



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITADOR DE MANOS PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ EN SUS DEDOS

LUIS HAMILTHON RAMOS CÓRDOVA

Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo, presentado ante el Instituto de Posgrado y Educación Continua de la ESPOCH, como requisito parcial para la obtención del grado de:

MAGÍSTER EN DISEÑO MECÁNICO

Riobamba – Ecuador

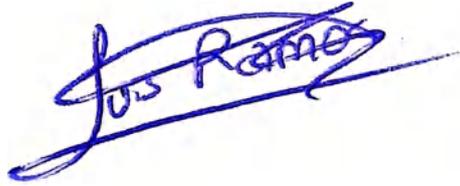
Septiembre 2021

©2021, Luis Hamilthon Ramos Córdoba

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de autor.

DERECHOS INTELECTUALES

Yo, LUIS HAMILTHON RAMOS CÓRDOVA, declaro que soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en el **Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo**, y que el patrimonio intelectual generado por la misma pertenece exclusivamente a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.



LUIS HAMILTON RAMOS CÓRDOVA

C.I. 0604414987

Yo, LUIS HAMILTHON RAMOS CÓRDOVA, declaro que el presente **Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo**, es de mi autoría y que los resultados del mismo son auténticos y originales. Los textos constantes en el documento que provienen de otra fuente están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este proyecto de investigación de maestría.



LUIS HAMILTHON RAMOS CÓRDOVA

C.I. 0604414987

DEDICATORIA

El presente trabajo de titulación quiero dedicarlo de manera muy especial a las personas que me dieron la vida que son mis padres Luis Ramos y Fabiola Córdova, quienes han estado a mi lado apoyándome de todas las formas posibles en cada etapa de mi vida tanto en el ámbito académico como en el ámbito personal. Su apoyo ha sido un factor determinante en esta etapa.

También quiero dedicarlo a mi hermano Jairo Ramos, quien ha estado de igual manera dándome ánimo para lograr esta nueva meta profesional.

AGRADECIMIENTO

Después de haber culminado este proyecto de investigación, no me queda más que agradecer a Dios y a la vida por haberme dado la oportunidad de seguir con mis estudios de cuarto nivel y subir un escalón más.

Agradezco también a mi madre, quien ha estado a mi lado de forma incondicional, siendo parte fundamental para que haya podido culminar con esta meta.

Agradezco de igual manera a todas las personas que de una u otra forma han aportado para que este proyecto de tesis se haya hecho realidad.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN..... xii

ABSTRACT xiii

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN 1

1.1. Planteamiento del problema 1

1.2. Situación problemática..... 1

1.3. Formulación del problema 2

1.4. Preguntas directrices o específicas de la investigación 3

1.5. Justificación de la investigación..... 3

1.6. Objetivo general de investigación..... 5

1.7. Objetivos específicos de investigación..... 5

1.8. Hipótesis..... 5

1.8.1. *Hipótesis general*..... 5

1.8.2. *Hipótesis específicas* 5

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO 6

2.1. Antecedentes del problema 6

2.2. Bases teóricas 8

2.2.1. *La mano humana*..... 8

2.2.2. *Sistema sensorial*..... 17

2.2.3. *Discapacidad intelectual*..... 30

2.2.4. *Rehabilitación* 30

2.2.5. *Consideraciones para el diseño de prótesis*..... 32

2.2.6. *Materiales de manufactura*..... 33

2.2.7. *Cuero para tapicería* 37

2.2.8. *Moto reductor metálico de 12v* 37

CAPÍTULO III

3. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN 38

3.1. Métodos de investigación..... 38

3.1.1. *Modelación de la mano humana*..... 39

3.1.2. *Análisis del modelo cinemático y dinámico del comportamiento de la mano* 40

3.1.3. *Digitalización del mecanismo*..... 43

3.1.4.	<i>Validación del funcionamiento del mecanismo en el software ADAMS.</i>	43
3.1.5.	<i>Modelar y seleccionar la estructura porta mecanismo.</i>	49
3.1.6.	<i>Selección del material para la manufactura del mecanismo rehabilitador.</i>	51
3.1.7.	<i>Análisis del mecanismo mediante software CAE.</i>	52
3.1.8.	<i>Manufactura del equipo de rehabilitación.</i>	53

CAPÍTULO IV

4.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	55
4.1.	Resultados de los análisis en ANSYS.	55
4.1.1.	<i>Resultados de manufactura.</i>	56
4.2.	Discusión	57

CAPÍTULO V

5.	PROPUESTA	59
5.1.	Análisis de costes	59

	CONCLUSIONES	64
--	---------------------	----

	RECOMENDACIONES	65
--	------------------------	----

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2: Ligamentos de la mano.....	9
Tabla 2-2: Músculos de la mano	10
Tabla 3-2: Longitud promedio, ancho de la mano y de la palma en mujeres	11
Tabla 4-2: Longitud promedio, ancho de la mano y de la palma en hombres	11
Tabla 5-2: Longitud promedio del sector de las falanges del dedo pulgar en mujeres.....	11
Tabla 6-2: Longitud promedio del sector de las falanges del dedo pulgar en hombres.....	11
Tabla 7-2: Longitud promedio del sector de las falanges del dedo indicador en mujeres	11
Tabla 8-2: Longitud promedio del sector de las falanges del dedo indicador en hombres	11
Tabla 9-2: Valores de movimiento normales	14
Tabla 10-2: Articulaciones y límites de la mano humana.....	17
Tabla 11-2: Magnitudes de fuerza ejercida por los músculos.....	20
Tabla 12-2: Nomenclatura y distribución de eslabones y articulaciones	21
Tabla 13-2: Características biodegradables de la fibra	34
Tabla 14-2: Datos técnicos del PETG.....	35
Tabla 15-2: Datos técnicos del ABS.....	36
Tabla 1-3: Metodología de investigación.....	38
Tabla 2-3: Parámetros impuestos.....	51
Tabla 3-3: Valoración establecida.....	51
Tabla 4-3: Parámetros de selección	51
Tabla 5-3: Valoración	52
Tabla 1-4: Resultados de las pruebas de movimiento.....	57
Tabla 1-5: Costes de materiales nacionales	59
Tabla 2-5: Costes por mano de obra	59
Tabla 3-5: Análisis de costes de manufactura.....	60
Tabla 4-5: Manual de usuario	61
Tabla 5-5: Manual de mantenimiento	62

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2: Rehabilitador Hexorr	6
Figura 2-2: Rehabilitador de rehab - robotics	6
Figura 3-2: Rehabilitador amadeo	7
Figura 4-2: Rehabilitador Script	7
Figura 5-2: Mano humana	8
Figura 6-2: Huesos de la mano	9
Figura 7-2: Músculos y tendones de la mano	10
Figura 8-2: Expresión libre de un dibujo	12
Figura 9-2: Movimientos de la muñeca	13
Figura 10-2: Movimientos del pulgar	15
Figura 11-2: Movimientos de la muñeca	16
Figura 12-2: Falanges y articulaciones del dedo.....	16
Figura 13-2: Arcos de la mano	18
Figura 14-2: Disposición de los ejes en los dedos	18
Figura 15-2: Agarres de fuerza	20
Figura 16-2: Diseño de la mano de 28 GDL.....	22
Figura 17-2: Cadenas cinemáticas de los dedos índice, medio, anular.....	23
Figura 18-2: Cadena cinemática del dedo pulgar	24
Figura 19-2: Cadena cinemática del dedo meñique.....	25
Figura 20-2: Modelo de alambre de RobHand superpuesto a una imagen del exoesqueleto	26
Figura 21-2: Parametrización de ángulos y longitudes del dedo exoesqueleto	26
Figura 22-2: Diagrama de fuerzas de un dedo.....	28
Figura 23-2: Diagrama de fuerzas en apertura.....	29
Figura 24-2: Actividades y ejercicios para trabajar la motricidad fina.....	31
Figura 25-2: Actividades en el eje X e Y.....	32
Figura 26-2: Elementos de tapizado	37
Figura 27-2: Moto reductor metálico.....	37
Figura 1-3: Mano escaneada	39
Figura 2-3: Mecanismo preliminar 1	40
Figura 3-3: Mecanismo preliminar 2	41
Figura 4-3: Parametrización de longitudes	41
Figura 5-3: Parametrización de ángulos	42
Figura 6-3: Diagramas de fuerzas del dedo en apertura	42
Figura 7-3: Digitalización del mecanismo rehabilitador	43
Figura 8-3: Fuerza aproximada necesaria.....	44

Figura 9-3: Desplazamiento deslizador	44
Figura 10-3: Desplazamiento pieza gris	44
Figura 11-3: Velocidad del deslizador.....	45
Figura 12-3: Velocidad angular del brazo	45
Figura 13-3: Circuito	46
Figura 14-3: Bluetooth RC Controller	49
Figura 15-3: Digitalización del mecanismo.....	50
Figura 16-3: Mallado del elemento.....	52
Figura 17-3: Manufactura de la prótesis	53
Figura 1-4: Deformación total	55
Figura 2-4: Equivalente de Von Mises	55
Figura 3-4: Factor de seguridad	56
Figura 4-4: Prótesis rehabilitadora.....	56
Figura 5-4: Pruebas de funcionamiento	57

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A. Arduino nano 290313

ANEXO B. Batería

ANEXO C. Módulo de Bluetooth HC -05

ANEXO D. Placa

ANEXO E. Tornillo sin fin

ANEXO F. Driver A 4988 para motor paso a pasos, Cnc 3d Mecatrónica

ANEXO G. Encuesta para la validación del prototipo

ÍNDICE DE ABREVIACIONES

CDIS	Consejo Nacional de Discapacidades
OMS	Organización Mundial de la Salud
MEF	Método del Elemento Finito
CDG	Centro de gravedad
GDL	Grados de Libertad
CAD	Diseño Asistido por Computadora
CAE	Computer Aided Engineering (Ingeniería Asistida por Ordenador)
AO	Asociación de Grupo de Trabajo para el Estudio de la Fijación Interna de las Fracturas
AAOS	Academia Americana de Cirujanos Ortopedias
MCP	Articulación Metacarpo Falángica
DIP	Articulación Interfalángica Distal
TTA	Trastornos de trauma acumulativo
(D-H)	Denavit – Hartenberg
RPM	Revoluciones Por Minuto

RESUMEN

El presente proyecto tuvo como objetivo diseñar y construir un prototipo de rehabilitador de manos para personas con discapacidad motriz en sus dedos ya que, de acuerdo a la organización mundial de la salud, seis millones de personas adultas fallecen en el mundo a causa de ataques cerebrales y a consecuencia de esto sufren trastornos nerviosos, por lo que se produce la rigidez muscular, por ejemplo, los dedos permanecen contraídos por periodos prolongados de tiempo. Los países industrializados han desarrollado estudios de la antropometría de la mano creando prototipos rehabilitadores, el principal inconveniente radica en lo costoso que resulta importarlos, se investigó estudios realizados de cadenas cinemáticas que describen los movimientos de los dedos, tipos de accionamientos y modelos de algunos prototipos, posteriormente se realizó el modelado de tres alternativas de diseño, de los cuales se seleccionó el más idóneo, seguidamente se realizó la construcción del prototipo mediante manufactura aditiva, utilizando como material el ácido poli láctico (PLA). Para fijar el prototipo y alojar los componentes, se utilizó cuerina y cinta velcro, finalmente una aplicación móvil controla los movimientos y velocidad de cada mecanismo. Al realizar las pruebas de validación, el prototipo presento un adecuado funcionamiento, la velocidad calculada ayudó a tener mayor control del movimiento de los dedos y en efecto de esto se controló fácilmente el umbral del dolor de los pacientes.

PALABRAS CLAVE: <ANTROPOMETRÍA>, <REHABILITADOR DE MANOS>, <DEDOS>, <CADENAS CINEMÁTICAS>, <ACIDO POLILÁCTICO (PLA)>, <PROTOTIPO>

**LUIS
ALBERTO
CAMINOS
VARGAS**

Firmado digitalmente por
LUIS ALBERTO CAMINOS
VARGAS
Nombre de reconocimiento
(DN): c=EC, l=RIOBAMBA,
serialNumber=0602766974,
cn=LUIS ALBERTO CAMINOS
VARGAS
Fecha: 2021.08.23 12:41:22
-05'00



0091-DBRAI-UPT-IPEC-2021

ABSTRACT

The objective of this project was to design and build a prototype of a hand rehabilitator for people with motor disabilities in their fingers since, according to the world organization of health, six million adults in the world die from brain attacks and as a consequence, they suffer from nervous disorders, which causes muscle stiffness, for example, the fingers remain contracted for long periods of time. Countries industrialized have developed studies of anthropometry of the hand creating prototypes rehabilitators, the main drawback lies in how expensive it is to import them, it was investigated about studies carried out on kinematic chains that describe the movements of the fingers, types of drives and models of some prototypes, later the modeling of three design alternatives was done, of which the most suitable was selected, then the construction of the prototype was done through additive manufacturing, using poly lactic acid as a material (PLA). To fix the prototype and house the components, leatherette and velcro tape were used, finally a mobile application controls the movements and speed of each mechanism. To perform the validation tests, the prototype presented an adequate operation, the speed calculated helped to have greater control of the movement of the fingers and in effect of this was controlled easily the pain of patients.

KEYWORDS: <ANTHROPOMETRY>, <HAND REHABILITATOR>, <FINGERS>, <KINEMATIC CHAINS>, <POLYLACTIC ACID (PLA)>, <PROTOTYPE>

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

Todas las personas son propensas a sufrir anomalías debidas a lesiones físicas, o por condiciones genéticas, lo que dificulta el correcto funcionamiento y desempeño de tal o cual extremidad frente a una acción, por ejemplo los trastornos nerviosos incurren en la inmovilización de los músculos y tendones tal es así el caso de la inmovilidad de los dedos de la mano, que limita acciones de apertura y cierre para tomar y levantar objetos, países industrializados han desarrollado prótesis rehabilitadoras costosas que ayudan a recuperar los movimientos.

En vista de esto en el presente estudio se desarrolló un prototipo rehabilitador con materiales nacionales lo que permite abaratar costes, se inició con el análisis previo de estudios anteriores, en base a los cuales se modeló tres prototipos y se realizó la selección del más idóneo, seguidamente se analizó las cadenas cinemáticas de los dedos, los tipos de actuadores electrónicos, para finalmente se culminar con la manufactura y pruebas del equipo.

1.1. Planteamiento del problema

Todas las personas son propensas a sufrir algún tipo de lesiones cerebrales por diversos factores como la edad, enfermedades genéticas, accidentes, sobre peso entre otros esto conllevan consecuencias considerables en la vida de las personas ya que en efecto de esto se producen las discapacidades que es la perdida de movimiento de las extremidades tal es así el caso de la perdida de los movimientos de los dedos de la mano, los músculos y tendones siempre permanecen contraídos a causa del trastorno que sufre el sistema nervioso, esto causa deterioro, rigidez y tensión en la muñeca y dedos de la mano, hoy en día existen prototipos rehabilitadores de importación y adquirirlos incurre costes elevados, debido a la tecnología empleada, materiales y factores de importación.

1.2. Situación problemática

Según la Organización mundial de la salud (OMS, 2010), cada año, alrededor de seis millones de personas en el mundo mueren de un ataque cerebral, constituyéndose como la patología neurológica más común y primera causa de discapacidad en la población adulta.

La espasticidad, es un trastorno del sistema nervioso que produce que algunos músculos están siempre contraídos. Esto causa una tensión y rigidez muscular en la muñeca y los dedos de la mano de los pacientes, que les imposibilita hacer el movimiento de apertura y cierre de la mano sin ayuda externa.

El daño cerebral adquirido, conlleva importantes consecuencias en el terreno personal, familiar y social de quienes la padecen, y otros aspectos de dimensiones complejas debido a la diversidad de sus secuelas, que pueden ser de larga duración; la difícil situación y el compromiso que adquiere el entorno familiar; la súbita interrupción; la dependencia a largo plazo que está discapacitada genera, y la dificultad que existe actualmente a la hora de acceder a los servicios de rehabilitación especializada y apoyos sociales adecuados. (A & Molina, 2015)

Los equipos utilizados para la rehabilitación de los dedos de la mano son fabricados en países industrializados, por lo que se construyen en base a la antropometría de la mano de las personas de dichos países, y ésta es diferente a la de una persona latinoamericana.

El alto costo que implica comprar e importar equipos de rehabilitación de última tecnología, hace que las personas de países latinoamericanos que necesitan este tipo de rehabilitadores no tengan acceso a uno de ellos.

En Latinoamérica los equipos de rehabilitación en su mayoría son de terapia pasiva, debido a sus costos bajos, mientras que los equipos de rehabilitación activa son muy poco utilizados debidos principalmente a su alto costo.

En el Ecuador, la mayoría de los equipos de rehabilitación utilizados son de terapia pasiva, evidenciando una falta de equipos para terapia activa que puedan mejorar la rehabilitación de un paciente con dificultad motriz en sus dedos. Las personas con discapacidad motriz en sus manos necesitan este tipo de equipos, para poder recuperar la movilidad de sus dedos y hacer posible su inserción al campo laboral.

1.3. Formulación del problema

¿Es posible diseñar y construir un prototipo, que genere los movimientos para la rehabilitación motriz de los dedos de la mano?

1.4. Preguntas directrices o específicas de la investigación

¿Para qué sirve la investigación?

Esta investigación sirve para diseñar y construir un rehabilitador de manos para personas con discapacidad motriz en sus dedos.

¿Qué resultados se esperan obtener?

Se espera obtener el prototipo rehabilitador de manos.

¿Quién o quiénes son los beneficiarios?

Los beneficiarios son aquellas personas que carecen de movilidad en sus dedos.

¿Por qué es importante la investigación?

La presente investigación es de mucha importancia, ya que se puede construir este prototipo en el país a un costo bajo y accesible para las personas que deseen adquirirlo.

¿Cuáles son los aportes de trascendencia que dejara?

Un prototipo elaborado con materia prima nacional, y a un bajo costo a diferencia de los importados que son de precio considerable.

1.5. Justificación de la investigación

La investigación sirve para crear un equipo que sea utilizado para la rehabilitación de los músculos de los dedos y que sea accesible.

Las personas beneficiarias son aquellas que necesitan un tratamiento o rehabilitación en sus dedos para recuperar su motricidad

El trabajo planteado pretende ayudar en las terapias de rehabilitación física, a personas con discapacidad motriz en sus dedos, para mejorar su habilidad sensorial y motriz, facilitando la independencia y la reintegración del paciente al entorno familiar, social y laboral.

Uno de los aportes más importantes de la investigación será el dejar una metodología para el desarrollo de nuevos y mejorados equipos de rehabilitación, generándose un equipo mecánico, que tenga la capacidad de flexionar las falanges de los dedos a través de un control electrónico y una interfaz de fácil manejo para el tratamiento de personas que lo requieran.

Contribución teórica:

En esta investigación se espera obtener modelos matemáticos confiables del mecanismo articulado, que se utilizarán posteriormente para el control de los actuadores.

Se realizará simulaciones de movimiento del prototipo, antes de ser construido, para identificar si todos los movimientos que realiza son los adecuados.

Se hará verificaciones estructurales del diseño, con la finalidad de comprobar que el prototipo tenga un factor de seguridad aceptable.

Contribución práctica:

La principal contribución práctica al construir el equipo de rehabilitación para los dedos de la mano, será el obtener pacientes rehabilitados.

Se pretende cumplir con lo que establece el Plan Nacional del buen vivir 2013-2017

- Objetivo 3, del artículo 358 del Sistema Nacional de Salud para “el desarrollo, protección y recuperación de capacidades y potencialidades, incluyendo los servicios de promoción, prevención y atención integral”. (vivir, 2013-2017)
- Objetivo 4 literal 4.6, que promueve la “transferencia, el desarrollo y la innovación tecnológica, a fin de impulsar la producción nacional de calidad y alto valor agregado, con énfasis en los sectores priorizados como: la investigación, diseño y construcción de equipos relacionados con las discapacidades de los miembros superiores. (vivir, 2013-2017)

Otra contribución práctica, planteada es el control de los actuadores lineales que permiten el funcionamiento del prototipo, haciendo posible el movimiento de apertura y cierre de los dedos de la mano.

Otro aspecto considerado es la fabricación de un rehabilitador de manos más económico respecto

a los equipos de rehabilitación importados.

1.6. Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo de rehabilitador de manos para personas con discapacidad motriz en sus dedos.

1.7. Objetivos específicos

- Analizar los diferentes métodos de rehabilitación activa y pasiva para la movilidad de los dedos de la mano.
- Analizar el diseño cinemático, dinámico y de resistencia mecánica; basados en modelos matemáticos o software CAD y CAE, de un mecanismo con los suficientes grados de libertad, que permita asistir la apertura y cierre de los dedos de la mano.
- Seleccionar los materiales, procesos de manufactura y actuadores para el rehabilitador de manos con los cuáles se pueda construir un prototipo que sea capaz de generar los movimientos de rehabilitación de forma adecuada.
- Realizar las pruebas de funcionamiento del equipo de rehabilitación, verificando el correcto movimiento de cada uno de los actuadores.

1.8. Hipótesis

1.8.1. Hipótesis general

El diseño y construcción de un prototipo de rehabilitador de manos para personas con discapacidad motriz en sus dedos

1.8.2. Hipótesis específicas

En base a estudios anteriores se puede innovar un nuevo diseño de prototipo a un bajo costo.

Se puede controlar el umbral del dolor del paciente mediante un prototipo rehabilitador.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes del problema

El rehabilitador HEXORR (2010) que se muestra en la Figura 1-2, es un robot diseñado para la rehabilitación de la mano para su recuperación de la movilidad y de la fuerza, por la Universidad Católica de América en Argentina.

