

**DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS TRANSRADIAL PARA UNA NIÑA CON
ALTERACIÓN CONGÉNITA "AMELIA"**

**FERNANDO JOSÉ CARRILLO GIRALDO
VÍCTOR ALFONSO RODRÍGUEZ MADRID**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL CARIBE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BARRANQUILLA - COLOMBIA**

2021

**DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS TRANSRADIAL PARA UNA NIÑA CON
ALTERACIÓN CONGÉNITA "AMELIA"**

**FERNANDO JOSÉ CARRILLO GIRALDO
VÍCTOR ALFONSO RODRÍGUEZ MADRID**

**Trabajo de grado presentado para optar al título de
Ingeniero Mecatrónico**

**ASESORES DISCIPLINARES:
ING. CARLOS DÍAZ SÁENZ, MSc.
ING. PABLO DANIEL BONAVERI ARANGO, PhD.**

**ASESOR METODOLÓGICO
PhD. JAIR VILLANUEVA.**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL CARIBE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BARRANQUILLA – COLOMBIA
2021**

Nota de aceptación

Firma del jurado 1

Firma del jurado 2

DEDICATORIA

El presente trabajo lo dedicamos y le damos las gracias primero que todo a Dios, a nuestras familias por ser un gran apoyo para cumplir nuestros sueños como el de ser profesionales. A todas las personas especiales que nos acompañaron en este proceso, a los ingenieros que contribuyeron a nuestra formación académica y profesional, quienes nos enseñaron que se debe ser no solo bueno sino excelente en cada meta que se tenga ¡Gracias!

TABLA DE CONTENIDO

DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS TRANSRADIAL PARA UNA NIÑA CON ALTERACIÓN CONGÉNITA "AMELIA"	1
LISTAS DE FIGURAS.....	8
LISTA DE TABLAS	11
LISTA DE ECUACIONES.....	12
GLOSARIO	13
RESUMEN.....	14
ABSTRACT.....	15
INTRODUCCIÓN.....	16
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	18
1.1. ANTECEDENTES	18
1.1.1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	20
1.1.2. JUSTIFICACIÓN Y ALCANCE	20
2. OBJETIVOS	21
2.1. OBJETIVO GENERAL	21
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	21
3. MARCO DE REFERENCIA	21
3.1. ESTADO DEL ARTE.....	21
3.2. MARCO TEÓRICO	29
3.2.1 "Amelia"	29
3.2.2 Alteración congénita	29
3.2.3 Anatomía de la mano.....	30
3.2.4 Mano-Metacarpo	30
3.2.5 Anatomía osteoarticular	32
3.2.6 Movimientos de la mano.....	33
3.2.7 Las prótesis mioeléctricas.....	35
3.2.8 Cómo funcionan los sensores electrodos	37
3.2.9 Sensor Myoware.....	38

3.2.10	Arduino	39
3.2.11	Actuadores	40
3.2.12	Marco conceptual	40
3.2.13	Marco legal	42
4.	PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO	43
4.1.	METODOLOGÍA	44
4.2.	TIPO DE ESTUDIO.....	52
4.3.	CRONOGRAMA – PLAN DE TRABAJO	52
5.	PRESUPUESTO	54
5.1.	PRESUPUESTO GENERAL	54
5.2.	PERSONAL CIENTÍFICO Y DE APOYO.....	55
5.3.	MATERIALES, INSUMOS Y EQUIPOS	56
6.	PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	56
6.1.	DISEÑO DEL PROTOTIPO	56
6.2.	DISEÑO DISPOSITIVO FINAL.....	57
6.2.1.	Dimensiones inicialmente tomadas para el diseño del dispositivo	59
6.3.	MATERIALES	62
6.3.1.	Sensor Myoware.....	62
6.3.2.	Arduino nano	67
6.3.4.	Polímero PLA	69
6.3.5	Impresora 3D (MARCA: ANYCUBIC, MODELO: PHOTON MONO)	70
6.3.6	Resina ANYCUBIC UV	72
6.3.7	SolidWorks versión 2020	73
6.4	RECOLECCIÓN DE DATOS.....	76
6.4.1	MUESTRA POBLACIONAL	77
6.5	ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	79
6.5.1	ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS POR EL PROTOTIPO	84
6.5.2	ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS POR EL DISPOSITIVO FINAL	92
6.6	MANUAL DE USUARIO.....	94
	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	94

BIBLIOGRAFÍA.....	97
ANEXO # 1	104
ANEXO # 2	108
ANEXO # 3	113
ANEXO # 4	115
ANEXO # 5	116
ANEXO # 6	118
ANEXO # 7	118
ANEXOS # 8.....	121

LISTAS DE FIGURAS

Figura 1. Alteración congénita miembro superior izquierdo de la mano (autoría propia).....	29
Figura 2. Huesos del carpo (fuente: Disponible en pinterest.es) [33].....	31
Figura 3. Huesos de la mano (fuente: disponible en profesorenlinea.cl) [34].....	32
Figura 4. Anatomía osteoarticular de la mano (fuente: Disponible en stanfordchildrens.org) [35].....	33
Figura 5. Movimientos de la mano (fuente: Disponible en blogspot.com) [36].	35
Figura 6. Configuración básica de una prótesis mioeléctrica (fuente: Docplayer.es) [49].....	36
Figura 7. Sensores electrodos superficiales (fuente: Disponible en coldfire-electrónica.com) [37].	37
Figura 8. Parámetros de las señales utilizadas para su procesamiento (fuente: Disponible en digital) [38].	38
Figura 9. Sensor muscular MyoWare (fuente: Disponible en zambeca.cl) [39].	39
Figura 10. Vista del muño en una amputación congénita (autoría propia).	41
Figura 11. Organigrama del procedimiento metodológico (autoría propia).	44
Figura 12. Análisis matemático y representación del mecanismo conjunto de eslabones para el movimiento de los dedos índice-menique (autoría propia).	46
Figura 13. Diseño del dispositivo final (autoría propia).	58
Figura 14. Primer diseño implementado (autoría propia).....	59
Figura 15. Guía para el encapsulado del dispositivo (autoría propia).	61
Figura 16. Posición y orientación del sensor con las fibras musculares (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].	63
Figura 17. Sensor Myoware utilizado (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].....	64
Figura 18. Representacion de las señales EMG en tres diferentes estados (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].	65
Figura 19. Señales Envolvente EMG obtenidas en el antebrazo de uno de los autores del proyecto (autoría propia).	66

Figura 20. Punto de conexión en el sensor para obtener la señal RAW (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].	66
Figura 21. Arduino nano V3.0 vista superior e inferior (fuente disponible en: VISTRONICA S.A.S.) [53].	67
Figura 22. Impresión del prototipo impreso en 3D (autoría propia).	70
Figura 23. Impresora ANYCUBIC PHOTON MONO (fuente disponible en: Cdn-3d.niceshops.com.) [55].	71
Figura 24. características antropométricas y medidas (autoría propia).	78
Figura 25. Plano del primer diseño implementado medidas en mm (autoría propia)	80
Figura 26. Primer diseño implementado impreso en 3D, material PLA (autoría propia).	80
Figura 27. Diseño final impreso en 3D ensamblado (autoría propia).	81
Figura 28. Vista del socket fabricado (autoría propia).	82
Figura 29. Diagrama de bloque del sistema de control (autoría propia).	83
Figura 30. Datos EMG RAW sin procesar del musculo vasto interno derecho (Fuente: disponible en Ncbi.nlm.nih.gov) [50].	86
Figura 31. Diagrama sobre el funcionamiento del módulo Ad620 (autoría propia).	87
Figura 32. Resultados obtenidos en la captación de la señal EMG sin uso del amplificador (autoría propia).	88
Figura 33. Resultados de la señal EMG Envolvente implementado el amplificador (autoría propia).	89
Figura 34. Dispositivo impreso en 3D, análisis de prueba sobre posibles obstrucciones que afectaran la apertura y cierre (autoría propia).	90
Figura 35. Prueba de apertura con la señal EMG de la paciente (autoría propia).	93
Figura 36. Prueba cierre con la señal EMG de la paciente (autoría propia).	93
Figura 37. Vista horizontal con la Integración de las piezas que conforman los índice-meñique-pulgar (autoría propia).	104
Figura 38. Vista con la Integración de todas las piezas de la prótesis (autoría propia).	105

Figura 39. Vista del mecanismo de los 4 dedos (autoría propia).	105
Figura 40. Vista del mecanismo del dedo pulgar (autoría propia).	106
Figura 41. Vista con la Integración de todas las piezas de la prótesis (autoría propia).	106
Figura 42. Prototipo final de la prótesis transradial de mano (autoría propia).	107
Figura 43. Vista del prototipo final mano cerrada (autoría propia).	107
Figura 44. Dimensiones finales del dispositivo encapsulado vista vertical en mm (autoría propia).	108
Figura 45. Dimensiones finales del dispositivo encapsulado vista trasera en mm (autoría propia).	108
Figura 46. Falange superior medidas y encapsulado en mm (autoría propia). ...	109
Figura 47. Falange superior vista horizontal medidas en mm (autoría propia). ..	109
Figura 48. Falange superior dedo pulgar medidas y encapsulado en mm (autoría propia).	110
Figura 49. Falange proximal lado izquierdo medidas y encapsulado con vista horizontal – vertical en mm (autoría propia).	111
Figura 50. Falange proximal lado derecho medidas y encapsulado en mm (autoría propia).	112
Figura 51. Falange proximal dedo pulgar medidas y encapsulado en mm (autoría propia).	112
Figura 52. Dimensiones del sensor Myoware en pulgadas y mm (fuente: disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].	113
Figura 53. Especificaciones generales del sensor Myoware (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].	114
Figura 54. Datasheet del sensor Myoware especificaciones de cada punto de conexión (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].	114
Figura 55. Datasheet del Arduino Nano V3.0 (fuente disponible en: Twinschip.com.) [54].	115
Figura 56. Análisis del miembro amputado para fabricar el molde del socket (autoría propia).	116

Figura 57. Proceso de fabricación del molde en yeso para fabricar el socket (autoría propia).	116
Figura 58. Molde en yeso terminado listo para retirar del miembro amputado (autoría propia).	117
Figura 59. Código desarrollado mejorado para obtener la señal EMG Envolvente amplificada y rectificada en el antebrazo de uno de los autores (autoria propia). 118	
Figura 60. Impresora Comgrow Creality Ender 3	120
Figura 61. Información detallada sobre el amplificador AD620 (fuente: disponible en [45]).....	122
Figura 62. Uso diagnóstico y recomendaciones del uso de los electrodos superficiales (fuente: Disponible en [46]).....	124

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Antecedentes del proyecto.	19
Tabla 3. Cronograma de actividades – plan de trabajo.	53
Tabla 4. Presupuesto general.	54
Tabla 5. Costo personal científico.	55
Tabla 6. Costo personal de apoyo.....	55
Tabla 7. Costo materiales e insumos.	56
Tabla 8. Dimensiones de los dedos inicialmente tomadas para el primer diseño del dispositivo.	60
Tabla 9. Dimensiones de la palma de la mano y muñeca inicialmente tomadas para el primer diseño del dispositivo.	60
Tabla 10. Características sobre los tipos de amplificadores AD620 (fuente: disponible en [45]).....	123

LISTA DE ECUACIONES

Ecuación 1. Criterio de Kutzbach.	47
--	----

GLOSARIO

Alteración congénita: Es un defecto de malformación en cualquier parte del cuerpo que se presenta desde el nacimiento.

Prótesis transradial: Elemento artificial externo al cuerpo, el cual indica cuando existe una amputación de bajo nivel del codo (antebrazo).

Amelia: Es una malformación congénita.

Arduino: Plataforma de desarrollo basada en una placa electrónica de hardware libre que incorpora un microcontrolador reprogramable.

Actuador: Dispositivo que convierte la energía en movimiento.

Sensor Myoware: Sensor de actividad muscular que funciona por medio de (EMG), es compatible con Arduino.

Señales EMG: Las señales electromiografías (EMG) son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación.

Sensores Electroodos: Son sensores electroodos desechables que se puede utilizar para medir los niveles de EEG, ECG y EMG.

RESUMEN

El objetivo de la investigación realizada para este proyecto, consistió en describir y analizar los antecedentes, el desarrollo de las prótesis transradial mioeléctrica y las diferentes técnicas utilizadas para desarrollar una prótesis transradial mioeléctrica. El problema de la investigación se basó en el desarrollo de prótesis con funcionamiento mioeléctrico para pacientes que presentan “Amelia” (malformación congénita de miembros superiores o inferiores). Para el caso de este proyecto la investigación fue enfocada en los miembros superiores, específicamente en la mano humana.

El control de la prótesis fue realizado mediante la adquisición de las señales mioeléctricas de modo no invasivo, por medio de electrodos superficiales y el sensor muscular (Myoware modelo AT-04-001) fabricado por la empresa Advancer Technologies. Donde fue utilizado un aplicativo de las normas (señales mioeléctricas de superficie para una evaluación no invasiva de los músculos) en la zona muscular del antebrazo de la paciente que presenta “Amelia”).

Estas normas, permitieron determinar la ubicación correcta de los electrodos y la distancia que debe haber entre ellos, para la adquisición de las señales mioeléctricas. El sensor muscular Myoware se utilizó para medir la actividad eléctrica del músculo en el antebrazo de la paciente por medio de un código desarrollado en el entorno de desarrollo integrado del software Arduino. Se concluyó que los resultados obtenidos demuestran la funcionalidad de la prótesis mioeléctrica cumpliendo con los objetivos, general y específicos.

Palabras claves: Adquisición, señales, Sensor, Control, Prótesis.

ABSTRACT

The objective of the research carried out for this project was to describe and analyze the antecedents, the development of transradial myoelectric prostheses and the different techniques used to develop a transradial myoelectric prosthesis. The research problem was based on the development of prostheses with myoelectric function for patients with “Amelia” (congenital malformation of the upper or lower limbs). In the case of this project, the research was focused on the upper limbs, specifically on the human hand.

As a result, the development of a transradial prosthesis was obtained, controlled by means of myoelectric signals. Control of the prosthesis was performed by non-invasively acquiring myoelectric signals, using surface electrodes and the muscle sensor (Myoware model AT-04-001) manufactured by Advancer Technologies. Where an applicative use of the SENIAM standards was made in the muscular area of the forearm of the patient with “Amelia”).

These standards allowed us to determine the correct form, for the location of the electrodes and the distance that must be between them, for the acquisition of myoelectric signals. On the other hand, the aforementioned sensor made it possible to measure the electrical activity of the muscle in the patient's forearm by means of a code developed in the integrated development environment of the Arduino software.

It was concluded that the results obtained demonstrate the functionality of the myoelectric prosthesis, complying with the general and specific objectives.

Keyword: Acquisition, signals, Sensor, Control, Prosthesis.

INTRODUCCIÓN

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud, “las malformaciones congénitas (MC), anomalías congénitas o defectos al nacimiento son causas importantes de mortalidad infantil, enfermedad crónica y discapacidad en muchos países, Una MC se define como una anomalía en alguna estructura, presente al nacimiento, que produce una discapacidad física o mental y, en algunos casos, la muerte [13].

Las más severas ocurren durante las primeras ocho semanas de gestación, en el período de organogénesis. Afectan uno de cada 33 lactantes y causan 3.2 millones de discapacidades al año. Se calcula que en el año 2010 fallecieron 270,000 recién nacidos dentro de los primeros 28 días de vida debido a MC” [13].

“La frecuencia reportada a nivel internacional de malformaciones mayores en nacidos vivos oscila de entre 2-3%, y en muertos entre 15-20%” [13].

“Las MC que afectan directamente los brazos y las piernas son denominados como deficiencia congénita de extremidades, los investigadores afirman que el 58,5 por ciento de todas las deficiencias de extremidades en recién nacidos afectan a las extremidades superiores” [14].

Las causas concretas de las MC de extremidades son desconocidas, hasta el momento. Se han realizado diferentes investigaciones donde este tipo de malformaciones pueden ser desarrolladas por factores genéticos como medioambientales, “Algunos de los factores medioambientales más importantes son la drogadicción o el alcoholismo durante el embarazo, las infecciones y el contacto con determinados medicamentos o productos químicos” [14].

Este tipo de enfermedad se conoce como “Amelia” que es una MC que se caracteriza por la falta de uno o más miembros, superiores o inferiores.

Para mejorar la calidad de vida de las personas que padecen de este tipo de malformación, se utilizan las prótesis para remplazar la ausencia del miembro amputado, ya sean prótesis mecánicas, prótesis neumáticas, prótesis mioeléctricas y hasta prótesis híbridas.

Las prótesis mecánicas son las más requeridas a nivel mundial, gracias a que tienen un costo muy asequible y son sistemas mecánicos no delicados, pero con poca funcionalidad. Hoy en día, las prótesis mioeléctricas son el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación, debido a que sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación [9].

Este tipo de prótesis es cada vez más aceptado por personas con amputación de mano o cualquier otro tipo de amputación, ya que proporciona un mejor desempeño y permite el incremento de funcionalidad para la persona que la utiliza, debido a que su control es más sencillo [9].

Por otra parte, las prótesis mioeléctricas han sido la mejor innovación en todos los tipos de prótesis. Siendo un dispositivo electromecánico en el cual en su interior está conformado por sensores que captan y reciben las señales eléctricas producidas por los movimientos de los músculos para luego ser procesada y enviada al miembro artificial [9].

Por lo anterior, este proyecto se basó en desarrollar una prótesis transradial funcional de mano, controlada mediante la lectura de señales mioeléctricas, el resultado que se obtuvo fue la implementación de la prótesis de forma eficiente en una paciente que presenta "Amelia" (malformación congénita).

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En este capítulo se encuentran los antecedentes más relevantes del proyecto, el cual nos brindaron un gran aporte para el desarrollo del proyecto. Como puede observar en la tabla 1 en la siguiente sección (1.1). La formulación del problema y la justificación y alcance del proyecto.

1.1. ANTECEDENTES

En esta sección se desarrolló la tabla 1. De los antecedentes del proyecto en el cual tiene como contenido en qué consistieron algunas investigaciones de artículos, proyectos y trabajos. Donde damos a conocer cuáles fueron los aportes que cada uno de ellos nos brindaron para el desarrollo del proyecto.

Los avances recientes en biomecánica y biónica han posibilitado el desarrollo de prótesis de mano de alto desempeño y apariencia natural. Sin embargo, los costos de estas son elevados e inalcanzables a mediano plazo para los sistemas de salud de la mayoría de las personas. A lo largo del tiempo se han desarrollado proyectos para obtener prototipos de prótesis de mano que ejecuten algunas de las funciones principales de esta, pero aún es incipiente la posibilidad de una producción de un prototipo que sea robusto, confiable y económicamente viable.

En este trabajo se realizó la integración de un mejor sistema de control y la adquisición de la señal de electromiografía (EMG) de forma no invasiva, con el sensor Myoware y un amplificador módulo Ad620 para una mejor señal de salida. También se plantea una mejora en los tipos de agarre que tiene la prótesis para poder desempeñar de manera satisfactoria las tareas de la vida cotidiana de nuestra paciente. También se puede realizar un mejor recubrimiento con Resina para que sea una capa más uniforme y con un mejor acabado, queriendo acercarse lo más posible a una mano humana de una forma.

Tabla 1. Antecedentes del proyecto.

Autor/Año	Obra/Título	Aporte	Resumen
Marcela Sánchez et al, (2006)	Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano [26].	El aporte que permitió este artículo consistió en darnos una idea clara de cómo podríamos realizar las funciones de movimientos en la prótesis tales como: Pronación y supinación.	Este proyecto realizado tenía como propósito establecer una solución óptima para suplir la necesidad de un paciente con amputación de antebrazo a nivel proximal de codo. El prototipo debía ser capaz de sustituir dos funciones del miembro superior como lo son la pinza tridigital los movimientos de pronación y supinación del antebrazo.
Orosco et al, (2010)	Procesamiento de señales mioeléctricas implementado en procesador digital de señales [25].	Este proyecto nos aportó la manera cómo podríamos realizar la implementación de un sistema para el procesamiento de señales electromiografías (EMG).	En este proyecto se implementó en un procesador digital de señales (DSP), con un sistema de procesamiento de las señales electromiografías (EMG), de cuatro canales. Las señales fueron amplificadas con un sensor basado en un amplificador de instrumentación.
Arzola et al, (2012)	Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad [24].	El aporte que nos brindó este artículo para el desarrollo de la prótesis transradial, fue que a partir de las dimensiones medidas para el diseño de la prótesis, sería posible realizar un modelo plano de la mano, para la implementación de las piezas en SolidWorks.	En este artículo se realizó el proceso de diseño y modelamiento en detalle de una prótesis de mano con 5 grados de libertad y se muestra un análisis sobre las premisas y consideraciones de diseño desde una perspectiva multidisciplinar necesarias para el correcto desarrollo de la prótesis de mano bioinspirada.
Talbot et al, (2014)	Using Arduino to Design a Myoelectric Prosthetic [27].	Este trabajo nos realizó un gran aporte sobre cómo podríamos usar el microcontrolador Arduino, sensor muscular MyoWare y actuadores para generar el movimiento básico que realizará la prótesis transradial.	En este trabajo se realizó el diseño de una prótesis mioeléctrica, en el cual las señales EMG fueron tomadas del muñón y se basaron en una investigación donde utilizaron un microcontrolador Arduino, para activar el funcionamiento de los motores para generar de esta forma los movimientos de la prótesis.

1.1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

En las poblaciones a nivel mundial pueden presentarse diferentes tipos de defectos congénitos, ya sean, amputaciones congénitas, por lecciones de cualquier índole, heridas u otras en particular. Muchas veces las personas que presentan algún tipo de amputación no asimilan la pérdida del miembro, produciendo como consecuencia baja aceptación hacia sí mismo y afectación de su autoestima.

Ante esta realidad el objetivo central de este proyecto consiste en desarrollar una prótesis transradial de mano con funcionamiento mioeléctrico, la cual fue implementada para una paciente (niña), que tiene un rango de edad actualmente entre los 3 y 4 años. Esta nació con un problema de MC del miembro superior izquierdo de la mano a la fecha no ha tenido ningún tipo de prótesis, lo cual ha llevado a que la niña no pueda realizar ciertas actividades como tomar un vaso y objetos pequeños.

Después de haberse realizado una fuerte investigación sobre el desarrollo de la prótesis transradial se planteó la siguiente formulación.

¿De qué manera será controlada la prótesis transradial para que la niña pueda realizar sus actividades?

1.2. JUSTIFICACIÓN Y ALCANCE

Este proyecto se llevó a cabo partiendo de una necesidad, en el cual se presentó en la paciente antes mencionada desde su nacimiento (ausencia congénita del miembro superior de la mano izquierda), ante esta necesidad la finalidad del proyecto consistió en desarrollar una prótesis transradial a través de funcionamiento mioeléctrico, adaptable para mejorar la calidad de vida de la paciente, supliendo una gran parte de sus necesidades para realizar ciertas actividades.

La prótesis tiene la capacidad de realizar movimiento de extensión, flexión, agarre fino entre el dedo índice-pulgar, supinación y pronación a 10°. También es controlada mediante la misma paciente por medio del procesamiento de la señal EMG generada por la actividad eléctrica del musculo (Carpi Radialis longus) del antebrazo de la paciente.

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GENERAL

Desarrollar una prótesis transradial funcional de mano, controlada mediante el registro de señales mioeléctricas para paciente que presenta alteración congénita "Amelia".

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar una prótesis transradial teniendo en cuenta las dimensiones del miembro amputado para la simulación con la herramienta SolidWorks.
- Construir e implementar la prótesis transradial de forma eficiente y adaptable para la paciente.
- Validar técnica y funcionalmente la prótesis transradial para su evaluación de usabilidad.

3. MARCO DE REFERENCIA

3.1. ESTADO DEL ARTE

En esta sección se presentan diferentes estudios, proyectos, investigaciones y artículos relacionados que nos permitan de tal manera construir unas bases sólidas para el presente proyecto.

Torres et al., realizaron un diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior para una mujer de 35 años que presentaba una amputación pluridigital. En este proyecto también se desarrolló una interfaz para captar, manipular y procesar las señales EMG provenientes de los músculos a nivel superficial [4].

En esta investigación se utilizó un tomógrafo axial computarizado (TC Brilliance Philips), un osciloscopio digital de la marca LeCroy®, sensores Red Dot, una máquina de impresión tridimensional. La metodología para el desarrollo de esta investigación se divide en una parte mecánica y una parte electrónica.

Los resultados muestran que la medición de las señales EMG obtenidas en el osciloscopio se compararon con las logradas mediante un programa de cómputo de simulación electrónica, con la finalidad de tener una referencia para las mediciones, además de saber si las señales medidas están dentro de lo que las investigaciones determinan.

En este trabajo se demostró satisfactoriamente el diseño y la implementación de un encaje protésico autónomo con la capacidad de manejar señales mioeléctricas que permitan el control óptimo de una prótesis de miembro superior a nivel pluridigital. Se tuvieron diferentes limitaciones en los resultados obtenidos en las mediciones de las señales EMG.

Se puede apreciar que las señales EMG son magnitudes muy inestables que varían de persona a persona, ya que cada una de ellas presenta distintas respuestas que dependen del esfuerzo aplicado al músculo y además cada músculo presenta distintos tipos de magnitud de fatiga haciendo que la señal se debilite.

