



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE PUEBLA

PROGRAMA ACADÉMICO DE POSGRADO

**Diseño y automatización de una órtesis para dedos
del miembro superior para personas con evento
cardiovascular reciente**

TESIS QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

MAESTRÍA EN INGENIERÍA EN AUTOMATIZACIÓN DE PROCESOS
INDUSTRIALES

PRESENTA:

JOVANNI AMARO BALANZAR

Director: Dr. Luis Ignacio Olivos Perez

Codirector Mtra. Mariana Tepox Cruz

Juan C. Bonilla, Puebla, Mexico, Noviembre 2023.



El presente trabajo fue realizado en el Laboratorio de Investigación y Posgrado de la Universidad Politécnica de Puebla, ubicada en Tercer carril del Ejido "Serrano" S/N, San Mateo Cuanalá, Municipio Juan C. Bonilla, Puebla // CP 72640. Apoyo del CONACYT, Beca No. 291197, Programa de Maestría perteneciente al Programa Nacional de Posgrados de Calidad (PNPC-CONACYT)



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE PUEBLA
MAESTRÍA EN INGENIERÍA EN AUTOMATIZACIÓN DE PROCESOS INDUSTRIALES

Diseño y automatización de una órtesis para dedos del miembro superior para personas con evento cardiovascular reciente

TESIS REALIZADA POR:

JOVANNI AMARO BALANZAR

Aprobada por

Profesor

(Firma)

Dr. Luis Ignacio Olivos Perez

Mtra. Mariana Tepox Cruz

Dr. Jacob Javier Vasquez San Juan

Dr. Juan Antonio Arízaga Silva



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE PUEBLA
MAESTRÍA EN INGENIERÍA EN AUTOMATIZACIÓN DE PROCESOS INDUSTRIALES

Copyright © - All rights reserved. Universidad Politécnica de Puebla, 2030.

Copyright statement

(Firma)

.....
Jovanni Amaro Balanzar

Currently, sedentary lifestyle with an unhealthy diet has provoked a significant increase in the number of overweight and obesity people. This medical condition implies several health problems, for example high blood pressure, coronary heart disease, brain hemorrhages, arterial obstructions, and cardiovascular diseases.

Cardiovascular diseases tend to cause those veins and arteries get narrowing and being clogged up. This situation provokes a heart attack or a cerebrovascular accident. The consequences of those illnesses are nerves and tissue injuries: both top ends (arms, hands, and fingers) and bottom ends. Those provokes movement disorders.

People, who has movement problems at the top and bottom ends must go to rehabilitate in order to recover movement of that damaged extremity.

This thesis presents the design and automation of an electronic rehabilitation orthosis for the index finger and thumb of the left hand, for people with recent cardiovascular problems, who present muscular dystrophy as a consequence of the cardiovascular event suffered. The system of this orthosis performs 3 exercise routines, for different levels of rehabilitation, which can be selected by the user.

It is important to say that the selection of these two fingers, index, and thumb, have a purpose, which is to be able to perform the "clamp" grip function. Achieving this grip function, people will be able to carry out activities that they could no longer do and recover a bit of their quality of life by carrying out some activities by themselves.

Keywords

Orthosis, muscular dystrophy, cardiovascular event, rehabilitation, microcontroller.

En la actualidad, el sedentarismo y falta de alimentación saludable ha causado un aumento considerable de personas con sobrepeso y obesidad. Este estado de salud conlleva a diferentes problemas, los más graves son: Hipertensión, enfermedades coronarias, derrames cerebrales, obstrucción de las arterias principales, enfermedades cardiovasculares, etc.

Las enfermedades cardiovasculares pueden causar que las venas y arterias se estrechen y se obstruyan. Esta situación puede provocar un ataque cardíaco o un accidente cerebrovascular. Las consecuencias de estos padecimientos son las lesiones a los nervios y tejidos de las extremidades, tanto superiores (brazos, manos y dedos), como inferiores. Esto provoca la dificultad de funcionamiento o pérdida de movimiento de estas.

Las personas que presentan un reciente problema de movilidad de las extremidades superiores o inferiores, deben acudir a rehabilitación para tratar de recuperar la movilidad en la extremidad afectada.

Este trabajo presenta el diseño y automatización de una órtesis electrónica de rehabilitación para los dedos índice y pulgar de la mano izquierda, para personas con problemas cardiovasculares recientes, que presenten distrofia muscular como consecuencia del evento cardiovascular sufrido. El sistema de funcionamiento de esta órtesis realiza 3 rutinas de ejercicios, para diferentes niveles de rehabilitación, las cuales pueden ser seleccionadas por el usuario.

Es importante indicar que la selección de estos dos dedos, índice y pulgar, tienen un propósito, el cual es poder realizar la función de agarre “pinza”. Logrando este funcionamiento de agarre, las personas podrán realizar actividades que ya no podían y recuperar un poco su calidad de vida al valerse por sí mismos para ciertas actividades.

Palabras Claves

Órtesis, Distrofia muscular, Evento cardiovascular, Rehabilitación, Microcontrolador.

Agradecimientos

Los siguientes agradecimientos son para:

Mi esposa Maritza Maximiano Chávez, que me ayudó y apoyó todo el tiempo que duró este camino, el apoyo emocional y sus palabras de aliento.

Mis padres, Delfino Amaro González y Cirina Balanzar de la Cruz por todo el apoyo a éste nuevo logro, sus palabras de aliento y de fortaleza para continuar.

A CONACYT por brindarme la oportunidad de obtener una beca para poder continuar con los estudios de la maestría.

A mi director de tesis, el Dr. Luis Ignacio Olivos Pérez, que aunque me realizaba cambios a cada rato de mi escritura de tesis, siempre me apoyaba y orientaba para poder continuar de manera correcta.

A mi codirectora, la Mtra. Mariana Tepox Cruz, que me apoyó hasta el último momento para poder terminar mi tesis.

Jovanni Amaro Balanzar

Abstract	7
Abstract	9
Agradecimientos	11
I Planteamiento del problema de investigación	19
1 Planteamiento del problema de investigación	21
1.1 Introducción	21
1.2 Objetivos	23
1.2.1 Objetivo general	23
1.2.2 Objetivos específicos	23
1.2.3 Tareas para cumplir cada objetivo específico	23
1.3 Justificación	24
1.3.1 Conclusiones del capítulo	25
II Marco teórico	27
2 Marco Teórico	29
2.1 Enfermedades cardiovasculares	29
2.2 Rehabilitación terapéutica para la mano	30
2.3 Diferencia entre órtesis y prótesis	31
2.3.1 Prótesis	31
2.3.2 Órtesis	31
2.4 Medidas estructurales de la mano	32
2.5 Estado del arte	34
III Metodología	39
3 Metodología	41
3.1 Análisis y caracterización de las partes de la mano (falanges y palma)	42
3.1.1 Medición de la mano y sus partes en un grupo muestra.	42
3.2 Diseño de la órtesis en software CAD para una mano de tamaño promedio	46
3.2.1 Primer diseño de la órtesis	46
3.2.1.1 Diseño de las falanges de los dedos	46
3.2.1.2 Diseño de la base de la mano	49
3.2.2 Segundo diseño de la órtesis	50
3.2.2.1 Diseño de las falanges de los dedos	50
3.2.2.2 Diseño de la base de la mano	51
3.2.2.3 Diseño de la base de sujeción de los servomotores	52

3.3	Ensamble de la órtesis y simulación de movimiento	53
3.3.1	Simulación de movimiento del primer diseño	54
3.3.2	Simulación de movimiento del segundo diseño	55
3.4	Desarrollo de la etapa de control de movimiento	57
3.4.1	Selección de motores para realizar las secuencias de movimiento	58
3.4.2	Circuito de control	60
3.4.3	Simulación de la etapa de control de movimiento	62
3.5	Control automático del movimiento de los dedos índice y pulgar de la órtesis	64
3.5.1	Control de posición de los servomotores mediante PWM	65
3.6	Gabinete de control	65
IV	Resultados	69
4	Resultados	71
4.1	Resultados	71
4.1.1	Primer diseño de la órtesis	71
4.1.2	Segundo diseño de la órtesis	72
4.1.3	Soporte para servomotores y sujeción al antebrazo	74
4.1.4	Gabinete de control	77
4.1.5	Implementación de la órtesis	78
V	Conclusiones	79
5	Conclusiones	81
5.1	Conclusiones	81
	Bibliografía	84

1.1	Estadística de discapacidad en México (La suma de porcentajes es mayor a 100 por la población que presenta más de una dificultad) [1].	24
1.2	Sobrepeso y obesidad en México en adultos mayores de 20 años, ENSANUT 2018 [2].	24
1.3	Guante robótico para personas con distrofia muscular [3].	25
2.1	Clasificación de los factores de riesgo cardiovasculares [2].	29
2.2	Mano de Alr-Ruppin [4]	31
2.3	Huesos estructurales de la mano [5].	33
2.4	Medidas en milímetros de la mano de mujeres entre 18 y 65 años de edad [6].	33
2.5	Medidas en milímetros de la mano de hombres entre 18 y 65 años de edad [6].	34
2.6	Exoesqueleto-guante de FESTO [7].	35
2.7	Exoesqueleto neumático rehabilitador de mano con monitoreo de secuencias en Matlab [8].	35
2.8	Guante robótico rehabilitador neuromotor tipo "Professional 2" [9].	36
2.9	Órtesis rehabilitadora de mano con activación mediante ondas cerebrales e interfaz al usuario en un dispositivo "Ipad" [7].	37
2.10	Dispositivo neumático para rehabilitación de mano mediante funda termoretractil [10].	37
3.1	Metodología del proyecto.	41
3.2	Pieza de la falange proximal del dedo índice.	47
3.3	Pieza de la falange intermedia del dedo índice.	48
3.4	Pieza de la falange distal del dedo índice.	48
3.5	Pieza final de la base de la mano.	49
3.6	Diseño de la pieza de la falange proximal.	50
3.7	Diseño de la pieza de la falange proximal.	50
3.8	Diseño de la pieza de la falange proximal.	51
3.9	Diseño de la base de la órtesis.	51
3.10	Base de la órtesis completa.	52
3.11	Diseño de la sujeción de los servomotores y fijación al brazo. A) Soporte en contacto con el ante brazo y sujeción del primer servomotor. B) Soporte de sujeción de los dos servomotores. C) Base de plástico flexible y sujeción al brazo. D) Cubierta de servomotores.	53
3.12	Diseño final del ensamble del dedo índice.	54
3.13	Ensamble de la mano completa.	54
3.14	Ensamble y simulación de la base de la mano y unión con el dedo índice.	55
3.15	Ensamble de las piezas de los dedos índice, medio, anular, meñique y pulgar.	55
3.16	Órtesis completa.	56
3.17	Pruebas de movilidad de la órtesis completa.	56

3.18	Análisis de fuerzas en los dedos índice y pulgar.	57
3.19	Modelo del motor de corriente directa micro metal Gearmotor.	58
3.20	Modelo del servomotor seleccionado, MG92B.	60
3.21	Comparación de los PIC's disponibles de la serie 18F.	61
3.22	Diagrama de pines del PIC18F4550.	62
3.23	Sistema embebido o tarjeta de desarrollo Miuva.	62
3.24	Circuito de conexión de los servomotores para su activación mediante las señales del microcontrolador.	63
3.25	Circuito de la pantalla LCD en comunicación con las señales del microcontrolador.	64
3.26	Simulación del circuito de control de los servomotores con visualización de rutinas en la LCD.	64
3.27	Caja para gabinete de control de la órtesis.	66
4.1	Piezas de la órtesis (dedo índice y base de la mano).	71
4.2	Base de la mano y dedo índice de la órtesis.	71
4.3	Piezas impresas de la órtesis.	72
4.4	Piezas ensambladas de la órtesis (órtesis completa).	73
4.5	Colocación de la cinta tipo velcro a cada pieza y base de la órtesis.	73
4.6	Colocación de cuerdas tensoras.	74
4.7	Soportes para servomotores y sujeción de brazo. A) Soporte 1. B) Soporte 2. C) Base de plástico flexible y sujeción al brazo. D) Cubierta para servomotores.	75
4.8	Montaje de los servomotores en los soportes y cubierta.	76
4.9	Montaje completo de servomotores, sujeción al brazo y conector DB9.	76
4.10	Colocación del sistema de potencia al antebrazo.	77
4.11	Colocación de componentes en el gabinete de control.	77
4.12	Ortesis armada y colocada a los servomotores para la realización de los ejercicios.	78

3.1	Medidas obtenidas de las falanges de los dedos (largo).	43
3.2	Medidas obtenidas de las falanges de los dedos (ancho).	44
3.3	Medidas obtenidas de las falanges de los dedos (grosor).	45
3.4	Medidas promedio de los dedos de la mano	46
3.5	Características de los motores Pololu	59
3.6	Características de los servomotores TowerPro	59
3.7	Tiempos de las rutinas	65
3.8	Conexiones de la terminal DB9	67

I

Planteamiento del problema de investigación

1.1 Introducción

En las últimas décadas los problemas cardiovasculares han ido aumentando y esto ha traído enfermedades del corazón y derrames cerebrales. Una de las consecuencias que tienen estas enfermedades es la distrofia muscular [1].

Esta enfermedad es progresiva y puede terminar en la muerte de la persona que la presenta. Algunas complicaciones que puede tener esta enfermedad son:

- Deformaciones.
- Incapacidad permanente progresiva.
- Disminución de la movilidad.
- Disminución de la capacidad de cuidarse a sí mismo.
- Deterioro mental (variable).
- Dardiomiopatía.
- Insuficiencia respiratoria (puede causar la muerte).

En América Latina y el Caribe, las enfermedades cardiovasculares representan una tercera parte de todas las defunciones asociadas a las enfermedades no transmisibles (ENT). Cada año mueren alrededor de 17 millones de personas a nivel mundial por enfermedad cardiovascular y se estima que cada cuatro segundos ocurre un evento coronario y cada cinco un evento vascular cerebral [2].

De acuerdo con Discapnet [11], la terapia física no detiene la enfermedad ni puede restaurar los tejidos musculares afectados, pero si ayuda a mantener a los músculos que aún se encuentran saludables en funcionamiento y retrasa las contracturas.

La ortopedia es una especialidad médica dedicada a corregir o evitar las deformidades o traumas del sistema músculo-esquelético del cuerpo humano por medio de cirugía, rehabilitación, órtesis y prótesis. Se ha desarrollado de acuerdo con las necesidades de las personas para restaurar funciones del cuerpo humano y de esta manera, aliviar el dolor a causa de accidentes, enfermedades neurológicas, deformaciones, traumatismos, etc [12].

De acuerdo con Cantón Hernández [13], una órtesis se puede definir como un aparato colocado de forma externa al cuerpo para sustituir una función que se ha reducido o perdido; con tal de prevenir o corregir deformidades ayudando a los músculos debilitados.

Existen dos tipos de órtesis: estática y dinámica. La primera no permite movimiento en el miembro, pero mantienen una determinada postura. Estas se utilizan como un soporte rígido en fracturas, condiciones inflamatorias de tendones y partes blandas o lesiones nerviosas. La órtesis dinámica es lo contrario de la estática, ya que permite movimientos en los músculos debilitados, guían, limitan o resisten movimientos específicos y previenen movimientos determinados. Pueden ayudar en el restablecimiento del movimiento de las enfermedades ya mencionadas.

Este proyecto presenta el diseño y automatización de una órtesis dinámica para la mano, en específico para el movimiento de los dedos y palma de la mano izquierda, la cual está dirigida a personas con problemas cardio vasculares en su etapa inicial. La órtesis permite desarrollar una serie de ejercicios pre establecidos y con ello mejorar el estado de salud de los músculos de los dedos de la mano izquierda. Se realiza para esta mano por que es el lado principal que se afecta despues de evento cardiovascular.

La órtesis se diseña en software CAD y a partir de este diseño se realiza su fabricación con una impresora 3D.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo general

Diseñar una órtesis automática rehabilitadora del dedo índice y pulgar del miembro superior izquierdo, de ejercicios variables, para personas con evento cardiovascular reciente.

1.2.2 Objetivos específicos

- Diseñar en software CAD la órtesis que permita realizar series de movimientos de los dedos índice y pulgar del miembro superior.
- Diseñar mediante software CAD la adaptación para los motores que se ocuparán.
- Seleccionar y simular el control automático y electrónico a utilizar, para realizar 3 diferentes secuencias de movimiento seleccionables por el usuario.
- Implementar la órtesis en material "PLA" y el circuito de control en placa fenólica en un gabinete de control, realizando pruebas de funcionamiento.