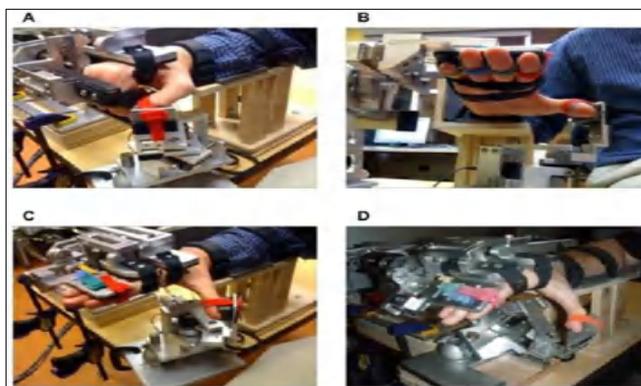


Figura 1-2: Rehabilitador Hexorr
Fuente: (Tyromoción, n.d.)

La empresa Rehab-Robotics (2018) ha creado en colaboración con la Universidad Politécnica de Hong Kong y expertos en rehabilitación el servicio de terapia para rehabilitación neuromuscular 'Hand of Hope'. El robot es el que se puede observar en la Figura 2-2.



Figura 2-2: Rehabilitador de rehab - robotics
Fuente: (Rehab-robotics.com, n.d.)

Otro ejemplo es el dispositivo diseñado por la empresa austriaca Tyromotion, Amadeo. Como en el ejemplo anterior, este aparato tiene una componente visual mediante videojuegos. El dispositivo se compone de una plataforma para el apoyo del brazo unida a una mesa en la que se posiciona una pantalla, como se indica en la Figura 3-2.



Figura 3-2: Rehabilitador amadeo
Fuente: (Tyromotion, n.d.)

El último ejemplo es el proyecto SCRIPT (2018) que se muestra en la Figura 4-2, realizado por investigadores de University at Hertfordshire.



Figura 4-2: Rehabilitador Script
Fuente: (Hertfordshire, 2018)

Este prototipo está diseñado para que el paciente pueda utilizarlo en casa y realice los ejercicios de rehabilitación con la ayuda de unos videojuegos. En este prototipo toda la fuerza es ejercida por el paciente, por lo que el prototipo ayuda a la recuperación de la fuerza en los dedos.

Realizando la comparación de todos los rehabilitadores de manos antes mencionados, se tiene que

la interfaz en común que utilizan es la interfaz de usuario. Todas se basan en video juegos, lo cual hace que el proceso de rehabilitación sea entretenido y amigable con el paciente.

2.2. Bases teóricas

2.2.1. La mano humana

Se denomina como la extremidad superior del ser humano, y comprende desde la muñeca, que es una articulación, encargada de unir el antebrazo con la mano mediante los huesos, radio y cubito con el carpo, hasta la punta de los dedos, como se observa en la Figura 5-2a, en la Figura 5-2b, se describen las partes generales por la cuales se constituye, mismas que cumplen diversas funciones mecánicas, sensitivas e incluso de comunicación, por tal motivo, es uno de los órganos principales para el desenvolvimiento cotidiano de una persona. (MhEducation, 2013)



a) Unión de la mano con el antebrazo



b) Partes de la mano

Figura 5-2: Mano humana

Fuente: (Hertfordshire, 2018), (Spanish, n.d.)

➤ Anatomía

El esqueleto de cada mano se compone de veinte y siete huesos de anchos, longitudes y formas diferentes, cinco metacarpianos situados en la zona correspondiente a la palma, ocho en el carpo localizados en el área de la muñeca y catorce falanges dispuestos en la zona terminal de los dedos, como se indica en la Figura 6-2. (Oropesa driguez & Ortiz Prado A, 2019)

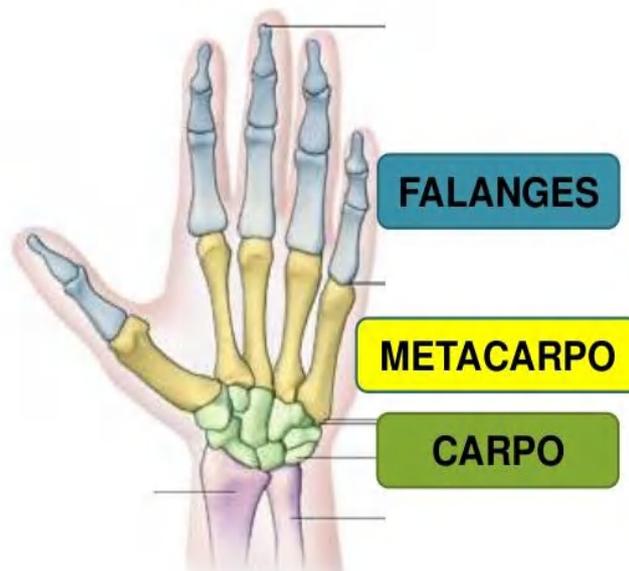


Figura 6-2: Huesos de la mano
Fuente: (Bernal, 2017)

➤ **Músculos y tendones**

Los músculos y tendones tienen como finalidad proporcionar la movilidad de la mano, permitiendo realizar las actividades cotidianas de forma fácil y sencilla. Los tendones son tejidos fibrosos, ofrecen alta resistencia a la tracción y se encargan de unir al sistema óseo con el muscular, en la Tabla 1-2 se indican los ligamentos por los cuales se compone la muñeca. (Monar Naranjo, 2015)

Tabla 1-2: Ligamentos de la mano

Ligamentos Extrínsecos	Ligamentos Intrínsecos
Complejo cubito carpiano	Intermedio – Escafoides – Semilunar
Lateral radial	Corto – Palmar
Radio carpiano palmar profundo	Intermedio – Semilunar – Piramidal
Radio carpiano palmar superficial	Corto – Dorsal
Radio carpiano dorsal	
Menisco homologo	Intermedio – Escafoides – Trapecio
Ligamento cubito – semilunar	
Ligamento lateral cubital	Largo – Intercarpiano dorsal
Fibrocartílago triangular	Largo – Intercarpiano palmar

Fuente: (Nordin & V., 2004)

Los músculos en el cuerpo humano funcionan como actuadores, estos reaccionan mediante impulso a las ordenes emitidas por el cerebro, ya sea contrayendo o extendiendo las extremidades, dependiendo del tipo de acción que requiera realizar una persona, en la Tabla 2-2 se describen los músculos por los cuales se conforma la mano.

Tabla 2-2: Músculos de la mano

MÚSCULOS EXTRÍNSECOS	
Extensor propio del meñique	
Flexor superficial de los dedos	Extensor corto del pulgar
Flexor profundo de los dedos	Abductor largo del pulgar
Extensor largo del pulgar	Extensor común de los dedos
Flexor largo del pulgar	Extensor propio índice
MÚSCULOS INTRÍNSECOS	
Flexor corto del pulgar	
Interóseos dorsales	Oponente del pulgar
Abductor corto del pulgar	Abductor del pulgar
Lumbricales	Flexor corto del meñique
Interóseos palmares	Abductor del meñique

Fuente: (Nordin & V., 2004)

En la Figura 7-2, se observa a detalle los músculos y tendones de la mano mencionados en la Tabla 2-2.

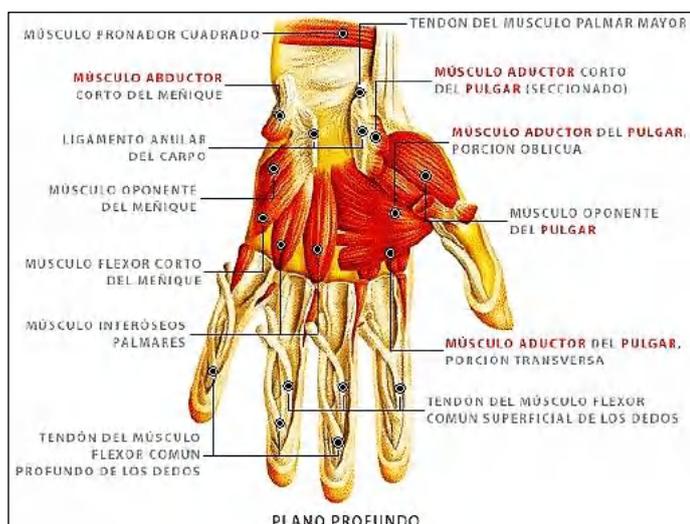


Figura 7-2: Músculos y tendones de la mano

Fuente: (Imagexia, 2014)

➤ Medidas de la mano

Con respecto a las longitudes de los dedos en los hombres, se consideran los promedios obtenidos para cada sector de las falanges correspondientes a: pulgar, 72.5 en la mano derecha y 72.4 en la mano izquierda; indicador, 104.2 y 104.5; medio, 115 y 114.6; anular, 109.1 y 108.9 y el mínimo, 88.5 y 88.4; respectivamente.

En mujeres, las longitudes en mm promedios son: pulgar de la mano derecha, 63.5 y 62.6 en la mano izquierda; indicador, 91 y 90.7; medio, 100.4 y 99.2; anular, 94.4 y 94.2 y el mínimo, 75.8 y 75.9; respectivamente (Binignat, 2012)

Los promedios obtenidos por género tanto derecho como izquierdo, y grupos etarios para la longitud y ancho de la mano, así como de la longitud de la palma, se muestran en las tablas a continuación.

Tabla 3-2: Longitud promedio, ancho de la mano y de la palma en mujeres

	Longitud	Ancho	Palma
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	171±11	80±7	97±15

Fuente: (Binvignat, 2012)

Tabla 4-2: Longitud promedio, ancho de la mano y de la palma en hombres

	Longitud	Ancho	Palma
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	186±13	89±9	107±13

Fuente: (Binvignat, 2012)

Tabla 5-2: Longitud promedio del sector de las falanges del dedo pulgar en mujeres.

	Proximal	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda
50-54	35±6	28±4

Fuente: (Binvignat, 2012)

Tabla 6-2: Longitud promedio del sector de las falanges del dedo pulgar en hombres.

	Proximal	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda
50-54	40±7	32±4

Fuente: (Binvignat, 2012)

Tabla 7-2: Longitud promedio del sector de las falanges del dedo indicador en mujeres

	Proximal	Medio	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	42±13	27±6	22±3

Fuente: (Binvignat, 2012)

Tabla 8-2: Longitud promedio del sector de las falanges del dedo indicador en hombres

	Proximal	Medio	Distal
Edades	Izquierda	Izquierda	Izquierda
50-54	51±11	31±6	24±3

Fuente: (Binvignat, 2012)

➤ Motricidad y movimiento de la mano

La motricidad se desarrolla a temprana edad (primeras semanas de vida del bebe) su desarrollo es continuo habitualmente hasta una edad adulta, comprende funciones y procesos de energía interna

que se desata en el organismo emitidas por el cerebro, tales como: control mental o psíquico de cada movimiento, relajaciones musculares, contracciones entre otros. Mientras que el movimiento es el medio a través del cual se exteriorizan las potencialidades motrices, permitiendo expresarse, e interactuar como se muestra en la Figura 8-2, mediante diferentes miembros como: dedos, brazos, piernas etc. (Noelia, n.d.)



Figura 8-2: Expresión libre de un dibujo
Fuente: (Noelia, n.d.)

La motricidad se clasifica en dos tipos gruesa y fina de acuerdo al tipo de grupos de músculos que intervienen en los movimientos que se ejecuta.

La motricidad gruesa involucra grupos musculares grandes estos se perfeccionan desde la cabeza hasta los pies, primero se aprende a mover el conjunto cabeza - cuello, luego el tronco y finalmente piernas y brazos, son encargados de activar todo el cuerpo o la mayoría de él, por ejemplo, caminar, escalar, montar bicicleta, saltar etc. (Rubio, s.f.)

La motricidad fina relaciona grupos musculares pequeños donde se requiere movimientos voluntarios más precisos para actividades donde se requiera la coordinación ojo-mano, en su gran mayoría estos se encuentran en las manos, especialmente en los dedos y muñecas, para la especie humana son de alto grado de consideración ya que mediante estos se controla el movimiento de los mismos, permitiendo escribir, agarrar, hacer gestos, tocar el piano entre otras. Las habilidades finas se van perfeccionando a lo largo de la vida del ser humano, aprendiendo y mejorando nuevos movimientos, en cualquier edad que se encuentre la persona, siempre y cuando no exista lesiones físicas a nivel cerebral. (Rubio, s.f.)

Las habilidades motoras finas se pueden deteriorar debido a razones como: (HealthFlex, n.d.)

- Deformidades congénitas
- Parálisis cerebral
- Discapacidades del desarrollo
- Accidente cerebro vascular
- Enfermedades
- Lesiones
- Síndrome de Down

➤ La muñeca y sus movimientos

Analizando desde el punto de vista articular, la biomecánica de la muñeca es una de las más complejas del cuerpo humano debido a características como: alta resistencia a cargas de compresión, torsión, cizallamiento sin desestabilizarse y brindar gran movilidad. (11sc), es una articulación biaxial, por lo que los movimientos de flexión y extensión se ejecutan en un eje y los movimientos de abducción (desviación radial) y aducción (desviación ulnar o cubital) se desarrollan en el otro eje como se observa en la mano derecha de la Figura 9-2.

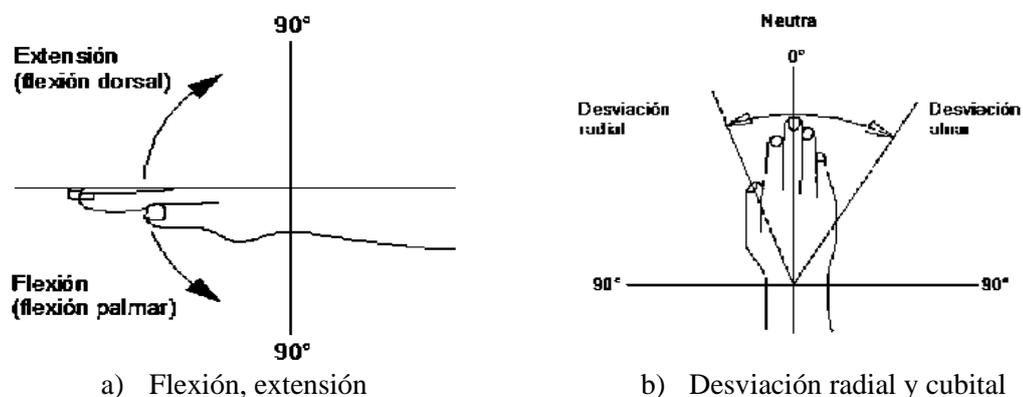


Figura 9-2: Movimientos de la muñeca
Fuente: (M.J.Alter, 2004)

La asociación para el estudio de la Osteosíntesis (OA) y la academia americana de cirujanos ortopédicos (AAOS), describen los valores de movimiento normales como se muestra en la Tabla 9-2.

Tabla 9-2: Valores de movimiento normales

Tipo de movimiento	Valores normales
Flexión: La palma de la mano, describe movimiento hacia abajo y de nuevo hacia arriba hasta llegar a la posición inicial	0-50°/60°(AO) 0-80°(AAOS)
Extensión: La mano tiende a doblarse hacia atrás	0-35°/60° (AO) 0-70°(AAOS)
Abducción: La mano se mueve hacia el lado del dedo pulgar	0-25°/30°(AO) 0-20°(AAOS)
Aducción: La mano se mueve hacia el lado del dedo meñique	0-30°/40°(AO) 0-30°(AAOS)

Fuente: (Taboadela, 2007), (M.J.Alter, 2004)

➤ Movimientos de la mano

La ejecución de los diferentes movimientos de la mano, es gracias a un número finito de músculos, el agarre principalmente se debe a los dedos: pulgar, índice, medio, anular y meñique que se indica en la Figura 5-2b. (MhEducation, 2013)

- Dedo pulgar, permite realizar el agarre firme de objetos, lograr sostenerlos o transportarlos, esto debido a que se encuentra en ángulo recto con respecto a los demás dedos.
- Dedo índice y medio, siendo unos de los dedos más fuertes y largos de la mano, poseen la habilidad de poder transmitir una mayor fuerza de agarre, considerando que esto último se encuentra estrechamente ligado con el dedo pulgar.
- Dedo anular y meñique, estos poseen la característica de flexibilidad permitiendo realizar agarres de objetos de configuración diferentes, además de desplazar el objeto hacia el centro de la mano y el pulgar en dicha posición. (Trew, 2006)

➤ Movimientos del dedo pulgar e índice

Estos dedos tienen mayor funcionalidad debido a que poseen un conjunto de músculos, que le permite brindar buena precisión y resolución fina de movimientos los rangos de movimiento del dedo pulgar son de Abducción 35-40°, Flexión 45- 60°, Rotación 45-60° como se observa en la Figura 10-2.

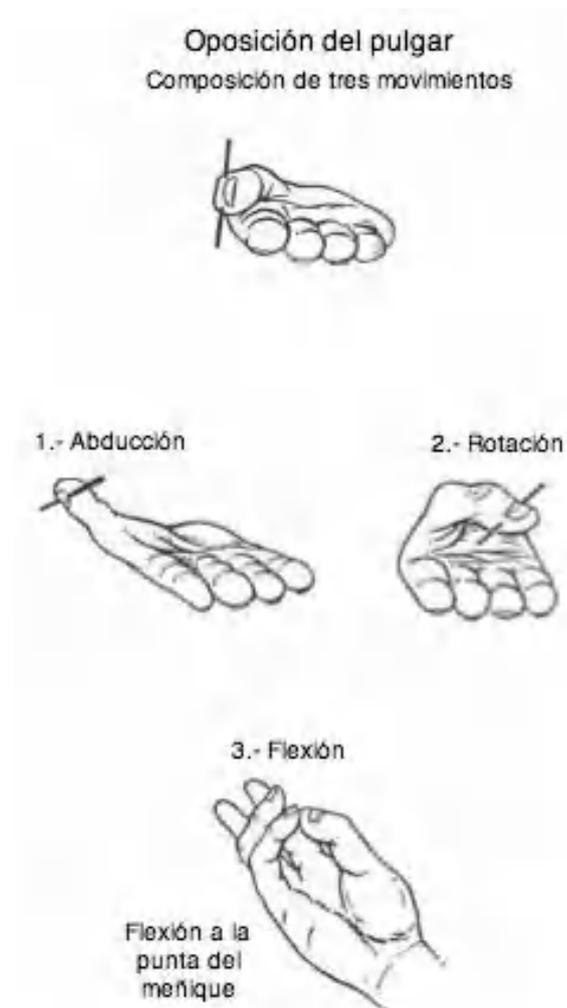


Figura 10-2: Movimientos del pulgar
Fuente: (Nordin & V., 2004)

El dedo índice cuenta con músculos independientes lo que le permite desenvolver de mejor manera los movimientos laterales solo en posición extendido si se cambia esta posición minimizando el ángulo se bloquea como se indica en la Figura 11-2a, mientras que los dedos medio, anular y meñique tienen movimiento deflexión y extensión como se indica en la Figura 11-2b.

Durante la flexión se encuentran juntos en movimiento continuo hasta alcanzar la palma de la mano, en movimiento de extensión regresan a la posición inicial, tanto la abducción como la aducción se miden en referencia a la línea axial, al separar los dedos forman un ángulo aproximado de 20 grados entre ellos, cuando se sujetan elementos con el índice y pulgar los demás dedos funcionan como prensa estabilizadora.

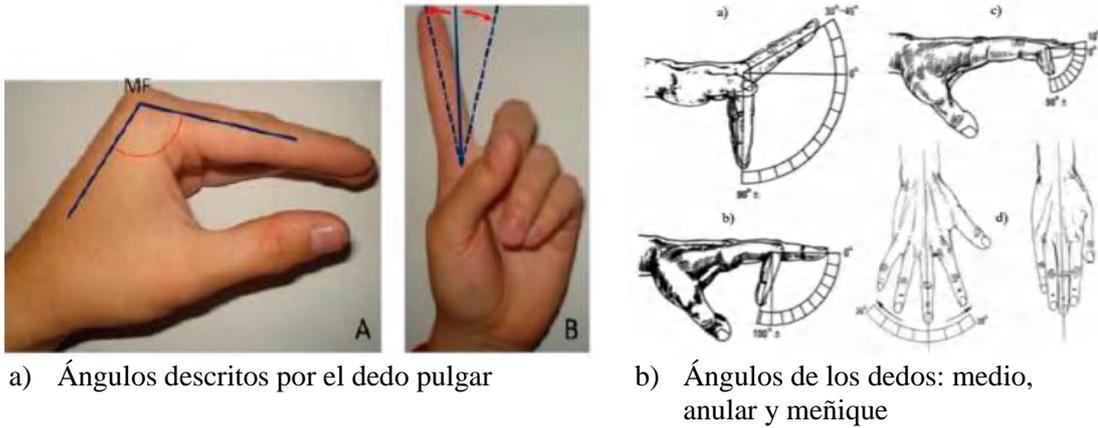


Figura 11-2: Movimientos de la muñeca

Fuente: (Hoppenfiel, 1976), (Arias, 2012)

En la Figura 12-2, se observan las articulaciones de las falanges los cuales son:

- Articulación metacarpo falángica (MCP), une la falange metacarpiana y proximal
- Articulación interfalángica distal (DIP), entre las falanges distal y media
- Articulación interfalángica proximal (PIP), entre las falanges proximal y media



Figura 12-2: Falanges y articulaciones del dedo

Fuente: (Quinayas, 2020)

En la Tabla 10-2, se describe los ángulos de movimiento de cada articulación, tanto de flexión, extensión, abducción.