Por último, concluyeron que la caracterización de las señales mioeléctricas fue realizada a través de sistemas electrónicos discretos, dichas señales fueron

integradas dentro de un sistema embebido con capacidad de interpretar y generar las señales que controla un prototipo que emula una prótesis de mano.

En el estudio presentado por García, [2] realizó un ensayo sobre el conocimiento y la implementación de las prótesis mioeléctricas. Se implementó una metodología de investigación la cual comenzó por describir de manera concisa y puntual la historia de la prótesis y la historia de la prótesis mioeléctrica. Se expresó la importancia de dichas prótesis y las diferencias que existen en cada una de ellas.

Se concluyo que las prótesis son los avances que se han estado investigando e implementando desde hace años respecto a sustituir extremidades humanas por robóticas. Este tipo de aditamentos ya sea manos, piernas e incluso rodillas, son conocidos por varios nombres, prótesis robóticas, mecatrónicas o biónicas, pero el concepto que describe de manera más adecuada y globalmente estos “artilugios médicos” es mioeléctrica.

Galvis et al., [4] desarrollaron el diseño de una prótesis mioeléctrica de código abierto capaz de emular la naturaleza y el funcionamiento de una mano humana, para que la persona que la use pueda lograr una calidad de vida sin tener que ser sometido a métodos que requieran otro tipo de procedimiento.

Se implementó el método de mejora aditiva, en este proceso de mejora del diseño de una prótesis desarrollada con fabricación aditiva, se comenzó analizando las prótesis existentes para posteriormente seleccionarla de mejores características de entre todas ellas, la cual será la mejorada. Se implementaron nuevos diseños de la prótesis y explicaron de manera detallada su funcionamiento para poder así, llevar a cabo simulaciones, ensayos de verificación de movimientos y resistencia de los elementos diseñados, así como el estudio de la fuerza de agarre de dicha prótesis.

Hurtado et al, [5] desarrollaron una prótesis de mano impresa en 3D el cual recibe las señales de control de lazo abierto a partir de un sensor de señales mioeléctrica.

En este proyecto se logró realizar gracias a diversas etapas, la primera etapa es la identificación de requerimientos para el sistema. La segunda etapa fue el diseño del sistema, donde se analizan las áreas de oportunidad para adaptación de sistemas mecánicos y eléctricos, además de analizar medidas promedio de la mano según estudios ampliamente realizados.

La tercera etapa se basó en la verificación del trabajo del sistema en donde se realizan pruebas de reconocimiento de movimientos musculares, y por último la cuarta etapa se basó en la operación en conjunto de todos los componentes. Se llegó a los resultados los cuales fueron que el prototipo una vez impreso y ensamblado cuenta con la capacidad de ser controlado por señales mioeléctricas detectadas con el sensor Myo implementado para este proyecto.

Por otra parte, también se determinó que dentro de las pruebas los dedos abren y cierran de manera natural. A diferencia de otros prototipos disponibles en el mercado, este sistema cuenta con un retardo de 0.5 segundos en su señal para abrir y cerrar los dedos.

En este desarrollo concluyeron que el prototipo ofrece una alternativa asequible, funcional y reproducible de una prótesis de mano, la cual después de ser homologada por las normas médicas podría ser utilizada por personas con amputación.

Andrade et al, [6] desarrollaron una prótesis transfemoral electromecánica controlada por medio a base de señales mioeléctricas.

La metodología que utilizaron consistió en dos pasos muy importantes. El primero en el diseño asistido por computadora. En donde se elaboraron las piezas y múltiples componentes de la prótesis, según las medidas y dimensiones deseadas para la prótesis.

El segundo en una simulación a través de la ingeniería asistida por computadora. La prótesis computacionalmente fue sometida a pruebas de movimiento, fuerza, velocidad y posición. Una vez cumplieron estos pasos llevaron a cabo la construcción de la prótesis.

Los resultados de la construcción de la prótesis que se obtuvieron, permitieron validar los movimientos de flexión y extensión para los que fue diseñada y que a su vez fueron probados en simulación. En general, la prótesis demostró fiabilidad, estar alineada y con eje de gravedad estable, ser ortopédica, que se acopla a las diversas fases de la marcha y que soporta 110lbs con toda facilidad. Se redujo entre un 85% a 90% el costo de esta prótesis, con respecto al precio promedio de sus pares extranjeras.

El trabajo presentado como tesis de grado por Gallego, en el cual se desarrolló un control mioeléctrico para prototipo de miembro superior utilizando la lectura de los sensores del dispositivo portable MyoArmband [7].

Dentro de los objetivos principales de este proyecto el control mioeléctrico del prototipo de miembro superior, tenía que tener la capacidad de identificar un grupo de movimientos básicos realizados por la mano humana y luego enviar las señales de control a un prototipo electromecánico de miembro superior.

En este proyecto utilizaron la metodología más adecuada en el cual consistió en una mezcla de investigación cuantitativa y cualitativa ya que los resultados que se obtuvieron se basaron en muestras numéricas de señales de electromiografía, por diferentes pruebas.

Para lograr la identificación de los movimientos fue necesario obtener señales de control del brazo del paciente, se utilizó el dispositivo portable MyoArmband, para la visualización de los datos además de esto fue requerida una interfaz gráfica la cual se construyó en el software LabVIEW, después de haber obtenido un método

para la identificación de los movimientos se caracterizaron los patrones de ciertos movimientos, para esto se realizaron pruebas experimentales con el paciente.

El diseño de la prótesis electromecánica fue impreso en 3D. Según los resultados que se obtuvieron se quería aprovechar al máximo los sensores de Electromiografía incorporados en el dispositivo portable MyoArmband, para esto se debía acceder a los datos censados por este dispositivo, donde el fabricante proporcionaba un Kit de desarrollo de Software.

Se concluyo que el dispositivo portable MyoArmband es una herramienta que se puede aprovechar para este tipo de proyectos y que no requiere un alto grado de acondicionamiento de señales EMG, gracias a la cantidad de sensores EMG que permiten desarrollar métodos de identificación con solo técnicas basadas y amplitud.

Barrios desarrollo un prototipo de mano mioeléctrica para beneficio de la sociedad. El prototipo funcionaba por medio de señales mioeléctricas captadas a partir de la electricidad generada por los músculos al ejercer un movimiento muscular [8].

El dispositivo fue de gran utilidad porque una vez se interpretaba las señales mioeléctricas a través del microcontrolador Arduino, estas eran enviadas a los servomotores con un algoritmo que fue desarrollado en el software Arduino con instrucciones para que giraran a determinados grados, donde generaban los movimientos de los dedos del prototipo y cierre de la mano completa de este.

Se concluyo que fue de excelente ayuda este prototipo porque le permitió al paciente la simulación de la mano derecha por medio de las contracciones del musculo en el cual se le implementaron los electrodos para captar las señales enviadas al prototipo.

Sánchez et al, [18] desarrollaron un prototipo de pinza y rotador que hacía movimiento de pronación y supinación para una prótesis mioeléctrica de mano. Este proyecto tenía como propósito establecer una solución óptima para suplir las necesidades de actividades diarias (tomar un objeto, agarrar un vaso etc.). En un paciente con amputación de antebrazo a nivel proximal de codo.

Para el movimiento de presión tridigital y pronación supina de antebrazo realizaron un estudio de los requerimientos del paciente, el estudio fue implementado mediante la técnica de ingeniería de diseño QFD, con el propósito de cumplir con las expectativas del paciente. El prototipo fue construido con materiales como duraluminio y aluminio; además, se incluyeron acero inoxidable para el diseño de las partes metálicas y teflón de alta resistencia para los rodamientos.

También utilizaron actuadores DC de 12 V para el sistema de transmisión de potencia y la estructura de la pinza como la del rotador. Se llegó a la conclusión que obtuvieron un avance en el análisis dinámico de la pinza tridigital en conjunto, ya que no se encontró después del levantamiento bibliográfico en el momento de ser realizado el trabajo, análisis cinemático ni cinético para este producto biomecánico como se consiguen para prótesis de pie y simulaciones de marcha bípeda.

Sarmiento et al, [19] elaboraron una prótesis mecatrónica para personas amputadas entre el codo y la muñeca. En este proyecto se evaluaron las interacciones de una prótesis mecatrónica controlada por señales mioeléctricas o por señales de voz. Este proyecto tenía como propósito captar, las señales de voz y las señales mioeléctricas generadas por la persona discapacitada.

El desarrollo de la prótesis correspondía a una mano Penta digital con 8 GDL con movimientos de muñeca y mano, el método que utilizaron para el reconocimiento de voz fue el proceso de visión artificial, y para el proceso de reconocimiento de patrones seleccionaron una red neuronal PNN.

En este proyecto concluyeron que el sujeto con amputación del tercio proximal del codo generó nuevas estrategias cognitivas con la prótesis mecatrónica. Esto le permitió solucionar problemas de habilidades motrices básicas y específicas.

López et al, implementaron el procesamiento de señales mioeléctricas en un procesador digital de señales. En este proyecto se implementó en un procesador digital de señales (DSP), un sistema de procesamiento de señales electromiografías (EMG) de cuatro canales.

Las señales fueron amplificadas con un sensor basado en un amplificador de instrumentación colocado en forma superficial sobre la piel del usuario. Las señales EMG se acondicionaron a través de una etapa analógica de opto aislado, filtrado y offset. También se utilizaron cuatro electrodos activos para amplificar señales EMG. Luego se digitalizaron en un DSP y se aplicó un algoritmo de procesamiento para extraer los parámetros.

Se obtuvieron una serie de resultados como, por ejemplo: “se graficaron datos de las pruebas fuera de línea para observar el funcionamiento de las distintas etapas de procesamiento digital. Se comprobó que en una secuencia de contracciones existen diferencias en las capacidades musculares de generar los potenciales e interferencia intermuscular, producto de diferencias biológicas.”

En esta implantación concluyeron que el objetivo principal de implementar un sistema de procesamiento de señales mioeléctricas en un procesador digital de señales, se cumplió de manera satisfactoria y que el desarrollo del sensor activo se encontró armonía entre tamaño, flexibilidad mecánica, calidad de señal y costo.

3.2. MARCO TEÓRICO

Para un correcto desarrollo del proyecto, es necesario tener ciertos conceptos claros, como son los siguientes:

3.2.1 “Amelia”

Es una malformación congénita que se caracteriza por la falta de uno o más miembros, sean superiores o inferiores.

3.2.2 Alteración congénita

Se llama alteración congénita o defecto de nacimiento, a una anomalía que se presenta desde el nacimiento. También. Puede ser causado por una mutación genética, un ambiente desfavorable durante el embarazo, o una combinación de ambos factores. El efecto de un defecto congénito puede ser leve, severo o letal [20].



Figura 1. Alteración congénita miembro superior izquierdo de la mano (autoría propia).

3.2.3 Anatomía de la mano

La base estructural de la mano, está compuesta por un complejo y altamente interrelacionado sistema de huesos, ligamentos, poleas, tendones flexores y extensores extrínsecos, músculos intrínsecos con sus respectivos tendones, nervios y vasos [31].

3.2.4 Mano-Metacarpo

Huesos metacarpianos, articulaciones y ligamentos: Son cinco huesos cilíndricos de tipo largo que se enumeran de medial a lateral con la mano en posición anatómica. Están dotados de una cabeza convexa distal que se articula con las falanges, un cuerpo cóncavo en su superficie palmar que servirá como continente muscular [31].

Metacarpo: El metacarpo es una de las tres partes de las que se componen los huesos de la mano y está formado por los cinco huesos metacarpianos (Ossa metacarpalia), que son delgados y ligeramente alargados y ocupan toda la palma de la mano [31].

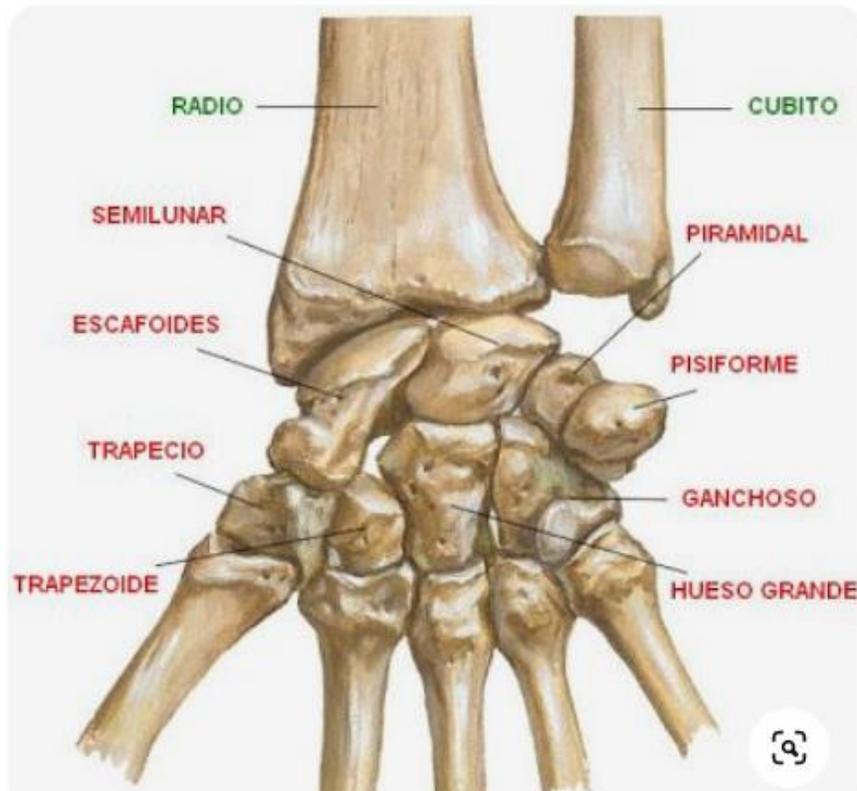


Figura 2. Huesos del carpo (fuente: Disponible en [pinterest.es](https://www.pinterest.es)) [33].

Falanges: En total son 14 huesos que componen los dedos propiamente. A cada dedo le corresponden tres falanges: la proximal, la media y la distal a excepción del pulgar que sólo cuenta con dos una proximal y una distal. Cada falange proximal forma una articulación condílea con su respectivo metacarpiano (articulación metacarpofalángica) en la base, lo que permite movimientos en dos planos, mientras que las articulaciones interfalángicas son trocleares (bisagra) que permiten un rango de movimiento en un único plano.

La falange distal o falange ungueal, es la más pequeña y tiene un cuerpo ancho en la base, pero angosto en el medio y se aplana hacia la punta formando un abanico, conocido como penacho [31].



Figura 3. Huesos de la mano (fuente: disponible en profesorenlinea.cl) [34].

3.2.5 Anatomía osteoarticular

Cada mano posee 27 huesos, ocho en el metacarpo, 5 metacarpianos y un total de 14 falanges. Aunque se le considera como una sola articulación, la muñeca es en realidad una articulación compuesta, con movimiento global, debido a las interacciones entre los huesos individuales del carpo, así como interacciones distales con las bases de los metacarpianos y en dirección proximal con la superficie articular distal de cubito y radio [21].

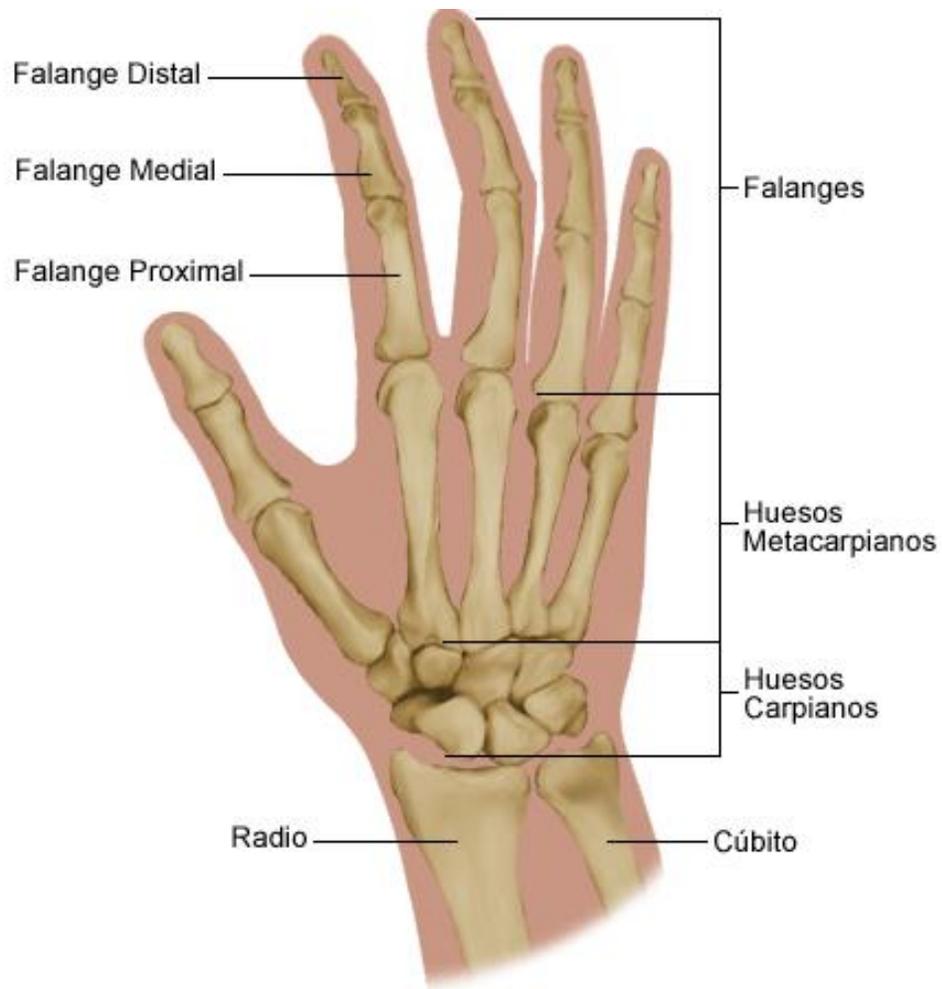


Figura 4. Anatomía osteoarticular de la mano (fuente: Disponible en stanfordchildrens.org) [35].

3.2.6 Movimientos de la mano

Flexión: Es el movimiento para doblar la mano. El rango normal de movimiento de la mano es de 85° .

Extensión: Endereza la mano e, incluso, “la extiende”. En este caso, también, el rango normal de movimiento de la mano es de 85° .

Abducción: Separación de los dedos en un mismo plano.

Aducción o desviación radial: Consiste en girar la mano, en eje neutro, hacia el cuerpo. El rango de movimiento es de 15°.

Aducción del pulgar: Extensión o flexión del pulgar en torno a la palma de la mano.

Aducción de la mano: Cerrar todos los dedos, uno contra otro, en un plano.

Pronación: Gira el antebrazo dejando la palma de la mano hacia abajo. El rango de movimiento es: 90°.

Supinación: Gira el antebrazo quedando la palma de la mano hacia arriba con un rango de movimiento normal de 85°.

Prehensión: Envolver o agarrar un objeto con toda la mano, palma y dedos.

Pinza: Agarrar un objeto con las puntas o yemas de dedos opuestos, índice y pulgar; índice, corazón y pulgar; o índice, corazón, anular, meñique y pulgar.

Hiperextensión de los dedos: Empujar algo con los dedos con la mano en posición neutra de manera que la primera falange de los dedos se hiperextiende.

Oposición del pulgar: Flexión del dedo pulgar posicionándolo frente a la palma de la mano. Es fácil entender este movimiento uniendo las puntas del pulgar y el meñique.

Compresión digital: Empujar o presionar una superficie plana con los dedos.

Compresión palmar: Presión de un objeto o forma con la palma de la mano, normalmente con la parte inferior de la palma, dejando los dedos relajados.

Rotación: Giro completo de la mano sobre la articulación de la muñeca [22].

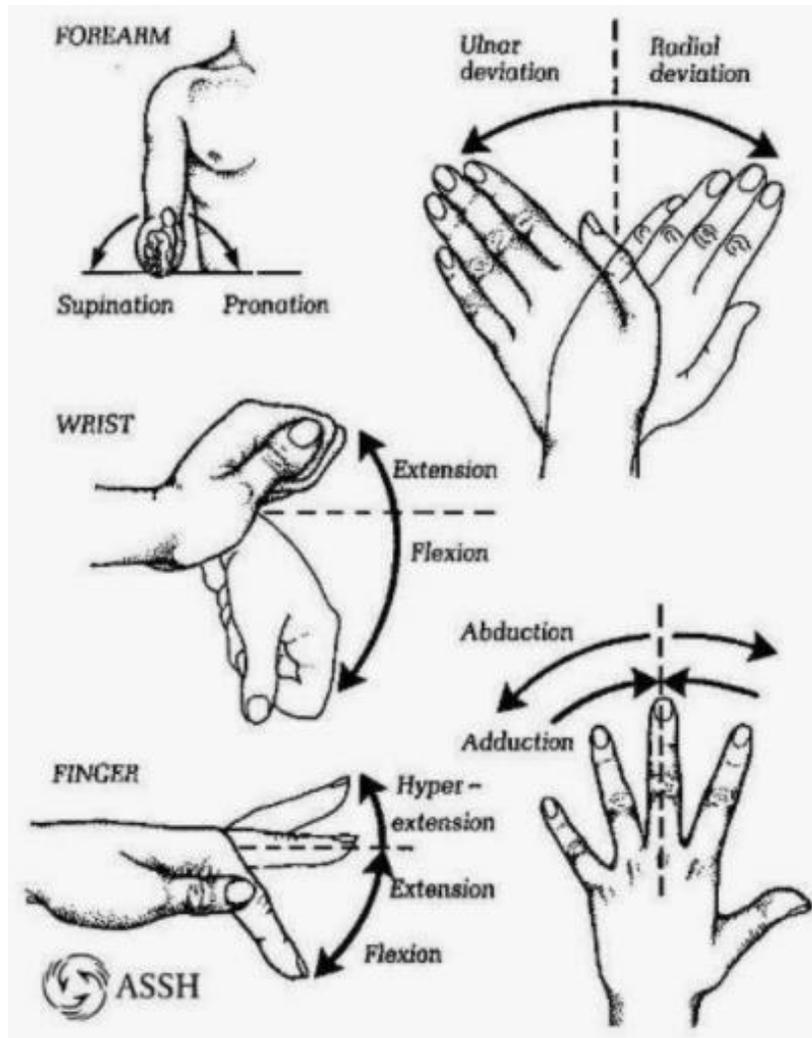


Figura 5. Movimientos de la mano (fuente: Disponible en blogspot.com) [36].

3.2.7 Las prótesis mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas son prótesis eléctricas controladas por medio de un poder externo mioeléctrico, estas prótesis son hoy en día el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación [9].

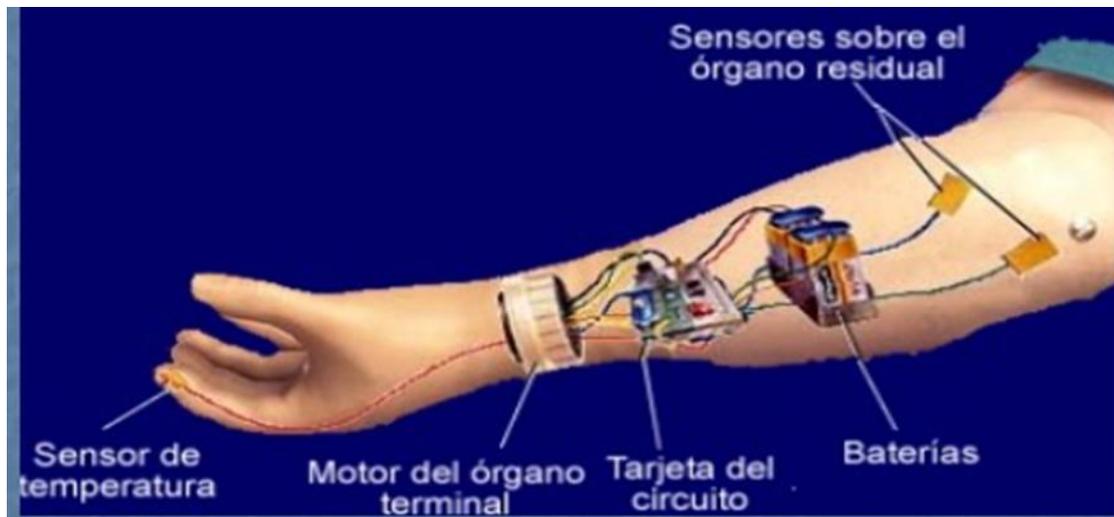


Figura 6. Configuración básica de una prótesis mioeléctrica (fuente: Docplayer.es) [49].

Sistema de control mioeléctrico: El control mioeléctrico es probablemente el esquema de control más popular. Se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que es creada por la interacción química en el cuerpo. Esta señal es muy pequeña (5 a 20 μV) Un microvoltio es una millonésima parte de un voltio. Para poner esto en perspectiva, una bombilla eléctrica típica usa 110 a 120 voltios, de forma que esta señal es un millón de veces más pequeña que la electricidad requerida para alimentar una bombilla eléctrica [9].

