



UNIVERSIDAD RICARDO PALMA

FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

Diseño de dispositivo wearable exoglove para rehabilitación de mano aplicada a discapacitados con parálisis temporal usando protocolo de movilización mediante actuación por TSA

TESIS

Para optar el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR

Cornejo Orosco, Miguel Alonso
ORCID: 0000-0002-2090-1522

ASESOR

Sotelo Valer, Freedy
ORCID: 0000-0003-3079-2857

Lima – Perú

2023

Metadatos Complementarios

Datos del autor

Cornejo Orosco, Miguel Alonso

DNI: 72794081

Datos de asesor

Sotelo Valer, Freedy

DNI: 25804755

Datos del jurado

JURADO 1

Lopez Cordova, Jorge Luis

DNI: 09638009

ORCID: 0000-0002-3817-6859

JURADO 2

Rivas León, Javier Hipólito

DNI: 10250991

ORCID: 0000-0002-8365-4346

JURADO 3

Alata Rey, Josué Eliezer

DNI: 15429348

ORCID: 0000-0003-1531-8516

JURADO 4

Huarcaya Gonzales, Edwin

DNI: 43490981

ORCID: 0000-0002-0445-9025

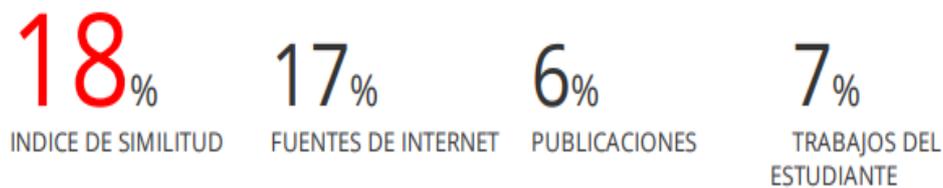
Datos de la investigación

Campo del conocimiento OCDE: 2.11.02

Código del Programa: 712046

DISEÑO DE DISPOSITIVO WEARABLE EXOGLOVE PARA REHABILITACIÓN DE MANO APLICADA A DISCAPACITADOS CON PARÁLISIS TEMPORAL USANDO PROTOCOLO DE MOVILIZACIÓN MEDIANTE ACTUACIÓN POR TSA

INFORME DE ORIGINALIDAD



FUENTES PRIMARIAS

1	hdl.handle.net Fuente de Internet	3%
2	repositorio.urp.edu.pe Fuente de Internet	3%
3	Submitted to Universidad Ricardo Palma Trabajo del estudiante	1%
4	cdn.www.gob.pe Fuente de Internet	1%
5	repositorio.ucv.edu.pe Fuente de Internet	<1%
6	uvadoc.uva.es Fuente de Internet	<1%
7	Submitted to CONACYT Trabajo del estudiante	<1%
8	idoc.pub Fuente de Internet	<1%

DEDICATORIA

Dedico esta tesis a mi familia que me apoyaron a lo largo de mi vida académica para conseguir el título y con todos los años que pase con los estudios universitarios para llegar a este momento de mi vida profesional.

Miguel Alonso Cornejo Orosco

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Marianella Zeña Sencio, al Dr. Ing. Sotelo Valer Freedy. Gracias por la asesoría con los conocimientos necesarios para desarrollar la presente investigación y a mi familia por su apoyo en tiempos difíciles.

Miguel Alonso Cornejo Orosco

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	xi
ABSTRACT.....	xii
INTRODUCCION	1
CAPITULO I: PLANTEAMIENTO Y DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA	3
1.1. Descripción de la problemática.....	3
1.2. Formulación y delimitación del problema	5
1.2.1. <i>Problema general</i>	5
1.2.2. <i>Problemas específicos</i>	5
1.3. Objetivos	5
1.3.1. <i>Objetivo General</i>	5
1.3.2. <i>Objetivos Específicos</i>	5
1.4. Importancia y justificación del estudio	6
1.4.1. <i>Importancia</i>	6
1.4.2. <i>Justificación del estudio</i>	6
1.5. Limitaciones del estudio	6
CAPITULO II: MARCO TEÓRICO	7
2.1. Antecedentes	7
2.1.1. <i>Antecedentes internacionales</i>	7
2.1.2. <i>Antecedentes Nacionales</i>	9
2.2. Estructura teórica y científica que sustenta el estudio	10
2.2.1. <i>Discapacidad</i>	10
2.2.2. <i>Parálisis</i>	11
2.2.2.1. <i>Clasificación de las parálisis.</i>	14
2.2.3. <i>Mano</i>	15
2.2.3.1. <i>Estructura de la mano.</i>	15
2.2.3.2. <i>Músculos participantes en la mano.</i>	16
2.2.3.3. <i>Nervios participantes de la mano.</i>	16
2.2.3.4. <i>Estructura ósea.</i>	16
2.2.3.5. <i>Movimiento de la mano.</i>	17
2.2.3.6. <i>Movimiento de los Dedos.</i>	18
2.2.4. <i>Rehabilitación</i>	21
2.2.4.1. <i>Rehabilitación de mano.</i>	21

2.2.5. <i>Wearable robot</i>	23
2.2.6. <i>Órtesis</i>	24
2.2.7. <i>Exo-Glove</i>	26
2.2.8. <i>Mecanismo infractuados</i>	27
2.2.9. <i>Impresión 3D</i>	31
2.2.9.1 <i>Impresora 3D</i>	32
2.2.10. <i>Arduino</i>	33
2.2.11. <i>Sensores y Transductores</i>	34
2.2.12. <i>Instrumentos de análisis</i>	35
CAPITULO III: DESARROLLO DE LA ORTESIS	37
3.1. Requerimientos del paciente y la ortesis	37
3.1.1. <i>Requerimiento del paciente</i>	37
3.1.2. <i>Requerimientos del exoglove</i>	37
3.2. Desarrollo mecánico:	39
3.2.1. <i>Configuración del exoglove</i>	39
3.2.1.1. <i>Diseño del guante</i>	39
3.2.1.2. <i>Selección de materiales</i>	57
3.3. Desarrollo electrónico	61
3.3.1. <i>Sistema de control</i>	62
3.3.2. <i>Sistema de alimentación</i>	67
3.4. Desarrollo del software	72
3.5. Diseño Final	74
CAPITULO IV: RESULTADOS	75
4.1. Análisis de parámetros	75
CONCLUSIONES	86
RECOMENDACIONES	87
REFERENCIAS	89
ANEXOS	95
Anexo A: Afecciones que afectan la función motora de población discapacitada en el Perú del 2000 al 2020	95
Anexo B: Artículo 25 de la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad	96
Anexo C: Inventario de actividad de brazos y manos de Chedoke (CAHAI)	97
Anexo D: Ficha instructivo de la evaluación sensorial de Nottingham	99

Anexo E: Código simplificado del Exoglove	101
Anexo F: Diagrama de flujo del Programa.	105

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Tipos de deficiencias en la población inscrita en RNPCD-CONADIS	
Noviembre 2020.	4
Tabla 2 Principales diagnósticos de la población inscrita en RNPCD-CONADIS	
Noviembre 2020.	4
Tabla 3 Ángulo de torsión de las falanges.	19
Tabla 4 Ángulo de torsión de las falanges del pulgar.	19
Tabla 5 Diferencias entre ABS y PLA.	32
Tabla 6 Resultados de entrevista a profesionales de fisioterapia.	38
Tabla 7 Dimensiones de una mano.	41
Tabla 8 Tallas de anillos en milímetros.	42
Tabla 9 Datos de materiales de los cables.	59
Tabla 10 Datos Técnicos de los Motores.	64
Tabla 11 Comparación de microcontroladores.	64
Tabla 12 Datos Técnicos del Arduino Mega 2560.	65
Tabla 13 Comparación de Drivers.	66
Tabla 14 Comparación de Drivers.	68
Tabla 15 FDS del anillo de ABS.	77
Tabla 16 FDS del anillo de ABS.	77
Tabla 17 Resultados de pruebas de torsión del eje.	79
Tabla 18 Resultados de pruebas de torsión del eje.	79
Tabla 19 Peso de las partes del guante.	81
Tabla 20 Peso de las partes del mecanismo infractuado.	82
Tabla 21 Entradas y salidas del control del diseño.	83
Tabla 22 Precio y peso de las piezas del diseño final.	84
Tabla 23 Comparación de características del diseño final.	85

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Informe de CONADIS de discapacitados según la edad 2021.....	3
Figura 2 Taponamiento de vaso sanguíneo por coágulo y consecuencias.....	11
Figura 3 Niveles de lesión medular por traumatismo	12
Figura 4 Efectos musculares del polio	12
Figura 5 Efectos de ELA	13
Figura 6 Daños causados por el síndrome de Guillain-Barré	13
Figura 7 Descripción del Botulismo	14
Figura 8 Persona Afectada por una Monoplejía	15
Figura 9 Musculatura de la Mano	16
Figura 10 Esquema esquelético de la mano	17
Figura 11 Rotación de la Mano.....	18
Figura 12 Movimientos de la Mano.....	18
Figura 13 Posiciones del pulgar.....	19
Figura 14 Taxonomía de Cutkosky.....	20
Figura 15 Dispositivo wearable Mowoot.....	23
Figura 16 Clasificación de wearable de mano según la estructura	24
Figura 17 Férula distal RF Ortho	25
Figura 18 Ortesis dinámica de miembro superior.....	25
Figura 19 Exoesqueleto híbrido de miembro superior.....	27
Figura 20 Estructura del Exo glove Poly	28
Figura 21 Exoglove diferencial de cuatro salidas	29
Figura 22 Guante de asistencia SPAR	30
Figura 23 Guante híbrido neumático-tendón.....	31
Figura 24 Exoesqueleto blando Tenoexo.....	31
Figura 25 Elementos de la impresora 3D.....	33
Figura 26 Modelos de Placas Arduino.....	34
Figura 27 Proceso de operación de un transductor fotoeléctrico.....	34
Figura 28 Área de trabajo de SolidWorks	36
Figura 29 Área de trabajo de Proteus.....	36
Figura 30 Medidas de la mano.....	40
Figura 31 Clasificación de las lesiones de la mano según zonas.....	44
Figura 32 Funcionamiento del Twisted string actuator	44

Figura 33 Fuerza tangencial en el TSA	45
Figura 34 geometría de un cable durante su retorcimiento.....	46
Figura 35 Alteración del radio de un cable durante su retorcimiento.....	48
Figura 36 Disposición de anclajes	50
Figura 37 Mecanismo infractuado del exoglove.....	50
Figura 38 Ejes del mecanismo infractuado.....	51
Figura 39 Ejes del mecanismo infractuado.....	52
Figura 40 Engrane del mecanismo infractuado	52
Figura 41 Trinquete del mecanismo infractuado	53
Figura 42 Partes diseñadas del guante	53
Figura 43 Anclaje de la falange proximal del guante	54
Figura 44 Análisis de la deformación en el anclaje.....	54
Figura 45 Pieza de Conexión del guante	55
Figura 46 Análisis de fuerza de la pieza de Conexión.....	55
Figura 47 Dedal del guante.....	56
Figura 48 Análisis de fuerza del dedal.....	56
Figura 49 Pieza de la palma de la mano	57
Figura 50 Férula inmovilizadora del pulgar	57
Figura 51 Comparación de propiedades del nylon	61
Figura 52 Configuración del sistema electrónico del exoglove.....	62
Figura 53 Control del dispositivo exoglove.....	62
Figura 54 Descripción del L298N	66
Figura 55 Funcionamiento del sensor Flex.....	67
Figura 56 Configuración del sistema de alimentación del exoglove	67
Figura 57 Configuración del sistema de alimentación del exoglove	68
Figura 58 Modelos de circuito regulador.....	69
Figura 59 Circuitos integrados de la Serie 78.....	69
Figura 60 Circuitos integrados TIP127.....	70
Figura 61 Diodos de protección contra cortocircuito	70
Figura 62 Esquema del circuito	71
Figura 63 Código base del programa.....	72
Figura 64 Esquema del código simplificado.....	73
Figura 65 Descripción gráfica del diseño	74
Figura 66 Diseño final del exoglove.....	75

Figura 67 Análisis de fuerza en el cable de Nylon.	76
Figura 68 Análisis de fuerza del anillo	76
Figura 69 Análisis de fuerza del dedal.....	78
Figura 70 Análisis del marco de PLA del mecanismo infractuado	78
Figura 71 Análisis del trinquete del mecanismo infractuado.	80
Figura 72 Análisis del acople rápido del mecanismo infractuado.	81

RESUMEN

La presente tesis titulada “Diseño de dispositivo wearable exoglove para rehabilitación de mano aplicada a discapacitados con parálisis temporal usando protocolo de movilización mediante actuación por TSA”, Permitirá satisfacer la necesidad crítica de asistencia manual en terapia mediante actuadores eléctricos para personas con discapacidad neuromuscular del miembro superior, presentan dificultades para realizar actividades diarias ya que pierden capacidades motoras de sus manos. Este documento presenta un dispositivo wearable de estructura mecánica suave impresa en 3D usando software de diseño CAD, Basándome en las dimensiones promedio y cinemática de la mano humana para un exoesqueleto de mano, que consta de un sistema TSA (Twisted String Actuator) que servirá de forma práctica para mantener la mano en una postura estática con los dedos estirados y desplazarla a una postura de agarre dando la posibilidad de realizar distintos ejercicios de rehabilitación beneficiando el proceso de terapia.

La investigación se basó en los conceptos de rehabilitación médica, fisiológica de la mano y ortesis médicas para configurar la estructura del prototipo inicial en conjunto con componentes electrónicos, utilizando motores eléctricos de 0.2 N.m para mover la mano. Como resultado de la investigación, se obtuvo un diseño práctico con un peso ligero y un rango amplio de movimiento para el usuario, la estructura mezcló elementos rígidos y suaves. El equipo se configuró para que fuera operable por un tercero para facilitar la terapia en etapas tempranas, mejorando el tono muscular y reactivando los nervios en la mano.

Como conclusión de la tesis, el diseño del dispositivo con piezas impresas en 3D genera un gasto menor a los 900 soles, es reajutable al tamaño de la mano, posibilitando una mayor gama de pacientes. Lo que conlleva a un incremento de casos tratados y un menor esfuerzo de los terapeutas de nuestro sistema médico.

Palabras clave: rehabilitación, mano, Impresión 3D, parálisis temporal, Soft wearable robot, TSA.

ABSTRACT

This research entitled “Design of an assistance device wearable exoglove for hand rehabilitation applied to disabled people with temporary paralysis using a mobilization protocol through actuation by TSA”, Allowing satisfies the critical need of manual assistance in therapy through electric actuators for people with neuromuscular disabled of the superior member that present difficulties to doing daily activities as they lost motor skills in their hands. This document presents a portable device with a soft mechanical structure printed in 3D using CAD design software, based on the average dimensions of the human hand and kinematic for a hand exoskeleton, which consists of a TSA (Twisted String Actuator) system that serves as a practical way to maintain the hand in a static posture with the fingers stretched and move it to a grip position giving the possibility of performing different rehabilitation exercises benefiting the therapy process.

The research was based on the concepts of medical rehabilitation, physiology of the hand and medical orthoses to set the structure of the initial prototype in conjunction with electronic components, using electric motors of 0.2 N.m to move the hand. As a result of the investigation, a practical design with a light weight and a wide range of movement for the user was obtained, the structure mixed rigid and soft elements. The equipment was designed to be operable for third-party devices to facilitate early-stage therapy, improving muscle tone and reactivating nerves in the hand.

As a conclusion of the thesis, the design of the device with 3D printed parts generates an expense of less than 900 Peruvian New Suns, it is re-adjustable to the size of the hand, allowing a greater range of patients. Which leads to an increase in treated cases and less effort from the therapists of our medical system.

Keywords: rehabilitation, hand, 3D print, temporary paralysis, Soft wearable robot, TSA.

INTRODUCCION

Las manos son una de las estructuras más complejas del cuerpo que nos permiten interactuar con el medio ambiente y ejecutar las actividades de la vida diaria como comer, bañarse y vestirse, sin embargo, en personas que han sufrido de enfermedades neurológicas y musculoesqueléticas como artritis, parálisis cerebral, enfermedad de Parkinson o accidente cerebrovasculares ven disminuida o inhabilitada su función motora. Según the World Stroke Organization, Una de cada seis personas sufrirá un accidente cerebrovascular en su vida. Los efectos incluyen paresia, patrones de contracción muscular involuntaria y alteración de los movimientos de la mano.

El número de personas con discapacidad de la mano está en constante crecimiento, debido al aumento de la población mayor y a los accidentes cerebrovasculares. Como resultado, no siempre es posible proporcionar a cada paciente un terapeuta dedicado. El enfoque más común de tratamiento es la inmovilización pero esto genera bloqueos (obstrucción de los músculos) en la mano durante la restauración de los tendones por lo que se utilizan en su lugar rehabilitación a través de la fisioterapia mediante movimientos activos repetitivos para forzar la reactivación del músculo en periodos de 20 minutos por paciente siendo este un proceso monótono para los terapeutas que puede automatizarse manteniendo la eficacia en los tratamientos mediante un enfoque mecatrónico reduciendo la carga laboral.

Debido a ello es que la presente investigación se enfoca en el diseño de un dispositivo wearable exoglove operable por el terapeuta que brinde asistencia para agarrar y manipular objetos en la terapia, para tal fin se utiliza una estructura mecánica semi impresa en 3D destinado a ejercicios de rehabilitación intensos, accionando los dedos de los pacientes. El diseño se conforma por un sistema de actuadores que involucra aspectos como la fisiología de elementos musculotendinosos, mecánica, electrónica y control de ortesis accionando los dedos para su flexión y extensión habilitando el agarre y manipulación de objetos variados. La investigación seguirá la siguiente estructura:

En el Capítulo I se describe el problema, exponiendo las condiciones necesarias para la creación del dispositivo de asistencia, además de presentar el objetivo general y los específicos, las justificaciones y limitaciones de este proyecto. Capítulo II se mostrará el marco teórico, investigaciones nacionales e internacionales que servirán como base teórica de esta tesis. Además de describir diversas tecnologías y software que se usarán en el desarrollo del proyecto. Capítulo III: se apreciará el diseño de la estructura del

wearable pieza por pieza con la finalidad de demostrar su funcionalidad y a que cargas se verán sometidas para ser apoyo en la rehabilitación, demostrando con qué elementos debería hacerse y las consideraciones que se necesitan para usarlo en el paciente. En el Capítulo IV, se describen los resultados obtenidos de toda la investigación sobre el exoglove diseñado. Finalmente se darán las conclusiones, recomendaciones, bibliografías, apéndices y anexos necesarios para el diseño del Exoglove.