Tabla 10-2: Articulaciones y límites de la mano humana

Parte	Articulación	Angulo flexión – extensión	Angulo abducción – aducción
Dedos	DIP	60	
	PIP	100	
	MCP	90	60
Pulgar	IP	85	
	MCP	50	30
	CMC	120	45

Fuente: (Quinayas, 2020)

2.2.2. Sistema sensorial

Este sistema es parte del sistema nervioso, su misión es procesar la información sensorial que emiten los sistemas sensoriales de la vista, oído, tacto, gusto y olfato, esta es retroalimentada al cerebro, permitiéndole efectuar una reacción inmediata a fin de proteger el cuerpo. De todos los sensores existentes, para el desarrollo del presente estudio destaca el sensor que tiene la capacidad de diferenciar la presión y temperatura, los termo receptores son terminaciones dendríticas desnudas sensibles a los cambios de temperatura, mientras que en base a la presión se evalúa cuanta fuerza se debe imprimir, durante el agarre de objetos.

➤ Manipulación de objetos

Para efectuar el agarre de cualquier objeto, la mano realiza adaptaciones posicionales, es decir adopta la forma del objeto con la finalidad de ejecutar un agarre seguro, por ejemplo si se tratase de sujetar una superficie plana, debe extenderse sobre la superficie, haciendo contacto sobre esta la eminencia hipotenar, tenar, cabeza de los metacarpianos y cara palmar de los falanges, cuando se requiere tomar un objeto de geometría redonda, como una pelota de tenis, la mano se ahueca formando arcos dispuestos en tres direcciones que se describen a continuación :

Sentido longitudinal: constituidos por el metacarpiano y falanges. La concavidad está orientada hacia delante de la palma. Los arcos longitudinales más importantes son: del dedo medio e índice como se observa en la Figura 13-2a.

Sentido transversal: Correspondiente a la concavidad maciza carpiana, que se extiende hasta abajo a través del arco metacarpiano como se indica en la Figura 13-2b.

Sentido oblicuo: Se forman los arcos de oposición al dedo pulgar, mediante los cuatro dedos como se observa en la Figura 13-2c.

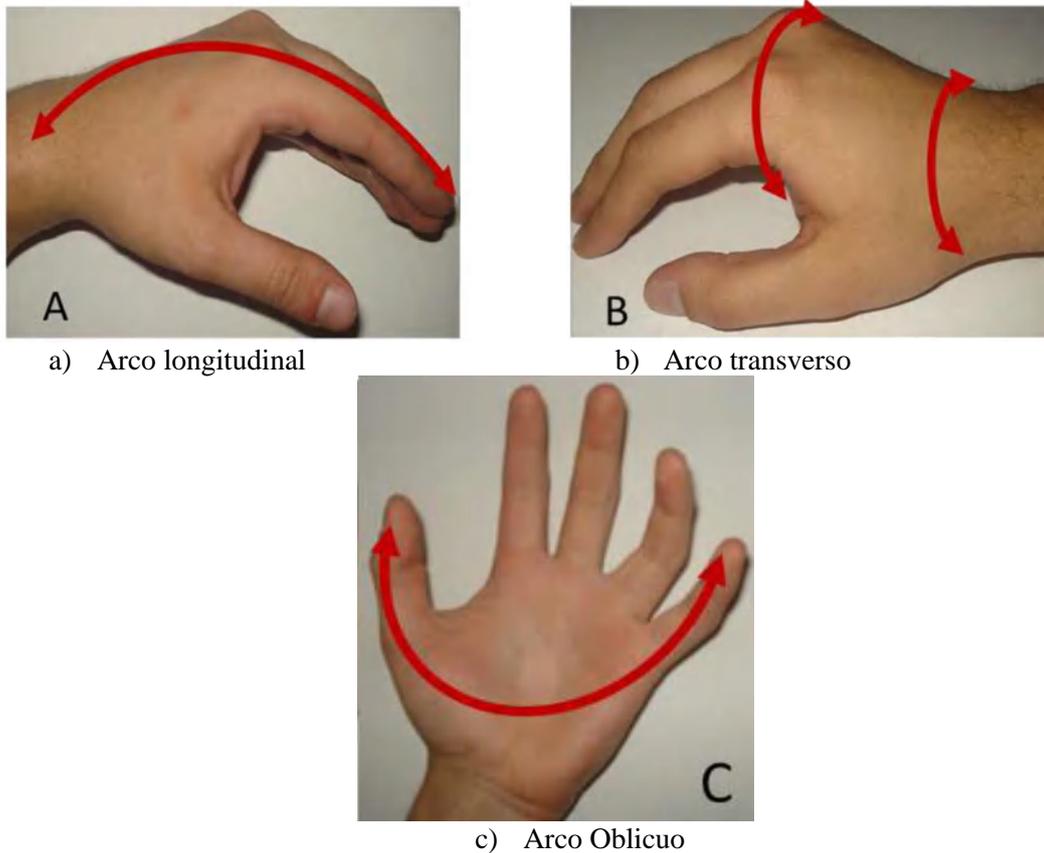
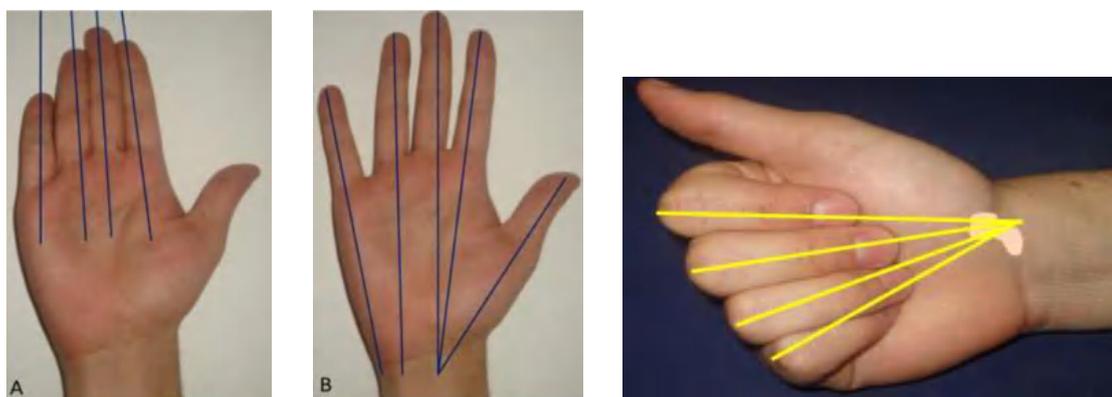


Figura 13-2: Arcos de la mano
Fuente: (Arias, 2012)

Si los dedos se unen entre sí (aproximación) como se observa en la Figura 14-2a, los ejes no son paralelos convergen en un punto lejano. Cuando están separados (separación) como se muestra en la Figura 14-2b, los dos últimos dedos tienen ejes paralelos a diferencia de los tres primeros, que convergen en un solo punto. Los ejes de los cuatro últimos dedos convergen entre sí en un solo punto, cuando la mano adopta un cierre formando puño recto como se aprecia en la Figura 14-2c.



a) Ejes en aproximación b) Ejes en separación c) Cierre de la mano en puño recto

Figura 14-2: Disposición de los ejes en los dedos
Fuente: (Arias, 2012)

➤ Patrones funcionales

La mano humana desarrolla una función de una prensa, mediante el conjunto óseo, muscular y articulaciones. Napier (1956), clasifico estos patrones en agarres de fuerza y agarres de precisión.

- Agarres de fuerza

La fuerza de agarre, es la fuerza utilizada con la mano para apretar o suspender objetos en el aire, la muñeca debe estar en una posición adecuada, para evitar el desarrollo de los trastornos de trauma acumulativo (TTA), como también las caras palmares deben tener buen contacto con la superficie del objeto como se observa en la Figura 15-2a.

Las fuerzas que se pueden ejercer por medio de los dedos de la mano, varían de acuerdo a su posición del dedo y edad de la persona.

Tipos de fuerza de agarre:

- a) Agarre de apriete: Esto es lo que comúnmente se conoce como "agarre". Este tipo de fuerza se puede utilizar en un apretón de manos o para triturar objetos duros.
- b) Agarre de pinza: Es el agarre en el cual se usa la fuerza de los dedos. Normalmente los objetos agarrados con los dedos no tocan la palma de la mano, por lo cual el agarre es más débil que el de apriete.
- c) Agarre soporte: Este agarre se resume en el evento conocido como paseo del granjero, en el cual dos cubos son llenados con agua y/o arena y se transportan por cierta distancia. Para tener buen soporte es necesaria una buena resistencia muscular.
- d) Agarres de precisión: Los agarres de precisión se originan cuando se requiere manipular objetos pequeños, con el dedo pulgar y las caras flexoras de los demás dedos, estos se clasifican de acuerdo a las partes de las falanges que soportan el objeto como se indica en la Figura 15-2b, estas son: la pinza palmar, terminal, pulpejo cubital, y lateral.



a) Agarre de fuerza

Figura 15-2: Agarres de fuerza

Fuente: (health, 2004), (idea.com, 2020)

Agarre de Precisión

El agarre que provee control para tareas que requieren precisión y exactitud. La herramienta es sostenida entre el dedo pulgar y las yemas de los otros dedos.



b) Sujeción de un punzón

En la Tabla 11-2, se describe la fuerza que generalmente otorga cada movimiento, de acuerdo al tipo de musculo.

Tabla 11-2: Magnitudes de fuerza ejercida por los músculos

Movimiento de abducción	Fuerza (Kg)
Musculo flexor corto del pulgar	11
Musculo abductor corto del pulgar	13
El movimiento de aducción es el resultado de acción de 5 músculos	
Primer musculo interóseo dorsal	0,1
Musculo extensor largo del pulgar	0,1
Musculo aductor del pulgar	37
Musculo oponente del pulgar	19
Musculo flexor corto del pulgar	11
Movimiento de oposición	
Oponente del pulgar	19
Flexor largo del pulgar	11
Aductor del pulgar	37
Flexor corto del pulgar	11
Movimiento de reposición	
Abductor largo del pulgar	0,1
Extensor largo del pulgar	0,1
Extensor corto del pulgar	0,1

Fuente: (Tubiana, Thomine, & Mackin, 1998)

➤ Cinemática de la mano

Para el desarrollo del rehabilitador, es necesario realizar un análisis cinemático y dinámico de la mano humana en base a los conceptos estudiados anteriormente, para esto se plantea una representación esquemática, que facilite el proceso de análisis e interpretación de la estructura,

respetando su funcionamiento y las siguientes restricciones de diseño:

- La mano es representada como una figura esquelética, y cada dedo como una cadena cinemática, cuyo sistema de referencia está situado en la muñeca y cada dedo es un efector final.

Entendiéndose cadena cinemática como el resultado de conectar entre sí varios eslabones, de tal manera que sea posible el movimiento relativo entre ellos, proporcionándose un movimiento de salida controlado en respuesta a un movimiento de entrada. (Oviedo, 2006)

- El modelo cinemático de la mano está asociado a la estructura ósea de la misma, es decir una estructura no volumétrica.
- La zona de huesos carpos, es modelada como vectores de aproximación que ligan la cadena cinemática de cada dedo, con una base común ubicada en la muñeca.

La representación esquemática indicada en la Figura 16-2, está denotada con variables generales. Para la cual se plantea la siguiente distribución y nomenclatura que se aprecia en la Tabla 12-2, la cual facilitará la obtención del modelo cinemático de la mano.

Tabla 12-2: Nomenclatura y distribución de eslabones y articulaciones

Dedo	Longitud	Nombre eslabón	DOF	Nombre articulación
Pulgar	Lt,M	Metacarpo	Θ_t, Tmc_a	Abducción trapezometacarpiana
	Lt,P	Falange Proximal	Θ_t, Tmc_f	Flexión trapezometacarpiana
	Lt,D	Falange Distal	Θ_t, Mcp	Interfalange metacarpofalangeal
			Θ_t, lp	Interfalange proximal
Indice Medio Anular Meñique	Li,Me	Metacarpo	Θ_i, Cmc	Carpometacarpiana
	Li,P	Falange Proximal	Θ_i, Mcp_a	Abducción metacarpofalángica
	Li,Mi	Falange Media	Θ_i, Mcp_f	Flexión metacarpofalángica
	Li,D	Falange Distal	Θ_i, Pip	Interfalange proximal
			Θ_i, Dip	Interfalange distal

Fuente: Rodríguez (2012)

EL modelo que se indica en la Figura 16-2 corresponde al modelo de mano de 28 GDL, los movimientos asociados como, aducción/ abducción (ad/ab) y extensión/ flexión (e/f), el punto fijo “O” es la referencia en la muñeca de la mano, este es considerado como base para el análisis de los parámetros Denavit-Hartenberg (Oropeza Rodriguez, Ortiz Prado, L., & Gonzalez Carbonell, 2019)

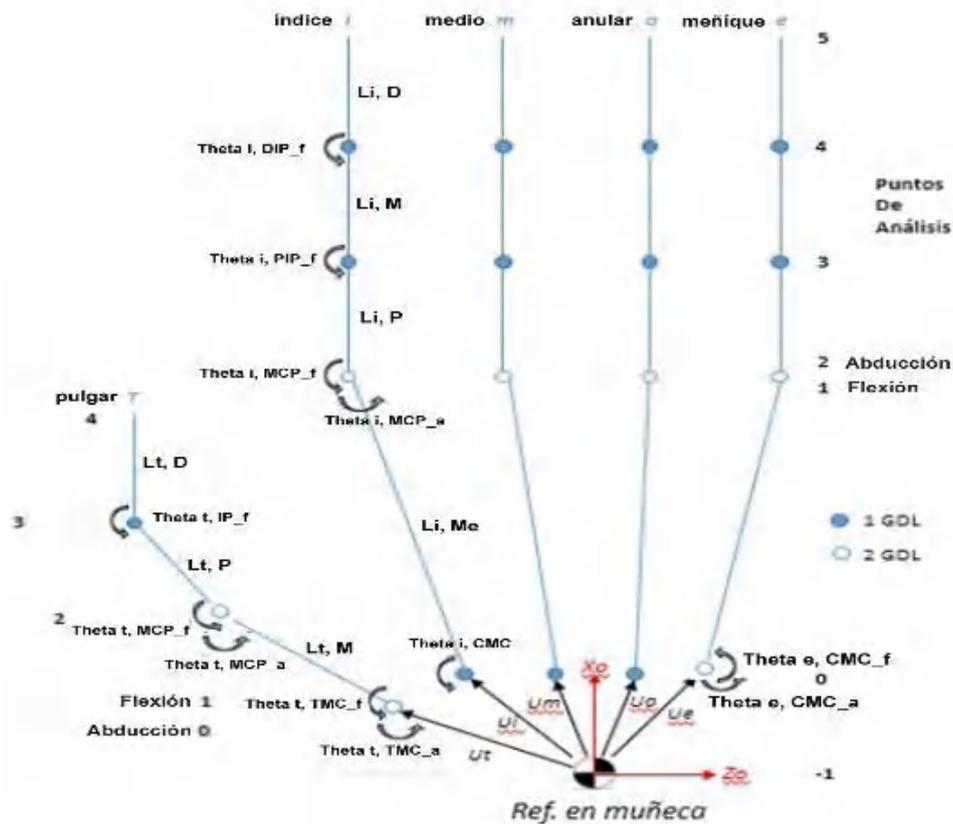


Figura 16-2: Diseño de la mano de 28 GDL
Fuente: (Oropeza Rodriguez, Ortiz Prado, L., & Gonzalez Carbonell, 2019)

El ángulo θ , indica el ángulo de las diferentes articulaciones que gobiernan los movimientos de extensión y flexión, como de aducción / abducción de los dedos. Conocidas las longitudes paramétricas de los dedos se puede considerar el algoritmo para la presentación Denavit-Hartenberg (D-H), como se describe en la fórmula 1. (Oropeza driguez & Ortiz Prado A, 2019)

$$P_i = {}^{-1}_0T(u_i) * {}^0_5T(\theta_{ij}) \quad (1)$$

Dónde:

P_i = Matriz contenedora de la posición y orientación del extremo efector final de los dedos índices, medio y anular.

${}^{-1}_0T(u_i)$ = Matriz de transformación correspondiente al vector de aproximación (u_i), mismo que tiene origen desde la referencia de la muñeca de la mano, hasta el inicio de la cadena cinemática del dedo.

${}^0_5T(\theta_{ij})$ = Matriz contenedora de las matrices de transformación homogéneas, estas representan la

cadena cinemática desde el inicio hasta la punta del dedo.

${}^{-1}_0T(u_i)$ y ${}^0_5T(\theta_{ij})$, se pueden expresar según las ecuaciones (2) y (3) respectivamente.

$${}^{-1}_0T(u_i) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & u_{ix} \\ 0 & 1 & 0 & u_{iy} \\ 0 & 0 & 1 & u_{iz} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

u_{ix} , u_{iy} , u_{iz} , son las coordenadas del extremo de los vectores de aproximación, respecto al sistema de referencia situado en la muñeca. La ecuación (3) gobierna la cinemática directa de los dedos tri falángicos (índice, medio, anular), y las cadenas cinemáticas de los mismos se modelan como indica en la Figura 17-2.

$${}^0_5T = {}^0_1T(\theta_{CMC}) {}^1_2T(\theta_{MCPa}) {}^2_3T(\theta_{MCPf}) {}^3_4T(\theta_{PIP}) {}^4_5T(\theta_{PIP}) \quad (3)$$

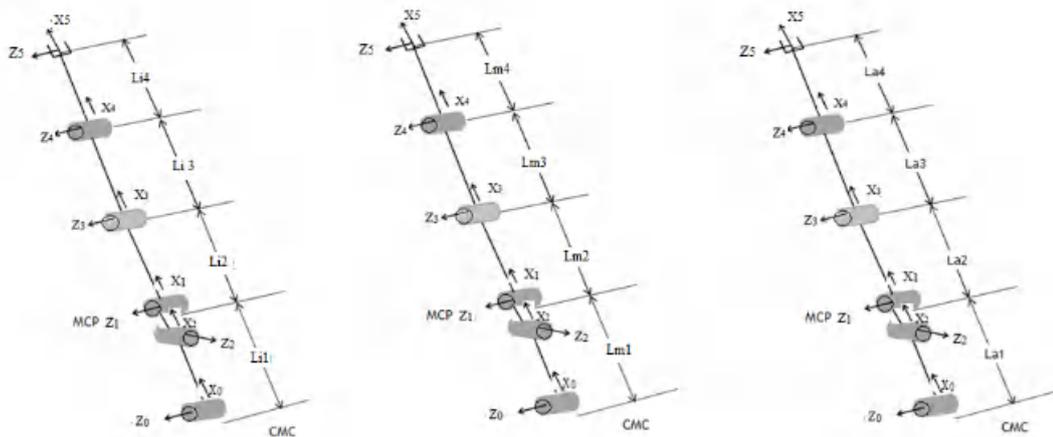


Figura 17-2: Cadenas cinemáticas de los dedos índice, medio, anular

Fuente: (Oropeza Rodríguez, Ortiz Prado, L., & Gonzalez Carbonell, 2019)

La ecuación (4), expresa la matriz que contiene la posición y orientación del extremo del efector final para el dedo pulgar.

$$P_i = {}^{-1}_0T(u_t) * {}^0_5T(\theta_{ij}) \quad (4)$$

Dónde:

${}^{-1}_0T(u_t)$ = Matriz de transformación correspondiente (u_t), este representa al vector de aproximación, haciendo referencia la muñeca de la mano hasta el inicio de la cadena cinemática del dedo.

Por lo tanto, ${}^{-1}_0T(u_t)$ se expresa como se indica en la ecuación (5).

$${}^{-1}_0T(u_t) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & u_{tx} \\ 0 & 1 & 0 & u_{ty} \\ 0 & 0 & 1 & u_{tz} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

u_{tx} , u_{ty} , u_{tz} , son coordenadas del extremo de los vectores de aproximación, respecto al sistema de referencia situado en la muñeca. La ecuación (6) define la cinemática directa del dedo falángico, del pulgar, la cadena cinemática correspondiente se indica en la Figura 18-2.

$${}^0_5T = {}^0_1T(\theta_{CMCa}) {}^1_2T(\theta_{CMCf}) {}^2_3T(\theta_{MCPa}) {}^3_4T(\theta_{MCPf}) {}^4_5T(\theta_{DIP}) \quad (6)$$

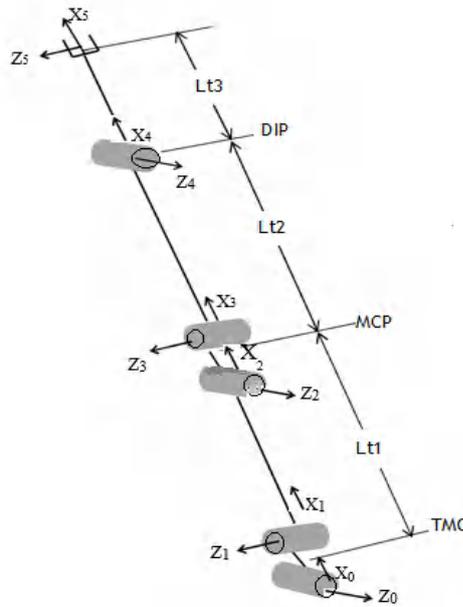


Figura 18-2: Cadena cinemática del dedo pulgar
Fuente: (Oropeza Rodríguez, Ortiz Prado, L., & Gonzalez Carbonell, 2019)

La ecuación (7), representa la matriz que contiene la posición y orientación del extremo del efector final para el meñique.

$$P_i = {}^{-1}_0T(u_e) * {}^0_6T(\theta_{ej}) \quad (7)$$

Dónde:

${}^{-1}_0T(u_e)$ = Matriz de transformación de (u_i) , que representa al vector de aproximación desde la

referencia de la muñeca, hasta el inicio de la cadena cinemática del dedo.

${}^0_6T(\theta_{ej})$ =Matriz que contiene a la vez a las matrices de transformación homogéneas, que representan la cadena cinemática, desde su inicio hasta la punta del dedo.