Ventajas de las prótesis mioeléctricas: Este tipo de prótesis tiene la ventaja de que sólo requieren que el usuario flexione sus músculos para operarla, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren el movimiento general del cuerpo. Una prótesis controlada en forma mioeléctrica también elimina el arnés de suspensión usando una de las dos siguientes técnicas de suspensión: bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión. La fuerza que ejerce estos tipos de prótesis es muy semejante al de las del cuerpo humano ya que tiene una gran igualdad de funcionamiento y de trabajo o fuerza [2].

Limitantes de las prótesis mioeléctricas: Tienen como desventaja que usan un sistema de batería que requiere mantenimiento para su recarga, descarga, desecharla y reemplazarla eventualmente. Debido al peso del sistema de batería y de los motores eléctricos, las prótesis accionadas por electricidad tienden a ser más pesadas que otras opciones protésicas. Una prótesis accionada por electricidad proporciona un mayor nivel de tecnología, pero a un mayor costo. Pueden existir movimientos no deseados o no causados que se pueden generar por las ondas electro- magnéticas [2].

3.2.8 Cómo funcionan los sensores electrodos

El uso de sensores llamados electrodos entran en contacto con la superficie de la piel permitiendo así registrar la señal EMG. Una vez registrada, esta señal se amplifica y es procesada después por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la mano, la muñeca o el codo para producir movimiento y funcionalidad [9].



Figura 7. Sensores electrodos superficiales (fuente: Disponible en coldfire-electrónica.com) [37].

Las Señales EMG: Son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción y relajación [17].

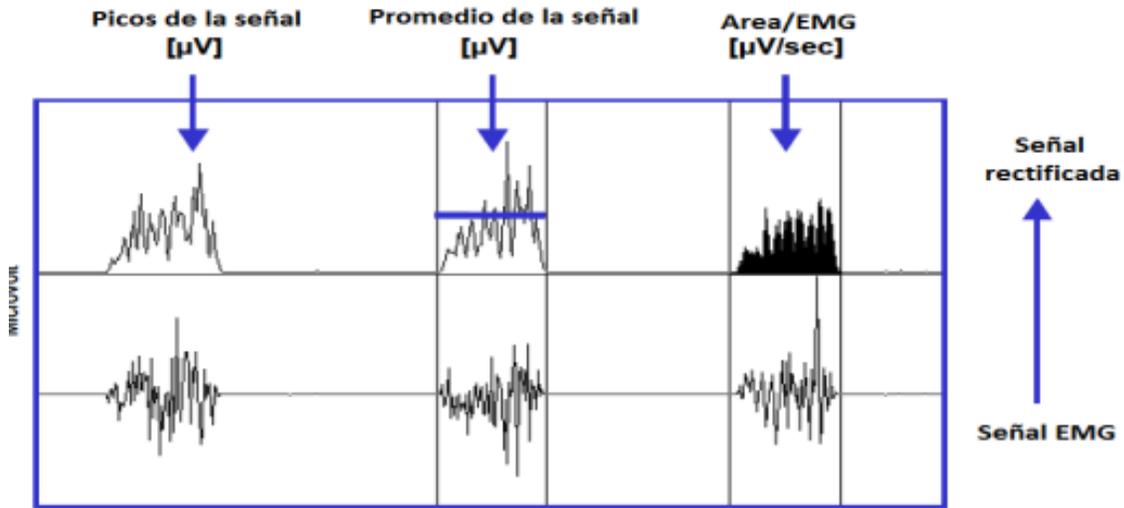


Figura 8. Parámetros de las señales utilizadas para su procesamiento (fuente: Disponible en digital) [38].

3.2.9 Sensor Myoware

El sensor muscular de Advancer Technologies, [23] mide la actividad de un músculo mediante el monitoreo del potencial eléctrico generado por las células musculares. Esto se conoce como electromiografía (EMG). El sensor amplifica y procesa la compleja actividad eléctrica de un músculo y la convierte en una señal análoga simple que puede ser fácilmente leída por cualquier microcontrolador con un convertidor análogo-a-digital (ADC).

A medida que el músculo se flexa, aumenta el voltaje de salida del sensor. La relación exacta entre el voltaje de salida y la actividad muscular puede ser ajustado usando un potenciómetro de que está en el sensor.

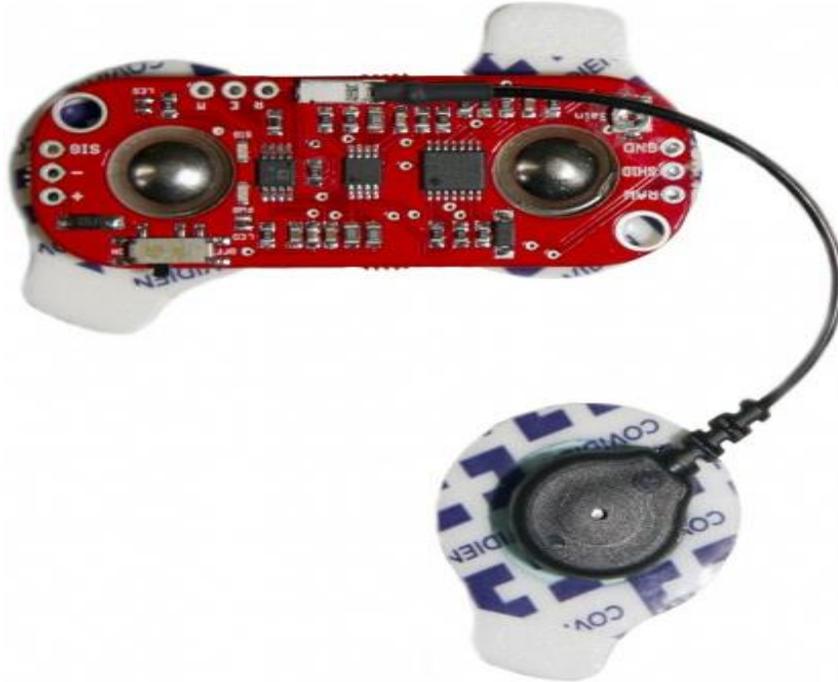


Figura 9. Sensor muscular MyoWare (fuente: Disponible en zambea.cl) [39].

3.2.10 Arduino

Arduino es una plataforma de código libre diseñada para facilitar proyectos de electrónica. Posee un entorno gráfico de desarrollo que usa un lenguaje de programación processing/wiring y un gestor de arranque; en lo que respecta al hardware está compuesta por un microcontrolador y puertos de entrada y salida [29].

Arduino nano: Es una pequeña y completa placa basada en el ATmega328 (Arduino Nano 3.0) que se usa conectándola a una Protoboard. Tiene funcionalidad similar al Arduino UNO, pero con una presentación diferente. No posee conector para alimentación externa, y funciona con un cable USB Mini-B en vez del cable estándar [28].

3.2.11 Actuadores

Los actuadores son dispositivos inherentemente mecánicos, la función que cumplen es proporcionar fuerza para mover o “actuar” otro dispositivo mecánico. La fuerza que provoca el actuador proviene de tres fuentes posibles: Presión neumática, presión hidráulica, y fuerza motriz eléctrica (motor eléctrico o solenoide). Dependiendo del origen de la fuerza el actuador se denomina “neumático”, “hidráulico” o “eléctrico” [31].

Actuador Rotatorio Eléctrico: Para hacer funcionar el actuador eléctrico, se debe energizar los bornes correspondientes para que el motor actúe en la dirección apropiada. Usualmente vienen con un controlador local o botonera que hace este proceso más sencillo. Sin embargo, para la automatización remota del actuador, se debe considerar el diagrama de cableado que viene con el actuador. Las conexiones deben considerar fuerza, señales de límites de carrera y torque, señales análogas o digitales de posición y torque [31].

El torque generado por el motor eléctrico es aumentado por un reductor interno o externo para dar salida al torque final en el tiempo seleccionado. Esta es la razón por la que los actuadores eléctricos toman más tiempo en recorrer la carrera que los neumáticos o hidráulicos.

3.2.12 Marco conceptual

Miembro artificial: Un miembro artificial o mejor conocido como una prótesis es una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones. Pero existen varios otros tipos de prótesis, algunas de las cuales reemplazan funciones perdidas del cuerpo, mientras que otras cumplen funciones estéticas [16].

Muñón: Se le llama muñón a la parte restante de miembro que queda adherida al cuerpo después de realizar una amputación [15].



Figura 10. Vista del muñón en una amputación congénita (autoría propia).

Entrenamiento para el uso de la prótesis mioeléctrica: El entrenamiento es sumamente importante para los usuarios que han aceptado utilizar una prótesis mioeléctrica. Dado que estos dispositivos son muy sofisticados el entrenamiento para los usuarios es requerido para operarlos y aprovechar todo el potencial que ofrece. El entrenamiento habilita al usuario a:

- ✓ Operar la prótesis automáticamente sin exhortar más energía de la necesaria.
- ✓ Usar la prótesis eficientemente en tareas que el usuario realiza frecuentemente.
- ✓ Analizar la mejor forma de utilizar la prótesis en tareas nuevas o inusuales.
- ✓ Usar la prótesis de la forma más natural posible.
- ✓ Cuidar la prótesis manteniéndola limpia y eficiente [2].

Fases del entrenamiento mioeléctrico

- **Entrenamiento para las señales:** Durante esta fase del entrenamiento el usuario aprende a seleccionar y controlar el músculo o músculos requeridos para operar la prótesis mioeléctrica. El usuario también aprende a como producir las señales de control e inhibir las que no son necesarias cuando el

movimiento no es requerido. Los electrodos son colocados sobre los músculos seleccionados y conectados a un entrenador que incita al usuario a flexionar o contraer los músculos y provee retroalimentación para aprender a manejar las señales [2].

- **Entrenamiento para el control**

Durante esta fase, el usuario aprende como controlar los músculos apropiadamente para ejecutar una función o tarea requerida. Los electrodos son colocados en los músculos apropiados y conectados a un par de luces. Esto ayuda al usuario para tener éxito en el manejo de las señales para controlarlas. Una gran variedad de objetos de diferentes tamaños y texturas pueden ser usados para ayudar al usuario a practicar mientras aprende a controlar la prótesis [2].

- **Entrenamiento para las funciones**

Esta es la fase más intensa del entrenamiento, cuando se aprende a completar tareas con la prótesis. Es importante asegurarse que la prótesis se ajusta apropiadamente antes de comenzar esta etapa. Tareas simples son diseñadas para cada patrón para ser aprendido. Gradualmente las actividades se van haciendo más complejas y reales y son introducidas dependiendo de la edad del usuario. Los niños pueden desarrollar actividades como sacar punta a un lápiz, subir o bajar un cierre. Los adultos pueden tratar de cortar carne, jugar cartas, o abrir una sombrilla [2].

3.2.13 Marco legal

Las normas SENIAM: Los aspectos más importantes sobre la captación y el análisis de señales EMG de superficie fueron tratados en un consenso multinacional llamado SENIAM (Surface EMG for the Non-Invasive Assesment of Muscles) donde

se discute desde la construcción del electrodo hasta su ubicación. Distancia entre electrodos De 20mm a 30mm [12].

Posición de Electrodo

- **Longitudinal:** Entre la terminación de la neurona motora y el tendón distal.
- **Transversal:** Sobre la zona media del músculo, de tal forma que la línea que une los electrodos, sea paralela con el eje longitudinal del músculo. ABI – UNAS [12].

La norma UNE 11-909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1: Según esta publicado en el ensayo por la alumna Guadalupe García Marín el 4 de julio del 2014. La norma UNE 11-909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1 una prótesis es un aparato ortopédico usado para reemplazar total o parcialmente un segmento o un miembro ausente. Son dispositivos mecánicos diseñados para reproducir la forma y/o la función de una extremidad del cuerpo (o parte de él) ausente.

Existen dos grandes tipos: endoprótesis y exoprótesis. Las primeras se implantan mediante cirugía, se anclan al hueso y sirven para sustituir una articulación dañada. Las exoprótesis sirven para sustituir un miembro amputado. Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de reemplazar una parte o un miembro del cuerpo humano con el objetivo de mejorar o suplir su función y al mismo tiempo completar su imagen corporal [2].

4. PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO

A continuación, se presenta un organigrama que está conformado con cada una de las fases implementadas en la metodología propuesta, para lograr los objetivos planteados para el desarrollo de este proyecto.

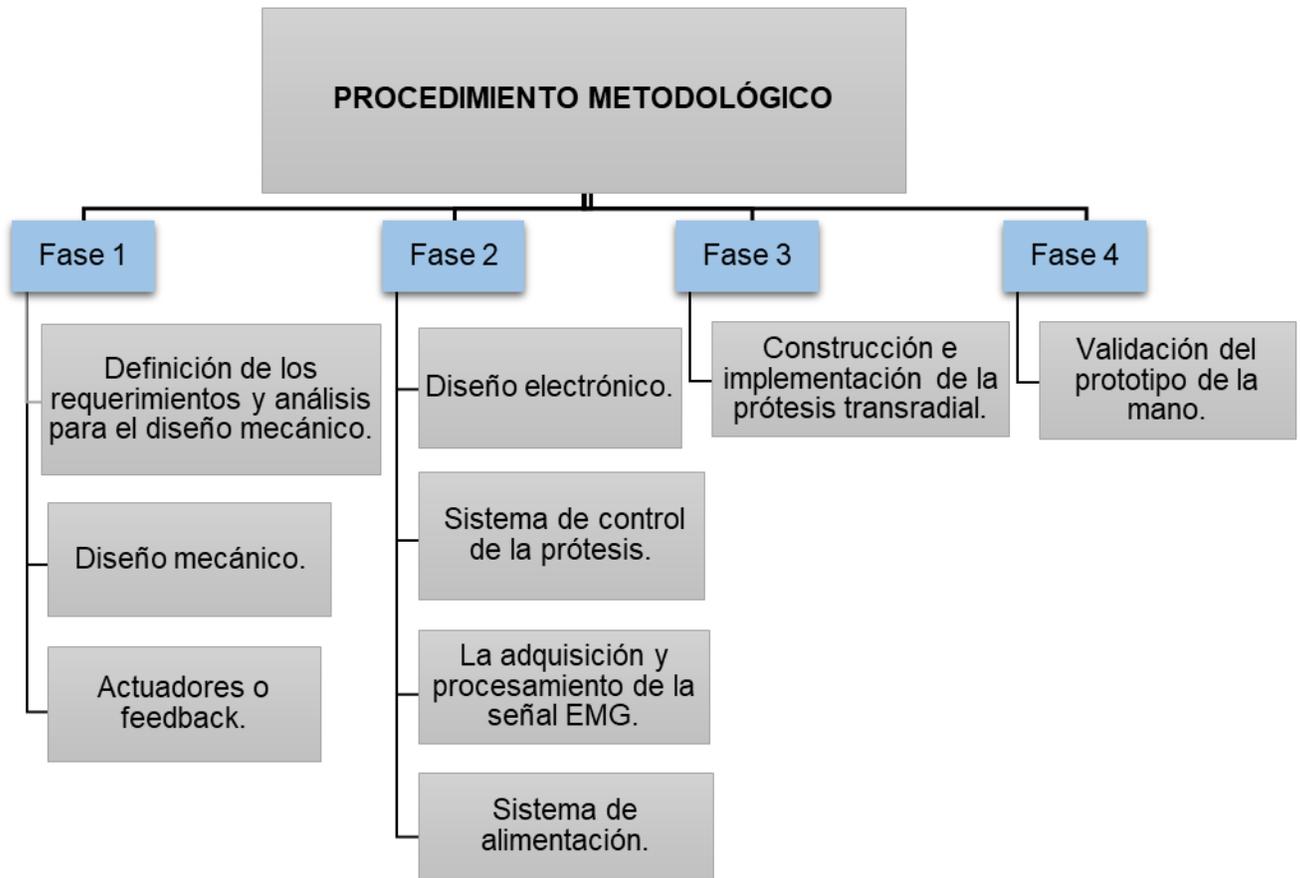


Figura 11. Organigrama del procedimiento metodológico (autoría propia).

4.1. METODOLOGÍA

En este capítulo se desarrolla una metodología en el cual está dividida en 4 fases que nos permitió apreciar de una manera más eficaz el desarrollo de la prótesis transradial. Esta incluye la definición de los requerimientos y análisis para el diseño mecánico, el diseño mecánico, actuadores o feedback, diseño electrónico, sistema de control de la prótesis, la adquisición y procesamiento de la señal EMG, sistema de alimentación, construcción e implementación de la prótesis transradial y validación del prototipo de la mano.

Fase 1.

Definición de los requerimientos y análisis para el diseño mecánico

Para proceder a realizar el diseño mecánico se definieron, y se analizaron las especificaciones y requerimientos requeridos por parte de la paciente para llevar a cabo el desarrollo del diseño.

- **Diseño mecánico**

Para este diseño se usó el software SolidWorks donde se realizó un modelo tridimensional y estructural de la prótesis partiendo de las dimensiones adquiridas del miembro no amputado de la paciente. El prototipo se diseñó teniendo en cuenta el ensamble de las piezas elaboradas en SolidWorks las cuales son falanges distales, proximales, y metacarpianos (palma de la mano).

Por otra parte, fue necesario diseñar también eslabones para un mecanismo conjunto que permitiera la apertura y cierre del dedo índice hasta el meñique. La unión de estas piezas nos permitió la movilidad de apertura y cierre de la mano artificial. Para el caso del dedo pulgar se dispone de dos piezas diseñadas con articulación, las cuales son falange proximal y superior como se puede observar en las figuras 26 - 29.

Análisis matemático de los grados de libertad requeridos para mover el mecanismo conjunto (dedo índice – meñique): Se realizó un análisis matemático en el cual nos permitió determinar cuántas fuentes de energía eran necesarias para lograr la apertura y cierre de los dedos antes mencionados mediante la representación del mecanismo diseñado, como se muestran a continuación.

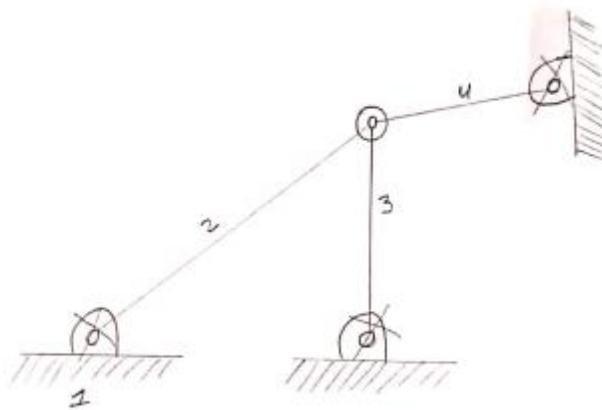


Figura 12. Análisis matemático y representación del mecanismo conjunto de eslabones para el movimiento de los dedos índice-menique (autoría propia).

Solución del análisis matemático del mecanismo representado en la figura 12

$$GDL = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2$$

$$n : 4$$

$$j_1 : 4$$

$$j_2 : 0$$

$$GDL : 3(4 - 1) - 2 * 4 - 0$$

$$GDL : 9 - 8$$

$$GDL : 1$$

El análisis matemático obtenido como en la figura 12, permitió establecer que solamente se requiere un grado de movilidad o de libertad para lograr la apertura y cierre de los dedos mediante el mecanismo conjunto diseñado. Accionado por una sola fuente de energía (servomotor).es decir, la prótesis requirió dos grados de libertad el primero asignado para dedo pulgar y el segundo para el resto de los dedos.

La fórmula que se utilizó para el análisis está basada bajo el el **criterio de Grübler Kutzbach**:

$$GDL = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2$$

Ecuación 1. Criterio de Kutzbach (Fuente: Disponible en LEARNTRONICS) [48].

Donde:

GDL : Movilidad o grado de libertad.

n : Número de elementos (barras, eslabones, piezas, etc.) de un mecanismo.

*j*₁: Número de uniones con un solo grado de libertad.

*j*₂ : Número de uniones con dos grados de libertad.

- **Actuadores o feedback**

Una vez finalizado el diseño, se realizó un estudio de los actuadores (servos motores) más utilizados para la fabricación de las prótesis. De esta forma se hizo una selección entre las opciones encontradas, de los más implementados en los cuales utilizamos dos servomotores, el MG90 y el servo Digital td-8320mg. Estos actuadores fueron usados como fuente de energía para realizar los movimientos básicos de la prótesis de apertura y cierre.

Fase 2.

- **Diseño electrónico**

Realizamos las conexiones requeridas para los actuadores, el sistema de control de la prótesis, la adquisición de las señales EMG y el sistema de alimentación.

Sistema de control de la prótesis: El sistema de control fue realizado mediante la adquisición y procesamiento de la señal EMG. En el cual de esta forma la paciente puede lograr controlar la prótesis, permitiéndole por medio de este sistema de control abrir y cerrar el miembro artificial.

La adquisición y procesamiento de la señal EMG: Se realizó un sistema mecatrónico para la adquisición de la señal EMG, en el antebrazo donde se presenta la MC. La señal mioeléctrica fue captada de forma no invasiva por medio de los electrodos y del sensor muscular MyoWare de Advancer Technologies modelo SEN-13723, ubicando estos en el musculo Extensor Carpi Radialis longus del antebrazo.

El sensor nos permitió medir, filtrar, rectificar y amplificar la actividad eléctrica del musculo anteriormente mencionado, este sensor produce una señal análoga de salida que puede ser fácilmente leída por un microcontrolador.

Después se tomó la señal de salida producida por el sensor y fue enviada al microcontrolador Arduino nano, La tarjeta Arduino es hardware abierto, que trabaja con un microprocesador atmega, cuenta con entradas analógicas, salidas digitales y PWM, puertos de comunicación serial. Luego desarrollamos un algoritmo en la IDE del software Arduino que nos permitió procesar la señal para poder controlar la prótesis y generar los movimientos en los dos actuadores y regular la fuerza de sujeción según la lógica de programación que se desarrolló.

Sistema de alimentación: El sistema de alimentación de los dispositivos electrónicos se realizó a través de baterías recargables que cumplan con las características requeridas para la alimentación de todos los dispositivos del diseño electrónico.

Fase 3.

- **Construcción e implementación de la prótesis transradial.**

En esta fase primeramente fue seleccionado el material ANYCUBIC Resina UV en el proceso de impresión LCD, el cual fue utilizado para la fabricación impresa en 3D de la parte mecánica de la prótesis (diseño realizado en SolidWorks), este material se seleccionó mediante un análisis comparativo de las propiedades principales ante los materiales SLA y DLP como se puede observar a continuación.

- **SLA (Stereo Lithography Apparatus)**

Proceso: La impresión de resina mediante el método de la estereolitografía consiste en la superposición por capas de un fluido previamente solidificado utilizando un láser. En concreto el fluido es algún tipo de resina (hay muchos) y el láser es ultravioleta. Esta solidificación es muy precisa, punto a punto.

Diferencia

Precisión: Si pones precisión y resolución primero, entonces puedes escuchar que SLA debería ser la primera opción, pero la situación está cambiando. Pero el progreso reciente ha convertido a DLP en el competidor número uno. Las compañías líderes dicen que incluso para un buen SLA, la alta precisión de los ejes X, Y y Z es difícil de igualar [47].

- **DLP (Digital Light Processing)**

Proceso: Este Proceso de Luz Digital se asienta sobre las mismas bases que la estereolitografía.

La gran diferencia radica en que, mientras que en la SLA el proceso de endurecimiento lo realiza un láser de forma milimétrica y punto a punto, el DLP en lugar de un láser utiliza un proyector de luz.

Diferencia

Velocidad: Debido a la alta localización de su método de agregación, el SLA suele ser muy lento. Por otro lado, tanto DLP como LCD tienen velocidades de impresión rápidas y de alto detalle, pero a medida que aumentan los precios, las impresoras DLP 3D comienzan a superar a las LCD.

Fiabilidad: Las impresoras DLP generalmente tienen menos piezas móviles. Por lo tanto, se cree que las impresoras DLP tienen más probabilidades de funcionar normalmente y mantener un nivel más consistente de calidad de piezas [47].

- **LCD (Liquid Cristal Display)**

Proceso: Utilizan una serie de pantallas LCD UV como fuentes de luz. La luz emitida por los paneles LCD planos emite directamente luz en paralelo en el área de construcción.

La calidad de impresión de una impresora LCD depende de su densidad de LCD. A mayor cantidad de píxeles, mejor será la calidad de impresión.

Diferencia

Precio: Las impresoras LCD 3D utilizan componentes que son más baratos que las impresoras 3D DLP o SLA, lo que las convierte en soluciones de impresión 3D de

resina más baratas. Esto permite ampliar el alcance a un grupo más amplio de fabricantes.

Calidad de impresión: Si necesita mayores detalles y mayor velocidad de impresión, se recomienda utilizar una impresora DLP profesional o una impresora SLA. Por otro lado, si solo se requiere el nivel de principiante en la impresión 3D de resina, la pantalla LCD será una buena opción [47].

Para la mayoría de los proyectos el mejor proceso utilizado es la impresión LCD, es el proceso con mejor acabado, más colores disponibles, más barato y para muchas propiedades mecánicas es igual o mejor que el SLA o DLP.

Después de todo lo mencionado anteriormente también se hizo el ensamble entre la parte mecánica y electrónica formando así de esta manera la construcción de la prótesis para su implementación. A continuación, podemos apreciar cómo están construido los dedos y la palma de la mano.

