



Diseño y construcción de prótesis funcional para agenesia de mano tipo 3 controlada por señales mioeléctricas.

**Carlos Geovanny Benavides Cuasquen
Iván Andrés Hoyos Pérez**

Universidad Antonio Nariño
Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica
Popayán, Colombia
2021



Diseño y construcción de prótesis funcional para agenesia de mano tipo 3 controlada por señales mioeléctricas.

**Carlos Geovanny Benavides Cuasquen
Iván Andrés Hoyos Pérez**

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:
Ingeniero Biomédico

Director (a)

Doctor César Augusto Quinayas Burgos

Línea de Investigación:
Rehabilitación

Universidad Antonio Nariño
Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica
Popayán, Colombia
2021

Nota de aceptación:

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Dedicatoria

Carlos Benavides

Dedico este trabajo a Dios y a mi familia, principalmente a mis padres por su apoyo constante, pues sin ellos no habría logrado cada uno de mis objetivos propuestos y son mi pilar principal de proyecto de mi vida.

Iván Andrés Hoyos Pérez

Dedico este trabajo de grado a mi familia; a mis padres por su incondicionalidad, apoyo, consejos y enseñanzas, que me impulsan a buscar cada día mis sueños hasta conseguirlos, son una de las razones fundamentales para dar mi mayor esfuerzo en cada paso; a mi hijo, por ser un motivo de alegría, orgullo y aliento en los momentos difíciles.

Agradecimientos

Carlos Geovanny Benavides Cuasquen

“Dios ha estado conmigo desde los primeros días de vida y me ha acompañado en cada paso que doy, es por eso que inició dando gracias a Él por la vida que me ha permitido vivir y por ser mi bastón en los momentos difíciles.

Quiero también, agradecer a todas las personas que han apoyado e impulsado cada uno de mis proyectos, pues sin ellos no lograría esta meta tan importante, en especial a mis padres y familiares.

Asimismo, a mi director de trabajo de grado César Augusto Quinayas Burgos y mi compañero Iván Andrés Hoyos Pérez, pues sin sus conocimientos, no hubiera sido posible la culminación de este proyecto”.

Iván Andrés Hoyos Pérez

“Agradezco a Dios, por darme cada mañana un nuevo día de vida.

A mi director de trabajo de grado, por brindarme sus ideas, experiencia y respaldo.

A mi compañero, por hacer parte de este proyecto.

A mis padres, por su apoyo y paciencia; a mi hijo, por iluminar mi camino y demás familiares, por festejar mis logros como si fueran suyos.

A mi novia, por su compañía y ayuda.

A mis amigos, por alegrarme, animarme y alentarme cuando se hizo necesario.

A el personal de la universidad, por su ayuda y solidaridad, haciendo de ese espacio un lugar siempre ameno”.

Resumen

Las cifras de personas con discapacidad registradas por el gobierno nacional, en relación a los pronósticos de malformaciones congénitas en Colombia, indicaron que para el año 2017 un 2.6% de la población total, padecían de ellas.¹ Este porcentaje, muestra una cantidad considerable de personas, que sufren en su cotidianidad una afectación que modifica hasta cierto punto la calidad de vida.

La agenesia, por ejemplo, se cataloga como la ausencia o limitación del crecimiento de órganos durante el desarrollo embrionario del individuo. Un caso concreto es la agenesia dactilar, que representa un 10% de los nacidos vivos con malformaciones esta se caracteriza por manifestarse en las manos en diferentes grados de afectación, limitando la autonomía de la persona o extendiendo el tiempo en el desarrollo de actividades cotidianas.

Es común que los pacientes, busquen tecnologías de ayuda, tales como dispositivos ortopédicos destinados a recuperar la parte ausente del cuerpo, con un fin estético. Para el caso de la agenesia de mano tipo III, las prótesis industriales se caracterizadas por tener un diseño total de mano, no se producen prótesis parciales, excluyendo así el porcentaje de los pacientes con problema de desarrollo en dichas extremidades, que se manifiestan generalmente en las falanges.

Considerando lo anterior, el presente trabajo busca desarrollar una prótesis electromecánica funcional hecha a la medida de una paciente con agenesia de mano tipo III, controlada por señales Mioeléctricas (EMG); lo que posibilita a la prótesis ejecutar movimientos similares a los de la mano humana, mejorando potencialmente la calidad de vida del paciente. Además, haciendo uso de programas de modelación y prototipado como Solid Edge ST8, *Proteus 8.8*, *Eagle 7.6*; más la impresión 3D es posible obtener un diseño a medida, acorde a las características fisiológicas del individuo.

Palabras clave: Prótesis, agenesia digital tipo II, mioeléctrica, impresión 3D.

¹ Ministerio de salud, *Informe del evento defectos congénitos*, pág. 4. Colombia, 2017

Abstract

The figures for persons with disabilities recorded by the national Government in relation to the prognosis of congenital malformations in Colombia indicated that by 2017, 2.6% of the total population suffered from congenital malformations. This percentage shows a considerable number of people, who suffer in their daily lives an affectation that modifies to some extent the quality of life.

Agenesis, for example, is classified as the absence or limitation of organ growth during the development of the individual. A specific case is type III digital agenesis, which represents 10% of live births with malformations and, as its name indicates, is characterized by manifesting itself in the hands. This variant of the pathology involves the impossibility of basic actions carried out by the limb, causing problems in those who suffer from socio-economic and / or psychological aspects.

It is common for patients to look for assistive technologies, such as orthopedic devices designed to replace the missing part of the body, with a functional and at the same time aesthetic purpose, the contributions of industrial prostheses, in their sophistication, correspond to arduous studies and analyzes of the needs of each pathology. However, prostheses can be expensive, difficult to access, poorly available, or incompatible with the patient's physiognomy.

Based on the above, the present work seeks to develop a functional prosthesis for type III hand agenesis, with a function based on the collection of myoelectric signals (EMG) generated by the electrical signals produced by muscle contraction; which can be interpreted, filtered, characterized and classified; this enables the prosthesis to perform activities that simulate fundamental movements from the collected signal, potentially improving the patient's quality of life. In addition, making use of modeling and prototyping programs such as Solid edge, Proteus 8.8, Eagle, it is possible with 3D printing to obtain a custom design, according to the physiological characteristics of the individual.

As described above, the development of the custom-made prototype for a patient with type 3 agenesis controlled with myoelectric impulses is carried out

Keywords: Prosthesis, Digital type III agenesis, 3D printing.

Contenido

	Pág.
Resumen.....	6
Abstract.....	7
Contenido.....	8
Lista de figuras.....	10
Lista de tablas.....	13
Lista de ecuaciones.....	13
Abreviaturas.....	14
Introducción.....	15
Capítulo 1.....	16
1.1 Planteamiento del problema.....	16
1.2 justificación.....	17
1.3 Objetivos.....	18
Capítulo 2.....	19
2.1 Estado de la técnica.....	19
Capítulo 3.....	21
3.1 Marco conceptual:.....	21
3.1.2 MANO HUMANA:.....	21
3.2 Agenesia dactilar tipo 3.....	24
3.3 Soluciones posibles para simbraquidactilia.....	28
3.4. Taxonomía del agarre.....	29
3.5 Electromiografía (EMG).....	32
3.6 Prótesis adaptables en la agenesia digital.....	33
3.7 Sistema de rehabilitación para agenesia tipo 3.....	38
Capítulo 4.....	40
4.1 Componentes y métodos.....	40
4.1.1 Usuario.....	41
4.2 Adquisición de señales EMG.....	42

4.2.1 Diseño electrónico de la etapa de adquisición de la señal.....	43
4.3 Prótesis de una mano robótica.....	51
4.3.1 Componente diseño mecánico y estructural.....	51
4.4 Sistema de control de la mano robótica.....	55
4.5 Desarrollo electrónico.....	57
4.6 Conexión eléctrica de la placa de control.....	59
4.7 Ensamble y manufactura del PCB.....	61
4.8 Ensamble de prótesis 3D.....	66
4.9 Sistema de tracción de las falanges.....	68
Resultados.....	80
5.1 Validación.....	83
5.2 Evaluación del control mioeléctrico.....	84
5.3 Pruebas de agarre de objetos.....	87
6. Conclusiones y trabajos futuros.....	90
6.1 Conclusiones.....	90
6.2 Trabajos futuros.....	91
Bibliografía.....	92

Lista de figuras

	Pág.
Figura 3-1: Mano Humana.....	23
Figura 3-2: sindactilia, braquidactilia.....	27
Figura 3-3: Clasificación de agenesia digital.....	28
Figura 3-4: Tipos de agarre.....	30
Figura 3-5: Agarre de poder.....	31
Figura 3-6: Agarre de prensa palmar.....	31
Figura 3-7: Agarre de pinza.....	32
Figura 3-8: Actividad muscular.....	33
Figura 3-9: X-Hand de la empresa X-Finder.....	36
Figura 3-10: Michelangelo.....	37
Figura 3-11: I-Limb Quantum.....	37
Figura 3-12: Prótesis Vicent Fingers.....	38
Figura 3-13: Mediciones.....	39
Figura 4-1: Diagrama de Bloque.....	40
Figura 4-2: Agenesia tipo III a tratar.....	41
Figura 4-3: Toma de mediciones.....	42
Figura 4-4: línea de adquisición, procesamiento y actuación de la señal.....	43
Figura 4-5: Circuito de adquisición de la señal.....	43
Figura 4-7: Señal de Pre-Amplificación (osciloscopio).....	45
Figura 4-8: Configuración amplificador inversor.....	46
Figura 4-9: Amplificación de señal (osciloscopio).....	47
Figura 4-12: Rectificación de onda (osciloscopio).....	49
Figura 4-13: Filtro pasa bajas (osciloscopio).....	50
Figura 4-14: Amplificación de Final (osciloscopio).....	51
Figura 4-15: Sección ABS de prótesis.....	52
Figura 4-16: Modelo 3D.....	52
Figura 4-17: Proceso de diseño estructural 1.....	53
Figura 4-18: Proceso de diseño estructural 2.....	53
Figura 4-19: Proceso de diseño estructural 3.....	54

Figura 4-20: Simulaciones de movimiento.	54
Figura 4-21: Animación de desplazamiento del dedo índice de prótesis en Solid Edge.	55
Figura 4-22: Microcontrolador AtMega328p SMD.	56
Figura 4-24: Circuito PCB de 2 caras.....	57
Figura 4-25: Simulación, configuración y pruebas de componentes electrónicos en <i>Proteus</i>	58
Figura 4-26: Disposición de electrodos para toma de señal.....	58
Figura 4-27: Diseño de la tarjeta de control	59
Figura 4-28: Conector de entrada de datos.....	60
Figura 4-29: Capas de la placa de control.....	61
Figura 4-30: Software CopperCAM generador de G-code	62
Figura 4-31: Software GRBLcontrol generador de G-code y cortadora CNC.	62
Figura 4-32: Impresión en papel fotográfico del circuito electrónico.	63
Figura 4-33: Circuito después del método de planchado.	63
Figura 4-34: Circuito después del proceso químico.	64
Figura 4-35: Manufactura de Tarjeta PCB de control terminado	64
Figura 4-36: Impresora 3D.....	65
Figura 4-37: Caja Contenedora del circuito.....	65
Figura 4-38: Ensamble de piezas impresas en 3D.....	66
Figura 4-39: Instalación de sistema de movimiento mecánico con servomotores	67
Figura 4-41: Ductos para el sistema de tracción de los dedos.	68
Figura 4-43: Sección de nylon en el dedo medio.	70
Figura 4-46: Estructura de pulgar artificial para simulación de agarres.	71
Figura 4-47: Conjunto de prótesis y pulgar artificial.	72
Figura 4-48: Interfaz de usuario de Arduino (IDE).....	73
Figura 4-49: Declaración de variables y Librerías.	73
.....	73
Figura 4-50: Inicialización del puerto serial y configuración de pines.	74
Figura 4-51: Calibración y posición de los movimientos de la prótesis.....	75
Figura 4-52: Lectura de canales analógicos.....	75
Figura 4-53: Respuesta de movimientos a las señales mioeléctricas.....	76

Figura 4-54: Confección prótesis finalizada.	77
Figura 4-55: Posición de pinza fina.	78
Figura 4-56: Posición de agarre cilíndrico.	78
Figura 4-57: Sujeción palmar.	79
Figura 5-1: Versiones de prototipos.	80
Figura 5 -2: Verificación de medidas y estructura mecánica.	81
Figura 5 -3: Verificación de simetría y ajuste en el paciente.....	81
Figura 5-4: Mapeo de señales mioeléctricas de los músculos del antebrazo.	82
Figura 5 -5: Estructura de prótesis y simulador de pulgar.	83
Figura 5-6: Acople de la prótesis con el simulador de pulgar.	84
Figura 5-7: Agarres de pinza fina.	87
Figura: 5-8: Medidas objetos pinza	88
Figura 5-9: Agarre con adaptación de formas.	88
Figura 5-10: Agarre de poder-cilíndrico base.	89
.....	89
Figura 5-11: movimiento agarre de poder-cilíndrico usos.....	89

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 2-1: Referencias bibliográficas	19
Tabla 3-1: Medidas.....	39
Tabla 5-1: Validación de movimientos 1	85
Tabla 5-2: Validación de movimientos 2	85
Tabla 5-3 Validación con movimiento aleatorio:	86

Lista de ecuaciones

Ec. 4.1: Frecuencia de corte para filtros pasa altas.....	48
Ec. 4.2: calcular ganancia.....	48
Ec. 4.3: Fórmula Diferencia de longitud a partir del módulo de Young.	69
EC. 4.4: Cálculo Diferencial de longitud.....	70

Abreviaturas

Abreviatura	Término
CNC	Control numérico computarizado
EMG	Electromiografía
Arduino	placa basada en un microcontrolador ATMEL
PCB	Circuito impreso
OMS	Organización mundial de la salud
CIF	Clasificación Internacional del Funcionamiento de la Discapacidad
mV	Milivoltios
A/D	Conversión Análogo-Digital
AC	Corriente alterna
ABS	Acrilonitrilo butadieno estireno
PWM	Modulación por ancho de pulsos
N	Newton. Unidad de Fuerza.
MPa	Mega Pascales. Unidad de Fuerza
Nylon	Polímero sintético.
Kgf.cm	Kilogramo Fuerza * cm
RISC	Computador con conjunto de instrucciones reducido

Introducción

La organización mundial de la salud (OMS) señala que desde el año 2001, existen diferentes clasificaciones de diversidad funcional, definidas a partir de las actividades que puede desarrollar un individuo con una afectación física determinada, en su entorno particular, debido a que, la agenesia de mano tipo III, es una afección catalogado como una dificultad grave que limita de manera extrema entre un 50% y 95% la extremidad² el proceso de rehabilitación del paciente, requiere de una prótesis que le permita mejorar su cotidianidad de manera directa, en aspectos personales, laborales y sociales. A pesar de ello, es común que los pacientes con esta anomalía no tengan acceso a ésta; bien sea por su costo, su disponibilidad en el mercado, problemas de compatibilidad, entre otros.

Por lo anterior, el presente proyecto de investigación tiene como objetivo el diseño de un sistema electromecánico y estructura impreso en 3D, controlado por caracterización de señales electromiográficas (EMG), que permita a una paciente con agenesia de mano tipo III, la emulación de las acciones básicas de la mano (agarre de poder, palmar y de pinza). Para su desarrollo, es necesario indagar las características de la patología y las particularidades de la paciente; realizar un trabajo de diseño y modelado con el software *Solid Edge*; un trabajo de diseño electrónico a través de programas como *Proteus 8.8*, o *Eagle 7.6*; elaborar una tarjeta de procesamiento y adquisición de señales (EMG), con su respectiva programación en Arduino; la impresión del prototipado rápido 3D; la manufactura o ensamble de las piezas impresas; la manufactura o ensamble de los componentes electrónicos en la PCB; continuando con la programación y el entrenamiento de manejo; para concluir en la terminación de la prótesis, implementación, uso y calibración, mediante retroalimentación visual y resultados de pruebas de habilidades, realizadas para medir el desempeño y mejoría de tareas o actividades cotidianas, con el propósito de mejorar la calidad de vida de la paciente, valorado desde la funcionalidad, comodidad y estética de la prótesis.

² E.G. Carlos & S.S. Alicia, *Clasificaciones de la OMS sobre discapacidad*, pág. 13

Capítulo 1

1.1 Planteamiento del problema

Según cifras registradas por el DANE en su último censo, para el año 2005 en Colombia habían 2´624.898 (6,1%) personas con discapacidad en Colombia además desde el año 2002 hasta el 2017 a través del Registro de Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad (RLCPD) se han identificado 1´342.222 (2.6%) de la población; en el departamento del Cauca 12.656 personas, con limitaciones de movimiento de cuerpo (piernas, brazos o manos) y de manera específica, en el municipio de Popayán 2.772 personas con una anomalía corporal en sus extremidades, representando el 1% de la población total en dicho año.³ Reflejándose de este modo, un porcentaje considerable de población afectada, por alguna disfuncionalidad en sus extremidades.

La rehabilitación de este tipo de patologías, está asociada al uso de prótesis que sustituyen o complementan la estética y/o funcionalidad del miembro que la padece. Sin embargo, el costo o accesibilidad no es favorable para todos los casos; por ejemplo, en el mercado una prótesis mecánica puede alcanzar los 40.000 dólares, debido a que los materiales y tecnologías para su elaboración, corresponden a un proceso industrial tecnificado. Además, de que no todas las prótesis no son compatibles con las necesidades del paciente, al tener un carácter genérico y no personalizado.

Surge así la necesidad de proporcionar una alternativa accesible desde el campo de la biomédica, para pacientes que sufran alguna malformación congénita en sus miembros superiores. Ya que las tipologías de esta son amplias, se selecciona la agenesia de mano tipo tres, como patología específica a la que se le busca brindar una alternativa. Entonces ¿Qué requerimientos técnicos y funcionales, debe reunir el diseño y la construcción de una prótesis electromecánica controlada por señales mioeléctricas que mejore, la calidad de vida del paciente y no requiera de un alto costo?

³ Página web del DANE, cifras de discapacidad por departamentos. (2010)

1.2 justificación

Las amplias funciones que desempeña la mano humana se hacen parecer como acciones muy simples, tales como la capacidad de realizar tareas cotidianas que a su vez son tan precisas como: tomar un cepillo, saludar, pasar la página de un libro, manejar el mouse de un computador, escribir, enhebrar una aguja, etcétera. Cuando no se cuenta con el desarrollo o crecimiento normal de esta extremidad debido a diferentes patologías en este caso la agenesia de mano tipo III, tales actividades no se pueden hacer o se alarga el tiempo en el desempeño de estas tareas y deben ser compensadas de otras maneras. La patología que provoca estas alteraciones en el desarrollo de actividades cotidianas de una persona necesita de un factor externo para solucionarlo, y es mediante la adaptación de prótesis ya sean mecánicas o electromecánicas.