Por tanto, ${}^{-1}_0T(u_e)$, se expresa como se indica en la ecuación (8)

$${}^{-1}_0T(u_e) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & u_{ex} \\ 0 & 1 & 0 & u_{ey} \\ 0 & 0 & 1 & u_{ez} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

u_{ex} , u_{ey} , u_{ez} , son las coordenadas del extremo de los vectores de aproximación, respecto al sistema de referencia ubicado en la muñeca. La ecuación (9) define la cinemática del dedo tri falángico, del meñique, cuya cadena cinemática correspondiente se indica en la Figura 19-2.

$${}^0_6T = {}^0_1T(\theta_{CMCa}) {}^1_2T(\theta_{CMCf}) {}^2_3T(\theta_{MCPa}) {}^3_4T(\theta_{MCPf}) {}^4_5T(\theta_{PIP}) {}^5_6T(\theta_{PIP}) \quad (9)$$

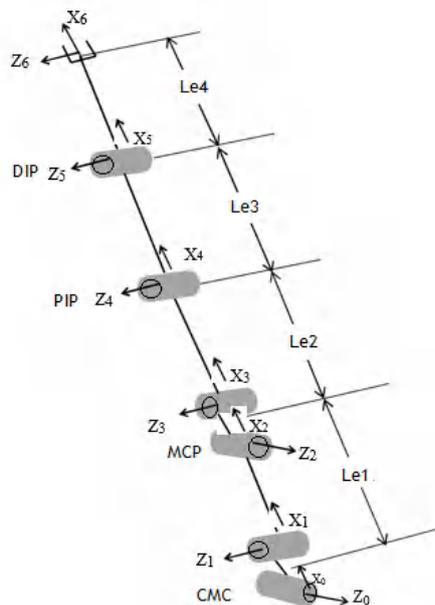


Figura 19-2: Cadena cinemática del dedo meñique
Fuente: (Oropeza Rodriguez, Ortiz Prado, L., & Gonzalez Carbonell, 2019)

➤ Modelo cinemático

En la Figura 20-2 se puede apreciar el diseño mecánico del exoesqueleto de un mecanismo idéntico para cada dedo, variando únicamente las distancias de los puntos de rotación, esto facilita

el estudio considerablemente ya que los mecanismos del resto de dedos se resumen en el mencionado, el modelo estudiado en esta figura permite parametrizar las longitudes, distancias, y ángulos los cuales serán positivos para la hiperextensión y negativos en flexión, es un mecanismo de un grado de libertad esto permite fijar la posición del vástago del motor como variable independiente.

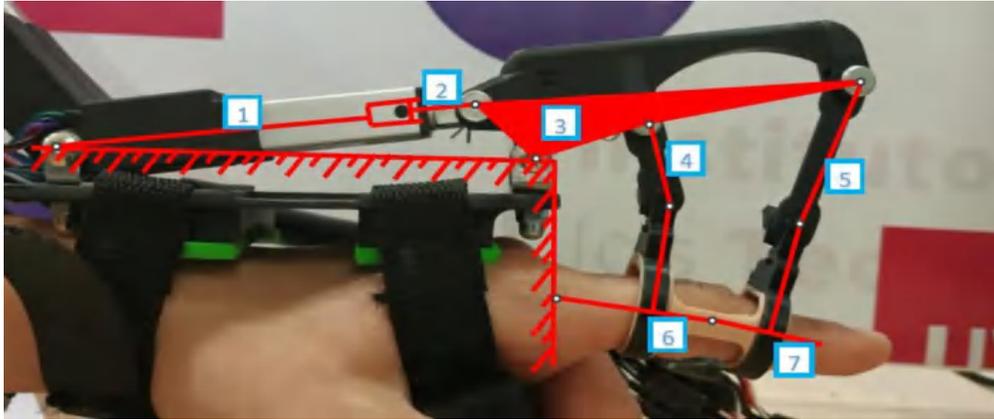


Figura 20-2: Modelo de alambre de RobHand superpuesto a una imagen del exoesqueleto
Fuente: (Cisnal, Moreno, Pérez-Turiel, Alonso, & Fraile-Marinero, 2019)

En la Figura 21-2 se muestra la parametrización de los ángulos y longitudes del mecanismo analizado en la Figura 20-2.

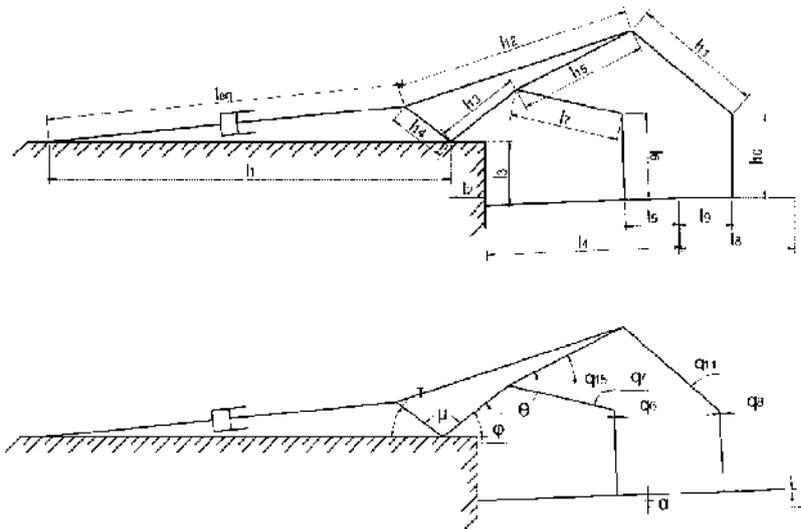


Figura 21-2: Parametrización de ángulos y longitudes del dedo exoesqueleto
Fuente: (Cisnal, Moreno, Pérez-Turiel, Alonso, & Fraile-Marinero, 2019)

Desarrollando el modelo cinemático se obtiene las ecuaciones de velocidad de rotación de las falanges media (10) y proximal (11).

$$\dot{\alpha} = \frac{\dot{\phi}}{L_{45} \cos(\alpha - q_7)} (L_{13} \sin q_7 \dot{\phi} \sin \varphi + L_{13} \cos q_7 \dot{\phi} \cos \varphi) \quad (10)$$

$$\dot{\beta} = \frac{\dot{\phi}}{L_9 \cos(\beta - q_{11})} (L_{13} \sin q_{11} \dot{\phi} \sin \varphi + L_{13} \cos q_{11} \dot{\phi} \cos \varphi) \quad (11)$$

De aquí se tiene que la variable φ , es la que depende en relación directa de la posición del motor como se muestra en la fórmula (12).

$$\varphi = \pi - \mu - \arccos\left(\frac{L_{14}^2 + L_1^2 - L_{eq}^2}{2L_{14}L_1}\right); \dot{\varphi} = \frac{L_{eq}L_{eq}}{L_{14}L_1 \sqrt{1 - \left(\frac{L_{14}^2 + L_1^2 - L_{eq}^2}{2L_{14}L_1}\right)^2}} \quad (12)$$

➤ Modelo dinámico

El modelo dinámico permite conocer la fuerza aplicada sin necesidad de conocer todas las fuerzas de unión de las piezas, por lo que la matemática no debe ser compleja, para facilitar la implementación en el algoritmo de control por lo que la fuerza que debe tener un dedo para realizar el movimiento debe ser directamente proporcional a la del motor, en base a esta consideración se evalúa el método de las potencias virtuales que viene dado por la siguiente fórmula.

$$\bar{F} * \bar{v}^* + \bar{F}' * \bar{v}^* + \bar{M} * \bar{w}^* + \bar{M}' * \bar{w}^* = 0 \quad (13)$$

Dónde:

$\bar{F}' * \bar{v}^*$ = Potencia aportada por las fuerzas de inercia sobre el sistema

$\bar{F} * \bar{v}^*$ = Potencia aportada por las fuerzas reales sobre el sistema

$\bar{M}' * \bar{w}^*$ = Potencia aportada por los momentos debidos a la inercia del sistema

$\bar{M} * \bar{w}^*$ = Es la potencia aportada por los momentos externos sobre el sistema

La Figura 22-2, muestra el diagrama de todas las fuerzas actuantes en el dedo las cuales se simplifican en una sola y está a la vez va conectada al motor estas son:

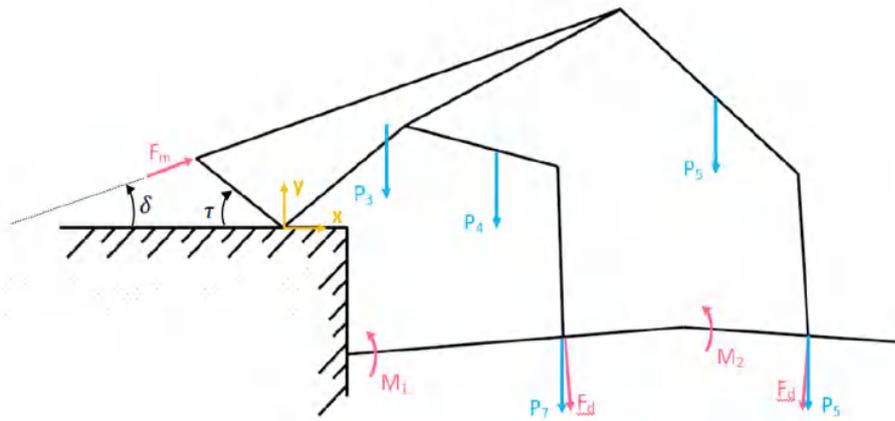


Figura 22-2: Diagrama de fuerzas de un dedo
Fuente: (Cisnal, Moreno, Pérez-Turiel, Alonso, & Fraile-Marinero, 2019)

P_x = Peso de cada elemento

F_m = Fuerza que el motor ejerce sobre el mecanismo (se toma positiva para el movimiento de cierre)

F_{d1} = Fuerza que ejerce el mecanismo sobre el dedo en la falange proximal

F_{d2} = Fuerza que ejerce el mecanismo sobre el dedo en la falange media

$M_1 = M_2$ = Momentos resultantes de las fuerzas que el usuario ejerce de forma involuntaria sobre el mecanismo en las falanges media y proximal

Para el mecanismo analizado es únicamente necesario conocer la fuerza que se aplica en la falange proximal y como se trata de un mecanismo de un grado de libertad las fuerzas F_{d1} , F_{d2} no son independientes entre si por lo que se simplifica el sistema para el estudio solo de una, el proceso de apertura se da por la ecuación.

$$F_m * v_m - F'_d * v_{fd} - M_1 * \dot{\alpha} = 0 \quad (14)$$

El valor de v_m debe ser proporcionado por el mecanismo rehabilitador, $\dot{\alpha}$ y v_{fd} se obtienen del modelo cinemático

$$v_{fd} = \dot{\alpha}(L_4 - L_5) \quad (15)$$

En la Figura 23-2 se muestra F_m , F_d , estas se usan indistintamente como variables de entrada o

salida para obtenerse la contraria en las ecuaciones que se indican.

$$F'_d = F_d = \frac{1}{v_{fd}} (F_m * v_m - M_1 * \dot{\alpha}) \quad (16)$$

$$F_m = \frac{1}{v_m} (F_d * v_d + M_1 * \dot{\alpha}) \quad (17)$$

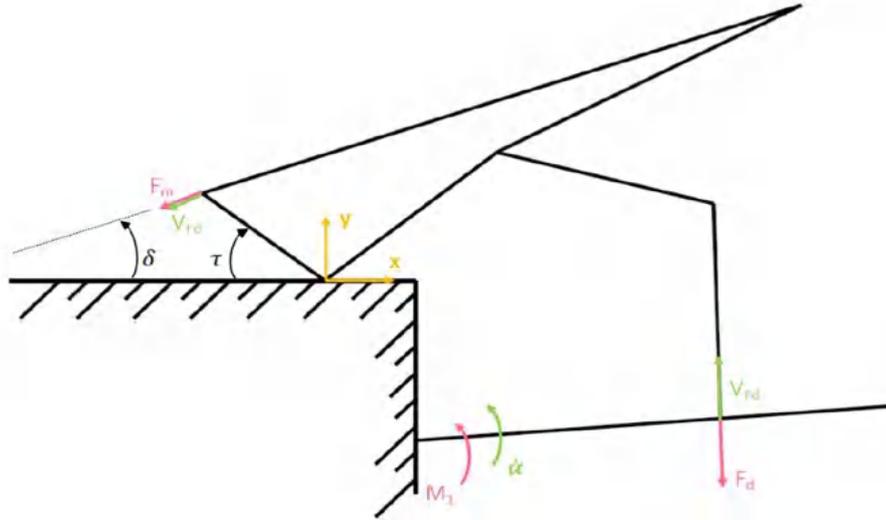


Figura 23-2: Diagrama de fuerzas en apertura
Fuente: (Cisnal, Moreno, Pérez-Turiel, Alonso, & Fraile-Marinero, 2019)

F'_d no es la fuerza que percibe el paciente sino más bien la fuerza que se va a aplicar sobre el modelo teórico, no se puede considerar un balance de fuerzas por que el sistema se está desplazando por tanto la fuerza que notara el usuario es:

$$F''_d = M_1 * L_{45} + F_d \quad (18)$$

En el proceso de cierre se debe considerar fuerzas del dedo y motor, las velocidades que cambian el sentido por lo que se obtiene las ecuaciones.

$$F_m * v_m + M_1 * \dot{\alpha} - F'_d * v_{fd} = 0 \quad (19)$$

$$F'_d = \frac{1}{v_{fd}} (F_m * v_m + M_1 * \dot{\alpha}) \quad (20)$$

$$F_m = \frac{1}{v_m} (F_d * v_d - M_1 * \dot{\alpha}) \quad (21)$$

F'_d no es la fuerza percibida por el paciente por lo que se da por:

$$F_d'' = F_d - M_1 * L_{45} \quad (22)$$

Las ecuaciones del modelo dinámico permiten calcular la fuerza resultante combinada entre el dedo del usuario y el mecanismo (exoesqueleto) en base al cual se genera la consigna para el controlador (modulo) de la arquitectura de control

2.2.3. Discapacidad intelectual

La discapacidad intelectual engloba problemas específicos en las áreas de del desarrollo motor, como el esquema corporal, habilidades motrices básicas y control de funciones corporales estas se producen debido a factores como enfermedades congénitas, accidentes, derrames cerebrales, por lo que las personas con este tipo de discapacidad presentan características como, carecer de coordinación manual, control visual motor, falta de equilibrio, tono muscular escaso, torpeza de movimientos y flacidez de manos. (Arana, 2017)

De acuerdo a las cifras del Consejo Nacional para la Igualdad de discapacidades (Conadis), en Ecuador 415.500 personas forman parte de este grupo vulnerable. De los cuales el 11.85% tiene discapacidad visual, el 46.78% física, el 12.87% auditiva, el 1.33% de lenguaje y el 22.54% intelectual.

Entre 2009 y 2011, la Misión Solidaria Manuela Espejo recorrió las 24 provincias y 221 cantones del país 293.743 personas con discapacidad se identificaron, el 24% con discapacidad intelectual y 76% con otras discapacidades. La prevalencia de discapacidad obtenida por el estudio fue el 2.03% según registros del Banco Mundial.

En base a dicha información las Manueles pretenden ampliar los registros e integrar a personas que viven en extrema pobreza y estado de vulnerabilidad. La meta es atender al 100% de las personas con discapacidad que requieren ayuda técnica (silla de ruedas, colchones, bastones, etc.) o asistencia médica. (Telegrafo, n.d.)

2.2.4. Rehabilitación

Según la Real Academia Española, la rehabilitación medica es “Conjunto de métodos que tiene por finalidad la recuperación de una actividad, función perdida o disminuida por traumatismo o enfermedad”, por tanto, partiendo de esta definición tenemos que la rehabilitación, es la mejoría de una persona para volverla a reintegrar en las funciones que comúnmente desempeñaba.

El tipo de rehabilitación de la motricidad fina, que se le debe aplicar a una persona, depende del grado de afectación que esté presente, y esta puede ser mediante juegos de pelotas de goma blandas o duras de diferentes superficies y tamaños, como se indica en la Figura 24-2, lanzándolas y recogiénolas, apretándolas y soltándolas, abriendo y cerrando pinzas de ropa, esta actividad por ejemplo ayuda a desarrollar la motricidad del dedo pulgar. (Española, 2014)



Figura 24-2: Actividades y ejercicios para trabajar la motricidad fina
Fuente: (Aribau, 2019)

Cuando las lesiones son significativas, también se puede hacer uso de un prototipo rehabilitador electrónico, encargado de desarrollar ejercicios que demandan esfuerzo y movimiento, ya que la rehabilitación utiliza fuerza y resistencia muscular, para alcanzar su objetivo. (Camargo Casallas, Camargo Casallas, & Villamil Matallana, 2017)

➤ Rehabilitación asistida

La rehabilitación asistida tiene por objetivo recuperar los movimientos perdidos de un miembro del cuerpo humano debido a lesiones ocasionadas por accidentes o traumas, esto se logra mediante el empleo de prótesis robóticas que han desarrollado algunos investigadores.

La tecnología evoluciona a pasos agigantados, es así que hoy en día podemos hacer uso de la impresión 3D para imprimir las partes que conforman una prótesis como la que se indica en la Figura 25-2, la cual es asistida electrónicamente para ejecutar los diversos movimientos de rehabilitación.



Figura 25-2: Actividades en el eje X e Y
Fuente: (Project, n.d.)

➤ **Rehabilitación mediante tratamientos especiales**

En el Ecuador existe un centro especializado que cuenta con tecnología de punta, para tratar las enfermedades y patologías de la mano, para la parte traumática y degenerativa tumores e infecciones explica el doctor Álvarez quien asegura que en el medio los males y lesiones más comunes son las fracturas, seccionamientos de nervios y tendones producidos en accidentes domésticos y laborales, síndrome del túnel carpiano, dedos unidos y desviados. Cientos de pacientes de todo el país han sido beneficiados con los tratamientos innovadores que se aplican.

El Quito Hand Center está posicionado como el primer centro de tratamiento de enfermedades de la mano a nivel nacional ya que el doctor al asistir a un curso en Suiza donde fueron convocados especialistas de más de 51 países del mundo donde constato que el Ecuador está al mismo nivel que los centros avanzados del mundo, este es el consultorio 501 (piso5) de la torre A de la clínica Pichincha se encuentra ubicado en las calles 9 de Octubre y Veintimilla-Quito Ecuador. (Center, n.d.)

2.2.5. Consideraciones para el diseño de prótesis

Estas consideraciones surgen a partir de las necesidades de los usuarios, para en base a esto obtener un diseño correcto, como también considerar las especificaciones técnicas con las que debe contar la prótesis entre estas tenemos:

- | | |
|---|---|
| a) Asistencia personal | j) Peso |
| b) Grados de libertad activos | k) Servicio técnico |
| c) Estado | l) Customización de bajo nivel |
| d) Tipo de control | m) Geometría antropométrica |
| e) Elemento de sujeción | n) Velocidad de carga energética |
| f) Precio de venta | o) Retroalimentación mediante sensores externos |
| g) Indicador de estado y capacidad de batería | p) Fuerzas humanas |
| h) Estética exterior | q) Restricciones cinemáticas |
| i) Optimización energética | |

2.2.6. *Materiales de manufactura*

A continuación, se describen algunos materiales utilizados en la manufactura de la prótesis

➤ PLA (Ácido Poliláctico)

Este poliéster termoplástico se deriva de recursos renovables, ósea de la extracción de azúcares como sacarosa, dextrosa y glucosa, del almidón del trigo, maíz, remolacha y caña de azúcar, el proceso inicia con la fermentación para obtener el ácido láctico y luego que se convierte en dimer es purificado y polimerizado a ácido poli láctico, es biodegradable. (TRD, 2019)

Es barato, fácil de conseguir por lo que se puede fabricar productos fuertes y resistentes ya que posee una dureza Rockwell de R70-R90. Los filamentos PLA, son de mayor uso por la facilidad de impresión y excelente adherencia entre capas, no generar olor, ofrece baja deformación en las piezas, es ecológico, es insoluble al agua por lo que puede contaminarla, se debe evitar la exposición a la llama o a temperaturas superiores a 230°C para evitar la reactividad.

La temperatura de fusión es 180°C, la temperatura de autoignición es a partir de los 388°C y su descomposición térmica comienza a los 250°C. Es un material frágil y duro a la vez, posee menos

contracción entre capas, presenta poca resistencia térmica, esto hace que sea poco útil para elaborar piezas que requieran soportar temperaturas altas. (Descubrearduino, n.d.)

Tabla 13-2: Características biodegradables de la fibra

Característica	PLA DEL CDP	PLA de Kuraray	Lyocell	Poliéster	Rayón
Densidad (g/cm^3)	1.25	1.27	1.52	1.38	1.51
Punto de fusión ($^{\circ}C$)	120-170	170	Ninguno	260	Ninguno
Cuenta (dtex)	1.7(e.g)	1.7	1.7	1.7	1.7
Tenacidad (cN/tex)	50	25-45	40-45	35-65	20-25
Alargamiento (%)	35	N/A	14-16	15-40	18-222
Recobro de la humedad (%)	0.4-0.6	0.48	12	0.4	13

Fuente: (Medina, 2020)

➤ PETG (Tereftalato de Polietileno Glicolizado)

Es el resultado de la combinación del PET (Polyethylene terephthalate) más glicol, mejorando las propiedades, ósea la estructura química se hace más transparente, menos frágil y más fácil de procesar que el PET.

Sus propiedades mecánicas son muy buenas tales como:

- Alta resistencia química
- Alta resistencia a los impactos
- Excepcionales prestaciones a bajas temperaturas
- Fácil de reciclar
- Baja absorción de agua
- Elevada resistencia al fuego

El PETG es uno de los materiales más interesantes para impresión 3D, cuando se requiere obtener piezas muy resistentes o que soporten al ataque de productos químicos.

