante definida por el estándar IPC 2221 y que vale 0,0150 cuando la pista es interna (placas con más de dos capas) y 0,0647 cuando es externa, k_2 es otra constante que vale 0,5453 cuando la pista es interna y 0,4281 cuando la pista es externa. Y, finalmente, k_3 es una constante más, que vale 0,7349 cuando la pista es interna y 0,6732 cuando es externa.

Para calcular los valores de la PCB diseñada como datos se tiene que por ella va a circular una corriente de 2A sin que se genere un incremento de temperatura superior a 10°C utilizando grosores de pista de 1 onza por pie cuadrado.

Área para pista externa

$$\text{Área} = \left[\frac{I}{(k_1 \Delta T^{k_2})} \right]^{k_3}$$

$$\text{Área} = \left[\frac{2.2}{(0,0647 (35 - 25)^{0,4281})} \right]^{0,6732}$$

$$\text{Área} = 43,5576 \text{ mils}^2$$

$$\text{Ancho} = 116.55 \text{ mils}^2 \text{ o th}$$

Ancho para pista externa

$$\text{Ancho} = \frac{\text{Área}}{1 * 1,378}$$

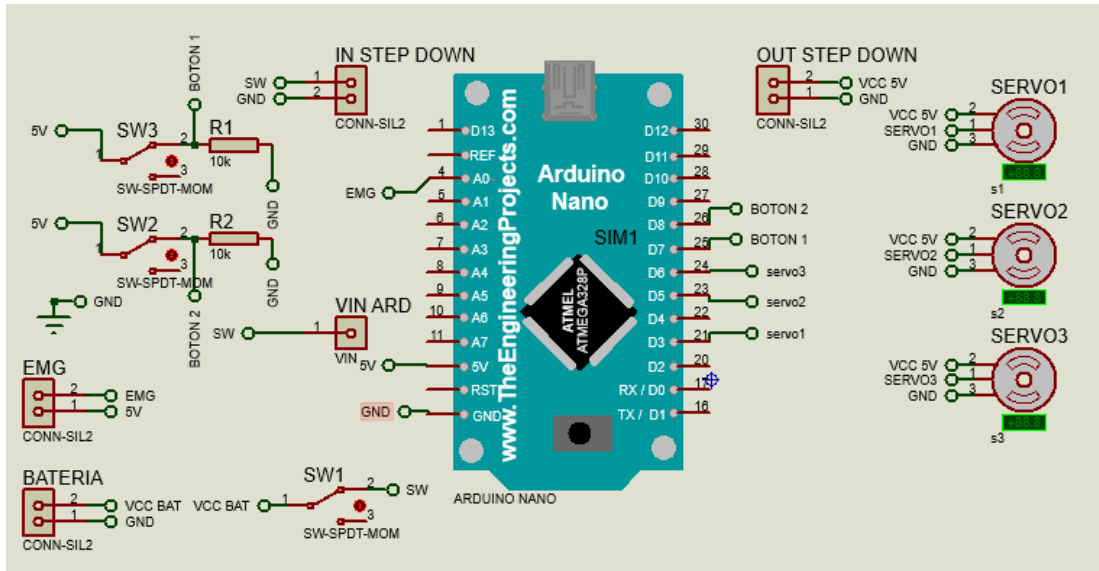
$$\text{Ancho} = \frac{43,5576 \text{ mils}^2}{1 * 1,378}$$