A partir de los objetivos propuestos, se deben realizar diversas tareas con el fin de lograrlos y obtener resultados satisfactorios.

Cada objetivo específico, deberá ser realizado a partir de las siguientes tareas:

1.2.3 Tareas para cumplir cada objetivo específico

- Diseño del prototipo de la órtesis en software CAD.
- Diseño de las adaptaciones para la sujeción de los motores.
- Simulación de esfuerzos de los dedos de la órtesis mediante software CAD.
- Diseño del circuito electrónico mediante software de simulación electrónica para el control de movimientos de los motores.
- Simulación mediante software de simulación electrónica de la etapa de control de la órtesis incluyendo 3 movimientos distintos mediante dos motores.
- Implementación del prototipo mecánico en conjunto con la etapa de control.

1.3 Justificación

De acuerdo con las estadísticas realizadas por el Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática en el 2020, en México existen diferentes tipos de discapacidades y la mayoría de éstas son motrices (figura 1.1) [1].



Figure 1.1: Estadística de discapacidad en México (La suma de porcentajes es mayor a 100 por la población que presenta más de una dificultad) [1].

Para el año 2018 y de acuerdo con los resultados de la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT) (ver figura 1.2), la prevalencia de sobrepeso y obesidad en México en adultos mayores de 20 años fue, en promedio del 74.9% (que representa a más de 48.6 millones de personas). La prevalencia de obesidad en este grupo, en promedio fue de 35.35% y la de sobrepeso, en promedio, es de 39.55% [2].

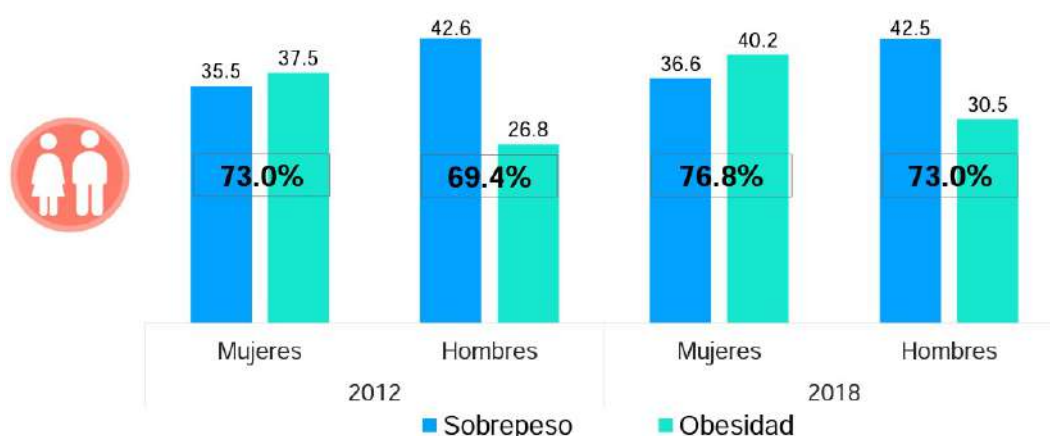


Figure 1.2: Sobrepeso y obesidad en México en adultos mayores de 20 años, ENSANUT 2018 [2].

Las enfermedades neurológicas son trastornos del cerebro, la médula espinal y los nervios de todo el cuerpo, que son los órganos controladores de funciones fisiológicas y motoras. Cuando algo se encuentra en un estado anormal, en alguna parte del sistema nervioso, es posible que se hayan originado problemas para hablar, comer, respirar o aprender. Así mismo, pueden existir problemas en el cerebro que se traduzcan como fallas en la memoria, los sentidos o el estado de ánimo [14].

Los eventos cardiovasculares y cerebro vasculares traen diferentes tipos de enfermedades, las cuales para la mayoría es necesario acudir a rehabilitación. Estas pueden ser realizadas por fisioterapeutas o mediante el uso de órtesis especializadas para estas enfermedades. Las órtesis automatizadas y ajustables ayudan a que cualquier persona con algún problema mencionado anteriormente, recupere la movilidad de la mano.

En la figure 1.3, se puede visualizar el guante robótico desarrollado por la universidad de Harvard, el cual es capaz de aportar a estos pacientes fortaleza y coordinación en sus manos para aumentar su autonomía y habilidad [3].



Figure 1.3: *Guante robótico para personas con distrofia muscular* [3].

1.3.1 Conclusiones del capítulo

Este proyecto se desarrolla debido a que, en la actualidad, un gran porcentaje de la población en México sufre de obesidad o hipertensión y pueden llegar a sufrir un evento cardiovascular y presentar atrofia muscular, por lo que deben acudir a terapia de rehabilitación. Estas terapias suelen ser muy lentas en la recuperación del paciente, puesto que para ello necesitan acudir con un rehabilitador físico, en cambio sí pueden adquirir una de estas órtesis las personas podrían realizar las rehabilitaciones en la comodidad de su hogar, ser más constante y tener una mejora más rápida. Aunque cabe mencionar que las personas no lograrán tener el 100% de movilidad en los dedos, pero mediante esto tendrán una mejor calidad de vida.



Marco teórico

En la actualidad, las órtesis son instrumentos de rehabilitación y apoyo para personas que han sufrido una discapacidad en alguna de sus extremidades, volviéndose un dispositivo necesario para la recuperación del movimiento en alguna parte de su cuerpo que haya sufrido alguna atrofia o pérdida del mismo.

En este capítulo, describiremos lo que son las enfermedades cardiovasculares, las diferencias entre una órtesis y una prótesis, el estado del arte sobre las órtesis y sus diseños, al igual que sus aplicaciones. Además de comprender sus usos y métodos de diseño.

2.1 Enfermedades cardiovasculares

La enfermedad cardiovascular, constituye una de las causas más importantes de discapacidad y muerte prematura en México. Los factores de riesgo que se asocian con la enfermedad coronaria son la edad, sexo, tabaquismo, diabetes, hipertensión arterial, obesidad y sedentarismo, pero la lesión anatómo-patológica fundamental, es la aterosclerosis, que se presenta con el transcurso de los años y provoca repentinamente episodios coronarios y cerebrovasculares agudos [2].

La figura 2.1 muestra los factores de riesgo que se asocian con la enfermedad coronaria son la edad, sexo, tabaquismo, diabetes, hipertensión arterial, obesidad y sedentarismo [2].

Factores de riesgo mayores	Edad y sexo Antecedentes personales de enfermedad cardiovascular Antecedentes familiares de enfermedad cardiovascular (familiares 1er grado)	No modificables
	Tabaquismo Hipertensión arterial Diabetes mellitus Dislipidemias	
Factores de riesgo condicionantes	Obesidad Obesidad abdominal Sedentarismo Colesterol HDL < 40 mg/dl Triglicéridos > 150 mg/Dl	Modificables

Figure 2.1: Clasificación de los factores de riesgo cardiovasculares [2].

Las enfermedades neurológicas son trastornos del cerebro, la médula espinal y los nervios de todo el cuerpo, que son los órganos controladores de funciones fisiológicas y motoras. Cuando algo se encuentra en un estado anormal, en alguna parte del sistema nervioso, es posible que se hayan originado problemas para hablar, comer, respirar o

aprender. Así mismo, pueden existir problemas en el cerebro que se traduzcan como fallas en la memoria, los sentidos o el estado de ánimo [14].

Algunas enfermedades cerebro-vasculares relacionadas con problemas de inmovilidad en una extremidad superior son:

- Enfermedad de Huntington
- Distrofia muscular (DM)
- Espina bífida
- Parkinson
- Derrames cerebrales
- Traumatismo cerebral y de cabeza

Por otro lado, en lo que se refiere a la estratificación del riesgo, el riesgo cardiovascular (RCV) global define la probabilidad de padecer en un periodo de 10 años un evento cardiovascular (infarto del miocardio, angina de pecho, muerte coronaria). Dicho parámetro se calcula mediante las tablas por categorías de factores de riesgo de Wilson, elaboradas con los datos que arrojó el estudio Framingham, en el cual el riesgo se determina a partir de: la edad (30-74 años), tabaquismo (sí, no), diabetes (sí, no) y las anomalías siguientes: lipoproteínas de alta densidad (HDL) bajas, colesterol total (o lipoproteínas de baja densidad) alto y tensión arterial sistólica y diastólica elevada. De acuerdo con el consenso 2001 de ILIB-Latinoamérica, el riesgo se clasifica en latente (<10 por ciento), intermedio (≥ 10 por ciento y < 20 por ciento) y alto (≥ 20 por ciento).

2.2 Rehabilitación terapéutica para la mano

Entre los objetivos terapéuticos principales para maximizar la función de la mano, destacan la realización de programas de ejercicios que conlleven mejoras específicas en las articulaciones afectadas en relación con el movimiento obtenido y el fortalecimiento de los grupos musculares más relevantes para la función manual. Además, la educación del paciente para la protección articular y la optimización del uso de las manos para las actividades de la vida diaria, minimizan el estrés producido en las pequeñas articulaciones de la mano lo cual es esencial para un completo programa de tratamiento. Otros objetivos terapéuticos se centran en la reducción del dolor, la rigidez y la inflamación, para minimizar la deformidad articular y guiar al paciente en el mantenimiento de un nivel adecuado de acondicionamiento físico, así como prevenir la aparición de un declive funcional general.

Existen escasos estudios científicos que detallen la duración y la frecuencia de los ejercicios para las manos de los pacientes. Sin embargo, recomiendan a los terapeutas sesiones de tratamiento “cortas” con una intensidad ligera, pero no definen el concepto de “sesiones cortas”.

2.3 Diferencia entre órtesis y prótesis

2.3.1 Prótesis

“Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado, por lo tanto, una prótesis para el paciente y en particular para el amputado, también colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar la movilidad y aspecto” [4].

Con el manejo del hierro, el hombre pudo construir manos más resistentes y que pudieran ser empleadas para portar objetos pesados, tal es el caso del general romano Marcus Sergius, que durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a. C.) fabricó una mano de hierro para él, con la cual portaba su espada, ésta es la primera mano de hierro que se tiene registro. En la búsqueda de mejoras, en el año de 1400 se fabricó la mano de alt-Ruppin (figura 2.2) construida también en hierro, constaba de un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales eran flexionados pasivamente, éstos se podían fijar mediante un mecanismo de trinquete y además tenía una muñeca movable [4].



Figure 2.2: *Mano de Alr-Ruppin* [4]

2.3.2 Órtesis

"La órtesis es un dispositivo externo que aplican vectores de fuerza para generar alineación, estabilización, soporte o que busca mejorar un patrón de movimiento, corregir una deformidad e incluso proteger un segmento corporal específico" [15].

Las órtesis pueden ser estáticas o dinámicas. Las órtesis estáticas no contienen elementos móviles, mientras que las dinámicas si los poseen. Dependiendo de su función éstas pueden ser de reposo, que se ocupan para reposar un segmento corporal; correctoras, las cuales corrigen una posición de algún segmento corporal y funcionales, las

cuales mejoran el funcionamiento de alguna parte del cuerpo [13].

Las órtesis de miembro superior están divididas en tres partes. La primera parte es la pieza base, la cual es el elemento rígido que se coloca sobre la zona corporal inmóvil para fijar la órtesis. La segunda parte son las piezas dinámicas, estos elementos son los que actúan como unión entre la pieza base y las distales. La tercera parte son los elementos distales, los cuales son deformables y se sitúan sobre los dinámicos [13].

La primera órtesis activa controlable se desarrolló en 1942 y consistía en un dispositivo accionado hidráulicamente, para asistir el movimiento en caderas y rodillas. En la década de los 70 en la Universidad de Belgrado, se presentó el primer exoesqueleto para ayudar a personas paraplégicas. Estos primeros prototipos tuvieron poco éxito por estar limitados a movimientos predefinidos. Actualmente, los sistemas ortésicos en general, utilizan patrones predefinidos de movimientos y momentos en las articulaciones, con técnicas de control clásicas o basadas en la actividad eléctrica muscular, en un intento por integrar el sistema músculo-esquelético humano y la órtesis. Tal es el caso de algunas órtesis y exoesqueletos diseñados para rehabilitación de sujetos con discapacidad severa (paraplégicos, cuadriplégicos y similares), que combina la estimulación eléctrica funcional como generador de reflejos artificiales [16].

2.4 Medidas estructurales de la mano

Para realizar el diseño de la ortesis, se realiza el análisis de las partes que conforman la mano, las cuales se tomaron de la siguiente manera:

- Dedo meñique.
- Dedo anular.
- Dedo medio.
- Dedo índice.
- Dedo pulgar.
- Palma de la mano.

La figura 2.3 muestra las partes en la que se dividen los dedos meñique, anular, medio e índice, las cuales son falanges distales, intermedias y proximales; mientras que el dedo pulgar solo tiene falanges distales y proximales. Estos huesos son los que permiten el movimiento de los dedos. La palma de la mano comprende su ubicación desde los huesos metacarpianos hasta los huesos piramidal, semilunar y escafoides.

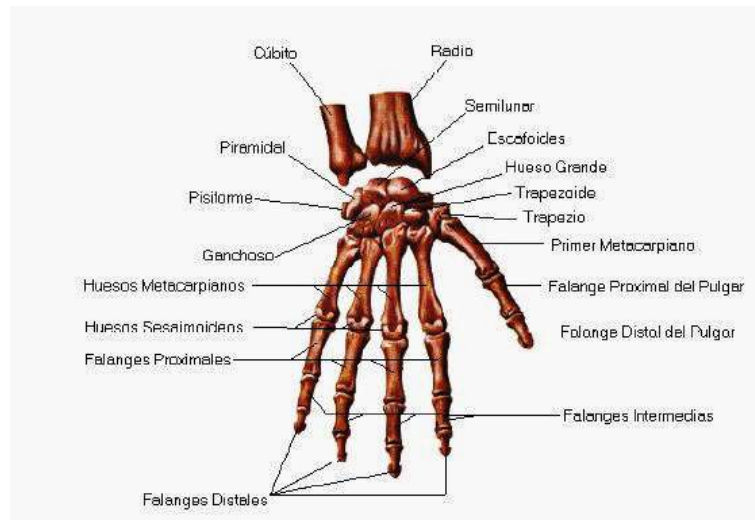


Figure 2.3: Huesos estructurales de la mano [5].

La órtesis debe poder adaptarse a todas estas partes para poder realizar correctamente los movimientos naturales de la mano, por lo tanto, se debe realizar la obtención de las medidas que deben de llevar cada parte antes descrita, esto se tomó en cuenta mediante las medidas promedio que se pueden visualizar en la fig. 2.4 y en la fig. 2.5, estas medidas son obtenidas en personas con edades entre 18 y 65 años.

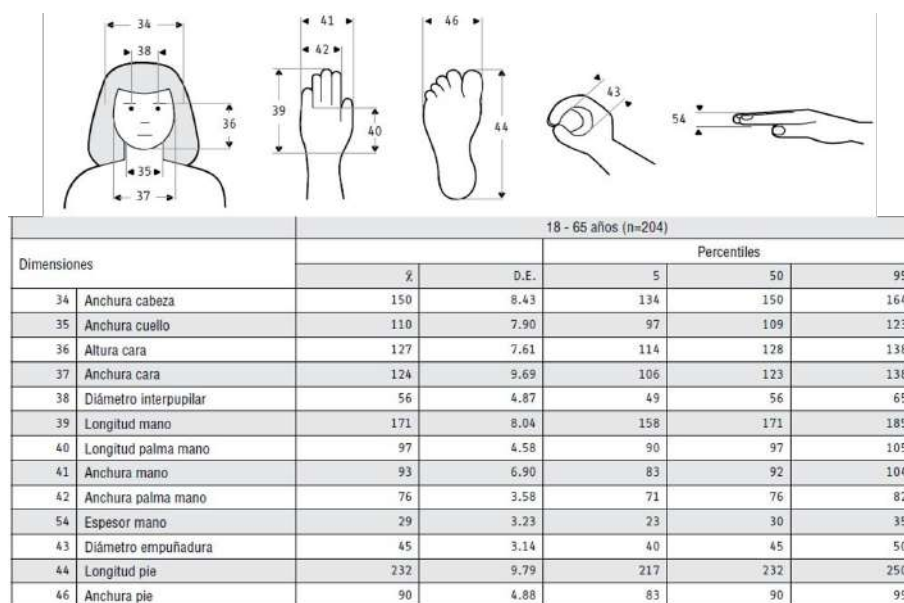


Figure 2.4: Medidas en milímetros de la mano de mujeres entre 18 y 65 años de edad [6].