Por ello, el presente trabajo, pretende diseñar una prótesis electromecánica que se ajuste a la morfología de la mano de una paciente, con la anomalía ya mencionada. El desarrollo de este diseño, se enfoca en la población ubicada en una categoría en la que no es posible obtener una prótesis de acuerdo a su problema. El desarrollo del modelo hecho a la medida de un paciente, permite una gran adaptabilidad en la estructura de la mano ofreciendo ergonomía y simetría respecto a su otra extremidad, al poseer una tarjeta de control electrónico, realiza la lectura de las señales mioeléctricas, esta información captada y almacenada sirve para conseguir que el funcionamiento mecánico y físico sea a voluntad.

1.3 Objetivos

OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir por medio de tecnologías de prototipado rápido, una prótesis electromecánica hecha a medida, para un paciente con agenesia de mano tipo 3, asistida por una tarjeta de control a partir de señales EMG.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Diseñar una prótesis a medida por medio del software CAD 3D *Solid Edge*, especializado en construcción, modelado y simulación de piezas 3D.
2. Diseñar e implementar una tarjeta electrónica (PCB), para la adquisición y control de señales mioeléctricas.
3. Hacer uso de tecnologías de prototipado rápido como la impresión 3D y mecanizado CNC, para la fabricación de las piezas requeridas en la construcción de la prótesis y la tarjeta electrónica de adquisición de datos.

Capítulo 2

2.1 Estado de la técnica

A continuación, se presenta la revisión bibliográfica de proyectos afines o relacionados con la elaboración de prótesis de mano, para pacientes con pérdida parcial o total de mano. Estudios e investigaciones de carácter local, nacional e internacional, se describen la siguiente tabla:

Tabla 2-1: Referencias bibliográficas

Artículo	Objetivo	Método	Hallazgos
1-SISTEMA DE REALIDAD AUMENTADA PARA ENTRENAMIENTO EN EL CONTROL DE PRÓTESIS EN PACIENTES CON AGENESIA DIGITAL TIPO 3.	Sistema hardware software dirigido a un entorno de entrenamiento portable no invasivo basado en Realidad Aumentada.	Entrenamiento Mental (EM) en las funciones de la corteza sensorial y motor en pacientes con agenesia digital tipo 3 utilizando Realidad Aumentada (AR).	Control y acción de movimientos de una prótesis parcial mediante un sistema hardware a partir de señales obtenidas de un medio no invasivo, logrando un aprendizaje terapéutico en rehabilitación virtual
2-DISEÑO Y EVALUACIÓN DE PROTOTIPO DE MANO ROBOT CONTROLADA POR IMPULSOS MIOELÉCTRICOS.	Prototipo de mano de robot controlado por pulsos	Programación del firmware del microcontrolador, el cual ejerce una serie de impulsos para el control de motores a pasos	Posibilidades óptimas de funcionamiento de éste en comparación con las actividades realizadas por la mano humana

<p>3-DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE BRAZO DE BAJO COSTO, PARA UN NIÑO DE UN AÑO DE EDAD CON EL DEFECTO CONGÉNITO DE BRIDA AMNIÓTICA</p>	<p>Desarrollar una prótesis mioeléctrica de brazo con bajo costo para un niño de un año de edad con el defecto congénito de brida amniótica.</p>	<p>Método inductivo para tratar la señal, procesando el pulso de accionamiento por medio de un actuador</p>	<p>El prototipo presenta un sistema que permite realizar movimientos al paciente a nivel general</p>
<p>4-SISTEMATIZACIÓN DE PRÓTESIS RECICLADAS- SYSTEMATIZATION OF RECYCLED PROSTHESES</p>	<p>Artefactos necesarios para cubrir sus necesidades funcionales</p>	<p>Accesibilidad con prótesis de bajo costos utilizando materiales reciclables</p>	<p>Es posible realizar prototipos protésicos temporales reciclados funcionales, realización de las distintas actividades de la vida diaria, básicas e instrumentales.</p>

Capítulo 3

3.1 Marco conceptual:

Debido a que el prototipo a medida que se pretende desarrollar, se basa en una anomalía congénita que afecta la extremidad superior distal izquierda, denominada agenesia dactilar tipo 3; los conceptos, clasificaciones y tratamientos de la misma son fuente de caracterización y mediante su estudio, permiten el conocimiento de las particularidades de esta diversidad funcional; haciendo posible el reconocimiento y comparación con los rasgos físicos y funcionales (utilidades-sociales) del paciente. Además, de la verificación teórica de los diferentes tipos de agarre llevados a cabo por la extremidad, con el fin de aportar precisión biomecánica en el modelo.

Respecto al diseño de la estructura, esta se realiza mediante un software de modelado 3D, que permite crear piezas semejantes a la fisonomía de la mano opuesta de la paciente. El mecanismo de control, obedece a un sistema mioeléctrico generado por la lectura de las señales adquiridas en las respuestas eléctricas de los músculos, cuando realizan un determinado movimiento. Por esta razón, es pertinente realizar una consulta de los diferentes modelos y diseños que existen en el mercado, para conocer sus referencias (favorables o desfavorables) y de igual manera innovar en la prótesis a desarrollar.

3.1.2 MANO HUMANA:

No cabe duda de que la mano humana es la estructura más importante en la historia de la evolución del hombre, siendo esta una herramienta importante para el ser humano para su desempeño, en distintos trabajos manuales, y en todos los aspectos de su vida.

“Constantemente la mano debe adoptar formas diversas que permiten al ser humano interactuar con su medio externo; posiciones como la concavidad palmar que permite tomar y soltar objetos, movimientos de oposición que proporcionan la pinza y facilitan la manipulación de instrumentos de precisión, y actividades de destreza manual fina”

Luz A. Arias López (2012).

Ahora bien, cuando una persona tiene una diversidad funcional, necesita del apoyo de profesionales (médico general, ortopedistas, ingenieros biomédicos, etc) dispuestos a ayudarlo a adaptar su diversidad funcional y así poder desempeñar todo su potencial humano en distintas áreas de su vida cotidiana y laboral. Cada uno desempeñándose en una labor específica. Por parte de los ingenieros biomédicos, se encargan de que el prototipo a desarrollar permita la detección háptica, el agarre y que la estética sea armoniosa con el cuerpo humano.

En el caso de la paciente beneficiada de este proyecto de grado, se observa que: la diversidad funcional de la paciente radica en un desarrollo embrionario que no es normal. Debido a esto, nace con la falange proximal de su pulgar y un nulo desarrollo de los dedos, de igual manera, por no tener su extremidad completa la masa muscular se ve afectada causando una debilidad en la masa muscular.

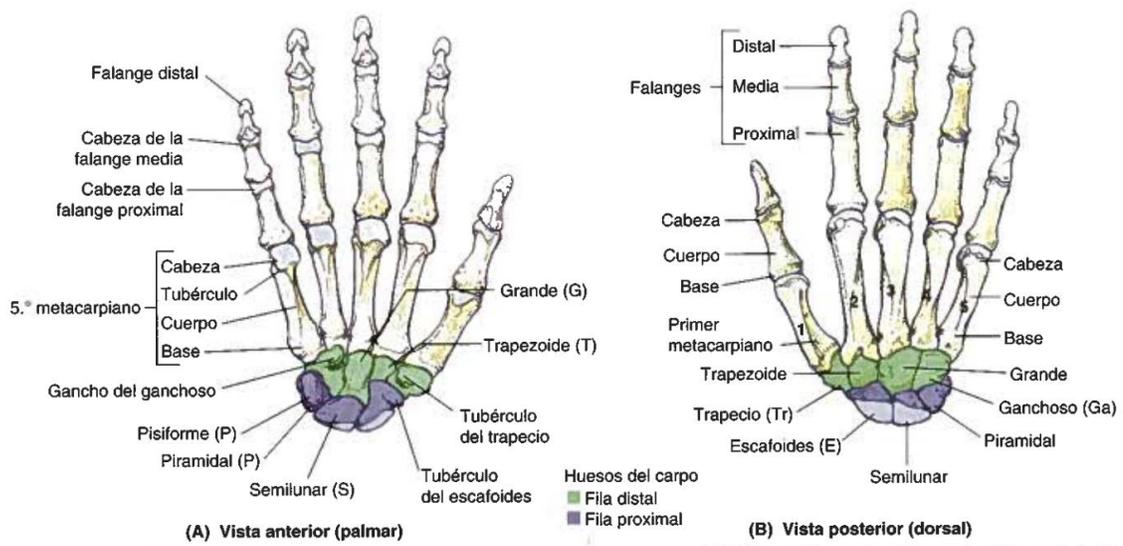
La clasificación Simbraquidactilia, la identificaron Blauth y Gekeler (1971) optaron por diferenciar 4 tipos o grados:

- I. Pérdida de una o varias falanges intermedias de cualquier dedo, en conjunto con la fusión congénita parcial o completa de los dedos.
- II. carencia de uno o varios dedos.
- III. Mano con pulgar y ausencia de todos los dedos largos, excepto vestigio de uñas rudimentarias.

IV. Fragmento de mano en unos casos formado por los huesos del carpo.

Este caso en particular, la paciente presenta una ausencia de cuatro de sus cinco dedos, en el que, el dedo pulgar solo tiene una falange, al comparar su mano afectada con su mano normal se observa una disminución en el tamaño de la palma, por lo anterior se puede decir que es una malformación congénita agenesia dactilar tipo III.

Figura 3-1: Mano Humana.



La mano humana ver Figura (3.1) está constituida por varias estructuras con las cuales genera sus diferentes movimientos, con lo cual se identifica el movimiento y el grado de libertad (GDL) que tiene cada una de las falanges.

falange distal: para poder realizar movimientos de aducción/abducción y de flexión extensión necesita 2 GDL

Falange medio: Para realizar flexión-extensión requiere 1 GDL

falange proximal: para realizar flexión-extensión requiere 1 GDL

cabezas interfalángicas: para flexión-extensión requiere 1 GDL.

Los movimientos que produce la mano se generan por 19 huesos y 14 articulaciones proporcionando estabilidad y movibilidades únicas concebidas a la mano.

Los Huesos y articulaciones primordiales de la mano son los siguientes para tener en cuenta resaltando que Los dedos y el pulgar son los elementos básicos de la mano. Ya que cada unidad digital se alarga hacia la mitad de la mano, el concepto hilera digital se utiliza para indicar toda la cadena, compuesta por un metacarpiano y 3 falanges (dos, en el pulgar). Las hileras digitales se enumeran del lado radial al cubital: I (pulgar), II (dedo índice), III (dedo corazón), IV (dedo anular), V (dedo meñique) y las falanges se nombran como distales, medias, proximales y metacarpianas donde el dedo pulgar no tiene falange media. Cada hilera digital se articula alrededor de un hueso carpiano definido en una articulación carpometacarpiana (CMC). La siguiente articulación en cada hilera – la articulación metacarpofalángica (MCF) – une el hueso metacarpiano a la falange proximal. Entre la falange de los dedos está una articulación interfalángica proximal (IFP) y una distal (IFD); el pulgar únicamente tiene una articulación interfalángica (IF). La eminencia tenar en la cara palmar del primer metacarpiano se forma por los músculos intrínsecos del pulgar. Su contrapunto cubital, la eminencia hipotenar, se crea por los músculos del meñique y un paquete adiposo superpuesto.

3.2 Agenesia dactilar tipo 3

La agenesia dactilar tipo 3, es una alteración congénita asociada a la falta estructural y funcional de una parte de la extremidad; de igual manera para este tipo de pacientes que padecen de esta diversidad funcional los avances en la parte de rehabilitación han sido muy notables, estos aportes tecnológicos han tenido un gran avance en la robótica.

Este proyecto está orientado en la contribución en el área de la rehabilitación, fundamentado en señales mioeléctricas (EMG) y en prototipado rápido 3D. Las alteraciones congénitas se definen como anomalías estructurales, funcionales;

además, hacen parte de un grupo diversificado de enfermedades de origen embrionario que se puede realizar por la presencia de un solo gen defectuoso, alteraciones en su cromosoma; estas enfermedades pueden ser letales o provocar discapacidades duraderas.

Dentro del marco conceptual de los CIF, la OMS enfatiza que la salud y la función como categorías son inseparables de la discapacidad. Esta es una experiencia humana común de por vida, un concepto dinámico e interactivo que resulta de la interacción entre estados de salud. Factores situacionales. La discapacidad se puede conceptualizar como la forma en que una persona trabaja en relación con las habilidades, la estructura física y las expectativas de un individuo y del entorno social.

La OMS calculó que en 2004 unos 260.000 fallecimientos en el mundo (7% de muertes de recién nacidos) fueron causados por anomalías congénitas, lo que supone la primera causa de muerte prenatal de igual manera en Colombia según Minsalud la prevalencia de los defectos congénitos para 2018 fue de 110,1 casos por cada 10.000 nacidos vivos, y fueron más frecuentes en el sexo masculino, con 52,6 %. Las malformaciones congénitas representaron 94,9 % del total de casos notificados de defectos congénitos y una tasa de prevalencia de 104,5 por cada 10.000 nacidos vivos. Los defectos más frecuentes fueron las malformaciones y deformidades congénitas del sistema osteomuscular, con una tasa de prevalencia de 29,3 por cada 10.000 nacidos vivos.

Las malformaciones más comunes son los defectos congénitos y las malformaciones musculoesqueléticas, con una incidencia de 29,3 por cada 10.000 nacidos vivos, y las malformaciones de las extremidades superiores representan más del 50% de las malformaciones grupales en niños. Dada la dependencia filogenética del gen Hox 1, un grupo de genes localmente selectivos, a su vez forma un subconjunto de la familia de genes homeobox y es uno de los genomas más asociados con el desarrollo embrionario. Y factores de tiempo de duplicación

afectados por Noxa²; considerada como una complicación del desarrollo a largo plazo de los lactantes de causa desconocida, sin componentes genéticos ni factores extrínsecos (fármacos, radiación, etc. y se relaciona con traumatismo o infección). Ciertos tipos de invasión que provocan necrosis de las células mesenquimales. cuando el cartílago de la mano se forma como el hueso de la mano al principio del embarazo.

Entre las personas con situación de discapacidad que presentan algún tipo de obstáculo en los procesos sociales, se pueden mencionar, las implicadas en algún estado de salud genético, como, por ejemplo, afectación en extremidades superiores, que para el desarrollo del proyecto se trabajó la discapacidad relacionada con la agenesia digital.

La agenesia como defecto congénito relacionada con aplasia, se define como la falta o fracaso en el desarrollo de un órgano durante el proceso embrionario, por ejemplo: agenesia sacra, agenesia renal, agenesia gonadal, entre otros. Para el caso, la agenesia digital específica la falta o desarrollo incompleto de los dedos de la mano conocida también como simbraquidactilia ³, la cual es la combinación entre sindactilia y braquidactilia, entendiéndose como:

Sindactilia: Defecto congénito frecuente de la mano con una prevalencia de 1/2.500 nacidos vivos; asociada a otras alteraciones congénitas del miembro torácico y pélvico, ; con persistencia de membranas entre dedos adyacentes catalogada como sindactilia simple (abarca únicamente tejidos blandos) y sindactilia compleja (afecta tejidos blandos, hueso, faneras (uñas) y zonas articulares).

Braquidactilia: Defecto congénito heredable con carácter autosómico dominante o recesivo. Sus principales características se presentan en la formación de las falanges sean distales mediales o proximales, lo cual puede variar entre la ausencia total o pérdida parcial de estas falanges, ver Figura 3-2, esta irregularidad se puede presentar en diferentes grados, morfológicos o funcionales.

Figura 3-2: sindactilia, braquidactilia



Fuente: En la imagen 3-2 se muestran los diferentes tipos de braquidactilia con los vestigios de uñas

Las malformaciones congénitas de las extremidades superiores ocurren en aproximadamente 5,000 / 10,000 nacidos vivos, y como un subconjunto de esta disfunción, los defectos congénitos son unilaterales y ocurren en 1 de cada 10,000 nacidos vivos, 67% de los cuales son izquierdos, 27% derecho. Sucede. Y del 1% al 7% bilateral; el predominio masculino es del 73%. Además, en algunos casos, estas anomalías se asociaron con el 7% de las historias familiares y, a menudo, no se compararon con anomalías genéticas conocidas debido a la diversidad morfológica y las características comunes. La información es inexacta y, en algunos casos, el diagnóstico a menudo se confunde con braquidactilia sindrómica. La primera descripción de la simbraquidactilia fue realizada por Poland en 1841 el cual asociaba la falta o ausencia de las falanges en todos los dedos con aplasia del músculo pectoral mayor (síndrome de Poland). Hoy en día la OMT (Oberg, Manske, y Tonkin), considera que la simbraquidactilia es una malformación en el fracaso de la formación/diferenciación de toda la extremidad y la placa de la mano, además Blauth y Gekeler han subdividido o clasificado la simbraquidactilia en 4 tipos:

1) tipo 1: Se representa como cuatro dedos incompletos unidos por articulación parcial o completa (displasia de una o más falanges mediales), con o sin la forma relativa del pulgar.

2) tipo 2: La porción de la mano central o dedos centrales son elásticos (aplasia falanges intermedias), los dedos de los bordes de la mano son menos afectados.

3) tipo 3: Se presenta con una ausencia de las falanges o anaplásicos con vestigio de unas rudimentarias, la palma de la mano se genera normalmente con un tamaño menor a su homóloga y principalmente manifiesta con un pulgar funcional. con lo cual puede generar tareas limitadas

4) tipo 4: Se asemeja a una amputación transversal en el nivel de la articulación metacarpofalángica, con la presencia de botones con o sin vestigios de uñas.

Figura 3-3: Clasificación de agenesia digital.



Fuente: Benavides Piamba M.S (2019) SISTEMA DE REALIDAD AUMENTADA PARA ENTRENAMIENTO EN EL CONTROL DE PRÓTESIS EN PACIENTES CON AGENESIA DIGITAL TIPO 3

3.3 Soluciones posibles para simbraquidactilia

las decisiones que se deben tomar para un posible tratamiento no suelen ser fáciles. Además de estar completamente informados, se anima a los padres a visitar a otros niños en acción para ver por sí mismos el potencial de la tecnología que se ofrece.

La mayoría de los autores tienden a realizar la cirugía precozmente para una mejor y mayor respuesta biológica y adaptabilidad cortical.