A continuación, se encuentra una descripción breve de la implementación y construcción de los dedos y la palma de la mano.

Dedos: Son las principales estructuras transmisoras de fuerza en la acción de agarre. Sus tres eslabones (Falanges) están unidos por medio de articulaciones rotacionales tipo bisagra que como ya se dijo están limitadas al intervalo de desplazamiento angular, la generación del movimiento en las articulaciones y la manera como llega la potencia hasta cada uno de los eslabones es por medio de un mecanismo (tendón) que se encuentra ubicado al interior del dedo.

Palma de la mano: Para el caso de la prótesis, la pieza que hace las veces de la palma de la mano es el lugar donde todas las demás estructuras se acoplan. Los cinco dedos y el antebrazo están directamente conectados con ella por medio de articulaciones tipo bisagra con pasadores. Además, es el lugar escogido para el montaje de los sistemas que permitirán la transmisión de potencia y movimiento a los dedos índice, corazón, meñique, anular y pulgar.

Fase 4.

- **Validación del prototipo de la mano**

Para la validación del prototipo fue necesario que todas las fases anteriores posteriormente se encontraran finalizadas. Se realizaron pruebas funcionamiento y verificación de todas las funciones que debía realizar la prótesis para que pueda ser usada por la paciente.

4.2. TIPO DE ESTUDIO

- **Descriptivo**

Para este proyecto el tipo de investigación va dirigido hacia el descriptivo ya que esta metodología nos permitirá utilizar métodos específicos para la recolección de datos como lo son:

- Método de observación.
- Estudios de casos.

Todo esto nos proporcionara información para el desarrollo futuro de la prótesis e incluso plantear hipótesis sobre el tema de investigación.

4.3. CRONOGRAMA – PLAN DE TRABAJO

A continuación, se encuentra la tabla 2. En el cual esta contiene las actividades y las tareas a realizar para cumplir cada uno de los objetivos planteados para el desarrollo este proyecto.

Tabla 2. Cronograma de actividades – plan de trabajo.

 <div style="text-align: center;"> Universidad Autónoma del Caribe Proyecto de Grado - Ingeniería Mecatrónica CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES </div> 				
Componentes	Descripción	Fecha Inicio	Fecha Final	Duración (Días)
Planeación del Proyecto	DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS TRANSRADIAL PARA UNA NIÑA CON ALTERACIÓN CONGÉNITA "AMELIA"	03/08/2020	27/11/2020	124
Ingresar las fases de Opción de grado I	Anexo en el libro 1 de fase de opción de grado.			
OBJETIVO 1	Diseñar una prótesis transradial teniendo en cuenta las dimensiones del miembro amputado para la simulación con la herramienta SolidWorks.	10/12/2020	10/01/2021	30%
Entregable # 1	Informe sobre el diseño de la prótesis en software CAD.	10/12/2020	28/12/2020	18%
Actividad 1	Determinar las dimensiones requeridas del miembro amputado para diseñar la prótesis.	10/12/2020	15/12/2020	5%
Tarea1	Obtener las dimensiones a partir del miembro superior que no presenta amputación.	16/12/2020	18/12/2020	2%
Tarea2	Definir la estructura apropiada de la prótesis .	19/12/2020	22/12/2020	3%
Entregable # 2:	Simulación de la mano artificial	23/12/2020	10/01/2021	18%
Actividad 3	Definición de las necesidades y análisis de la mano artificial .	23/12/2020	25/12/2020	3%
Tarea1	Determinar los grados de libertad requerido para la prótesis .	26/12/2020	30/12/2020	4%
Tarea2	Delimitar los movimientos de la prótesis.	05/01/2021	10/01/2021	5%
OBJETIVO 2	Construir e implementar la prótesis transradial de forma eficiente y adaptable para la paciente.	11/01/2021	11/02/2021	30%
Entregable # 3	Construcción del diseño mecánico de la prótesis.	11/01/2021	25/01/2021	14%
Actividad 5	Selección de los materiales para la implementación de la prótesis .	11/01/2021	14/01/2021	3%
Tarea1	Determinar el numero de actuadores y feedback que son necesario.	15/01/2021	18/01/2021	3%
Tarea2	Definición del tipo de sensor para la adquisición de señales EMG.	19/01/2021	25/01/2021	6%
Entregable # 4	Construcción del diseño electrónico de la prótesis.	26/01/2021	11/02/2021	15%
Tarea1	Definir el software para la codificación de las señales EMG.	26/01/2021	28/01/2021	2%
Tarea2	Definición para la implantación del hardware.	29/01/2021	05/02/2021	6%
Tarea3	Verificación del funcionamiento electrónico.	06/02/2021	11/02/2021	5%
OBJETIVO 3	Validar técnica y funcionalmente la prótesis transradial para su evaluación de usabilidad.	12/02/2021	30/03/2021	48%
Entregable # 5	validación del uso de la prótesis para la niña.	12/02/2021	25/02/2021	13%
Tarea1	Comprobar los movimientos de la prótesis al momento de ser usada por la niña.	12/02/2021	20/02/2021	8%
Tarea2	Mantenimiento y calibración .	01/03/2021	30/03/2021	29%

5. PRESUPUESTO

En las siguientes tablas se presentan los valores presupuestados para realizar este proyecto, en los cuales tenemos:

- Presupuesto general.
- Presupuesto del personal científico y de apoyo.
- Presupuesto de los materiales, insumos y equipos.

5.1. PRESUPUESTO GENERAL

Tabla 3. Presupuesto general.

	FORMATO DE PRESUPUESTO PARA PRESENTACIÓN DE PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN EN CONVOCATORIAS INTERNAS				GI-02-PR-03-F02
					Versión 1
					12/06/2019
PRESUPUESTO GENERAL DEL PROYECTO					
RUBROS	Fuentes de Financiamiento				Total
	Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Otras fuentes Externas	Contrapartida UAC	
1. Personal Científico	\$ 0,00	\$ 0,00		\$ 9.708.288	\$9.708.288
2. Personal de Apoyo	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 1.792.000	\$ 0,00	\$ 1.792.000
3. Consultaría especializada y Servicios Técnicos externos	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
4. Materiales e Insumos	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 1.325.000	\$ 0,00	\$ 1.325.000
5. Trabajo de Campo	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
6. Equipos	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
7. Bibliografía	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
8. Material de difusión y Promoción de resultados	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 0,0
TOTAL, PRESUPUESTO DEL PROYECTO	\$ 0,00	\$ 0,00	\$ 3.117.000	\$ 9.708.288	\$ 12.825.288

5.2. PERSONAL CIENTÍFICO Y DE APOYO

El presupuesto invertido en este rubro consiste en el costo del tiempo empleado por el personal de investigación vinculados a este proyecto, que incluye a los directores y a los auxiliares de investigación.

Tabla 4. Costo personal científico.

1. PERSONAL CIENTIFICO										
Nombres y Apellidos	Tipo de Contrato	Función dentro del Proyecto	Valor Hora (\$)	Dedicación Horas/semana	No. de Semanas	Fuentes de Financiamiento				
						Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Otras Fuentes Externas	Contrapartida UAC	SUB-TOTAL
1. Ingeniero Pablo Daniel Bonaveri Arangoa	Titular	Investigador Principal	\$ 41.935	4	32				\$5.367.680	\$5.367.680
2. Ingeniero Carlos Diaz Sáenz	Asociado	Co-Investigador	\$ 33.911	4	32				\$4.340.608	\$4.340.608
<i>SUB-TOTAL</i>									\$9.708.288	\$9.708.288

Tabla 5. Costo personal de apoyo.

2. PERSONAL DE APOYO										
Nombres y Apellidos	Tipo de Vinculación	Función dentro del Proyecto	Valor Hora (\$)	Dedicación Horas/semana	No. de Semanas	Fuentes de Financiamiento				
						Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	SUB-TOTAL		
1. Fernando Carrillo Giraldo	Practicante	Auxiliar de Investigación	\$ 3.500	8	32		\$ 896.000	\$ 896.000		
2. Víctor Rodríguez Madrid	Practicante	Auxiliar de Investigación	\$3.500	8	32		\$ 896.000	\$ 896.000		
<i>SUB-TOTAL</i>							\$ 1.792.000	\$ 1.792.000		

5.3. MATERIALES, INSUMOS Y EQUIPOS

El presupuesto dedicado a esta sección incluye la descripción y justificación de los materiales que fueron utilizados para el desarrollo de este proyecto.

Tabla 6. Costo materiales e insumos.

4. MATERIALES E INSUMOS					
Descripción	Justificación	Fuentes de Financiamiento			
		Vicerrectoría de Investigaciones y transferencia	INVESTIGADORES	Contrapartida UAC	SUB-TOTAL
1. Kit EMG sensor muscular Myoware y pack de electrodos.	Para la adquisición de las señales EMG.		\$ 225.000		\$ 225.000
2. Actuadores (servomotores)	Para realizar los movimientos de la prótesis		\$ 80.000		\$ 80.000
3. Arduino nano	Para procesar las señales EMG y activar el funcionamiento de los actuadores		\$ 20.000		\$ 20.000
4. Fuente de alimentación, herramientas electrónicas y material para la impresión	Para alimentar los dispositivos electrónicos, integración e impresión 3D de la prótesis		\$ 1.000.000		\$ 1.000.000
<i>SUB-TOTAL</i>			\$ 1.325.000		\$ 1.325.000

6. PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

6.1. DISEÑO DEL PROTOTIPO

El diseño del prototipo realizado en el software CAD (SolidWorks), nos permitió establecer un análisis para el correcto funcionamiento de la prótesis, donde se observó el modelamiento de apertura y cierre con cada una de las piezas integradas.

Las piezas diseñadas las cuales fueron:

- Los dedos (pulgares, índice, dedo medio, anular y meñique).
- La palma de la mano.
- Eslabones para el mecanismo de movimiento del dedo índice hasta el meñique.
- Servo motor que utilizo.
- Tapa superior de la palma.

Por otra parte, también se estableció un modelamiento de ensamble entre las piezas diseñadas, el cual fue de gran utilidad para la construcción del diseño mecánico de la prótesis transradial. El software SolidWorks nos permitió realizar un diseño desde una fase inicial y final para el prototipo como se puede observar en el anexo # 1.

6.2. DISEÑO DISPOSITIVO FINAL

Para el diseño del dispositivo final, se tomaron una serie de medidas iniciales las cuales pueden ser observadas en la tabla 7-8. Tomadas del miembro no amputado que tiene la paciente. Con estas medidas se realizó un primer diseño manteniéndolas medidas tomadas dentro de un rango no muy alejado.

Estas medidas fueron modificadas en su mayoría obteniendo un segundo diseño a mayor escala, esto fue necesario debido a que con el primer diseño se trabajó con un servo motor de giro continuo (360°), el cual no era posible controlar su posición y al utilizar uno de 180° MG90 no contaba con la potencia suficiente para mover los cuatros dedos desde el índice-meñique.

Se utilizó un servomotor de 25kg TD-8395MG con mayor potencia ya que el anterior presento inconvenientes como la falta de torque para lograr mover los dedos de la mano transradial. Con la implementación del nuevo servomotor se realizó cambios

como fue el aumento de dicha mano en el diseño principal logran adaptar este nuevo servomotor.

Ilustramos con la figura 13 la terminación del segundo diseño que se utilizó el cual tuvo las modificaciones de aumento de las medidas principales de la mano y la implementación del nuevo servomotor.



Figura 13. Diseño del dispositivo final (autoría propia).



Figura 14. Primer diseño implementado (autoría propia).

6.2.1. Dimensiones inicialmente tomadas para el diseño del dispositivo

A continuación, se pueden observar las medidas tomadas inicialmente en base al miembro no amputado de la paciente.

Tabla 7. Dimensiones de los dedos inicialmente tomadas para el primer diseño del dispositivo.

Dimesiones	Dedo pulgar	Dedo indice	Dedo medio	Dedo anular	Dedo meñique
Largo.	45 mm	61 mm	66 mm	62 mm	50 mm
Falenge distal o superior.	23 mm	30 mm	33 mm	31 mm	25 mm
Falenge proximal.	22 mm	31 mm	33 mm	31 mm	25 mm
Radio distal.	40 mm	40 mm	40 mm	40 mm	40 mm
Radio proximal.	35 mm	35 mm	35 mm	35 mm	35 mm

Tabla 8. Dimensiones de la palma de la mano y muñeca inicialmente tomadas para el primer diseño del dispositivo.

Dimensiones	Medidas
Ancho de la palma de la mano.	115 mm
Largo de la mano desde la muñeca hasta el dedo medio.	100 mm
Radio de la muñeca.	100 mm
Altura desde la muñeca al dedo pulgar.	65 mm

6.2.2. Dimensiones del dispositivo encapsulado

En esta sección se presentan en la figura 22 las guía para el encapsulado, para conocer las dimensiones del dispositivo final de cada una de las piezas, con las respectivas medidas en diferentes vistas (ver anexo # 2).

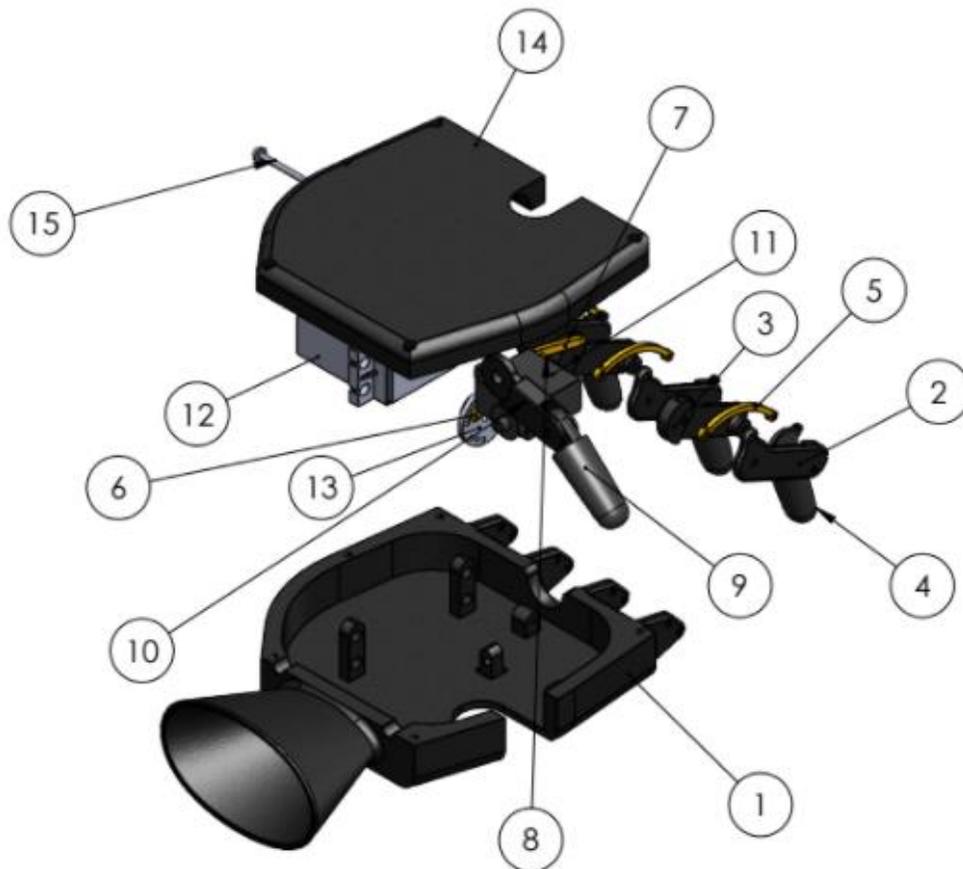


Figura 15. Guía para el encapsulado del dispositivo (autoría propia).

1. Palma de la mano.
2. Falange proximal lado derecho.
3. Falange proximal lado izquierdo.
4. Falange distal.

5. Falange medio.
6. Eslabón 1 conexión para acople del servo motor.
7. Eslabón 2 conexión fija en la palma con el eslabón 1-2.
8. Eslabón 3 conexión para los dedos.
9. Falange distal del dedo pulgar.
10. Falange proximal del dedo pulgar.
11. Servo motor (MG90).
12. Servo motor (TD-8325MG).
13. Acople del servo motor (TD-8325MG).
14. Tapa superior para la palma de la mano.
15. Eje de conexión para el eslabón 3 y dedos desde el índice hasta el meñique.

Con los resultados mostrados en las figuras del anexo # 1 y # 2, se cumple con el primer objetivo específico (Diseñar una prótesis transradial teniendo en cuenta las dimensiones del miembro amputado para la simulación con la herramienta SolidWorks) de este proyecto, en cada una de las figuras se puede observar las diferentes dimensiones del dispositivo final de cada una de las piezas.

6.3. MATERIALES

Para el desarrollo de este proyecto se utilizó una serie de materiales, dispositivos electrónicos, herramientas mecánica e informática para desarrollar una prótesis transradial adaptable para la paciente, cumplimiento de esta manera el primer objetivo inicial de este proyecto. Estos materiales se encuentran descritos a continuación.

6.3.1. Sensor Myoware

Este sensor amplifica y procesa la compleja actividad eléctrica de un músculo y la convierte en una señal análoga simple que puede ser fácilmente leída por cualquier microcontrolador [23].

La posición y orientación de los electrodos del sensor muscular tiene un gran efecto en la fuerza de la señal. Los electrodos deben colocarse en el medio del cuerpo muscular y deben alineado con la orientación de las fibras musculares. Colocar el sensor en otros lugares reducir la fuerza y la calidad de la señal del sensor debido a una reducción del número de unidades motoras medidas e interferencia atribuida a la diafonía.

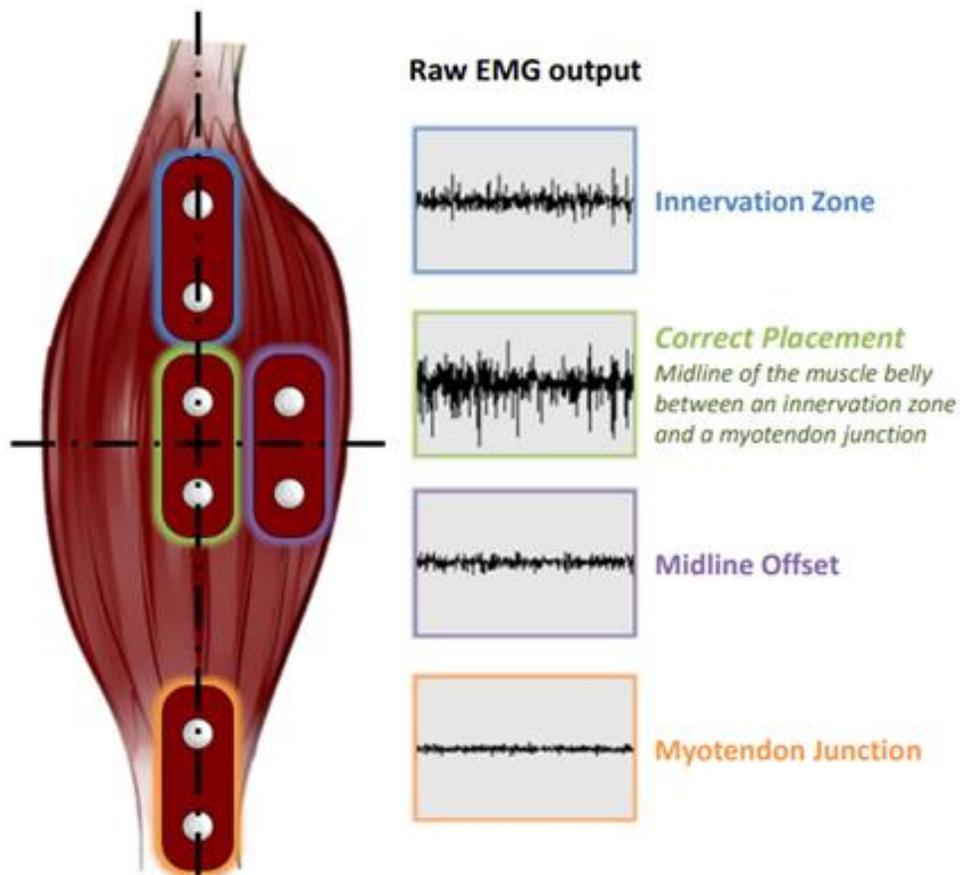


Figura 16. Posición y orientación del sensor con las fibras musculares (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].

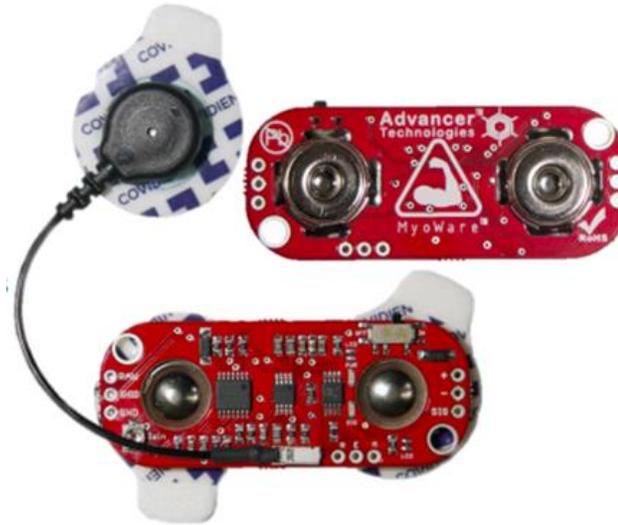


Figura 17. Sensor Myoware utilizado (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].

EMG RAW vs Envolverte EMG

El modelo de este sensor antes mencionado en este documento y mostrado en la figura 52. Está diseñado para usarse directamente con un microcontrolador. Por lo tanto, La salida primaria de los sensores no es una señal RAW EMG sino más bien una señal amplificada, rectificadora y señal integrada (también conocida como la envolverte de EMG) que funcionará bien con un microcontrolador convertidor de analógico a digital (ADC). Esta diferencia se ilustra a continuación utilizando una señal EMG representativa. (Nota: No significa que la señal de salida real tomadas con el sensor sea igual).

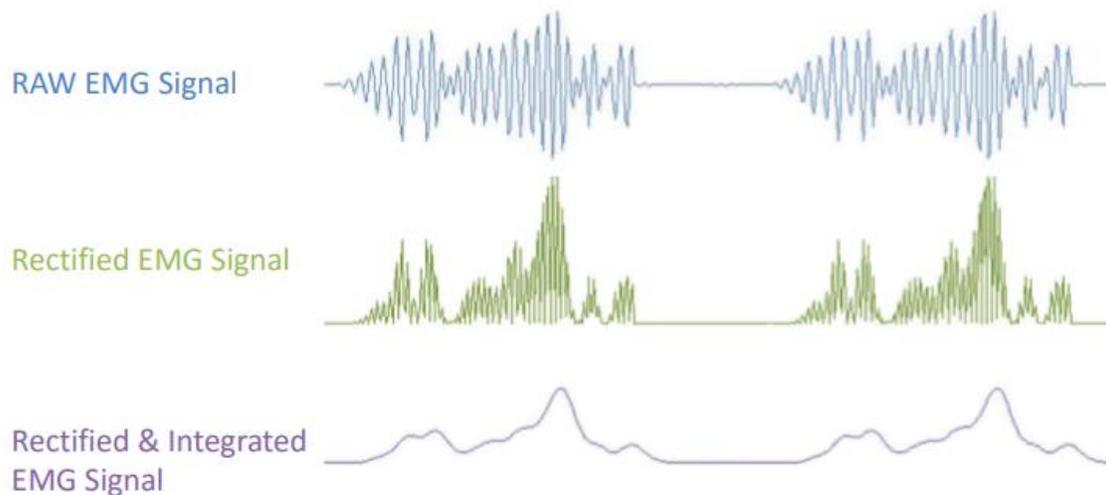


Figura 18. Representacion de las señales EMG en tres diferentes estados (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].

Inicialmente se realizaron pruebas con el sensor en el miembro amputado de la paciente, donde solo se obtuvo una señal de salida EMG (Envolvente) rectificada. Para rectificar e integrar la señal EMG de salida del sensor se desarrolló un nuevo código mejorado (ver anexo # 6). El cual nos permitió obtener la señal de salida (Envolvente) tomada en el antebrazo de uno de los autores del proyecto en un estado rectificada e integrada como se muestra a continuación.

La señal azul representa rectificada y la roja la señal rectificada e integrada

Para conocer más sobre las dimensiones, especificaciones generales y datasheet del sensor, ver anexo # 3.

6.3.2. Arduino nano

Arduino Nano es una pequeña y completa placa basada en el ATmega328 (Arduino Nano V3.0). Tiene funcionalidad similar al Arduino UNO, pero con una presentación diferente [28].