Tabla 14-2: Datos técnicos del PETG

Propiedades	Valor típico	Condiciones de ensayo	Método de ensayo
Físicas			
Densidad	1.27(g/cm ³)		ASTM D792
Mecánicas			
Resistencia a la tracción	50Mpa	7300 psi	ASTM D638
Elongación	130.00%		ASTM D638
Dureza, Rockwell R	106		ASTM D785
Resistencia a la flexión	70Mpa		ASTM D790
Resistencia al impacto	101	Izod con entalla, @23°C	ASTM D256
Térmicas			
Temperatura de flexión bajo carga	64°C	1.82Mpa	ASTM D648
Diámetro	Tolerancia		Redondez
1.75	±0.03		> 95%
2.86	±0.05		> 95%

Fuente: (Printalot, 2017)

➤ ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno)

Llamado también plástico de ingeniería porque su procesamiento es más complejo que un plástico común, el acrónimo deriva de tres monómeros utilizados para su producción, acrilonitrilo, butadieno, y estireno por estar constituido por tres monómeros diferentes se lo denomina terpolímero (copolímero compuesto de tres bloques).

Los bloques de acrilonitrilo proporcionan rigidez, resistencia a ataques químicos y estabilidad a alta temperatura, así como dureza.

Los bloques de butadieno (elastómero) proporcionan tenacidad a cualquier temperatura.

El bloque de estireno aporta resistencia mecánica y rigidez, esta mezcla de propiedades, llamada sinergia indica que el producto final contiene mejores propiedades que la suma de ellos. (Tecnología, n.d.)

Propiedades:

Los materiales de ABS tienen importantes propiedades en ingeniería como buena resistencia mecánica y al impacto combinando con facilidad para el procesado y estas son:

➤ El acrilonitrilo proporciona:

- Resistencia química

- Resistencia térmica

- Dureza y rigidez

- Resistencia a la fatiga

- El butadieno proporciona:

- Resistencia al impacto

- Ductilidad a baja temperatura

- Resistencia a la fusión

- El estireno proporciona:

- Facilidad de procesado (Fluidez)

- Dureza y rigidez

Tabla 15-2: Datos técnicos del ABS

Propiedades	Valor típico	Condiciones de ensayo	Método de ensayo
Físicas			
Densidad g/cc	1.07(g/cm^3)		ASTM D792
Índice de fluidez	11.7g/10min	230°C/3.8 kgf	ASTM D1238
Mecánicas			
Resistencia a la tracción	35Mpa	Type I,5 mm/min	ASTM D638
Elongación a la rotura			
Modulo elástico en tracción	18%	Type I,5 mm/min	ASTM D638
Dureza Rockwell R	2480Mpa		ASTM D638
Resistencia a la flexión	113		ASTM D785
Resistencia al impacto	79 Mpa		ASTM D790
	240 J/m	izod con entalla, @23°C	ASTM D256
Térmicas			
Temperatura de flexión bajo carga	82°C	1.82Mpa,3.2mm, unannealed	ASTM D648

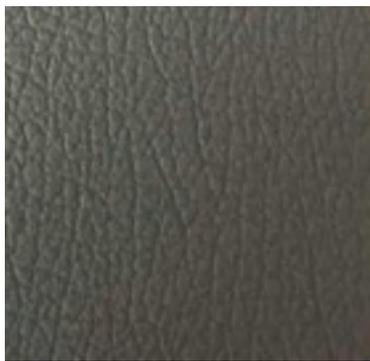
Fuente: (Printalot, 2017)

Los filamentos producidos con ABS, son derivados de los combustibles fósiles, son reciclables poseen vida útil más larga que el PLA, se debe evitar su exposición a temperaturas superiores a

300°C para evitar su reactividad, es insoluble en el agua, el rango de fusión se encuentra entre los 95°C-105 °C. La temperatura de autoignición es a partir de los 300°C.

2.2.7. *Cuero para tapicería*

El cuero Autostudio que se indica en la Figura 26-2a, es 100% cuero de alta calidad, brinda suavidad, comodidad, alta estética ideal para tapizados de vehículos, muebles, a este tipo de cuero es fácil adherir elementos de cierre como la cinta Velcro que se indica en la Figura 26-2b. (autostudio, n.d.), (SOLUTEL, n.d.)



a) Cuero



b) Cinta VELCRO

Figura 26-2: Elementos de tapizado

Fuente: (autostudio, n.d.), (SOLUTEL, n.d.)

2.2.8. *Moto reductor metálico de 12v*

Son pequeños motores utilizados en proyectos de robótica, electrónica, automatización, posee un sistema de engranes metálicos que garantiza la durabilidad y resistencia, tiene un rango de trabajo de 12Vcc, 62 RPM y torque de 4.9kgf/cm, el eje es diámetro de 3.9mm y 8mm de longitud. (ver Figura 27-2) (Stereon, 2020)

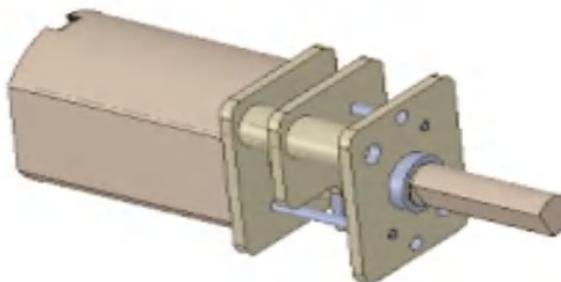


Figura 27-2: Moto reductor metálico

Fuente: (autostudio, n.d.), (SOLUTEL, n.d.)

CAPÍTULO III

3. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

El tipo de investigación es aplicada cuasi experimental, la cual está centrada en encontrar mecanismos o estrategias que permitan lograr un objetivo concreto, o conseguir un elemento o bien que pueda ser de utilidad.

3.1. Métodos de investigación

En la Tabla 1-3, se puede establecer las dos modalidades de investigación que van a ser utilizadas en este proyecto.

Tabla 1-3: Metodología de investigación

MODALIDAD DE INVESTIGACIÓN	TÉCNICAS DE INVESTIGACIÓN	INSTRUMENTOS DE INVESTIGACIÓN
Investigación aplicada	Modelación de la mano humana	Investigaciones previas Artículos científicos Normas Escáner 3D
	Análisis del modelo cinemático y dinámico que representa el movimiento de la mano.	Investigaciones previas Artículos científicos Sitios web Revistas científicas
	Modelar el mecanismo rehabilitador	Software CAD
	Validar el funcionamiento del mecanismo	Software ADAMS
	Modelar y seleccionar la mejor estructura porta mecanismo	Software CAD
	Seleccionar materiales	Tablas comparativas
	Manufacturar el equipo de rehabilitación	Manufactura aditiva
	Validación del funcionamiento del equipo.	Pruebas de funcionamiento

Realizado por: Ramos, L.2021

3.1.1. Modelación de la mano humana

En base a los conceptos correspondientes a las dimensiones de la mano humana estudiados en el capítulo dos, se buscó una mano de una persona latinoamericana que se ajuste a dichas dimensiones, para esto se tomaron las medidas de las longitudes de cada dedo respecto al punto de referencia (A), ubicado en la muñeca de la mano como se observa en la Figura 1-3a, con un calibrador pie de rey, posteriormente estas fueron comparadas y verificadas que estén dentro de las dimensiones antropométricas establecidas, seguidamente esta fue escaneada mediante un escáner 3D como se indica en la Figura 1-3b, este proceso tomó un tiempo aproximado de cinco minutos hasta obtener escaneada por completo toda la mano, luego esta información fue guardada y procesada en el software Scandy, la cual es una aplicación de escaneo a todo color, posteriormente esta información fue transferida al software de diseño SolidWorks como se indica en la Figura 1-3c.



Figura 1-3: Mano escaneada
Realizado por: Ramos, L.2021

3.1.2. Análisis del modelo cinemático y dinámico del comportamiento de la mano

En base al estudio cinemático de la mano, realizado en el capítulo dos se tomó como punto de partida el sistema de referencia que se sitúa en la muñeca de la mano, siendo el efector final la punta de cada dedo, por tanto, cada dedo está dotado de una cadena cinemática y se conforma a partir de la conexión de varios eslabones, cuyo movimiento sea relativo y como consecuencia de esto exista un movimiento controlado de salida y de entrada.

Haciendo referencia en la Figura 16-2 del capítulo dos que representa las cadenas cinemáticas de la mano de 28 GDL, se puede observar que cada dedo realiza movimientos idénticos de rehabilitación, en vista de esto para el presente estudio se optó por realizar un diseño de mecanismo rehabilitador independiente, como el estudiado que se mostró en la Figura 20-2, considerando la parametrización de ángulos y longitudes de la Figura 21-2, diagrama de fuerzas mostrado en la Figura 22-2, fuerzas de apertura de la Figura 23-2, formulas y con conceptos. En base a los cuales se realizó dos mecanismos preliminares en el software AutoCAD, ya que este software nos permite analizar la disposición y magnitudes de las líneas que simulan a los eslabones del mecanismo, mismos que permitirán obtener movimientos hacia arriba y hacia bajo (90°) de forma consecutiva.

El mecanismo que se indica en la Figura 2-3, fue analizado considerando como punto pivot al punto (A), respecto al cual el eslabón (B), baja para accionar a la falange proximal y con un segundo movimiento el eslabón (DC), acciona a la falange media, el inconveniente de este mecanismo radica en que hay dificultad para realizar el movimiento final (tipo L) de la falange distal.

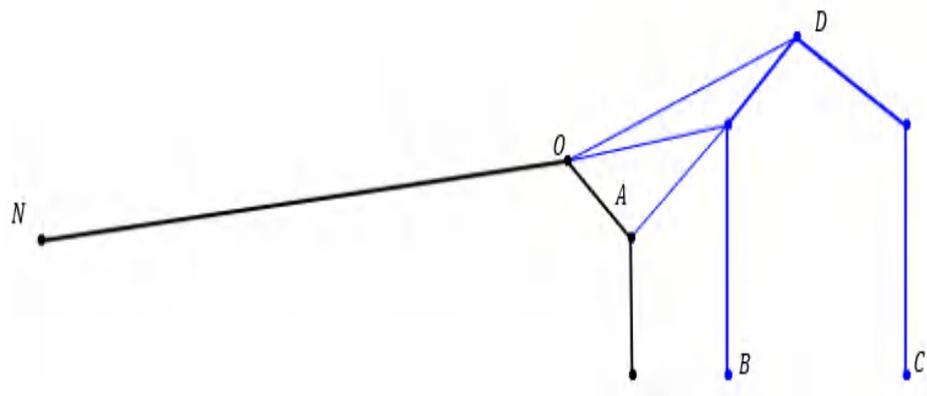


Figura 2-3: Mecanismo preliminar 1
Realizado por: Ramos, L.2021

En vista de que el modelo anterior analizado carece movimiento final para la falange distal, se implementó el mecanismo que se indica en la Figura 3-3, con la finalidad de solventar esta deficiencia, para esto se consideró como punto pivote (A), sobre cual el motor ejerce la fuerza en el eslabón (ON) y este al ser accionado empuja a los mecanismos (EG) y (EF) al mismo tiempo, el eslabón (EF), acciona al falange proximal y el eslabón (EG), hace pivote en el punto (w), accionando al eslabón (GH), el cual al hacer pivote en el punto (L), acciona al eslabón (HI), hacia abajo haciendo pivote en el punto (s), mientras es accionado el eslabón (HI), este continua subiendo y accionando a los eslabones (s, J, K)

Con este mecanismo se logró corregir el movimiento de la falange distal, pero el eslabón (EF), no describe el movimiento correcto hacia abajo para la falange proximal (90°).

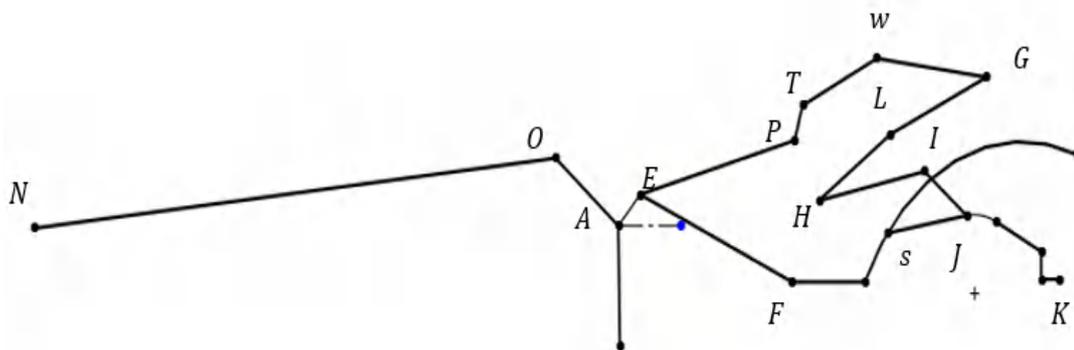


Figura 3-3: Mecanismo preliminar 2
Realizado por: Ramos, L.2021

De acuerdo con los análisis de los mecanismos anteriores se optó por cambiar las trayectorias lineales de los eslabones (EP) y (EF), por trayectorias circulares como se indica en la Figura 4-3, con las cuales se alcanzó los movimientos esperados y requeridos para la rehabilitación.

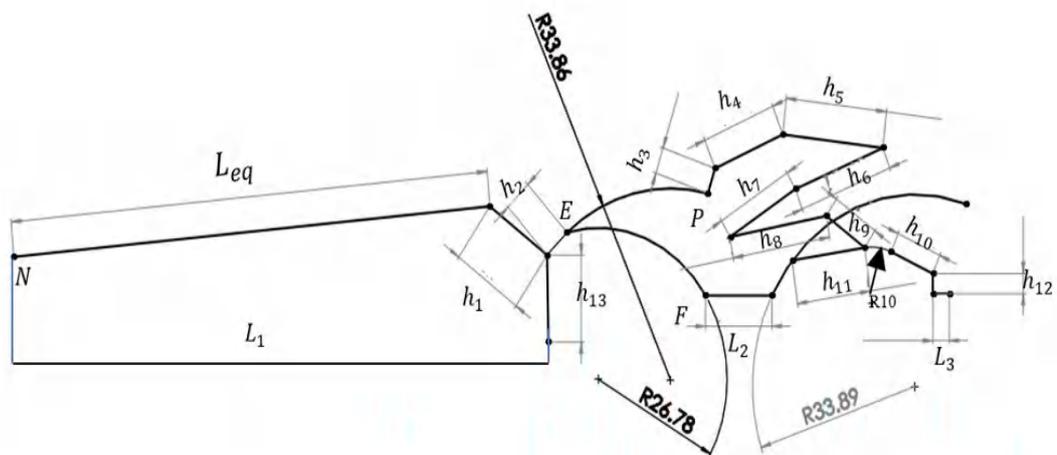


Figura 4-3: Parametrización de longitudes
Realizado por: Ramos, L.2021

De acuerdo al estudio de la fórmula (12) del capítulo dos, la variable $\dot{\varphi}$ depende en relación directa con la posición del motor por tanto esta variable es equivalente a la variable (θ_2) determinada en el mecanismo de la Figura 5-3 del presente estudio, en vista de esto la validación de este criterio fue realizada en software ADAMS.

$$\dot{\varphi} = \pi - \mu - \arccos\left(\frac{L_{14}^2 + L_1^2 - L_{eq}^2}{2L_{14}L_1}\right); \dot{\varphi} = \frac{L_{eq}L_{eq}}{L_{14}L_1 \sqrt{1 - \left(\frac{L_{14}^2 + L_1^2 - L_{eq}^2}{2L_{14}L_1}\right)}}$$

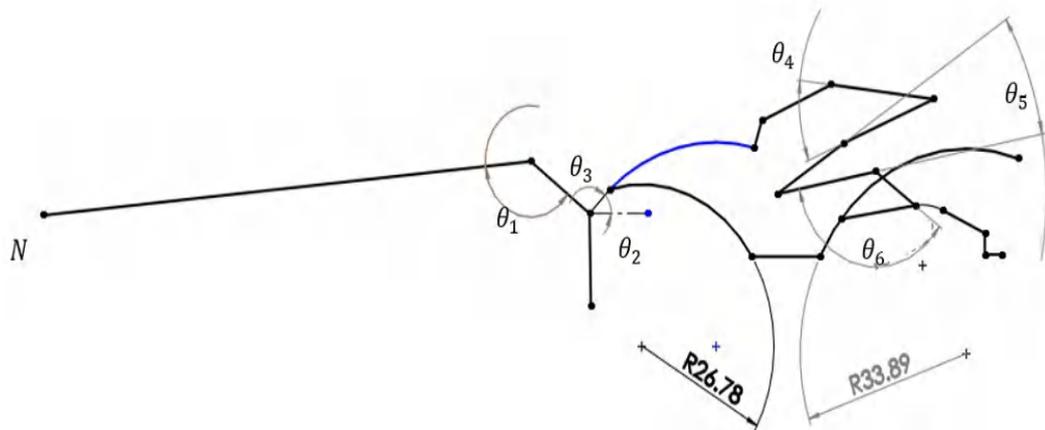


Figura 5-3: Parametrización de ángulos
Realizado por: Ramos, L.2021

➤ Modelo dinámico

En la Figura 6-3, se muestra el diagrama de todas las fuerzas que actúan en el dedo y estas a la vez se simplifican en una sola fuerza resultante (F_m), la cual se articula al motor.

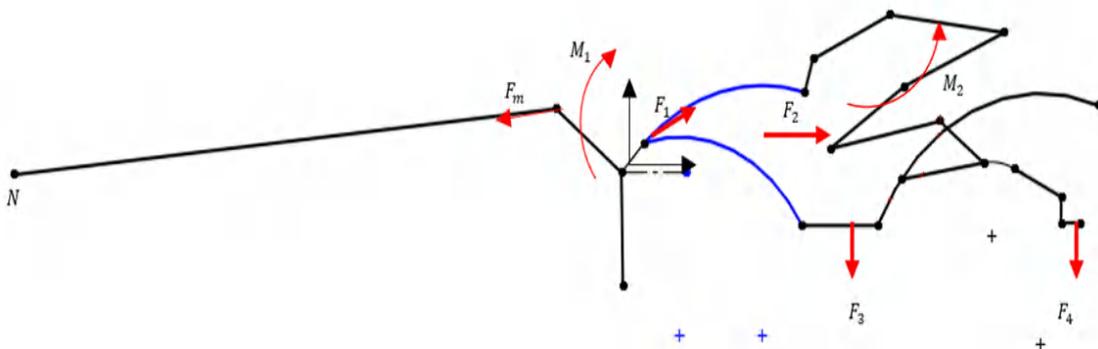


Figura 6-3: Diagramas de fuerzas del dedo en apertura
Realizado por: Ramos, L.2021

Para el proceso de cierre se consideró las fuerzas del dedo y motor, velocidades que cambian el sentido de apertura.

3.1.3. Digitalización del mecanismo

Una vez realizado el análisis del funcionamiento del mecanismo se procedió a la digitalización de cada elemento iniciándose con la base palmar como se indica en la Figura 7-3a, base corrediza medial, base corrediza proximal, pivotes, sujetador medial, los cuales se observan en la Figura 7-3b, estos fueron ensamblados respectivamente, hasta obtener el diseño final que se indica en la Figura 7-3c, haciendo uso del software SolidWorks.

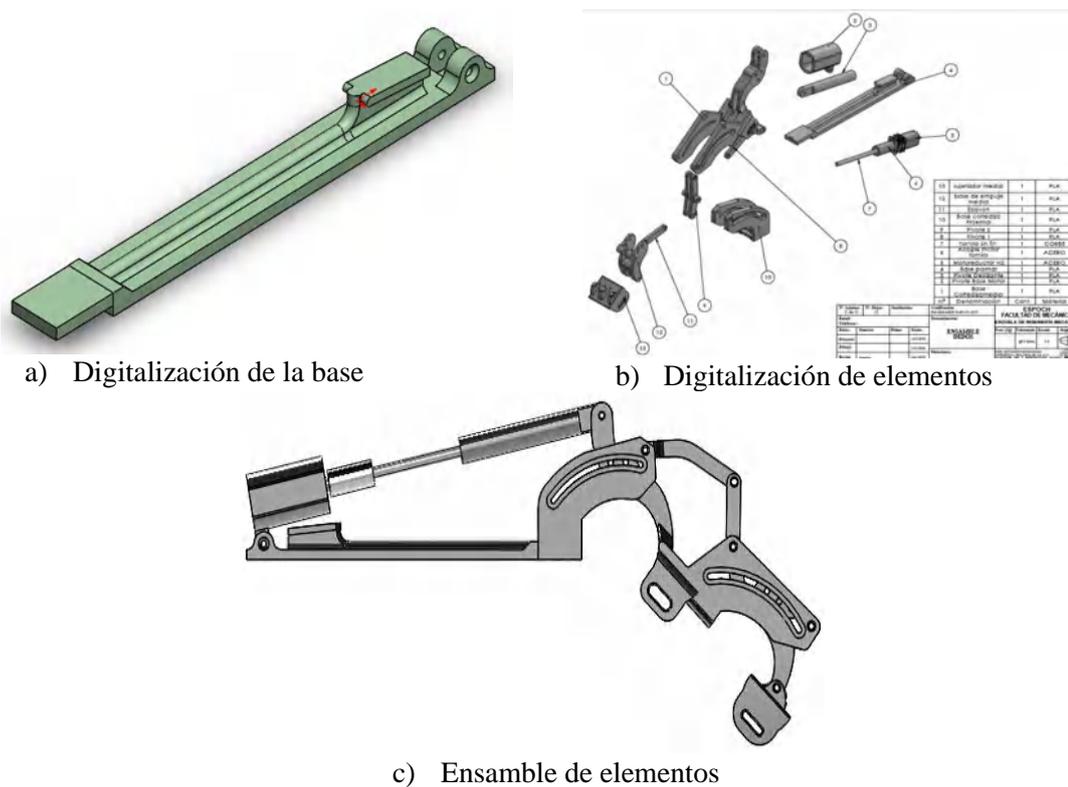


Figura 7-3: Digitalización del mecanismo rehabilitador
Realizado por: Ramos, L.2021

3.1.4. Validación del funcionamiento del mecanismo en el software ADAMS.

El modelo que se propone en el presente estudio tiene la finalidad de rehabilitar la mano realizando pequeños movimientos de abajo hacia arriba para estimular de esta manera los movimientos correspondientes al cierre de mano como también de mantener la mano en posición horizontal, por lo tanto, en base al análisis cinemático y dinámico analizado anteriormente se validó en el software ADAMS. En la Figura 8-3 se observa la fuerza aproximada necesaria para mantener la estabilidad del mecanismo la cual es de 12N.