- Dedo corto único: buena adaptación funcional y menos efectos psicológicos de la deformidad, por lo que la cirugía paliativa generalmente no es necesaria.
- Oligodactilia: Varias soluciones.
- Prótesis: El uso de prótesis estéticas tipo mecánicas puede mejorar significativamente el componente psicológico de las relaciones sociales y la calidad de vida, especialmente durante la adolescencia.
- Alargamiento mediante falanges del pie: Es una técnica utilizada por muchos autores, pero se cuestiona su efectividad. Los resultados dependen de la edad y los mejores resultados se obtienen antes de los 18 meses. Con este tratamiento es muy factible que se reabsorba la variable de la falange transferida, este procedimiento es de poca utilidad.

3.4. Taxonomía del agarre.

Como ya se ha descrito, para hablar de los distintos tipos de agarres que puede ejecutar la mano se tiene un estudio previo de la estructura que la compone y de los grados de libertad de cada estructura como son: los dedos, la palma y la muñeca. Asimismo, la mano es el segmento más distal de la estructura del miembro superior, ya que, es considerada una de las secciones del cuerpo más importantes después del cerebro humano. La mano permite una serie de agarres con ayuda del dedo pulgar que se opone a los demás, lo que permite realizar las distintas formas de pinzas.

En otras palabras, la mano se establece como un instrumento perfecto, con acciones específicas para realizar una actividad. Además, tiene diferentes funciones

como son: manipular, prensar, recibir o apoyar, las cuales, son necesarias para realizar muchos trabajos o actividades de ocio.

Figura 3-4: Tipos de agarre



Fuente: Brito Guaricela, J.I. Cuzco Patiño, M.X. (2013), Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha. Pag 24

Como se puede observar en la imagen anterior Figura (3-4) hay varios tipos de agarre que puede realizar la mano humana, según la patología del paciente nos enfocaremos solo en hablar del agarre de gancho o de poder, prensa palmar y agarre de pinza. Tal cual se ha descrito anteriormente la paciente tiene una simbraquidactilia en su dedo pulgar y sin la formación de sus demás dedos por esta razón se le limitan el tipo de agarres.

Agarre de poder o de gancho: es el movimiento de la mano para sujetar objetos en el aire. El anterior agarre se observa en la Figura (3-5) continuando con los tipos de agarre encontramos el agarre de prensa palmar que es un agarre que se da entre la mano y envuelve el objeto con uno o varios de sus dedos, sin utilizar el pulgar.

Figura (3-6), Agarre de pinza o pinza digital: un agarre que se da entre el dedo índice y el dedo pulgar para poder coger objetos mucho más pequeños. Figura (3-7)

Figura 3-5: Agarre de poder.



Fuente: Propia

Agarre de prensa palmar: un agarre que se da entre la mano y envuelve el objeto con uno o varios de sus dedos, sin utilizar el pulgar.

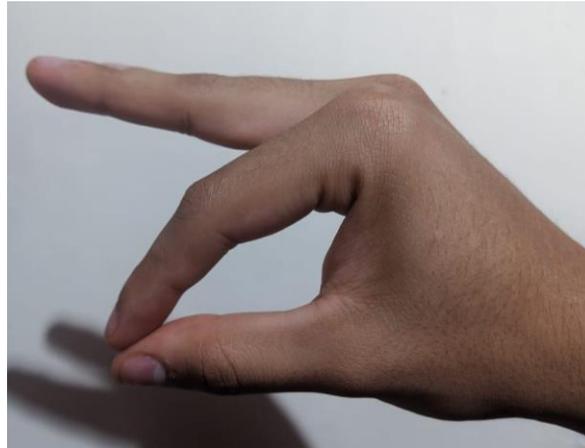
Figura 3-6: Agarre de prensa palmar



Fuente: Propia

-Agarre de pinza o pinza digital: un agarre que se da entre el dedo índice y el dedo pulgar para poder coger objetos mucho más pequeños.

Figura 3-7: Agarre de pinza



Fuente: Propia

3.5 Electromiografía (EMG)

La electromiografía (EMG) es la disciplina relacionada con la detección, estudio y uso de la señal eléctrica que se produce una vez que un músculo se contrae. Esta señal, la cual se da por la contracción de las fibras musculares de actina y miosina al contraerse por la despolarización y repolarización de la membrana celular. Entre las múltiples maneras de estudio de la señal electromiográfica resaltan 2 parámetros principales los cuales son la amplitud y frecuencia de la señal. ⁴

Los músculos esqueléticos están inervados por motoneuronas cuyos cuerpos celulares se encuentran localizados en la médula espinal, de tal manera que cada una de ellas establece contacto con varias fibras musculares, a través de uniones neuromusculares situadas en el centro de cada fibra muscular⁵. La inervación de

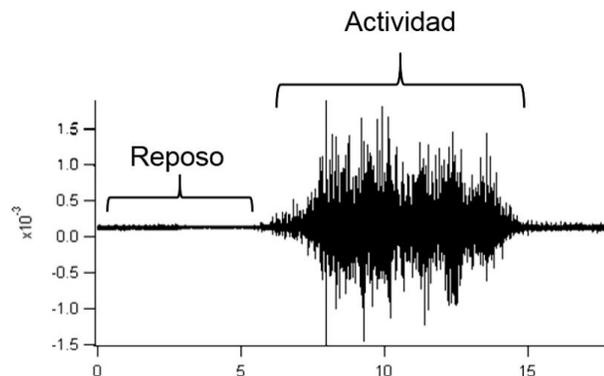
⁴ C.B, Gonzalo *Contracción del músculo esquelético*.

⁵ A.L, Luz amparo. *Biomecánica y patrones funcionales de la mano*. Universidad Nacional de Colombia

las neuronas motoras varía el número de fibras musculares dependiendo del lugar que se encuentran dentro del cuerpo humano.

El rango de medición de los potenciales medidos teniendo en cuenta el tipo de electrodo son: para electrodos intramusculares el rango oscila entre 0,1 a 20 milivoltios (mV), y para electrodos de superficie de 0,05 a 1 mV. En la figura (3.8) se observa algunas diferencias en cuanto a voltaje de diferentes posturas de la mano obtenidas por electrodos superficiales.

Figura 3-8: Actividad muscular



Fuente: Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación-Eduardo Guzmán-Muñoz, Guillermo Méndez-Rebolledo

3.6 Prótesis adaptables en la agenesia digital

En la actualidad la tecnología ha tenido muchos avances en la parte de robótica y así mismo en la parte de rehabilitación, ayudando a las personas a interactuar con el entorno y de igual manera sentirse bien consigo mismos. los distintos avances en la tecnología se han visto reflejados en la disminución del tamaño de los dispositivos

implantables, la impresión en modelos 3D; de órganos y partes móviles. con el contexto principal de disminución de costos de los prototipos.

El compromiso con el buen funcionamiento de las prótesis se remonta a finales del siglo pasado y ha evolucionado con diferentes tipos y diseños, desde entonces este sistema mecánico depende de muchos factores, entre ellos la economía, el grado de reducción y el movimiento que realice. Pero de manera similar, existen diferentes tipos de prótesis, como estéticas, mecánicas, eléctricas y parciales. Se puede mencionar que es adecuado para pacientes que han perdido una extremidad a nivel de parte de la mano, dedo por trauma de amputación o que nacieron con una parte de su mano.

Las prótesis en general de integrante preeminente se enmarcan en el término de multifuncionalidad con propiedades de estética o cinemática de la mano con respecto de prensión y potencia, basándose en un limitado número de actuadores para permitir una solución compacta de tamaño y peso limitado, más la relación entre cliente y prótesis con control bidireccional desde canales naturales de comunicación para simple aprendizaje y uso, además debería ser un sistema de control semiautónomo para eludir probables errores y perturbaciones. Estas prótesis en la mayoría de los casos tienen la posibilidad de ser utilizadas por personas que han sufrido cualquier tipo de amputación o padecen un defecto innato en su extremidad preeminente. Numerosas de estas prótesis son controladas por señales de electromiografía (EMG) (prótesis mioeléctricas), su manejo se apoya en la utilización de electrodos de área instalados en los músculos antagonistas de una extremidad residual o que tienen la posibilidad de contraer voluntariamente de manera aislada, dichos electrodos captan las señales para ser amplificadas y enviadas al elemento protésico para crear el desplazamiento esperado, brindando un más grande nivel de estética, fuerza y exactitud, como por ejemplo:

Prótesis Pasiva o estética: Son prótesis enfocadas en la estética visual con muy poca movilidad. Por lo cual, están hechas de materiales que asimilan el tejido humano y su acople sea a medida para mejorar su comodidad. Entre los materiales más empleados para su elaboración están: los polímeros a base de PVC rígido, látex flexible o silicona; ya que estos, son materiales livianos, que requieren menos mantenimiento.

Prótesis mecánicas: Las manos mecánicas son de movimientos limitados los cuales solo brindan las funciones de agarre y apertura voluntarios, por medio de cables o correas. Y es necesario aclarar que, los movimientos que se generan son voluntarios por movimiento del mismo cuerpo.

Prótesis eléctricas: Se caracterizan por utilizar principalmente baterías recargables y su funcionamiento se basa en el uso de motores eléctricos, y son controladas por señales EMG o por pulsadores.

Prótesis neumáticas: Son dispositivos que funcionan por medio de aire comprimido, esto proporciona una gran cantidad de fuerza y rapidez para el funcionamiento de los elementos mecánicos.

Prótesis híbridas: Son dispositivos que coordinan diferentes tipos de combinaciones para su funcionamiento, como la parte eléctrica y mecánica con la acción del cuerpo. Estas prótesis son las más utilizadas para distintos tipos de diversidad funcional.

Prótesis parcial de mano: Las prótesis parciales de mano se utilizan en ausencia de muchos dedos debido a amputaciones o defectos de nacimiento, y el desarrollo de estas prótesis es una opción protésica relativamente nueva. Es más complicado que una restauración a mano completa. Durante mucho tiempo, la única opción viable fue una prótesis manual, que no tenía función, pero que podía ser utilizada por pacientes que proporcionaban solo una solución cosmética a los movimientos básicos de agarre. También existen prótesis parciales removibles y prótesis electromecánicas con las siguientes energías naturales:

-
- **X-FINGER:** Dispositivo ver Figura (3.9) diseñado principalmente para pacientes que han perdido de 2 a 4 de sus falanges, esta prótesis es controlada por la palma de la mano generando un movimiento simultaneo de las falanges protésicas, funciona con energía natural, este dispositivo es fabricado en acero inoxidable.

Figura 3-9: X-Hand de la empresa X-Finder.



Fuente: x-finger.com

- **Michelangelo:** El sistema protésico Axon-Bus con la mano Michelangelo proporciona muchos movimientos cotidianos, es controlada por medio de señales mioeléctricas y generando una sensación de una mano natural por los diferentes materiales que asimilan una mano humana.
La mano transcarpiana Michelangelo ahora posibilita a usuarios con un muñón residual extenso y una amputación a grado transcarpiana una custodia eficiente. Vista en la Figura (3-10)

Figura 3-10: Michelangelo.



Fuente: ottobock.com

- **I-Limb Quantum:** Es la mano mioeléctrica multiarticulada más avanzada de Össur. El diseño incluye partes en titanio para un aumento en la carga, el agarre, fuerza y disminuir su peso, para proporcionar una buena funcionalidad además es controlada con señales mioeléctricas.

Figura 3-11: I-Limb Quantum.



Fuente: ossur.com

- **Vincent Fingers:** Prótesis controlada por señales mioeléctricas (EMG). Esta es diseñada a medida tanto para amputaciones de mano y de metacarpos viene en diferentes tamaños con proporción anatómica.

Figura 3-12: Prótesis Vicent Fingers



Fuente:Systems GmbH, Germany

3.7 Sistema de rehabilitación para agenesia tipo 3

Las prótesis una vez que se controlan, las manos robóticas producen problemas notables los cuales radican en los desafíos de decodificar de forma correcta las señales de contracción musculares o señales mioeléctricas del cliente. La mayor parte de las manos protésicas accesibles en el mercado en la actualidad emplean señales en relación con las señales electromiográficas (EMG) para codificar el número limitado de movimientos preestablecidos.

Según los costos de prótesis de manos en el mercado, la impresión 3D es la mejor elección pues es más accesible en la economía de Colombia. Asimismo, tienen la posibilidad de combinar diversos materiales maleables para lograr una mejor resistencia, la prótesis puede tener un problema en pacientes con agenesia digital debido a que este no ha probado el desplazamiento natural de la mano usual; además la utilización de las prótesis tiene que pasar por un proceso de preparación muscular que puede conllevar a una atrofia muscular, fatiga y frustración en la

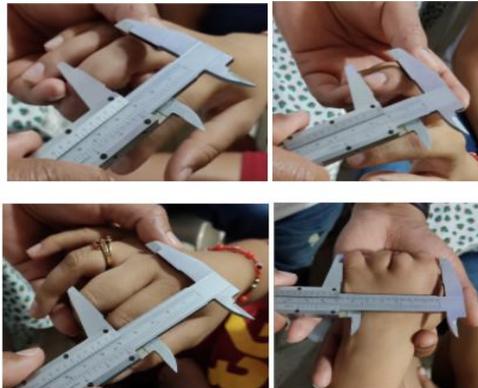
persona. para lo que se ha desarrollado un sistema de compra de señales EMG con base Arduino anteriormente del uso de una prótesis diseñada a la medida ver Tabla (3.1) donde se registran las medidas y como se hace el proceso de tomar estas medidas ver Figura (3.13).

Tabla 3-1: Medidas

Mano Derecha		Mano Izquierda	
Medicion dedos	Medida en mm	Medida	Medida en mm
meñique	4.8	Ancho	6.8
anular	6.4	Largo	7.3
corazon	8.3	Profundo	2.5
indice	6.9		
pulgar	4.5		

Fuente: propia

Figura 3-13: Mediciones



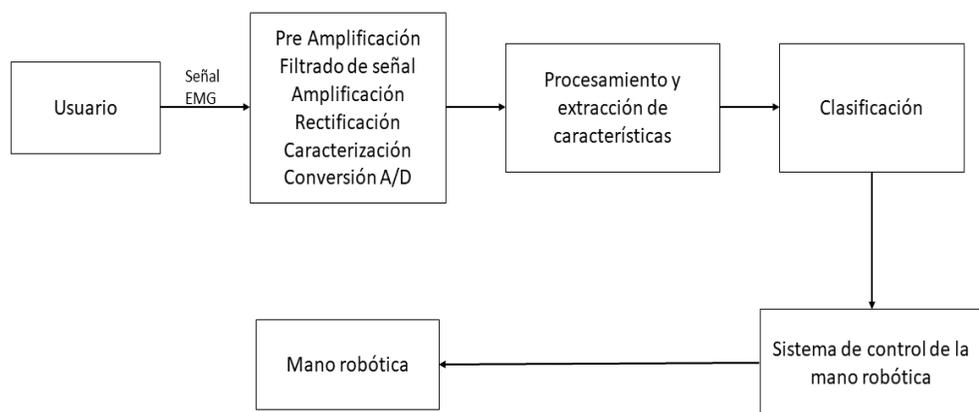
Fuente: Propia

Capítulo 4.

4.1 Componentes y métodos

Este proyecto de investigación, tiene como base la iniciativa CDIO (concebir, diseñar, implementar, operar); perfilado, a partir de cuatro ejes: la patología de agenesia digital tipo III; la construcción de un modelo en un *Software CAD-3D Solid Edge*; el desarrollo electrónico en *Eagle ST8* y el uso de prototipado rápido impresoras 3D. Se describirán a continuación el diagrama de bloque figura (4.1) ofrece un vistazo de cómo se desarrolla el funcionamiento de la prótesis, cada una de las etapas del proceso de fabricación de una prótesis mecánica funcional y de buen aspecto, dando inicio con el estudio o caracterización de particularidades hasta concluir en la evaluación de la misma, mediante pruebas con la paciente. Lo anterior con el objetivo de proporcionar ayuda motriz y autonomía, en aspectos cotidianos de personas con limitaciones o discapacidades físicas.

Figura 4-1: Diagrama de Bloque.



Fuente: propia

4.1.1 Usuario

Paciente de sexo femenino con 20 años de edad, diagnosticada con agenesia digital congénita tipo III ver figura (4.2). Se procede a tomar las medidas de la morfología de la extremidad superior distal izquierda; creando así el *Socket* base en el cual se van a elaborar los diferentes acoples y estructuras que soportan los mecanismos.

Figura 4-2: Agenesia tipo III a tratar.



Fuente: Propia

Con el fin de conseguir simetría proporcional en relación a la mano opuesta ver figura (4.3), que cuenta con características anatómicas naturales, se realiza el seguimiento de las longitudes (próximas, medias y distales) de cada uno de los dedos respectivamente, desde el meñique (quinto dedo) hasta el índice (segundo dedo) tomando las medidas de la falangina y falangeta como una sola.

Figura 4-3: Toma de mediciones.



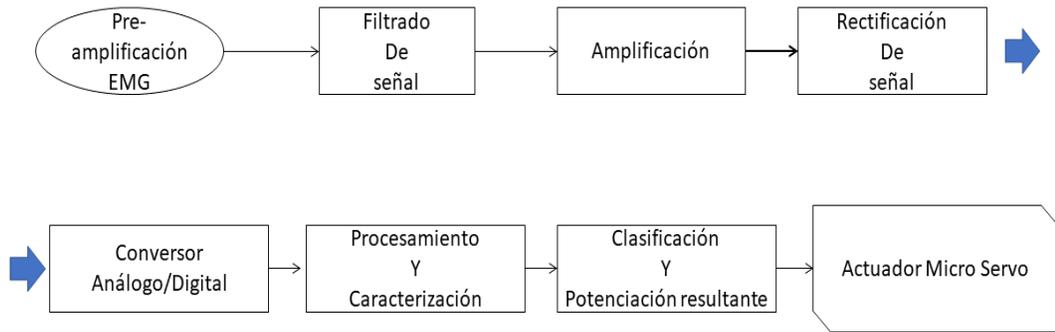
Fuente: Propia.

Una vez registradas las medidas de la extremidad, se inicia el proceso de modelación 3D en el software de Solid Edge ST8, que posee diferentes tipos de herramientas (extruir, cortar, crear bocetos o dibujos, acortar, entre otras) para generar volumen, relieve y estructura. De esta manera, en un plano 2D (bidimensional) se realizan los bocetos o dibujos a escala (1:1) y haciendo uso de las herramientas mencionadas anteriormente, se empieza a dar una forma sólida a las piezas 3D.

4.2 Adquisición de señales EMG

Esta etapa se fundamenta en la lectura de señales mioeléctricas (EMG) evidenciado en el diagrama en bloques figura (4.4), producidas por la acción muscular de una extremidad cuando ejecuta un movimiento, con el fin de generar mediante el procesamiento de estas, las acciones naturales de la mano tales como agarre de poder, pinza fina, gancho entre otros. Además de caracterizar las señales, a través de una tarjeta de adquisición y control, que se transforman en una actuación mecánica y física, dispuesta en un desarrollo de prótesis hecha a medida.