$$\text{Ancho} = 31,60 \text{ mils}^2 \text{ o th}$$

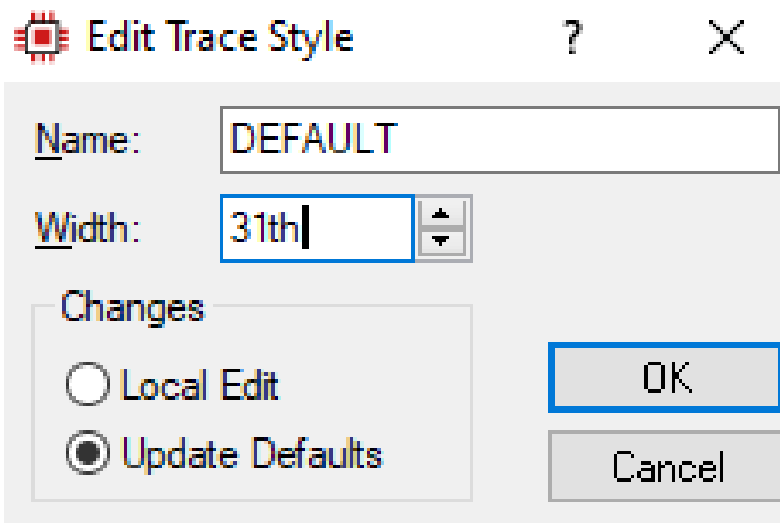
Anexo 8

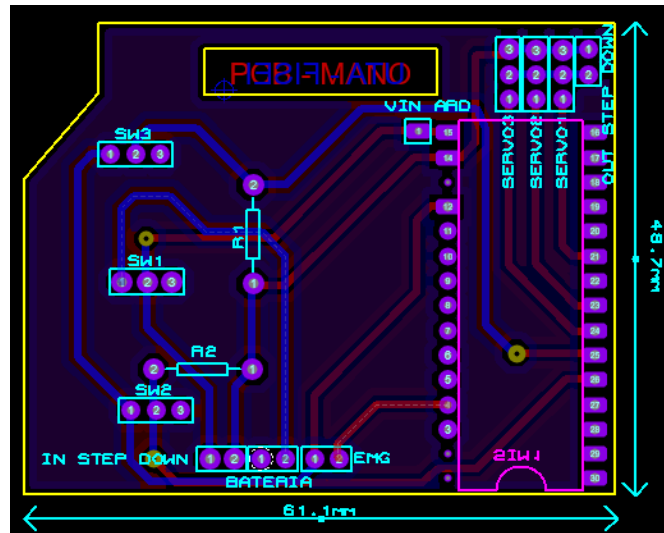
Elaboración de la PCB

Para la elaboración de la PCB primero se realizó el diseño del circuito en el software proteus con sus respectivas borneras para las conexiones.

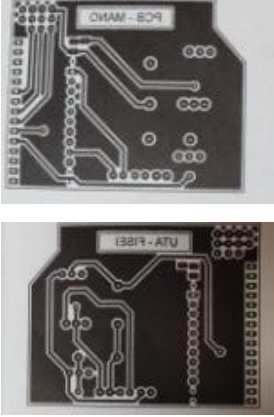





Luego se diseñó el diagrama de pistas en el mismo software con la herramienta PCB Layout, también se colocó la medida adecuada para el ancho de pistas según los cálculos realizados en el anexo 7.