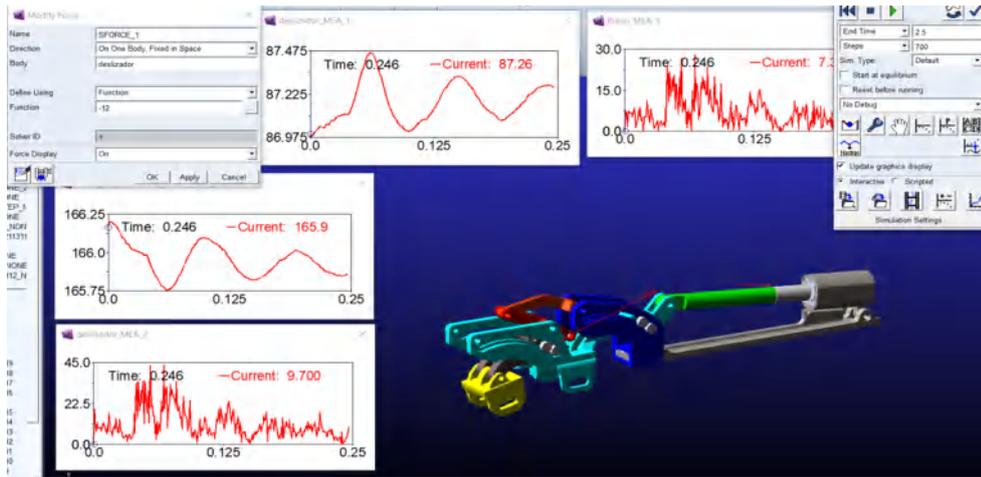


Figura 8-3: Fuerza aproximada necesaria
 Realizado por: Ramos, L.2021

La Figura 9-3 indica la gráfica del desplazamiento deslizador

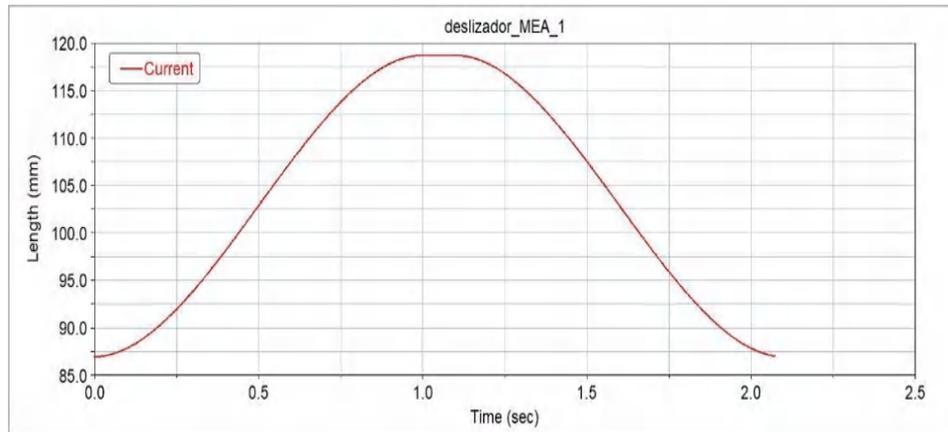


Figura 9-3: Desplazamiento deslizador
 Realizado por: Ramos, L.2021

La Figura 10-3, indica el desplazamiento del mecanismo gris que se observa en la Figura 4-3.

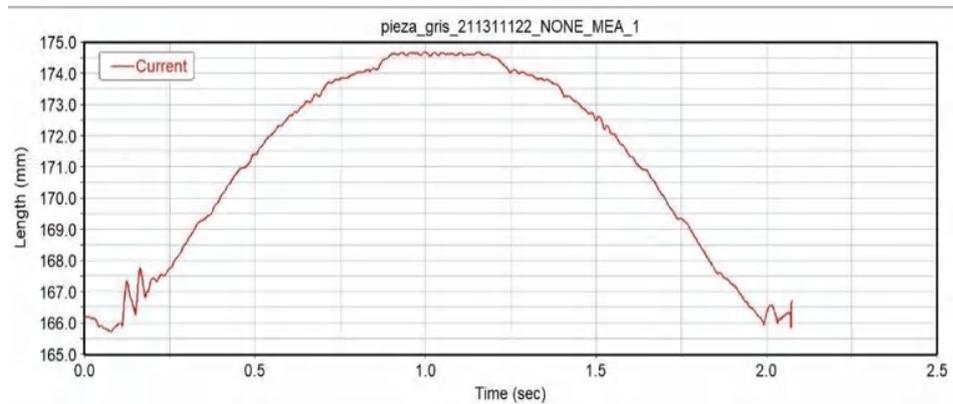


Figura 10-3: Desplazamiento pieza gris
 Realizado por: Ramos, L.2021

En la Figura 11-3 se observa la velocidad del deslizador

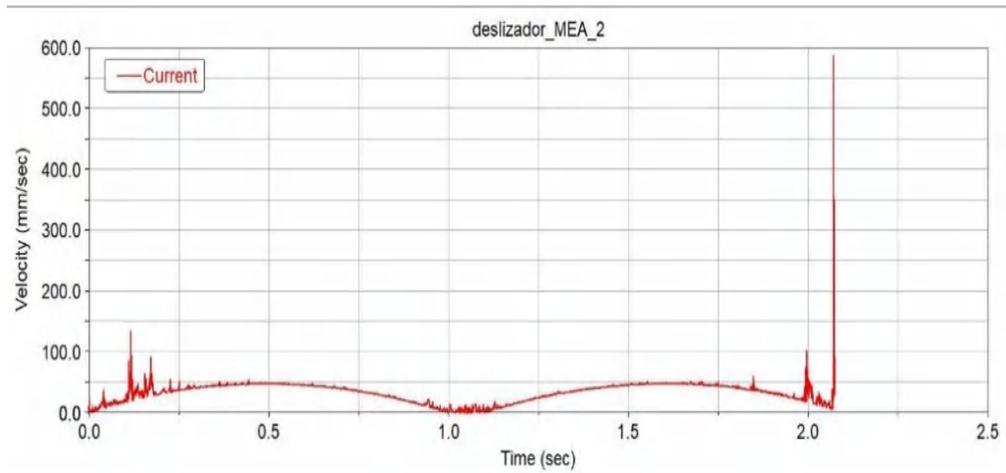


Figura 11-3: Velocidad del deslizador
Realizado por: Ramos, L.2021

La Figura 12-3, muestra la velocidad angular del brazo cuyo valor máximo es de 35°/s

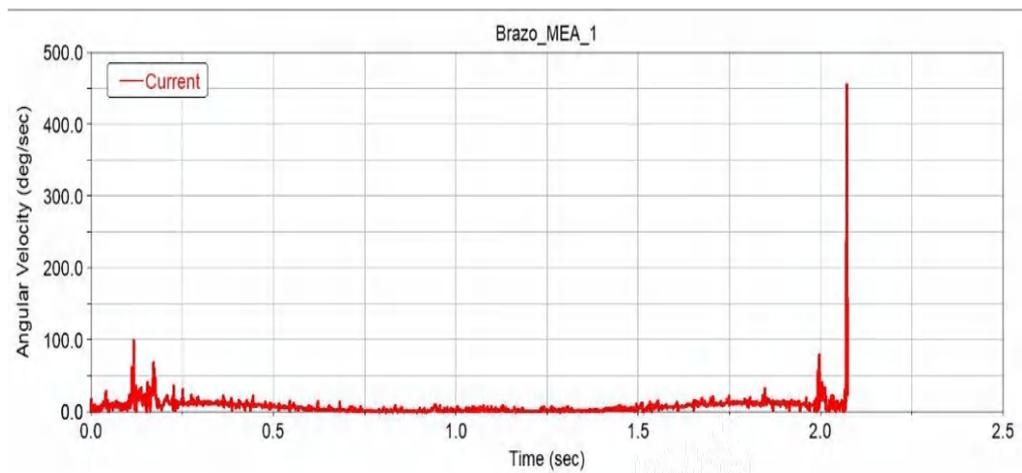


Figura 12-3: Velocidad angular del brazo
Realizado por: Ramos, L.2021

En base a la validación de los parámetros obtenidos en el software ADAMS se seleccionó el moto reductor metálico de 12v para cada dedo, como también se diseñó el circuito que se muestra en la Figura 13-3, mismo que permite realizar los movimientos de flexión y abducción ya que cada dedo recibe la señal para el movimiento ya sea hacia abajo o hacia arriba, los valores del voltaje son directamente proporcionales a la fuerza que se imprime para el movimiento.

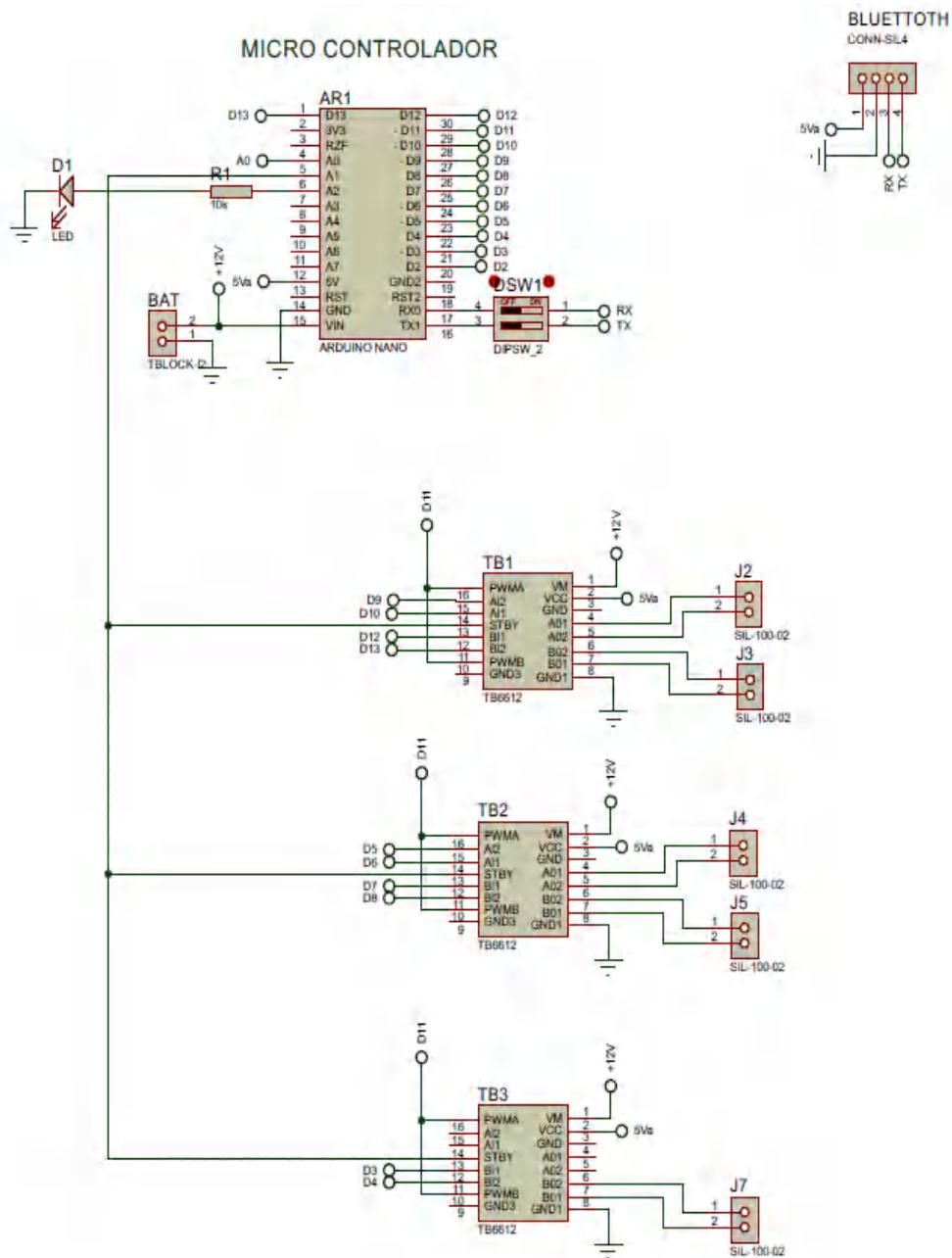


Figura 13-3: Circuito
Realizado por: Ramos, L.2021

El actuador del circuito mostrado en la Figura 13-3, fue programado con la codificación que se describe a continuación de este párrafo en base a parámetros de fuerza, velocidad, número de pulsos, lo cual permite obtener los tipos de movimientos mencionados anteriormente electrónicamente.

```
const int dirPin = 10;
```

```
const int stepPin = 11;
```

```

const int enPin=13;

const int steps = 100;

int stepDelay;

void setup() {

// Marcar los pines como salida

pinMode(dirPin, OUTPUT);

pinMode(stepPin, OUTPUT);

pinMode(enPin, OUTPUT);

digitalWrite(enPin, HIGH);

}

void loop() {

//Activar una direccion y fijar la velocidad con stepDelay

digitalWrite(enPin, LOW);

digitalWrite(dirPin, HIGH);

stepDelay = 850;

// Giramos 200 pulsos para hacer una vuelta completa

for (int x = 0; x < steps * 2; x++) {

digitalWrite(stepPin, HIGH);

delayMicroseconds(stepDelay);

```

```
digitalWrite(stepPin, LOW);

delayMicroseconds(stepDelay);

    }

digitalWrite(enPin, HIGH);

    delay(1000);

//Cambiamos la direccion y aumentamos la velocidad

digitalWrite(enPin, LOW);

digitalWrite(dirPin, LOW);

    stepDelay = 850;

// Giramos 400 pulsos para hacer dos vueltas completas

for (int x = 0; x < 400; x++) {

digitalWrite(stepPin, HIGH);

delayMicroseconds(stepDelay);

digitalWrite(stepPin, LOW);

delayMicroseconds(stepDelay);

    }

digitalWrite(enPin, HIGH);

    delay(1000);

}
```

➤ Interfaz de usuario con Android

La interfaz de usuario con Android se lleva a cabo mediante Bluetooth RC Controller el cual se indica en la Figura 14-3, la cual es una aplicación móvil universal para controlar sistemas programados en la plataforma Arduino esta plataforma está disponible en Play Store de Google la programación realizada en Arduino es de la siguiente manera: rutina secuencial de todos los dedos de izquierda a derecha dependiendo la opción de la mano y rutinas por dedos individuales esto tiene como objetivo devolver el movimiento de los dedos de forma progresiva a un bajo costo de adquisición ya que los usuarios pueden descargarse el archivo y montarlo. (PROMETEC, n.d.)



Figura 14-3: Bluetooth RC Controller
Realizado por: Ramos, L.2021

3.1.5. Modelar y seleccionar la estructura porta mecanismo.

Con las medidas referenciales de la mano digitalizada se digitalizaron los tres diseños que se indican en las Figura 15-3a, Figura 15-3b, Figura 15-3c respectivamente. En el diseño1 de la Figura 15-3a se digitalizó por separado las prótesis para brazo, donde se incorporó la caja porta circuito y los alojamientos para cada moto reductor, mientras que la otra prótesis corresponde al dorso en el cual se alojan los mecanismos para accionar los dedos, mediante cuerdas las cuales estarán sujetas a cada moto reductor, la sujeción de prótesis será mediante correas al brazo y palma de la mano.

El diseño dos presenta al igual que el caso anterior la prótesis del brazo separada de la prótesis del dorso, la diferencia respecto al diseño anterior radica en que cambia el mecanismo de accionamiento de los dedos, la caja porta circuito se sitúa sobre los alojamientos de cada moto reductor y estos a la vez están sobre la prótesis que se ancla al brazo, en este diseño se unen de manera directa cada mecanismo rehabilitador de dedos a cada moto reductor metálico.

El tercer diseño consta de un modelo de prótesis en material de cuero, mismo que se acopla a la palma de la mano, muñeca y brazo sujeta mediante correas, sobre esta se montan la caja porta circuito y los elementos del mecanismo rehabilitador individual para cada dedo mediante correas plegables, como se observa en la Figura 15-3c, además que cada mecanismo lleva incorporado cada moto reductor metálico.

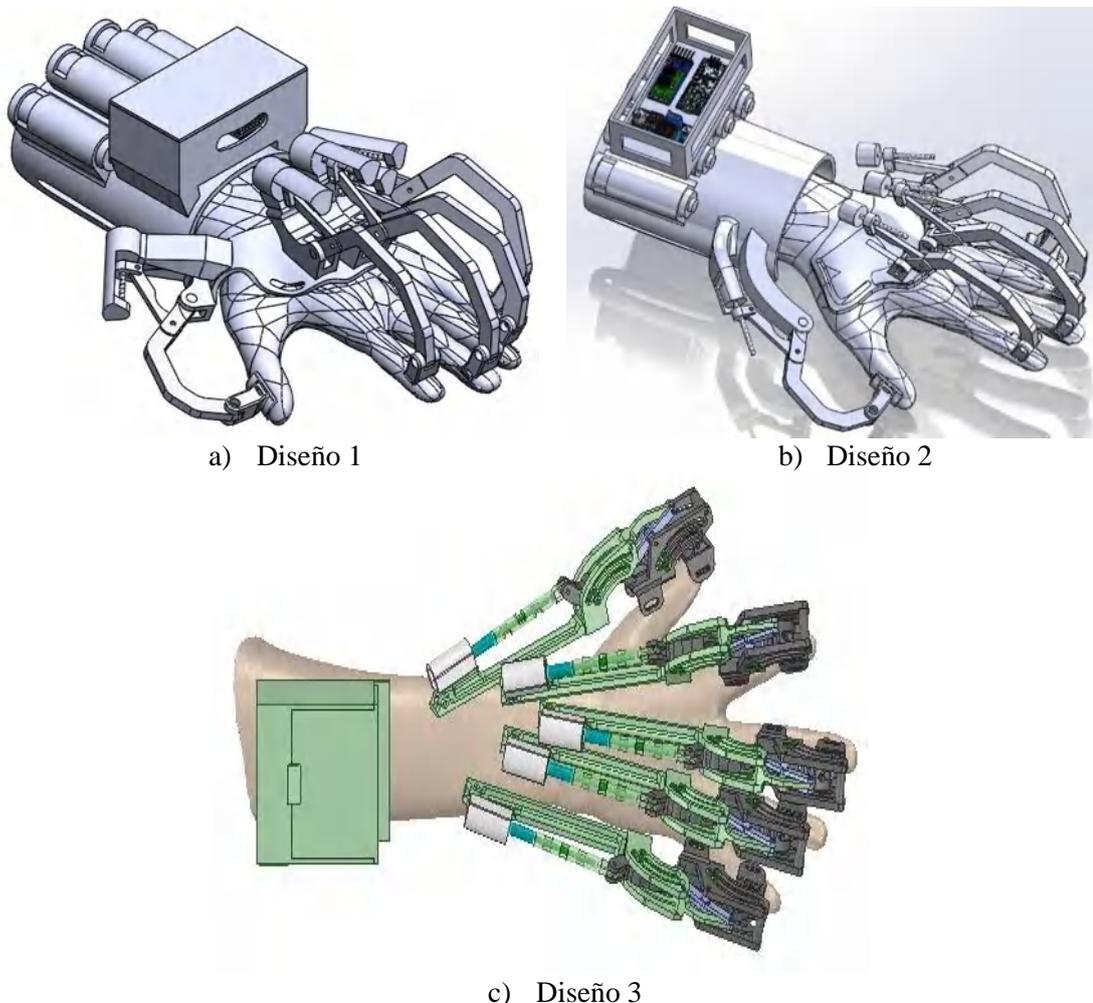


Figura 15-3: Digitalización del mecanismo
Realizado por: Ramos, L.2021

- Selección del diseño

En base a los diseños mostrados en la Figura 15-3, se procedió a analizar y seleccionar un diseño con los parámetros impuestos que se describen en la Tabla 2-3, de los cuales se consideró los más viables y económicos, para lo cual se asumió una valoración sobre 3, por cada parámetro como son cuatro parámetros la evaluación es sobre doce puntos siendo los más ventajosos sobre tres puntos, sobre dos puntos los regulares y sobre un punto los menos ventajosos.