CAPITULO I: PLANTEAMIENTO Y DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA

En este primer capítulo se dará una definición básica de la problemática de esta investigación junto a los planteamientos de los problemas generales y específicos en conjunto a sus respectivos objetivos, limitaciones, importancia y justificaciones.

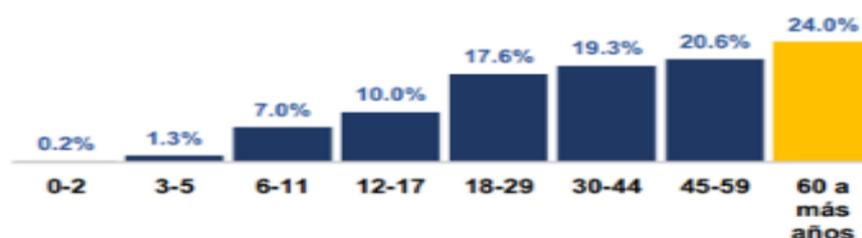
1.1. Descripción de la problemática

Más de mil millones de habitantes experimentan discapacidad, aproximadamente el 15% de la población mundial experimenten alguna forma de discapacidad en su vida que limitan su actividad y esta tendencia va en aumento por el envejecimiento de la población. En caso de incapacidad temporal motora se requiere de rehabilitación dinámica, difícil de realizar tanto para pacientes como terapeutas por el continuo sufrimiento al forzar la reactivación músculo-esquelética del paciente. Debido a esto hay una necesidad de ampliar los servicios destinados a las personas con discapacidad en la atención primaria de salud y de rehabilitación (OMS, 2021).

En el Perú según el registro del Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad (CONADIS) informa que en 2022 la población con discapacidad asciende a 1737865 que es 5,3% de la población nacional. Según los registros del CONADIS de la población inscrita de 305953 peruanos discapacitados de la muestra total, según su edad, el 81% del total es la población económicamente activa, personas mayores a 18 años y según su deficiencia 18% tienen problemas musculo-esqueléticos que afectan la capacidad de movimiento y/o usar las extremidades, como se observa en la Figura 1 y Tabla 1 (RNPCD-CONADIS, 2021).

Figura 1

Informe de CONADIS de discapacitados según la edad 2021.



Nota. RNPCD-CONADIS (2021)

Tabla 1*Tipos de deficiencias en la población inscrita en RNPCD-CONADIS Noviembre 2020*

Tipos de deficiencias	N	%
TOTAL	305953	100
Intelectual	84755	27.7
Otras deficiencias psicológicas	12983	4.24
Del lenguaje	6284	2.05
De la audición	24701	8.07
De la visión	34344	11.23
Viscerales y otras especiales	15718	5.14
Musculoesqueléticas	56889	18.59
Deficiencia desfiguradora	47	0.02
Generalizadas, sensitivas y otras	70128	22.92
No especificado	104	0.03

Nota. RNPCD-CONADIS (2021)

Entre los diagnósticos de daño tenemos un 8% de los discapacitados son a causa de parésias y el 1 % de secuelas de poliomielitis siendo los casos más comunes trastornos que afectan la función músculo esquelética del cuerpo sin contar casos de traumatismos y otros trastornos no detallados en las encuestas como se ve en la Tabla 2 (RNPCD-CONADIS, 2021) y en el Anexo A.

Tabla 2*Principales diagnósticos de la población inscrita en RNPCD-CONADIS Noviembre 2020*

Principales diagnósticos	N	%
TOTAL	305953	100
Secuelas de poliomielitis	4306	1.41
Esquizofrenia	8637	2.82
Retraso mental	63900	20.89
Trastorno general del desarrollo	6313	2.06
Parálisis cerebral infantil	8495	2.78
Hemiplejia-paraplejia-cuadriplejia	26770	8.75
Ceguera-disminución visual	28886	9.44
Hipoacusia	24 141	7.89
Síndrome de Down	9430	3.08
Anormalidad de marcha	10855	3.55
Otros	114 155	37.31
No especificado	65	0.02

Nota. RNPCD-CONADIS (2021)

Con el aumento de esta problemática, la investigación tiene como fin dar el diseño de un dispositivo wearable exoglove imprimible en una impresora 3D que de soporte tanto a los pacientes como a los terapeutas a la hora de tratar con la rehabilitación en la zona de la

mano consecuencia de las dolencias mencionadas, disminuyendo el esfuerzo físico hecho por el terapeuta y aumentando la asistencia en el tratamiento del paciente mejorando la calidad de las terapias.

1.2. Formulación y delimitación del problema

En esta parte de la tesis se verán los problemas específicos y generales a la que se tendrá que responder en el presente trabajo.

1.2.1. Problema general

¿Cómo diseñar un dispositivo wearable exoglove para rehabilitación de mano aplicada a discapacitados con parálisis temporal usando protocolo de movilización mediante actuación por TSA?

1.2.2. Problemas específicos

- a) ¿Cómo diseñar un sistema mecánico adecuado para el exoglove que apoyará en la rehabilitación?
- b) ¿Cómo diseñar el sistema electrónico apto para controlar los motores DC que ejecutarán el movimiento del exoglove?
- c) ¿Cómo desarrollar el sistema de control para el exoglove que permita el control de movimiento de la mano?

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Diseñar un dispositivo wearable exoglove para rehabilitación de mano aplicada a discapacitados con parálisis temporal usando protocolo de movilización mediante actuación por TSA.

1.3.2. Objetivos Específicos

- a) Diseñar un sistema mecánico estructurado para el exoglove.
- b) Diseñar el sistema electrónico para controlar los motores DC que ejecutarán el movimiento del exoglove.
- c) Desarrollar el sistema que controlara el movimiento del exoglove.

1.4. Importancia y justificación del estudio

1.4.1. Importancia

La importancia de esta investigación radica en la posibilidad de diseñar un equipo que permita facilitar la gran problemática que es la rehabilitación de mano, logrando una mejor recuperación con la ayuda del exoglove reduciendo la fatiga del terapeuta y del paciente, disminuyendo el tiempo de terapia para los pacientes con parálisis de mano gracias a la asistencia en la función musculoesquelética que recibirá por parte del nuevo equipo.

1.4.2. Justificación del estudio

Justificación social: La importancia de este proyecto en el área social se verá al desarrollarse la recuperación de los pacientes discapacitados que en su mayoría son parte del grupo económicamente activo, dándoles la oportunidad de regresar con más facilidad a su vida y disminuyendo parte de la presión que conlleva estar incapacitado; además del cumplimiento del artículo 25 de la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad (Ver Anexo B) sobre la calidad del tratamiento necesario para el retorno anticipado del grupo a sus labores tras la rehabilitación, así reactivando el mercado económico que dejaron.

1.5. Limitaciones del estudio

- Debido a las características de la forma que posee la mano, este proyecto se hará usando una talla estándar promedio por lo que no podrá ajustarse en todos los casos de discapacidad de mano fuera de ese rango.
- Por la forma en que se diseñará el sistema el equipo no será autónomo tendrá que estar conectado a un toma corriente para poder usarse.
- Al estar debilitadas las manos no pueden soportar un gran esfuerzo sobre ellas por lo que se debe limitar el peso a al menos 500g para no incomodar al paciente.
- Se debe limitar la fuerza sobre los dedos a un rango menor a 12N y mayor a los 8N para evitar incomodidad en el paciente.
- Está limitada a pacientes aptos para la rehabilitación con un grado de sensibilidad mínimo de la mano.

CAPITULO II: MARCO TEÓRICO

En el siguiente capítulo se expondrá información básica del tema a tratar de investigaciones anteriores que servirán para dar un soporte a este diseño; sin contar con datos de biología relevantes para el desarrollo de esta tesis.

2.1. Antecedentes

Para el diseño de la investigación se tomó en cuenta las diferentes investigaciones nacionales e internacionales referentes a rehabilitar y reintegrar a la sociedad a personas discapacitadas con la ayuda de la tecnología.

2.1.1. Antecedentes internacionales

Doménech (2017), en su tesis para el grado de ingeniero mecánico titulada: “Prototipado y programación de una mano articulada para la mimesis mediante microcontrolador Arduino” Universidad Politécnica de Valencia-Valencia, España, desarrolló una mano articulada que mimetiza los movimientos de una mano humana mediante un guante con sensores de señales eléctricas. La cual tiene como finalidad servir como base para desarrollar una prótesis con movimientos más humanos que sea capaz de suplir la pérdida de la mano humana, La investigación abarca el diseño, modelamiento y fabricación de la mano artificial. La prótesis se fabricó en impresión 3D cuya fabricación tomó 89 horas más la limpieza y pulido gastando 504g de material del filamento Z-ultraT resistente a la deformación. El prototipo se conectó al guante integrado con sensores de flexión y utilizó un Arduino UNO con los datos de movimiento de la mano funcional para imitar los movimientos. La prótesis se diseñó con un sistema de poleas con servomotores que servirán para controlar los movimientos de los dedos, dichos motores se encontrarán a la altura de un antebrazo artificial especialmente hecho para acomodar las piezas de la estructura. En trabajo encontró dificultades en el área mecánica y electrónica destacando complicaciones como insuficiencia de voltajes, temperaturas en el cableado y peso. La investigación aporta un marco base para el desarrollo de la presente investigación por sus diferentes ideas para la configuración del diseño.

Camargo, Espinal y Peñaranda (2017), en su investigación “Ortesis para potenciar la funcionalidad de las manos de personas en condición de cuadriplejia incompleta” Pontificia Universidad Javeriana-Bogotá, Colombia, desarrolló una ortesis impresa en 3D accesible para dar apoyo a personas con cuadriplejia incompleta que poseen un alto grado de dependencia para ser parcialmente independientes. Ya que casi no hay presencia de

esta clase de equipos en el mercado colombiano, el proyecto fue hecho para hacer posible una recuperación parcial de las funciones motoras del miembro superior del paciente. Utilizando el modelo de planificación de proyectos formulado por Donald Norman; el cual tiene como meta comprender la situación del paciente y sus necesidades. En este proyecto se realizaron pruebas 5 en pacientes con cuadriplejía, 3 hombres y 2 mujeres con edades de entre 23 y 32 años que mostraban un gran nivel de dificultad al realizar tareas diarias para determinar cómo dar un mejor soporte con respecto a su condición actual con lo cual se diseñó una ortesis que apoya las funciones motoras que poseen los pacientes con el propósito de mejorar el agarre. La tesis tuvo como base el concepto de exoesqueletos, guantes y manos biónicas para el desarrollo de la estructura de la ortesis. De esta investigación se podrá obtener información de cómo proceder para posicionar elementos de la ortesis para facilitar el desarrollo de la estructura del diseño de la presente tesis.

Lopesino (2018), en su investigación de fin de grado para el título de Ingeniero en tecnologías industriales “Análisis y mejora del diseño de una mano protésica” Universidad Politécnica de Madrid–Madrid, España, diseñó una prótesis de bajo costo. Se siguió un proceso de diseño clásico: estudio básico del tema en base a estos datos se diseñó siguiendo las fases de definición del producto y su lista de requisitos, selección de materiales, cálculo y simulación. Mediante la investigación de la mano humana, una clasificación de amputaciones y un estudio de la fuerza de agarre brindó los parámetros de la prótesis. Se diseñó y simuló mediante un programa CAD para determinar la capacidad de movimiento y fuerzas incluyendo los momentos de inercia de los componentes que poseerá la estructura y se analizó los esfuerzos mecánicos mediante Matlab verificando su funcionalidad, el dispositivo se acciona mediante actuadores ubicados en la muñeca que generan la tracción para realizar los movimientos de los dedos para lograr la flexión y extensión. El estudio concluye que la prótesis diseñada es un equipo de un costo menor a 25 euros y cercano a la mano humana el cual será beneficioso para pacientes amputados del miembro superior. Esta investigación servirá como soporte técnico para el actual estudio por su estructura y proceso de diseño.

2.1.2. Antecedentes Nacionales

Borja y Valencia (2020), en su trabajo de investigación para optar por el título profesional de Ingeniero Mecatrónico titulado: “Diseño de Exoesqueleto para Rehabilitación de Mano afectada con Artrosis” Universidad Tecnológica de Perú–Lima, Perú, diseña un prototipo de exoesqueleto para rehabilitar manos. La investigación determinó los factores que imposibilitan la rehabilitación de la mano como el personal limitado, la falta al acceso a equipos de asistencia y la necesidad de dispositivos de rehabilitación. El trabajo se realizó usando la metodología VDI2206 que consta del listado de requerimientos del sistema junto al diseño mecánico, de control y eléctrico se modelan 4 abstracciones del sistema: Un modelo topológico que muestra la disposición e interconexiones de los elementos del exoesqueleto dando la definición de sus funciones y límites, un modelo físico que representa las propiedades físicas, un modelo matemático donde se usará el algoritmo de Denavit y Hatemberg para obtener las ecuaciones del desplazamiento de las articulaciones para determinar la posición y velocidad angular para el diseño del exoesqueleto, para luego seleccionar los materiales siguiendo un proceso de comparación de alternativas y realizar el ensamblado del prototipo seguido de la validación del equipo, la cual se realizó mediante software de simulación de dispositivos electrónicos para hallar las velocidades y posicionamiento de los motores DC y el software matemático Matlab para determinar el control PID que permitiría la estabilidad de los motores. Del cual se concluye una forma estructural que permitirá la rehabilitación de pacientes con artrosis. Esta investigación será relevante para el actual trabajo de investigación ya que brinda diferentes métodos de validación de los sistemas de los dispositivos de rehabilitación.

Araujo y Chirinos (2017), en su investigación para optar el título profesional de Ingeniero Electrónico “Prototipo de sistema de complementación para la rehabilitación motriz de la mano derecha de las personas con artritis reumatoide” Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas-Lima, Perú, proponen un dispositivo físico de rehabilitación motriz para la mano derecha que ayude a los fisioterapeutas a reducir su supervisión y al paciente a mejorar la fuerza y la flexibilidad que afectan las diversas enfermedades como la artritis reumatoide. La investigación se basa en estudios clínicos que indican cómo el ejercicio constante permite mejorar el desarrollo físico. El prototipo utiliza una interfaz visual en 3D que disminuye la fatiga mental del paciente en la terapia física, la interfaz utiliza información de los dispositivos electrónicos integrados a la estructura que permiten recolectar y transmitir datos permitiendo simular los movimientos de la mano

para desarrollar ejercicios de rehabilitación física que requieren menos supervisión. Entre lo más importante, el estudio concluye que la simulación en 3D de cada dedo y muñeca ocurre en tiempo real gracias a los sensores de flexibilidad permitiendo determinar el movimiento de las articulaciones en rangos de 0 a 30° y de 60° a 90° junto con los softwares MySQL y MatLab que filtran la señal en una tasa de transmisión de 9600 baudios en un margen de error aceptable logrando una mejor rehabilitación de los pacientes mediante retroalimentación visual. Lo que aportará un soporte en el presente trabajo sobre la obtención de datos del proceso de rehabilitación.

Huaman (2019), en su tesis de investigación para optar el título profesional de Ingeniero Mecatrónico “Modelamiento y simulación en una prótesis transfemoral con amortiguamiento en la rodilla del sistema de control por el método de respuesta en frecuencia y método de espacio de estados” Universidad Ricardo Palma-Lima, Perú, propone una estructura conformada por 3 partes: la pantorrilla, el amortiguador y la rodilla. En la que se aplica el control por el método de espacio de estados y por el método de respuesta en frecuencia para modelar y generar una simulación de la prótesis de rodilla con un sistema de amortiguamiento para una persona de entre 170 ± 2 cm y de un peso de 72 kg con la finalidad de permitir a las personas con discapacidad tener una inclusión a la sociedad al brindarles un nivel de autonomía mejorando su calidad de vida. El diseño utilizó como referencia el sistema subactuado, grúa-puente para su accionamiento. Para diseñar los controles de la prótesis se usó la teoría de espacio de estado y respuesta en frecuencia para configurar un control de lazo cerrado por lo que se realizó un modelamiento matemático para obtener los parámetros del sistema de control y el sistema de amortiguación, asemejando su conducta con una marcha normal. Este proyecto será usado como referencia a la hora de generar el diseño de la investigación de tesis.

2.2. Estructura teórica y científica que sustenta el estudio

2.2.1. Discapacidad

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), el término discapacidad tiene tres definiciones: Deficiencias relacionadas a problemas funcionales o corporales; Limitaciones para el ejercicio de ciertas actividades; y restricciones para la adecuada participación ciudadana del individuo incapacitado (RNPCD-CONADIS, 2021). Entre estas restricciones tenemos los casos de parálisis que afectan la vida de los afectados

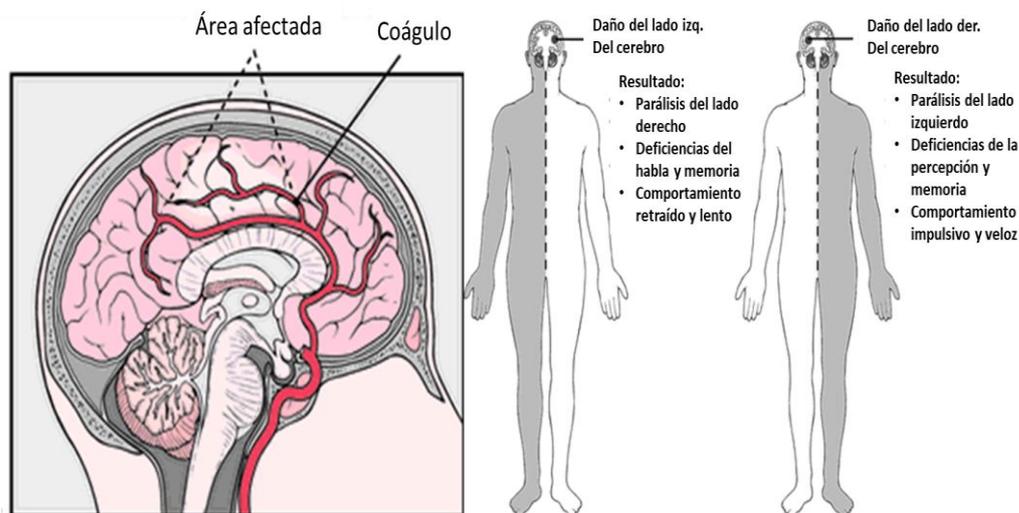
2.2.2. Parálisis

La parálisis, se define como la pérdida y/o disminución de la motricidad o de la contractibilidad de uno o varios músculos, debido a lesiones de las vías nerviosas o los músculos. Las afecciones más frecuentes son por daños en el cerebro o sistema nervioso principalmente en la médula espinal, causando síntomas de parálisis motriz produciendo pérdida de la sensibilidad en el área afectada (Rosales, 2018). Hay varias causas para las parálisis y los más comunes son:

- Accidentes cerebrovasculares: Se presenta por diversas causas provocando la interrupción del flujo sanguíneo en una parte del cerebro, matando las células cerebrales en esa sección, deteriorando las funciones que realizaban en el cuerpo. En la Figura 2 se observa una de las causas de los accidentes cerebrovasculares y sus consecuencias directas.