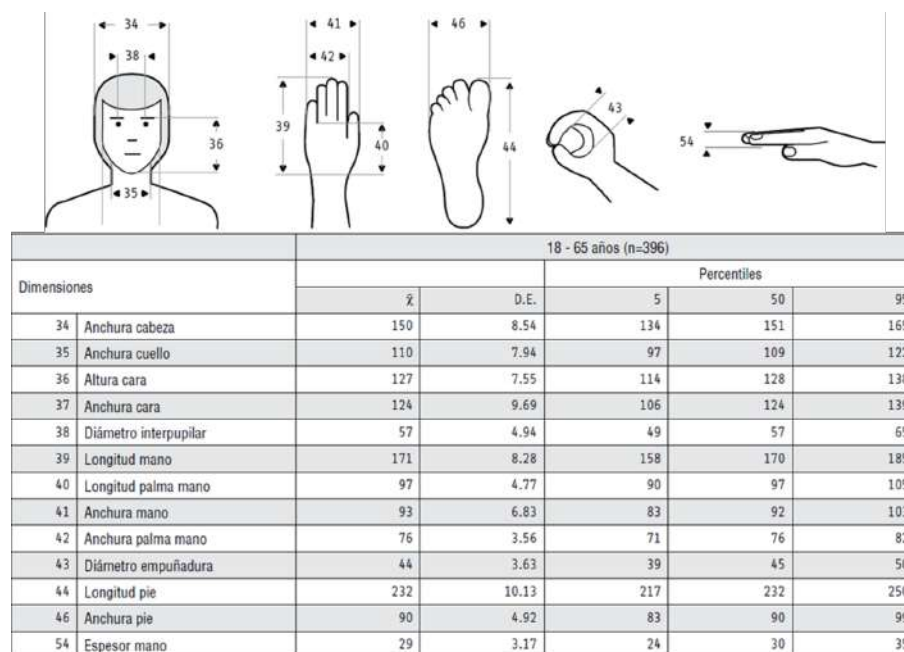


Figure 2.5: Medidas en milímetros de la mano de hombres entre 18 y 65 años de edad [6].

De las medidas que se pueden observar en la fig. 2.4 y en la fig. 2.5, solo se tomaron en cuenta las medidas promedio de longitud de mano, longitud de palma mano, anchura de la mano y anchura de palma mano.

2.5 Estado del arte

Existen varios tipos de órtesis rehabilitadoras, la mayoría solo ayudan a dar soporte y poder tener una mejor movilidad en la mano, pero no ayudan a la rehabilitación de la mano. Otro tipo de órtesis son diseñadas para poder rehabilitar y mejorar el movimiento en la mano, pero, en la mayoría de ellas, se tiene que realizar una comunicación con la computadora para poder realizar los ejercicios de rehabilitación o estar en un lugar especializado para poder realizar las rehabilitaciones.

Algunas órtesis creadas para poder realizar estas funciones son las siguientes:

FESTO: La empresa creó un exoesqueleto - guante para poder aumentar la fuerza de la mano la cual se puede ver en la figura 2.6). El exoesqueleto se coloca como si fuera un guante y ayuda a aumentar la fuerza de cada uno de los dedos de la mano [7].

La visión de FESTO es que las personas que tienen problemas de parálisis en la mano puedan recuperar la movilidad en la misma. Las enfermedades a las cuales se están enfocando son las ICTUS (enfermedades cerebrovasculares que afectan a los vasos sanguíneos que suministran sangre al cerebro).



Figure 2.6: *Exoesqueleto-guante de FESTO [7].*

La rehabilitación que pretende realizar la empresa FESTO, es realizando una interfaz entre una computadora cerebral y el exoesqueleto - guante, lo cual ayuda a que el cerebro reconozca los movimiento de la mano y los asocie con las señales del cerebro. La interfaz realizada entre el cerebro y el exoesqueleto, capta las señales mediante electrodos de EEG (Electroencefalogramas). Este desarrollo se está llevando a cabo en el centro de Neurociencia Integrativa de la Universidad de Tubinga [7].

Enríquez et. al. [8], desarrollaron un exoesqueleto para la rehabilitación de mano en personas que hayan sufrido un evento cerebrovascular, la cual se puede observar en la figura 2.7. La órtesis fue desarrollada para poder rehabilitar cada uno de los dedos de la mano con problema muscular. La activación de la órtesis fue desarrollada mediante un sistema neumático, para ser más exacto mediante un cilindro neumático. El control que ocupa este dispositivo es a través de un *phidget* que se conecta mediante USB a una PC y se monitorea las secuencias de activación mediante un programa desarrollado en Matlab.

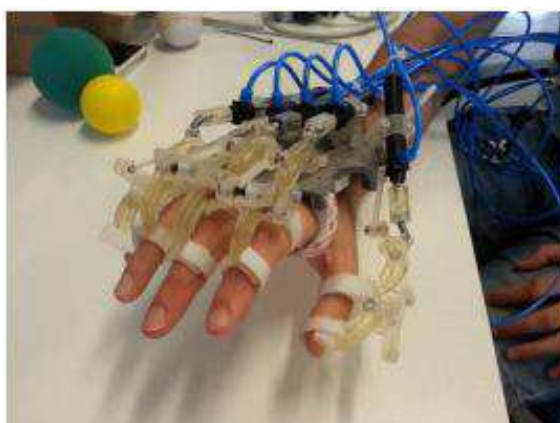


Figure 2.7: *Exoesqueleto neumático rehabilitador de mano con monitoreo de secuencias en Matlab [8].*

Gloreha: La compañía Italiana Gloreha se dedica a realizar guantes robóticos que funcionan para rehabilitación neuromotora de miembros superiores, los cuales se pueden ver en la figura 2.8. La empresa tiene tres tipos de guantes robóticos, “Gloreha Sinfonia”, “Wokstation” y “Professional 2” [9].

Las características de estos dispositivos es que tienen movimientos asistidos, ejercicios rehabilitadores funcionales, Terapia observada vía PC. El sistema funciona mediante sistema neumático y debe estar conectado a una fuente de aire a presión.



Figure 2.8: Guante robótico rehabilitador neuromotor tipo "Professional 2" [9].

Universidad Politécnica de Hong Kong: Las investigaciones realizadas en esta universidad llevaron a la creación de un dispositivo de entrenamiento del cerebro.

Realiza una interconexión con el cerebro y las extremidades, con un nuevo diseño de los auriculares EEG y EMG antebrazo para la transmisión de datos para controlar una mano robótica interconectada por software utilizando una aplicación para “iPad”. La información del cerebro aparece en un casco y puede leer las ondas cerebrales, también tiene características nuevas para encontrar las ubicaciones de electrodos EEG específicas para cada paciente y así reducir el número de electrodos EEG [7].



Figure 2.9: *Órtesis rehabilitadora de mano con activación mediante ondas cerebrales e interfaz al usuario en un dispositivo "Ipad" [7].*

Narváez et. al. [10], desarrollaron un dispositivo rehabilitador de falanges para la rehabilitación de mano en personas que hayan sufrido lesiones motoras en el miembro superior (mano) por algún evento cerebrovascular, la cual se puede observar en la figura 2.10.

El dispositivo es activado de manera neumática, y está diseñado mediante una funda termorretráctil, el cual tiene la funcionalidad de un músculo que permite la movilidad de los dedos. El tipo de accionamiento de este dispositivo permite realizar diferentes secuencias de movimientos en los dedos, lo cual permite modular la intensidad de los movimientos. El control del dispositivo se realiza mediante un arduino y una interfaz de usuario en Matlab.



Figure 2.10: *Dispositivo neumático para rehabilitación de mano mediante funda termorretractil [10].*

III

Metodología

En este capítulo se presenta la metodología necesaria para diseñar y automatizar la órtesis propuesta, la cual debe cumplir los objetivos planteados en el proyecto, con los cuales se pretende ayudar a personas con evento cardiovascular reciente, a fin de que tengan una terapia rehabilitadora más eficiente y rápida.

En el diagrama de la figura 3.1, se presenta la metodología de diseño y control de la órtesis.

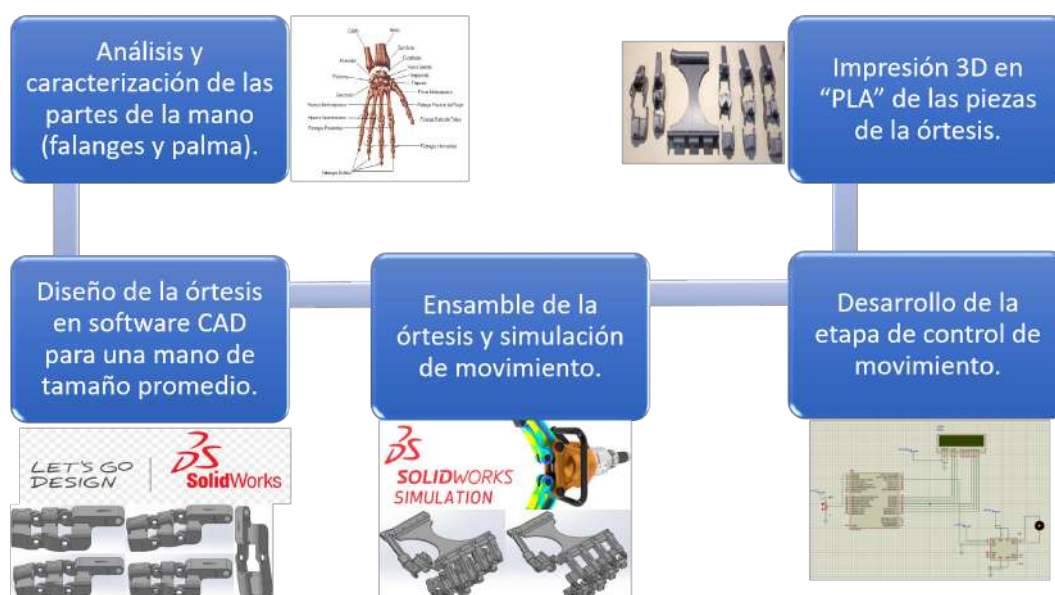


Figure 3.1: Metodología del proyecto.

Existen diferentes diseños de órtesis funcionales para la rehabilitación del miembro superior (mano); la mayoría de ellas tienen actuadores neumáticos. La desventaja de estos tipos de actuadores es que requieren un compresor y actuadores neumáticos, lo cual hace que esta órtesis tenga que estar fijada a un lugar específico.

Para poder realizar el diseño de una órtesis de miembro superior (mano) se debe tener en cuenta toda la estructura de la mano, así como los movimientos que ésta realiza. En el diseño propuesto, solo se toman en cuenta los movimientos que realizan los dedos de la mano, específicamente en el dedo índice y pulgar; ya que esta tesis se enfoca a la rehabilitación de esa parte.

3.1 Análisis y caracterización de las partes de la mano (falanges y palma)

Las figuras 2.4 y 2.5, no indican cual es el largo, ancho y grosor de cada dedo, por lo que fue necesario obtener estas medidas, considerando las partes que conforman a los dedos (falanges).

3.1.1 Medición de la mano y sus partes en un grupo muestra.

Para obtener las medidas de las partes de la mano, es necesario considerar a un grupo muestra y obtener la medida promedio.

El grupo muestra con el cual se realizaron las mediciones, está conformado por 30 personas del sexo masculino. Esto debido a que las manos de los hombres son más grandes y gruesas que la de las mujeres, y lo que se busca en este proyecto es realizar una órtesis para la mano izquierda de un hombre.

Las mediciones obtenidas para cada parte de los dedos de la mano se presentan en la tabla 3.1, 3.2 y 3.3, tomando en cuenta que la falange distal se menciona como "1er", la falange intermedia como "2da" y la falange proximal como "3er".

Table 3.1: *Medidas obtenidas de las falanges de los dedos (largo).*

Muestra	Dedos medidos													
	Meñique			Anular			Medio			Índice			Pulgar	
	Largo de falanges (medidas en milímetros)													
	1er	2da	3er	1er	2da	3er	1er	2da	3er	1er	2da	3er	1er	3er
1	27	28	52	29	38	61	32	42	67	28	29	29	37	48
2	29	29	51	30	39	63	32	40	64	28	31	30	38	50
3	29	30	51	29	37	60	30	40	65	31	29	31	37	50
4	27	30	51	31	39	60	30	39	65	30	31	31	37	50
5	28	30	50	31	37	61	29	40	65	30	31	31	37	50
6	28	30	50	29	37	61	31	42	66	30	31	30	39	50
7	27	28	50	30	37	61	30	40	65	30	31	31	40	50
8	29	30	51	31	37	60	30	41	65	29	30	31	39	50
9	28	31	50	29	37	61	30	42	66	30	31	29	37	48
10	28	29	51	31	37	61	30	40	65	30	31	29	37	50
11	27	30	50	31	39	62	31	40	66	30	31	30	40	48
12	27	30	50	31	37	61	30	42	66	29	32	31	37	49
13	29	29	51	29	37	61	29	41	66	30	28	29	38	48
14	27	27	50	31	40	61	32	39	65	30	31	29	36	49
15	30	29	51	30	40	62	30	42	64	29	31	39	37	51
16	30	31	53	32	40	64	32	42	66	31	32	32	40	50
17	28	30	50	29	37	61	31	42	66	30	31	30	39	50
18	27	28	52	29	38	61	32	42	67	28	29	29	37	48
19	27	30	50	31	37	61	30	42	66	29	32	31	37	49
20	27	30	50	31	37	61	30	42	66	29	32	31	37	49
21	29	30	51	31	37	60	30	41	65	29	30	31	39	50
22	30	29	51	30	40	62	30	42	64	29	31	39	37	51
23	27	30	50	31	37	61	30	42	66	29	32	31	37	49
24	28	29	52	30	38	62	31	41	66	29	30	30	38	49
25	29	29	51	29	37	61	29	41	66	30	28	29	38	48
26	27	27	50	31	40	61	32	39	65	30	31	29	36	49
27	30	29	51	30	40	62	30	42	64	29	31	39	37	51
28	30	31	53	32	40	64	32	42	66	31	32	32	40	50
29	28	30	50	29	37	61	31	42	66	30	31	30	39	50
30	27	28	52	29	38	61	32	42	67	28	29	29	37	48

Table 3.2: *Medidas obtenidas de las falanges de los dedos (ancho).*

Muestra	Dedos medidos													
	Meñique			Anular			Medio			Índice			Pulgar	
	Ancho de falanges (medidas en milímetros)													
	1er	2da	3er	1er	2da	3er	1er	2da	3er	1er	2da	3er	1er	3er
1	16	20	20	17	21	21	20	22	23	18	22	22	24	25
2	18	20	19	19	23	23	18	21	22	20	22	23	25	25
3	16	19	20	18	23	22	20	23	23	18	21	21	24	25
4	16	19	19	17	23	21	19	21	22	18	22	22	23	23
5	17	20	19	18	23	21	19	21	22	19	21	23	23	25
6	17	19	21	18	22	22	19	23	21	18	21	23	23	25
7	16	21	19	17	22	21	19	21	23	20	22	23	23	23
8	17	19	21	19	23	23	20	22	23	18	21	23	24	25
9	18	21	20	17	22	22	18	22	22	18	23	21	24	23
10	17	19	21	18	23	23	20	22	22	19	22	22	24	24
11	16	21	19	17	23	22	19	21	21	19	22	21	25	24
12	16	21	21	17	22	23	20	21	21	19	21	23	25	24
13	17	20	19	17	21	21	19	22	21	19	21	23	23	25
14	16	19	19	19	23	22	18	22	21	18	21	21	23	23
15	16	20	19	17	22	23	19	21	23	18	22	22	25	24
16	17	21	20	17	22	23	20	22	22	20	22	23	25	23
17	17	20	20	18	23	21	18	23	21	20	21	22	25	23
18	18	20	21	18	23	23	20	22	23	20	21	21	24	23
19	17	20	19	19	21	23	18	21	22	18	23	23	24	24
20	16	19	20	19	22	22	20	21	21	19	23	22	24	24
21	16	20	20	17	23	22	18	22	23	20	22	23	24	23
22	18	20	20	18	23	22	18	23	22	18	21	21	24	23
23	17	21	19	17	23	21	18	22	21	20	23	23	23	25
24	18	21	20	17	23	23	19	23	22	19	21	21	24	24
25	18	21	20	18	23	23	19	23	21	19	21	21	23	23
26	18	19	21	17	22	21	18	21	22	19	22	22	25	23
27	18	19	19	19	21	23	20	22	22	18	21	21	25	25
28	16	21	21	18	21	21	18	22	21	18	22	22	24	23
29	17	21	20	18	22	21	18	21	21	18	21	23	23	24
30	18	19	19	18	22	21	20	22	21	19	21	23	23	23