Tabla 2-3: Parámetros impuestos

Número de diseño	Parámetros			
	Costes	Factibilidad de rehabilitación	Tipo de mecanismo rehabilitador	Peso
Diseño 1	Caro	Mínima	Simple	Alto
Diseño 2	Caro	Mínima	Simple	Alto
Diseño 3	Conveniente	Máxima	Complejo	Medio

Realizado por: Ramos, L.2021

Tabla 3-3: Valoración establecida

Número de diseño	Valoración máxima (3)	Valoración mínima (1)	Parámetros			Total	
			Costes	Factibilidad de rehabilitación	Tipo de mecanismo rehabilitador		
Diseño 1			1	1	1	1	4
Diseño 2			1	1	1	1	4
Diseño 3			3	3	3	2	11

Realizado por: Ramos, L.2021

Como se puede observar en el análisis realizado en la Tabla 3-3 el diseño tres es el que obtuvo mayor puntaje debido a que resulta manufacturarlo a un coste más bajo que los diseños 1 y 2, presenta mayor factibilidad de rehabilitación respecto a los demás ya que este se trata como un diseño universal rehabilitador es decir este funciona no solo para rehabilitar la mano izquierda como lo dos diseños anteriores ya que estos poseen mecanismo rehabilitadores fijos y son exclusivamente para la mano izquierda en cambio en el tercer diseño se puede intercambiar los mecanismos o simplemente acoplarlos a la mano derecha, en cuanto al peso el tercer diseño presenta un peso leve y más sencillo que los diseños 1 y 2.

3.1.6. Selección del material para la manufactura del mecanismo rehabilitador.

Una vez conocido los parámetros de funcionamiento el siguiente paso fue manufacturar el equipo por lo que se inició analizando los materiales descritos en el capítulo dos en base a los parámetros que se describen en la Tabla 4-3

Tabla 4-3: Parámetros de selección

Características	Materiales		
	ABS	PETG	PLA
Precio	20\$	25\$	20\$
Relación fuerza peso	31-80KN-m/kg	40KN-m/kg	40KN-m/kg
Facilidad de impresión	Media	Alta	Alta
Ecológico	0%	0%	100%

Realizado por: Ramos, L.2021

Considerando los materiales analizados en la Tabla 4-3 se impuso una valoración máxima sobre tres puntos al parámetro más factible, sobre dos puntos al parámetro promedio y sobre un punto al parámetro menos factible como se describe en la Tabla 5-3.

Aquí se puede observar que el material viable para la construcción del prototipo rehabilitador es la opción tres, en material PLA, mediante el proceso de impresión 3D ya que cumple con el más alto puntaje en relación a los demás materiales analizados.

Tabla 5-3: Valoración

Características	Máxima Valoración (3)	Mínima Valoración (1)	Materiales		
			ABS	PETG	PLA
Precio			3	1	3
Peso			2	2	3
Facilidad de impresión			1	3	3
Ecológico			2	2	3
Total			9	8	12

Realizado por: Ramos, L.2021

3.1.7. Análisis del mecanismo mediante software CAE.

Una vez seleccionado los materiales se realizó el análisis del mecanismo mediante elementos finitos (ANSYS) como se indica en la Figura 16-3, con la finalidad de evaluar la resistencia del material seleccionado.

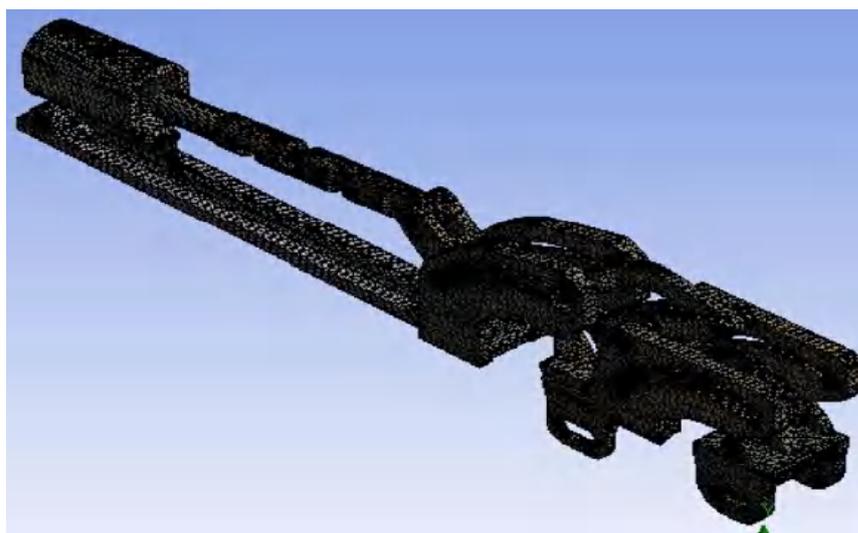


Figura 16-3: Mallado del elemento

Realizado por: Ramos, L.2021

3.1.8. *Manufactura del equipo de rehabilitación.*

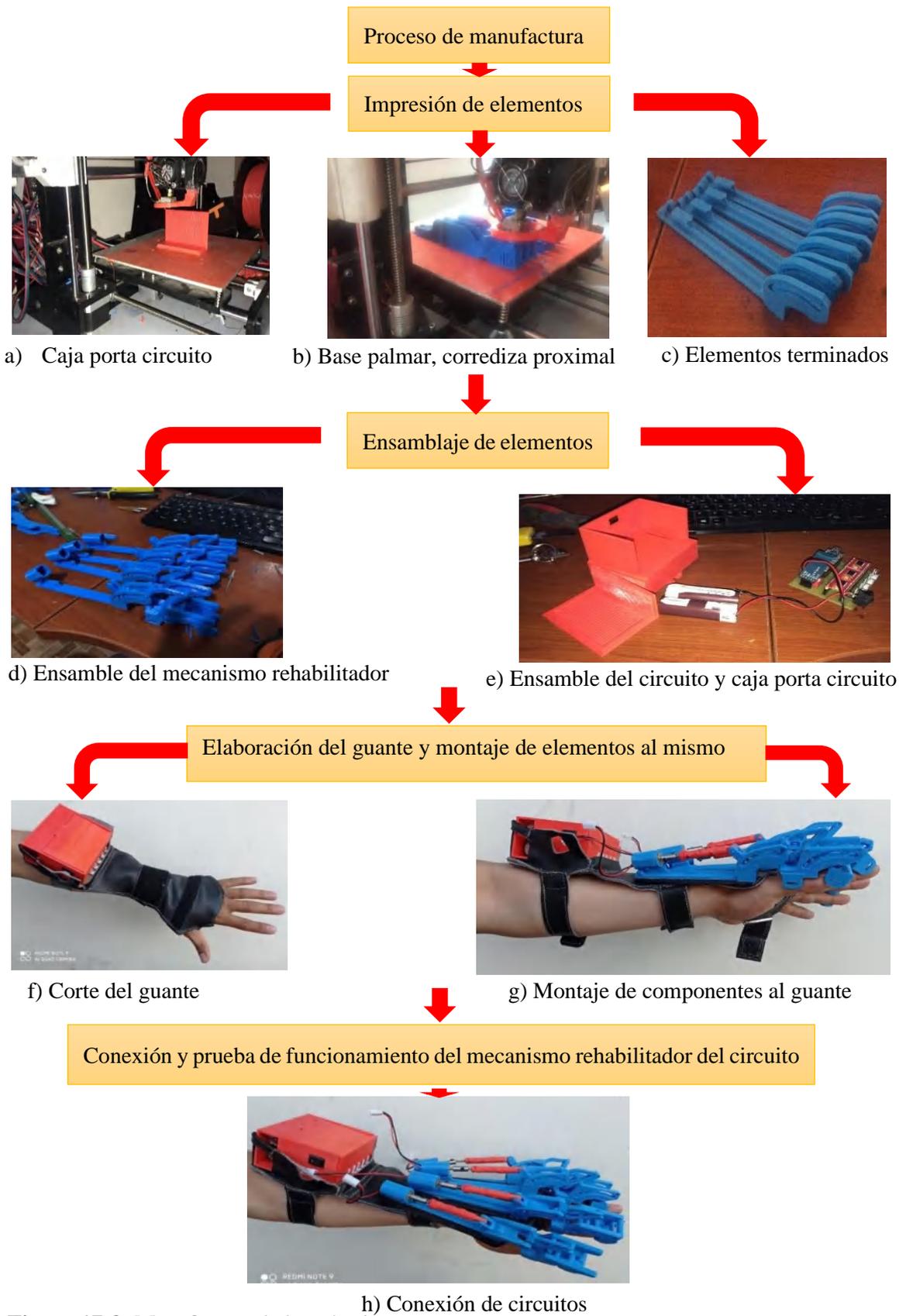


Figura 17-3: Manufactura de la prótesis
Realizado por: Ramos, L.2021

Una vez establecido los análisis del funcionamiento del prototipo y seleccionado el material PLA, se manufacturó mediante impresión 3D cada componente. Iniciándose por la caja porta circuito que se indica en la Figura 17-3a, seguido por: Base palmar, Base corrediza proximal, Base corrediza medial, Base de empuje medial, Sujetador medial. Estos elementos se indican en la Figura 17-3b, hasta obtener los elementos terminados que se indican en la Figura 17-3c, luego estos fueron ensamblados respectivamente como se aprecia en la Figura 17-3d, Figura 17-3e. Finalizada esta etapa fue manufacturado el guante que se observa en la Figura 17-3f, en el cual se incorporó las cintas velcro mediante costura, para que sobre se monten los componentes de la prótesis rehabilitadora junto con los cables de alimentación, que se indica en la Figura 17-3g. Por último, se conectaron los circuitos y se realizó las pruebas respectivas de funcionamiento como se observa en la Figura 17-3h.

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Resultados de los análisis en ANSYS.

En la Figura 1-4 se indica los resultados obtenidos de la deformación total, aquí se observa que esta se produce en zona de unión de tornillo sin fin y el acople principal del mecanismo.

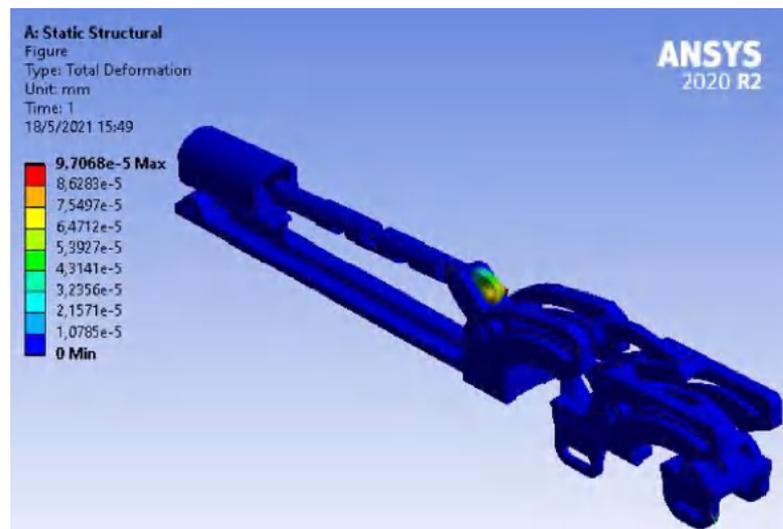


Figura 1-4: Deformación total
Realizado por: Ramos, L.2021

En la Figura 2-4 se indica los resultados obtenidos del equivalente de Von Mises.

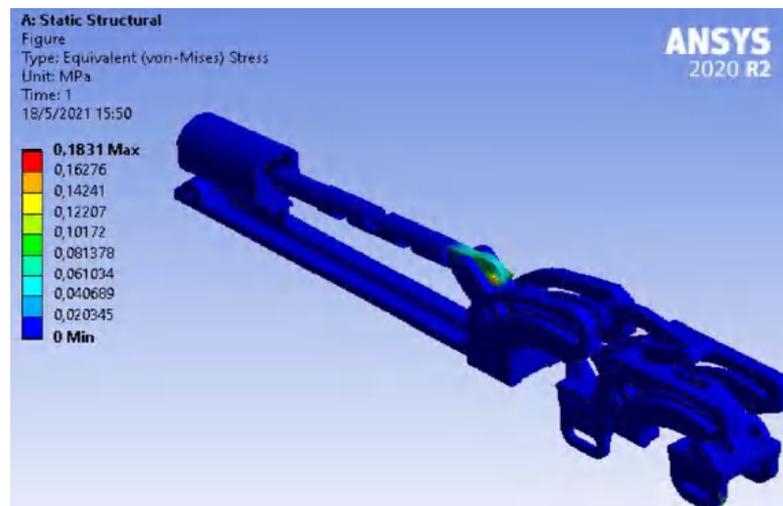


Figura 2-4: Equivalente de Von Mises
Realizado por: Ramos, L.2021

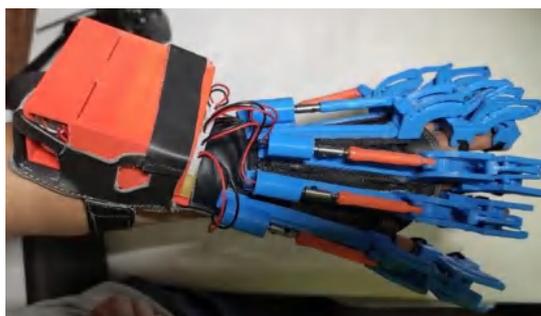
En la Figura 3-4 se indica los resultados correspondientes al factor de seguridad



Figura 3-4: Factor de seguridad
Realizado por: Ramos, L.2021

4.1.1. Resultados de manufactura.

Finalizado el proceso de manufactura se obtuvo como resultado final la prótesis rehabilitadora que se muestra en la Figura 4-4a, donde se observa los mecanismos rehabilitadores, las conexiones y la caja porta circuito, en la Figura 4-4b se observa el detalle de la correa de sujeción a la muñeca además de los tornillos sin fin y el detalle de las articulaciones del mecanismo rehabilitador, en la Figura 4-4c, se muestra los detalles de todas las correas de sujeción correspondientes a la palma de la mano, muñeca y brazo, como también los pasadores de sujeción a las falanges de los dedos,



a) detalle superior



b) Detalle lateral



c) Detalle inferior

Figura 4-4: Prótesis rehabilitadora
Realizado por: Ramos, L.2021

➤ Pruebas de movimiento

Una vez finalizada la etapa de ensamble del modelo rehabilitador se procedió a realizar las pruebas respectivas con una persona elegida al azar, por tanto, se procedió a colocar la prótesis en la mano y una vez realizado esto se procedió a accionar el mecanismo y a rehabilitar dedo por dedo, en las pruebas realizadas se constató que los movimientos rehabilitadores desarrollan los movimientos de flexión y extensión de los dedos como se aprecia en la Figura 5-4 y describiendo los ángulos que se detallan en la Tabla 1-4.



Figura 5-4: Pruebas de funcionamiento
Realizado por: Ramos, L.2021

Tabla 1-4: Resultados de las pruebas de movimiento

	Número de prueba	Ángulo falange principal	
automática	1	entre 30 y 35°	
	2	entre 30 y 35°	
	3	entre 30 y 35°	
	4	entre 30 y 35°	
	5	entre 30 y 35°	
	6	entre 30 y 35°	
manual	1	mayor a 35°	
	2	mayor a 35°	
	3	mayor a 35°	
	4	mayor a 35°	
	5	mayor a 35°	
	6	mayor a 35°	

Realizado por: Ramos, L.2021

4.2. Discusión

A partir del tipo de movimiento natural que describen los dedos, se determinó el mecanismo adecuado que simule dicho movimiento, ya que mediante esto se consideró los parámetros respectivos para realizar la programación y de esta forma rehabilitar cada dedo.

La parte electrónica fue manufacturada mediante componentes disponibles en el mercado nacional como el cuero en color negro y de buena calidad, liviano y se ajusta de manera fácil al brazo, dorso y palma de la mano mediante correas, la programación para describir los movimientos fue desarrollado en Arduino nano, que es de un software de acceso libre lo cual permite modificar la secuencia de los movimientos para la rehabilitación en base a reprogramación, los elementos del mecanismo rehabilitador fueron digitalizados e impresos en material PLA y luego ensamblados uno a uno, finalizando con el montaje del circuito en la caja de control.

Las pruebas de rehabilitación fueron desarrolladas con éxito, el prototipo rehabilitador se desempeñó de la forma esperada.

CAPÍTULO V

5. PROPUESTA

5.1. Análisis de costes

Para el presente trabajo el análisis de costes se realizó considerando los aspectos de costes de materia prima y los costes por mano de obra, como se describe a continuación:

- Costes por materia prima

En la Tabla 1-5, se detallan los precios de los materiales nacionales.

Tabla 1-5: Costes de materiales nacionales

Elemento	Material	Cantidad	Coste unitario (\$)	Coste unitario total (\$)
Dedos	PLA	5	5	25
Acoples	PLA	5	8	40
Motor	-	5	19	95
Tornillos	Metálico	5	5	25
Arduino nano	-	1	9	9
Bluetooth	-	1	6	6
Placa PCB	-	1	80	80
Coste total				280

Realizado por: Ramos, L.2021

- Costes por mano de obra

La mano de obra fue realizada empleando un técnico tapicero para el corte del guante, dos impresoras 3D, programación del circuito y montaje del mismo, la mano de obra generalmente en el Ecuador es remunerada de acuerdo al nivel de dificultad como se detalla en la Tabla 2-5.

Tabla 2-5: Costes por mano de obra

Mano de obra	Precio unitario (\$)
Diseño del prototipo	150
Programación	160
Corte guante	30
Corte correas	10
Montaje final	15
Costo total (\$)	365

Realizado por: Ramos, L.2021

En la Tabla 3-5 se detalla el coste de manufactura total del prototipo rehabilitador, se consideró un coste de imprevistos de 50 dólares americanos, ya que mediante el proceso de manufactura fue necesario volver a imprimir en 3D, una nueva caja porta circuito por que la anterior resulto pequeña y no cabía la placa que se indica en el anexo 3, se consideró el valor vigente de importe al IVA el cual es del 12% al valor total de los sub costes.

Tabla 3-5: Análisis de costes de manufactura

Subtotal	Costes totales (\$)
Costes de materiales nacionales	280
Costes por mano de obra	365
Imprevistos	50
Subtotal Costes	695
IVA 12 %	83.400
Importe IVA	83.400
TOTAL, USD	778.400

Realizado por: Ramos, L.2021

En la Tabla 3-5 se detallaron los costes totales de manufactura por lo que se propone lanzar al público el producto a un precio de venta de 778.400\$, este es un precio cómodo ya que está al alcance de las posibilidades adquisitivas de cualquier persona.

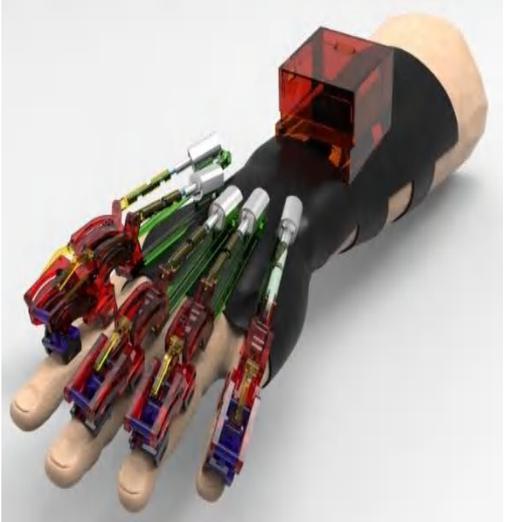
Considerando las pruebas realizadas en el capítulo anterior, se propone realizar la siguiente secuencia de tratamiento de rehabilitación:

Cinco movimientos de flexión y extensión para cada uno de los dedos, seguido de cinco movimientos de flexión y extensión de la mano completa ya que se trata de un software amigable debido a que reprogramar la secuencia de movimientos de acuerdo a la evolución que el paciente presente en el proceso de rehabilitación.

Los mecanismos rehabilitadores pueden ser retirados de la base ya que son cintas adhesivas VELCRO, esto permite retirarlos y pegarlos variando la posición (cerca o lejos), para rehabilitar y recuperar los movimientos de desviación radial (izquierda), desviación ulnar (derecha), extensión (flexión dorsal), flexión (flexión palmar).

Para un mejor desempeño en el uso del mecanismo rehabilitador, se propone la guía de usuario que se indica en la Tabla 4-5, misma que describe las características, los accesorios, las especificaciones y la guía para dar inicio al tratamiento de rehabilitación. Como también el manual de mantenimiento que se muestra en la misma tabla.

Tabla 4-5: Manual de usuario

MANUAL DE USUARIO PRÓTESIS REHABILITADORA	
<p>La prótesis rehabilitadora está constituida de materiales livianos y resistentes</p> <p>Diseñada y fabricada en Ecuador</p> <p>Garantía de 2 años.</p> <p>El prototipo rehabilitador imita el movimiento biomecánico natural de los dedos hacia arriba y hacia debajo de todos los dedos al mismo tiempo como también uno por uno.</p> <p>El software de programación es amigable por lo que se puede configurar la velocidad de movimiento.</p>	
<p>Accesorios:</p> <p>Caja porta circuito</p> <p>Correas de seguridad</p> <p>Mecanismos rehabilitadores</p>	<p>Especificaciones:</p> <p>Dos pilas doble AA recargables de 1.5votios cada una</p> <p>Peso total: 1.283lb</p> <p>Software amigable que permite variar la rutina de programación</p>
	

PARA INICIAR:

Descargar de Google play store la aplicación bluetooth Rc controller

Colocar el prototipo en el brazo y mano que se va a rehabilitar

Encender el switch de la prótesis

Vincular el dispositivo al teléfono celular (Ver figura a)

En la aplicación descargada ingresar a ajustes y buscar el dispositivo HC-05(Ver figura b)

Seleccionar el dispositivo y presionar sobre el icono (Ver figura c)

En la parte superior derecha se puede seleccionar la duración de la rutina, si se desea una terapia total continua o dedo por dedo

Si se desea rehabilitar solo un dedo se debe desconectar los sockets de los demás.