Figura 2

Taponamiento de vaso sanguíneo por coágulo y consecuencias

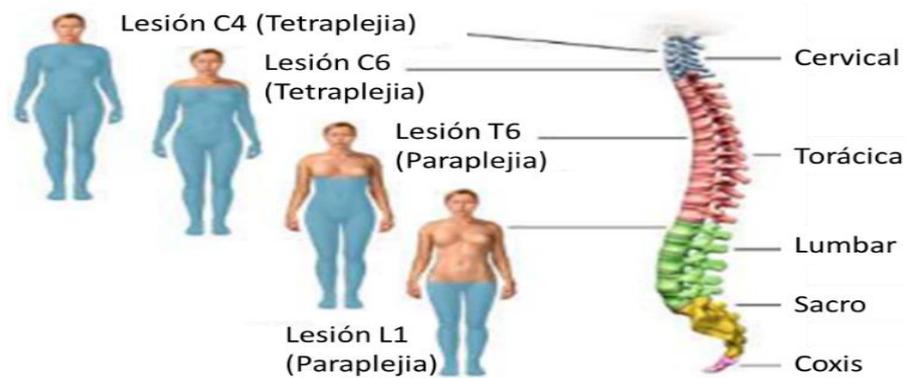


Nota. Frazier (2000)

- Los traumatismos en la médula espinal: Tras recibir un impacto en esta zona del cuerpo los nervios espinales pueden aislarse del cerebro lo que producirá una tetraplejía o paraplejía. En la Figura 3 se puede observar las zonas de la médula espinal que al ser traumatizadas causara diferentes clases de parálisis.

Figura 3

Niveles de lesión medular por traumatismo



Nota. Márquez (2016)

- La poliomiелitis: Enfermedad parálitica viral causada por el virus del polio, Al llegar al torrente sanguíneo ataca a los nervios causando debilidad muscular y parálisis. En la Figura 4 se puede observar los efectos del debilitamiento muscular que produce el polio en la diferencia de tono muscular en las extremidades.

Figura 4

Efectos musculares del polio

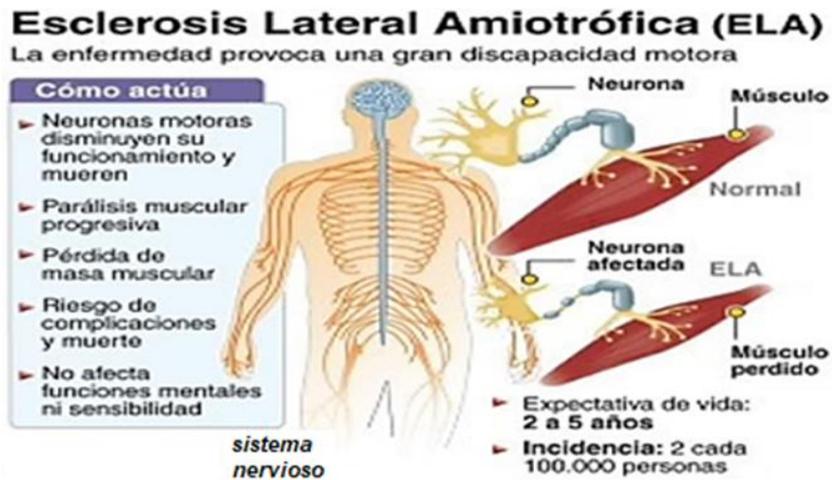


Nota. Márquez (2016)

- La esclerosis lateral amiotrófica: Es una enfermedad neurológica de rápido progreso causando la degeneración o muerte de las neuronas motoras afectando la función de los músculos los cuales se inhabilitan y se consumen. En la Figura 5 se puede ver los efectos en el tiempo que causa la esclerosis lateral amiotrófica.

Figura 5

Efectos de ELA



Nota. SATIVIDA (2021)

- El Síndrome Guillain-Barré: Un trastorno inflamatorio que afecta la mielina de los nervios periféricos generando una inflamación aguda y ralentización de las señales nerviosas produciendo debilidad muscular y pérdida de la función motora empezando por los pies diseminándose a los brazos. En la Figura 6 se observa el daño del síndrome de Guillain-Barré.

Figura 6

Daños causados por el síndrome de Guillain-Barré



Nota. Clínica San Pablo (2018)

• El botulismo: Es una enfermedad rara causada por la bacteria *Clostridium* que genera una toxina nerviosa llamada botulínica que causa parálisis respiratoria y musculoesquelética. En la Figura 7 se muestran diversos datos del botulismo como sus 3 tipos y afecciones en el cuerpo.

Figura 7

Descripción del Botulismo



Nota. Uno Entre Rios (2015)

2.2.2.1. Clasificación de las parálisis.

La pérdida de la motilidad voluntaria puede ser total o parcial. En el primer caso todos los movimientos están abolidos en un estado denominado Plejía. En el segundo caso solo existe disminución de fuerza muscular, lo que disminuye la libertad de movimiento. En este estado se denomina Paresia. Dependiendo de los músculos afectados se tendrá diferentes tipos de parálisis:

A. Hemiparesias: Causa la pérdida de movimiento de un lado del cuerpo (izquierda o derecha), afectando un miembro superior e inferior del mismo lado del cuerpo

B. Paraparesias: Se define como la pérdida de movimiento en ambos miembros inferiores o superiores. En caso de parálisis en los miembros inferiores es paraplejia mientras que en los miembros superiores es diplejía branquial.

C. Paresia aislada: Es la parálisis de solo un músculo o varios músculos en una zona específica del cuerpo.

D. Monoparesias: Se define como la parálisis de un solo miembro, sea superior o inferior. Según los músculos que afecte puede ser completa o parcial. Si lo hace con un miembro superior es braquial como se ve en la Figura 8.

Figura 8

Persona Afectada por una Monoplejía



Nota. FREIMO (2017)

Entre los tipos de monoparesia tenemos:

Monoparesias cerebrales: Se originan en caso de un tumor cerebral, un infarto cerebral o un hematoma. Evolucionan en parálisis flácida (debilitación muscular) y luego espástica (músculo inhabilitado).

Monoparesias neuríticas: Lesiones raras de los nervios periféricos ocasionando una paraparesia. Puede ser causado por una mononeuritis diabética o tóxica.

Monoplejía funcional: Es por causas psicológicas generando una pseudoparálisis. (Villanueva, 2002, p. 19)

2.2.3. Mano

La mano es un órgano complejo con un peso promedio de 400g que tiene como fin la manipulación y prensión de objetos.

2.2.3.1. Estructura de la mano.

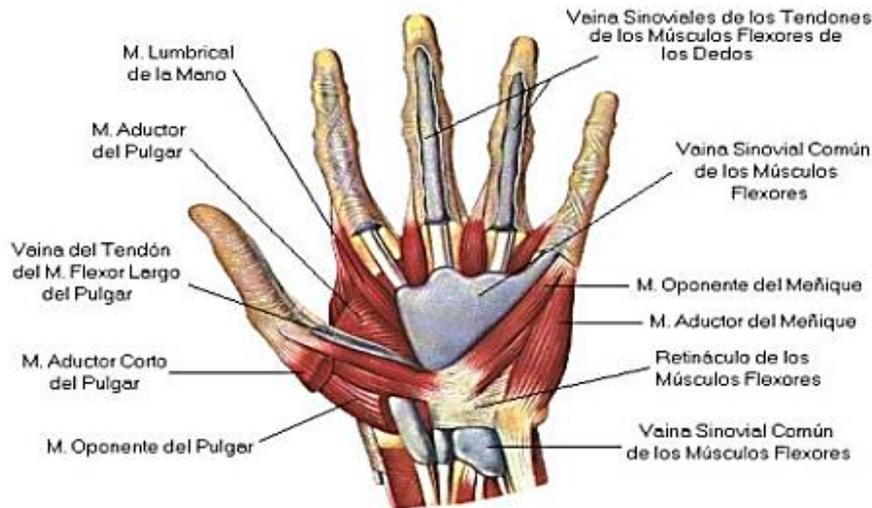
La mano está compuesta por 27 huesos, 18 articulaciones y 27 músculos con sus respectivos tendones. Esta composición trabaja de forma sincronizada. La mayoría de estos músculos se origina en el antebrazo y continúa hasta la punta de los dedos (Dagmar, 1995).

2.2.3.2. Músculos participantes en la mano.

Estabilizan y producen el movimiento de las articulaciones conformadas por: Los músculos extensores de los dedos; de la muñeca; de la región palmar y lumbricales. Los músculos participantes se representan en la Figura 9 (Zapata, 2010).

Figura 9

Musculatura de la Mano



Nota. Pace (2018)

2.2.3.3. Nervios participantes de la mano.

Regulan la función motora de los músculos en la mano se conforma por: el tronco cerebral, la médula espinal, el córtex y estructuras subcorticales como los ganglios basales y el cerebelo. El cerebelo realiza correcciones en las acciones motoras, supervisando las actividades y señales sensoriales que se recibe desde la periferia; los ganglios se encargan de mejorar los movimientos voluntarios de los músculos al refinar las señales del córtex (Kandel, 1997).

2.2.3.4. Estructura ósea.

La estructura ósea habilita los movimientos y las actividades de la mano. Están conformada por 3 grupos:

A. **Carpo:** Es la parte más proximal de la mano y está formada por ocho huesos cortos, articulados entre sí en dos filas:

Fila posterior: Escafoides, Semilunar, Piramidal, Pisiforme.

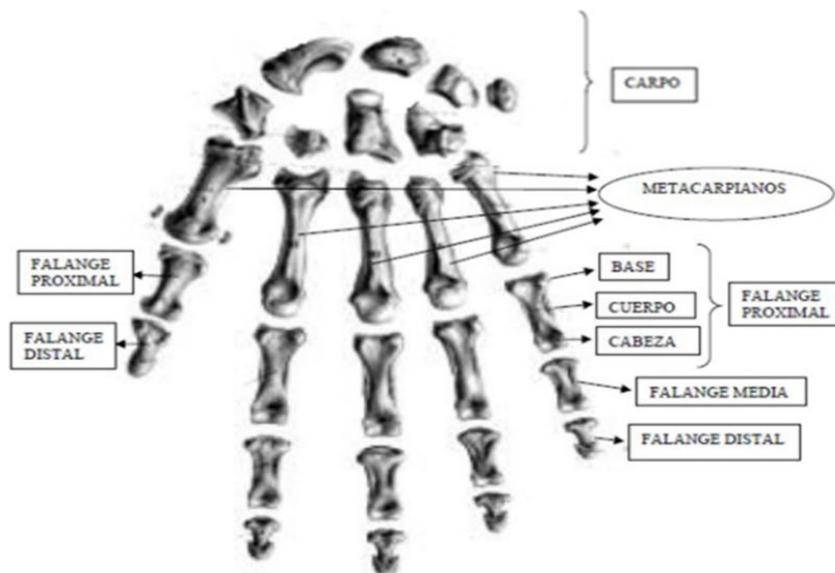
Fila Anterior: Trapecio, Trapezoide, Hueso Grande, Ganchoso

B. Metacarpo: Está formado por cinco huesos. La parte más proximal se llama base, articulándose con el carpo; la más distal se denomina cabeza, está conectada con las falanges formando los nudillos.

C. Falanges: Cada falange tiene 3 partes: Base (proximal), cuerpo y cabeza (distal). 3 falanges conforman a su vez a los dedos según su posición son: proximal o 1^a, media o 2^a y distal o 3^a, a excepción del pulgar que solo tiene dos falanges, proximal y distal. En la Figura 10 se aprecia la estructura ósea de la mano completa desde el carpo hasta las falanges.

Figura 10

Esquema esquelético de la mano



Nota. Flores (2017)

2.2.3.5. Movimiento de la mano.

La mano al ser el órgano que tiene como función principal la prensión, posee una gran amplitud de movimientos precisos. Los movimientos que ejecutamos habitualmente son combinaciones complejas de tres sistemas, los cuales son muscular, articular y esquelético. Las articulaciones acoplan los sistemas, delimitando los desplazamientos y reduciendo los impactos. Entre las acciones que puede realizar tenemos: la rotación, extensión, abducción, aducción, abducción cubital, flexión y abducción radial.

A. Rotación: Consta de dos movimientos: la pronación, movimiento de giro del antebrazo y la supinación, movimiento opuesto a la pronación como se observa en la Figura 11.

B. Extensión: Es alejar la palma de la cara anterior del antebrazo estirando los dedos.

C. Abducción: Es la separación de los dedos en arcos.

D. Aducción: Movimiento contrario a la abducción.

E. Abducción cubital, consiste en la inclinación de los dedos hacia el lado del cúbito.

F. Flexión: Acercar la palma a la cara anterior del antebrazo

G. La abducción radial: Es la inclinación de los dedos hacia el lado del radio, los cuales se pueden observar en la Figura 12 (Rouvière, 2005).

Figura 11

Rotación de la Mano



Nota. TAFAD y Cursos (2021)

Figura 12

Movimientos de la Mano



Nota. Velázquez (2016)

2.2.3.6. Movimiento de los Dedos.

La capacidad de movimiento en cada dedo se resume en los siguientes movimientos: Oposición/Acercamiento del pulgar a los dedos trifalángicos, movimiento que permite

alternar entre un agarre con fuerza o precisión; Abducción/Aducción y Flexión/Extensión de los dedos que permite la sujeción de diferentes objetos (Zapata, 2010).

Desplazamiento angular: Para determinar el grado de movilidad y los límites de desplazamiento angular del dedo se sacó los datos de un estudio de 120 adultos de entre 18 a 35 años. La flexión y extensión constituye la mayor parte del movimiento de las articulaciones de los dedos, en el caso de los 4 dedos trifalángicos en flexión y extensión tienen como valor de torsión máximo los siguientes ángulos por falange que se observan en la Tabla 3.

Tabla 3

Ángulo de torsión de las falanges

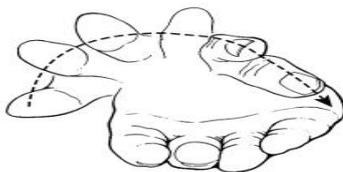
	Flexión	Extensión
Falange proximal	90°	-20°
Falange media	100°	0°
Falange distal	35°	0°

Nota. Juan, E. (2016)

Mientras que en el caso del pulgar posee una distinta configuración estructural generando una diferente trayectoria de movimiento como se observa en la Figura 13 y sus valores de torsión máximo por falange se aprecian en la Tabla 4.

Figura 13

Posiciones del pulgar



Nota. Juan (2014)

Tabla 4

Ángulo de torsión de las falanges del pulgar

	Flexión	Extensión
Falange proximal	50°	0°
Falange distal	80°	0°

Nota. Juan, E. (2016)

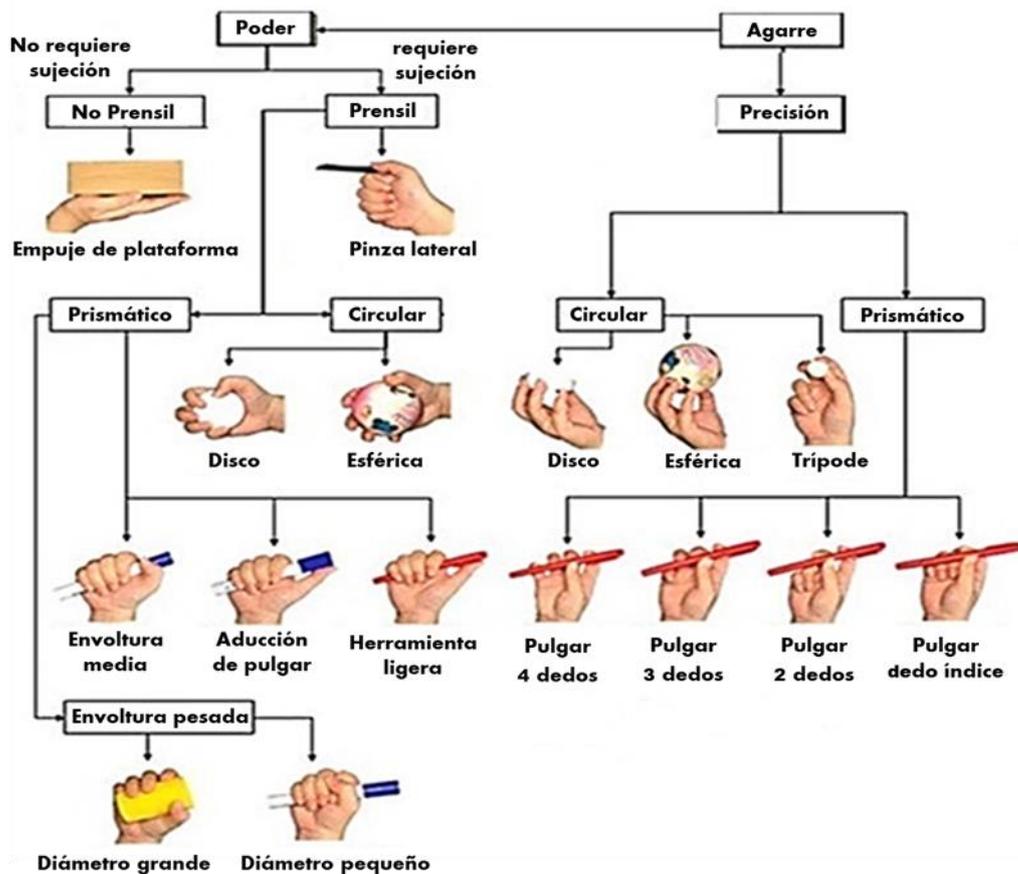
Estos movimientos dan como resultado la capacidad de agarrar objetos.

Agarre: Un agarre es toda postura estática de la mano en la que los dedos están en áreas seleccionadas de la superficie de un objeto con la debida cantidad de fuerza para mantener su configuración y estabilidad mientras se sostiene el objeto.

Taxonomía de Cutkosky: Taxonomía de la función de agarre en entornos manufactureros de Mark R. Cutkosky, profesor de la Universidad de Stanford donde indica que la forma del agarre no va determinada únicamente por la forma del objeto sino por la tarea que se va a realizar con este. Categorizándolas según la función del agarre en vez de la forma del objeto sostenido. Los movimientos de agarre de la mano humana se clasifican principalmente en agarres de fuerza y precisión como se aprecia en la Figura 14.