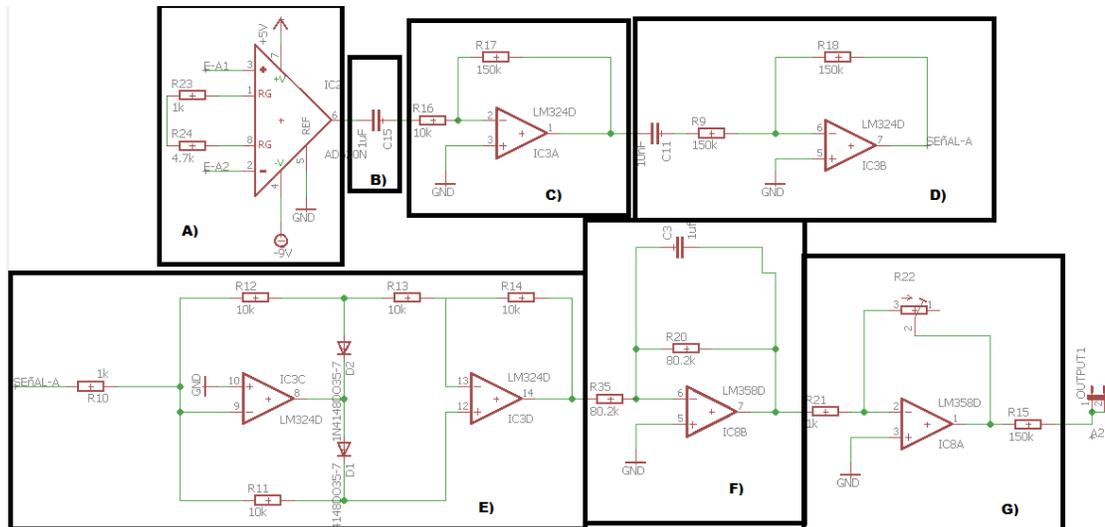
Figura 4-4: línea de adquisición, procesamiento y actuación de la señal



Fuente: Propia.

4.2.1 Diseño electrónico de la etapa de adquisición de la señal

Figura 4-5: Circuito de adquisición de la señal



Fuente: Propia

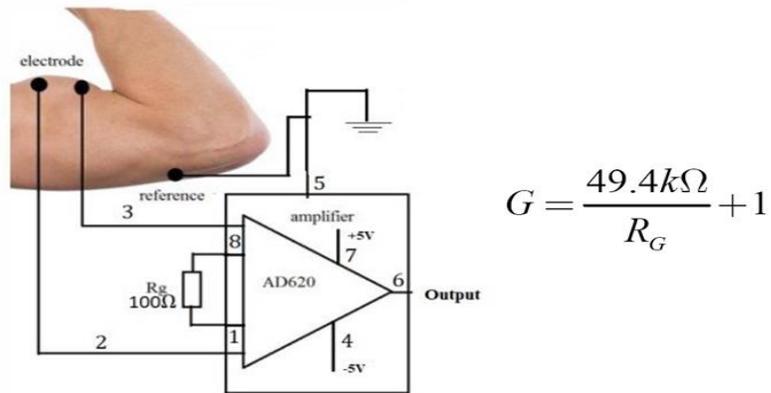
(A) Pre-Amplificación. (B) Condensador de señal de acoplo. (C) Amplificación de la señal. (D) Filtro pasa altas. (E) Etapa de rectificación de la señal y envolvente. (F) Filtro pasa bajas. (G) Amplificación de la señal.

(A) Pre-Amplificación: se conforma por el amplificador de bio-instrumentación ad620, caracterizado por tener alta impedancia, que permite transportar la tensión e información de la señal tomada con los electrodos en la entrada hasta la salida del integrado sin pérdida de información, logrando una elevada confiabilidad. Siendo así, una de las mejores opciones para la lectura de señales biomédicas que poseen muy baja amplitud, como ocurre en la mayoría de los músculos grandes, que proporcionan en sus registros con electrodos intramusculares una amplitud de 100 mV cuando se contraen.

A diferencia de las lecturas con electrodos de superficie, que son atenuadas por tejidos internos y piel, alrededor de los 4.3 mV. A través de estas características el amplificador, se configura para suministrar una ganancia de 10 veces con respecto al valor de la entrada, dando así una señal más amplia con rasgos definidos para su tratamiento.

A continuación, se muestra en la Figura 4-6 cómo se debe disponer de los pines para la conexión eléctrica y la entrada de la señal obtenida por electrodos de superficie en los músculos y la fórmula que se debe aplicar para obtener una ganancia respecto a la señal de entrada.

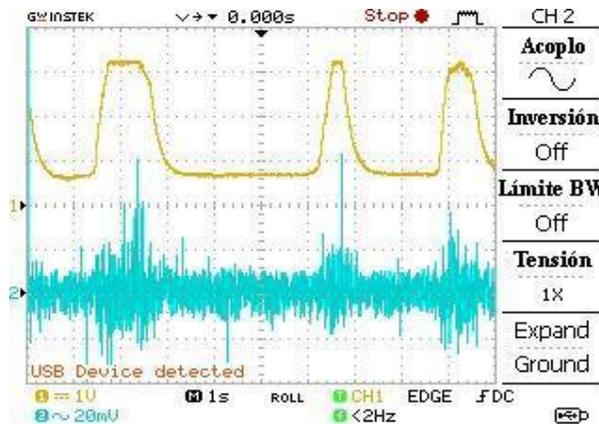
Figura 4-6: Configuración para un Amplificador de instrumentación AD620.



Fuente: www.ResearchGate.com

Es necesario registrar la actividad que se presenta en cada una de las etapas para verificar el funcionamiento de los sistemas eléctricos, el ingreso de la señal electromiográfica y validar el correcto funcionamiento del proceso de amplificación. Primera etapa de amplificación Figura (4.7).

Figura 4-7: Señal de Pre-Amplificación (osciloscopio).

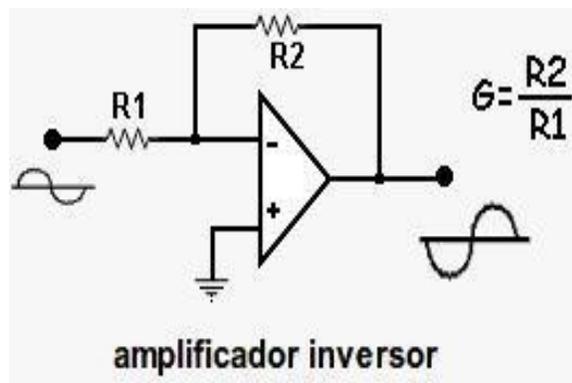


Fuente: propia- contracción del músculo flexor ulnar del carpo, señal azul (20 mV - 1 seg) y señal amarilla después del procesamiento (1V-1 seg).

(B) Condensador de señal de acoplo: también llamado condensador de acoplamiento, cumple la función de enlazar la señal de corriente alterna (AC) de un circuito **A** hacia un circuito **B** eliminando o bloqueando la señales o componente (CC) dejando pasar únicamente la señal alterna. Para un patrón sinusoidal deseado, que se obtiene de las señales EMG.

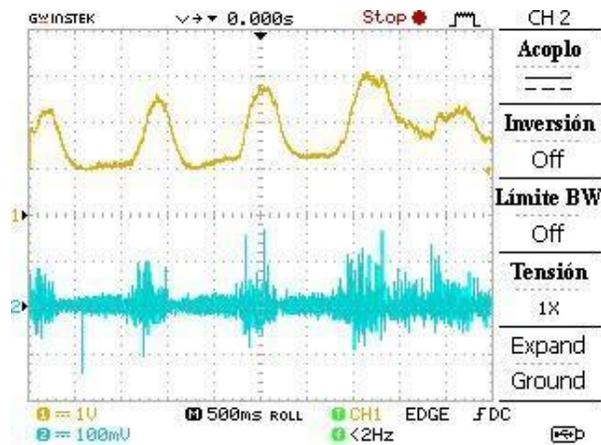
(C) Amplificación de la señal: En este punto la señal obtenida en la entrada del amplificador tiene un valor reducido referente a 43 mV, que no es suficiente para generar algún aprovechamiento notorio para indicar condiciones en la programación. El esquema apreciado en la Figura (4.8) es utilizado para la configuración del amplificador operacional inversor Figura (4.9), está dispuesta a producir una ganancia de 15 respecto a la entrada, obteniendo una amplificación de la señal de 645 mV (aproximado) conjunto con el ruido, requiriendo una nueva etapa para su procesamiento.

Figura 4-8: Configuración amplificador inversor



Fuente: proyecto electrónico.com

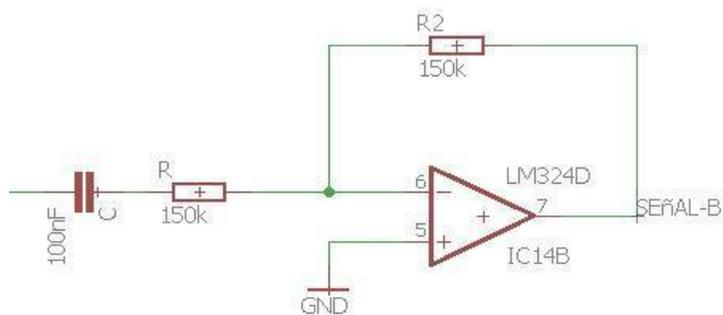
Figura 4-9: Amplificación de señal (osciloscopio).



Fuente: propia. Contracción del músculo flexor ulnar del carpo, señal azul (100 mV-500 ms) y señal amarilla tratada (1 V-500 ms).

(D) Filtro pasa altas: con el fin de eliminar o atenuar frecuencias indeseadas, que no estén dentro del rango estipulado anteriormente en el transcurso del presente escrito y que no aportan información útil debido a su naturaleza de ruido o interferencia, que pueden inducir al error en la caracterización y programación posterior, este filtro se activa o interviene a partir de los 10 Hz, atenuando significativamente frecuencias que estén por debajo de esta. En la Figura (4.10) podemos ver el diseño esquemático y en la figura (4.11) obtenemos la señal filtrada.

Figura 4-10: Configuración filtro pasa altas.



Fuente: propia

El punto de corte que se debe diseñar lo obtenemos a partir de la Ecu.4.1 y la ecuación dispuesta para calcular la ganancia de la amplificación del circuito se haya con la Ecu.4.2

Ec. 4.1: Frecuencia de corte para filtros pasa altas.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

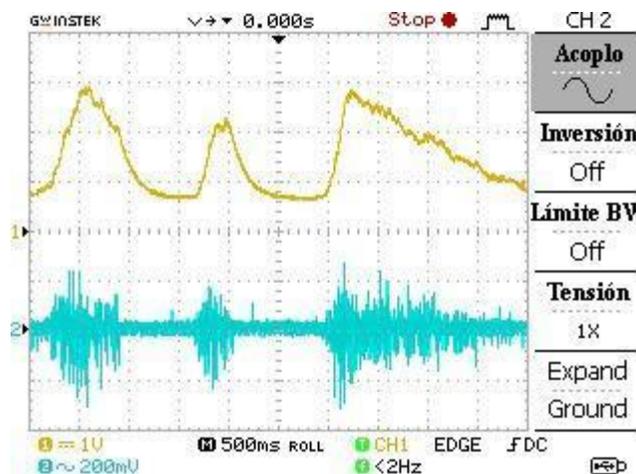
Fc= Frecuencia de corte, R = Resistencia, C=Condensador.

Ec. 4.2: calcular ganancia.

$$G = \frac{R_2}{R}$$

G=Ganancia R, R2 = Resistencia.

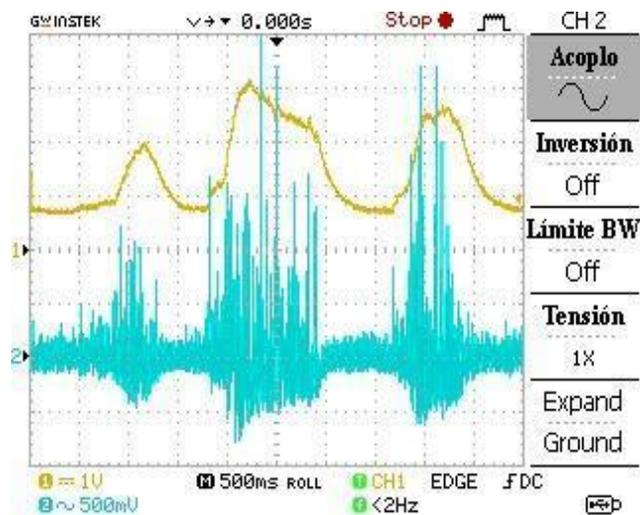
Figura 4-11: Filtración pasa altas (osciloscopio).



Fuente propia: Contracción del músculo flexor ulnar del carpo, señal azul (200 mV-500 ms) y señal amarilla tratada (1 V-500 ms).

(E) Etapa de rectificación de onda completa Figura (4-12): en el proceso de aplicación de la señal junto con la eliminación de ruido producido en ella, es necesario pasar por una rectificación antes de ser procesada por el microcontrolador y su conversor análogo-digital, pues la señal tiene componentes positivos y negativos; sin embargo, este solo puede recibir e interpretar datos de la señal en el rango de valores positivos, rectificando la señal de la onda en términos de DC.

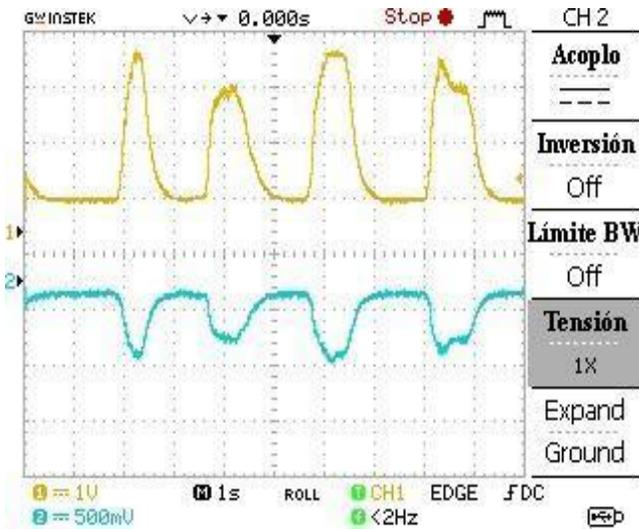
Figura 4-12: Rectificación de onda (osciloscopio).



Fuente: propia. Contracción del músculo flexor ulnar del carpo, señal azul (500 mV-500 seg) y señal amarilla tratada (1 V-500 ms).

(F) Filtro pasa bajas: seguidamente de la rectificación Figura (4.13): se procede con otra etapa de filtrado opuesta a la ya mencionada anteriormente, donde se bloquea frecuencias superiores a la frecuencia de corte 1500 Hz, para suprimir el ruido que altera la señal, que, de igual manera, no aportan información útil, formando un filtrado de banda desde 10Hz hasta 1500 Hz.

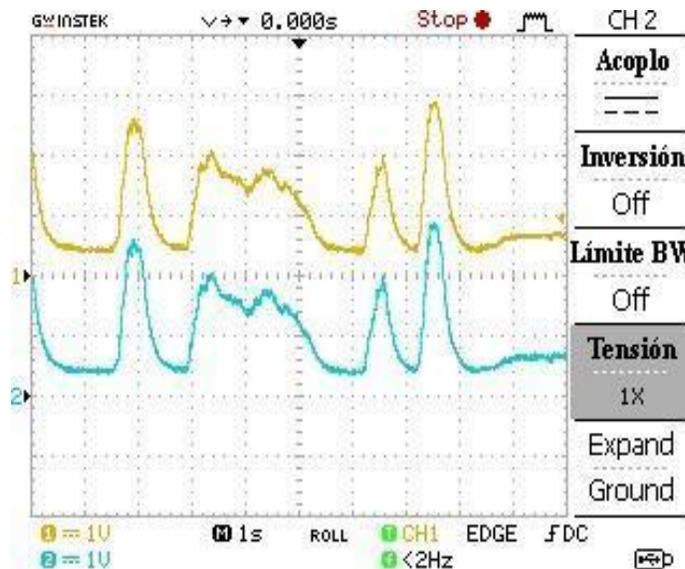
Figura 4-13: Filtro pasa bajas (osciloscopio).



Fuente: propia. Contracción del músculo flexor ulnar del carpo, señal azul (500 mV-1 seg) y señal amarilla tratada (1 V-1 seg).

(G) Amplificación de la señal: el proceso de tratamiento de la señal en la etapa electrónica mencionada anteriormente Figura (4.14), brinda una señal lista para diferenciar niveles de tensión correspondientes a movimientos concretos, que se pueden utilizar para crear las diferentes instrucciones en la programación. No obstante, es amplificada nuevamente, para obtener una señal más fuerte que no sea tan susceptible a ruido externo y sea claramente diferenciable para un procesamiento más efectivo, la señal producida se encuentra en los valores negativos, por lo que el amplificador inversor transforma los valores de la señal negativos a positivos, suministrando una amplificación de ganancia que puede variar entre 2 a 20 respecto a la entrada.

Figura 4-14: Amplificación de Final (osciloscopio).



Fuente: propia. Contracción del músculo flexor ulnar del carpo, señal final (1 V-1 seg).

4.3 Prótesis de una mano robótica

4.3.1 Componente diseño mecánico y estructural

Para el diseño mecánico de la prótesis, en primer lugar, se realiza un estudio en el que se analiza la morfología de la mano y las alteraciones que se presentan en el paciente, para tener un claro conocimiento sobre las dificultades derivadas de estas.

Posteriormente, se realiza la toma de medidas necesarias para llevarlas a un ambiente de modelación 3D con ayuda del software Solid Edge ST8. Recreando las secciones de la prótesis digitalmente, analizando la movilidad mecánica y física resultante. Las cuáles serán elaboradas tridimensionalmente en filamento acrilonitrilo butadieno estireno *ABS*, tomando como base la sección del dedo índice

hasta el dedo meñique de la mano izquierda. El producto que se obtiene es una pieza solida lista para ensamblar Figura (4.15).