Table 3.3: *Medidas obtenidas de las falanges de los dedos (grosor).*

Muestra	Dedos medidos													
	Meñique			Anular			Medio			Índice			Pulgar	
	Grosor de falanges (medidas en milímetros)													
	1er	2da	3er	1er	2da	3er	1er	2da	3er	1er	2da	3er	1er	3er
1	7	9	11	8	10	11	9	9	14	10	13	11	11	10
2	8	9	11	9	11	13	9	11	13	10	11	13	10	10
3	9	9	9	10	11	12	9	9	12	8	13	11	10	9
4	8	8	11	9	10	12	10	10	13	10	12	12	10	9
5	9	8	10	10	9	11	8	9	13	10	11	12	10	10
6	8	10	10	8	10	11	9	10	13	10	12	13	11	11
7	9	10	11	8	11	11	8	10	12	8	11	12	9	11
8	9	8	10	9	9	11	10	10	13	9	11	11	9	11
9	8	9	11	9	10	11	9	11	12	10	11	13	10	9
10	7	8	11	8	11	13	9	10	14	8	11	11	10	10
11	9	8	9	10	10	13	9	9	14	10	12	12	9	10
12	8	9	11	8	10	11	9	9	12	10	12	13	11	10
13	8	8	9	9	9	13	8	11	12	8	11	11	10	11
14	7	9	9	9	9	12	9	9	12	10	12	13	9	10
15	7	8	10	8	11	13	10	9	13	9	12	13	11	9
16	8	9	9	8	10	13	8	11	13	8	12	11	9	11
17	8	10	10	8	9	12	8	10	14	8	12	13	9	11
18	8	8	11	9	10	11	9	11	12	9	12	13	10	9
19	9	9	11	9	11	11	8	10	14	9	12	11	10	9
20	9	9	9	10	11	12	8	10	14	9	11	13	9	11
21	8	10	11	8	11	13	9	9	13	9	11	12	10	11
22	9	8	9	10	10	11	8	9	13	9	12	13	9	9
23	8	9	10	9	11	11	8	9	13	9	13	13	9	11
24	9	8	9	10	10	11	8	10	13	9	13	13	11	9
25	9	9	10	10	11	13	8	10	12	9	11	11	9	9
26	7	10	9	9	9	12	10	10	14	10	11	12	10	10
27	9	9	11	8	11	13	9	10	14	8	13	11	10	10
28	8	9	9	10	10	11	8	11	14	9	11	12	9	9
29	9	10	10	8	11	13	9	11	14	9	13	13	9	10
30	8	10	9	8	9	13	10	9	12	10	13	11	9	9

Realizadas las mediciones de largo, ancho y grosor de cada falange de los dedos de las 30 personas muestra, se procede a obtener los tamaños promedio de cada una de éstas. Las medidas promedio obtenidas se pueden visualizar en la tabla 3.4.

Table 3.4: *Medidas promedio de los dedos de la mano*

Parte de la mano medida	Largo (mm)	Ancho (mm)	Grosor (mm)
Falange distal del dedo meñique	28	18	8
Falange intermedia del dedo meñique	29	20	9
Falange proximal del dedo meñique	52	20	10
Falange distal del dedo anular	30	18	9
Falange intermedia del dedo anular	38	20	10
Falange proximal del dedo anular	62	22	12
Falange distal del dedo medio	31	19	9
Falange intermedia del dedo medio	41	21	10
Falange proximal del dedo medio	66	22	13
Falange distal del dedo índice	29	19	9
Falange intermedia del dedo índice	30	21	12
Falange proximal del dedo índice	30	22	12
Falange distal del dedo pulgar	38	24	10
Falange proximal del dedo pulgar	49	24	10

3.2 Diseño de la órtesis en software CAD para una mano de tamaño promedio

Para el diseño de esta órtesis se realizaron dos prototipos de prueba, los cuales fueron cambiando durante el desarrollo, ya que se buscaba que cumplieran con ciertos requisitos (ergonomía, peso mínimo, fácil colocación, etc.). A continuación se describirán cada uno de los diseños, entendiendo que el segundo se quedó como el prototipo final, pasando las pruebas de usabilidad. Estas pruebas fueron realizadas a usuarios, los cuales usaron la órtesis y dieron su opinión de comodidad y funcionamiento.

3.2.1 Primer diseño de la órtesis

De acuerdo con las medidas obtenidas, se diseñan cada una de las piezas necesarias para poder realizar la órtesis. En primer lugar, se diseñan las piezas para formar el dedo índice, medio, anular, meñique y pulgar; las cuales son tres de cada una; el dedo pulgar solo tiene dos piezas, pero se diseña una extensión de unión. De igual manera se diseña la base que se coloca en la mano, esta pieza tiene como función ser el soporte de la órtesis y la unión con las piezas de los dedos. Es importante realizar la pieza con las medidas correctas, ya que es la que permitirá realizar los movimientos de los dedos de manera correcta.

3.2.1.1 Diseño de las falanges de los dedos

Para la parte de los dedos, se toma en cuenta que las piezas no deben de ser completamente cerradas, ya que al mover los dedos (abrir y cerrar), la unión entre cada falange muestra una protuberancia, por lo anterior, las piezas de los dedos de la órtesis debe

de tener una abertura en cada unión de falanges, esto con el fin de que el usuario que realice la rehabilitación no sufra alguna molestia. De igual manera la parte inferior de las piezas de los dedos y de la mano no son completamente cerradas, esto con el fin de que puedan ser montadas de manera sencilla sin lastimar al usuario. Las piezas al no ser completamente cerradas deben tener una sujeción, en este caso, se realiza mediante cinta tipo velcro.

La figura 3.2, muestra la pieza de la falange proximal, la cual se diseña tomando en cuenta tres partes básicas que debe contener: la base que va montada al dedo, la cual servirá de sujeción; la extensión que se unirá a la base colocada en la mano y la unión que tendrá con la falange intermedia. En cada pared de la unión con la falange intermedia, se realiza una perforación, en la cual se colocarán los pernos de unión.

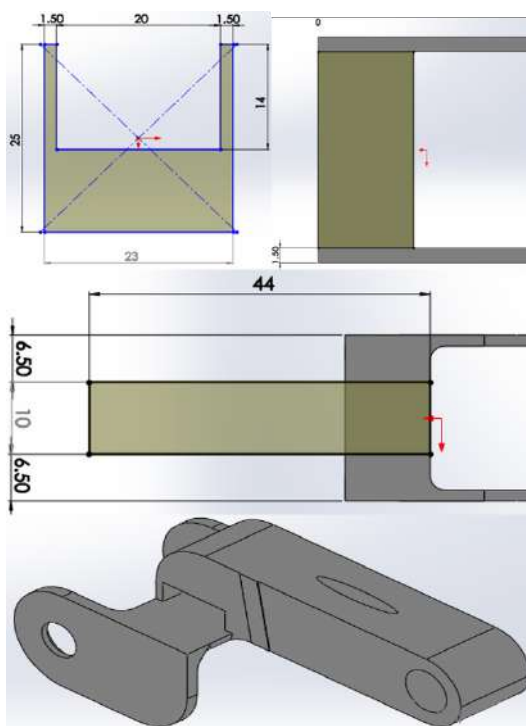


Figure 3.2: *Pieza de la falange proximal del dedo índice.*

La pieza de la falange intermedia se muestra en la figura 3.3, esta se diseña en dos partes básicas: la base que va montada al dedo, la cual servirá de sujeción y la unión que debe tener con la pieza de la falange proximal y distal. En cada pared de la unión con la falange proximal y distal, se realiza una perforación, en la cual se colocarán los pernos de unión.

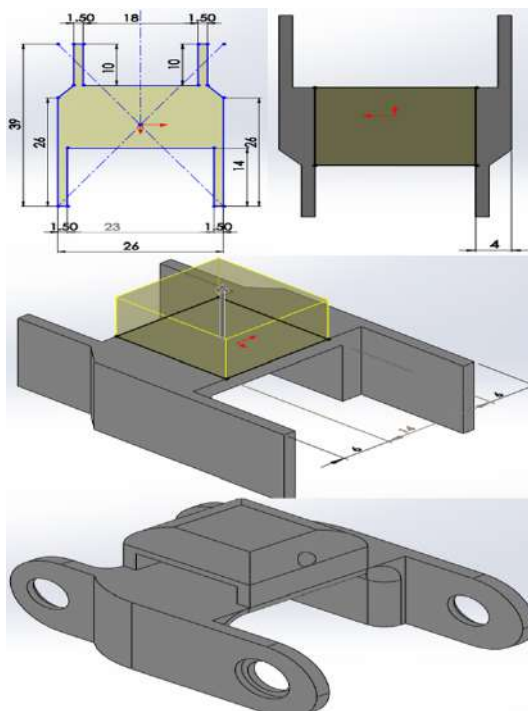


Figure 3.3: *Pieza de la falange intermedia del dedo índice.*

La pieza de la falange distal se diseña tomando en cuenta dos partes básicas: la base que va montada al dedo, la cual servirá de sujeción y la unión que debe tener con la pieza de la falange intermedia. En cada pared de la unión con la falange intermedia, se realiza una perforación, en la cual se colocarán los pernos de unión, esto se muestra en la figura 3.4.

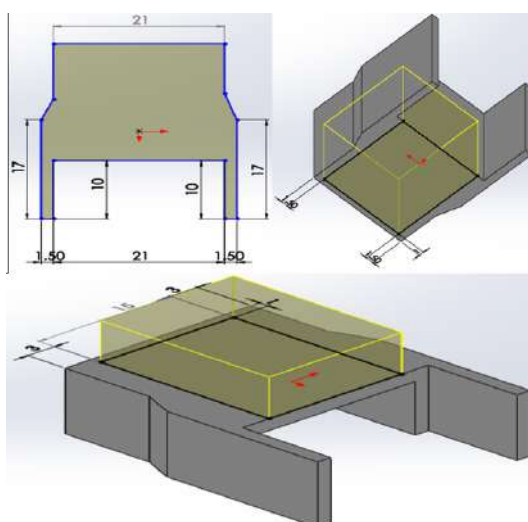


Figure 3.4: *Pieza de la falange distal del dedo índice.*

Para las piezas de la falange intermedia y distal, se diseña una base tipo cúpula la cual está ubicada en la parte superior de la base que va montada al dedo, a la cual se le realiza dos perforaciones, una circular, la cual será para la guía de la cuerda tensora que dará movilidad al dedo y la otra rectangular la cual será para la sujeción de la pieza

mediante la cinta tipo velcro.

Para la pieza de la falange proximal, no se diseña la cúpula, a esta se le diseña una extensión en la parte superior de la base que va montada al dedo, la cual servirá de unión con la pieza de la base de la mano. De la misma forma que las falanges distal e intermedia, se le realizan dos perforaciones.

Estos mismos pasos se repiten para realizar las piezas de los dedos medio, anular y meñique. Cabe mencionar que, aunque el diseño es el mismo para los dedos mencionados, las medidas son diferentes.

Para desarrollar las piezas del dedo pulgar, se siguen los mismos pasos que para los demás dedos, solo que, para este dedo, solo se diseña la falange distal y proximal.

3.2.1.2 Diseño de la base de la mano

Ya diseñadas las piezas de los dedos, se diseña la base de la mano, la cual se puede ver en la figura 3.5. Esta pieza tendrá dos funciones, la primera es para la sujeción de las piezas de los dedos y la palma de la mano. Para poder realizar esta pieza se toman en cuenta las medidas mencionadas en la figura 2.4 y 2.5.

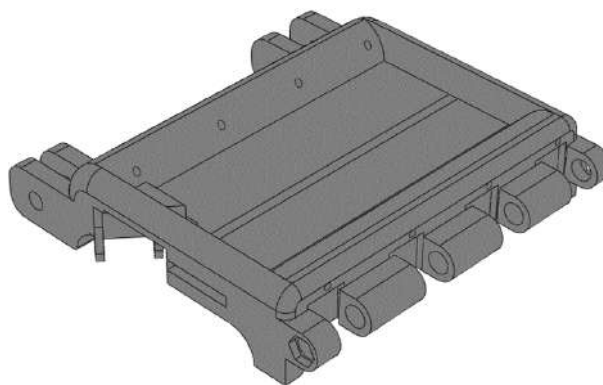


Figure 3.5: *Pieza final de la base de la mano.*

Para el diseño de la base, se toma en cuenta que debe tener el espacio suficiente para realizar la sujeción con cada uno de los dedos y que este sea lo suficientemente resistente para soportar todos los movimientos que realizará la órtesis. Se le debe colocar unas perforaciones en cada espacio de sujeción de los dedos, en la cual pasarán los hilos tensores, esto tanto en el soporte delantero como en el trasero.

El espacio donde estará el dedo pulgar está colocado en la parte posterior de la base, con el fin de tener una correcta movilidad de este. La parte central tiene un espacio para la colocación de la cinta tipo velcro, ésta tiene la función de realizar la sujeción de la base de la órtesis con la de la mano del usuario.

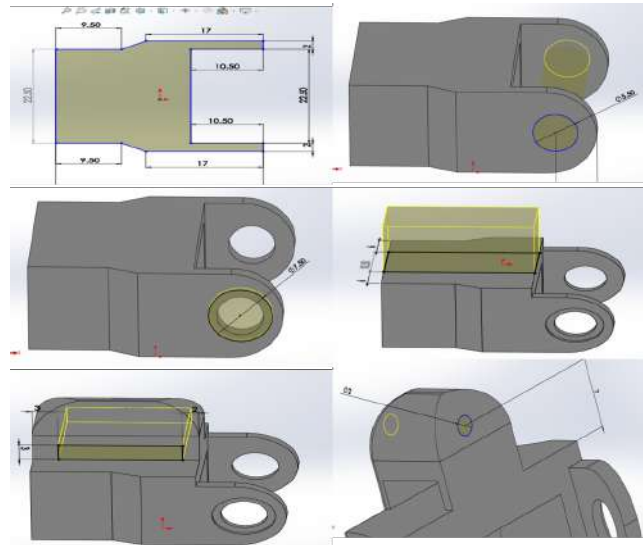


Figure 3.8: *Diseño de la pieza de la falange proximal.*

3.2.2.2 Diseño de la base de la mano

La base de la órtesis se diseñó con una mayor ergonomía. Se realiza un acabado más estético y de menor tamaño; al reducir el grosor de la base, se reduce también el peso de ésta, pero no su resistencia. Se le colocan las bases donde estarán sujetos los dedos y por donde pasará el hilo tensor, esta base se puede ver en la fig. 3.9.

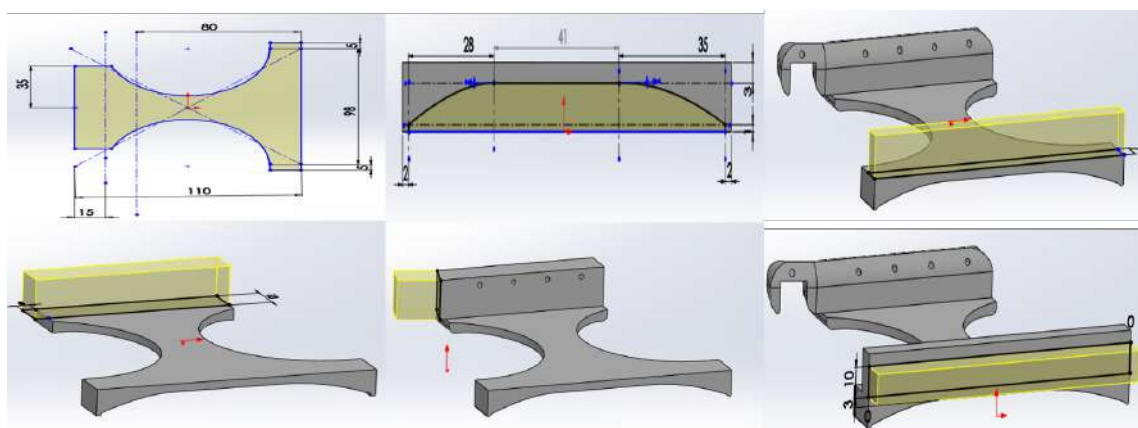


Figure 3.9: *Diseño de la base de la órtesis.*

En la figura 3.10 se puede apreciar el diseño final de la base.