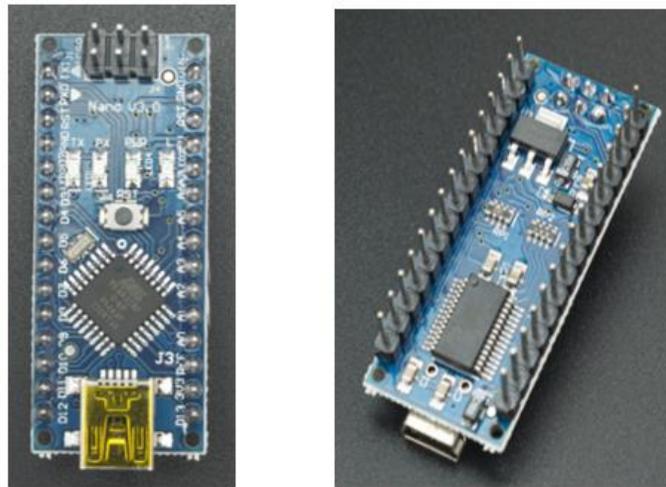


Figura 21. Arduino nano V3.0 vista superior e inferior (fuente disponible en: VISTRONICA S.A.S.) [53].

En el anexo # 4 se puede observar explícitamente el datasheet correspondiente al Arduino Nano V3.0.

- **Especificaciones**

- Microcontrolador: ATmega328.
- Tensión de Operación (nivel lógico): 5 V.
- Tensión de Entrada (recomendado): 7-12 V.

- Tensión de Entrada (límites): 6-20 V.
- Pines E/S Digitales: 14 (de los cuales 6 proveen de salida).
- PWM.
- Entradas Analógicas: 8.
- Corriente máx por cada PIN de E/S: 40 mA.
- Memoria Flash: 32 KB (ATmega328) de los cuales 2KB son usados por el bootloader.
- SRAM: 2 KB (ATmega328).
- EEPROM: 1 KB (ATmega328).
- Frecuencia de reloj: 16 MHz.
- Dimensiones: 18.5mm x 43.2mm.

6.3.3. Impresora 3D (Comgrow Creality Ender 3)

Para el primer diseño se requirió usar una impresora 3D (Comgrow Creality Ender 3). Esta impresora es una máquina capaz de imprimir figuras con volumen a partir de un diseño hecho por ordenador (software CAD).

Para la fabricación de las piezas del diseño mecánico, se estableció desde un inicio que se realizaría por medio de impresión 3D, con la impresora (Comgrow Creality Ender 3), con el objetivo de reducir los costos de este proyecto. Para una impresión 3D existen varios métodos con distintos materiales, cada uno tienen ventajas conforme a ciertas piezas de fabricación. Ver Anexo # 7 (características técnicas de la impresora Comgrow Creality Ender 3)

Para este proyecto es necesario la implementación de la impresora 3D para ser utilizada en el prefabricado de piezas o componentes de la prótesis a elaborar ya que la impresión 3D permite adaptar cada pieza fabricada. El material con el que se decidió comenzar la impresión de cada pieza en la impresora 3D fue el polímero PLA por sus respectivas características que a continuación se describen:

6.3.4. Polímero PLA

Es un polímero amorfo procedente de la emulsión o polimerización en masa de acrilonitrilo y estireno. Sus propiedades más importantes son la resistencia a los impactos y su dureza.

- **Características**
 - Resistencia a los impactos.
 - Dureza.
 - Resistencia al calor.
 - Fluidez

Para este diseño usamos el software SolidWorks donde se realizó un modelo tridimensional y estructural de la prótesis partiendo de las dimensiones adquiridas del miembro no amputado de la paciente. El prototipo se diseñó teniendo en cuenta el ensamble de las piezas elaboradas en SolidWorks las cuales son falanges distales, proximales y metacarpianos (palma de la mano).

La unión de estas piezas nos permitió la movilidad de apertura y cierre de la mano artificial. Para el caso del dedo pulgar se dispone de una pieza diseñada sin articulación, con un solo grado de libertad en la unión del pulgar con la palma de la mano.

En esta fase primeramente seleccionamos el material PLA que se utilizó para la fabricación de la parte mecánica de la prótesis, el diseño realizado en SolidWorks fue impreso en 3D. Para este material seleccionado tuvimos en cuenta las propiedades como la resistencia a los impactos, dureza, resistencia al calor y fluidez.



Figura 22. Impresión del prototipo impreso en 3D (autoría propia).

Luego de haber realizado las respectivas pruebas al dispositivo ya impreso en el material PLA y analizando a detalle todos los componentes de esta impresión, el equipo de trabajo se decidió a elaborar una nueva impresión en un material que pueda ofrecer el equilibrio perfecto entre dureza y flexibilidad, para que sus modelos se puedan realizar con la mayor precisión y detalle. Por esto se decidió elaborar la nueva impresión de la mano protésica en una impresora (ANYCUBIC PHOTON MONO), en el material de Resina ANYCUBIC UV.

6.3.5 Impresora 3D (MARCA: ANYCUBIC, MODELO: PHOTON MONO)

Una impresora 3D es una máquina capaz de imprimir figuras con volumen a partir de un diseño hecho por ordenador (software CAD). En este proyecto se implementó la impresión 3D, para la fabricación de las piezas del diseño mecánico de la prótesis, estas fueron fabricadas con la impresora (ANYCUBIC PHOTON MONO), con el objetivo de reducir los costos.

Por otra parte, la impresión 3D nos permitió adaptar la integración cada pieza fabricada para la construcción de la prótesis. El material con el que se utilizó para la fabricación las piezas fue la Resina ANYCUBIC UV por sus respectivas características (propiedades) y por el proceso de impresión en LCD [42].

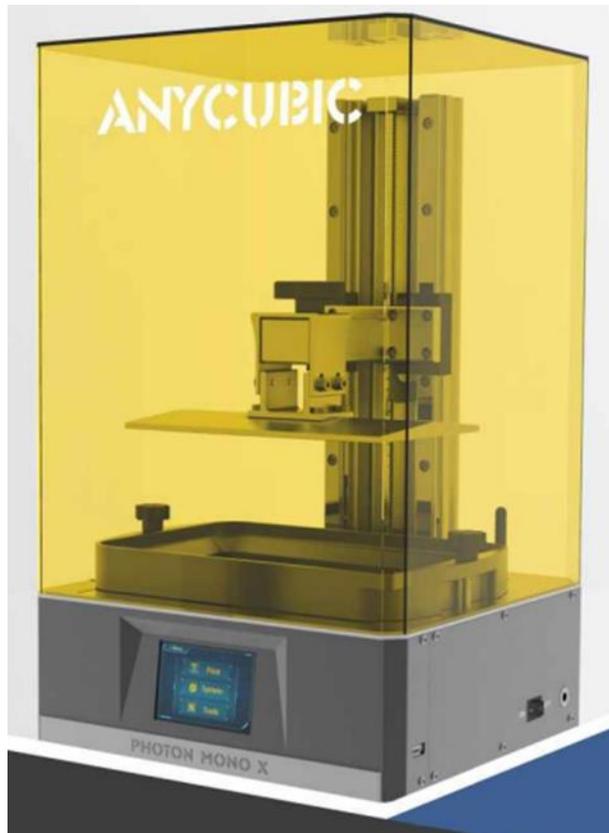


Figura 23. Impresora ANYCUBIC PHOTON MONO (fuente disponible en: Cdn-3d.niceshops.com.) [55].

- **Características técnicas ANYCUBIC PHOTON MONO**

- Sistema: ANYCUBIC Photon Mono
- Operación: pantalla táctil de 2,8 pulgadas
- Software: taller ANYCUBIC Photon
- Conectividad: USB

- Tecnología: SLA basado en LCD
- Fuente de luz: filamento de alta calidad ng longitud de onda 405 nm)
- Res. XY: 0,051 mm 2560 * 1620 (2K)
- Res. Eje Z: 0,01 mm
- Capa Res.: 0,01 ~ 0,15 mm
- Velocidad de impresión: MAX 50 mm / h
- Potencia nominal: 45 W
- Tamaño de la impresora: 227 mm (L) * 222 mm (W) * 383 mm (H)
- Volumen de construcción: 130 mm (L) * 80 mm (W) * 165 mm (H)
- Material: resina UV de 405 nm
- Peso neto: ~ 4,5 kg [41].

6.3.6 Resina ANYCUBIC UV

- **Características**

- Longitud de onda: 405 nm
- Dureza Shore (D): 79,0
- Viscosidad (25 ° C): 552,0 mpa / s
- Densidad (líquido): 1.100 g / cm³
- Densidad (sólido): 1,184 g / cm³
- Resistencia a la flexión: 23,4 MPa
- Resistencia a la tracción: 23,4 MPa
- Alargamiento: 14,2%
- La resina de fotopolímero puede oler un poco.
- Resina líquida Anycubic 405nm UV con excelente fluidez.
- Asegura la resistencia de las piezas moldeadas y no una contracción excesiva, pero también mejora la velocidad de impresión, acorta el tiempo de curado y mejora la eficiencia de impresión de los dispositivos LCD tanto como sea posible.
- La resina ofrece el equilibrio perfecto entre dureza y flexibilidad, para que sus modelos se puedan realizar con la mayor precisión y detalle.

- Esta resina forma modelos impresos muy duros, con muy poca contracción posterior a la impresión.

El tiempo de curado se acorta y, por tanto, aumenta la eficacia del proceso de impresión

Es verdad que a la hora de hablar de hablar de materiales para impresoras FDM o SLA, la primera es la más popularizada e igualmente la más accesible a nivel económico, es por esto que se han desarrollado múltiples materiales, los más básicos son los plásticos PLA y ABS.

Pero En el caso de la tecnología SLA se utilizan resinas, con colores más limitados y a un precio un poco más elevado. Respecto al tiempo que toma fabricar una pieza, es menor comparado con la FDM, y se puede lograr una calidad de impresión fina sin comprometer demasiado el tiempo de impresión.

En este proyecto la impresión en SLA es la mejor opción ya que cuenta con una calidad de impresión mucho mejor que las impresiones en FDM, aparte tiene una gran resistencia a los impactos, mayor dureza y fluidez en comparación a la primera impresión, todo esto compensa el costo un poco más elevado en comparación a una impresión en FDM.

Podemos ver en la siguiente figura el resultado final de la segunda impresión elaborada en resina:

6.3.7 SolidWorks versión 2020

Es un software de diseño CAD 3D (diseño asistido por computadora) para modelar piezas y ensamblajes en 3D y planos en 2D. El software ofrece un campo de soluciones para cubrir los aspectos implicados en el proceso de desarrollo del producto. Sus productos ofrecen la posibilidad de crear, diseñar, simular, fabricar, publicar y gestionar los datos del proceso de diseño [43].

En este software se elaboró el diseño virtual de la prótesis (de los dos diseños), modificando a mayor escala las diferentes medidas tomadas en la paciente inicialmente, logrando de esta manera las respectivas dimensiones para cada una de las piezas que conforman la prótesis. Se diseñó también el sistema mecánico para generar el movimiento de apertura y cierre de la mano artificial.

A pesar de no realizarse un modelamiento matemático, el sistema propuesto fue simulado permitiéndonos establecer y observar el funcionamiento de este sistema.

- **Características**

Las principales características que hacen de SolidWorks una herramienta versátil, es su capacidad de ser asociativo, variacional y paramétrico, principal diferencia con respecto a otros programas. Además, utiliza el gestor de diseño (FeatureManager) que facilita la modificación rápida de operaciones tridimensionales y de croquis de operación sin tener que rehacer los diseños ya plasmados en sus documentos asociados. Este software está conformado por tres módulos: pieza, ensamblaje y dibujo.

Módulo pieza: Constituye un entorno de trabajo donde se pueden diseñar modelos mediante el empleo de herramientas de diseños intuitivas. El conjunto de funciones e iconos permiten crear modelos tridimensionales (3D) partiendo de geometrías de croquis bidimensionales (2D) y obtener sólidos, superficies, estructuras metálicas, piezas de chapas, piezas multicuerpo, entre otras.

El módulo de piezas está totalmente integrado con el resto de módulos y funcionalidades de forma que cualquier cambio en su modelo 3D se actualiza en el resto de ficheros asociados de forma bidireccional.

Módulo de ensamblaje: Está formado por un entorno de trabajo preparado para crear conjuntos con ensamblajes mediante la inserción de los modelos 3D creados en el módulo de piezas. Los ensamblajes se definen por el establecimiento de relaciones geométricas entre las piezas integrantes.

Módulo dibujo: Permite obtener proyecciones ortogonales (vistas estándar), secciones y cortes, perspectivas, acotaciones, lista de materiales, vistas explosionadas entre otras funciones.

- **Otras características**

- SolidWorks es un sistema conducido por cotas (indicadoras de las medidas que tiene un elemento en un plano). Se puede especificar las cotas y las relaciones geométricas entre elementos. Al cambiar las cotas, cambian el tamaño y la forma de la pieza, sin por ello alterar la intención del diseño.
- Un modelo 3D de SolidWorks consta de piezas, ensamblajes y dibujos. Las piezas, los ensamblajes y los dibujos muestran el mismo modelo en documentos distintos. Los cambios que se efectúen en el modelo de un documento se propagan a los otros documentos que contienen dicho modelo.
- El usuario crea los croquis y los utiliza para construir la mayoría de las operaciones. Un croquis es un perfil o sección transversal 2D. Los croquis se pueden extruir, recubrir, se les puede aplicar una revolución o barrer a lo largo de un trayecto para crear operaciones.
- El software SolidWorks no exige la acotación de los croquis antes de utilizarlos para crear operaciones. Al agregar las cotas a un croquis, el estado del croquis se visualizará en la barra de estado. Un croquis de SolidWorks

puede encontrarse en tres estados. Cada estado viene indicado por un color distinto.

- Es posible visualizar u ocultar todas las cotas de todas las operaciones de la pieza. Asimismo, se puede activar y desactivar la visualización de las cotas, ya sea individualmente o de operación en operación.
- Puede utilizarse Microsoft Excel para incrustar una tabla de diseño directamente en el documento de pieza. Una tabla de diseño permite construir varias configuraciones distintas de una pieza aplicando los valores de la tabla a las cotas de la pieza.

- **Esferas en las que se usa**

- En la industria mecánica, en el Diseño Mecánico.
- En la ingeniería Mecatrónica.
- En la ingeniera Industrial.
- En la Arquitectura.

6.4 RECOLECCIÓN DE DATOS

La técnica utilizada para la recolección de información de este proyecto fue la observación directa. Existen dos maneras de aplicar el método de observación directa, el primer método es la observación con enfoque cuantitativo y el segundo la observación con enfoque cualitativo para nuestro caso de investigación se aplicó el primer método. A continuación, podemos encontrar las fuentes primarias y secundarias que se utilizaron.

- **Fuentes primarias utilizadas:** Publicaciones y documentos oficiales de trabajo realizados por universidades privadas e investigaciones.
- **Fuentes secundarias utilizadas:** Trabajo sobre artículos, trabajos de grado y publicaciones realizadas por personas o identidades.

6.4.1 MUESTRA POBLACIONAL

El desarrollo del proyecto va dirigido para una paciente que presenta malformación congénita, actualmente se pueden implementar diferentes tipos de prótesis como las mecánicas, neumáticas, híbridas y mioeléctricas. Con la finalidad de remplazar el miembro amputado de la persona y mejorar su calidad de vida en un futuro.

A continuación, se presenta las características antropométricas de la paciente, el cual fueron medidas en la fundación CE CAMILO en la ciudad de barranquilla (barrio la paz con dirección **cra. 12f #100-35**), en la parte derecha de la figura 39 están las medidas del miembro no amputado de la paciente y en parte izquierda las medidas del antebrazo del miembro amputado.

En la parte inferior se encuentra también las medidas del diámetro de la palma de la mano y la distancia desde la muñeca al dedo pulgar del miembro no amputado.

 CE CAMILO	PROCESO GESTION DE REHABILITACION	RO-GR-64
	Version 3	
	FORMATO DE MEDIDAS PARA PROTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR	
		1 de 1

NOMBRE:	Ashley Castillo.	DOCUMENTO:	0		
ELEMENTO:		D	I	BI	
DIAGNOSTICO:	0 Amputación Transradial. congénita	TECNICO:	0		
OCUPACION:	0				

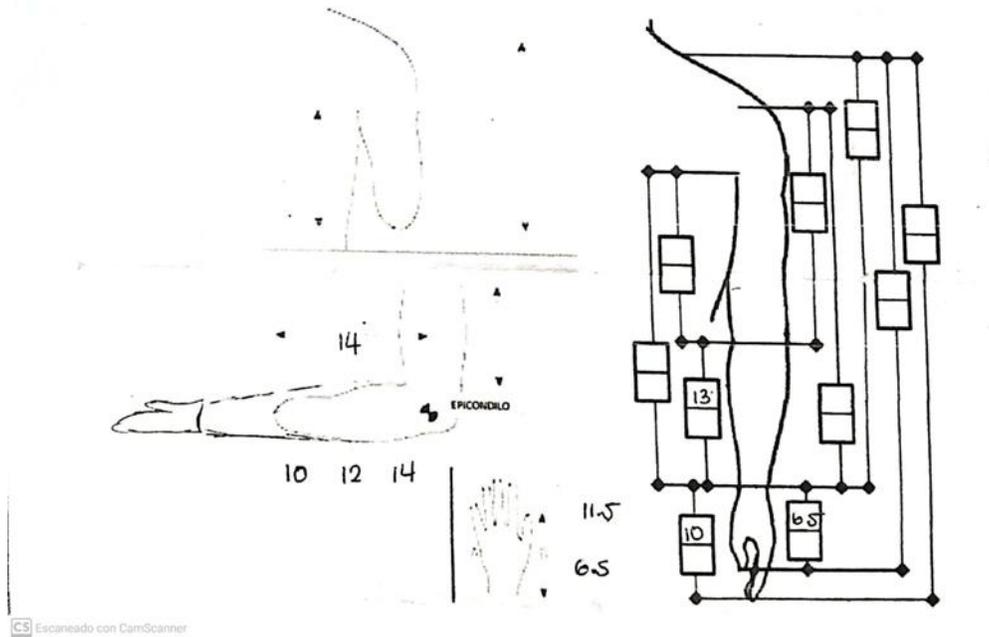


Figura 24. características antropométricas y medidas (autoría propia).

Las características antropométricas de la paciente observadas en la figura 32 fueron medidas en centímetros las cuales son:

Parte derecha miembro no amputado

13 cm de longitud para el antebrazo.

6.5 cm de longitud desde la muñeca al dedo pulgar.

10 cm de longitud de la muñeca al dedo medio.

Parte izquierda del miembro amputado

14 cm de longitud para el antebrazo.

10,12 y 14 cm de diámetro para las tres partes posteriores del antebrazo.

Parte inferior palma del mano miembro no amputado

11.5 de diámetro para la palma de la mano.

6.5 de longitud desde la muñeca al dedo pulgar.

6.5 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para el cumplimiento del primer objetivo específico (diseñar una prótesis transradial teniendo en cuenta las dimensiones del miembro amputado para la simulación con la herramienta SolidWorks). Se comparó los diferentes métodos existentes utilizados en otros proyectos para diseñar una prótesis transradial. Se hizo un estudio investigativo para comprobar si el software seleccionado era el más adecuado para el diseño de las diferentes piezas que conforman el dispositivo.

Inicialmente se obtuvo un primer diseño impreso, en el cual este presentaba algunas imperfecciones en algunas piezas de los falanges y palma de la mano al momento de ser fabricadas por la impresora 3D. La razón por el cual sucedió esto, fue debido a las limitaciones en dimensiones que requiere la impresora para fabricar perfectamente las piezas, es decir el tamaño que se deseaba mantener en el diseño para la prótesis con respecto a las dimensiones tomadas del miembro no amputado de la paciente estaban por fuera de esas limitaciones. A continuación, en la figura 21 podemos ver los planos del primero diseño elaborado en SolidWorks, donde se puede apreciar las dimensiones de cada pieza la cual fueron impresas en un método de impresión 3D.

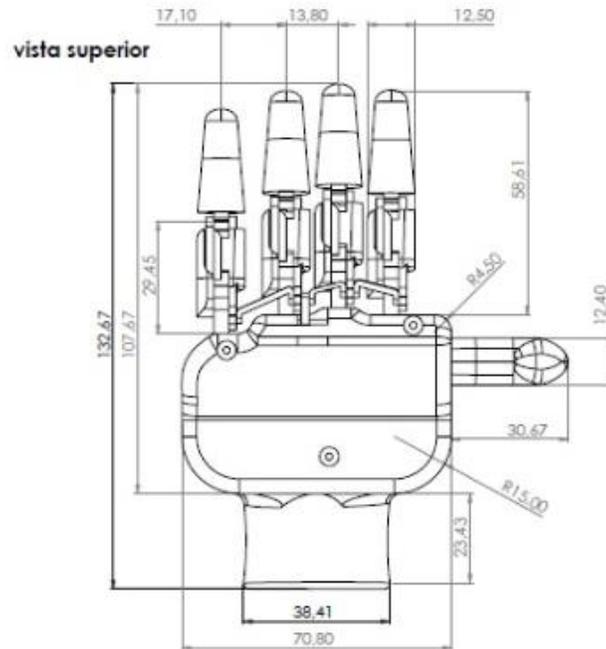


Figura 25. Plano del primer diseño implementado medidas en mm (autoría propia)



Figura 26. Primer diseño implementado impreso en 3D, material PLA (autoria propia).

De acuerdo con las imperfecciones presentada, fue necesario rediseñar este modelo a partir de piezas bases del primer diseño, donde se obtuvo un segundo diseño con mayores dimensiones y modificando piezas mal elaboradas. Para la construcción del miembro protésico fue escogido el segundo diseño basándonos en los resultados obtenidos los cuales mostraron eficiencia con un nivel de bajas correcciones, el cual fueron tenidas en cuenta para darle su respectiva modificación, esto para mitigar de esta manera posibles errores en la integración y diseño de las piezas. Se tuvo como resultado final un excelente diseño impreso en 3D como se puede mostrar a continuación:

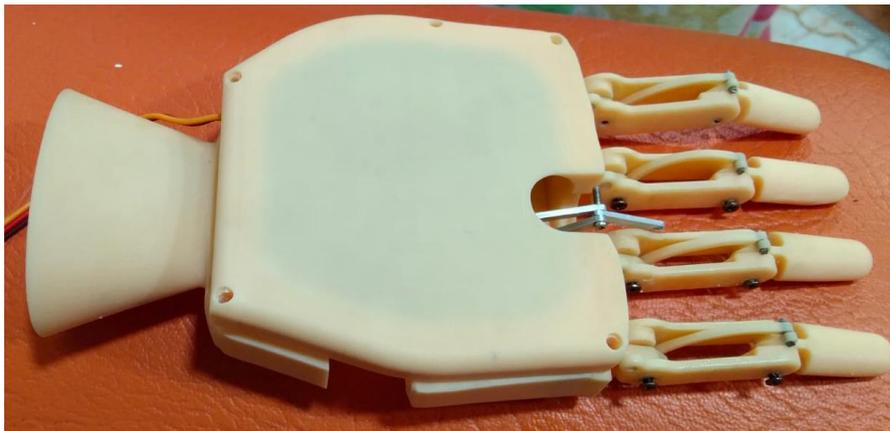


Figura 27. Diseño final impreso en 3D ensamblado (autoría propia).

Para cumplir el segundo objetivo *construir e implementar la prótesis transradial de forma eficiente y adaptable para la paciente*. Se integraron cada una de las piezas el cual puede ser observado en la figura 27. Obteniendo como resultado la construcción del dispositivo, se realizó un estudio investigativo a partir de artículos y trabajos desarrollados sobre prótesis transradial, la forma de adaptar el dispositivo al miembro amputado.

Como resultado de la investigación se definió que la adopción del dispositivo tenía que ser a través de la elaboración de un socket y fabricado por una entidad especializada con conocimiento en este campo.

el socket fue fabricado en el **CENTRO CLÍNICO ORTOTÉCNICA BARRAZA** con las respectivas medidas requeridas, determinadas mediante la elaboración de un molde en yeso sobre el miembro amputado de la paciente ver anexo # 5. El material que se utilizó para la fabricación fue poliuretano, el resultado obtenido se muestra a continuación:



Figura 28. Vista del socket fabricado (autoría propia).

Por ultimo y muy importante se realizó un sistema de control adaptable como se muestra en el diagrama de bloques a través de la señal mioeléctrica captada y emitida por el sensor Myoware para controlar de esta manera el funcionamiento del dispositivo.