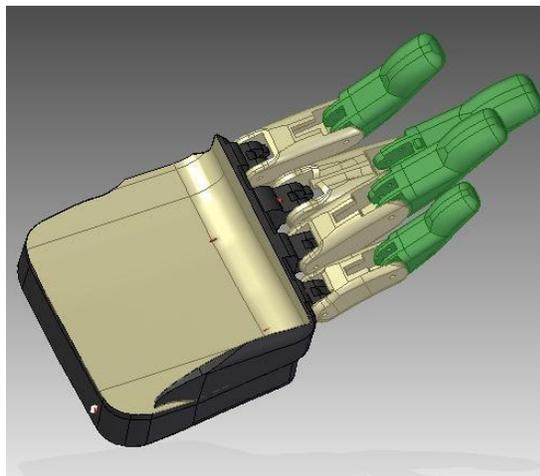
Figura 4-15: Sección ABS de prótesis.



Fuente: Propia

En el ambiente virtual se visualizan las diferentes herramientas que dan paso a la construcción de un modelo en 3D Figura (4.16).

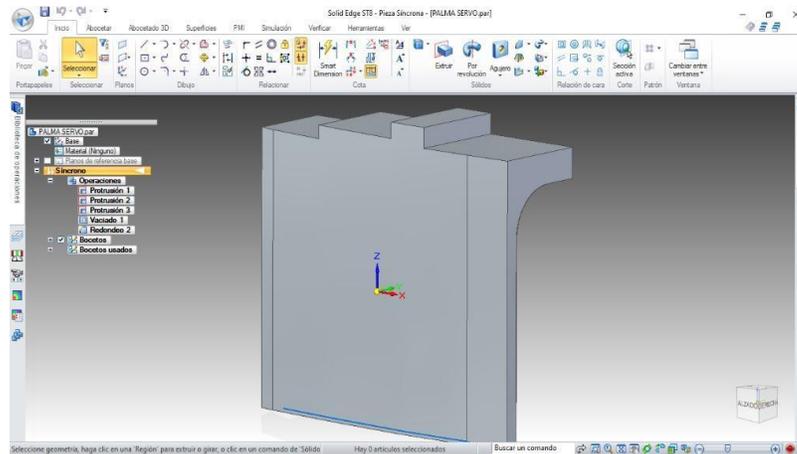
Figura 4-16: Modelo 3D



Fuente: Propia

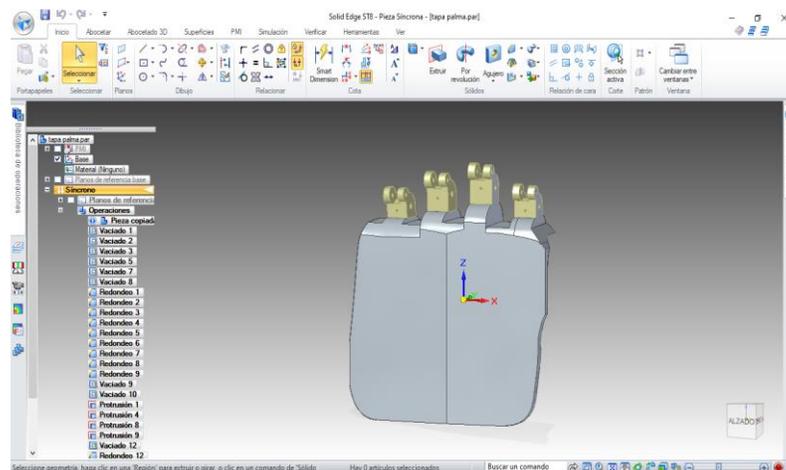
El paso a paso Figuras (4.17), (4.18), (4.19) de la construcción de las piezas en 3D se llevan a cabo aplicando diferentes técnicas de modelación virtual partiendo de las medidas e información registradas del paciente.

Figura 4-17: Proceso de diseño estructural 1.



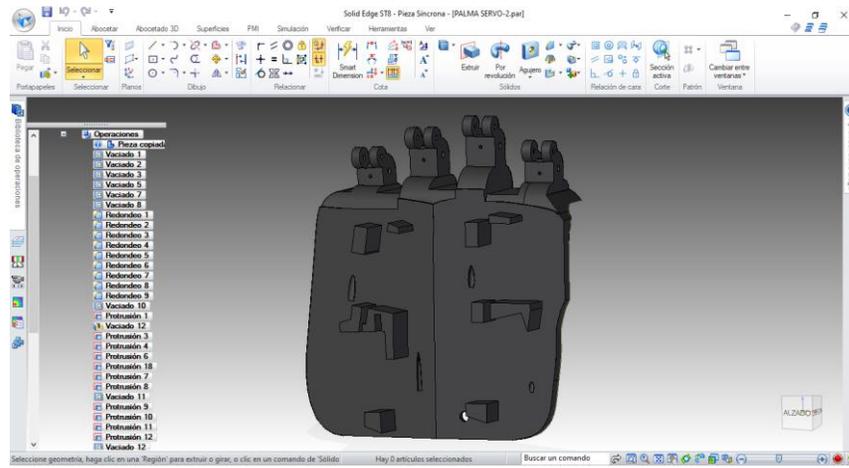
Fuente: Propia

Figura 4-18: Proceso de diseño estructural 2.



Fuente: Propia

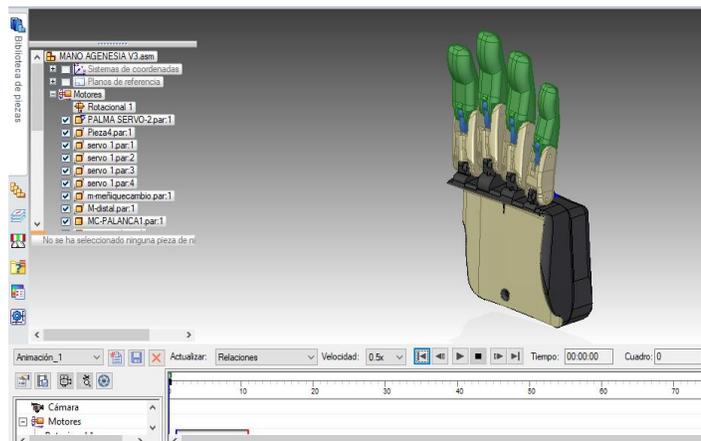
Figura 4-19: Proceso de diseño estructural 3.



Fuente: Propia.

Una vez finalizado el diseño de la estructura de la prótesis, se procede a realizar una simulación de los grados de libertad mecánicos y físicos, para observar el correcto desplazamiento de las secciones que conforman la estructura Figura (4.20).

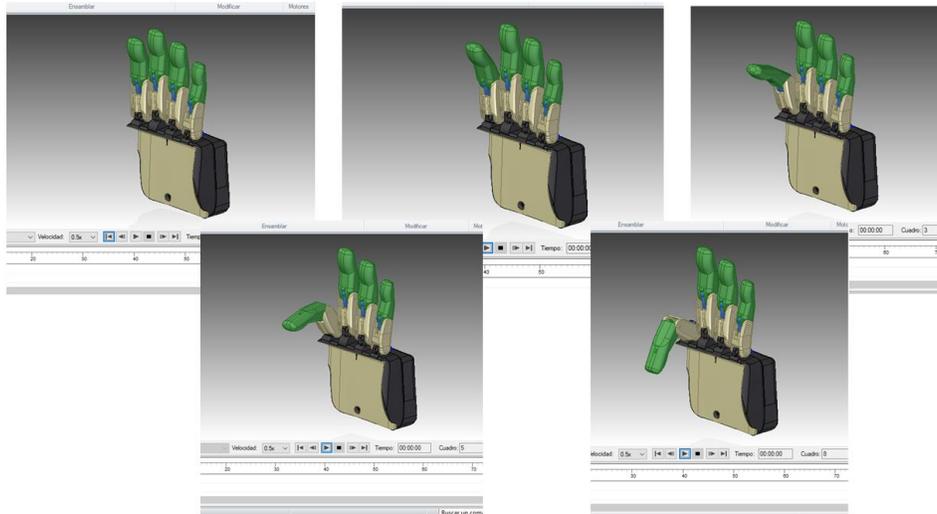
Figura 4-20: Simulaciones de movimiento.



Fuente: propia

Observando la Figura (4.21) de detalla como el mecanismo sigue el curso de desplazamiento para en la etapa de simulación

Figura 4-21: Animación de desplazamiento del dedo índice de prótesis en Solid Edge.



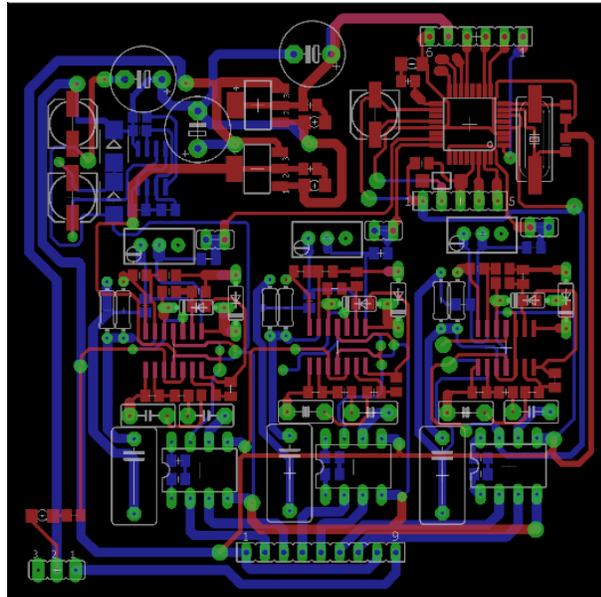
Fuente: propia

4.4 Sistema de control de la mano robótica

Para el diseño bidimensional de la electrónica digital, se utilizaron los softwares *Proteus 8.8* de simulación de circuitos para recrear, estudiar y controlar el comportamiento de las señales de entrada y; *Eagle* especializado en el diseño de esquemas y circuitos impresos, para el desarrollo de la electrónica de la prótesis. Lo anterior, en conjunto con el microcontrolador Atmega328p, circuito integrado de alto rendimiento, el cual posee un microcontrolador RISC, un puerto serial de 6-canales y 10-bit en el Conversor A/D con temporizador Figura (4.22).

La PCB está diseñada para la optimización de espacio reduciendo el área del contenido siendo así una tarjeta electrónica de dos capas Figura (4.24), bottom layer (azul) y top layer (rojo).

Figura 4-24: Circuito PCB de 2 caras

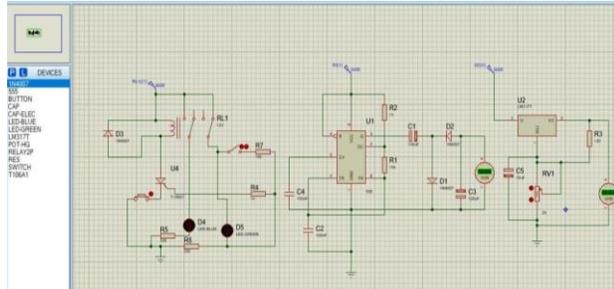


Fuente: Propia

4.5 Desarrollo electrónico

Finalizado la etapa de diseño y estructura, se continúa con la etapa electrónica (simulación y creación), el primero referente al software *Proteus 8.8* ver Figura (4.25), primordial para llevar a cabo las simulaciones de los componentes y circuitos diseñados en un ambiente virtual, ya que mediante este se observa el comportamiento de las señales, el testeo y el control respectivo de las mismas.

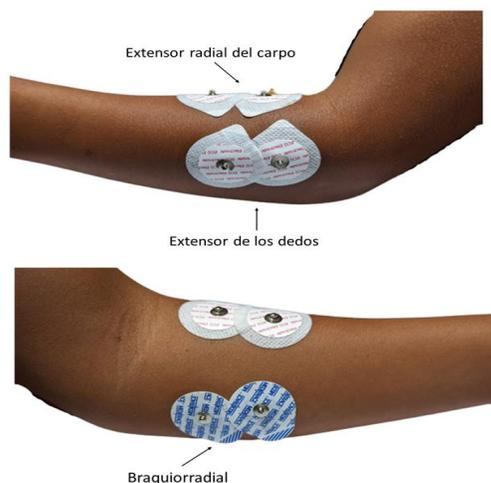
Figura 4-25: Simulación, configuración y pruebas de componentes electrónicos en *Proteus*



Fuente: propia

Después de lograr la simulación total del circuito y observar un comportamiento ideal, como segunda medida se emplea el software *Eagle*, en el que se hará el enrutamiento de las pistas y conexiones pertinentes de los componentes, para llevar de la planeación a la realización, la placa electrónica de control o PCB se encuentra dividida en 7 secciones que poseen funciones establecidas para una correcta interpretación de la señal entrante, la información o la señal recolectada se obtiene a través de electrodos dispuestos en la superficie de la piel ver Figura (4.26).

Figura 4-26: Disposición de electrodos para toma de señal.



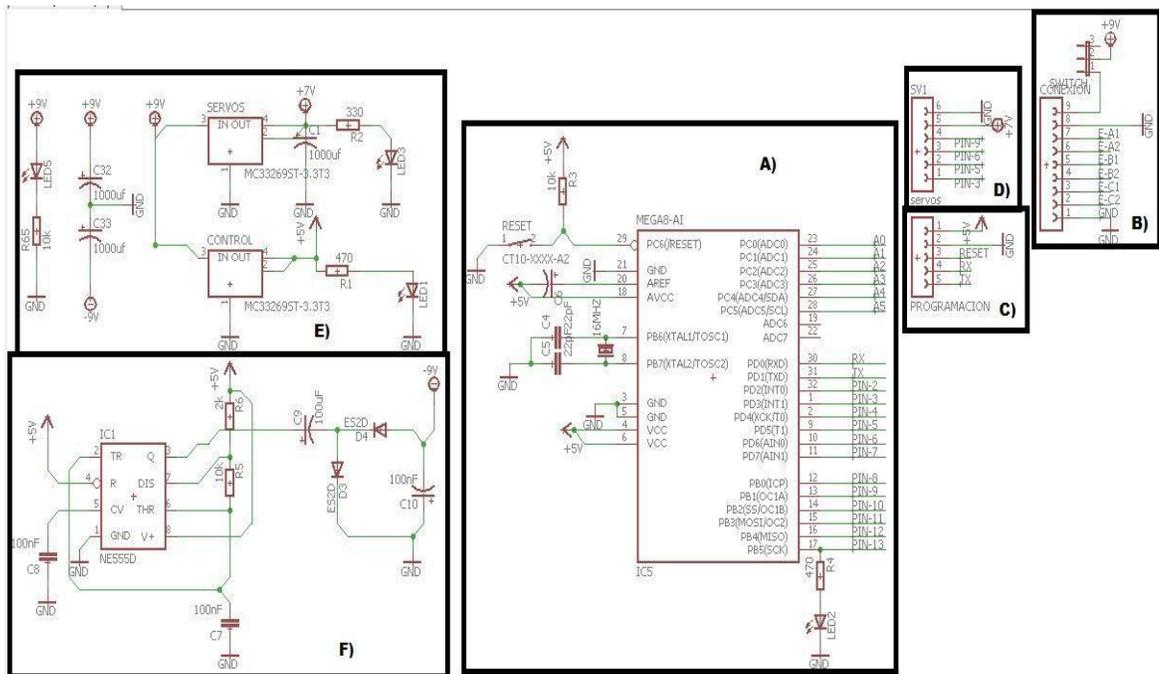
Fuente: Propia

4.6 Conexión eléctrica de la placa de control.

El proceso de diseño al igual que la etapa de lectura de señales EMG se hace a través del software Eagle 7.6 para el desarrollo esquemático ver Figura (4.27).

Figura 4-27: Diseño de la tarjeta de control

(A) Micro controlador de procesos. (B)Entrada y recepción de los electrodos superficiales. (C)Pines dispuesto para programación. (D)Salida de información para los actuadores. (E)Fuentes de regulación y voltaje de la placa. (F)Fuente de alimentación negativa.



Fuentes: Propia.

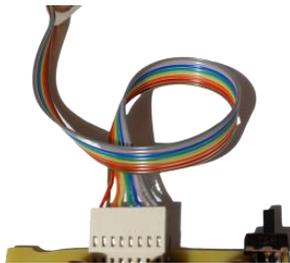
De acuerdo al diseño esquemático incluido en la Figura (4.27) se dará a conocer el propósito de cada una de las etapas ahí diseñadas.

(A)- Micro controlador de procesos: En la diversidad de dispositivos integrados que existen para ejecutar procesos de automatización IDE control y análisis de señales,

se emplea un circuito integrado atmega328p para encargarse de la toma de decisiones programadas dentro de este.

(B)- Entrada y recepción de electrodos superficiales Figura (4.28): conector de entrada de la señal a través de electrodos de superficie para transmitir la información de esta.

Figura 4-28: Conector de entrada de datos.



Fuente: propia.

(C)- Pines dispuestos para la programación: son necesarios pines para el ingreso y configuración de los puertos análogos y digitales del integrado o microcontrolador, a través del conversor USB a TTL 232, cargando las líneas de comando para ejecutar acciones en los actuadores.

(D)- Salida de información de actuadores: se utilizan pines de salida, que transmiten los comandos indicados por la programación, para que sean ejecutados por el microcontrolador.

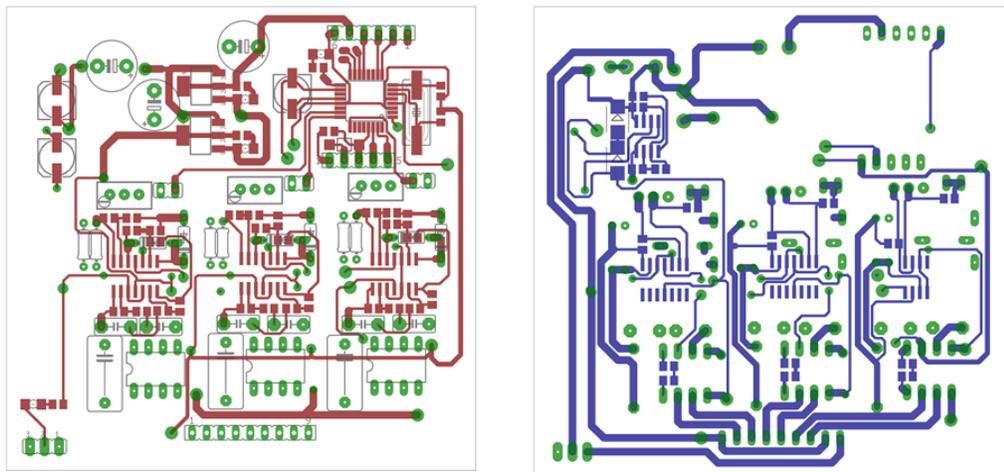
(E)- Fuentes de regulación de voltaje de la placa: se emplean reguladores de voltaje, para suministrar tensiones continuas y constantes de alimentación múltiple (3.3V, 5V, -5V, 7V).

(F)- Fuente de alimentación negativa: los circuitos de amplificación operacional, requieren de una fuente dual que garantice su correcto funcionamiento en la amplificación de la señal senoidal, dado que, esta posee valores en el rango positivo y negativo.