Figura 14

Taxonomía de Cutkosky



Nota. Xiaobei, Xu, Yinlai, Guanglin y Hiroshi (2019)

Los agarres de precisión se caracterizan por demandar poca fuerza y el contacto con la punta de los dedos, dependiendo más de los movimientos de muñeca para su ejecución. El agarre de potencia se enfoca en la estabilidad, involucra más contacto con las falanges de los dedos para tener más superficie de contacto. Una persona sana puede proporcionar fuerzas máximas de 95,6 N y 400 N en agarres de precisión y potencia respectivamente, el 75% de las actividades de vida diaria (AVD) que requieren menos de 10,5 N por acción (Rose y O'Malley, 2018).

2.2.4. Rehabilitación

La rehabilitación se puede definir como la rama de la medicina encargada del adiestramiento y tratamiento de las personas que sufrieron una lesión que puede ser adquirida o congénita, la cual dificulta las actividades diarias. La rehabilitación tiene como fin ayudar a los pacientes a realizar más entrenamiento consumiendo menos recursos, el cual a su vez genera un trabajo más competente durante el proceso de recuperación del paciente.

2.2.4.1. Rehabilitación de mano.

La mano necesita la coordinación de varios músculos y estructuras biológicas para que sus movimientos sean fluidos y armónicos. Esto hace que la rehabilitación de la mano, la muñeca y los dedos, necesite un conocimiento minucioso de qué estructuras están fallando para establecer pautas de tratamiento fisioterapéutico, para rehabilitar la extremidad afectada y tratada posterior aun accidente cerebrovascular que produce la pérdida de fuerza debido a la pérdida de la función motora o pérdida del reclutamiento muscular(cantidad fibras musculares requeridas para realizar una acción) causada por un sistema nervioso lesionado, aunque los músculos y los nervios aún están funcionales. La lesión en este estado entra en un estado denominado fase subaguda en la cual el cuerpo empieza a repararse a sí mismo, para la rehabilitación el movimiento repetitivo ayuda a restablecer la función motora aprendiendo a mover su cuerpo de nuevo; como un niño que aprende a caminar debido al inducir la reorganización cerebral resultado del fenómeno de plasticidad neuronal. La rehabilitación del accidente cerebrovascular implica la repetición de tareas que ayudan en el cumplimiento de las actividades de la vida diaria. Estas actividades incluyen ejercicios como recoger objetos, vestirse, comer y otras tareas que requieran abrir o cerrar la mano. El tratamiento de esta zona se caracteriza por ser lento debido a que, al interactuar con el sistema nervioso de la mano, los cambios son pequeños y se muestran cada determinado tiempo una mejoría. Entre los protocolos de terapias post operatorias de rehabilitación tenemos:

A. Inmovilización: Este método limita la tensión en el tendón y presenta el menor riesgo de ruptura del tendón. Por lo tanto, presenta el menor riesgo de ruptura del tendón, pero puede contribuir a las adherencias del tendón (aumenta la adherencia entre los músculos restringiendo su movilidad).

B. Movimiento pasivo temprano (EPM): También conocido como movimiento controlado temprano, promueve la curación y disminuye adherencias tisulares (adherencia entre estructuras). Su aplicación implica movimientos cuidadosos del dedo lesionado de la mano, un terapeuta o una férula dinámica. Estos protocolos de movimiento no son completamente pasivos, ya que todavía hay activación de los músculos extensores en la ortesis dinámica.

C. Movimiento activo temprano (EAM): Diferente al EPM, en lugar de mover la mano pasivamente, el paciente flexiona y extiende activamente. Puede efectuarse con una variedad de férulas de extensión dinámica.

La inmovilización era el protocolo de rehabilitación preferido porque las articulaciones inmovilizadas imponían menos tensión al tendón en estado de curación. Esta es la razón por la que muchos protocolos de rehabilitación eran muy conservadores con la cantidad de movimiento permitido. Ahora los protocolos de movilización se han vuelto cada vez más aceptados. Hoy en día, la movilización temprana controlada y la movilización activa temprana son las modalidades de tratamiento más utilizadas en la rehabilitación de las lesiones en los tendones extensores tratados quirúrgicamente. Principalmente mediante el uso de férulas dinámica, generando menos adherencias, mayor rango de movimiento y fuerza en el tendón. No existen pautas objetivas que describan el tratamiento más efectivo y su aplicación bajo condiciones específicas. La decisión depende de la experiencia del cirujano en colaboración con el terapeuta. (Talsma, de Haart, Beelen y Nollet, 2009). Pero, según el CAHAI-7 (Ver Anexo C), Método para determinar la eficiencia de la rehabilitación de un dispositivo médico según la RAET (robot assist exercise trial) para recuperaciones de más de 6 meses. A partir de los resultados del estudio que la terapia con asistencia robótica, fue tan eficaz como el tratamiento de fisioterapia estándar y más eficaz para mejorar el estado de deterioro motor del brazo afectado. (Abdullah, Tarry, Lambert, Barreca y O'Allen, 2011).

Entre los factores que más influyen en la eficacia de la rehabilitación tenemos:

- a. Ejercicios de motricidad fina y destreza manipulativa mediante movilizaciones activas y estiramientos terapéuticos específicos con o sin asistencia del terapeuta para la recuperación de los recorridos articulares y la reeducación en la ejecución de actividades de la vida diaria.
- b. Fortalecimiento muscular de distintos músculos según el tipo concreto de afección tratada.
- c. Valoración, asesoramiento del terapeuta.

2.2.5. *Wearable robot*

Estos dispositivos son un subtipo de los wearables, que son piezas electrónicas incorporadas en la ropa con diversas funciones que interactúan con nuestro cuerpo. Los wearables son principalmente usados en el registro instantáneo de información, en casos particulares los wearables se usan en rehabilitaciones para casos clínicos concretos. Como el Mowoot, un dispositivo que automatiza los masajes abdominales para solucionar el estreñimiento crónico como se ve en la Figura 15.

Figura 15

Dispositivo wearable Mowoot



Nota. Mowoot (2018)

Los wearables robots son dispositivos que se enfocan en la función de dar soporte, aumentar la fuerza física o restaurar las capacidades de movimiento perdido por alguna enfermedad o accidente de una persona. Entre algunos dispositivos que entran en esta definición tenemos las prótesis y ortesis que pueden enfocarse a una zona del cuerpo como la mano para la rehabilitación de sus funciones.

La mayoría de los sistemas wearable de rehabilitación de manos, se clasifican en 3 categorías como se observa en la Figura 16:

Figura 16

Clasificación de wearable de mano según la estructura



Nota. Rose y O'Malley (2018)

- **Rígidas (Rigid):** Ofrecen funcionalidad en términos de movimiento y exhiben demasiado peso y volumen, lo que limita su capacidad de uso como dispositivo de ayuda. Como resultado, los dispositivos rígidos quedan relegados a entornos clínicos.
- **Blandos (Soft):** Una variante de los wearables robots más compacta, basados en el campo de la soft robotic rama de la robótica centrado en componentes suaves y flexibles que pueden deformarse para tener un mayor grado de libertad de movimiento, tienen un marco suave que no obstruyen las articulaciones de la mano permitiendo su alineación sin complicación, reduciendo la complejidad de la robótica tradicional o rígida, pero limita su producción de fuerza y no puede prevenir la hiperextensión o estiramiento del marco.
- **Híbridos (hybrid):** Se encuentran en el medio del espectro, usan elementos rígidos que permiten la transmisión de potencia y seguridad mecánica con interfaces suaves que mejoran la portabilidad (Rose y O'Malley, 2018).

2.2.6. Órtesis

Es un dispositivo de aplicación externa al cuerpo para modificar las características estructurales y funcionales de los sistemas neuromusculoesqueléticos (ISO, 2020). El término se utiliza para denominar aparatos ortopédicos que corrigen, refuerzan, acomodan y previenen lesiones de una parte del cuerpo debilitada o fracturada que producen una pérdida de capacidad en el miembro afectado (Gómez, 2020).

Según la función que cumple la ortesis se puede clasificar en:

- **Ortesis estabilizadoras o inmovilizadoras:** Tienen la función de inmovilizar e impedir movimientos indeseados de la zona en la que se encontrara posicionada, usualmente

usadas en esguinces y tendinitis. En la Figura 17 se observa un ejemplo de ortesis inmovilizadora.

Figura 17

Férula distal RF Ortho



Nota. PRIM S.A. (2014)

- Ortesis correctora: Se utilizan para corregir deformidades esqueléticas.
- Ortesis protectoras: Se usan para mantener la posición del miembro tras una lesión para que cicatrice o se recupere adecuadamente.
- Ortesis funcionales o dinámicas: Se diseñan con el fin de realizar una acción en un segmento de un miembro parético o paralizado. Poseen un elemento contráctil, eléctrico o hidráulico para ese fin. En la Figura 18 se podrá ver un ejemplo de ortesis funcional de mano enfocada a asistir en rehabilitación de músculos débiles.

Figura 18

Ortesis dinámica de miembro superior



Nota. Arce (2005)

Una ventaja de las ortesis dinámicas es su bajo costo, considerando los costos de las citas clínicas; ya que hay variabilidad significativa con respecto al número de visitas frecuentes en comparación al protocolo de inmovilización de la mano que requieren de más visitas

luego de retirar la ortesis hasta 20 semanas después. (Wong, Wilson, Girnary, Nojoomi, Acharya y Paul, 2018).

2.2.7. *Exo-Glove*

Ortesis dinámica de mano hecho de materiales poliméricos y que opera a través de actuadores en lesiones con el fin de restaurar la capacidad de las manos de prensar y agarrar. El cuerpo del exoglove consiste en dedales que anclan la estructura a la punta de los dedos y aumentando la fricción del agarre al objeto, correas para ajustar la estructura a la mano, anclajes de los dedos para la transmisión de fuerza de los actuadores, un cuerpo dorsal, un cuerpo volar y una palma para la estructura del guante (Byunghyun, Choi, Lee y Cho, 2019).

El Exoglove puede operar utilizando diferentes tipos de sistemas de actuación como:

- **Muelles o Elásticos:** Proporcionan un método pasivo para abrir o cerrar el mecanismo del wearable robot. La ventaja del accionamiento por resorte es tener un diseño más compacto y proporcionar una fuerza de sujeción constante en la mano del usuario. La desventaja es la pérdida de control en una dirección de actuación de la mano por el elástico.
- **Neumática e Hidráulica:** El método de accionar el guante con actuadores neumáticos o hidráulicos proporciona un control sobre la fuerza aplicada en la mano, mediante el control de la presión de aire o el caudal de agua en el guante. Se caracteriza por un alto cumplimiento y una baja rigidez en la estructura del guante. La desventaja de estos actuadores es que solo tiene dos posiciones, abierta y cerrada. La neumática/hidráulica también requiere el uso de un compresor de aire o un tanque acumulador, con posibles fugas, lo que limitaría la movilidad, aumentaría el tamaño total del sistema, y el ruido de la operación.
- **Cable Drive o Accionamiento por tendón:** Sistema accionado por cable similar a los tendones cuando transmiten la fuerza de los músculos. Los cables se unirían a cada dedo a través del guante mediante puntos de anclaje. Los cables requerirán acoplamiento con un actuador para proporcionar tensión y movimiento de la mano, generalmente motores eléctricos que son silenciosos, baratos, duraderos y requiere menos mantenimiento que los actuadores neumáticos e hidráulicos. Este sistema de actuación compacto permite diseños portátiles, pero sufren de baja eficiencia, complejidad mecánica y problemas de alineación de tendones (Cherian, Dominic, Vysakh y Vishakh, 2018).

2.2.8. *Mecanismo infractuados*

El mecanismo infractuado es un sistema mecánico donde las entradas de control son menores que los grados de libertad del mecanismo. Permite ejecutar secuencias como agarres simples, estables. Los beneficios de la infra activación son la reducción de la complejidad mecánica y un control menos complejo.

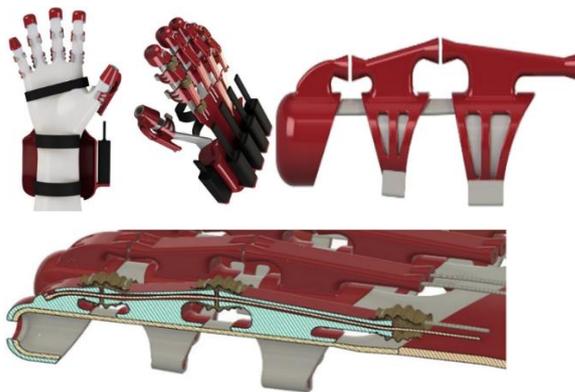
Los exogloves infractuados tienen las ventajas de ser versátiles, garantizan un agarre estable, un control simplificado con pocos accionadores. Los actuadores se reemplazan por elementos elásticos pasivos o sensores. Estos elementos son pequeños, permitiendo una reducción del número de actuadores (Pierluigi, 2010).

Entre los modelos de Exoglove con mecanismo infractuado tenemos:

- **Exoesqueleto híbrido:** Guante de marco híbrido accionado por tendones conformado con acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) para las piezas rígidas por su tenacidad y poliuretano termoplástico (TPU) para brindar flexibilidad siendo ligero y cómodo. Toda la estructura mecánica pesa solo 185 g. Tiene correas para asegurar su ubicación, enrutamiento con una curvatura reducida para minimizar la fricción a lo largo del cable. En la Figura 19 se puede observar la estructura.

Figura 19

Exoesqueleto híbrido de miembro superior



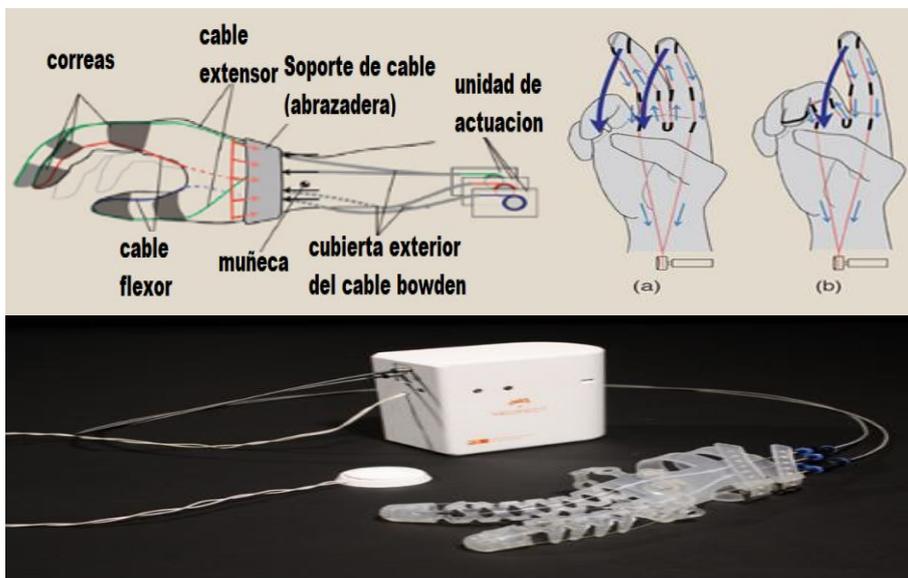
Nota. Vertongen y Kamper (2021)

- **Exo Glove Poly:** Guante blando impermeable de silicona flexible que permitir a los pacientes de parálisis de mano agarrar objetos, se adapta a diferentes tamaños de mano mediante correas y emplea actuación por tendones para la flexión-extensión de los dedos. Incorpora imanes para facilitar la fijación y el desmontaje del guante. El sistema de

motores puede ser externo al guante colocándolo en una mesa, usa dos motores, uno para el pulgar y otro para el dedo índice permitiendo una fuerza entre 20 a 40 N en un agarre de mano para actividades de vida diaria. Para evitar que el marco se estire, los tendones se unen al dedo mediante una correa en forma de dedal, minimizando la deformación de los puntos de unión. En la Figura 20 se puede observar los elementos que conforman la estructura (Ingeniería Biomédica, 2016).

Figura 20

Estructura del Exo glove Poly

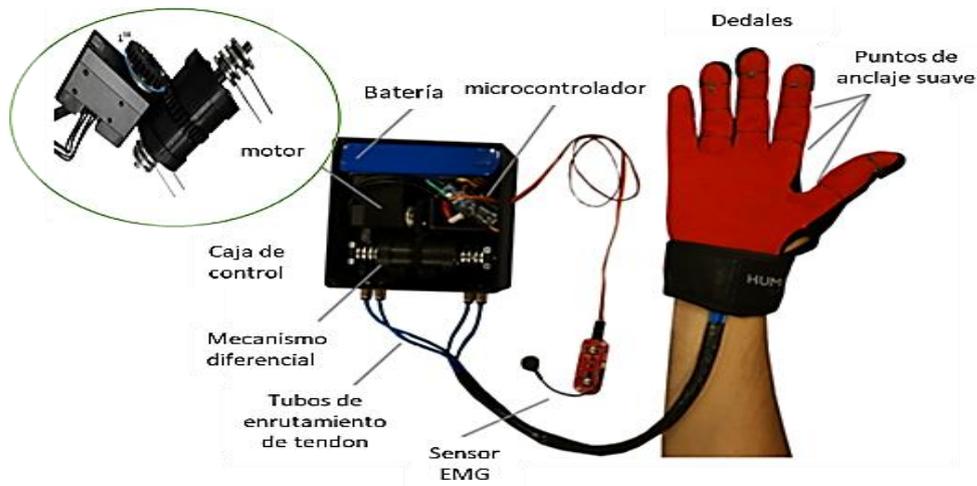


Nota. Iee, H., Kang, B., Choi, H. y Cho, K. (2018)

- Exoglove diferencial de cuatro salidas: Guante blando con sensor EMG impulsada por tendones cuenta con autonomía de un día, pesa 739 g y cuesta 400 USD. Utiliza un motor Dynamixel XM430-W350-R conectado a un diferencial de cuatro salidas que distribuye uniformemente las fuerzas accionando los dedos pulgar, índice, medio y anular. La aplicación de un mecanismo diferencial de cuatro salidas reduce drásticamente el costo y el peso del dispositivo en comparación a emplear varios motores. En la Figura 21 se puede ver los componentes del guante.