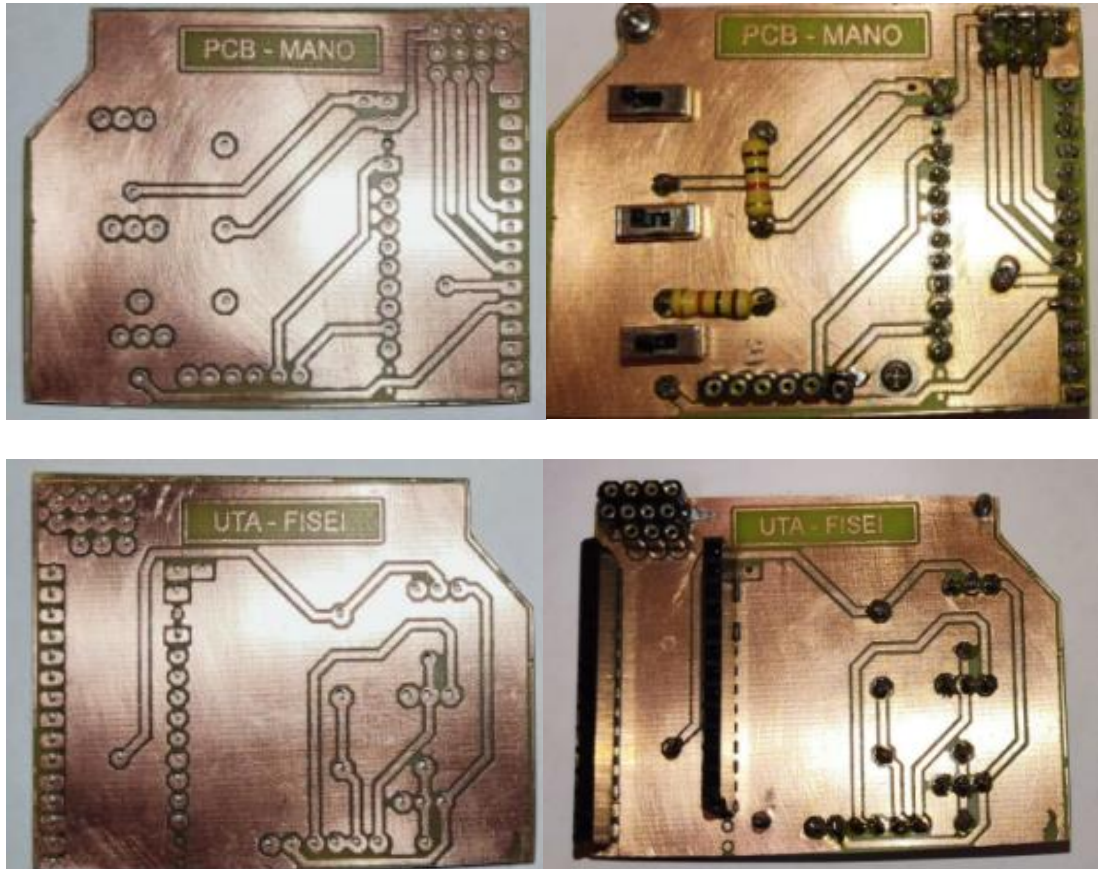




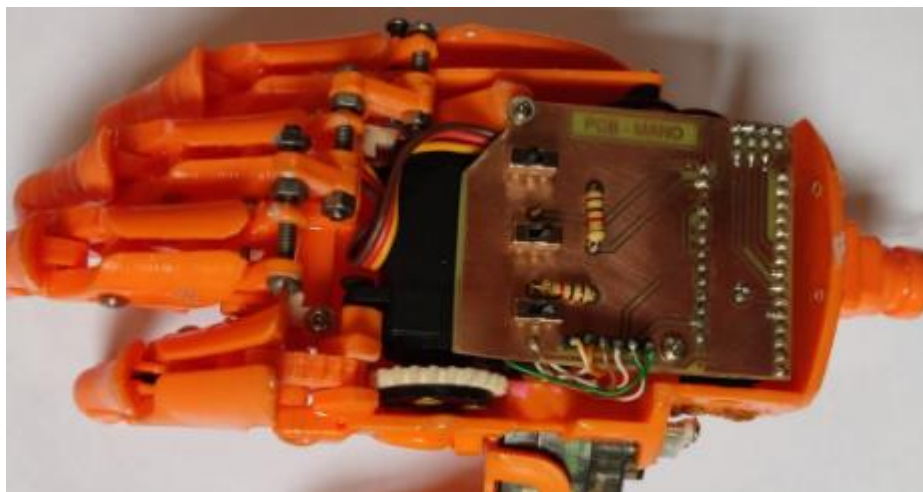
Después se exportó el diagrama de pistas e imprimió en papel termotransferible para realizar la placa con el método de planchado.

Impresión	Planchando
	
Dilución en cloruro férrico	Perforado
	

Luego se soldaron los componentes en la parte frontal y trasera de la placa en conjunto con los elementos electrónicos y borneras necesarias para las conexiones de los sensores y actuadores.



Por último, se colocó la placa en la palma de la mano ajustándola con 2 tornillos para que se mantenga firme.



Anexo 9

Código de programación

```
#include <Servo.h>

const int pulgarabierto = 160;//Ángulo Pulgar abierto
const int indiceabierto = 130;//Ángulo Índice abierto
const int otrosabierto = 100;//Ángulo Medio-anular-meñique abiertos
const int pulgarcerrado = 40;//Ángulo Pulgar cerrado
const int indicecerrado = 40;//Ángulo índice cerrado
const int otroscerrado = 60;//Ángulo Medio-anular-meñique cerrado
const int indicecerradomedio = 80;//Angulo Índice cerrado medio
const int otroscerradomedio = 80;//Angulo Medio-anular-meñique cerrado medio

Servo motorpulgar; // creamos un objeto llamado motorpulgar para mover el dedo
pulgar

Servo motorindice; // creamos un objeto llamado motorindice para mover el dedo
indice

Servo motorotros; // creamos un objeto llamado motorotros para mover los dedos
medio anular y meñique

const int sw1 = 8; //switch agarre normal y fuerte
const int sw2 = 7; // switch para activar o desactivar los dedos medio-anular-meñique
const int emg = A0; // pin análogo del sensor emg

int valemg = 0; //almacena el valor del emg
int state = 0; //0 mano abierta 1 mano cerrada
int valemg2 = 0; //almacena el antiguo valor de valemg
```

```

const int limite = 500; //valor para activar los servomotores

// variables para el filtro EMA
float y = 0.0;
float alpha = 0.2;
float s = y;

void setup() {

  Serial.begin(9600);

  motorpulgar.attach(3); // conectamos en el pin 3 el servomotor del dedo pulgar
  motorindice.attach(5); // conectamos en el pin 5 el servomotor del dedo indice
  motorotros.attach(6); // conectamos en el pin 6 el servomotor de los dedos medio-
  anular-meñique

  pinMode(sw1, INPUT); //definimos el sw1 como entrada
  pinMode(sw2, INPUT); //definimos el sw2 como entrada
  pinMode(emg, INPUT); // definimos el sensor emg como entrada

  //rutina comprobar servos
  motorpulgar.write(pulgarcerrado);
  delay(1000);
  motorpulgar.write(pulgarabierto);
  delay (1000);
  motorindice.write(indicecerrado);
  delay(1000);
  motorindice.write(indiceabierto);
  delay(1000);
}