4.7 Ensamble y manufactura del PCB

Partiendo del modelo producido por el software de diseño electrónico *Eagle 7.6*, se tiene el plano de conexiones y el enrutamiento de pistas necesarias para confeccionar el circuito impreso de la placa física en una PCB o baquelita en dos capas y un tamaño aproximado de 8cm * 8cm ver Figura (4.29), la cual reúne todos los componentes para formar la tarjeta de adquisición de señales EMG.

Figura 4-29: Capas de la placa de control.

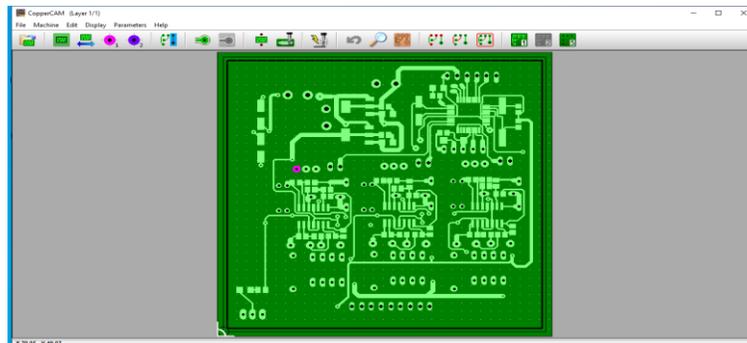


Fuente: Propia.

El proceso para generar un circuito impreso, inicia con la perforación de los agujeros (*Drills holes*) y el corte del contorno en la placa de cobre (*baquelita de fibra de vidrio*), previo a esto se deben tener listos los archivos de corte llamados gerber los cuales son generados por el software de diseño electrónico *Eagle 7.6*, estos archivos deben ser convertidos en lenguaje de interpretación para máquina (G-code), el software *CooperCAM* *Figura (4.30)* carga los datos e información proporcionada, a través de los archivos gerber en una interfaz que permite

configurar el uso de herramientas para corte, perforación y ruteo de las líneas de conexión eléctrica (pistas).

Figura 4-30: Software CopperCAM generador de G-code .



Fuente: Propia

Una vez obtenidos los archivos de programación para corte y perforación se inicia con el maquinado en la cortadora CNC modelo *WOODPECKER CNC* a través de la interfaz del software GRBLcontrol Figura (4.31) el cual permite la comunicación con la máquina cortadora CNC

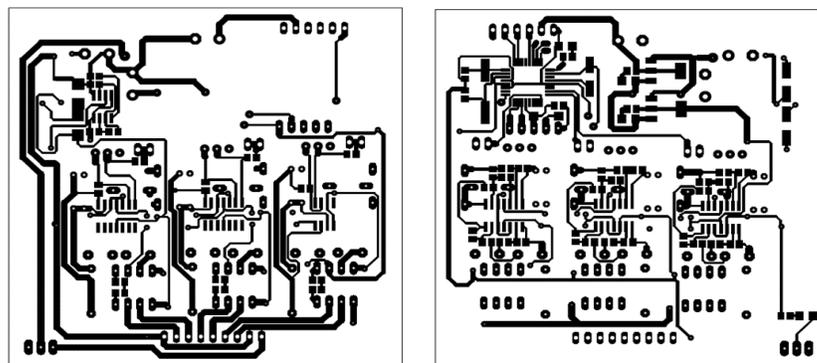
Figura 4-31: Software GRBLcontrol generador de G-code y cortadora CNC.



Fuente: Propia

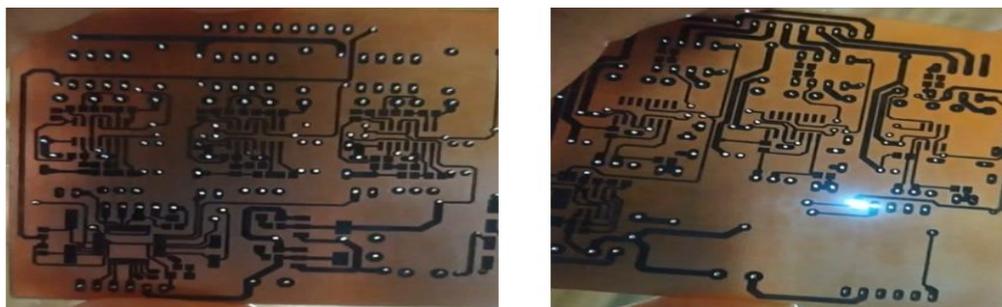
Continuando con el proceso de manufactura de la tarjeta de adquisición de señales EMG, se elige usar el método del planchado para circuitos electrónicos, este método es fácil y de bajo costo, el proceso consiste en usar transferencia de calor de una hoja de papel fotográfico de 135 gramos impresa con tinta seca (toner) ver Figura (4.32) a una placa o baquelita de cobre ver Figura (4.33), la impresión contiene una fotografía de las pistas y pads del circuito electrónico, creando así una capa de protección que servirá para cubrir las pistas y pads en un proceso químico, en el que se usa el cloruro férrico $FeCl_3$, utilizado para eliminar las zonas que no contienen esta capa protectora ver Figura (4.34).

Figura 4-32: Impresión en papel fotográfico del circuito electrónico.



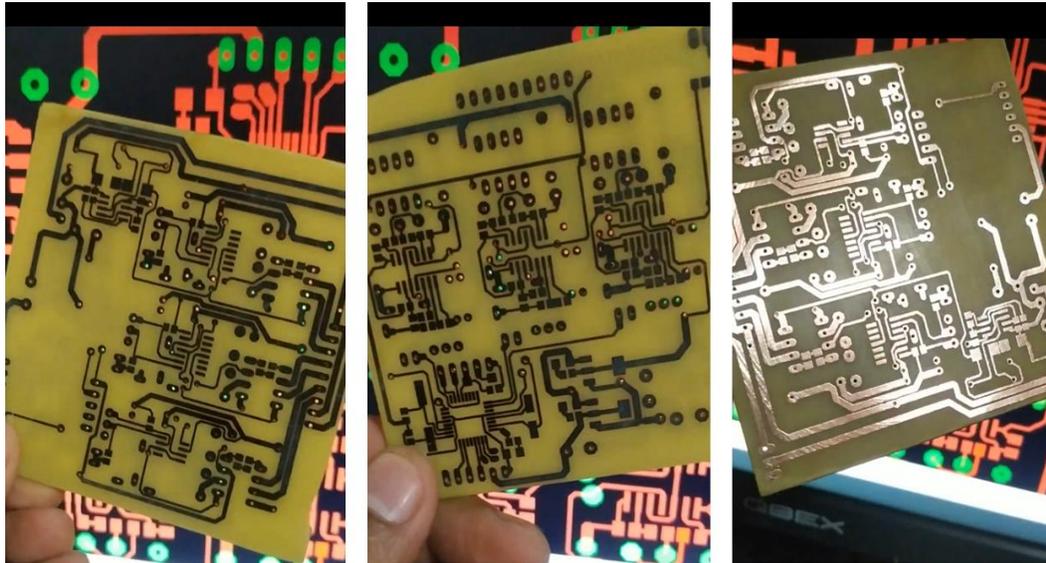
Fuente: Propia

Figura 4-33: Circuito después del método de planchado.



Fuente: Propia.

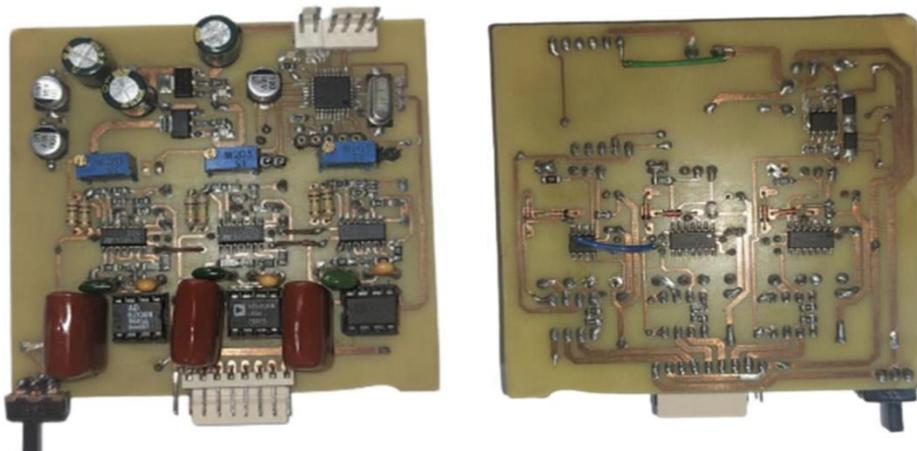
Figura 4-34: Circuito después del proceso químico.



Fuente: Propia

Una vez esta lista la baquelita se procede a ensamblar y adicionar todos los componentes electrónicos por medio de soldadura superficial SDM hasta terminar con todo el proceso de manufactura ver Figura (4.35).

Figura 4-35: Manufactura de Tarjeta PCB de control terminado



Fuente: Propia.

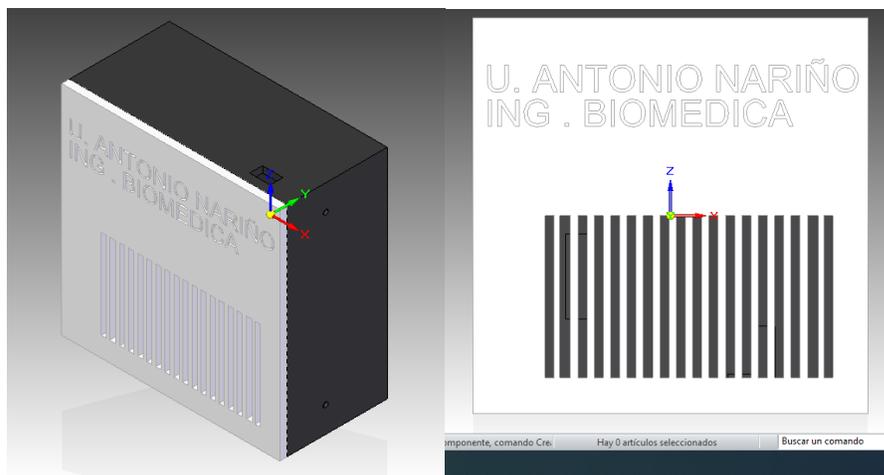
Posteriormente, con ayuda de la impresora 3D *MakerBot* ver (Figura 4 -36) se elabora una caja para contener el circuito ver Figura (4.37) y a su vez protegerla de cualquier posible daño a sus componentes internos garantizando su correcto funcionamiento.

Figura 4-36: Impresora 3D.



Fuente: Propia

Figura 4-37: Caja Contenedora del circuito

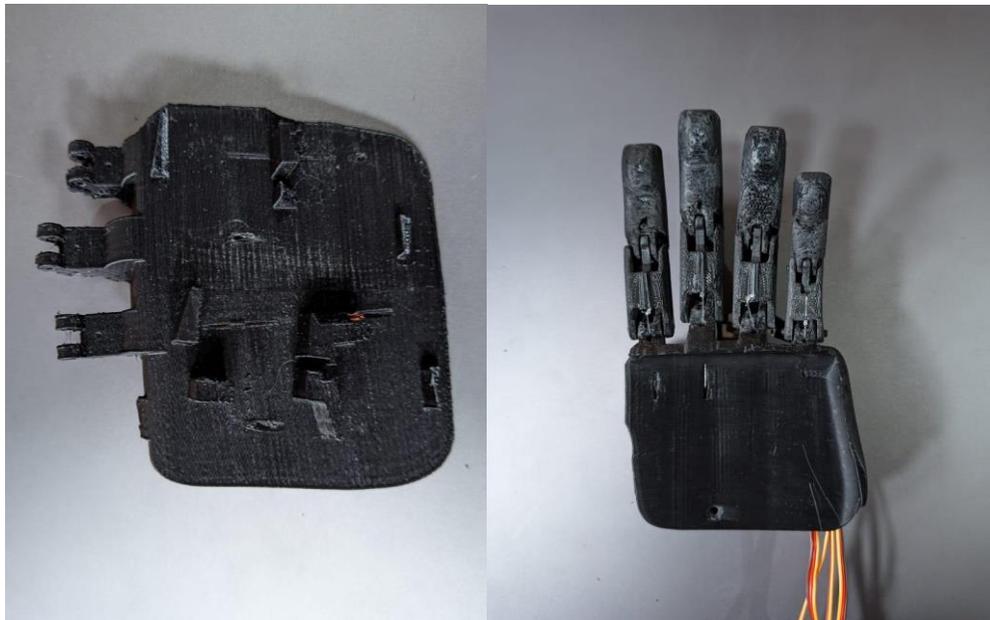


Fuente: propia

4.8 Ensamble de prótesis 3D

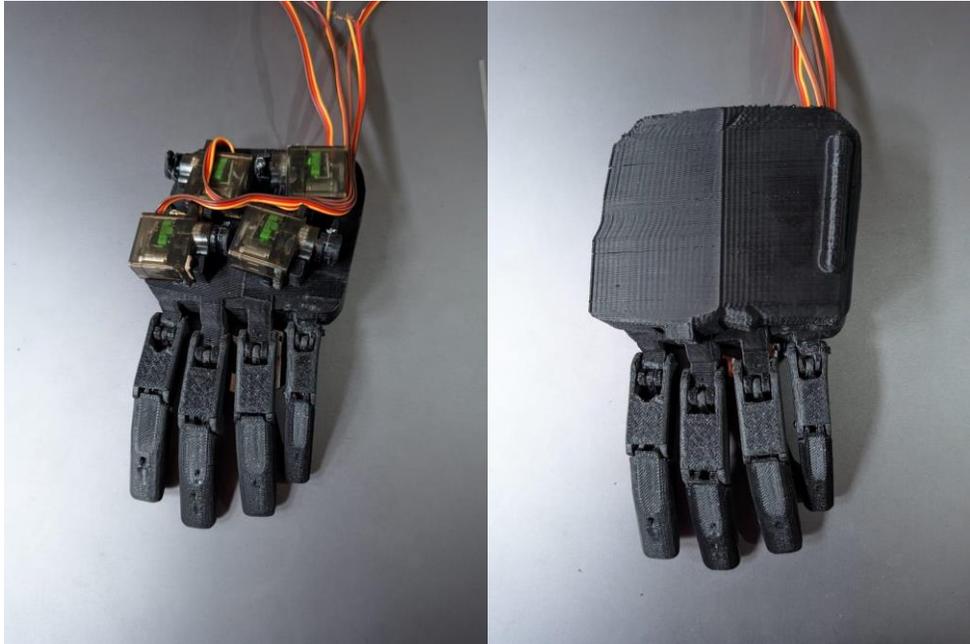
Con todas las partes físicas necesarias que conforman la estructura de la prótesis y la placa de control, se realiza la integración de ambas partes para dar por culminado el apartado físico de la prótesis ver Figura (4.38), en revisión de defectos y que las mediciones anteriormente registradas del paciente sean las proporcionales para la prótesis. Así mismo, que los movimientos ver Figura (4.39) (accionados por un tensor semi elástico de nylon) y demás características, coincidan con las simuladas anteriormente descartando algún error de impresión en los programas de diseño estructural y mecánico ver Figuras (4.40).

Figura 4-38: Ensamble de piezas impresas en 3D



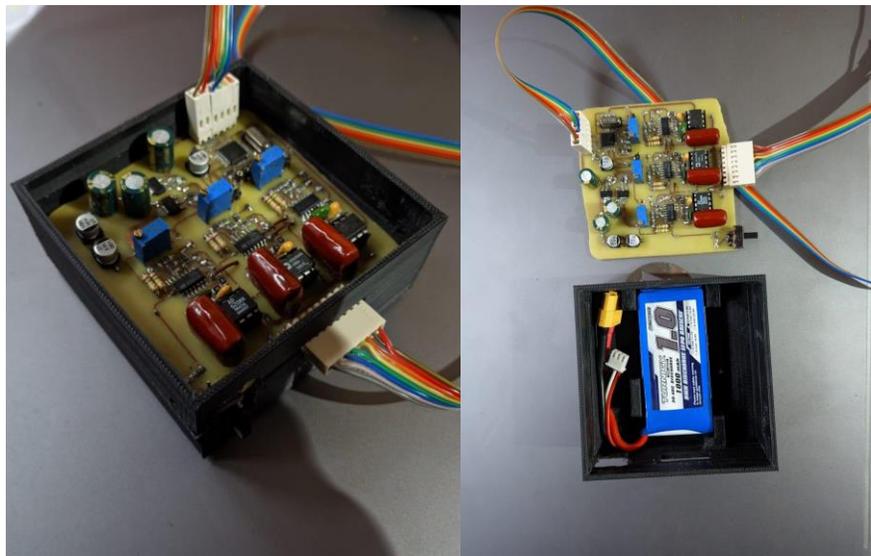
Fuente: Propia.

Figura 4-39: Instalación de sistema de movimiento mecánico con servomotores



Fuente: Propia.

Figura 4-40: Caja protectora del sistema electrónico

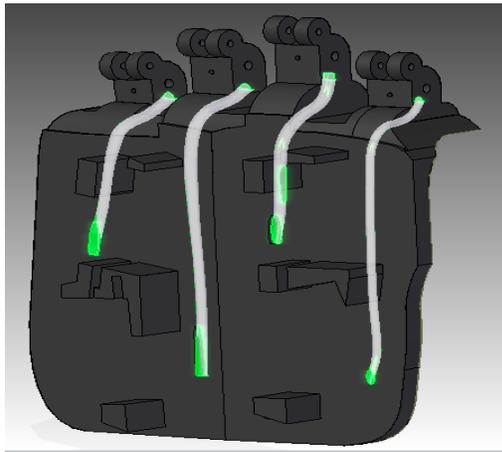


Fuente: Propia.

4.9 Sistema de tracción de las falanges.

El mecanismo de flexión de los dedos consta de un sistema de cuerdas o tendones que atraviesan internamente la estructura de la prótesis simulando las conexiones musculares y articulaciones tendinosas ver Figura (4.41).

Figura 4-41: Ductos para el sistema de tracción de los dedos.



Fuente: propia.

El diseño implementado para el movimiento de los dedos sobre prótesis, consiste en la tracción ejercida por un servomotor hacia un material elástico (Nylon) proporcionando la retracción (enrollamiento) y restitución en el mecanismo de agarre de los dedos. El uso del nylon, permite que los agarres tengan una correcta adaptabilidad respecto a la forma de los objetos que se sostienen; su elasticidad, protege el funcionamiento de los servomotores, permitiendo el desplazamiento total o el giro que debe cumplir cuando se ejecuta una orden de movimiento, ya sea para el agarre de poder, agarre cilíndrico o de pinza. Estos movimientos, están ligados a una posición inicial y una posición final, a la que deben llegar con cada una de las instrucciones, pues el trabajo de los servomotores, consiste en lo anteriormente mencionado y el no poder realizar el desplazamiento total o giro, se produciría un

mal funcionamiento, provocando un sobrecalentamiento del sistema electrónico y daños en la tarjeta, dejándolos inservibles.