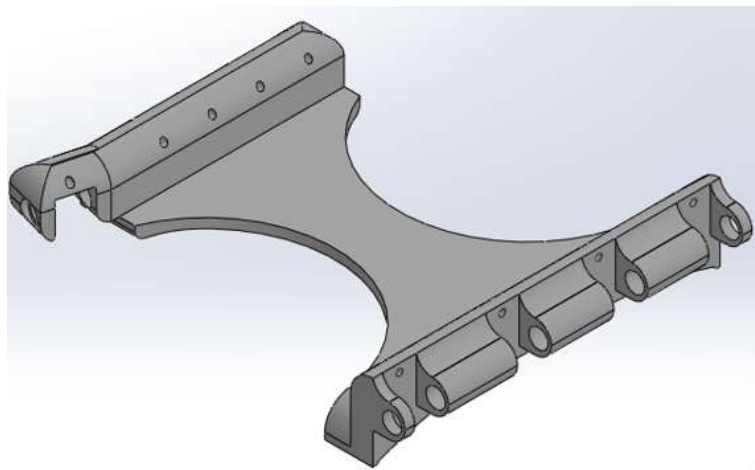


Figure 3.10: *Base de la órtesis completa.*

3.2.2.3 Diseño de la base de sujeción de los servomotores

Para poder colocar los servomotores en el antebrazo, se realizaron los diseños del soporte donde estarán posicionados, el diseño se realiza de una manera ergonómica, que no cause molestias al usuario, pero, al mismo tiempo, debe de ser resistente a la tensión que se producirá. Además, debe de poder colocarse fácilmente en el antebrazo de la mano izquierda. La base también debe tener la adaptación para colocar los conectores de las señales de alimentación y de control de los servomotores.

Se diseñaron en total dos soportes, los cuales se pueden visualizar en la fig. 3.11, esto para poder colocar de manera estratégica los servomotores uno encima del otro. Con lo anterior, los servomotores podrán realizar sus funciones sin inconvenientes.

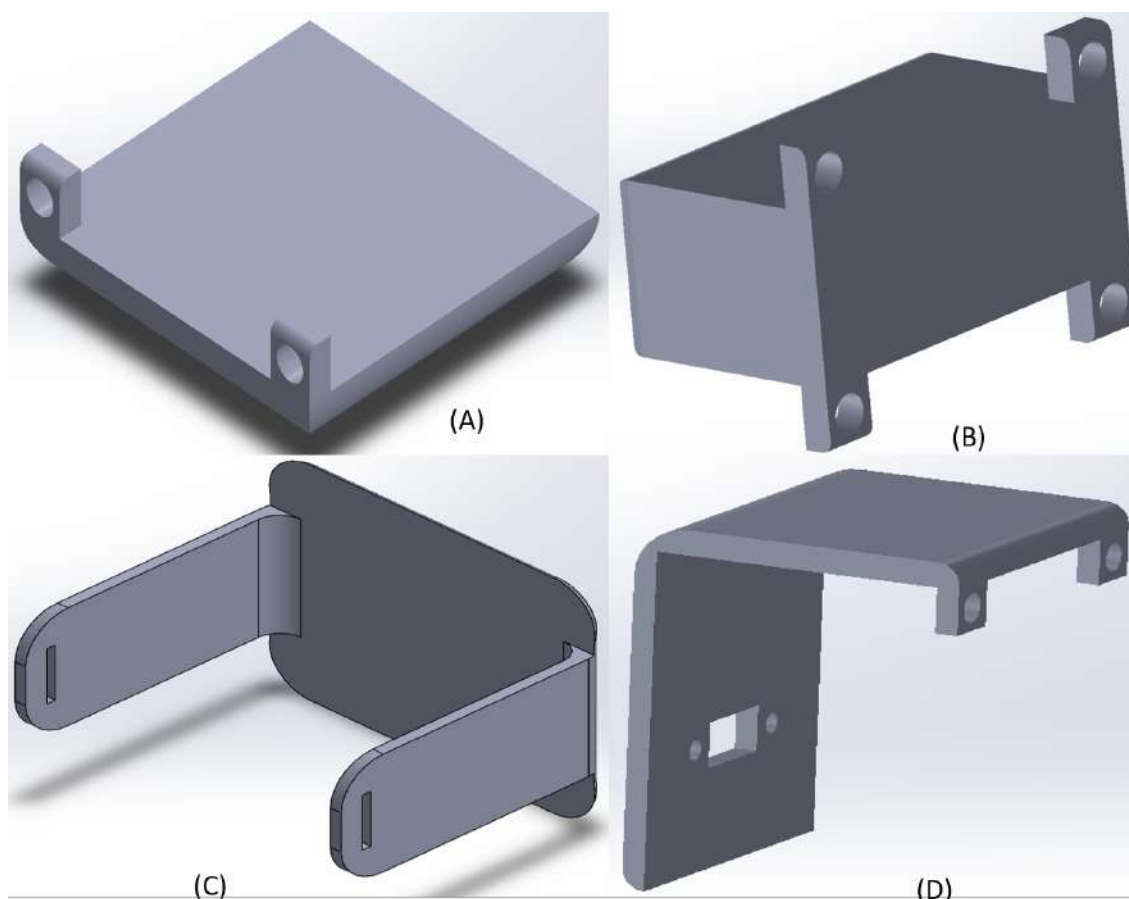


Figure 3.11: *Diseño de la sujeción de los servomotores y fijación al brazo. A) Soporte en contacto con el ante brazo y sujeción del primer servomotor. B) Soporte de sujeción de los dos servomotores. C) Base de plástico flexible y sujeción al brazo. D) Cubierta de servomotores.*

Para que el soporte 1 (el cual hace contacto con el antebrazo) no cause molestia, se realizó una base de material de plástico flexible, la cual se puede visualizar en la fig. 3.11. Esta ayudará a que el soporte 1 no tenga contacto directo con el antebrazo. Además, al ser un plástico flexible, ayuda a que se pueda amoldar mejor al brazo y tener mejor agarre.

Conjunto con lo anterior, se diseñó una cubierta para los servomotores, la cual servirá también para colocar el conector DB9, en el cuál se conectarán los cables de alimentación y control. En la fig. 3.11, inciso D, se puede visualizar este diseño.

3.3 Ensamble de la órtesis y simulación de movimiento

Ya diseñadas cada una de las piezas de la órtesis, se procede a realizar el ensamble y las simulaciones de movimiento. Con estas simulaciones se pretende observar si las piezas de la órtesis, al momento de ser ensambladas o al realizar algún movimiento, presentan roces u obstrucciones entre ellas.

3.3.1 Simulación de movimiento del primer diseño

Ya diseñadas las tres partes de la pieza de todos los dedos, se realiza el ensamble de cada uno de ellos, (ver figura 3.12). Con lo anterior se realiza la simulación de movimiento del mismo, esto para corroborar que su movimiento sea correcto y no tenga obstrucciones entre sus piezas al realizarlo.

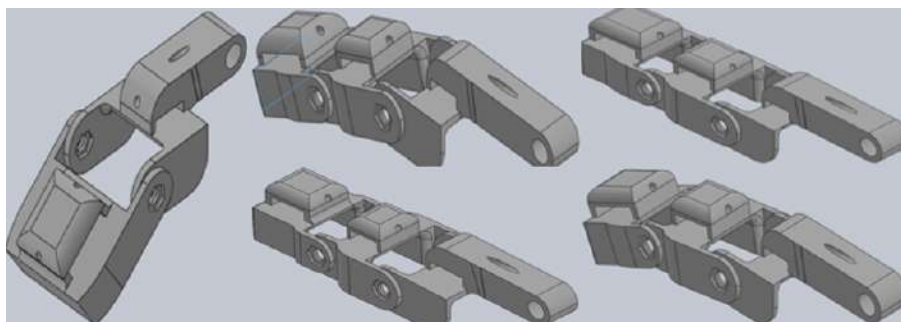


Figure 3.12: *Diseño final del ensamble del dedo índice.*

Con las piezas de los dedos y la base de la mano diseñadas, se procede a realizar el ensamble de todas las piezas, la fig. 3.13 muestra el ensamble final. La figura 3.14 muestra la simulación de movimiento; donde se comprueba que la órtesis presenta rozamientos entre los dedos y no se puede hacer un correcto movimiento.

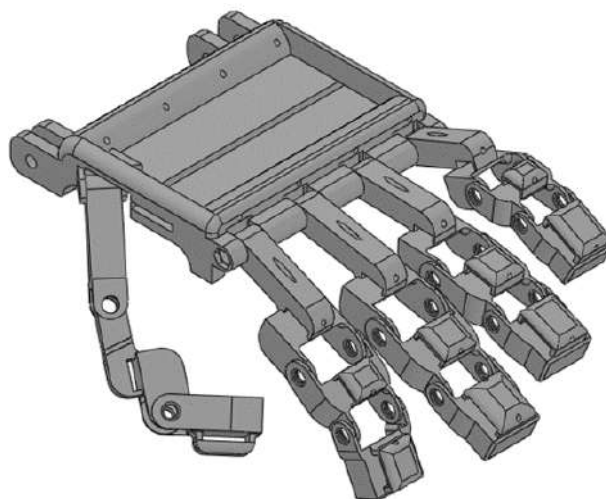


Figure 3.13: *Ensamble de la mano completa.*

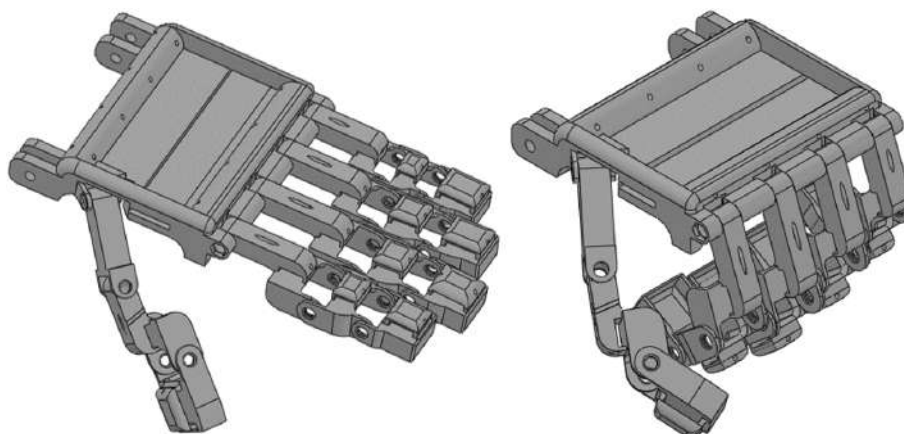


Figure 3.14: *Ensamble y simulación de la base de la mano y unión con el dedo índice.*

3.3.2 Simulación de movimiento del segundo diseño

Con las correcciones realizadas y rediseñadas las piezas de la órtesis, se realiza el ensamble de las piezas de los dedos, en la figura 3.15 se pueden observar los dedos índice, medio, anular, meñique y pulgar.

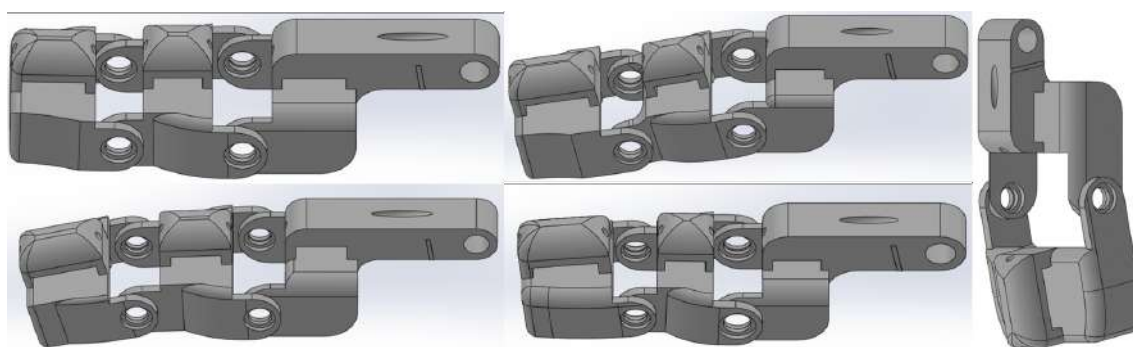


Figure 3.15: *Ensamble de las piezas de los dedos índice, medio, anular, meñique y pulgar.*

Después de ensamblar todas las piezas de los dedos y realizar su simulación de movimiento, se prosigue a ensamblar la órtesis completa, la figura 3.16 muestra lo anterior descrito.

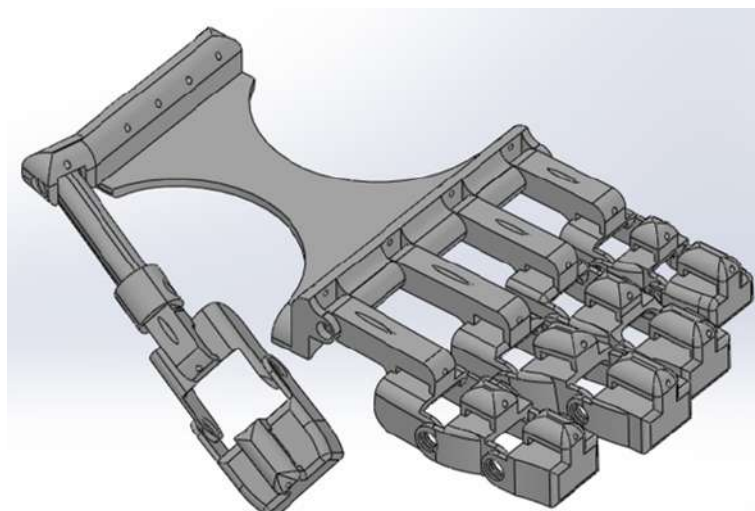


Figure 3.16: *Órtesis completa.*

Se realizan las pruebas de movilidad de la órtesis, colocando en varias posiciones los dedos en simulación de apertura y cierre de los dedos. La figura 3.17 muestra algunas posiciones en las que se colocó la órtesis, donde se comprueba que no existen rozamientos entre los dedos, ni la base; por lo tanto es apta para realizar su impresión 3D.

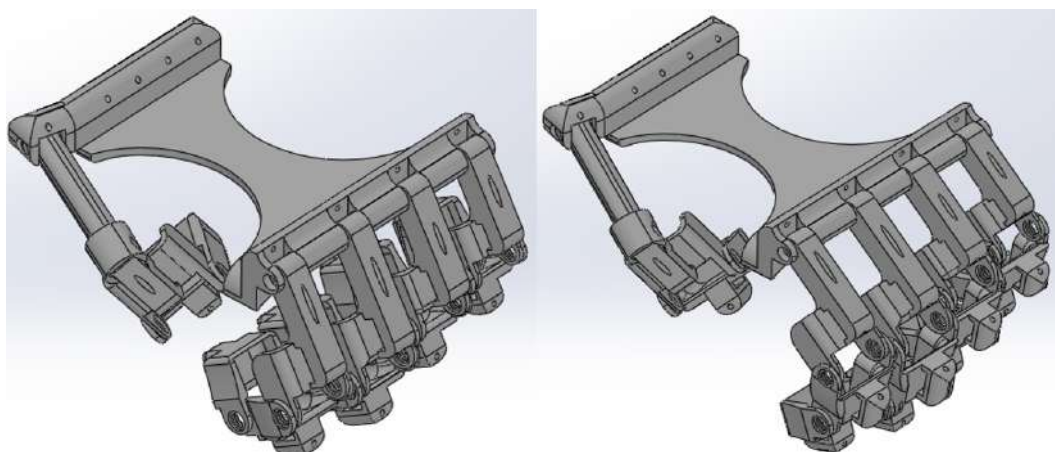


Figure 3.17: *Pruebas de movilidad de la órtesis completa.*

Para comprobar la resistencia de las piezas diseñadas, se realiza un análisis de fuerzas en cada una de ellas. Con lo anterior se pretende obtener el esfuerzo máximo y mínimo que soporta cada pieza. El análisis se realiza con una fuerza de 50 Newtons(N). En la fig. 3.18 se observan los resultados del análisis de fuerzas.