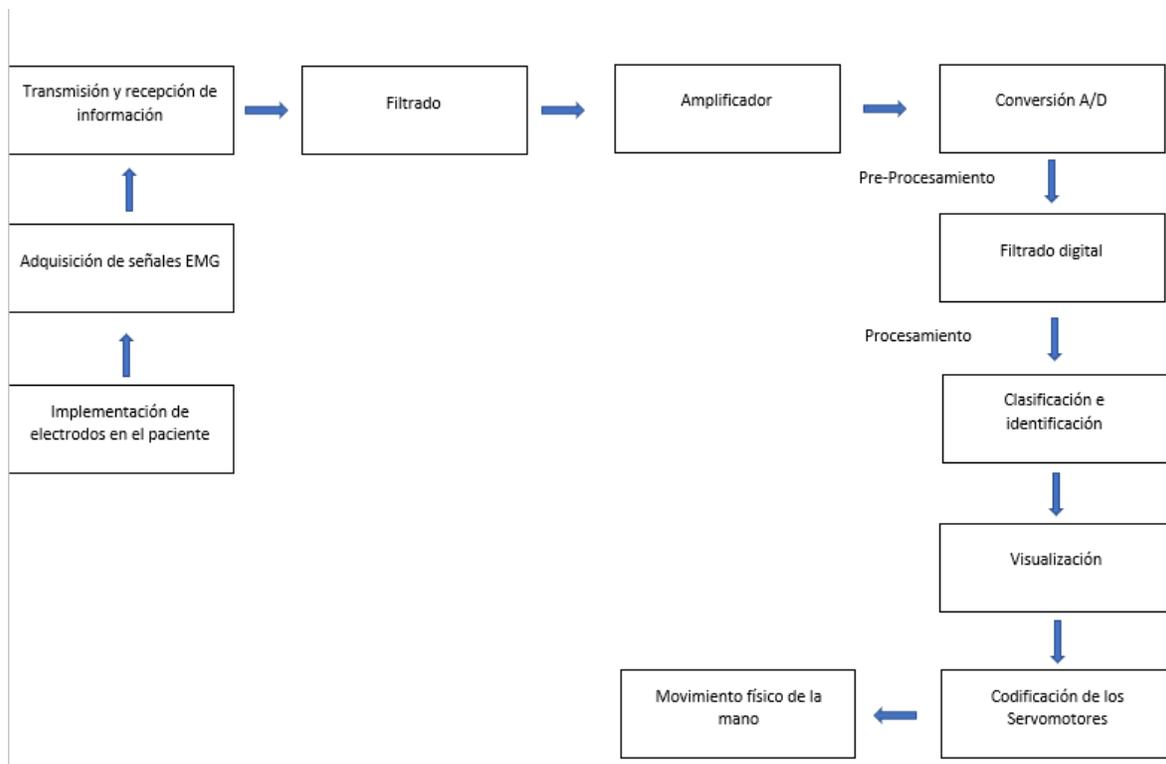


Figura 29. Diagrama de bloque del sistema de control (autoría propia).

En este trabajo se realizó la captación de señales EMG de manera superficial, de tal forma que la adquisición de señales puede ser realizada con un mínimo de riesgo sobre el paciente. Se utilizaron electrodos desechables de cardiografía Ag-AgCl monopolares y la salida de los electrodos se conecta a un bloque de procesamiento analógico constituida por la adquisición y recepción de las señales EMG.

La ubicación de los electrodos es de gran importancia y su mal posicionamiento puede generar resultados no deseados. Por eso se adecuó los electrodos en los músculos que más intervienen en los movimientos de la mano son los del antebrazo. Las señales de salida del sensor Myoware debieron ser amplificadas, por esto se requirió la implementación de un amplificador de instrumentación que ofrecen una excelente exactitud, ganancia diferencial precisa y estable. Este proceso permite aumentar la fidelidad y precisión de las señales EMG adquiridas, de igual forma los amplificadores de instrumentación aportan a la seguridad del usuario inmediatamente después de obtener la señal EMG desde los electrodos.

Después de esta fase se implementó un proceso el cual se considera Preprocesamiento, en el cual se realiza por la conversión y filtrado digital de la señal. El preprocesamiento se realizó a fin de acondicionar las señales EMG digitales y así obtener mejores resultados en la extracción de características. Este proceso se realizó en el software Arduino el cual es una herramienta que se tiene demasiado conocimiento y experiencia, esto lo hace muy fácil de manejar.

Finalmente, para alcanzar el último y tercer objetivo *validar técnica y funcionalmente la prótesis transradial para su evaluación de usabilidad.*, fueron obtenidas unas evidencias objetivas, en el cual los resultados arrojados cumplen los requisitos especificados para el área técnica de funcionamiento del dispositivo. también se realizaron pruebas de funcionamiento para evaluar los comportamientos del sistema de control adaptable para la respectiva funcionabilidad del dispositivo.

6.5.1 ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS POR EL PROTOTIPO

Inicialmente fueron realizadas unas series de pruebas, las cuales fueron:

- **Captación de señal EMG en el miembro amputado**

Las propiedades de las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de factores tales como: El tiempo, la intensidad de la contracción muscular, La distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular. También las propiedades del electrodo y el amplificador, la calidad del contacto entre la piel y el electrodo.

La identidad de una señal EMG real que se origina en el músculo se pierde debido a la mezcla de varias señales de ruido o artefactos. Los atributos de la señal EMG dependen de la estructura interna del sujeto, incluida la formación individual de la piel, la velocidad del flujo sanguíneo, las temperaturas cutáneas medidas, la estructura del tejido (músculo, grasa, etc.), el sitio de medición y más [50]. Estos atributos producen diferentes tipos de señales de ruido que se pueden encontrar dentro de las señales EMG, estos ruidos pueden tener un efecto sobre el resultado de la extracción de características y, por lo tanto, afectar el diagnóstico de las señales EMG.

Por esto la calidad de la señal EMG medida es usualmente descrita por la relación entre la señal EMG medida y las contribuciones de ruido indeseadas. A lo largo del tiempo se han propuesto varios métodos de eliminación de ruido durante la adquisición de la señal EMG, como lo es el método de EMD que actualmente se usa en los elementos electrónicos para la adquisición de este tipo de señales. Durante el procesamiento de la señal, las señales EMG utilizan el EMD para atenuar la actividad de fondo.

EMD es muy eficaz para la reducción de ruido porque es un método no lineal que puede manejar datos no estacionarios. Andrade et al. mostró que el método EMD proporciona mejores resultados para la atenuación de la actividad de fondo EMG (ruido) en comparación con diferentes prototipos de ondas. Para esto se ilustra los datos EMG sin procesar del músculo vasto interno derecho durante la máxima velocidad de marcha; EMD lo descompone en un número finito de funciones de modo intrínseco, que se muestra a continuación [50].

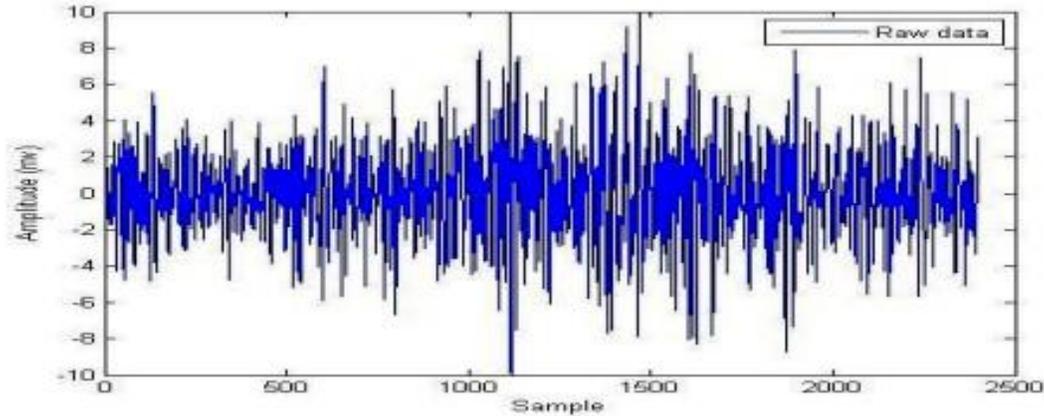


Figura 30. Datos EMG RAW sin procesar del musculo vasto interno derecho (Fuente: disponible en Ncbi.nlm.nih.gov) [50].

El principal inconveniente del método EMD es que es más sensible a la presencia de ruido y tiene un problema de mezcla de modos creando una salida con demasiado ruido. El método EMD también es un proceso que requiere mucho tiempo. Por lo tanto, en la actualidad se utilizan diversos equipos electrónicos para solucionar este inconveniente.

El sensor muscular de Advancer Technologies amplifica y procesa la compleja actividad eléctrica de un músculo y la convierte en una señal análoga simple que puede ser fácilmente leída por cualquier microcontrolador con un convertidor análogo-a-digital (ADC). A medida que el músculo se flexa, aumenta el voltaje de salida del sensor. La relación exacta entre el voltaje de salida y la actividad muscular puede ser ajustado usando un potenciómetro conectado al sensor, en este caso utilizamos un amplificador (módulo Ad620), en el cual incluye dos potenciómetros para amplificar y rectificar mejor la señal de salida del sensor Myoware, a continuación, se presenta su respectivo diagrama de bloque mostrando su funcionamiento.

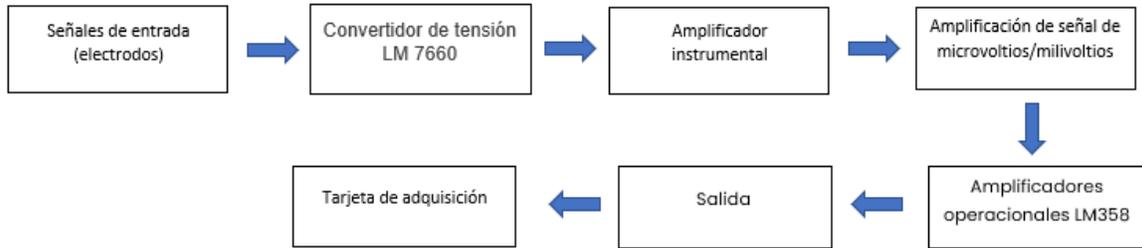


Figura 31. Diagrama sobre el funcionamiento del módulo Ad620 (autoría propia).

Este módulo amplificador de señal de voltaje está diseñado para amplificación de señal de microvoltios/milivoltios con rango de ganancia de 1,5-1000. Está equipado con chip amplificador de instrumentos AD620, un LM 7660 el cual es un módulo convertidor de tensión positiva a negativa, también se encarga de la alimentación negativa de 1.5-10V y un LM358 el cual es un amplificador operacional independientes de alta ganancia con compensación de frecuencia interna, diseñado específicamente para operar mediante una única fuente de alimentación en un amplio rango de voltaje.

La señal mioeléctrica fue captada de forma no invasiva por medio de los electrodos y del sensor muscular MyoWare de Advancer Technologies modelo SEN-13723, ubicando estos en el musculo Extensor Carpi Radialis longus del antebrazo. Después se tomó la señal de salida producida por el sensor y fue enviada al microcontrolador Arduino nano y luego desarrollamos un algoritmo en la IDE del software Arduino que nos permitió procesar la señal para poder controlar la prótesis y generar los movimientos en los dos actuadores y regular la fuerza de sujeción según la lógica de programación que se desarrolló.

En esta prueba obtuvimos resultados, en el cual pudimos observar que la señal captada por medio del sensor MyoWare con picos mínimos y máximos, correspondientes a un rango que variaba entre los 200 y 400 microvoltio.

Observamos que la señal era bastante baja, por esta razón se analizó la importancia de hacer uso de un amplificador de señal.

Donde se hizo uso del módulo Ad620 (amplificador de instrumentación de señal), el cual nos permitió obtener una mayor señal en comparación a la señal obtenida sin el uso del amplificador, la señal obtenida haciendo uso del amplificador se encontraban dentro de un rango de 400 a 800 microvoltios. En la figura 32, se puede observar los resultados de prueba que fueron obtenidos sin hacer uso del amplificador.

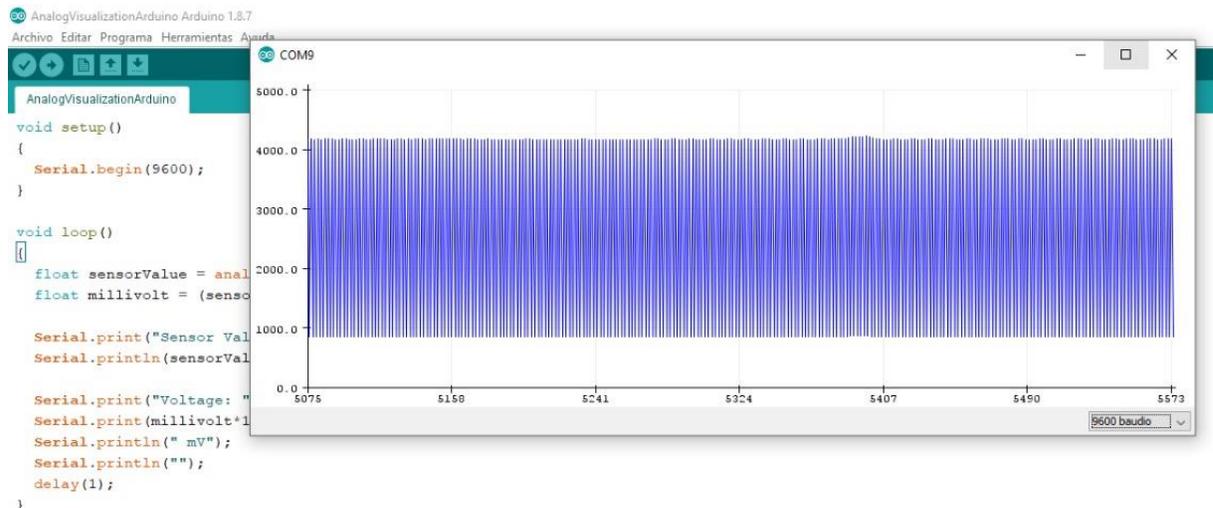


Figura 32. Resultados obtenidos en la captación de la señal EMG sin uso del amplificador (autoría propia).

En la figura 33 se muestra La señal de salida del amplificador de instrumentación AD620. Se nota que existen variaciones en los picos máximos - mínimos de la señal de salida procesada, rectificadora y amplificada.



Figura 33. Resultados de la señal EMG Envolvente implementado el amplificador (autoría propia).

- **Funcionamiento de apertura y cierre del prototipo controlado sin uso de las señales EMG**

Se realizó esta prueba con la finalidad de analizar y comprobar el funcionamiento de (apertura-cierre) del prototipo, para analizar que obstrucciones podían afectar dicho funcionamiento.

Se obtuvieron resultados de un 85 - 90%, porque ciertas piezas de los falanges proximales y distales presentaban problemas para hacer la apertura de una manera sincronizada. En la figura 34 se puede observar claramente el movimiento de cierre del dispositivo con un bajo porcentaje de obstrucción para realizar el movimiento.

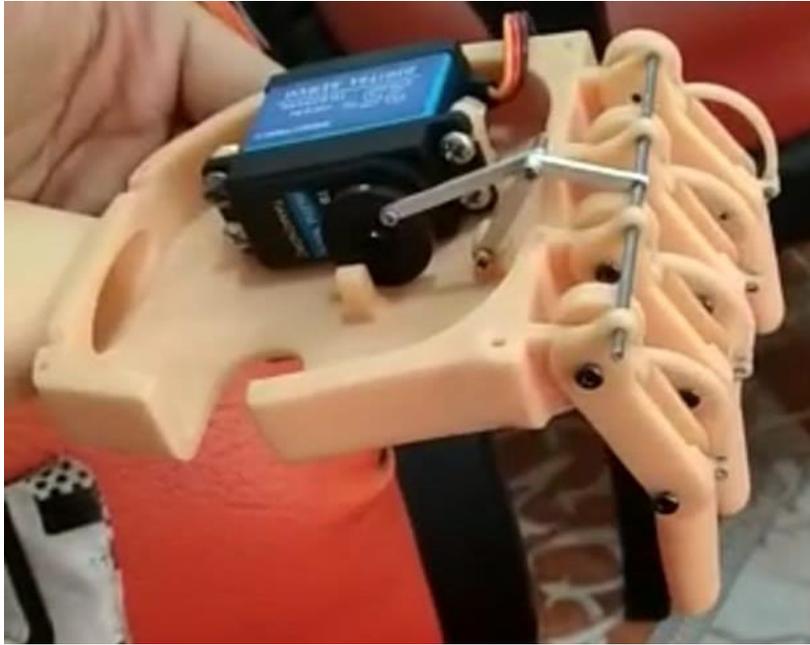


Figura 34. Dispositivo impreso en 3D, análisis de prueba sobre posibles obstrucciones que afectaran la apertura y cierre (autoría propia).

Las obstrucciones presentadas en el análisis de prueba, fueron:

La fricción: Se presentó en la unión de las falanges proximales en la parte derecha e izquierda, porque había mucho par de apriete en los tornillos de fijación. De igual forma se presentó entre la unión de los falange distales y proximales.

Altos niveles de par de apriete entre la unión de las piezas: Se generó a causa de aplicar demasiada fuerza en la unión de los tornillos y las piezas.

Entrenamiento:

Durante el proceso de adaptación, la persona aprende a funcionar con una prótesis. El proceso comporta varias citas para lograr niveles aceptables de comodidad y estabilidad.

Para los pacientes con prótesis de miembro superior, una vez lograda la comodidad y la estabilidad, el protésico ajusta las articulaciones y los apéndices para maximizar la funcionalidad. La rehabilitación con un terapeuta ocupacional o

un fisioterapeuta consiste en ejercicios específicos diseñados para fortalecer los músculos del muñón y mantener su flexibilidad, así como en enseñar a la persona a utilizar la prótesis para las actividades diarias.

Para la aplicación de los ejercicios, se recomiendan las prácticas diarias, las sesiones individuales, además de las sesiones en grupo. También se aconseja trabajar en estrecha colaboración con el personal técnico protésico, a fin de hacer, preferentemente todos los días, una evaluación conjunta del progreso del paciente y analizar las causas de los defectos comprobados en la marcha [51].

La rehabilitación consiste en ejercicios de preparación física general y ejercicios para estirar las articulaciones del hombro y del codo y fortalecer la musculatura del brazo. También pueden ser convenientes los ejercicios de resistencia. El programa de ejercicio específico prescrito depende de si la amputación afecta a uno o a ambos brazos, y de la parte de brazo que ha sido amputada. La persona con la amputación deberá aprender cómo desenvolverse en sus actividades cotidianas utilizando la prótesis y los dispositivos adaptados, o bien ayudándose de otras partes del cuerpo (como, por ejemplo, la boca y los pies) [51].

Si la prótesis permanente se elabora antes de la completa reducción del muñón, habrá que ajustarla posteriormente para que resulte cómoda y permita a la persona afectada caminar bien. La prótesis definitiva suele prepararse algunas semanas después de la amputación para dar tiempo a que se complete la reducción del muñón [51].

Al empezar a usar una prótesis, la persona afectada debe ser instruida en algunas cuestiones básicas para su uso:

- Cómo ponérsela
- Cómo quitársela
- Cómo caminar con ella
- Qué cuidados hay que proporcionar a la prótesis y a la piel del muñón

6.5.2 ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS POR EL DISPOSITIVO FINAL

Las pruebas que fueron realizadas finalmente por el dispositivo se basaron en el control del dispositivo por medio la señal EMG, para la apertura y cierre de este.

De acuerdo con a los resultados obtenidos, se comprobó que el dispositivo es funcional con su respectivo control mioeléctrico basándonos en las pruebas realizadas a la paciente con amputación congénita. Sugiriendo ajustes en el mecanismo y en el material utilizó para su fabricación para mejorar su funcionamiento.

En la figura 35 – 36 se puede observar claramente que el socket no fue utilizado para las pruebas realizadas con la paciente. Debido a que el socket se le quedo porque este fue fabricado previamente, cuando se construyó el primer diseño implementado. Por esta razón cuando fue construido el segundo diseño observado en las figuras antes mencionadas el socket no podía ser utilizado ya que las dimensiones del miembro amputado se habían incrementado. Ante esto se debe volver a fabricar el socket para ser integrado a la prótesis.



Figura 35. Prueba de apertura con la señal EMG de la paciente (autoría propia).



Figura 36. Prueba cierre con la señal EMG de la paciente (autoría propia).

6.6 MANUAL DE USUARIO

El presente documento cuenta con un archivo externo donde se pretende mostrar al usuario el funcionamiento del dispositivo, en él está plasmado las recomendaciones específicas, el uso adecuado al momento de usar el dispositivo, las precauciones que se deben tener, cómo funciona el dispositivo y la forma como este está conformado.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Se concluyo que el dispositivo satisface el objetivo general y los objetivos específicos de este proyecto, para diseñar la prótesis transradial se tomaron las medidas antropométricas de la paciente, tomando como base al miembro no amputado de la paciente, se logró realizar un primer diseño en el software CAD SolidWorks logrando mantener las medidas antropométricas dentro de un tamaño deseado y no muy lejano con respecto a las medidas antropométricas tomadas correspondiente para cada pieza. A su vez también se logró realizar la simulación de los movimientos de apertura y cierre que debía realizar el dispositivo final.

La construcción e implementación de la prótesis se realizó en base al primer diseño, en el cual fue necesario realizar ciertas ampliaciones en las medidas establecidas para el primer diseño, ya que fue necesario utilizar un servo motor de más potencia con mayores dimensiones. A consecuencia de esto se logró rediseñar y obtener un segundo diseño con dimensiones más amplias en cada una de las piezas que conforman el dispositivo final. Para construir la prótesis se utilizó la tecnología de

impresión 3D, el material RESINA ANYCUBIC UV y la integración de cada una de las piezas las cuales fueron fijadas mediante tornillos milimétricos roscados.

El funcionamiento y la validación técnica para su usabilidad fue realizado y validado mediante pruebas de evaluación y control de funcionamiento del dispositivo. La paciente logro controlar la prótesis para la apertura y cierre, mediante el sistema de control mioeléctrica implementado, aunque es necesario realizar aun ciertos ajustes.

Sugerimos en caso de que algún grupo estudiantil de la Universidad Autónoma del Caribe, quiera continuar o trabajar sobre este proyecto utilizar específicamente otro tipo de material diferente al que se ha usado en los eslabones para que así obtenga el desarrollo optimo del dispositivo y cumpla cabalmente el 100%.su funcionabilidad. Este material debe ser resistente con baja densidad y muy ligero como, por ejemplo: el aluminio, titanio y fibra de carbono (entre otros). Por otra parte, también es recomendable estudiar la posibilidad de usar otro tipo de tecnología aparte de la impresión 3D del dispositivo de acuerdo con el material que se pretende utilizar.

Entre las principales aportaciones del trabajo se puede mencionar la disminución del peso del prototipo comparado con otras propuestas; la cual fue posible manteniendo el mínimo número de actuadores presentes, el material para su fabricación y logrando colocar externamente otros equipos electrónicos importantes para el control y funcionamiento.

LIMITACIONES

La geometría de la mano de la mano humana está bien definida dentro de cada individuo. La mano humana tiene una gran cantidad de músculos y articulaciones en comparación con lo que es posible hacer en la mano protésica debido a los requisitos técnicos. Dado que las condiciones con los que las personas interactúan están diseñadas para ser utilizados por la mano humana. existen limitaciones en

cuanto a lo que se puede realizar con la prótesis. Esto lleva a ciertas simplificaciones, ya que la mano protésica debe parecerse lo más posible a la mano humana, pero en este proyecto todavía no puede ser tan avanzado gracias a que la paciente no cuenta con ninguna experiencia previa con el funcionamiento de una prótesis de mano.

El resultado fue que la prótesis de mano se diseñó con el mismo número de dedos y articulaciones de los dedos que la mano humana, pero tendrá un grado de libertad limitado para cada segmento de dedo en comparación con la mano humana (metacarpianos). Esto lleva a una capacidad de uso limitada que se corresponde muy bien a la cantidad limitada de control que permite el sistema de señales mioeléctricas.

Tras las pruebas realizadas con el último prototipo impreso, se llegaron a evidenciar ciertas limitaciones en la parte del diseño mecánico de la prótesis. Antes de exponerlas, hay que mencionar que, ante la imposibilidad de realizar el prototipo fabricado con un mejor material mediante impresión, todas las limitaciones se han formulado con respecto a las pruebas realizadas con el prototipo fabricado con la impresora ANYCUBIC PHOTON MONO, pudiéndose obtener un resultado diferente si se tuviera la capacidad de imprimir el diseño más avanzado también desarrollado en este proyecto.

Una vez se han realizado las pruebas pertinentes con el prototipo protésico, se ha visto que, comparándolo con la mano humana de la paciente, las dimensiones de la prótesis son más grandes que las dimensiones de la mano humana, esto es gracias a que los primeros servomotores (MG90S) implementados en la prótesis no tenían la suficiente fuerza para mover el mecanismo Biela manivela para mover los dedos desde el índice hasta el meñique. Por ende, se tuvo que implementar un servomotor más grande (servo 25kg TD-8395MG) con la capacidad de mover este mecanismo y en consecuencia aumentar las dimensiones de la mano protésica gracias a que en el mercado no se pudo encontrar un servomotor con menores dimensiones. Con el anexo # 1 se puede evidenciar las dimensiones y características del servomotor.

Con respecto a la implementación del adaptador brazo-mano, como se ha comentado anteriormente, es muy importante que se acople bien a la amputación, ya que se va a utilizar durante muchas horas tanto para pruebas como para la vida cotidiana de la paciente. Además, hay amputaciones que dejan la zona del muñón muy sensible. Teniendo esto en cuenta, se requiere la implementación de un socket para la adaptación brazo-mano. Debido al tiempo prolongado del desarrollo de este proyecto el socket que se implementó ya no es adecuado para la paciente, gracias a que en este tiempo la paciente ha tenido incrementos en la dimensión del miembro amputado.

Se dimensiona como limitación en este proyecto que el constante crecimiento del miembro amputado requiere un seguimiento y un cambio paulatino del Socket, debido a la prolongación del mismo y lo pactado dentro del esquema de presupuesto, imposibilita la adquisición del elemento necesitado, sin embargo, se plantea esta observación para tener en cuenta en proyectos futuros lo anterior dentro del presupuesto, con el fin de lograr una gestión impecable y mayor impacto según los objetivos planteados.