```

```

motorotros.write(otroscerrado);
delay(1000);
motorotros.write(otrosabierto);
delay(1000);
//mano cerrada
motorpulgar.write(pulgarcerrado);
motorindice.write(indicecerrado);
motorotros.write(otroscerrado);
//mano abierta
motorpulgar.write(pulgarabierto);
motorindice.write(indiceabierto);
motorotros.write(otrosabierto);
}
void loop() {
//----- SW1==0 SW2==0 -----
while ( digitalRead(sw1) == HIGH && digitalRead(sw2) == HIGH) { //lectura del
estado de los switch
valemg = (float)analogRead(emg); // lee el voltaje del sensor emg
s = (alpha * valemg) + ((1 - alpha) * s); //filtro de la señal
if ((s >= limite) && (valemg2 < limite)) { //comparación de la señal
state = 1 - state; //asignación de valor 0 o 1 a la variable state
delay(50);
}
valemg2 = s; // valor del antiguo estado
if (state == 1) {
//mano cerrada-agarre maximo
motorpulgar.write(pulgarcerrado);
motorindice.write(indicecerrado);
motorotros.write(otroscerrado);
}
}
}

```

```

    delay(50);
}
else {
    //mano abierta
    motorpulgar.write(pulgarabierto);
    motorindice.write(indiceabierto);
    motorotros.write(otrosabierto);
    delay(50);
}
Serial.println(valemg); //impresion en el puerto serial de la señal emg
Serial.print(",");
Serial.println(s); //impresion en el puerto serial de la señal emg filtrada
}
//----- SW1==0 SW2==1 -----
while ( digitalRead(sw1) == LOW && digitalRead(sw2) == HIGH) {
    valemg = (float)analogRead(emg); // lee el voltaje del sensor emg
    s = (alpha * valemg) + ((1 - alpha) * s); //filtro de la señal
    if ((s >= limite) && (valemg2 < limite)) {
        state = 1 - state;
        delay(50);
    }
    valemg2 = s; // valor del antiguo estado
    if (state == 1) {
        //mano cerrada-agarre maximo
        motorpulgar.write(pulgarcerrado);
        motorindice.write(indicecerradomedio);
        motorotros.write(otroscerradomedio);
        delay(50);
    }
}

```



```

else {
    //mano abierta
    motorpulgar.write(pulgarabierto);
    motorindice.write(indiceabierto);
    motorotros.write(otrosabierto);
    delay(50);
}
Serial.println(valemg); //impresion en el puerto serial de la señal emg
Serial.print(",");
Serial.println(s); //impresion en el puerto serial de la señal emg filtrada
}
//----- SW1==1 SW2==0 -----
while ( digitalRead(sw1) == HIGH && digitalRead(sw2) == LOW) {
    valemg = (float)analogRead(emg); // lee el voltaje del sensor emg
    s = (alpha * valemg) + ((1 - alpha) * s); //filtro de la señal
    if ((s >= limite) && (valemg2 < limite)) {
        state = 1 - state;
        delay(50);
    }
    valemg2 = s; // valor del antiguo estado
    if (state == 1) {
        //mano cerrada-agarre maximo
        motorpulgar.write(pulgarcerrado);
        motorindice.write(indicecerrado);
        motorotros.write(otroscerrado);
        delay(50);
    }
}
else {
    //mano abierta

```

```

    motorpulgar.write(pulgarabierto);
    motorindice.write(indiceabierto);
    motorotros.write(otroscerrado);
    delay(50);
}
Serial.println(valemg); //impresion en el puerto serial de la señal emg
Serial.print(",");
Serial.println(s); //impresion en el puerto serial de la señal emg filtrada
}
//----- SW1==0 SW2==0 -----
while ( digitalRead(sw1) == LOW && digitalRead(sw2) == LOW) {
    valemg = (float)analogRead(emg); // lee el voltaje del sensor emg
    s = (alpha * valemg) + ((1 - alpha) * s); //filtro de la señal

    // mapeo de voltaje para el motor del dedo pulgar
    int controlpulgar = map(s, 0, 1023, pulgarabierto, pulgarcerrado);
    motorpulgar.write(controlpulgar);

    // mapeo de voltaje para el motor del dedo índice
    int controlindice = map(s, 0, 1023, indiceabierto, indicecerrado);
    motorindice.write(controlpulgar);

    // mapeo de voltaje para el motor de los dedos medio-anular-meñique
    int controlotros = map(s, 0, 1023, otrosabierto, otroscerrado);
    motorotros.write(controlpulgar);

    Serial.print(valemg); //impresion en el puerto serial de la señal emg
    Serial.print(",");
    Serial.println(s); //impresion en el puerto serial de la señal emg filtrada
}
}

```