Figura 21

Exoglove diferencial de cuatro salidas

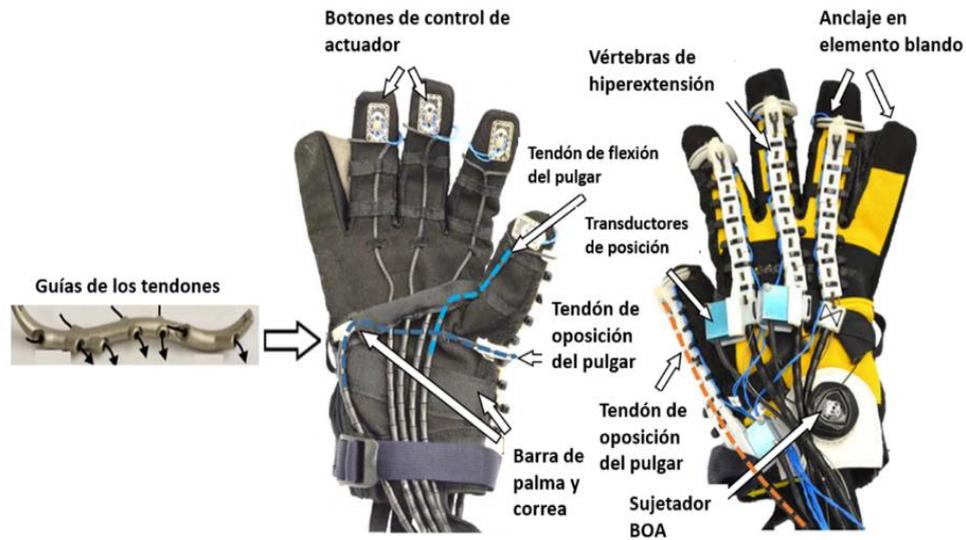


Nota. New Dexterity (2021)

- SeptaPose Guante de Asistencia y Rehabilitación (SPAR): Un exoesqueleto de mano híbrida habilitado para 7 posturas para realizar AVD con una fuerza de agarre de 40N y un peso de 220 g. La base del guante está hecha de una combinación de materiales de lycra elásticos y microgamuza. Para el ajuste del guante, se colocó una correa en la palma y muñeca con el fin de sujetar los elementos blandos a la mano. La correa se aprieta con un sujetador BOA, eliminando la necesidad de velcro, hebillas, u otros mecanismos de sujeción, permitiendo una forma segura de abrochado y desabrochado por usuarios con limitaciones en la mano. Cuenta con una barra curvada de acero inoxidable 316 para manos con atrofia muscular con una trayectoria estriada que siguen los tendones para minimizar la curvatura de la ruta para evitar que los guantes se deformen. Cuenta con cuatro sensores que capturan información de la posición: Encoder (Maxon), transductores de posición lineal (Unimeasure ZXPA-1.5B), botones en la yema del dedo (LilyPad, Sparkfun) y sensores de flexión (Flexpoint). En la Figura 22 podemos observar la estructura del guante.

Figura 22

Guante de asistencia SPAR

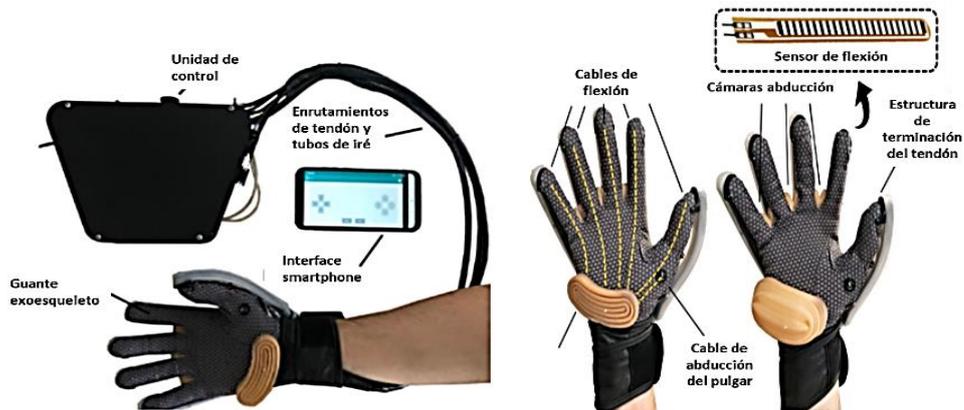


Nota. Rose y O'Malley (2018)

• Exoesqueleto guante híbrido neumático-tendón: Guante híbrido neumático con actuación por tendones para flexionar los dedos. La estructura se mueve con la ayuda de una bomba de vacío conectada a través de tubos de poliuretano. La unidad de control está compuesta por una fuente de alimentación de 12V, cinco motores Dynamixel XM430-W350-T para los dedos, dos minibombas de aire de 12V, una bomba de vacío de 12V, tres electroválvulas, un microcontrolador (Robotis OpenCM9.04), un sensor de flexión en la región del dedo índice para indicar su posición y una interfaz con celular. Los dedos anular y meñique son complementarios durante el agarre, requiriendo un solo motor para ambos. Los tendones utilizados están hechos de una fibra trenzada de baja fricción de UHMWPE (polietileno) de alto rendimiento y pueden soportar fuerzas de hasta 500 N. En la Figura 23 se puede observar su estructura.

Figura 23

Guante híbrido neumático-tendón.

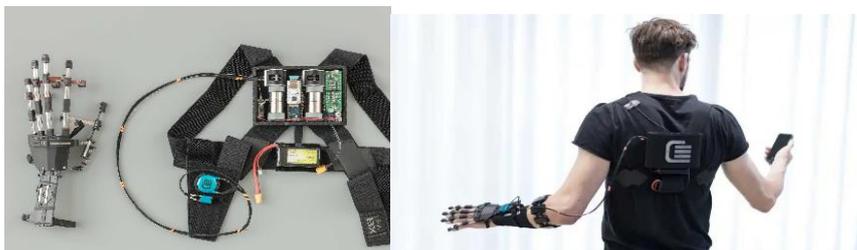


Nota. New Dexterity (2020)

• **Tenoexo:** Exoesqueleto blando de mano diseñado en 3d accionado por un mecanismo de resorte deslizante de tres láminas en lugar de cables controlado por EMG para tareas de rehabilitación por discapacidad sensoriomotora de la mano. Con un peso de 868g la estructura se conforma de una caja de actuación que incluye motores, la fuente de alimentación y controladores, todo ubicado en una mochila compacta que se puede llevar en la espalda o montarse en el respaldo de una silla de ruedas. La fuerza máxima de la punta de los dedos de 4,5 N por dedo permite agarrar y levantar la mayoría de los objetos cotidianos. En la figura 24 se aprecia su estructura.

Figura 24

Exoesqueleto blando Tenoexo



Nota. ETH Foundation (2019)

2.2.9. Impresión 3D

La impresión 3D es un conjunto de procesos que elaboran un objeto aplicando capas sucesivas de un material en secciones transversales. Los materiales usados para este

proceso pueden ser desde objetos inertes como metales y plásticos hasta células vivas para hacer estructuras necesarias para diferentes necesidades (Autodesk ,2020).

Los materiales más utilizados en la impresión 3D son resinas plásticas entre las que más destacan:

- **PLA:** Es el material más usado debido a su precio, versatilidad y ser de fácil manejo. El PLA es un material renovable y biodegradable que se produce en base a maíz, trigo y otros productos ricos en almidón.
- **ABS:** El acrilonitrilo butadieno estireno es un polímero termoplástico muy utilizado en la impresión 3D. No es biodegradable como el PLA y es más difícil de usar en la impresión, pero es más flexible.

En la Tabla 5 se pueden observar los detalles técnicos del PLA y ABS.

Tabla 5

Diferencias entre ABS y PLA

	ABS	PLA
Resistencia a la tracción	27 MPa	37MPa
alargamiento	3,50%	6%
Módulo de flexión	2,1 a 7,6 GPa	4 Gpa
Densidad	1,0 a 1,4g/cm ³	1,3g/cm ³
Punto de fusión	N/A(amorfo)	173°C
Biodegradable	No	Si, Bajo las condiciones correctas
Temperatura de Transición del vidrio	105°C	60°C
productos comunes	Legó y Carcasas de electrodomesticos	Vasos, bolsa de plásticos, cubiertos

Nota. HUBS (2021)

2.2.9.1. Impresora 3D.

Impresora que trabaja en los ejes X, Y y Z extruyendo capas de material de un rollo de filamento usando la tecnología de deposición de material plástico o el Fusion Deposition Modeling (FDM) que permite el modelado de piezas, por un extrusor caliente que derrite el material y lo deposita capa por capa en los ejes Y e X y a diferentes alturas a través del desplazamiento en el eje Z que irá superponiendo las capas dando la forma al objeto que se desea crear (Marín, Pozo y Simón, 2020).

La impresora 3D se compone de las siguientes partes:

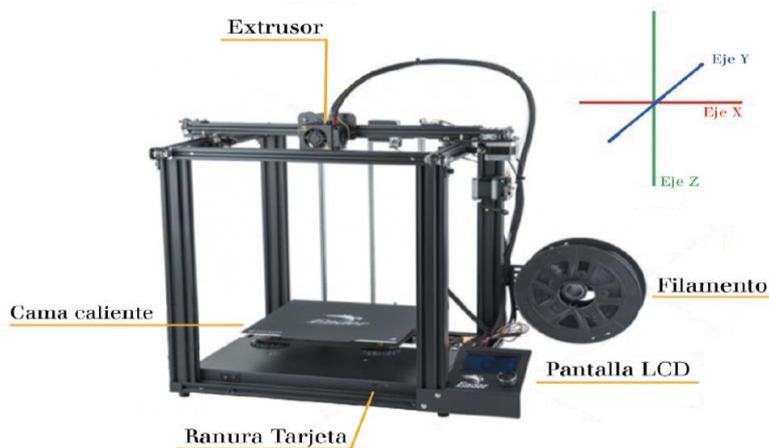
A. Plataforma de construcción o cama: Es la superficie donde se deposita la primera capa de material. Resulta necesaria la calibración para favorecer la adhesión de las primeras capas de la pieza.

B. Extrusor: Pieza que introduce el filamento plástico que es empujado por una rueda tractora hacia la zona de calentamiento para finalmente salir por una boquilla.

C. Pantalla LCD: Muestra la información de la impresión como la temperatura de la cama, la temperatura de la boquilla del extrusor, el tiempo y el porcentaje de la impresión. En la Figura 25 se pueden observar las partes fundamentales de una impresora 3D.

Figura 25

Elementos de la impresora 3D

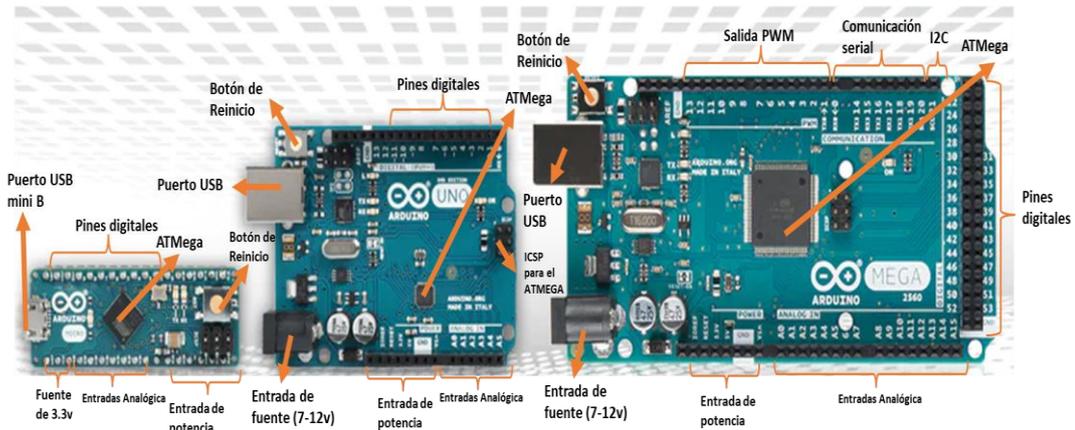


Nota. COPTOA (2020)

2.2.10. Arduino

Es un dispositivo electrónico en una placa con los elementos necesarios para conectar aparatos periféricos a las entradas y salidas de un microcontrolador ATMEL con el fin de obtener datos de diferentes tipos de sensores, además de poseer pines de salida que proporcionan 40 mA de corriente, otorgando la posibilidad de controlar actuadores o placas electrónicas para realizar acciones programadas. En hardware se realizó más de un tipo de placa Arduino teniendo múltiples modelos como se observa en la Figura 26 (Fernández, 2020).

Figura 26
Modelos de Placas Arduino



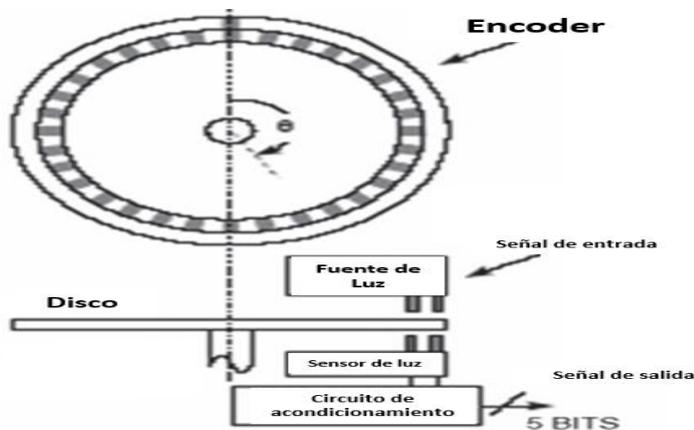
Nota. Arrow Electronics (2017)

2.2.11. Sensores y Transductores

Un sensor es un dispositivo que convierte señales de un tipo de fuente a otra aprovechando sus propiedades físicas con el fin de adaptar la señal para su interpretación. Los transductores en cambio incluyen además del sensor algún tipo de circuito de acondicionamiento de la señal detectada. El proceso comienza con la señal eléctrica que se obtiene mediante un sensor a partir de la unidad física medida, y un circuito condicionado, origina la salida eléctrica equivalente de a la señal emitida por el sensor para obtener la información de la unidad medida, tal como se aprecia en la Figura 27 (Altúzar, 2017).

Figura 27

Proceso de operación de un transductor fotoeléctrico.



Nota. Sensor Technology Handbook (2005)

• **Sensores de posición:** Son un tipo de sensor que brindan información de posicionamiento de un sistema indicando en qué lugar está un objeto ubicado en un espacio. Entre los que tenemos:

Encoder: Son sensores de posición angular que calculan la orientación de un objeto con respecto a una posición referencial mediante señales digitales, El dispositivo consta de una fuente de luz de diodos LED's que están posicionados frente a un disco ranurado que gira sobre un eje y hacen la función de una guía de luz para que esta sea detectada por componentes fotosensibles que emiten los pulsos digitales proporcional al ángulo de giro del rotor (Castillejos, 2014).

Galgas extensiométricas: También conocidos como sensores Flex son transductores de fuerza a través de la deformación en un elemento elástico de laminillas eléctricas medidoras de deformación (LEMD) que cambian su resistencia eléctrica permitiendo tener una relación corriente-curvatura para detectar las posiciones de un sistema.

Sensor de choque: Detecta el contacto físico del sistema con un obstáculo, se acciona por medio de un actuador físico entre ellos tenemos los finales de carrera (Franco, 2018).

2.2.12. Instrumentos de análisis

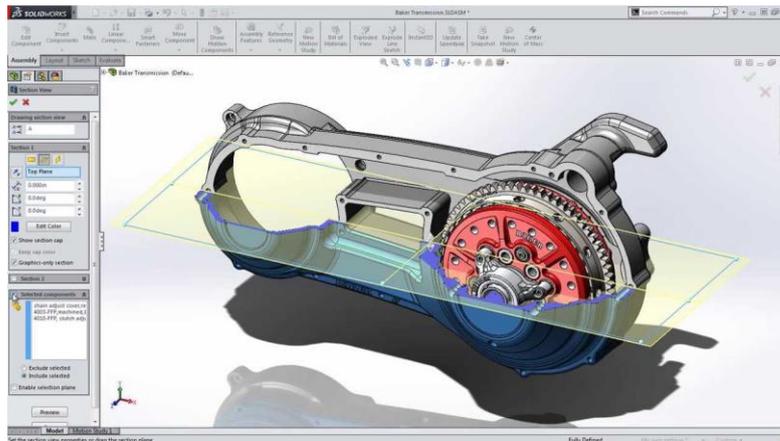
Los instrumentos de análisis son herramientas que permiten la simulación de diferentes parámetros en los diseños de ingeniería entre los que tenemos:

• **SolidWorks:** Es un software de diseño mecánico en 3D que usa un entorno gráfico basado en Microsoft Windows, de fácil manejo e intuitivo. El cual permite plasmar rápidamente una idea sin necesidad de factores externos, siendo asociativo y paramétrico. Además de versátil al poseer muchas herramientas de diseño como: Ensamblaje, dibujo, diseño de piezas, de presentación, de simulación, análisis y gestión de proyectos. Hacen de este uno de los CAD más competentes del mercado (SolidWorks, 2010).

Su Gestor de diseño (FeatureManager) facilita la modificación rápida de operaciones tridimensionales y de croquis sin tener que rehacer los diseños desde cero, como se observa en la Figura 28.

Figura 28

Área de trabajo de SolidWorks



Nota. SolidWorks (2010)

• Proteus VSM: Es un software de diseño electrónico que permite la simulación de circuitos digitales, analógicos o mixtos y la interacción de los elementos que se integran en una simulación. Las siglas VSM significan sistema de modelado virtual (Virtual System Modelling). Incluye un sistema de generación de señales y análisis del comportamiento en tiempo real del circuito. Es uno de los simuladores preferidos en el mercado por su posibilidad de simular circuitos que incluyen microcontroladores y microprocesadores. En la Figura 29 se observan las herramientas del software (RedUSERS, 2014).

Figura 29

Área de trabajo de Proteus



Nota. Pérez y Moreno (2020)

CAPITULO III: DESARROLLO DE LA ORTESIS

En el siguiente capítulo se mostrará el desarrollo y formación del soft wearable robot exoglove que brindará apoyo en el proceso de rehabilitación de mano permitiendo la extensión y flexión de los dedos. Se presentará el diseño mecánico, electrónico y el desarrollo de software que se usará en esta ortesis para el control sobre la mano del paciente con el fin de recuperar estas capacidades.

3.1. Requerimientos del paciente y la ortesis

La estructura del Exoglove como ortesis debe cumplir diversas funciones de seguridad y transmisión de fuerzas e información. Su aplicación está limitada a pacientes con un grado de sensibilidad mínimo de la mano. Además, para la comodidad del paciente, el peso y el rango de movimiento del exoesqueleto se ajustaron en un rango que permita una óptima funcionalidad.