BIBLIOGRAFÍA

[1] R. Christopher, A. Velázquez Sánchez, E. Lugo González and R. Tapia Herrera, "Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior", *Redalyc.org*, 2011. [Online]

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=77621587007>.

[2] G. García Marín, "Prótesis Mioeléctricas", *Es.slideshare.net*, 2014. [Online].
Disponible en: <https://es.slideshare.net/LupitaGarcia14/prtesis-mioelctricas-36645806>.

[3] D. Lopesino Rivera, *Oa.upm.es*, 2018. [Online].

Disponible en: http://oa.upm.es/50450/1/TFG_DANIEL_LOPESINO_RIVERA.pdf.

[4] G. Galvis Giraldo, L. García Arias and V. Jaramillo Pineda, "Staff View: Diseño de una prótesis mioeléctrica de miembro superior de código abierto", *Metarevistas.org*, 2015. [Online].

Disponible en:
<https://www.metarevistas.org/Record/oai:ojs.revistas.eia.edu.co:articleojs-844/Details>.

[5] P. Hurtado Manzanera, D. Luviano Cruz, L. Vidal Portilla and L. García Villalba, "Vista de Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica", *Fesc.edu.co*, 2018. [Online].

Disponible en:
<https://www.fesc.edu.co/Revistas/OJS/index.php/mundofesc/article/view/248/378>.

[6] M. Andrade Maquilón and N. Paz Ruíz, "Prótesis Transfemoral Electromecánica, Controlada a Base de Señales Mioeléctricas", *Csifesvr.uan.edu.co*, 2011. [Online]. Available: <http://csifesvr.uan.edu.co/index.php/ingeuan/article/view/7>.

[7] S. Gallego Quintero, "Control mioeléctrico para prototipo de prótesis de miembro superior a partir de la lectura de sensores del dispositivo portable MyoArmband", *Bibliotecadigital.usb.edu.co*, 2019. [Online].

Disponible en:
<http://bibliotecadigital.usb.edu.co:8080/handle/10819/7029?mode=full>.

[8] G. Barrios Sierra, "Egresado de FIME diseñó prototipo de mano mioeléctrica – Universo – Sistema de noticias de la UV", *Uv.mx*, 2018. [Online]. Disponible en: <https://www.uv.mx/prensa/ciencia/egresado-de-fime-diseno-prototipo-de-mano-mioelectrica/>.

[9] "art01-2d", *Revista.unam.mx*. [Online].

Disponible en: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-2d.htm>.

[10] V. Rodríguez González, "Mejoras en una prótesis mioeléctrica de mano para su uso en rehabilitación", Uvadoc.uva.es, 2016. [Online]. Disponible en: <http://uvadoc.uva.es/handle/10324/20955>.

[11] P. Ríos Murillo, I. Flores Luna and A. Juárez Mendoza, Revista.unam.mx, 2005. [Online]. Disponible en: http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf.

[12] U. Gordillo Zapana, R. Condori Apaza, A. Cárdenas Rivera, N. Orihuela Ordoñez and G. Quispe Apaza, "Diseño e Implementación de una Prótesis Mioeléctrica de Miembro Super...", Es.slideshare.net, 2013. [Online]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/reneecapaza/diseo-e-implementacin-de-una-prtesis-mioelctrica-de-miembro-superior-abiunsa>.

[13] E. Navarrete Hernández, S. Canún Serrano, A. Reyes Pablo, M. Sierra Romero and J. Valdés Hernández, "Prevalencia de malformaciones congénitas registradas en el certificado de nacimiento y de muerte fetal: México, 2009-2010", Scielo.org.mx, 2020. [Online]. Disponible en: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1665-11462013000600011.

[14] "Deficiencias congénitas de extremidades y amputaciones en la infancia - Amputee Coalition", Amputee Coalition, 2016. [Online]. Disponible en: <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-congenital-limb-part-1/>.

[15] Binasss.sa.cr, 2020. [Online]. Disponible en: <https://www.binasss.sa.cr/bibliotecas/bhp/cupula/v31n2/art02.pdf>.

[16] V. Vélez Castro and J. Walteros Reyes, "órganos y miembros artificiales", Es.slideshare.net, 2018. [Online]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/ValentinaVlezCastro/rganos-y-miembros-artificiales#:~:text=Un%20miembro%20artificial%20o%20mejor,que%20falta%20por%20diversas%20razones.&text=Pero%20existen%20varios%20otros%20tipos,que%20otras%20cumplen%20funciones%20est%C3%A9ticas>.

[17] R. Ruiz Rubio, Encuentros.uma.es. [Online]. Disponible en: [http://www.encuentros.uma.es/encuentros53/aplicaciones.html#:~:text=Las%20se%C3%B1ales%20electromiogr%C3%A1ficas%20\(EMG\)%20son,proceso%20de%20contracci%C3%B3n%20y%20relajaci%C3%B3n.&text=Un%20interfaz%20de%20este%20tipo,la%20contracci%C3%B3n%20de%20determinados%20m%C3%BAsculos](http://www.encuentros.uma.es/encuentros53/aplicaciones.html#:~:text=Las%20se%C3%B1ales%20electromiogr%C3%A1ficas%20(EMG)%20son,proceso%20de%20contracci%C3%B3n%20y%20relajaci%C3%B3n.&text=Un%20interfaz%20de%20este%20tipo,la%20contracci%C3%B3n%20de%20determinados%20m%C3%BAsculos).

[18] C. Sánchez R., J. Loaiza B. and C. Cortés R., "Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano", Scielo.org.co. [Online].

Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S012056092006000300001&script=sci_abstract&lng=es.

[19] L. Sarmiento Vela, J. Jairo Páez and J. Sarmiento, Revistas.pedagogica.edu.co, 2009. [Online].

Disponible en: <https://revistas.pedagogica.edu.co/index.php/TED/article/download/447/444/>.

[20]"Defecto congénito (defecto de nacimiento) | NHGRI", Genome.gov. [Online]. Disponible en: <https://www.genome.gov/es/genetics-glossary/Defecto-congenito#:~:text=Un%20defecto%20cong%C3%A9nito%20es%20una,una%20combinaci%C3%B3n%20de%20ambos%20factores>.

[21]C. González, "ANATOMÍA DE LA MANO", Elportaldelasalud.com, 2007. [Online]. Disponible en : <https://www.elportaldelasalud.com/anatomia-de-la-mano/>.

[22] [Online].

Disponible en: <https://www.riesgozero.info/areas-de-especialidad/ergonomia-y-psicosociologia/carga-fisica-del-trabajo/movimientos-con-herramientas-manuales/>.

[23]"Sensor muscular MyoWare", Zambeca.cl. [Online]. Disponible en: https://www.zambeca.cl/tiendaOficial/index.php?route=product/product&product_id

<https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=anatomyofthehand-85-P04195>.

[36] "Movimientos de la mano", Ortopediaymano.blogspot.com, 2014. [Online]. Disponible en : <http://ortopediaymano.blogspot.com/2014/03/movimientos-de-la-mano.html>.

[37] "Kit de ElectrodoS EMG Convidien de Superficie para Sensor Muscular - ColdFire Electrónica - Todo para Sistemas Embebidos, Arduino, Microcontroladores, Electrónica, Sensores, Libros Técnicos, Seminarios, Cursos.", Coldfire-electronica.com. [Online]. Disponible en : <https://coldfire-electronica.com/esp/item/249/kit-de-electrodos-emg-convidien-de-superficie-para-sensor-muscular>.

[38] Cdigital.uv.mx. [Online]. Disponible en: <https://cdigital.uv.mx/bitstream/handle/123456789/47263/BastianChimallvan.pdf?sequence=3>.

[39] "Sensor muscular MyoWare", Zambeca.cl. [Online]. Disponible en: https://www.zambeca.cl/tiendaOficial/index.php?route=product/product&product_id=1223.

[40] D. De la cruz, "▷ PLA vs ABS. La comparativa definitiva 2020 - Bitfab", Bitfab, 2020. [Online]. Disponible en: <https://bitfab.io/es/blog/pla-vs-abs/>.

[41] Contratacion.sena.edu.co. nd [en línea] Disponible en: http://contratacion.sena.edu.co/_file/solicitudes/49657_3.pdf

[42] Inovamarket.com. nd [en línea] Disponible en: <https://www.inovamarket.com/wp-content/uploads/2021/05/anycubic-impresoraresina-impresion3d-PhotonMono-inovamarket-xmarket.pdf>

[43] "SOLIDWORKS - Qué es y para qué sirve", SolidBI. [Online]. Disponible en: <https://solid-bi.es/solidworks/>.

[44] "Solid Work - EcuRed", Ecured.cu. [Online]. Disponible en: <https://www.ecured.cu/SolidWork#:~:text=SolidWorks%20es%20un%20sistema%20conducido,de%20piezas%2C%20ensamblajes%20y%20dibujos.>

[45] n.d. [online] Disponible en: <https://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/62/TESISvladimir.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

[46] Disponible en: <http://tesis.ipn.mx/handle/123456789/20667>

[47] Google.com. n.d. [online] Disponible en: https://www.google.com/url?sa=t&source=web&rct=j&url=http://eprints.rclis.org/33571/1/Libro-impression3D-unipe.pdf&ved=2ahUKEwjZ397R5rnzAhW6ZzABHWVVOBrYQFnoECAUQAQ&usq=A0vVaw2waOp5V2Z4fP62eq-SOhw_>

[48] MECANISMOS. nd 1.5 Criterio de Grübler y sus excepciones. . [online] Disponible en: <https://learntronic.wordpress.com/2020/10/05/1-5-criterio-de-gruebler-y-sus-excepciones/>

[49] Docplayer.es. nd Actualidad y Tendencia de las Prótesis de Miembro Superior - Descarga gratuita de PDF. [online] Disponible en: <https://docplayer.es/4277224-Actualidad-y-tendencia-de-las-protesis-de-miembro-superior.html>

[50] Ncbi.nlm.nih.gov. [Online]. Disponible en : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3821366/pdf/sensors-13-12431.pdf>.

[51] Anmm.org.mx. [Online]. Disponible en e: https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/Rehabilitacion.pdf.

[52] Cdn.sparkfun.com. [Online]. Disponible en : <http://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>.

[53] "Arduino Nano V3.0 FT232 | VISTRONICA SAS", VISTRONICA S.A.S. [Online]. Disponible en : <https://www.vistronica.com/board-de-desarrollo/arduino/board/arduino-nano-v3-0-ft232->

detail.html?gclid=CjwKCAiAv_KMBhAzEiwAs-rX1M-pjPb_1zPeBTMszhfGOAjKdVmnR_ytrJ8AznWQFotUOIO_kQZwBxoCEPwQAvD_BwE.

[54] "Arduino Nano V3.0", Twinschip.com. [Online]. Disponible en : https://www.twinschip.com/Arduino_Nano_V3.0.

[55] Cdn-3d.niceshops.com. [Online]. Disponible en : https://cdn-3d.niceshops.com/upload/file/ANYCUBIC_Photon_Mono_X-English-V0.0.3-komprimiert.pdf.

ANEXO # 1



Figura 37. Vista horizontal con la Integración de las piezas que conforman los índice-meñique-pulgar (autoría propia).

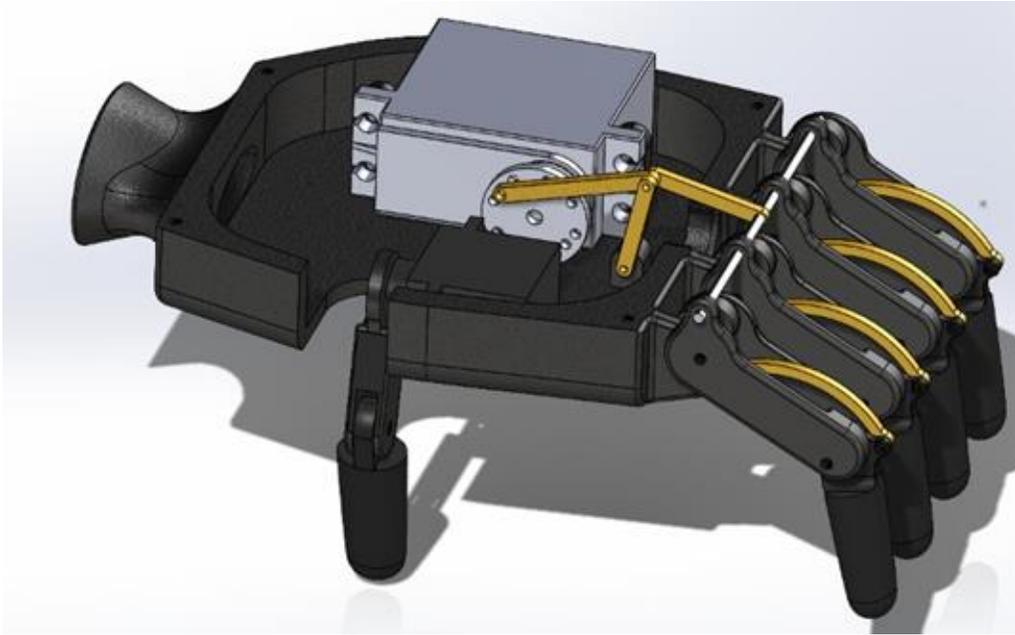


Figura 38. Vista con la Integración de todas las piezas de la prótesis (autoría propia).

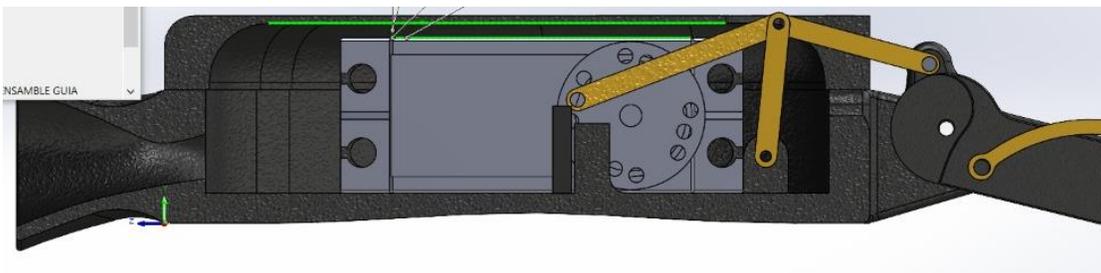


Figura 39. Vista del mecanismo de los 4 dedos (autoría propia).

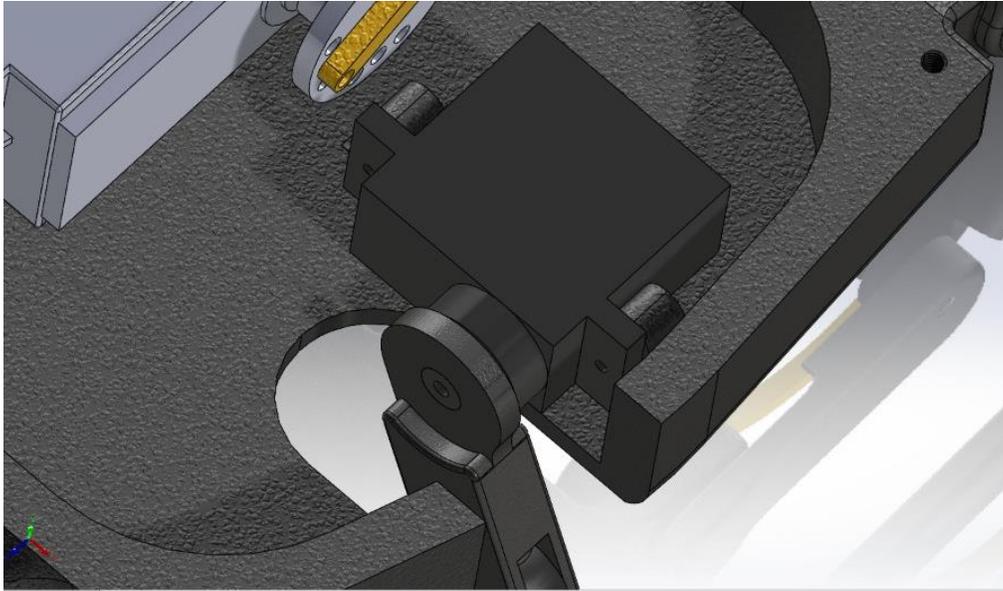


Figura 40. Vista del mecanismo del dedo pulgar (autoría propia).

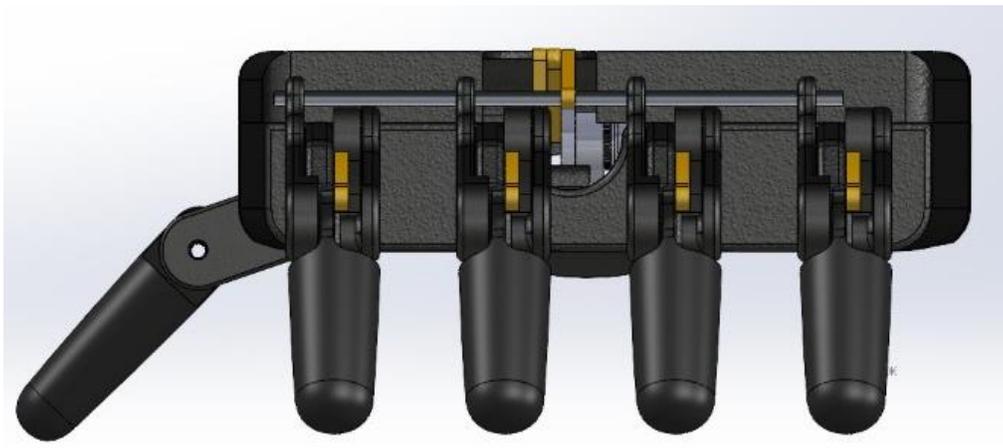


Figura 41. Vista con la Integración de todas las piezas de la prótesis (autoría propia).



Figura 42. Prototipo final de la prótesis transradial de mano (autoría propia).

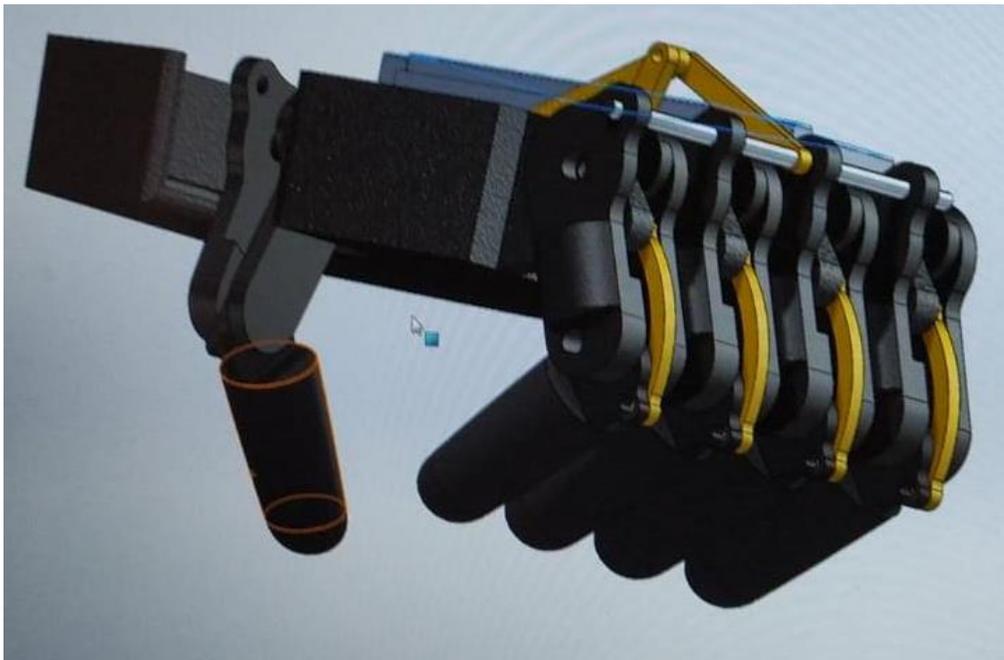


Figura 43. Vista del prototipo final mano cerrada (autoría propia).

ANEXO # 2

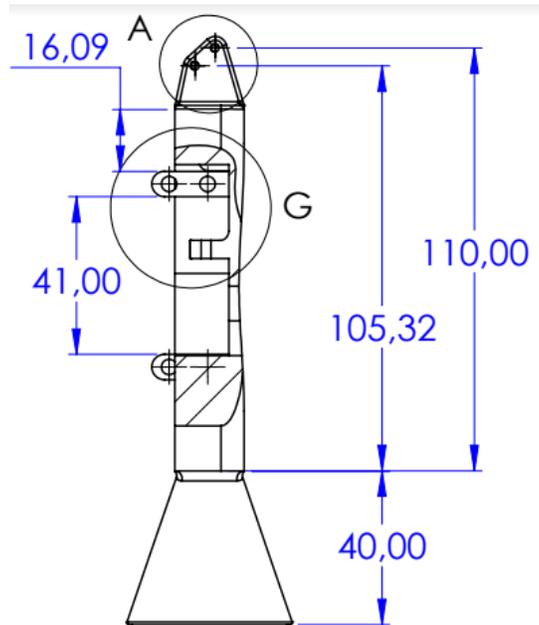


Figura 44. Dimensiones finales del dispositivo encapsulado vista vertical en mm (autoría propia).

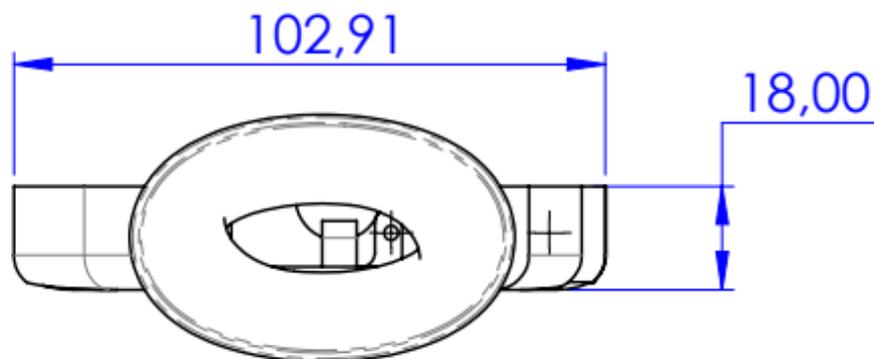


Figura 45. Dimensiones finales del dispositivo encapsulado vista trasera en mm (autoría propia).

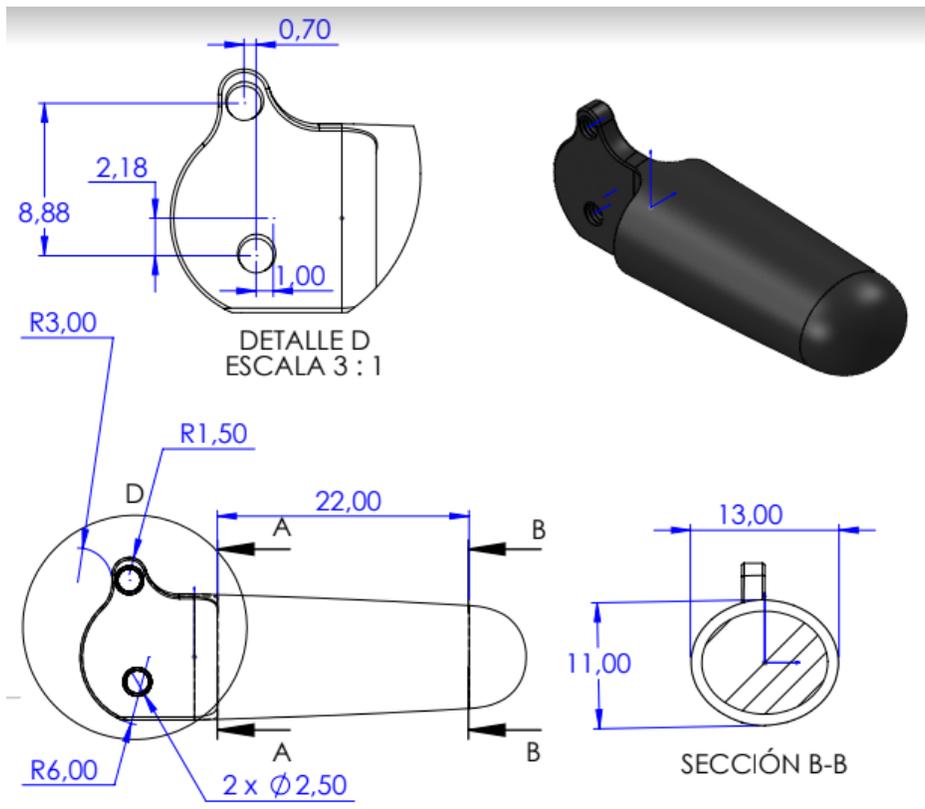


Figura 46. Falange superior medidas y encapsulado en mm (autoría propia).