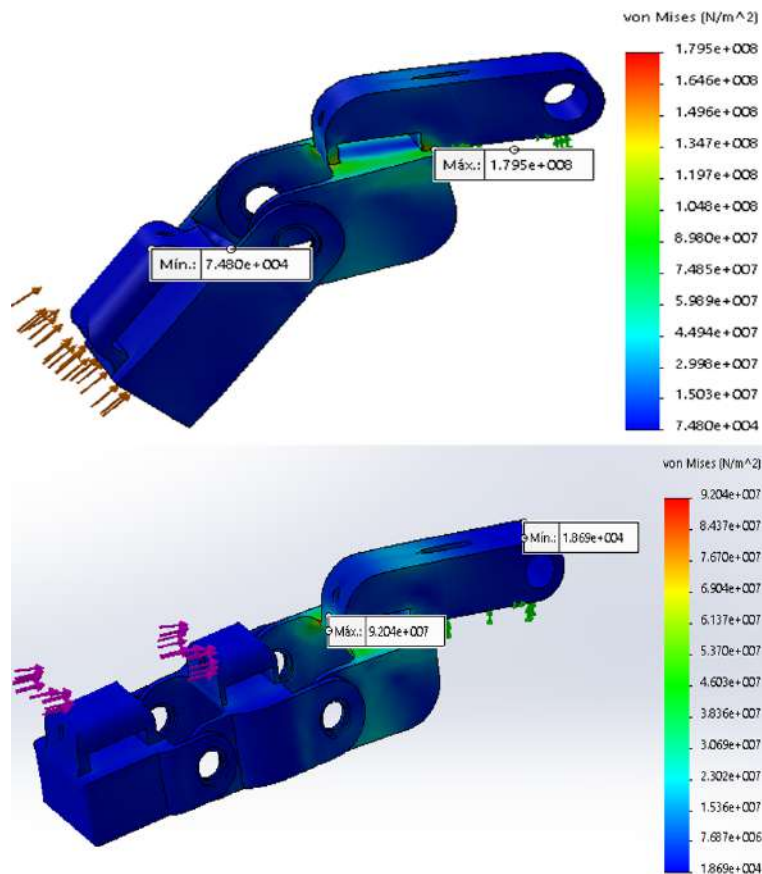


Figure 3.18: *Análisis de fuerzas en los dedos índice y pulgar.*

3.4 Desarrollo de la etapa de control de movimiento

Esta sección trata de todos los componentes eléctricos y de control necesarios para el funcionamiento y automatización de la órtesis.

Se toman en cuenta varios factores para la correcta selección de los componentes, algunos de ellos son los siguientes:

- Espacio disponible.
- Cantidad de señales entrantes y salientes.
- Tipo de motores a ocupar.
- Tipo de controladores disponibles.
- Tipo de tensión y valor eficaz.
- Corriente total del sistema.

El espacio en donde se colocan los motores debe ser lo más reducido posible, ya que estos se colocan en una base que se encuentra sujeta al brazo del usuario, por lo tanto, la base no debe ser pesada e incómoda. El circuito de control debe de estar en un espacio

cerrado y que sea lo más reducido posible, esto con la finalidad de que el sistema no sea muy estorboso.

3.4.1 Selección de motores para realizar las secuencias de movimiento

El movimiento de apertura y cierre de los dedos de la órtesis se realiza mediante motores, estos están sujetos a un extremo de una cuerda tensora, la cual ayudará a contraer y estirar los dedos. El otro extremo de la cuerda se encuentra sujeta a la falange distal de cada dedo. Para la selección del motor se toman en cuenta dos tipos diferentes, uno de corriente directa (DC) y un servomotor.

Para seleccionar los motores se tomaron en cuenta los parámetros de tamaño y torque. Para el motor de DC, se seleccionaron los motorreductores de la marca Pololu; los cuales tienen un tamaño de 36 mm de largo y 12 mm de diámetro. Están disponibles en dos tipos de tensiones, 6 y 12 Volts(V) de DC, con una caja reductora de velocidad desde 5:1 hasta 1000:1. (ver fig. 3.19).



Figure 3.19: *Modelo del motor de corriente directa micro metal Gearmotor.*

Se seleccionan los motores de 12 VDC, esto por que consumen menos corriente que los de 6 VDC y tienen las mismas características físicas. En la tabla 3.5 se muestran los motores disponibles con su corriente nominal, velocidad máxima en revoluciones por minuto (RPM) y torque máximo.

Table 3.5: Características de los motores Pololu

Tensión de operación	Corriente nominal	Velocidad máxima	Torque máximo
12 V	800 mA	6000 RPM	2 oz - in
12 V	800 mA	3000 RPM	4 oz - in
12 V	800 mA	1000 RPM	9 oz - in
12 V	800 mA	625 RPM	15 oz - in
12 V	800 mA	400 RPM	22 oz - in
12 V	800 mA	320 RPM	30 oz - in
12 V	800 mA	200 RPM	40 oz - in
12 V	800 mA	140 RPM	50 oz - in
12 V	800 mA	120 RPM	60 oz - in
12 V	800 mA	100 RPM	70 oz - in
12 V	800 mA	32 RPM	125 oz - in

De acuerdo con los datos de la tabla 3.5, los motores que cumplen con los requisitos de torque que se necesita son los que tienen una reducción de 1000:1, los cuales entregan una velocidad máxima de 32 RPM y un torque máximo de 2.3 kg - cm. Estos motores tienen una velocidad muy baja, pero, para el funcionamiento que realizarán lo necesario en un torque alto ignorando la velocidad. El torque máximo del motor está en el límite necesario para el correcto funcionamiento de la órtesis.

Para seleccionar el servomotor se toman en cuenta los mismos parámetros que para el motor de DC, por lo que se seleccionaron los servomotores de la marca TowerPro, los cuales nos ofrecen distintos torques. La tensión nominal de los servomotores es de 6V. Las características de los servomotores que ofrece esta marca se pueden visualizar en la tabla 3.6.

Table 3.6: Características de los servomotores TowerPro

Modelo del servomotor	Corriente nominal	Velocidad de operación	Torque máximo
MG 16R	633 mA	0.08s/60°	2.9 kgf-cm
MG 90S	481 mA	0.08s/60°	2.2 kgf-cm
MG 90D	523 mA	0.08s/60°	2.4 kgf-cm
MG 91	413 mA	0.11s/60°	2.6 kgf-cm
MG 92B	764 mA	0.08s/60°	3.5 kgf-cm
SG 5010	756 mA	0.15s/60°	6.5 kgf-cm

De acuerdo a los datos mostrados en la tabla anterior, hay dos modelos que se pueden utilizar para el correcto funcionamiento de la órtesis, el MG92B y el SG5010; los cuales tienen un torque del 50% o más del necesario; los otros modelos también se pueden utilizar, pero su torque está dentro del límite.

El servomotor que se elige es el modelo MG92B (ver fig. 3.20). El modelo SG5010 tiene un mejor torque al modelo seleccionado, pero su costo es un 50% más alto y las

dimensiones son mayores.

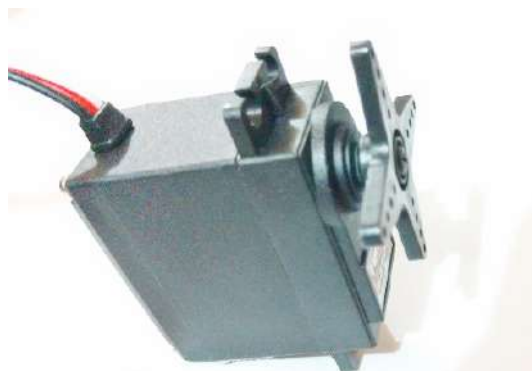


Figure 3.20: *Modelo del servomotor seleccionado, MG92B.*

Con base en lo anterior, tomando en cuenta todas las especificaciones, tanto del motor de DC y del servomotor, se selecciona el servomotor. Aunque éste es del doble de tamaño que el motor de DC, tiene un torque mayor con una corriente y una tensión reducida.

El control de los servomotores se realiza mediante modulación por ancho de pulso (PWM). El módulo PWM, permite obtener de los pines CCP1 y CCP2 una señal periódica (Es decir que se repite en el tiempo) la cual podemos modificar su ciclo de trabajo (Duty Cycle en inglés). Como sabemos el Microcontrolador trabaja con voltajes binarios (0V o +5V), podemos configurar el PWM para que trabaje un determinado tiempo en +5V frente al tiempo que está en nivel bajo 0V.

3.4.2 Circuito de control

Un microcontrolador (PIC) es un circuito integrado digital que contiene los elementos de un procesador digital secuencial síncrono programable con arquitectura Harvard o Von Neumann; también denominado como sistema embebido [17].

Para poder seleccionar el PIC adecuado, se toman en cuenta los siguientes datos:

- Número de entradas y salidas de señales.
- Temporizadores a ocupar.
- Frecuencia necesaria de trabajo.
- Señales digitales y analógicas disponibles.

Las señales de entrada necesarias son las siguientes:

- 3 pulsadores para la selección de 3 secuencia de trabajo distintas

- 1 pulsador para el arranque y paro de las secuencias de trabajo.

Se necesitan 3 secuencias distintas, por lo tanto, son 3 entradas necesarias. Para el arranque y paro de las secuencias, solo se necesita 1 entrada. De acuerdo con lo anterior, son necesarias 4 entradas.

Las señales de salida necesarias son las siguientes:

- 1 salida para accionamiento y cambio de giro del motor.
- 1 LCD para visualización del sistema activo y modo de funcionamiento

Se tienen 2 motores, a los cuales se le realiza su activación y cambio de giro, por lo tanto, son necesarias 2 salidas. Para la visualización con el LCD, se necesitan 7 salidas para su funcionamiento. Por lo tanto se necesitan 9 salidas totales.

El microcontrolador a ocupar necesita tener disponible un total de 13 pines de señales como mínimo.

Para realizar las secuencias de trabajo, se necesita realizar una cantidad alta de temporizaciones y ciclos de trabajo, por lo tanto, el PIC a ocupar debe tener mínimo 3 timers disponibles de 8 bits cada uno.

De acuerdo con los datos antes descritos, se toma en cuenta la serie de PIC 18F. En la fig. 3.21 se realiza la comparación de los microcontroladores disponibles de la serie antes mencionada.

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-Bit A/D (ch)	CCP/ECCP (PWM)	SPP	MSSP		EUSART	Comparators	Timers 8/16-Bit
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)					SPI	Master I ² C™			
PIC18F2455	24K	12288	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F2550	32K	16384	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4455	24K	12288	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4550	32K	16384	2048	256	35	13	1/1	Yes	Y	Y	1	2	1/3

Figure 3.21: Comparación de los PIC's disponibles de la serie 18F.

El microcontrolador que se va a utilizar es un PIC18F4550 (ver fig. 3.22), el cual contiene 40 pines de señal (entradas y salidas), de los cuales podemos ocupar 35, además que tiene una memoria de almacenamiento de código mayor a la de toda la serie y 4 timers disponibles.

40-Pin PDIP

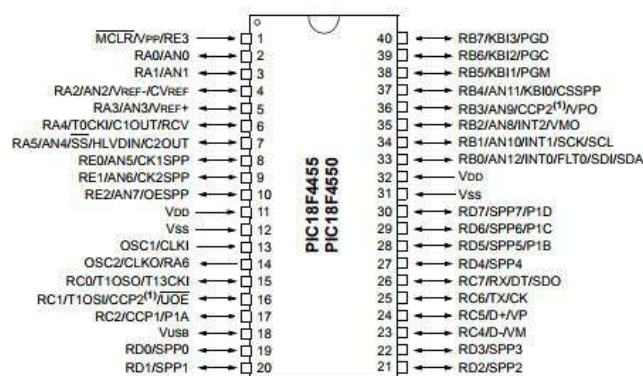


Figure 3.22: Diagrama de pines del PIC18F4550.

Aunque se eligió el microcontrolador PIC18F4550, se utilizará un sistema embebido o tarjeta de desarrollo llamada Miuva, la cual cuenta con este tipo de microcontrolador (ver fig. 3.23). Esta tarjeta mantiene los mismos parámetros de funcionamiento que el microcontrolador, pero ya cuenta con los componentes necesarios para su correcto funcionamiento, por lo cual la única preocupación que se tendrá es por realizar la programación a ocupar en el sistema.



Figure 3.23: Sistema embebido o tarjeta de desarrollo Miuva.

3.4.3 Simulación de la etapa de control de movimiento

Considerando que se ocupará el sistema embebido antes mencionado, es importante mencionar que se puede realizar la simulación de los componentes mediante algún software de simulación electrónica. Los componentes más importantes que debemos de considerar para ello son: el microcontrolador PIC18F4550, pantalla LCD de 16x2, servomotores y botones.

La fig. 3.24 muestra el circuito de conexión de los servomotores con el microcontro-

lador, el cual es activado mediante las señales del CCP1 y CPP2, que son los pines para el control mediante PWM. El servomotor consta de tres cables, uno es el de señal de control de movimiento y los otras dos son de alimentación. Es recomendable colocar una fuente de alimentación eléctrica externa para los servomotores, esto por la cantidad de corriente que consumen.

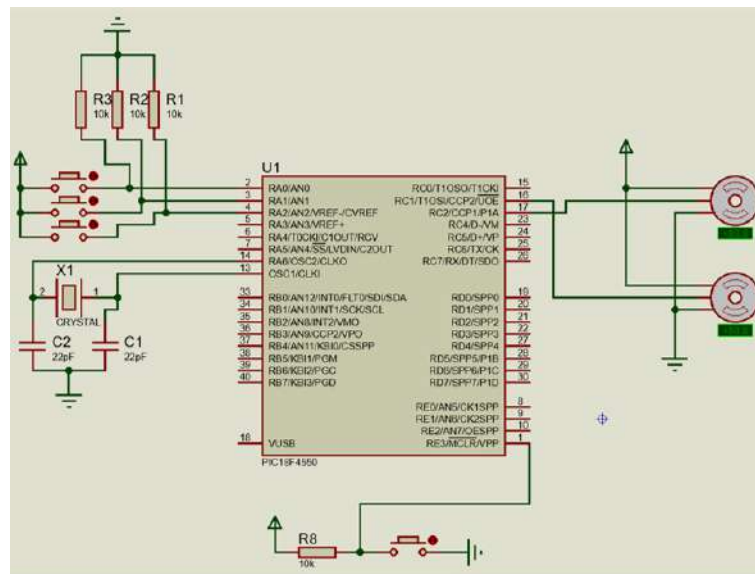


Figure 3.24: Circuito de conexión de los servomotores para su activación mediante las señales del microcontrolador.

Para visualizar el funcionamiento del sistema, se ocupará una pantalla LCD de 16x2, en la cual se podrán monitorear las rutinas que se están realizando o algún mensaje de selección o control que debamos atender.

Se realizarán pruebas de mensajes mediante la selección de rutinas con los botones, por el momento solo se requerirá las pruebas de pantalla LCD:

La fig. 3.25 muestra el circuito de conexión del microcontrolador con la pantalla LCD, donde podemos observar el mensaje seleccionado mediante los botones.

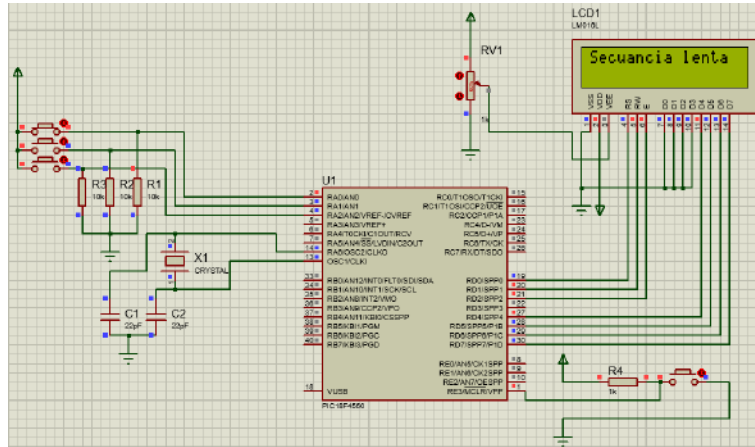


Figure 3.25: Circuito de la pantalla LCD en comunicación con las señales del microcontrolador.

De manera separada, los servomotores y la pantalla LCD funcionan de manera adecuada, por lo tanto, se procederá a realizar la simulación de funcionamiento de estos en conjunto. En la fig. 3.26 se muestra el circuito de conexión del microcontrolador con la pantalla LCD y los servomotores, los cuales, después de realizar las pruebas, tiene un correcto funcionamiento,

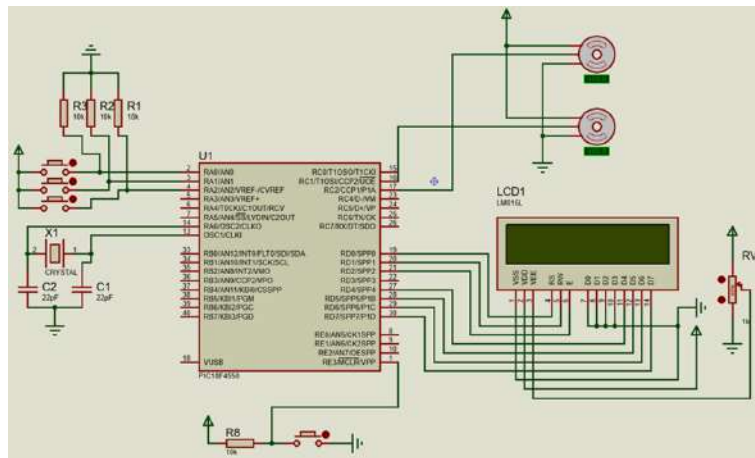


Figure 3.26: Simulación del circuito de control de los servomotores con visualización de rutinas en la LCD.