Los actuadores utilizados en este sistema, cuentan con un torque aproximado de 2.2 Kgf.cm a un voltaje eléctrico de 6 voltios, ofreciendo así una fuerza de tensión igual a $F = 21.56\text{N}$ a lo largo del nylon, el cual cuenta con un módulo de elasticidad de aproximadamente 2500-3600 MPa y un diámetro de 0.6 mm. Para este ejemplo se usa la zona palmar y el anclaje en la falange del dedo medio con una longitud 6 cm. Estos datos, permite calcular la deformación en el nylon cuando se ejerce una tensión provocada porque no se logra el recorrido completo del movimiento establecidos mediante la siguiente fórmula:

Ec. 4.3: Fórmula Diferencia de longitud a partir del módulo de Young.

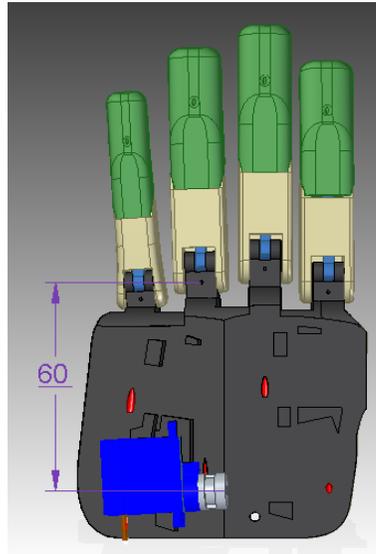
$$L\Delta = \frac{F * L_0}{\mu * A}$$

Fuente: Propia.

$L\Delta$ = Deformación de longitud (m), F = Fuerza (N), L_0 = Longitud inicial (m), μ = Módulo de Young (MPa), A = Área (m^2)

La longitud máxima de deformación que se logra con la fuerza proporcionada por el servomotor, en este caso es aplicada para el dedo medio de la prótesis ver Figura (4.43), sin sobrepasar la zona elástica del nylon de forma permanente, es la siguiente:

Figura 4-43: Sección de nylon en el dedo medio.



Fuente: propia.

EC. 4.4: Cálculo Diferencial de longitud

$$\Delta L = \frac{21.56N * 0.06m}{3200Mpa * (7.06 * 10^{-8}m^2)}$$

$$\Delta L = 5.71mm$$

Fuente: Propia

La longitud final que alcanza el nylon cuando es sometido a una fuerza de 21.56 N es de 6.571 cm, arrojando una deformación de 5.71 mm.

El desarrollo y control del sistema programable, requiere el uso de una mano artificial con las características físicas de la mano afectada de la paciente, de esta manera se puede ajustar con exactitud la posición final de los dedos de la prótesis

y poder emular movimientos de manera más real, para ello se realiza la construcción de una estructura que pueda dar apariencia y funcionalidad de pulgar ver Figura (4.46), esta muestra una estructura metálica elaborada con alambre de calibre 1mm que representa la estructura ósea, dando así una base sólida y similar del paciente, en la cual se podrá desarrollar las pruebas para la programación. También, se cubre la estructura metálica con un guante de látex y se rellena de harina para dar una apariencia delicada como la piel.

Figura 4-46: Estructura de pulgar artificial para simulación de agarres.



Fuente: Propia

La adaptación de la prótesis en la mano artificial ver Figura (4.47) permite que se observen las características y funcionamiento de la prótesis electromecánica controlada por señales EMG.

Figura 4-47: Conjunto de prótesis y pulgar artificial.

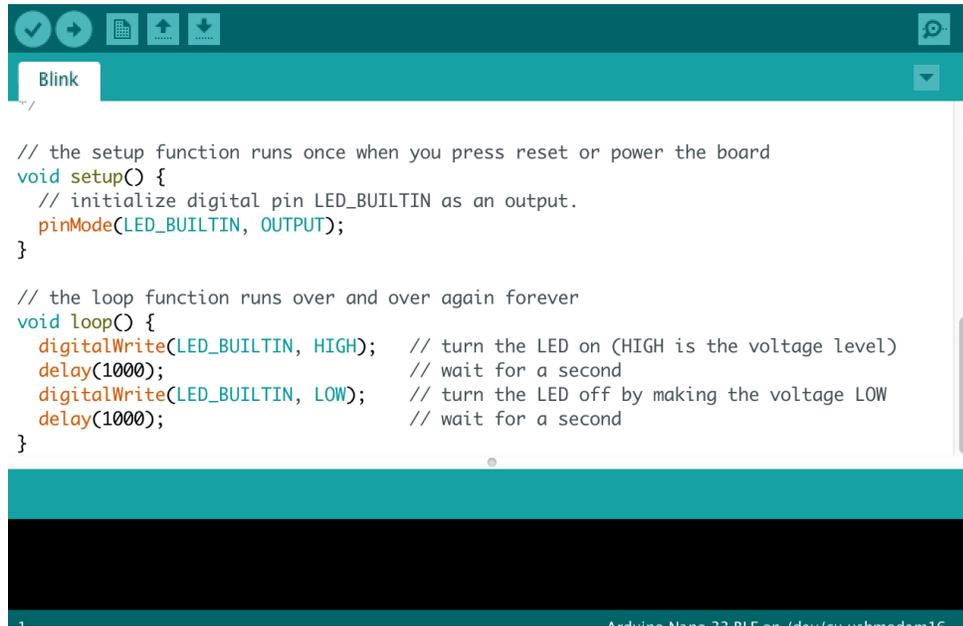


Fuente: Propia.

Después del proceso de evaluación y la aprobación de los diferentes parámetros de funcionalidad, se procede a realizar la etapa de programación y las pruebas pertinentes para la calibración, de acuerdo a las condiciones de clasificación y ejecución de movimientos esperados.

La herramienta utilizada para realizar la escritura de las líneas de código y algoritmos es el software para Windows de Arduino (IDE), en la Figura (4.48) podemos observar el entorno para desarrollar las líneas de comando.

Figura 4-48: Interfaz de usuario de Arduino (IDE).



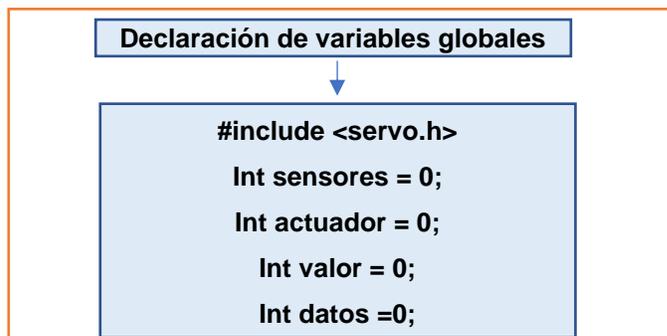
```
// the setup function runs once when you press reset or power the board
void setup() {
  // initialize digital pin LED_BUILTIN as an output.
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
}

// the loop function runs over and over again forever
void loop() {
  digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH); // turn the LED on (HIGH is the voltage level)
  delay(1000); // wait for a second
  digitalWrite(LED_BUILTIN, LOW); // turn the LED off by making the voltage LOW
  delay(1000); // wait for a second
}
```

Fuente: Propia.

Iniciación de librerías y declaración de variables requeridas en el desarrollo de los algoritmos dando uso a las diferentes salidas y entradas las cuales necesitan una configuración inicial para su funcionamiento especialmente las salidas o pulsos PWM en los servomotores Ver Figura (4.49).

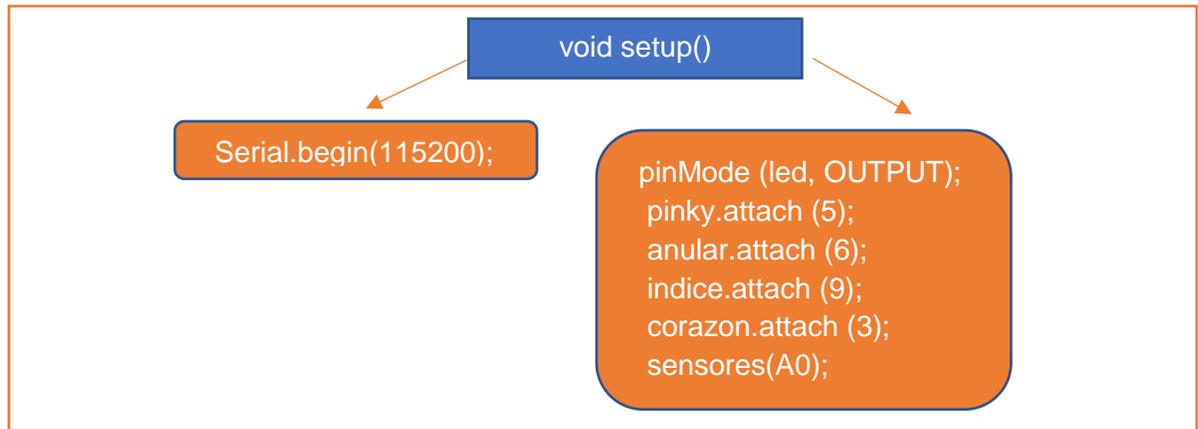
Figura 4-49: Declaración de variables y Librerías.



Fuente: Propia

La configuración correspondiente para cada salida/entrada, establecida a lo largo del código ver Figura (4.50).

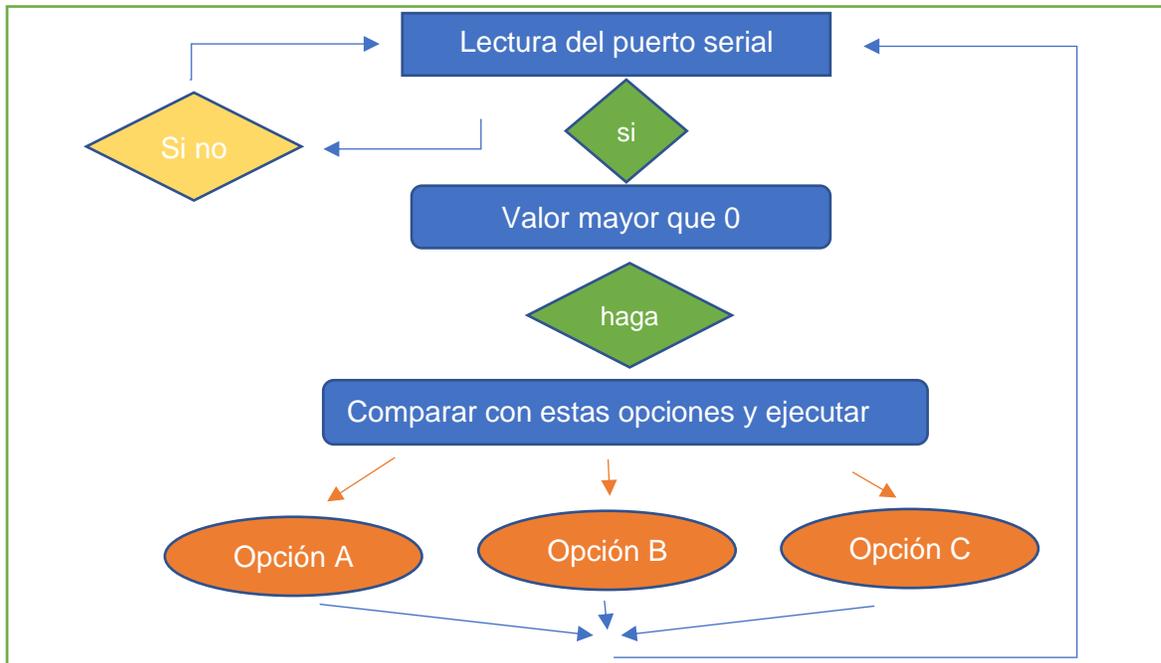
Figura 4-50: Inicialización del puerto serial y configuración de pines.



Fuente: Propia

Segmento de código que posibilita la opción de introducir comandos a través del puerto serial, estos comandos activan las salidas de los servomotores realizando así el desplazamiento de los dedos de la prótesis a las posiciones indicadas, a través de estos comandos se puede establecer las características para los movimientos de agarre la mano (gancho, pinza fina, agarre de poder, agarre cilíndrico) ver Figura (4.51).

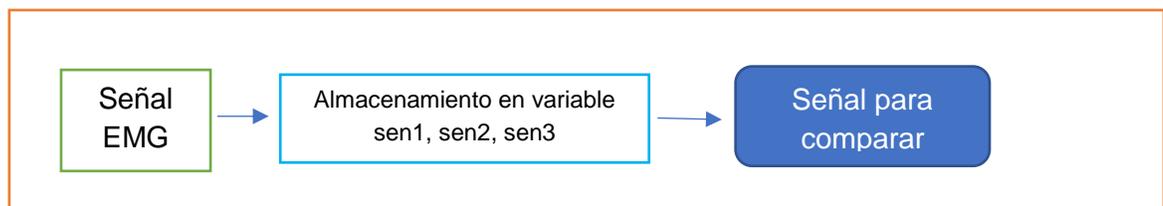
Figura 4-51: Calibración y posición de los movimientos de la prótesis.



Fuente: Propia

Segmento de programación, que permite la lectura de cada una de las entradas o canales de las señales mioeléctricas producidas por las contracciones de los músculos (braquiorradial, extensor radial del carpo y extensor de los dedos).

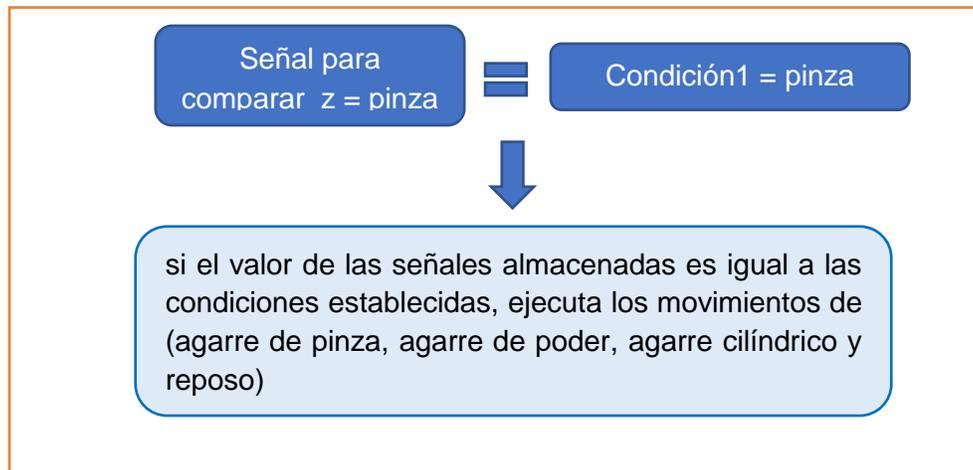
Figura 4-52: Lectura de canales analógicos.



Fuente: Propia

Segmento de código, en el cual se ejecutan los movimientos preestablecidos (pinza, agarre de poder, agarre cilíndrico, gancho) con las órdenes que se interpretan por medio de las señales mioeléctricas captadas por la tarjeta de adquisición.

Figura 4-53: Respuesta de movimientos a las señales mioeléctricas



Fuente: Propia

La característica principal que posee el diseño de la prótesis es poder adaptarse a los cuerpos u objetos que agarra, cada dedo se mueve independientemente si así lo requiere el paciente, para los agarres de poder se mueven en conjunto ofreciendo mayor estabilidad al momento de sujetar un objeto, para la pinza fina, solo se mueve el dedo índice, indicando que el paciente requiere un movimiento más fino.

Los diferentes movimientos que realiza la prótesis, se ven apreciar en las siguientes figuras, para entender la orientación de la mano se establece de la siguiente manera los dedos

Disposición de los dedos:

1. Dedo índice.
2. Dedo medio.
3. Dedo anular.
4. Dedo meñique.

El prototipo final se ve en la Figura (4.54) el ensamble total de las piezas impresas y los servomotores que se encuentran dentro de su estructura, dando como resultado una prótesis electromecánica capaz de ejercer diferentes tipos de movimientos.

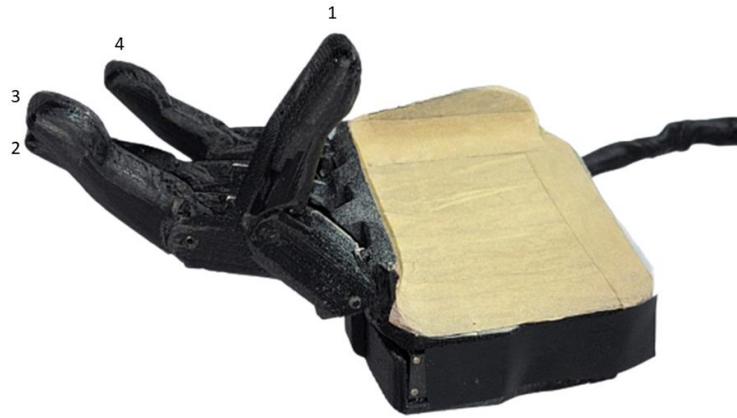
Figura 4-54: Confección prótesis finalizada.



Fuente: Propia

La posición de los dedos que se observan en la Figura (4.55), es la que se caracteriza como pinza fina.

Figura 4-55: Posición de pinza fina.



Fuente: Propia

En la Figura (4.56) los dedos tienen la disposición de formar el agarre cilíndrico

Figura 4-56: Posición de agarre cilíndrico.



Fuente: Propia

También puede ofrecer otros tipos de agarre o sujetar de forma palmar como se puede ver en la Figura (4.57).

Figura 4-57: Sujeción palmar.



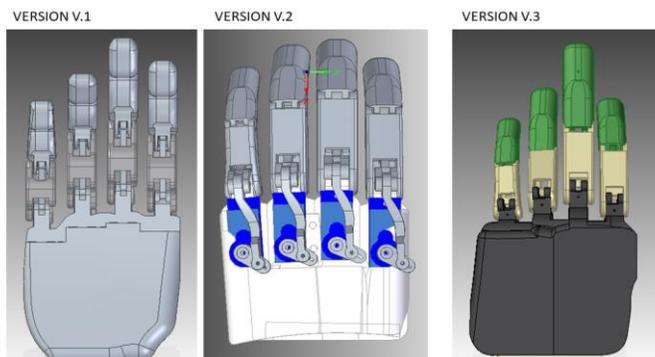
Fuente: Propia.