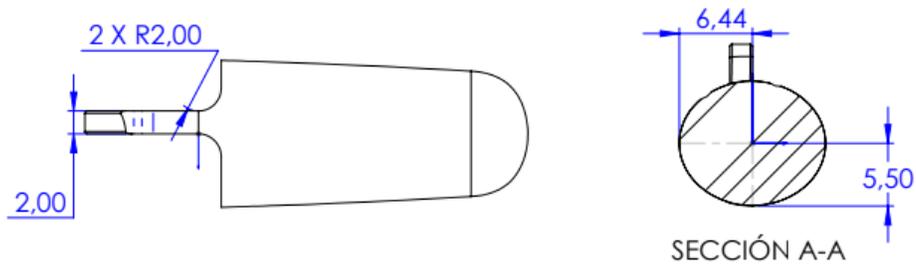


Figura 47. Falange superior vista horizontal medidas en mm (autoría propia).

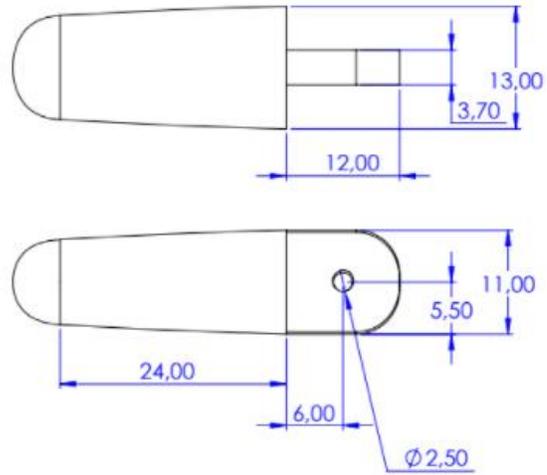


Figura 48. Falange superior dedo pulgar medidas y encapsulado en mm (autoría propia).

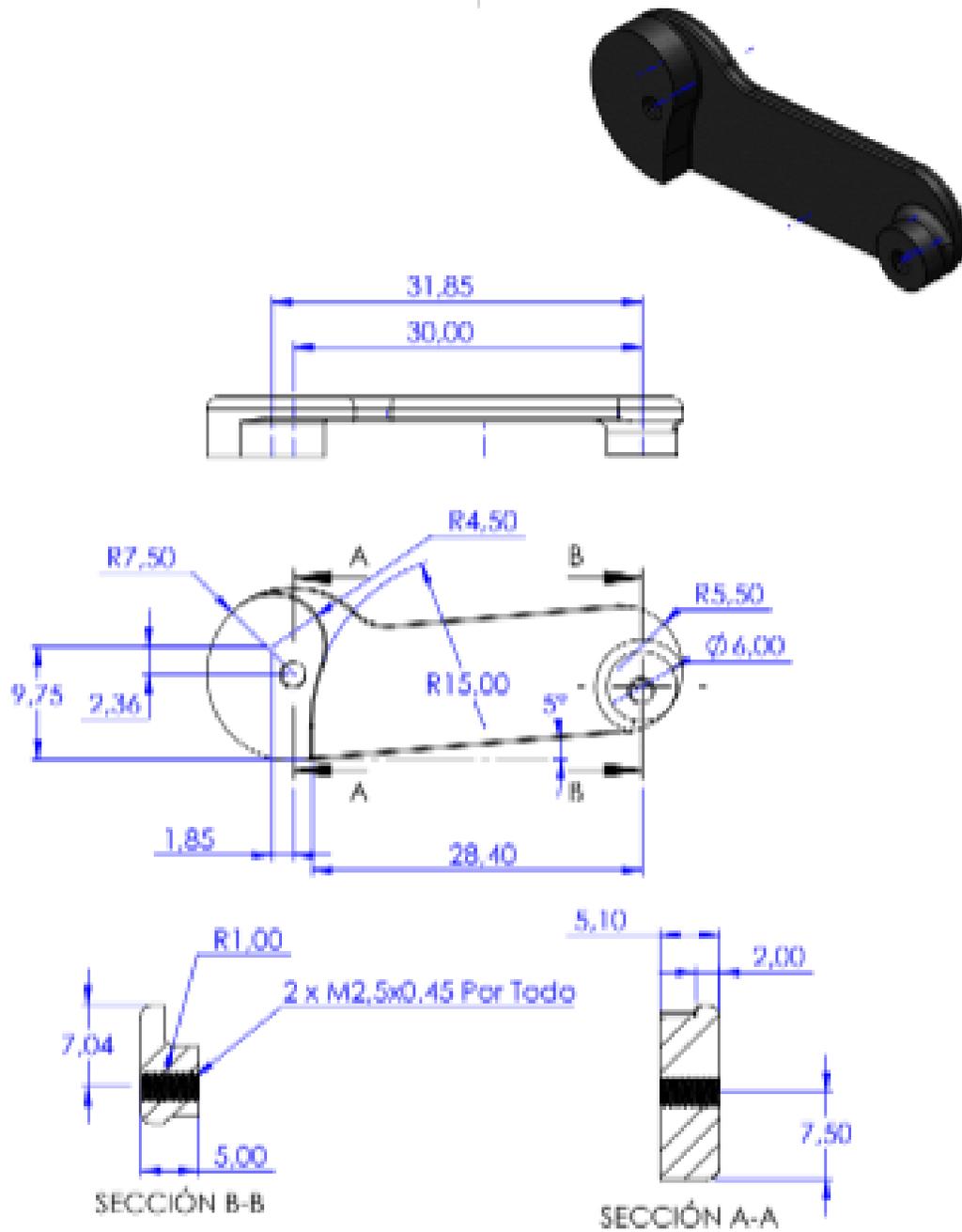


Figura 49. Falange proximal lado izquierdo medidas y encapsulado con vista horizontal – vertical en mm (autoría propia).

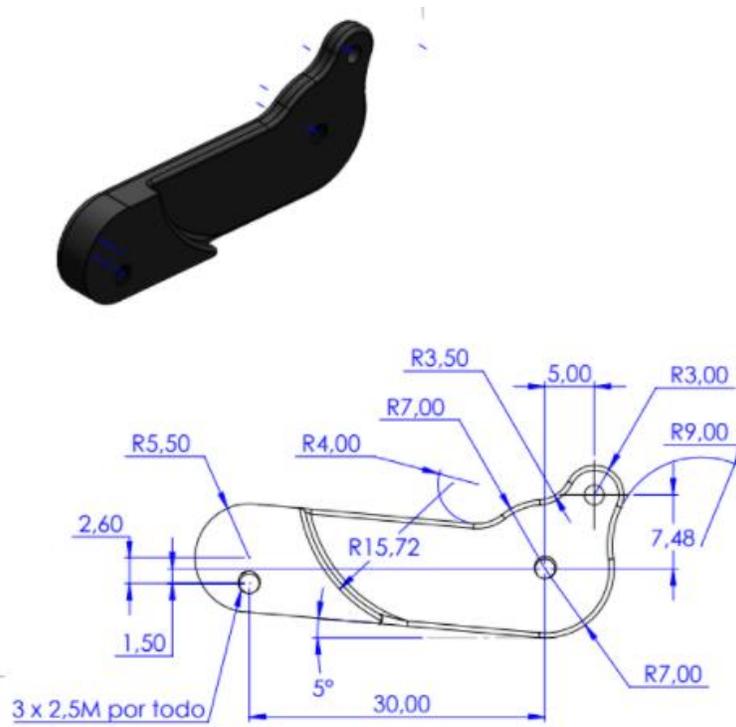


Figura 50. Falange proximal lado derecho medidas y encapsulado en mm (autoría propia).

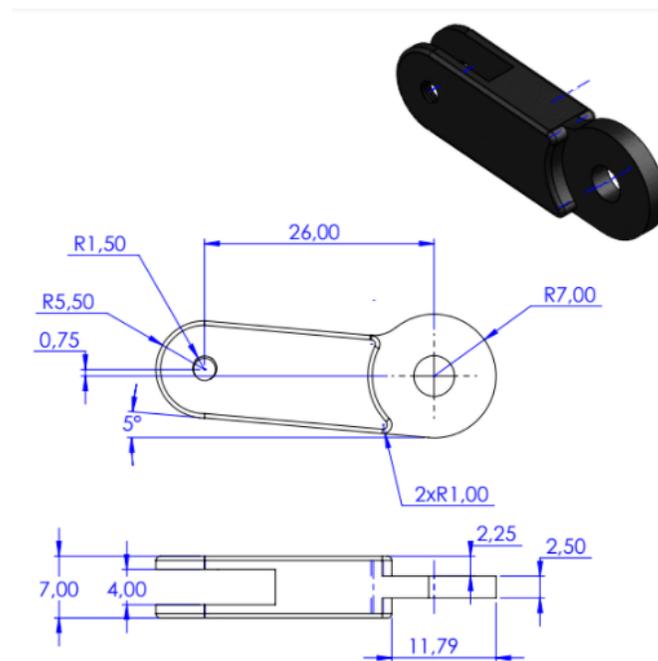


Figura 51. Falange proximal dedo pulgar medidas y encapsulado en mm (autoría propia).

ANEXO # 3

- Dimensiones

Dimensions

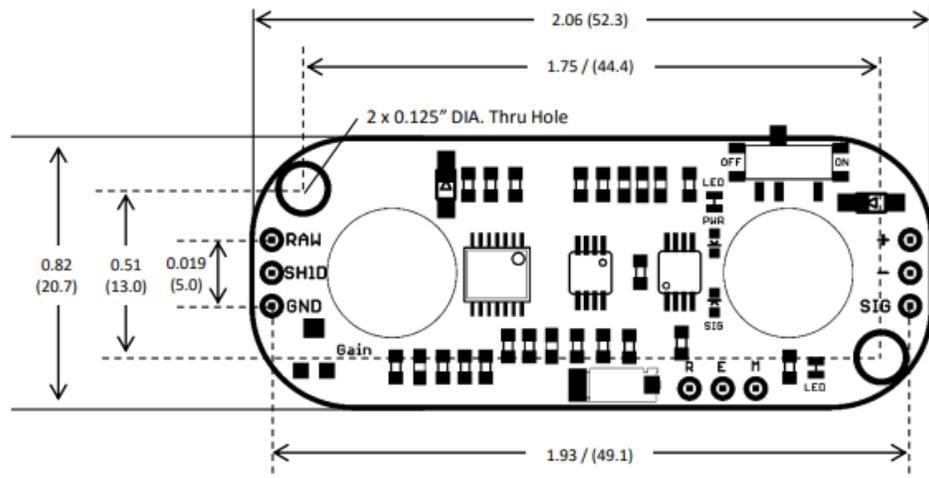


Figura 52. Dimensiones del sensor Myoware en pulgadas y mm (fuente: disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].

- **Especificaciones generales**

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 Raw EMG (centered about +Vs/2)	0V 0V	-- --	+Vs +Vs
Input Impedance	--	110 G Ω	--
Supply Current	--	9 mA	14 mA
Common Mode Rejection Ratio (CMRR)	--	110	--
Input Bias	--	1 pA	--

Figura 53. Especificaciones generales del sensor Myoware (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].

- **Datasheet**

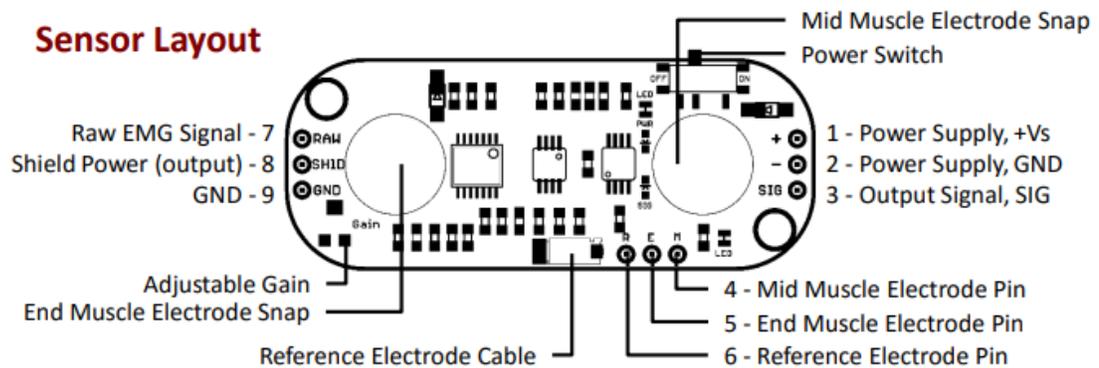


Figura 54. Datasheet del sensor Myoware especificaciones de cada punto de conexión (fuente disponible en: Cdn.sparkfun.com.) [52].

ANEXO # 4

- Datasheet

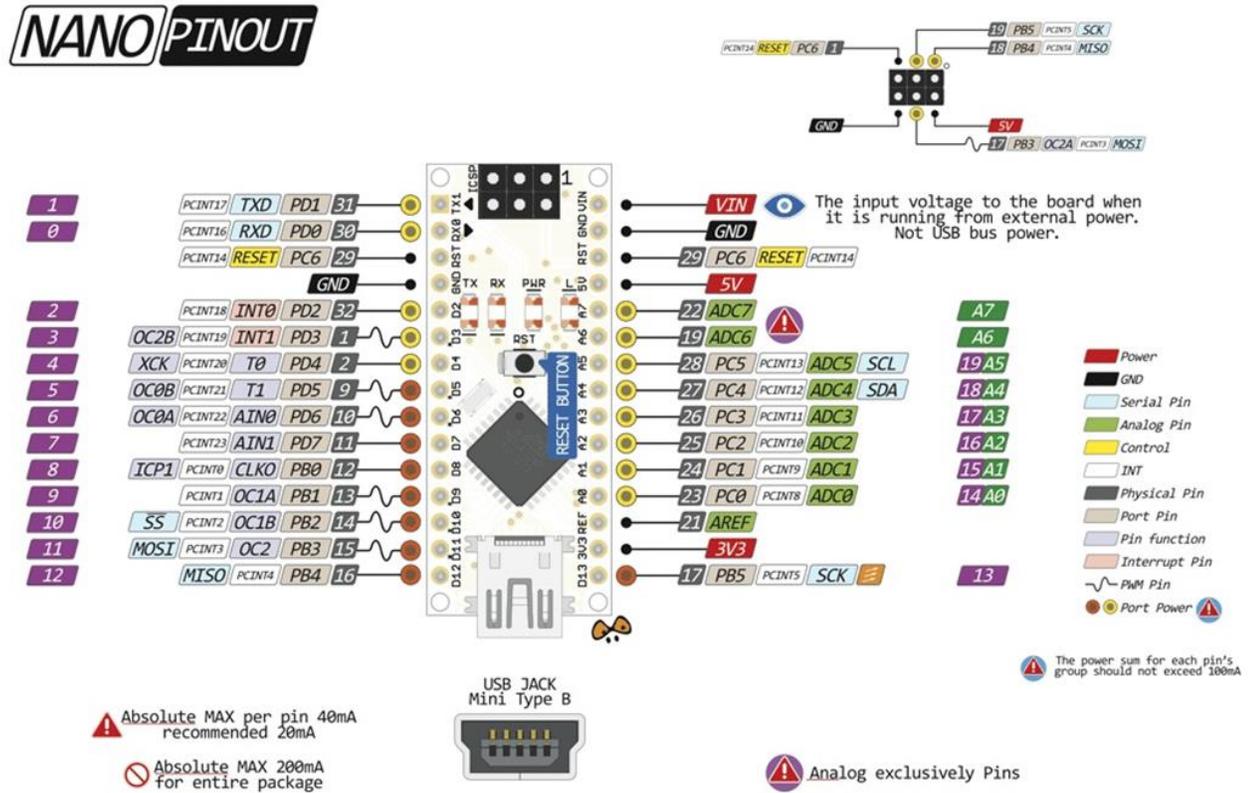


Figura 55. Datasheet del Arduino Nano V3.0 (fuente disponible en: Twinschip.com.) [54].

ANEXO # 5



Figura 56. Análisis del miembro amputado para fabricar el molde del socket (autoría propia).



Figura 57. Proceso de fabricación del molde en yeso para fabricar el socket (autoría propia).



Figura 58. Molde en yeso terminado listo para retirar del miembro amputado (autoría propia).

ANEXO #6

```
//VARIABLES DEL SENSOR
float lectura_sensor = 0;
float valor_sensor = 0;

//VARIABLE FILTRO DE SEÑAL media movil expotencial
float y = 0.0;
float alpha = 0.2;
float s = y;

//----- VOID SETUP -----

void setup() {

}

//----- VOID LOOP -----

void loop() {
// lectura_sensor = analogRead(A7);
// valor_sensor = (lectura_sensor/1023)*5;
// Serial.print(lectura_sensor);
// Serial.println(",");
// Serial.println(valor_sensor);

y = (float)analogRead(A7);
s = (alpha*y)+((1-alpha)*s);
Serial.print(y);
Serial.print(",");
Serial.println(s);
}
```

Figura 59. Código desarrollado mejorado para obtener la señal EMG Envlovente amplificada y rectificada en el antebrazo de uno de los autores (autoria propia).

ANEXO #7

Características de la impresora Comgrow Creality Ender 3

La impresora 3D Ender-3 de Creality es ahora una de las mejores impresoras FDM con un precio muy bajo en el mercado y es conocida por su rendimiento y versatilidad. Incluso es una impresora 3D FDM barata, sus características pueden ser comparables a muchas impresoras de gama alta.

La impresora 3D Creality Ender-3 tiene muchas características, lo que la convierte en una de las máquinas más populares del mercado. Tiene un volumen de construcción de 220 x 220 x 250 mm, una placa de construcción calentada similar a BuildTak, un modo de recuperación de energía y un canal de filamento estrecho, lo que facilita el uso de materiales flexibles para imprimir. Estas características son difíciles encontrar en impresoras más caras.

Las ventajas de impresora 3D Ender-3

1. La impresora 3D Creality Ender-3 es una impresora 3D de código abierto. Para los usuarios y colaboradores de cada comunidad, más diseños pueden culminar en mejores mejoras
2. Se utilizan placas de circuitos de clase industrial/ La tecnología utilizada en la impresora 3d Creality ender-3 es bastante sofisticada y estable. Puede funcionar sin presión durante 200 horas consecutivas. Al mismo tiempo, la impresora 3D Creality ender-3 le permite reanudar la impresión después de un apagado o una avería, y tiene la propia protección contra el control térmico.
3. Tecnología patentada, V ranura + poleas de precisión para el funcionamiento más suave y más resistente al desgaste. Reducción efectiva del ruido.
4. Esta impresora 3D FDM utiliza la tecnología MK8, utiliza al mecanismo de extrusión MK8, la nueva infraestructura patentada reduce el riesgo de estancamiento y fugas defectuosas.
5. La plataforma caliente se puede llegar 110 ° C rápidamente con 5 minutos.

- **Características técnicas creality ender 3**

- Tecnología de modelado FDM – Fused Deposition Modeling.
- Tamaño impresión de 22 x 22 x 25 cm.
- Tamaño de la impresora: 44 x 41 x 46,5 cm.
- Peso de 8,6kg.
- Velocidad de desplazamiento máxima de 180mm/s.

- Filamento grosor 1.75mm.
- Entrada AC 100-265V 50-60Hz.
- Salida DC 24V 15A 360W.
- Grosor de la capa de entre 0.1 y 0.4mm.
- Diámetro de la boquilla de 0.4mm.
- Compatible con los formatos de archivo STL, OBJ y G-Code.
- Modo de trabajo en línea o mediante SD fuera de línea.
- Temperatura máxima de la boquilla 255°C.
- Temperatura máxima de la cama caliente 110°C.
- Función de reanudación de impresión después del apagado.

Imagen de la impresora Comgrow Creality Ender 3



Figura 60. Impresora Comgrow Creality Ender 3

La Ender 3 cuenta con un volumen de construcción de 220 x 220 x 250 mm y una precisión de impresión de 0,1 mm. El diámetro estándar de la boquilla es de 0.4 mm,

pero también puede ser de 0.3 o 0.2 mm, y puede calentar hasta 255 ° C. La Ender 3 puede imprimir con filamento de 1.75 mm, como ABS, PLA, TPU, madera, cobre, etc.

Algunas de las características de esta impresora 3D son la integración de una pantalla táctil para monitorear las impresiones. Incluye una cama caliente que se puede calentar hasta 100°C en 5 minutos para cumplir con los requisitos de impresión rápida. La placa de construcción también es magnética para facilitar la extracción de objetos una vez que se han impreso en 3D. Además, es compatible con los softwares de laminado Cura, Repetier y Simplify3D al enviar un modelo a la máquina.

ANEXOS # 8

A continuación, se encuentran anexos sobre información acerca al amplificador AD620 y un diagnóstico sobre el uso- recomendaciones de los electrodos superficiales.

FEATURES

Easy to use

- Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

- 50 μ V max, input offset voltage
- 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio ($G = 10$)

Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth ($G = 100$)
- 15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

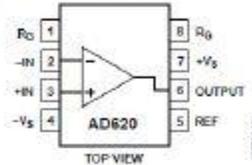


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of SuperBeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

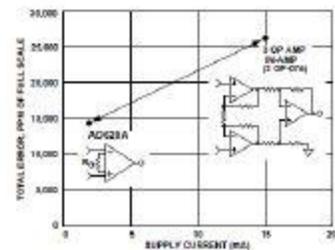


Figura 61. Información detallada sobre el amplificador AD620 (fuente: disponible en [45]).

Tabla 9. Características sobre los tipos de amplificadores AD620 (fuente: disponible en [45]).

Parameter	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN											
Gain Range	$G = 1 + (49.4 \text{ k}\Omega/R_G)$	1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Error ²	$V_{OUT} = \pm 10 \text{ V}$										
G = 1			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity	$V_{OUT} = -10 \text{ V to } +10 \text{ V}$										
G = 1-1000	$R_L = 10 \text{ k}\Omega$		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1-100	$R_L = 2 \text{ k}\Omega$		10	95		10	95		10	95	ppm
Gain vs. Temperature	G = 1			10			10			10	ppm/°C
	Gain > 1 ²			-50			-50			-50	ppm/°C
VOLTAGE OFFSET											
	(Total RTI Error = $V_{OS} + V_{OS}/G$)										
Input Offset, V_{OS}	$V_S = \pm 5 \text{ V to } \pm 15 \text{ V}$		30	125		15	50		30	125	μV
Overtemperature	$V_S = \pm 5 \text{ V to } \pm 15 \text{ V}$			185			85			225	μV
Average TC	$V_S = \pm 5 \text{ V to } \pm 15 \text{ V}$		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Output Offset, V_{OOS}	$V_S = \pm 15 \text{ V}$		400	1000		200	500		400	1000	μV
	$V_S = \pm 5 \text{ V}$			1500			750			1500	μV
Overtemperature	$V_S = \pm 5 \text{ V to } \pm 15 \text{ V}$			2000			1000			2000	μV
Average TC	$V_S = \pm 5 \text{ V to } \pm 15 \text{ V}$		5.0	15		2.5	7.0		5.0	15	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)	$V_S = \pm 2.3 \text{ V to } \pm 18 \text{ V}$										
G = 1		80		100	80		100	80		100	dB
G = 10		95		120	100		120	95		120	dB
G = 100		110		140	120		140	110		140	dB
G = 1000		110		140	120		140	110		140	dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Overtemperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/°C
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Overtemperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		pA/°C
INPUT											
Input Impedance											
Differential			10 2			10 2			10 2		G Ω _pF
Common-Mode			10 2			10 2			10 2		G Ω _pF
Input Voltage Range ³	$V_S = \pm 2.3 \text{ V to } \pm 5 \text{ V}$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	V
Overtemperature	$V_S = \pm 5 \text{ V to } \pm 18 \text{ V}$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	V
		$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	V
Overtemperature		$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.1$		$+V_S + 2.1$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.4$	V

3M Seguridad y Fiabilidad para el paciente



Los electrodos 3M suponen la solución mejor para las distintas necesidades en la monitorización cardiaca. Desde los pacientes más ancianos a los que presentan más problemas por su hipersensibilidad cutánea.



Recomendado en pacientes con problemas cutáneos.

3M™ Red Dot™ 2239, soporte Micropore.™

- Larga duración con la menor irritación cutánea.
- Su alta permeabilidad mantiene la piel sana.
- Gran comodidad para el paciente.



Alta adhesión en pacientes encamados.

3M™ Red Dot™ 2238.

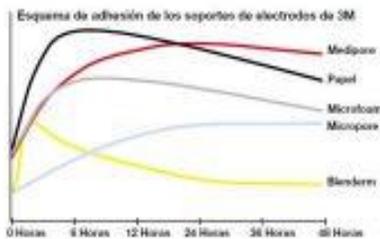
- Larga duración con bajo riesgo de irritación cutánea.
- Comodidad para el paciente.



Especialmente diseñado como electrodo de diagnóstico.

3M™ Red Dot™ 2336.

- Electrodo tipo pegatina.
- Gel adhesivo conductor para un trazado de alta calidad incluso en zonas difíciles.
- Recuperación rápida tras la desfibrilación.



Especialmente diseñado para la realización de pruebas específicas.

3M™ Red Dot™ 2560 es un electrodo de monitorización múltiple con soporte de foan y gel adhesivo conductor.

- Alta adhesión.
- Duran más de 5 días
- Facilidad de uso.

3M™ Red Dot™ 2570 es además radiolúcido.

3M Salud

Control del ritmo de la vida

Figura 62. Uso diagnóstico y recomendaciones del uso de los electrodos superficiales (fuente: Disponible en [46]).