3.5 Control automático del movimiento de los dedos índice y pulgar de la órtesis

De acuerdo con las simulaciones realizadas en el capítulo anterior, se procede con las pruebas de control de posición de los servomotores, esto realizando la variación de la posición, velocidad de desplazamiento y paros en el giro del servomotor.

Las pruebas de funcionamiento primero se realizan con el motor en vacío, esto quiere decir que el motor no se conecta a la cuerda tensora del dedo de la órtesis. Con esto

se puede visualizar y comprobar que se realiza la secuencia de movimientos de manera correcta, tanto para abrir como para cerrar los dedos.

Además de los tres modos diferentes de trabajo que tendrá la órtesis en la movilidad de los dedos índice y pulgar, debe poder detener la rutina en cualquier momento, por lo que esto se realizará mediante un botón distinto y solo se deberá presionar por alrededor de 4 segundos para poder detener cualquier rutina.

3.5.1 Control de posición de los servomotores mediante PWM

Se realizará la programación para controlar el movimiento de los servomotores, para esto se ocupa la modulación por ancho de pulso (PWM). En este caso se configuran las salidas del microcontrolador para poder ocupar los dos PWM que tiene integrado (CCP1 y CCP2).

Se configura la programación para tener tres funcionamientos distintos. El primer funcionamiento nos proporcionará un movimiento lento, que servirá para el calentamiento de los dedos y/o para el inicio de los ejercicios. El segundo funcionamiento es de movimiento medio, este es para cuando ya se ha empezado con los ejercicios de movimiento. Y por último tendremos un funcionamiento de movimiento rápido, esto para continuar con los ejercicios y poder lograr una mejor movilidad. Las velocidades se seleccionan mediante tres botones, los cuales se encuentran ubicados en el gabinete de control.

Las velocidades de funcionamiento se describen en la siguiente tabla:

Table 3.7: *Tiempos de las rutinas*

	Rutina 1	Rutina 2	Rutina 3
Tiempo de la rutina	25 segundos	15 segundos	10 segundos
Repeticiones por secuencia	5 veces	5 veces	5 veces

3.6 Gabinete de control

El gabinete de control se diseñará mediante una caja de plástico, la cuál tiene forma rectangular con medidas de 13 cm de ancho, 17 cm de largo y 6 cm de alto. Se selecciona este material por que es ligero y resistente, y además no es conductor de corriente, por lo que sirve correctamente para todos los dispositivos electrónicos, además que se pueden realizar las perforaciones necesarias y las adaptaciones para todos los elementos que tendrán para el funcionamiento de la órtesis. La caja a ocupar se puede visualizar en la fig 3.27.



Figure 3.27: *Caja para gabinete de control de la órtesis.*

Se realizará la colocación de la tarjeta MIUVA, así como de todos los componentes necesarios para el funcionamiento correcto. Algunas de las adaptaciones consideradas por realizar son:

- Bases para la tarjeta MIUVA.
- Orificios para la colocación de los botones de funcionamiento y botón de encendido y apagado.
- Adaptación de la pantalla LCD 16x2
- Conexión de fuentes de alimentación para todo el sistema.
- Adaptación para el conector DB9.

La conexión para la comunicación de control hacia los motores se realizará mediante un conector DB9 el cual tiene 9 pines. Se colocarán dos conectores, uno en el gabinete de control de la órtesis y otro en la base de sujeción de los motores. Este conector es fácil de acoplar, además que se puede colocar y quitar para dar una mejor ergonomía a la órtesis y al gabinete de control.

Los pines de estos conectores, se encontrarán catalogados de la siguiente manera:

Table 3.8: *Conexiones de la terminal DB9*

Pin 2 y 8	Pin 3 y 9	Pin 1	Pin 7
5VDC	GND	Señal Servomotor 1	Señal Servomotor 2

Se realizarán perforaciones para colocar los botones necesarios para el correcto funcionamiento del sistema, estas estarán ubicadas en la parte superior del gabinete (tapa). Lo anterior para asegurar la facilidad de accesibilidad de los botones de funcionamiento y selección de rutinas. El botón de encendido y apagado del sistema, estará ubicado a un costado del gabinete de control.

La pantalla LCD de 16x2 que se ocupará para la visualización del proceso, se encontrará ubicada en la parte superior del gabinete (tapa), esto con la finalidad de que se pueda monitorear de manera correcta las rutinas y llevar un control del ejercicio que se esté realizando en ese momento.

Para poder alimentar con voltaje todo el sistema, se colocará un fusible de fácil acceso para protección del sistema y un conector de alimentación de voltaje. Este último servirá para poder realizar una conexión rápida y sencilla del cable de alimentación y poder quitarlo cuando no se ocupe el gabinete de control.

IV

Resultados

4.1 Resultados

4.1.1 Primer diseño de la órtesis

Se realizó la impresión en 3D, de cada una de las piezas que conforman el dedo índice, así como de la base. La fig. 4.1 muestra las piezas impresas y la fig. 4.2 muestra la órtesis ensamblada.



Figure 4.1: *Piezas de la órtesis (dedo índice y base de la mano).*



Figure 4.2: *Base de la mano y dedo índice de la órtesis.*

Se realizaron pruebas de movimiento en este prototipo, se comprobó que la base es demasiado estorbosa y muy poco ergonómica, además de que no se podía realizar una correcta sujeción en la palma de la mano. Las piezas del dedo eran demasiado estorbosas y lastimaban, esto a causa de que las bases rosaban con las uniones entre los dedos.

La órtesis era muy ligera, pero poco funcional, por lo que se realizó el rediseño para corregir las fallas.

4.1.2 Segundo diseño de la órtesis

De acuerdo al rediseño desarrollado, se realiza la impresión de todas las piezas de la órtesis, las cuales se pueden observar en la fig. 4.3. Se comprueba que todas las piezas son muy resistentes y ligeras. El material utilizado es ácido poliláctico (PLA), el cuál es resistente de acuerdo al uso que se le va a dar, además de que no es irritante para la piel. Existen otro tipo de materiales para el desarrollo de la órtesis, pero su implementación es un costo mucho mayor, casi 5 veces más.



Figure 4.3: *Piezas impresas de la órtesis.*

Se procede a realizar el ensamble de cada una de las piezas para poder realizar pruebas de movimiento (ver fig. 4.4).



Figure 4.4: *Piezas ensambladas de la órtesis (órtesis completa).*

Se le realiza la colocación de las cintas tipo velcro a cada una de las partes de los dedos y de la palma de la mano (ver fig. 4.5), esto para poder realizar la correcta sujeción de la órtesis. Esta cinta ayudará a que se pueda colocar, de una manera sencilla, la órtesis a la mano del usuario.

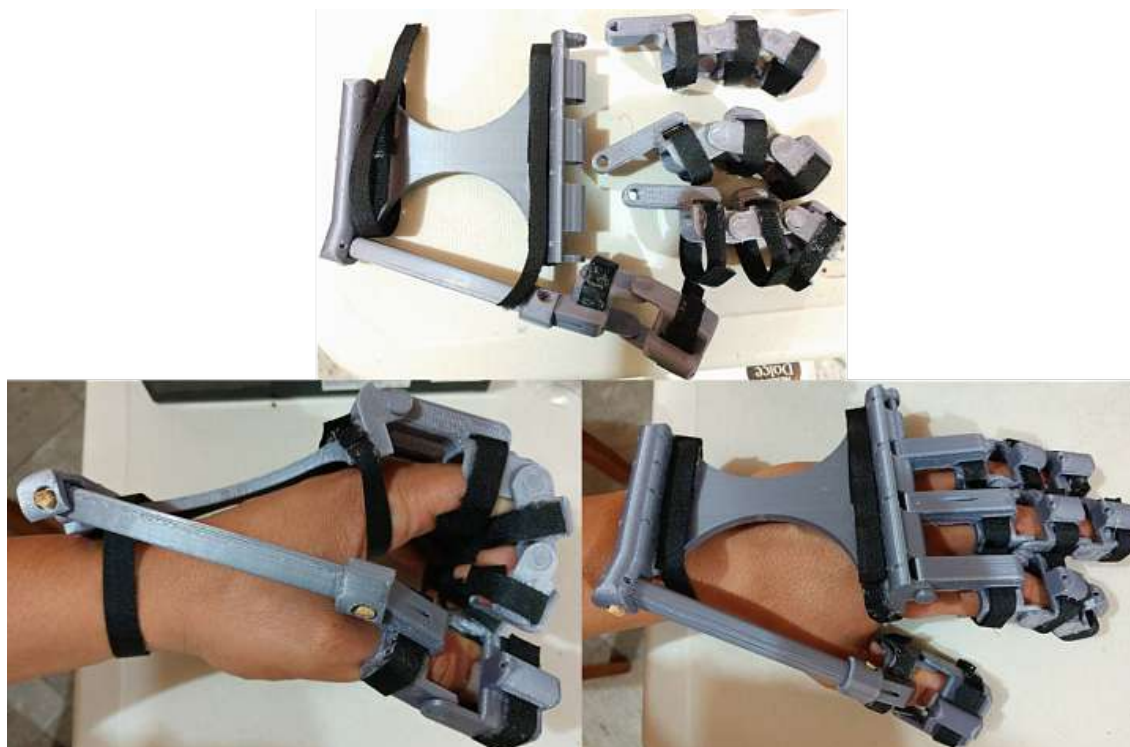


Figure 4.5: *Colocación de la cinta tipo velcro a cada pieza y base de la órtesis.*

Se colocan las cuerdas tensoras a cada dedo y base de la palma de la órtesis. Se debe tener cuidado de que la cuerda no esté enredada ni torcida, esto para evitar que la cuerda

se llegue a romper o se realice un mal funcionamiento de los movimientos de la órtesis (ver fig. 4.6).

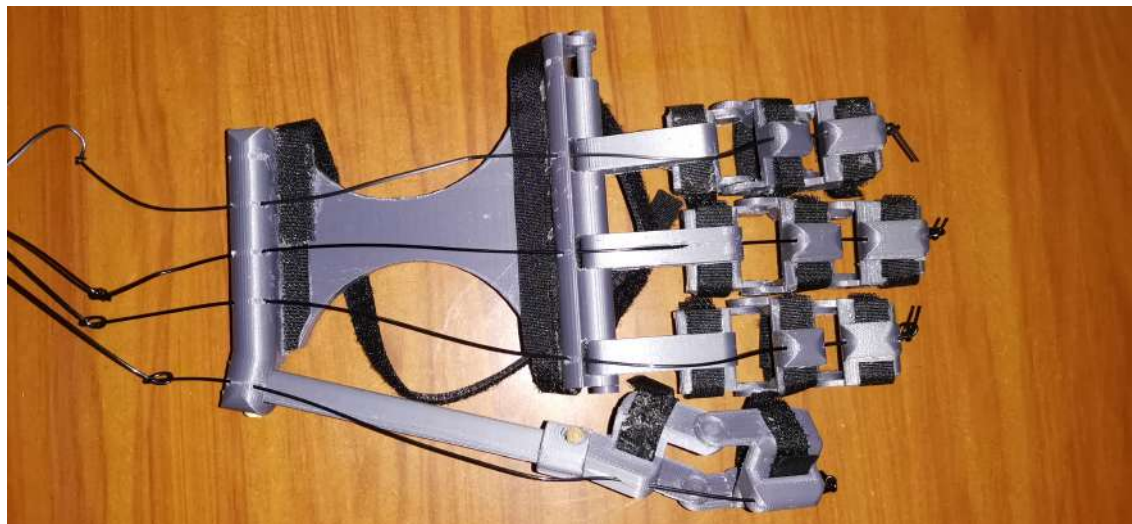


Figure 4.6: *Colocación de cuerdas tensoras.*

4.1.3 Soporte para servomotores y sujeción al antebrazo

Después de que se realizó el diseño de los soportes de los servomotores, se procedió con la impresión en 3D de los mismos, los cuales se pueden visualizar en la fig. 4.7. En el inciso "A" y "D" se puede ver el soporte completo de sujeción, el cual va servir de soporte principal para los servomotores. En el inciso B, se puede observar el soporte 2, el cual une a los dos servomotores entre si. Y en el inciso C, se muestra la sujeción de plástico flexible (TPU), la cual va unida con el soporte 1 y sujeta al antebrazo, se eligió este material por que como se menciona, es flexible, por lo cuál no lastima al contacto con la piel.

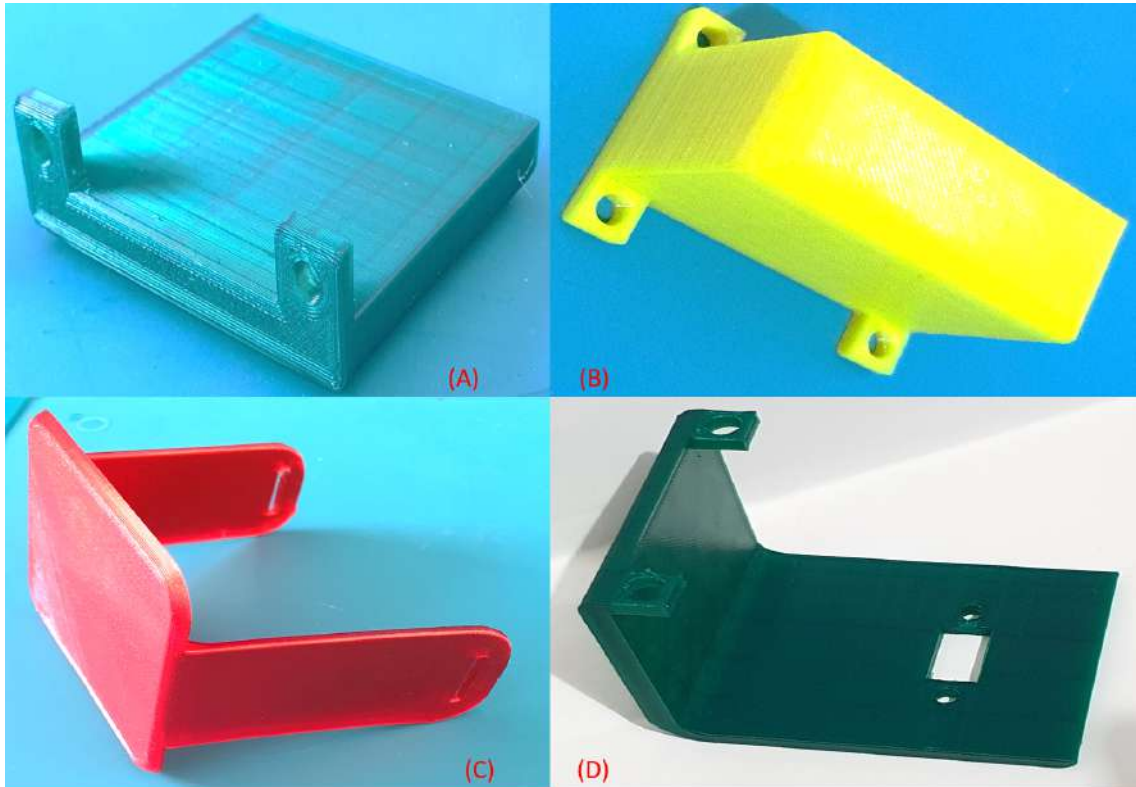


Figure 4.7: Soportes para servomotores y sujeción de brazo. A) Soporte 1. B) Soporte 2. C) Base de plástico flexible y sujeción al brazo. D) Cubierta para servomotores.

Al principio se tuvieron algunos problemas en la impresión 3D, por lo que se realizaron pruebas de funcionamiento con los servomotores para poder corregirlos.

En la fig. 4.8, se pueden visualizar los servomotores montados en los soportes, así como la cubierta de estos. En la cubierta se puede visualizar el espacio para la conexión DB9.