3.1.1. Requerimiento del paciente

Para el uso de este equipo el usuario debe tener una capacidad sensorial mínima sobre la mano por lo cual se necesitará que el paciente pase por una prueba de sensibilidad táctil; como la evaluación sensorial de Nottingham o NSA (Nottingham Sensory Assessment) en la categoría de sensación táctil con un valor mínimo de 1 que es equivalente a una percepción parcial en el área de la mano; para aplicar al tratamiento con la ortesis (Ver Anexo D).

3.1.2. Requerimientos del exoglove

El exoglove como equipo médico requirió cumplir las siguientes especificaciones brindadas por terapeutas que se observan en la Tabla 6 para ser un equipo de rehabilitación apto para los pacientes:

Tabla 6*Resultados de entrevista a profesionales de fisioterapia*

Entrevistado	Patricia Chacon Melo (técnica en fisioterapia y rehabilitación)	Pilar Manrique Márquez (técnica en fisioterapia y rehabilitación)	Rufina Huacarpuma (técnica en fisioterapia y rehabilitación)	Verónica Meléndez (técnica en fisioterapia y rehabilitación)
1. ¿Cuanto peso se puede aplicar en las manos de un paciente con hemiplejía?	De 5 gramos a 500 gramos	De 10 gramos a 500 gramos	De 5 gramo a 500 gramos	De 5 a 500 gramos
2. ¿Cual de los cinco dedos de la mano son de mayor trabajo y ejercen mayor fuerza?	Pulgar, índice y dedo medio	Pulgar, índice y dedo medio	Pulgar, índice y dedo medio	Pulgar, índice y dedo medio
3. El Exoglove consta de un sistema de transmisión mecánico mediante cables y una caja electrónica donde se encuentra el actuador. ¿dónde recomienda que podría ser ubicado la caja electrónica y cuanto peso como máximo debería tener?	En la espalda como una mochila, menor de 3 kilogramos	En la espalda como una mochila, en la cintura como canguro y en la silla de ruedas, menor a 2 kilogramos	En la cintura como canguro, en la silla de ruedas, menor a 3 kilogramos	En la espalda como mochila, en la cintura como canguro y en la silla de ruedas, menor a 3 kilogramos

Nota. Ccanccapa (2020)

De la información obtenida de la Tabla 6 y lo investigado de los modelos anteriormente citados se establecieron las siguientes pautas:

- Dar soporte a la integridad del miembro y mantener la superficie palmar libre para minimizar la interferencia en la manipulación de objetos durante la terapia.
- Apoyar la correcta función de extensión y retracción de la mano.
- Perfil bajo del guante (< 25mm) para evitar obstrucciones de movimientos.
- Peso del guante menor de 500 gr para evitar efectos colaterales en el paciente.
- Sujeciones con facilidad de colocación y extracción del equipo para el paciente.

3.2. Desarrollo mecánico:

La estructura mecánica del exoglove estará conformada con componentes rígidos para brindar soporte a la estructura, elementos blandos que guían los cables que transmiten la fuerza a los dedos, limitando el movimiento de los músculos y tendones. Para el desarrollo del guante delimitamos las piezas del mecanismo analizando diferentes parámetros de la mano para diseñar el exoglove en las zonas que tendrán contacto con la piel con el objeto de conseguir un mejor ajuste. El alcance de los movimientos del dispositivo se configuró tomando en cuenta la taxonomía de Cutkosky para realizar los movimientos de agarre para las actividades de vida diaria. Además, se diseñó un mecanismo infractuado que permite un mayor número de grados de libertad (DoF) con menos actuadores en el guante para reducir el peso, la complicación de control y costo.

3.2.1. Configuración del exoglove

El diseño del exoglove se dividió en cuatro estructuras una caja electrónica, un mecanismo tensor infractuado, un mando a distancia y el guante para cumplir con el accionamiento de los dedos para la flexión y extensión. Para desarrollar estas estructuras analizamos los siguientes parámetros tomando en cuenta los requerimientos antes mencionados.

3.2.1.1. Diseño del guante.

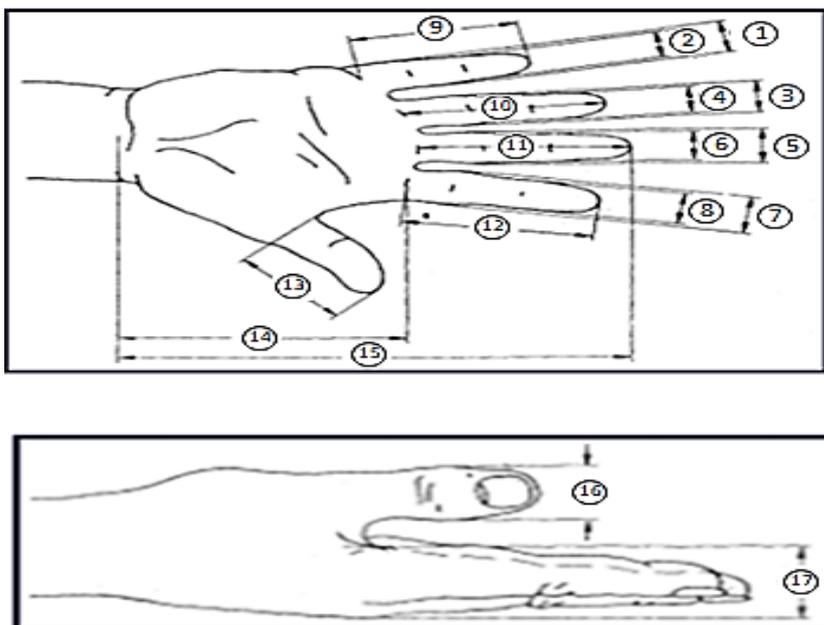
Los principales requisitos del diseño, planteados previamente, nos indicaron que un diseño de perfil bajo, con dimensiones promedio y material suave permitirá a los discapacitados utilizar el dispositivo con facilidad. También para permitir que la mano pueda realizar la mayoría de los movimientos de agarre de la taxonomía Cutkosky. Dónde se caracteriza que los cuatro dedos principales generalmente se flexionan y extienden en

el mismo ángulo con el pulgar como gancho (Gerez, Chen y Liarokapis, 2018). Por lo tanto, el guante garantiza tres grados de libertad (DoF) en el diseño usando los dedos pulgares, índice/medio y anular/meñique vasta para poder realizar todos los agarres de presión que se observan en la Figura 13 consiguiendo un diseño capaz de hacer una rehabilitación eficaz.

Dimensiones de la mano: Las manos al ser de diferentes tamaños será un punto de importancia a la hora de hacer el guante del dispositivo por lo que se requirió determinar la talla promedio de la misma, usando los datos de medidas de una mano regular como los valores estándar de la longitud de los dedos que se observa en la Figura 30 y Tabla 7 obtenida de un artículo de la Universidad Autónoma de Chile basada del Instituto Alemán de Normalización, DIN 33 402, la cual es un estándar de las técnicas y antropometría de las partes del cuerpo humano. También se utilizó las medidas de anillos de tallas estándar en el país de la falange proximal obtenidos en la Tabla 8 acotando el diseño al establecer las dimensiones del guante para estos segmentos con una medida estándar para el tamaño de mano promedio de la zona latino americana.

Figura 30

Medidas de la mano



Nota. Instituto Alemán de Normalización (2004)

Tabla 7*Dimensiones de una mano*

		Dimensiones en centímetros	
N°	Parte de la mano	Hombres	Mujeres
1	ancho del meñique en la palma de la mano	1,8	1,7
2	ancho del meñique proximo de la yema	1,7	1,5
3	ancho del dedo anular en la palma de la mano	2,1	1,8
4	ancho del dedo anular proximo a la yema	1,9	1,6
5	ancho del dedo mayor en la palma de la mano	2,3	2
6	ancho del dedo mayor proximo a la yema	2	1,7
7	ancho del dedo indice en la palma de la mano	2,3	2
8	ancho del dedo indice proximo a la yema	2	1,7
9	largo del dedo meñique	7	6,6
10	largo del dedo anular	8,6	8
11	largo del dedo mayor	9,2	8,5
12	largo del dedo indice	8,3	7,6
13	largo del dedo pulgar	7,6	6,9
14	largo de la palma de la mano	11,7	10,8
15	largo total de la mano	20,1	19
16	ancho del dedo pulgar	2,5	2,1
17	grosor de la mano	3,2	3,1

Nota. Propia basada en los datos de Martín (2012)

Tabla 8*Tallas de anillos en milímetros.*

Diametro(mm)	Circunferencia (mm)	Talla en Peru	Talla en España
14,6	46	3,75	6
14,9	46,6	4	7
15	47,2	4,25	7,5
15,3	47,9	4,5	8
15,4	48,3	-	8,5
15,5	48,7	4,75	-
15,6	49	-	8,75
15,7	49,3	5	9
15,8	49,6	5,125	10
15,9	49,9	5,25	10,25
16	50,2	-	10,5
16,1	50,5	5,5	11
16,2	50,9	-	11,5
16,3	51,2	5,75	-
16,4	51,5	-	12
16,5	51,8	6	12,5
16,7	52,5	6,25	13
16,9	53,1	6,5	13,5
17,1	53,8	6,75	14
17,2	54	-	14,5
17,3	54,5	7	15
17,5	54,8	7,25	15,5
17,7	55,7	7,5	16
17,8	55,9	-	16,5
17,9	56,4	7,75	17
18,1	57,1	8	18
18,3	57,6	8,25	18,5
18,5	58,2	8,5	18,75
18,6	58,4	-	19
18,7	58,7	8,75	-
18,8	59	8,875	19,5
18,89	59,3	9	-
19,1	60	9,125	20
19,2	60,3	9,25	-
19,3	60,6	9,375	21
19,5	61,2	9,5	21,5
19,6	61,6	9,75	-
19,8	62,3	10	22
20	62,8	10,25	22,5
20,2	63,4	10,5	23
20,3	63,8	10,625	24
20,4	64,2	10,75	-
20,6	64,9	11	24,5
20,7	65,2	11,125	25
20,8	65,5	11,25	-
20,9	65,7	-	26
21	66,2	11,5	26,25
21,1	66,5	11,625	26,5
21,2	66,7	11,75	-
21,3	66,9	12	27
21,5	67,5	-	27,5
21,6	68,1	12,25	27,75
21,9	68,7	12,5	28
22,1	69,4	12,75	29
22,3	70,1	13	30
22,6	71	13,5	-
22,7	71,2	-	31
22,9	72	-	32

Nota. Propia basada en los datos de Glamira (2017)

Tipo de actuador: Para que el guante permitiera al paciente recuperar su función de agarre en la mano fue requerido el uso de un sistema de actuación entre los ya mencionados en el capítulo anterior para la reactivación de la función musculoesquelética en la mano.

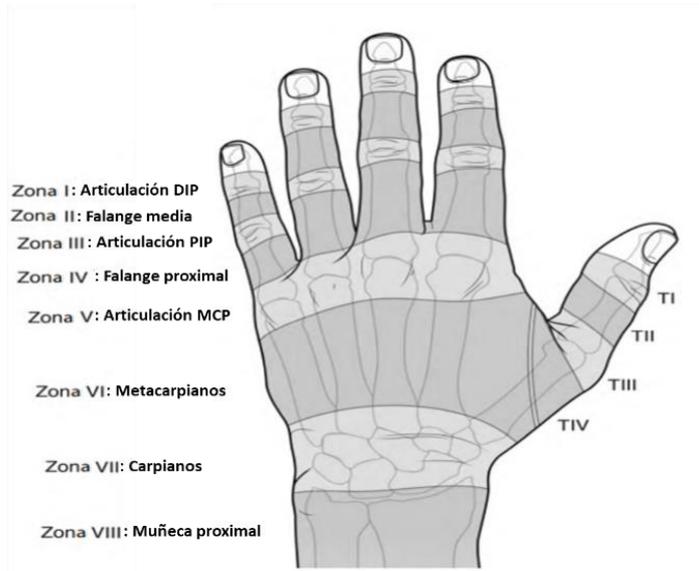
El sistema de accionamiento por cable se seleccionó ya que permite un mecanismo de fácil mantenimiento, más económico que el sistema hidráulico o neumático. Para el acoplamiento de cables al diseño se integró tubos de poliuretano para alinearlos, reducir la fricción y facilitar su manejo.

El diseño del enrutamiento consistió en tubos de poliuretano que harán de guía para los cables que abarcan desde el actuador hasta la zona IV de la mano donde se separa el cable trenzado por los extremos para ir por la estructura del exoglove llegando al dedal que actuará como punto de apalancamiento en el dedo por ser el punto más distal de la mano con el fin de transferir la fuerza del actuador en los dedos haciendo que estos se muevan al empujar el dedal de modo que este genere los movimientos de flexión y extensión.

Por la complejidad de la mano, el diseño solo se enfocó en la movilidad de las zonas de la mano I a IV de la clasificación de lesiones tendinosas en la mano según La Federación Internacional de Sociedades de Cirugía de la Mano (IFSSH) que se observa en la Figura 31 por lo que fue necesario poner a lo largo de los dedos anillos para actuar como puntos de anclaje en las falanges que sirven de puntos fijos al que se sujetan las guías de los cables lo más cerca posible del dedo evitando torceduras en el enrutamiento que aumente la fricción con el cable.

Figura 31

Clasificación de las lesiones de la mano según zonas.

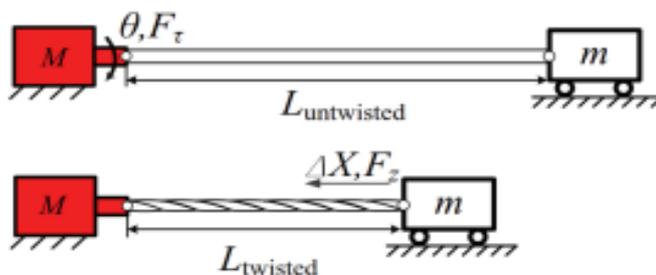


Nota. Merritt, Wong y Lalonde (2020)

Twisted String Actuators (TSA): Los actuadores cable drive se configuraron en base al concepto de los Twisted String Actuators que consta de un motor eléctrico conectado a un cable en dos extremos perpendiculares al rotor imitando una hélice de helicóptero para trenzar en cable transformando la fuerza rotatoria en una fuerza lineal al conectar el cable trenzado a un conector realizando un movimiento recto con una fuerza superior a la del torque del motor por el trenzado del cable. En la Figura 32 se muestra el funcionamiento de un Twisted string actuador del movimiento lineal para los cables enrutados.

Figura 32

Funcionamiento del Twisted string actuador

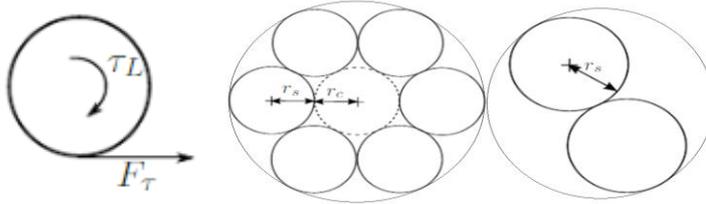


Nota. Mehmood, Popov, Gaponov y Ryu (2015)

Para brindar más pautas al modelo se analizó la cinemática del sistema de actuación para delimitar los componentes del guante. El movimiento lineal se analizó con el siguiente modelo matemático que se observa en la Figura 33 (Würtz, May, Holz, Natale, Palli y Melchiorri, 2010) .

Figura 33

Fuerza tangencial en el TSA



Nota. Würtz et al. (2010)

La Fuerza tangencial en el TSA se determina con la ecuación (1).

$$F_t = \frac{TL}{r} = \frac{TL}{r_c + r_s} \quad (1)$$

Donde:

F_t : Fuerza tangencial.

r_c : Radio del hilo central del cable.

r_s : Radio de los hilos externos.

r : Radio del cable.

TL : Torque externo.

La tensión de cada fibra del cable; asumiendo que la carga de la fuerza tangencial se distribuye igual sobre todo el cable se calcula con la ecuación (2) o por del análisis vectorial de las fuerzas con el teorema de Pitágoras en la Figura 34 obteniendo la ecuación (3):

$$F_i \times \sin \alpha = \frac{F_t}{n} \quad (2)$$

$$F_i = \sqrt{F_T^2 + F_Z^2}, F_T = \frac{T_L}{r_0} \quad (3)$$

Siendo:

F_i : Tensión de la fibra

F_z : Fuerza longitudinal

α : el ángulo entre los hilos

n : el número de hilos del cable

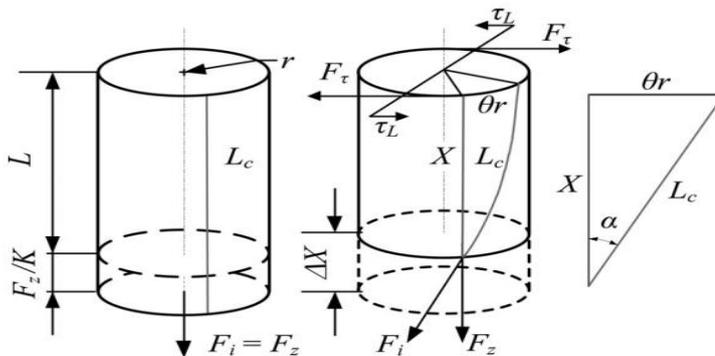
Con las ecuaciones (1) y (2) se calculó F_z , la fuerza longitudinal que actúa sobre el sistema, que se halla mediante la siguiente ecuación:

$$F_z = F_i \times \cos \alpha \rightarrow F_z = \frac{TL}{r \times \tan \alpha} \quad (4)$$

El desplazamiento de la longitud del cable puede ser calculado mediante la geometría de un cilindro, asumiendo que el radio del cable es variable durante su rotación, la sección transversal del cable varía su longitud durante su retorcimiento en un ángulo θ (Gaponov, Popov y Ryu, 2014), como se observa en la Figura 34.

Figura 34

geometría de un cable durante su retorcimiento



Nota. Gaponov, Popov y Ryu (2014)

Del análisis de la Figura 34 se obtuvo la ecuación (5) en base al teorema de Pitágoras para el cálculo de la extensión y compresión del cable.

$$X = \sqrt{L_c^2 - \theta^2 r_0^2} = L_c \cos \alpha \quad (5)$$

$$L_c = \sqrt{\theta^2 r_0^2 + X^2} \quad (6)$$

Entonces de la ecuación (5) y (6) se infiere que entre el ángulo de torsión θ y la contracción lineal del cable ΔX puede ser escrita como:

$$\Delta X = L_c - x = L_c - \sqrt{L_c^2 - \theta^2 r_0^2} \quad (7)$$

Donde

ΔX : Contracción del cable.