El indicador de luz verde indica que está conectado entre el prototipo y la aplicación (Ver figura d)



Realizado por: Ramos, L.2021

Tabla 5-5: Manual de mantenimiento

Tipo de mantenimiento	Actividad	Lapso de tiempo
Mantenimiento preventivo (Revisar componentes)	Articulación de eslabones	Cada sesión
	Baterías	Cada sesión
	Acoples de los tornillos a los motores	Cada seis meses
	Caja porta circuito	Cada sesión
	Conexiones y cableado	Cada sesión
	Guante de cuero	Cada sesión
Mantenimiento correctivo (Sustituir componentes)	Baterías	Cada tres años
	Conexiones y cableado	Cada tres años
	Moto reductores	Cada cinco años

Realizado por: Ramos, L.2021

Para el uso correcto del prototipo rehabilitador se recomienda lo siguiente:

- Después de una sesión de movimientos cambiar la posición de los actuadores para rehabilitar el resto de músculos.
- Mantener la velocidad constante de rehabilitación para cada dedo
- Mantener los dedos diez segundos en posición extendida o flexionada con la finalidad de rehabilitar los músculos para los agarres de fuerza

- Si se deseara diseñar una prótesis rehabilitadora en un material diferente al cuero considerar el diseño para el dedo pulgar ya que la posición del dedo derecho es diferente al dedo izquierdo por lo que, si se tratase de una prótesis sólida se tendría que diseñar dos prótesis para cada mano lo que incurre en costes de manufactura.

CONCLUSIONES

- Se diseñó y construyó un prototipo rehabilitador de manos funcional para personas con discapacidad motriz en sus dedos, cuya interfaz de usuario es sencilla y adaptable al tratamiento a realizar.
- Se analizó los métodos de rehabilitación activa y pasiva para la movilidad de los dedos de la mano, y se concluyó que el proceso de rehabilitación activa es el más adecuado para rehabilitar los dedos de la mano y que el progreso del paciente sea más rápido.
- En base a artículos científicos se analizó el diseño cinemático, dinámico y de resistencia mecánica, basados en modelos matemáticos o software CAD y CAE, obteniendo un mecanismo con los suficientes grados de libertad, que permite asistir la apertura y cierre de los dedos de la mano.
- Se seleccionó el material PLA mediante una evaluación comparativa utilizando índices de ponderación de tres materiales de impresión 3D, el ABS, PLA. PETG; se seleccionó el proceso de manufactura aditiva debido a su bajo costo; los actuadores se seleccionaron en base al análisis realizado mediante la digitalización en SolidWorks de los tres diseños propuestos evaluando la disponibilidad de espacio, estética y tipo de acople de la prótesis a la mano.
- Se realizaron las pruebas de funcionamiento del equipo, en base a las cuales se verificó que la carrera proporcionada es suficiente para que se realice correctamente los movimientos de flexión y extensión de cada uno de los dedos de la mano, y que el torque proporcionado por los moto reductores (4kg/cm) es el adecuado para mover el mecanismo y los dedos del paciente.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda hacer un estudio mediante el cual se pueda determinar en qué porcentaje es más eficiente la rehabilitación activa realizada con el prototipo vs la terapia pasiva utilizada comúnmente, o a su vez analizar si una debe ir acompañada de la otra.
- Analizar mediante software CAE la influencia de la malla de impresión 3D en la resistencia del equipo manufacturado.
- Es recomendable en un futuro realizar un análisis de alternativas de materiales de bajo costo que puedan ser utilizados para la fabricación de rehabilitadores.
- Realizar un análisis en el que se pueda determinar si la interfaz de usuario utilizada en las pruebas es la más sencilla y adecuada para las personas de edad avanzada.

BIBLIOGRAFÍA

- Arana, D. A. (2017). Desarrollo de las habilidades motrices de las personas con discapacidad intelectual a través del proceso cognitivo. 11.
- Arias, L. (08 de 03 de 2012). *Biomecanica y patrones funcionales de la mano* . Obtenido de <http://www.bdigital.unal.edu.co/32030/1/31373-113677-1-PB.pdf>
- Aribau, E. (18 de 06 de 2019). *Optometría Comportamental - Terapia Visual - Lateralidad Cruzada*. Obtenido de <http://www.elisaribau.com/motricidad-fina-actividades-ejercicios/autostudio>. (s.f.). *autostudio*. Obtenido de www.autostudio.com.ec
- Bernal, 2. (08 de 09 de 2017). Obtenido de <https://bernal27.blogspot.com/2017/09/dedos-de-las-manos-tabla-e-historias.html>
- Camargo Casallas, L. E., Camargo Casallas, E., & Villamil Matallana, J. (2017). Diseño de dispositivo de apoyo en terapias de rehabilitacion a nivel distal de los dedos de las manos . 8.
- Center, Q. H. (s.f.). *Quito Hand Center* . Obtenido de <https://ccq.ec/quito-hand-center-2/>
- Cisnal, A., Moreno, V., Pérez-Turiel, J., Alonso, R., & Fraile-Marinero, J. y. (2019). Estrategia para el control háptico, basado en electromiografía, de un exoesqueleto de mano para neurorehabilitación. *11º Simposio CEA de Bioingeniería, Valencia, 18 y 19 de Julio de 2019*, 15.
- Descubrearduino. (s.f.). Obtenido de <https://descubrearduino.com/materiales-de-impresion-en-3d/>
- health, N. i. (2004). Ergonomia facil. *Una guia para la seleccion de herramientas de mano* , 20.
- HealthFlex. (s.f.). *HealthFlex*. Obtenido de <http://www.elisaribau.com/motricidad-fina-actividades-ejercicios/>
- Hoppenfiel, S. (1976). *Exploracion fisica de columna vertebral y extremidades* . Mexico: Ciudad de Mexico .
- idea.com, M. b. (23 de 11 de 2020). *Muy buena idea* . Obtenido de <https://muybuenaidea.com/blog/deberia-saber-bolas-antiestres-publicitarias/>
- Imagexia. (29 de 06 de 2014). *Imagexia*. Obtenido de <https://www.imagexia.com/musculos/>
- M.J.Alter. (2004). *Los estiramientos* . Paidotribo.
- Medina, V. d. (09 de 01 de 2020). *Acido Polilactico*. Obtenido de Acido Polilactico: <http://www.eis.uva.es/~biopolimeros/alberto/index.htm>
- MODULE, H.-0. B. (s.f.). USER"S MANUAL HC-05 BLUEOOTH MODULE. 16.
- Monar Naranjo, M. B. (2015). *Diseño y construccion de una protesis bionica de mano de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligentes y control mioelectrico adaptada para varios patrones de suejecion* . Latacunga .
- Nano, A. (s.f.). User Manua Nano, Arduino. 5.

Noelia, B. (s.f.). *Motricidad y movimiento*. Obtenido de <https://sites.google.com/site/noelianona2011/motricidad-y-movimiento>

Nordin, M., & V., F. (2004). *Biomecanica basica del sistema musculoesqueletico*. Aravaca Madrid : Mc GRAW HiLL.

Oropesa driguez, Y., & Ortiz Prado A, M. A. (2019). Modelo CAD de mano humana de 28 grados de libertad para el estudio cinematico . *Tema A3 Mecanica Teorica* , 9.

Oropeza Rodriguez, Y., Ortiz Prado, A., L., M. A., & Gonzalez Carbonell, R. (2019). *Modelo CAD de mano humana de 28 grados de libertad para el estudio cinemático*. Mexico.

Printalot. (27 de 02 de 2017). *Insumos para imprsion 3D*. Obtenido de www.printalot.com.ar

Project, O. H. (s.f.). *Open Hand Project*. Obtenido de <http://www.openhandproject.org/downloads.php>

PROMETEC. (s.f.). *PROMETEC*. Obtenido de www.prometec.net

Quinayas, C. (20 de 11 de 2020). *Diseño y construccion de una protesis robotica de mano funcional adaptada a varios agarres*. Obtenido de <http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/Tesis%20Quinay%E1s.pdf>

Rehab-robotics.com. (s.f.). *Rehab-robotics.com*. Obtenido de [http://www.rehab-robotics.com/\(2018\)](http://www.rehab-robotics.com/(2018))

Rubio, N. M. (s.f.). *Psicologia y Mente*. Obtenido de <https://psicologiaymente.com/salud/tipos-de-motricidad>

SOLUTEL. (s.f.). *Cinta VELCRO*. Obtenido de www.solutel.com.ec

Spanish. (s.f.). *wood ward*. Obtenido de www.spanish.cl

Steren. (2020). *Steren.com.mx*. Obtenido de www.steren

Taboadela, C. (2007). *Goniometria: una herramienta para la evaluacion de las incapacidades laborales*. Buenos Aires : Buenos Aires asociart: ART.

Tecnologia. (s.f.). Obtenido de <https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/abs.html>

Telegrafo, E. (s.f.). *El Telegrafo*. Obtenido de <https://www.eltelegrafo.com.ec/noticias/sociedad/6/plan-estatal-atiende-a-grupo-con-discapacidad>

TRD. (10 de 02 de 2019). *Materiales disponibles en impresion 3D*. Obtenido de <https://www.trdimension.com/blog/materiales-impresion-3d>

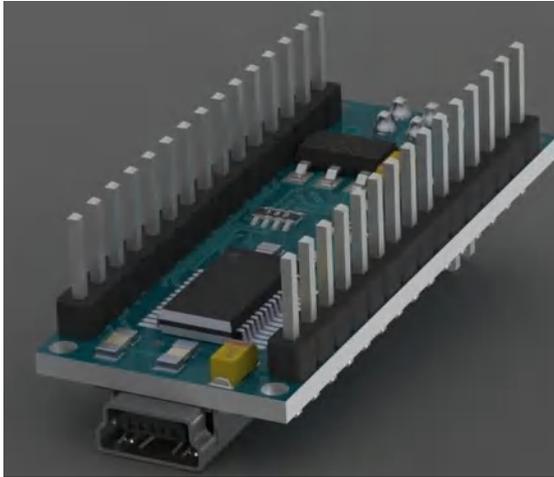
Tubiana, R., Thomine, M., & Mackin, E. (1998). *Examination of the hand and wrist*. United Kingdom: CRC Press.

Tyromotion. (s.f.). *Tyromotion*. Obtenido de [https://tyromotion.com/en/products/amadeo%20\(2010\)](https://tyromotion.com/en/products/amadeo%20(2010))

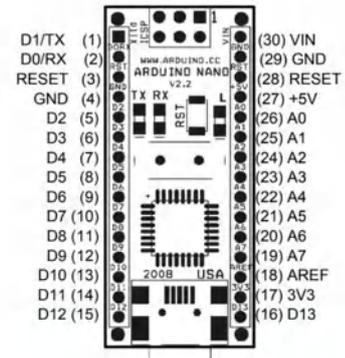
vivir, P. N. (2013-2017). Plan Nacional del buen vivir.

ANEXOS

ANEXO A. Arduino nano 290313



Arduino Nano Pin Layout



Pin No.	Name	Type	Description
1-2, 5-16	D0-D13	I/O	Digital input/output port 0 to 13
3, 28	RESET	Input	Reset (active low)
4, 29	GND	PWR	Supply ground
17	3V3	Output	+3.3V output (from FTDI)
18	AREF	Input	ADC reference
19-26	A7-A0	Input	Analog input channel 0 to 7
27	+5V	Output or Input	+5V output (from on-board regulator) or +5V (input from external power supply)
30	VIN	PWR	Supply voltage

Fuente: Autor, (Nano)

ANEXO B. Batería

-SAMSUNG SDI Confidential Proprietary -



Spec. No.	ICR18650-26F	Version No.	1.0
-----------	--------------	-------------	-----

1. Scope

This product specification has been prepared to specify the rechargeable lithium-ion cell ('cell') to be supplied to the customer by Samsung SDI Co., Ltd.

2. Description and Model

2.1 Description	Cell (lithium-ion rechargeable cell)
2.2 Model	ICR18650-26F

3. Nominal Specifications

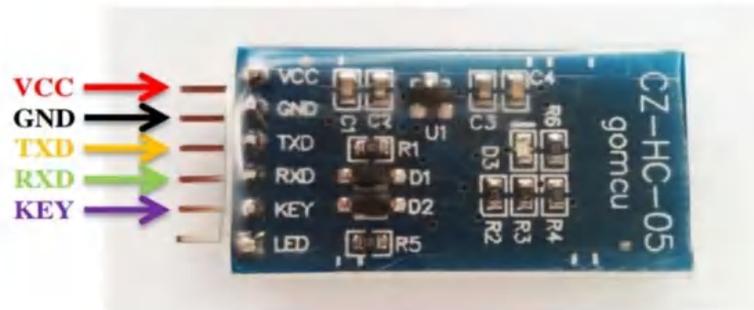
Item	Specification
3.1 Nominal Capacity	2600mAh (0.2C, 2.75V discharge)
3.2 Charging Voltage	4.2 ± 0.05 V
3.3 Nominal Voltage	3.7V
3.4 Charging Method	CC-CV (constant voltage with limited current)
3.5 Charging Current	Standard charge: 1300mA Rapid charge : 2600mA
3.6 Charging Time	Standard charge : 3hours Rapid charge : 2.5hours
3.7 Max. Charge Current	2600mA
3.8 Max. Discharge Current	5200mA
3.9 Discharge Cut-off Voltage	2.75V
3.10 Cell Weight	47.0g max
3.11 Cell Dimension	Diameter(max.) : Φ 18.40 mm Height(max.) : 65.00 mm
3.12 Operating Temperature	Charge: 0 to 45℃ Discharge: -20 to 60℃
3.13 Storage Temperature	1 year: -20~25℃ (1*) 3 months: -20~45℃ (1*) 1 month: -20~60℃ (1*)

Note (1): If the cell is kept as ex-factory status (50% of charge),
the capacity recovery rate is more than 80%.

Fuente: (SDI)

ANEXO C. Módulo de Bluetooth HC -05

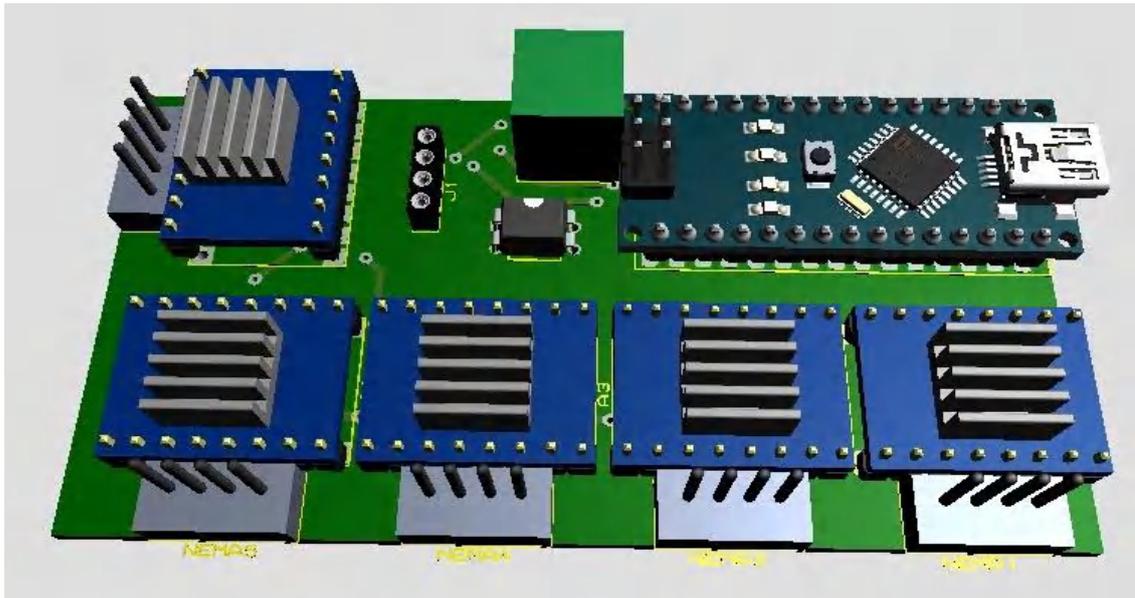
2. Pin Definition



Pin	Description	Function
VCC	+5V	Connect to +5V
GND	Ground	Connect to Ground
TXD	UART_TXD, Bluetooth serial signal sending PIN	Connect with the MCU's (Microcontroller and etc) RXD PIN.
RXD	UART_RXD, Bluetooth serial signal receiving PIN	Connect with the MCU's (Microcontroller and etc) TXD PIN.
KEY	Mode switch input	If it is input low level or connect to the air, the module is at paired or communication mode. If it's input high level, the module will enter to AT mode.

Fuente: (MODULE)

ANEXO D. Placa



Realizado por: Ramos, L.2021

ANEXO E. Tornillo sin fin



Realizado por: Ramos, L.2021



A4988

DMOS Microstepping Driver with Translator And Overcurrent Protection

Features and Benefits

- Low $R_{DS(ON)}$ outputs
- Automatic current decay mode detection/selection
- Mixed and Slow current decay modes
- Synchronous rectification for low power dissipation
- Internal UVLO
- Crossover-current protection
- 3.3 and 5 V compatible logic supply
- Thermal shutdown circuitry
- Short-to-ground protection
- Shorted load protection
- Five selectable step modes: full, $1/2$, $1/4$, $1/8$, and $1/16$

Package:

28-contact QFN
with exposed thermal pad
5 mm × 5 mm × 0.90 mm
(ET package)



Description

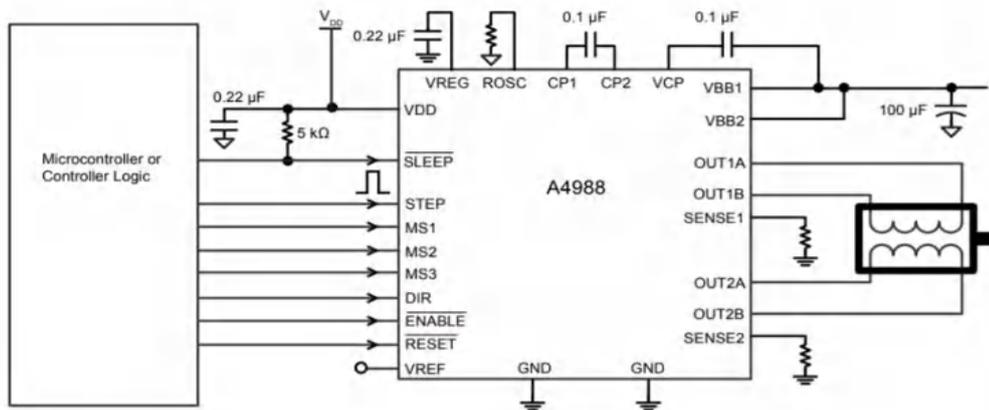
The A4988 is a complete microstepping motor driver with built-in translator for easy operation. It is designed to operate bipolar stepper motors in full-, half-, quarter-, eighth-, and sixteenth-step modes, with an output drive capacity of up to 35 V and ± 2 A. The A4988 includes a fixed off-time current regulator which has the ability to operate in Slow or Mixed decay modes.

The translator is the key to the easy implementation of the A4988. Simply inputting one pulse on the STEP input drives the motor one microstep. There are no phase sequence tables, high frequency control lines, or complex interfaces to program. The A4988 interface is an ideal fit for applications where a complex microprocessor is unavailable or is overburdened.

During stepping operation, the chopping control in the A4988 automatically selects the current decay mode, Slow or Mixed. In Mixed decay mode, the device is set initially to a fast decay for a proportion of the fixed off-time, then to a slow decay for the remainder of the off-time. Mixed decay current control results in reduced audible motor noise, increased step accuracy, and reduced power dissipation.

Continued on the next page...

Typical Application Diagram



4988-DS, Rev. 5

Fuente: (Allegro MicroSystems)

ANEXO G. Encuesta para la validación del prototipo

Esta encuesta se realizó con una persona profesional tecnóloga en fisioterapia.

Nombre: Karla Patricia Lara Avalos Tecnóloga en rehabilitación física	CI: 0604459701	INSTITUCION DE TRABAJO: SEVEN WOLVES	Dirección: Francisco Hall y Miguel Letamendi Riobamba – Ecuador
--	--------------------------	--	---

¿Considera que el equipo realiza un movimiento adecuado para la rehabilitación de los dedos de la mano?

SI NO

¿Cree que el equipo tiene un peso adecuado?

SI NO

¿Considera que la fuerza aplicada en la apertura y cierre de la mano es adecuada?

SI NO

¿Considera que el equipo de rehabilitación es ergonómico?

SI NO

¿Considera que el equipo es completamente funcional?

SI NO

¿Considera que el equipo cumple con los requerimientos para ser utilizado en terapias de rehabilitación activa de manos?

SI NO

¿Considera que el equipo de rehabilitación es seguro?

SI NO

¿Cree que el equipo es de fácil utilización?

SI NO

Observaciones:

El prototipo fue probado para la rehabilitación de un post quirúrgico de síndrome de túnel carpiano, cabe recalcar que luego de la intervención quirúrgica se debe empezar a mover los dedos poco a poco hasta recuperar la movilidad.

“El prototipo permite realizar los movimientos leves que son muy importantes luego de dicha cirugía, como también es de mucha ayuda en la recuperación, porque para tratar este tipo de patologías manualmente es muy complicado ya que no se puede medir el umbral del dolor del paciente, en cambio el prototipo ya tiene un tiempo límite calculado para este tipo de dolencia.

Me ha gustado colaborar con este tipo de proyectos, porque sin duda alguna como mi consulta se caracteriza siempre por mostrar al público cosas totalmente fuera de lo común, por tanto, esto es una alternativa para muchas de las patologías que se nos presenta en consulta y no sabemos cómo actuar” Expreso la fisioterapeuta



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

**DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS DEL APRENDIZAJE
UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS Y ANÁLISIS BIBLIOGRÁFICO Y DOCUMENTAL**

REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 31 / 08 / 2021

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: <i>Luis Hamilthon Ramos Córdova</i>
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
<i>Instituto de Posgrado y Educación Continua</i>
Título a optar: <i>Magíster en Diseño Mecánico</i>
f. Analista de Biblioteca responsable: <i>Lic. Luis Caminos Vargas Mgs.</i>



0091-DBRAI-UPT-IPEC-2021