Resultados

El modelo de la prótesis final cuenta con característica que se añadieron en el transcurso de construcción de modelos anteriores ver Figura (5.1), los cuales se descartaron por no cumplir con exigencias que el proyecto demanda, cada dedo debe moverse de forma independiente característica que el modelo Versión v1 no cumplía ya que este solo puede hacer el movimiento de dos dedos independientemente y dos dedos en forma conjunta además se requirió ajustar las medidas para una mayor adaptabilidad en la mano de la paciente; La versión v2 se rechaza por tener la necesidad de obtener retroalimentación de sensores de presión en los en las yemas de los dedos, para saber si tiene un objeto y no forzar los motores a seguir presionando, eso es debido a que la estructura mecánica usa una transmisión de fuerza a través de palancas, así se realizan los movimiento en los dedos.

Gracias a los aportes obtenidos a partir de los prototipos anteriores podemos elegir la versión V3, este cuenta con un sistema de cuerdas elásticas o tendones que permiten la flexión de los dedos, estos tendones son retraídos por servo motor ubicados en la parte posterior de la palma, funcionando, así como los músculos de la prótesis, otra ventaja es la simetría y la adaptabilidad en el paciente.

Figura 5-1: Versiones de prototipos.



Fuente: Propia.

El proceso de construcción, requiere pruebas de montaje y funcionamiento mecánico ver Figura (5.2), así que se buscan reunir las mejores características para reproducir movimientos más naturales, con un diseño fácil de adaptar a la paciente y fácil de usar ver Figura (5.3).

Figura 5 -2: Verificación de medidas y estructura mecánica.



Fuente: Propia.

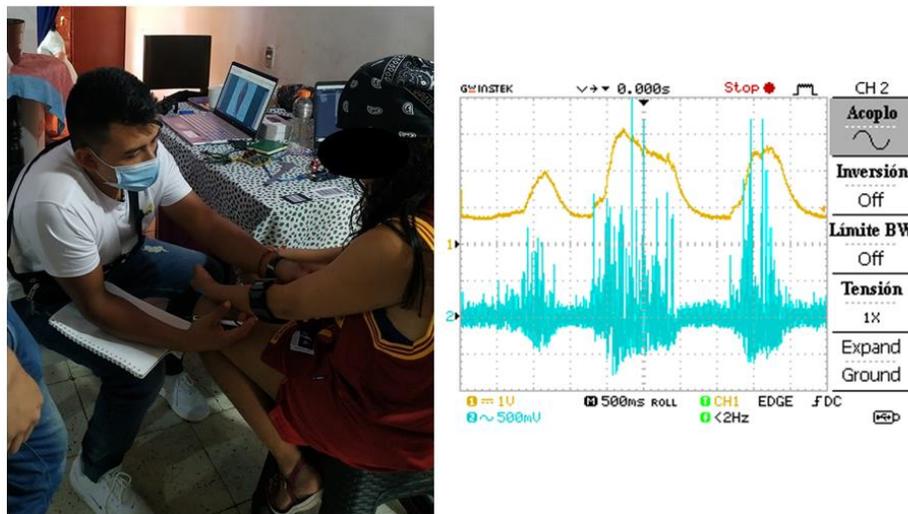
Figura 5 -3: Verificación de simetría y ajuste en el paciente.



Fuente: Propia.

La búsqueda de señales mioeléctricas con una buena intensidad, es muy relevante porque en ellas se refleja la acción del músculo ver Figura (5.4), aportando gran cantidad de información y un bajo nivel de ruido que puede llevar a una interpretación errónea de la señal.

Figura 5-4: Mapeo de señales mioeléctricas de los músculos del antebrazo.



Fuente: Propia

A raíz de mejoras realizadas en la funcionalidad y aspecto del prototipo, se descartaron las dos primeras versiones, siendo el diseño del modelo 3 el que cumple las características requeridas de: adaptabilidad (agarre cilíndrico de diferentes tipos de formas y texturas) y reproducción de movimientos precisos como los que realiza una mano en condiciones de desarrollo natural (pinza fina, agarre de poder, gancho).

5.1 Validación

El proceso de validación se realiza para determinar, cuantificar y hacer exacto el sistema en su totalidad; generando mediante la programación y su respectiva calibración a partir de los umbrales establecidos, un reporte de pruebas de la estructura y los respectivos movimientos que desarrolla: pinza, agarre y gancho (agarre cilíndrico y agarre de poder).

Por ello, se realizó una prueba en un periodo de tiempo corto, proporcionalmente simulando escenarios cotidianos en tiempos más amplios y tiempo de reacción del sistema ante cambios repentinos.

Se realizan las pruebas, acoplando un complemento que simule la zona palmar ver Figura (5.5) y el dedo pulgar ver Figura (5.6), para tener una percepción más completa sobre de los movimientos generados, el desplazamiento y posición de los servomotores para definir los parámetros de estos.

Figura 5 -5: Estructura de prótesis y simulador de pulgar.



Fuente: Propia

Figura 5-6: Acople de la prótesis con el simulador de pulgar.



Fuente: Propia

5.2 Evaluación del control mioeléctrico.

El proceso de evaluación del control mioeléctrico es una de las etapas más importantes, ya que estos datos revelan la fiabilidad de cada uno de los agarres, el sistema electrónico que hace el filtrado de la señal EMG debe cumplir con una serie de características, eliminar el la totalidad el ruido producido por el acoplamiento del electrodo de superficie y la piel, también el campo electromagnético generado por los dispositivos electrónicos del ambiente, la interferencia de los motores que realizan los movimiento de la mano, evitando que los bajones de tensión no reinicien el programa en la etapa de control, esto podría ocasionar que la prótesis liberara un objeto delicado que se encuentra sujetado por la prótesis, dejándolo caer al suelo.

La mala interpretación de estos datos no permitiría que se ejecutara con facilidad los movimientos de la prótesis.

Se realiza múltiples repeticiones de movimientos, para verificar que el sistema si reconoce las acciones en respuesta a las lecturas de los músculos agonistas y antagonistas como se observa en la Table (5.1) y la Tabla (5.2).

Tabla 5-1: Validación de movimientos 1

N° intento	Movimiento deseado	Se realizo?			N° intento	Movimiento deseado	Se realizo?		
		SI	NO	Reposo			SI	NO	Reposo
1	Pinza	x		si	1	Gancho	x		no
2	Pinza	x		si	2	Gancho	x		si
3	Pinza	x		si	3	Gancho	x		si
4	Pinza	x		no	4	Gancho		x	si
5	Pinza	x		si	5	Gancho	x		si
6	Pinza	x		si	6	Gancho	x		si
7	Pinza	x		si	7	Gancho	x		si
8	Pinza	x		si	8	Gancho	x		si
9	Pinza	x		si	9	Gancho	x		si
10	Pinza		x	no	10	Gancho	x		no
11	Pinza	x		si	11	Gancho	x		si
12	Pinza	x		si	12	Gancho	x		no
13	Pinza	x		si	13	Gancho		x	si
14	Pinza	x		si	14	Gancho	x		si
15	Pinza	x		si	15	Gancho	x		si
16	Pinza	x		si	16	Gancho	x		si
17	Pinza		x	si	17	Gancho	x		si
18	Pinza	x		si	18	Gancho	x		si
19	Pinza	x		no	19	Gancho	x		si
20	Pinza	x		si	20	Gancho	x		si

Fuente: Propia Tabla

Tabla 5-2: Validación de movimientos 2

N° intento	Movimiento deseado	Se realizo?			N° intento	Movimiento deseado	Se realizo?		
		SI	NO	Reposo			SI	NO	Reposo
1	Agarre de poder	x		si	1	Agarre Cilindrico	x		si
2	Agarre de poder	x		si	2	Agarre Cilindrico	x		si
3	Agarre de poder	x		si	3	Agarre Cilindrico	x		si
4	Agarre de poder	x		si	4	Agarre Cilindrico	x		no
5	Agarre de poder	x		si	5	Agarre Cilindrico		x	si
6	Agarre de poder	x		si	6	Agarre Cilindrico	x		si
7	Agarre de poder	x		no	7	Agarre Cilindrico	x		si
8	Agarre de poder	x		si	8	Agarre Cilindrico	x		si
9	Agarre de poder	x		si	9	Agarre Cilindrico	x		si
10	Agarre de poder	x		si	10	Agarre Cilindrico	x		si
11	Agarre de poder	x		si	11	Agarre Cilindrico	x		si
12	Agarre de poder	x		si	12	Agarre Cilindrico	x		si
13	Agarre de poder	x		si	13	Agarre Cilindrico	x		si
14	Agarre de poder	x		si	14	Agarre Cilindrico	x		si
15	Agarre de poder	x		si	15	Agarre Cilindrico	x		si
16	Agarre de poder	x		si	16	Agarre Cilindrico	x		si
17	Agarre de poder	x		si	17	Agarre Cilindrico	x		si
18	Agarre de poder	x		si	18	Agarre Cilindrico		x	no
19	Agarre de poder	x		si	19	Agarre Cilindrico	x		si
20	Agarre de poder	x		si	20	Agarre Cilindrico	x		si

Fuente: propia

Se realiza pruebas de agarre de manera aleatoria para comprobar que la caracterización de cada movimiento deseado se ejecuta con precisión ver Tabla (5.3).

Tabla 5-3 Validación con movimiento aleatorio:

N° intento	Movimiento deseado	Se realizo?		
		SI	NO	Reposos
1	Pinza	x		si
2	Agarre de poder	x		si
3	Pinza	x		si
4	Gancho	x		no
5	Gancho	x		si
6	Pinza	x		si
7	Agarre de poder	x		si
8	Pinza	x		si
9	Agarre de poder	x		si
10	Agarre Cilindrico	x		si
11	Pinza	x		si
12	Gancho	x		si
13	Gancho	x		si
14	Agarre de poder	x		si
15	Agarre Cilindrico	x		si
16	Agarre Cilindrico	x		si
17	Pinza		x	si
18	Agarre de poder	x		si
19	Agarre Cilindrico	x		si
20	Gancho	x		no
21	Pinza		x	si
22	Agarre de poder	x		si
23	Pinza	x		si
24	Agarre Cilindrico	x		si
25	Agarre de poder	x		si
26	Agarre de poder	x		si
27	Pinza	x		si
28	Gancho	x		si
29	Agarre Cilindrico	x		si
30	Gancho	x		si

Fuente: Propia.

Se puede observar que los datos son positivos, al evidenciar una exactitud aproximada de 92% y 95% al ejecutar un único movimiento y 93% al alternar entre diversos movimientos y volviendo al estado de reposo. Resumiendo, un 9 de cada 10 movimientos son completados con éxito, lo cual indica una buena acción-reacción por parte de la señal mioeléctrica recolectada y el movimiento ejecutado, dentro de las pruebas establecidas de un mismo movimiento repetitivo y movimientos aleatorios.

Posterior a la confirmación mediante las pruebas de análisis electromiográfico y su comportamiento de ejecución de movimientos, se procede a realizar pruebas

cotidianas con el fin de observar la adaptabilidad de forma en diferentes objetos y situaciones

5.3 Pruebas de agarre de objetos

El control generado por el conjunto de los sistemas eléctricos y mecánicos, dan paso a los movimientos que caracterizan una mano natural; por esta razón, el modelo de la prótesis se convierte en una herramienta funcional para pacientes con agenesia de mano tipo 3, siendo esta hecha a medida del paciente y controlada por electromiografía.

A continuación, se presenta los diferentes tipos de agarre y capacidades de sujetar diferentes de objetos. en la Figura (5.7) tenemos el movimiento de agarre de pinza fina

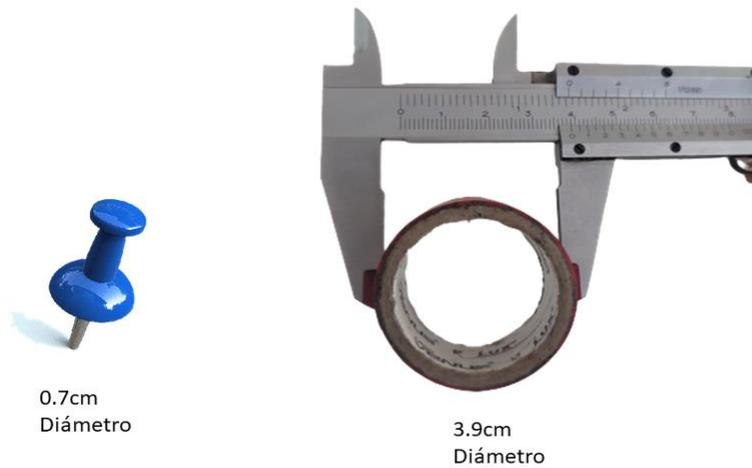
Figura 5-7: Agarres de pinza fina.



Fuente: Propia

Capacidad de sujetar objetos de tamaños muy pequeños, como se puede observar en la figura (5.8) se visualiza el tamaño y forma de los cuerpos

Figura: 5-8: Medidas objetos pinza



Fuente: Propia

Tiene la capacidad de sujetar y adaptarse a diferentes formas de los objetos ver Figura (5.9).

Figura 5-9: Agarre con adaptación de formas.



Fuente: Propia

Para sujetar objetos de tamaño reducido y con características alargadas, se establece el agarre de poder y agarre cilíndrico Figura (5.10) y ver Figura (5.11).

Figura 5-10: Agarre de poder-cilíndrico base.



Fuente: Propia

Figura 5-11: movimiento agarre de poder-cilíndrico usos.



Fuente: Propia

6. Conclusiones y trabajos futuros

El desarrollo conjunto de esta prótesis electromecánica abre la puerta para continuar con la creación de prototipos no solo para pacientes con agenesia de mano tipo 3, sino también para personas que por algún motivo pierden dedos de las manos, retomando el diseño asistido por computador la fabricación de una prótesis a la medida (recuperando la pérdida desde 1 dedo en adelante).

6.1 Conclusiones

- El diseño mecánico desarrollado en este proyecto tiene la capacidad de adaptar el agarre que se va a ejecutar (pinza, agarre de poder, agarre cilíndrico, etcétera) a la forma de los objetos, dando mayor precisión en el agarre y seguridad para el objeto que se sostiene con la prótesis.
- La fabricación de la tarjeta electrónica desarrollada en este proyecto cuenta con la integración de todo tipo de dispositivos que se necesitan para ejecutar los movimientos precisos del prototipo, que va desde la lectura de señales EMG hasta el encendido de bombillos leds, esto permite que no se pierda una parte considerable de las señales electromiográficas ya que son muy débiles y de ellas depende el óptimo funcionamiento de la prótesis.
- El modelo y sistema de la prótesis, proporciona una autonomía relativamente extensa al contar con 1 día de operación funcional estimada y una recarga completa en 40 minutos, debido a un consumo bajo de sus componentes eléctricos.
- El diseño electrónico cuenta con la capacidad de ser utilizado para otros nuevos diseños de prótesis, por ejemplo, prótesis de pierna, e incluso para el control de dispositivos como asistentes robóticos médicos a distancias por medio de enlace conexión Bluetooth, solo se debe adicionar el accesorio.

-
- Usar tecnologías de prototipado rápido permite que se puedan desarrollar muchos dispositivos no solo para la creación de prótesis de mano, también otro tipo de dispositivos de difícil acceso por falta de comercialización

6.2 Trabajos futuros

Se presentan una serie de aspectos que se podrían realizar para obtener mejoras en la prótesis presentada, que por inconvenientes externos no se implementaron:

- Switch que permitan el cambio entre un conjunto de movimientos utilizando las mismas entradas mioeléctricas con el fin de obtener mayor versatilidad entre movimientos diversos a los presentados
- Autonomía autosustentable mediante la implementación de un panel solar de dimensiones reducidas que ayuden a la reducción de tiempo en la carga de la batería principal.
- La aplicación de materiales textiles en la superficie de la prótesis y rediseño del apartado estructural con la finalidad de obtener una prótesis funcional como estética.
- Adición de canales y uso de algoritmos sofisticados que puedan mejorar el tiempo de respuesta y precisión de los movimientos.

Bibliografía

1. Calva Fernández, R.I, Coello Galindo, R.L (2010) *Diseño y Evaluación de Prototipo de Mano Robot Controlada por Impulsos Mioeléctricos.*
2. *Tipos de prótesis de miembro superior.* (2018). revista.unam.mx. Recuperado de <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-2a.htm>
3. *Resultados funcionales de la simbraquidactilia tratada quirúrgicamente F. Castellano-Fernandez a, S. Moraleda-Pérez y M. Martínez-Moreno*
4. *Están Buyo,B. Casas,Inesta,P. (2018) Las malformaciones congénitas. Influencia de los factores socioambientales en las diferentes comunidades autónomas .*
5. *Vidal Ruiz,C.A. et al.(2012) Anomalías congénitas más comunes de la mano .Vol. 14, (No. 1)*
6. *Rodríguez Ramirez, D. et al.(2020). Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología., Vol. 12(No.1).*
7. *Arias López, L. A. (2012). La mano. Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y artrología.*
8. *Rodríguez Ramirez.D, Ruiz Moreno.C.E, (2012)Biomecánica y patrones funcionales de la mano, Vol. 4-No.1-(No.1).*
9. *Boyadjiev Boyd,S A. (2020). Malformaciones congénitas de las extremidades. Manual MSD versión para profesionales.*
10. *Boyadjiev Boyd,S A. (2020). Introducción a las malformaciones congénitas craneofaciales y musculoesqueléticas. Manual MSD versión para profesionales.*
Pérez-Lázaro, A. (2016, junio). Estudio de la braquidactilia en población gitana: descripción de un caso familiar.

-
11. Raúl, C. S. M. (2018). *Braquidactilia Familiar Sin Componente Funcional*. vol.21 (no.2) .
 12. Mitchell, C. (2015). *Las anomalías congénitas son la segunda causa de muerte en los niños menores de 5 años en las Américas*. Pan American Health Organization / World Health Organization.
 13. Casallas, E. C. (2015, 20 diciembre). *Sistema de entrenamiento virtual para prótesis mioeléctrica transradial a partir del tratamiento de señales bioeléctricas* | *Revista Politécnica*.
 14. Moore, K. L., Dalley, A. F., Agur, A. M., Gutiérrez, A., Vasallo, L., Fontán, F., Vizcaíno, J., & Ruiz, M. B. (2013). *Anatomía con orientación clínica* (7.^a ed.). LWW.
 15. Arias López, L. A. (2012). *Biomecánica y patrones funcionales de la mano*. *Morfología*, 4(1). Recuperado a partir de <https://revistas.unal.edu.co/index.php/morfologia/article/view/31373>
 16. Ortiz, U. P. F. (2015, 22 abril). *Repositorio Institucional de la Universidad Politécnica Salesiana: Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (segunda fase)*. Recuperado a partir de dspace.ups.edu.ec. <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/8872>