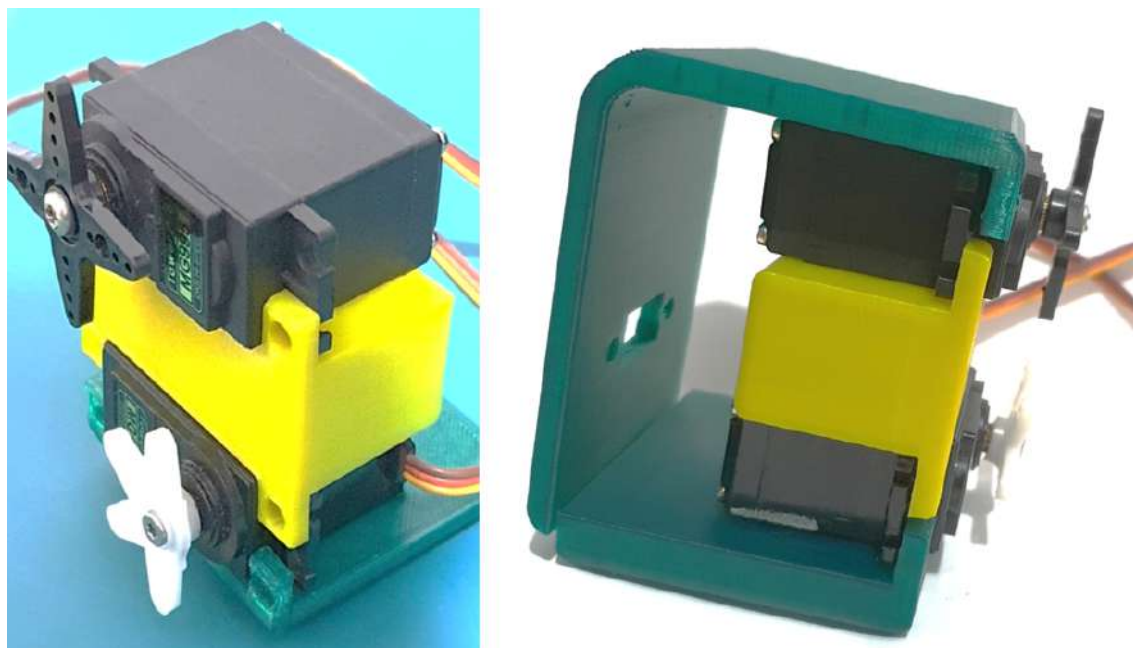


Figure 4.8: *Montaje de los servomotores en los soportes y cubierta.*

En la fig. 4.9, se puede visualizar el montaje completo del sistema de potencia con la conexión DB9. El sistema de potencia se colocará en el antebrazo para poder realizar los movimientos de los dedos con las rutinas mencionadas en el capítulo anterior.

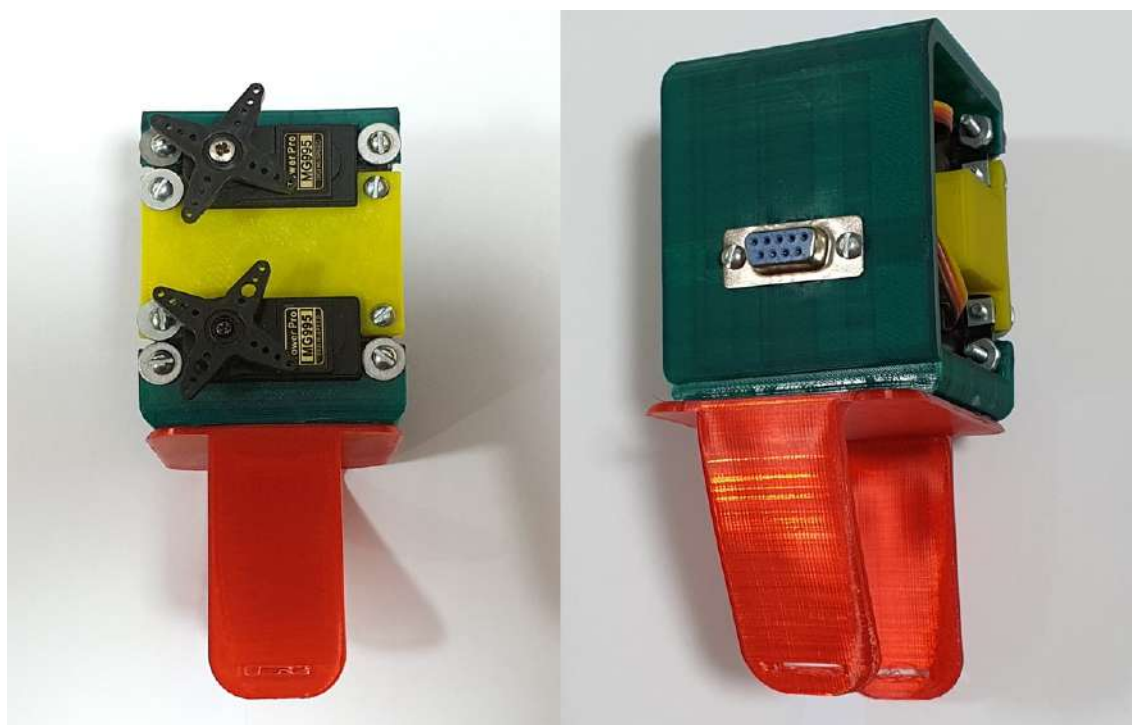


Figure 4.9: *Montaje completo de servomotores, sujeción al brazo y conector DB9.*

En la fig. 4.10, se puede visualizar la colocación del sistema de potencia de los servomotores al antebrazo.

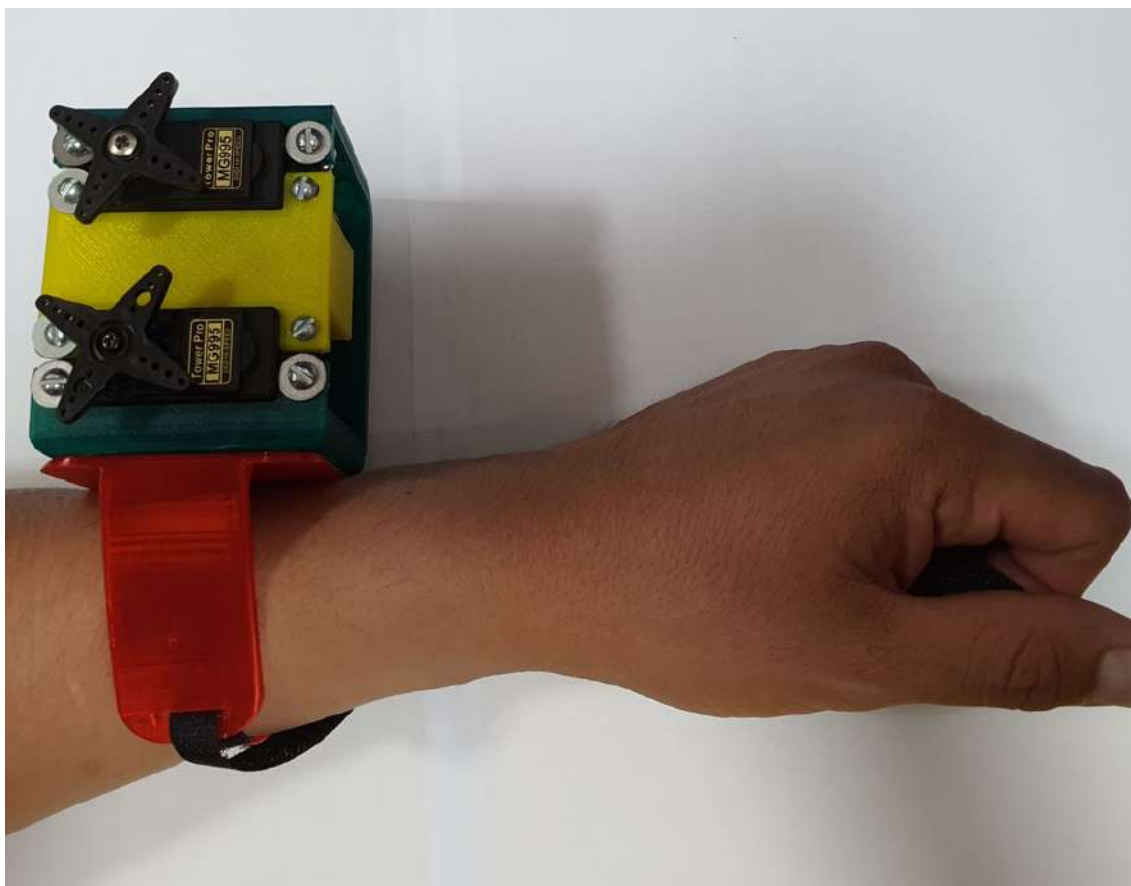


Figure 4.10: Colocación del sistema de potencia al antebrazo.

4.1.4 Gabinete de control

Se realizó la colocación de los componentes en el gabinete de control, los botones quedaron habilitados en la parte superior para un mejor acceso, esto mismo se realizó con la pantalla LCD. El conector DB9 quedó habilitado aún costado del gabinete, el switch de encendido se colocó en el otro extremo de la caja, con ello aseguramos que no interfiera con la conexión de datos.

En la fig. 4.11, se pueden visualizar todos los elementos antes mencionados en el gabinete de control.



Figure 4.11: Colocación de componentes en el gabinete de control.

4.1.5 Implementación de la órtesis

Ya con todos los componentes de la órtesis y del gabinete armados colocados en su posición indicada, se procede a implementar el sistema completo para corroborar su funcionamiento, esto se puede visualizar en la fig. 4.12. Se corrobora el correcto movimiento del dedo índice y pulgar, realizando el efecto de pinza.

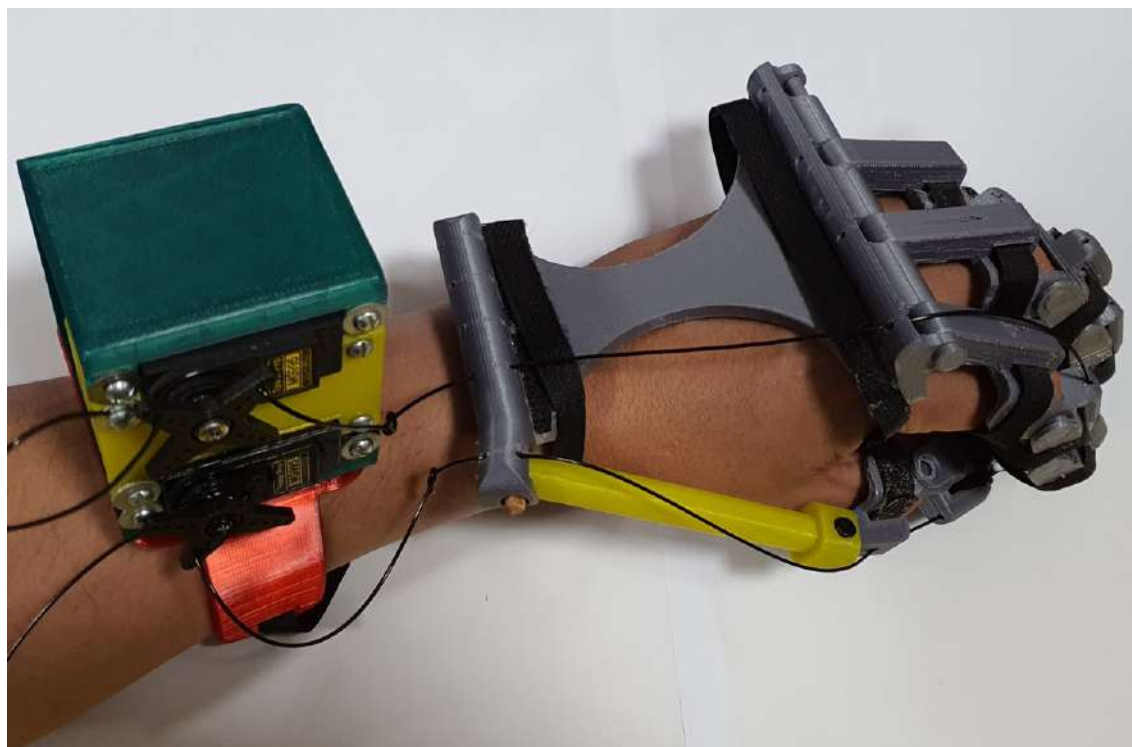


Figure 4.12: *Órtesis armada y colocada a los servomotores para la realización de los ejercicios.*

Durante las pruebas físicas de la órtesis con el control automático, se tuvieron varios detalles; el pegamento ocupado para los pernos de sujeción no fue lo suficientemente resistente, por lo que se despegaron; fue necesario conseguir un mejor pegamento. Las cintas tipo velcro, después de varias repeticiones de funcionamiento y por el tamaño que se le colocó se despegaban. Las cuerdas tensoras se tuvieron que cambiar por unas más gruesas, ya que las primeras que se le colocaron no soportaban el esfuerzo y se reventaron; por lo tanto, se colocaron unas más gruesas.

Para el gabinete de control, la primera opción fue fabricarlo, pero esto salía un poco caro, por lo que se optó en conseguir una caja ya fabricada y de un costo accesible, por lo que se realizó la búsqueda hasta encontrar la que se ocupó para el proyecto.

V

Conclusiones

5.1 Conclusiones

Existen diferentes medidas de manos en los seres humanos, por lo cual se deben obtener y dividir las medidas de éstas, en chicas, medianas y grandes, aun así, en cada división se debe obtener un promedio para poder realizar un diseño correcto. Con el software CAD se pudo diseñar la órtesis, considerando lo anterior mencionado, realizando la simulación de movimientos y análisis de deformación de las partes que conforman la órtesis. Posteriormente se mejoró el diseño, considerando una mejor ergonomía.

Con los servomotores seleccionados se logra obtener el torque y funcionamiento necesario para las diferentes rutinas que realizará la órtesis, el microcontrolador integrado a la tarjeta de desarrollo seleccionado, ayuda a realizar mejor las rutinas y la implementación. Aunque al principio se tuvieron problemas por las alimentaciones hacia los servomotores, se logró solucionar mediante una fuente de mayor amperaje.

El primer diseño fue descartado por su ergonomía, aunque si era funcional era muy estorboso para su implementación en la mano, además que llegaba a lastimar ciertas partes de ésta. La impresión 3D fue fundamental para el prototipado, ya que con ésta pudieron corroborar los diseños realizados y su funcionamiento en tiempo real, sin proceder a un gasto excesivo.

- [1] INEGI, “Discapacidad en México,” url: <https://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx>, 2020.
- [2] S. de salud, “Encuesta nacional de salud y nutrición 2018,” url: <https://ensanut.insp.mx/>, 2018.
- [3] V. Autores, “Guante robótico para personas con ELA y distrofia muscular,” url: <https://wyss.harvard.edu/soft-robotic-glove-puts-control-in-the-grasp-of-hand-impaired-patients/>, 2015.
- [4] J. Dorador-Gonzalez, “Robótica y prótesis inteligentes,” *Revista digital Universitaria UNAM*, vol. 06, p. 15, 2005.
- [5] C. Q. Burgos and O. A. V. Albán, “Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres,” *Popayán*, enero del, 2010.
- [6] R. Á. Chaurand, L. R. P. León, and E. L. G. Muñoz, *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. Universidad de Guadalajara, CUAAD, 2007.
- [7] M. Tepox-Cruz, “Innovación en diseño mecánico de una órtesis rehabilitadora de mano,” Master’s thesis, Universidad Politécnica de Puebla, 2016.
- [8] S. Enriquez, Y. Narváez, O. Vivas, J. Diez, F. Badesa, J. Sabater, and N. Garica-Aracil, “Sistema robótico de tipo exoesqueleto para rehabilitación de la mano,” *Actas de las XXXV Jornadas de Automática*, vol. 35, pp. 306 – 312, 2014.
- [9] G. H. R. Glove, “Guantes rehabilitadores,” url: <http://www.gloreha.com/>, 2017.
- [10] J. S.-N. Y. Narváez, O.A. Vivas and N. Garcia, “Diseño de un dispositivo neumático para rehabilitación de mano mediante funda termiretractil.” *Actas del XXXV Jornadas de Automática, Valencia*, p. 6, 2014.
- [11] Discapnet, “Distrofia muscular,” url: <https://www.discapnet.es/discapacidad/que-discapacidades-existen/desarrollo-motor/distrofia-muscular>, 2023.
- [12] R. Viladot Paréce, O. Cohí Rimbau, and S. Clavell Paloma, *Órtesis y prótesis del aparato locomotor*. Masson, 1992.
- [13] J. C. Cantón Hernández, *Características y necesidades de las personas en situación de dependencia (Principales productos de apoyo en la dependencia)*. Editex, 2014.
- [14] M. Stoke, *Fisioterapia en la rehabilitación neurológica*, 2013.
- [15] F. Ortiz, M. Rincón, and J. C. Mendoza, *Texto de medicina física y rehabilitación*. El manual moderno, 2016.
- [16] J. Font-Llagunes, G. Arroyo, F. Alonso, and B. Vinagre, “Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha de lesiones medulares.” *Actas del XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*, p. 10, 2010.

- [17] E. M. Pérez, *Microcontroladores PIC: sistema integrado para el autoaprendizaje*. Marcombo, 2007.