L_c : Largo de extensión de torsión del cable con carga.

X : Largo de contracción por la torsión del cable con carga.

r_0 : Radio del cable.

θ : Ángulo de torsión.

θr_0 : Longitud del arco del cable torcido.

α : Ángulo de hélice.

La longitud del cable también puede ser calculado mediante el coeficiente de rigidez del mismo junto a la carga a la que se somete de la siguiente forma:

$$L_c = \frac{F_i}{K} + L \quad (8)$$

En casos donde la fuerza de la carga externa es 0, $L_c = L$.

Donde:

L : Largo del cable sin carga,

K : Coeficiente de rigidez del cable

Analizando el cable como un cilindro compuesto de muchas fibras, estas no podrían ser comprimidas infinitamente, se puede asumir que el volumen del cable al torcerse sigue siendo constante donde $V_1 = V_0$, siendo el subíndice 0 y 1 correspondientemente el estado sin torsión y estado con torsión del cable, respectivamente. En base a eso el cable se analizó como un cilindro con un volumen $V_i = \pi r_i^2 X_i$, $i = 0,1$; donde r_i y X_i denotan el radio y el largo del cable cuando está en su estado inicial y al retorcerse, respectivamente, uno puede concluir que el radio del cable incremento como resultado de la contracción y que el incremento del radio puede describirse como:

$$r_{var} = r_0 * \sqrt{\frac{L_c}{X}} \quad (9)$$

Donde:

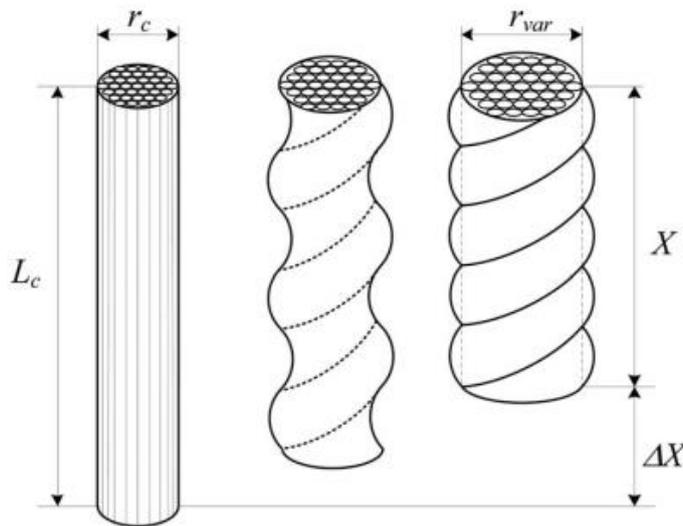
r_{var} : la variación del radio del cable.

De esta variación del radio de un cable, mostrado en la Figura 35, a pesar de esta alteración de radio no es lineal con la contracción del cable se puede sustituir en la ecuación (7) obteniendo la ecuación (10) (Gaponov, Popov y Ryu, 2014).

$$\Delta X = L_c - \sqrt{L_c^2 - \theta^2 r_{var}^2} \quad (10)$$

Figura 35

Alteración del radio de un cable durante su retorcimiento



Nota. Gaponov, Popov y Ryu (2014)

El ángulo α en este estado del cable se puede calcular mediante la relación trigonométrica que se aprecia en la Figura 35 la cual es:

$$\alpha = \arcsin \frac{\theta r_{var}}{L_c} \quad (11)$$

Para el proyecto se requerirá del control de la velocidad angular ya que la transmisión del sistema del twisted string se basan en posición del motor eléctrico con el cable, lo que posibilita el diseño de una ley de control en un cable con carga para determinar su velocidad lineal. Se asume que el radio del cable es constante r_0 , derivando la ecuación (7) obteniendo la siguiente relación.

$$\frac{dx}{dt} (\Delta X) = \frac{\dot{\theta} \theta r_0^2}{\sqrt{L_c^2 - \theta^2 r_0^2}} \quad (12)$$

De la cual se puede hallar la velocidad de traslación deseada $\Delta\dot{X}$, para la velocidad angular del motor que tuerce el cable mediante la siguiente ecuación:

$$\dot{\theta} = \Delta\dot{X} \frac{\sqrt{L_c^2 - \theta^2 r_0^2}}{\theta r_0^2} \quad (13)$$

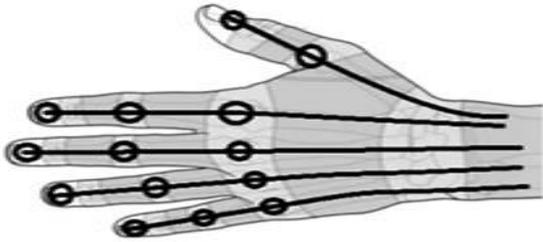
Si se considera que el radio del cable no permanece constante durante la torsión ($r = r_{var}$) lo que resultara en un nuevo término dependiente en la derivación del radio. En este caso derivamos la expresión en la ecuación (10) lo que nos permite calcular la velocidad de desplazamiento también para el control.

$$\frac{d}{dt}(\Delta X) = \frac{\dot{\theta} \theta r_{var}^2 + \theta^2 r_{var} \dot{r}_{var}}{\sqrt{L_c^2 - \theta^2 r_{var}^2}} \quad (14)$$

Guías del cable: El diseño requirió puntos de anclaje cuya disposición fue distribuida en las falanges como se representa en la Figura 36, cerca de sus respectivas articulaciones debido a que la fisionomía del dedo humano consiste de 3 articulaciones con 4 DoF. Estas tres articulaciones son la articulación DIP (interfalángica distal), PIP (proximal interfalángica) y MCP (interfalángica metacarpiana) donde las articulaciones DIP y PIP tienen un grado de libertad cada una, la articulación MCP dos grados de libertad lo que permite un complejo número de movimientos en la mano. La disposición de los puntos de anclaje en el guante nos asegura la capacidad de generar los movimientos deseados de la mano sin interferir con las articulaciones, minimiza la fricción y la fatiga del cable por uso. Para su manufactura se requiere un material con un bajo coeficiente de fricción para aumentar el número de usos del cable (Byunghyun, Choi, Lee y Cho, 2019).

Figura 36

Disposición de anclajes

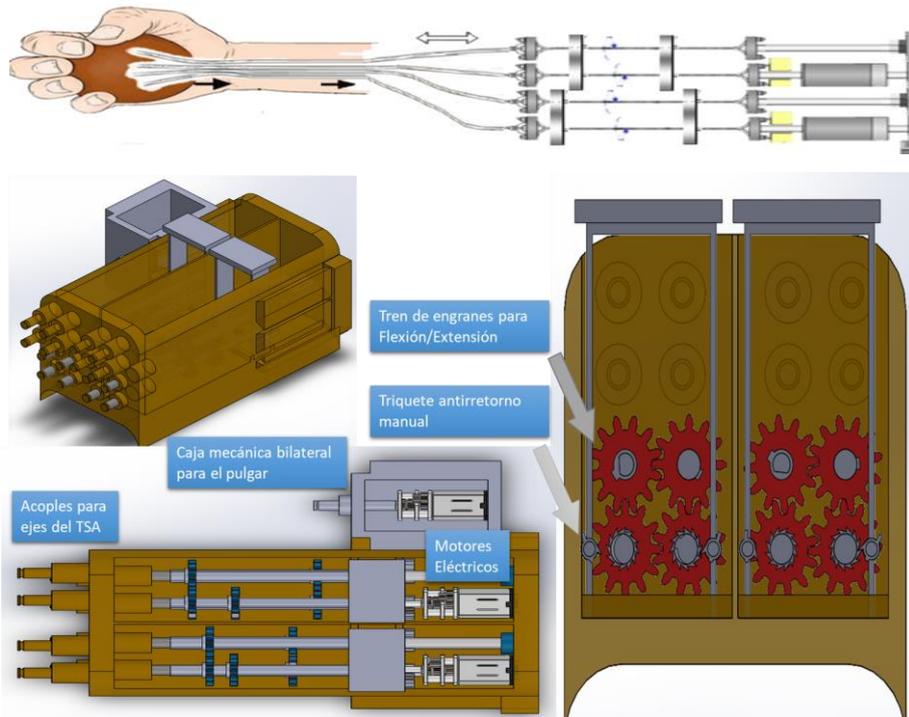


Nota. Elaboración propia (2022)

El mecanismo infractuado: El actuador irá situado en una caja con un mecanismo de subactuación posicionada en el antebrazo o en una mesa, esta se conectará al guante mediante hilo de nylon de 1.6 mm de diámetro que será el transmisor de la fuerza del actuador a las falanges de los dedos obligándoles a realizar movimientos de modo natural. Los cables están encerrados en tubos de poliuretano para evitar que se enrueden entre las diferentes cuerdas de cada par de dedos y el pulgar; limitando el movimiento de los cables a la guía de los anclajes facilitando el uso del dispositivo. Se observa en la figura 37 como estará formada la caja donde irá la parte activa del actuador conectado a los cables.

Figura 37

Mecanismo infractuado del exoglove



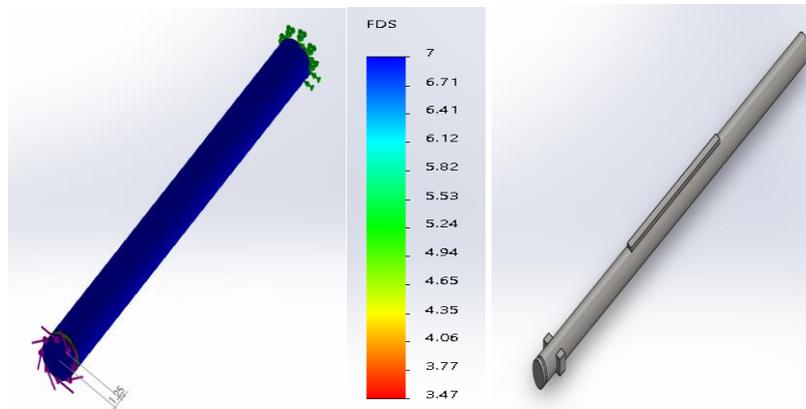
Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

El mecanismo moverá la mano al controlar 2 dedos con un solo motor en los dedos trifalángicos, mientras que el pulgar contará con un motor independiente para controlar solo el movimiento de la falange distal del pulgar ya que este estará estático por la férula exceptuando la parte superior posibilitando solo flexionar o extender el pulgar. Para permitir la aplicación del diseño para ambas manos, el mecanismo de accionamiento del pulgar puede acoplarse como un accesorio extra de forma bilateral a los lados de la caja mecánica que contendrá 1 motor, 2 ejes, 2 engranes y 3 rodamientos.

El mecanismo utiliza 2 motores que serán la fuerza motriz, seguido de 8 ejes que transmitirá la fuerza del motor al cable mediante acoples. Los ejes requirieron 14 rodamientos para reducir la fricción durante el funcionamiento del dispositivo a la vez que aseguran su posición en la caja. Se utilizó de material base el acero 304 que brindó un FDS (Factor de seguridad) de 3.5 que se observa en la Figura 38 valor obtenido de la simulación realizada en Solidwork ante fuerzas de torsión de 0.2N.m que pueden brindar los motores.

Figura 38

Ejes del mecanismo infractuado

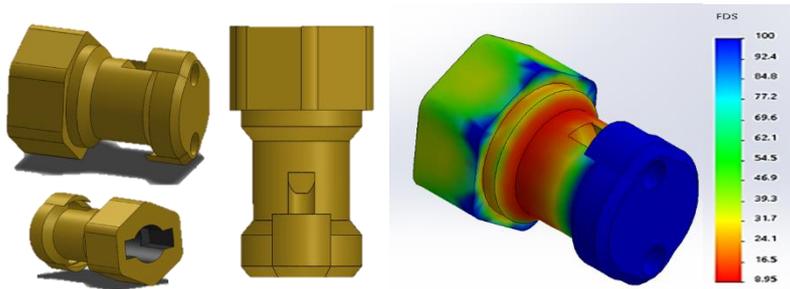


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

Los acoples para la torsión de los cables usaron acero 316 que es más resistente a la corrosión al estar en contacto directo con el ambiente. La pieza tiene un FDS de 1.8 según el análisis en Solidwork como se observa en la Figura 39 ante una fuerza de torsión de 1 N.m que exceden el par de los motores.

Figura 39

Ejes del mecanismo infractuado

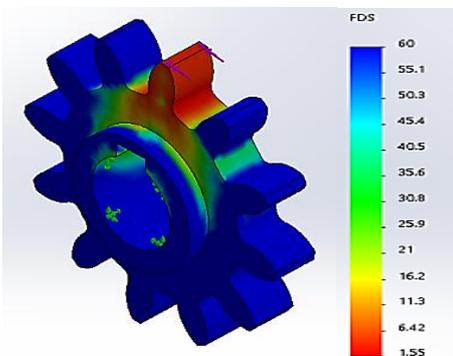


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

Para la distribución de la fuerza de los motores se usaron 16 engranes que transmitan el par a los diferentes ejes del mecanismo para realizar los movimientos de flexión/extensión de los dedos. Usando acero 304 el engrane consiguió un FDS de 1.5 ante fuerzas tangenciales de 30 N obtenidos del par del motor en los dientes del engranaje. En la Figura 40 se observa el esfuerzo mecánico al que estará expuesto el engrane.

Figura 40

Engrane del mecanismo infractuado

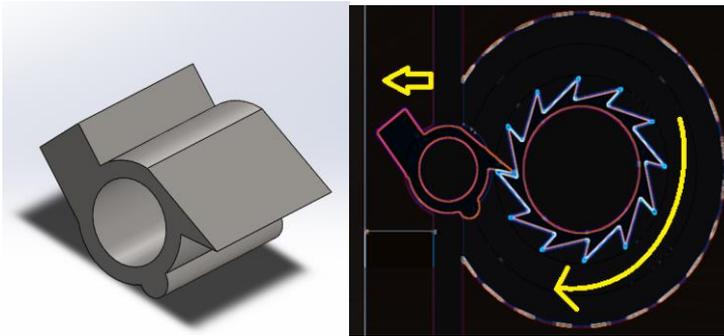


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

Cuando el motor se detiene hay riesgo que el mecanismo marche en sentido contrario a la torsión de la cuerda moviendo involuntariamente al paciente, por lo que se pusieron 2 trinquetes que permiten la rotación en un sentido, pero lo inhabilitan en sentido contrario. En las figuras 41 podemos observar el diseño y descripción del trinquete.

Figura 41

Trinquete del mecanismo infractuado

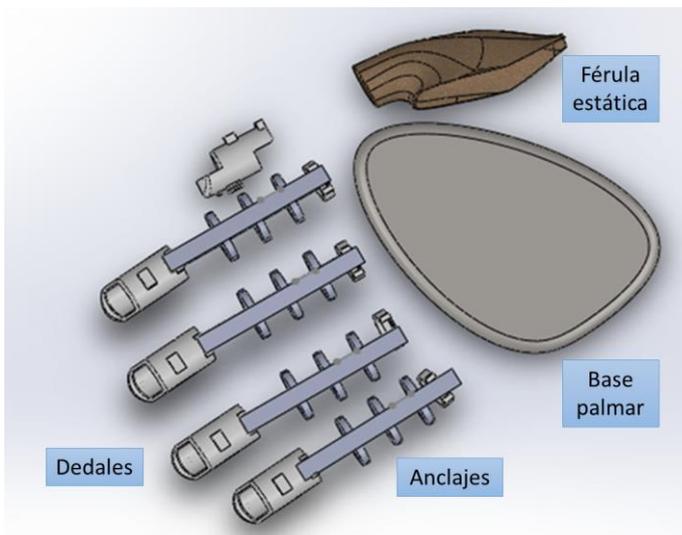


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

El guante: Para producir la estructura del exoglove las partes del guante se modelaron usando el SolidWorks como se observa en la Figura 42.

Figura 42

Partes diseñadas del guante

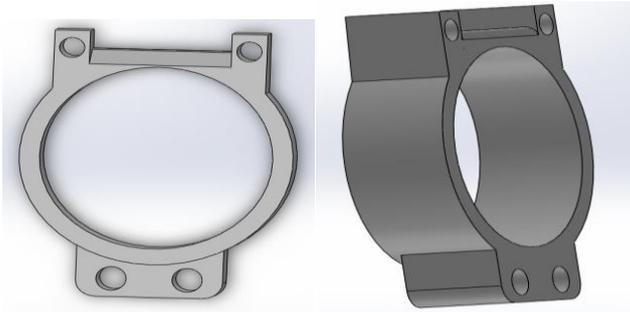


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

Se inició el diseño por los anclajes que van en la falange proximal de la mano que servirá como una guía para el cable que moverá los dedos. En la Figura 43 se observa la pieza de anclaje que irá en los dedos en la altura de la falange proximal.

Figura 43

Anclaje de la falange proximal del guante

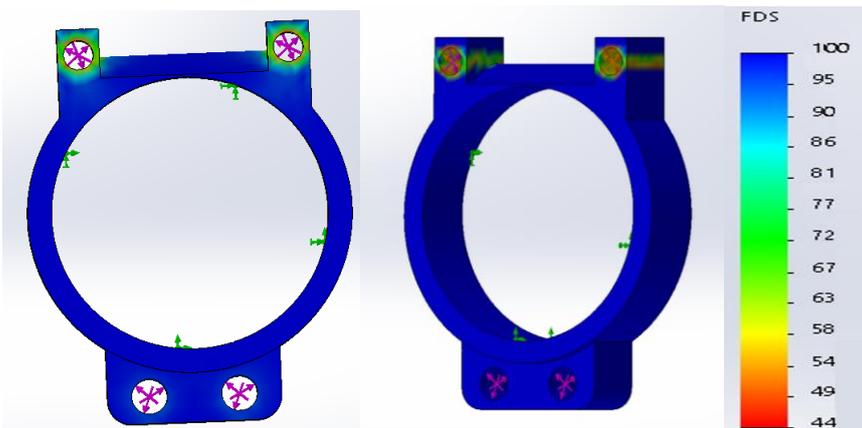


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

Del modelo se usa el solidwork para determinar las posibles deformaciones por las fuerzas a las que se verá afectado la pieza como se apreciará en la Figura 44.

Figura 44

Análisis de la deformación en el anclaje.



Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

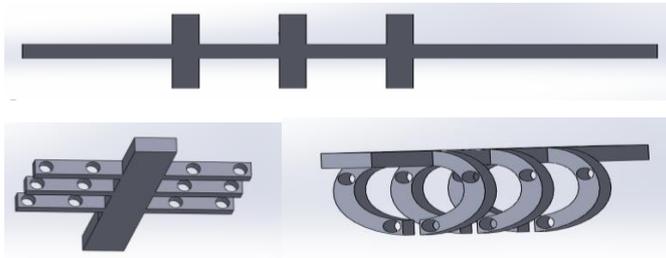
Se observó el efecto que tendrá sobre la pieza la operación que realizará. En la cual se ve el efecto de una carga de 5 N en la zona donde ira el cable guía que dará el movimiento, obteniendo una FDS de 45 usando como material ABS el cual es ligero y resistente a los químicos.

Para conectar los anclajes al dedal de forma que mantengan su posición en el dedo se generó una pieza blanda de conexión que usará los anillos como soporte y guía, lo que permitirá tener la facilidad de doblar los dedos, dar soporte a las falanges, al permitir direccionar la forma de movimiento, restringiendo el área y uniéndose a la siguiente pieza,

lo que mejorara el movimiento. En la Figura 45 se muestra la estructura de la pieza de conexión para las falanges.

Figura 45

Pieza de Conexión del guante

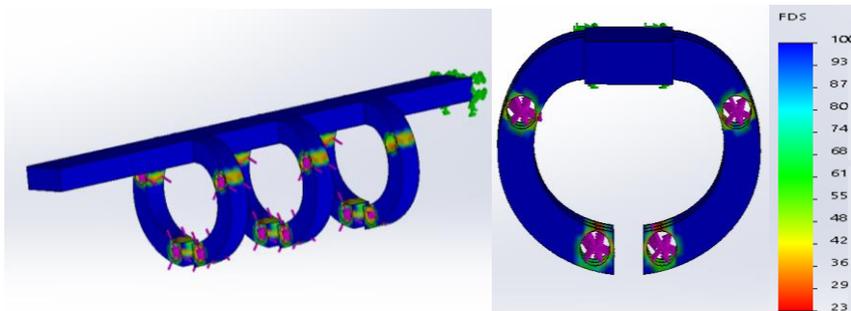


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

En la Figura 46 se verá su análisis de fuerza que actúan sobre la conexión hecha de TPU para brindar un marco suave para no interferir con la movilidad de las falanges de los dedos, obteniendo un FDS de 23 ante fuerzas de 5 N que pueden transmitir los cables.

Figura 46

Análisis de fuerza de la pieza de Conexión



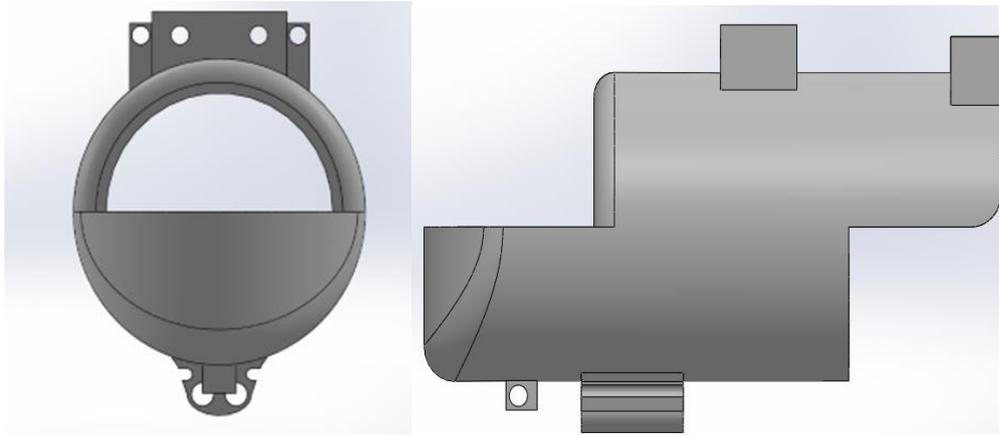
Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

En la punta de los dedos se ubica una de las partes más importantes del exoglove, el dedal un punto de anclaje para los movimientos de cada dedo.

En la Figura 47 se observa la forma de la pieza que irá en la punta de los dedos desde distintos ángulos.

Figura 47

Dedal del guante

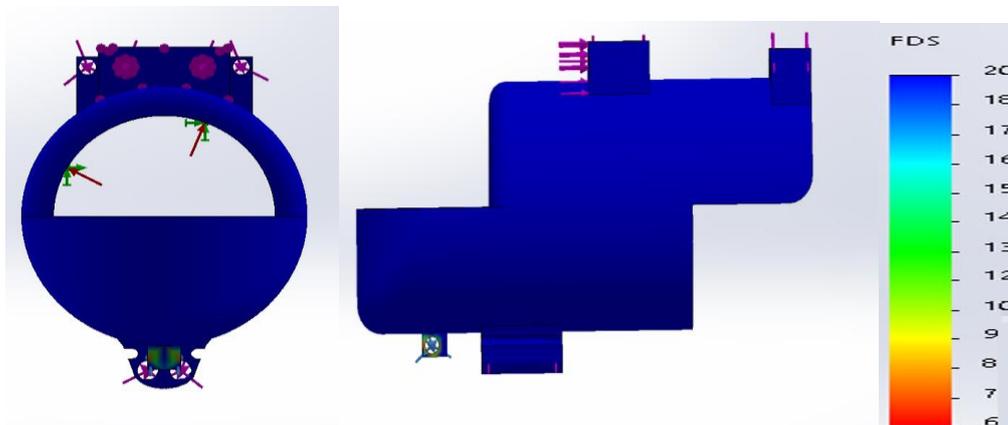


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

En la Figura 48 se observa el análisis de fuerza sobre el dedal de ABS obteniendo un FDS de 6,3 ante fuerzas de 10 N que pueden transmitir los cables en el extremo del dedo.

Figura 48

Análisis de fuerza del dedal

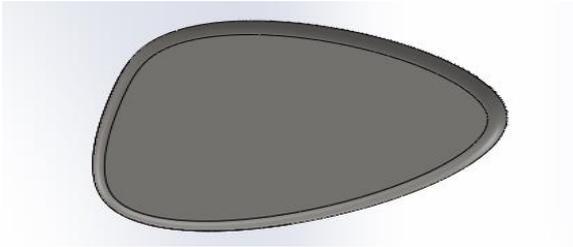


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

La siguiente pieza fue una base palmar que servirá para reducir la fuerza de impacto de los dedos al cerrarse y ayudará a mejorar el confort del paciente en los agarres. En la Figura 49 se observa la pieza que irá en la palma de la mano.

Figura 49

Pieza de la palma de la mano

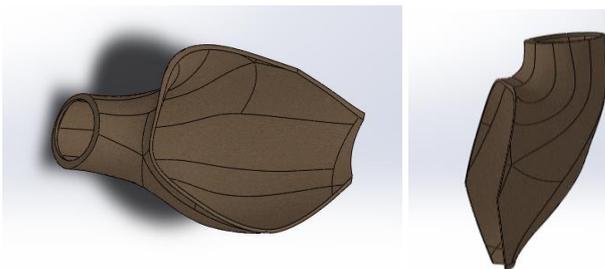


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

La siguiente pieza es una férula que estará incorporada para inmovilizar parcialmente el pulgar con la finalidad de facilitar el movimiento del mismo y lograr una mejor recuperación. En la Figura 50 se observará la férula diseñada.

Figura 50

Férula inmovilizadora del pulgar



Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

Estos son los componentes base para la parte del guante que irán recubiertos parcialmente, para su fácil colocación al paciente y mejor control del movimiento de la mano. Como se observa en la Figura 44.

3.2.1.2. Selección de materiales.

Para cumplir con sus funciones médicas, los materiales para las piezas del guante deben de tener las siguientes características físicas:

- A. Baja conductividad térmica: Permite que el material no se caliente por el calor corporal al estar en contacto con la piel.
- B. Resistencia a la tracción: Resistencia a la rotura por fuerzas cinéticas.

C. Límite elástico y módulo de elasticidad: Previene deformaciones permanentes en el material en los movimientos de flexión y extensión de la mano.

D. Baja densidad: Permite que el material no presente mucha carga a la mano.

E. Baja conductividad eléctrica: Mantiene al paciente aislado ante corrientes eléctricas que recorren el guante.

Para que el diseño del guante cumpla su función seleccionamos los materiales de las siguientes piezas del exoglove:

Guante: Para el guante se usará elastano mejor conocido como spandex o lycra que es un material resistente al sudor humano, al ser uno de los materiales más resistentes, lo que admite la incorporación de parte de los componentes dentro del guante y elástico permitiendo ser usado en distintos tamaños de mano auto ajustándose al usuario.

Anclaje: Para los puntos de anclaje se usará ABS un material termoplástico de baja densidad y una resistencia buena ante el desgaste por rozamiento entre los materiales.

Cable: En el caso de los cables se necesitará la selección del más apto para generar el movimiento de los dedos, la resistencia para su uso continuo e inocuo, además de poder aguantar el peso de cada dedo junto con el del guante que no es superior a los 430 gramos por mano. Con lo cual se tuvo que seleccionar entre las opciones que hay en el mercado de entre los más aptos para el trabajo serían el nylon, propileno, acero inoxidable y el kevlar. El material se eligió en base a su dureza y tenacidad para obtener una vida útil aceptable como la fuerza y resistencia a la abrasión requerida para el movimiento de los dedos. En la tabla 9 se observa las características de los materiales para determinar cuál se usará en esta investigación:

Tabla 9*Datos de materiales de los cables*

	Acero inoxidable	Nylon	Polipropileno	kevlar
Resistencia a la Traccion (Kg/mm ²)	50-70	78	2,75	356,9
Densidad(g/cm ³)	7,9 -8	0,00115	0,95	1,44
Modulo de elasticidad(N/mm ²)	193000	2850	1400	125000
Relacion de poisson	0,3	0,39	0,42	0,36
Diametro(mm)	0,2 - 6	0,16-5	0,16-3	1,5-3,4
Precio(soles/kg)	35	32	6	150
Resistencia a los compuestos quimicos	Si	Si	Si	Si
Punto de fusion (°C)	1400	268,8	160	500

Nota. Elaboración propia (2022)

Al tener los datos de la Tabla 9 se seleccionara el material ya que todos cumplen con los requisitos básicos para emplearse en el diseño, pero por la baja resistencia a la tracción del polipropileno se descartó, al ser menor al valor del ABS de los anclajes de 4,5Kg/mm² por lo que se desgastara muy rápido inhabilitándolo por el uso continuo; con el fin de determinar el material para el cable también se tomó en consideración la resistencia a componentes químicos más precisamente a la acidez ya que los químicos de limpieza que se usan tienen un pH de 8 y resistencia térmica ya que se limpia además en procesos con agua a 40°C y vapor a 135°C. Se consideró, además, la disposición de obtención del cable por lo cual se le dio una valoración subjetiva en base a la zona donde nos encontremos en este caso lima metropolitana y su precio en el mercado local. La disposición del material se calificó con respecto a nuestra zona lima metropolitana definiendo con un valor de 3 si se puede obtener en una ferretería común, un 2 para centros comerciales y un 1 para tiendas especializadas; con el fin de facilitar la ponderación para la elección del material se dispuso también de los valores a los precios por rangos, 1 será en el rango de 50 soles/kg a más para el valor 2 tendrá el rango de 10 a 49 soles/kg y para el valor de 3 estarán en el rango de 0 a 10 soles/kg. En el caso de la resistencia a los químicos y la temperatura lo obviamos ya que los 4 soportan el detergente de pH 8 que se usa en la limpieza de materiales en hospitales y la temperatura del vapor para la limpieza; En la resistencia a la tracción los valores fueron de 0 a 45 Kg/mm² como un 1, de 46 a 90 Kg/mm² como un 2 de 91 Kg/mm² en adelante un 3; finalmente en caso de la densidad se ponderó con los siguientes valores de 0 a 1 g/cm³ tendrá un valor de 3

de 1 a 3 g/cm^3 será un 2 y de 3 g/cm^3 para adelante será un 1. En base a estas variables se hizo la siguiente ponderación para determinar cuál es el mejor cable para el proyecto:

W: Resistencia a la Tracción con un valor de ponderación del 35%

X: Precio con un valor de ponderación del 30%

Y: la disposición de obtención con un valor de ponderación de 20%

Z: Densidad con un valor de ponderación de 15%

Dando como calcula una ecuación para la selección del material:

$$M = 0.35 \times W + 0.3 \times X + 0.2 \times Y + 0.15 \times Z$$

Para el acero inoxidable $M= 1.55$

Para el Nylon $M=2.35$

Para el Kevlar $M=1.85$

Con lo cual podemos determinar que el mejor material para el cable es el nylon seguido por el acero inoxidable

Se decidió que el cable de nylon se usará en el equipo por su tracción y una baja densidad con la que el guante no tendrá daños en los puntos de anclaje por fricción al ser un material con más resistencia que el nylon.

Tras su selección se revisó los tipos de nylon en el mercado que se observan en la Figura 51 del cual se eligió el Nylon 6 siendo menos rígido que otros:

Figura 51*Comparación de propiedades del nylon*

	Nylon 6	Nylon 6/6	Nylon 6/66	Nylon 6,6/9	Nylon 6/10	Nylon 6/12	Nylon 11	Nylon 12
Gravedad Especifica	1.13	1.14	1.12	1.11	1.08	1.07	1.04	1.02
Punto de Fusión °F(°C)	420 (215)	490 (254)	383 (195)	383 (195)	418 (214)	435 (224)	367 (186)	352 (178)
Absorción del Agua %@equilibrio (%de saturación)	2.7 9.5	2.5 8.75	2.5 9.0		1.5 3.3	1.3 3.0	0.8 1.1	0.7 1.4
Resistencia a la tracción Psi(Mpa)	11,500 (79)	12,000 (83)	10,000 (69)	8,650 (60)	8,500 (59)	9,000 (62)	8,500 (59)	7,000 (48)
Elongación %	60	50	300	365	77	50	330	
Modulo de Flexión Psi(Mpa)	390,000 (2690)	415,000 (2860)	400,000 (2760)	250,000 (1725)	280,000 (1930)	275,000 (1895)	180,000 (1240)	190,000 (1310)
Prueba de impacto Izod ft lb/in (J/m)	1.0 (53)	1.0 (53)		1.5 (80)	1.1 (59)	0.6 (32)	0.6 (32)	0.9 (48)
DTUL @ 264Psi °F(°C)	154 (68)	194 (90)			135 (56)	180 (82)	131 (55)	131 (55)

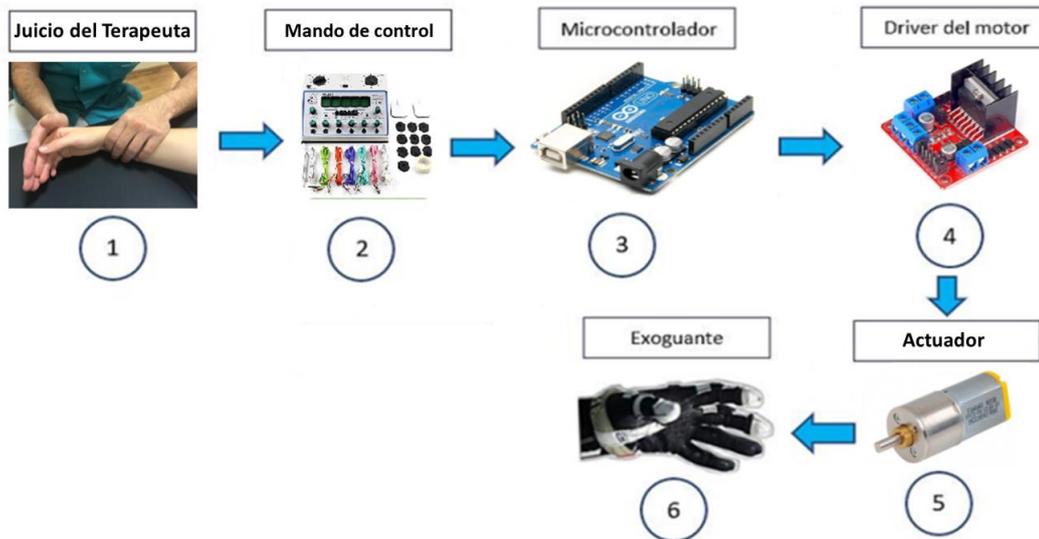
Nota. Nylene (2021)

3.3. Desarrollo electrónico

Para alimentar y controlar el movimiento de los actuadores en la ortesis encargados de mover los componentes, se requirió de un sistema electrónico que permitió la autonomía y el control de los distintos ejercicios de rehabilitación. El sistema de alimentación se conforma de un circuito regulador de corriente alterna a discreta que brinda la potencia para los diferentes actuadores del guante. En cambio, la arquitectura del sistema de control se organizó en un mando de control, microcontrolador, driver del motor, actuador y exoglove como se observa en la Figura 52.

Figura 52

Configuración del sistema electrónico del exoglove



Nota. Elaboración propia (2022)

3.3.1. Sistema de control

- Mando de control: Para que el terapeuta pueda manejar la operación del exoglove se diseñó un control que permita accionar diferentes secuencias de movimiento del dispositivo para la terapia del paciente, estos usarán 6 pulsadores para controlar la flexión o extensión de los dedos. 2 interruptores para la dirección de giro y la activación o apagado del sistema, además de una perilla para regular la velocidad de los motores que se conectarán en el microprocesador Arduino Mega que transmitirá los comandos a los actuadores. En la figura 53 se observa una simulación del control.

Figura 53

Control del dispositivo exoglove



Nota. Elaboración propia (2022)

- Actuator: Para reproducir la compleja funcionalidad de tendones y músculos de la mano deben ser reemplazados por actuadores con un mecanismo de infractivación para simplificar la cantidad de piezas del sistema permitiendo el uso de pocos actuadores para controlar un número mayor de grados de libertad (DOF) requeridos de la rehabilitación.

Para la selección del actuador se tuvo en cuenta la configuración de accionamiento por cable y su análisis, además para determinar el rango de la fuerza de agarre necesaria se tomó en cuenta la fuerza de los modelos antes mencionados para que los pacientes puedan realizar actividades diarias (AVD) es de solo 68 N y el promedio de la fuerza de la mano de entre 95-400 N de fuerza (Belter, Segil. Dollar y Weir, 2013). Además se consideró también la fuerza mínima para mover los dedos que es de 8 Newtons al final de la mano, este número se determinó con los datos obtenidos de la librería nacional de medicina de los Estados unidos del informe “Timing and extent of finger force enslaving during a dynamic force task cannot be explained by EMG activity patterns” donde se menciona la que la fuerza máxima de oposición de un dedo es de 8 N y la información mostrada en el capítulo anterior se determinó que la fuerza a actuar sobre el dedo debe estar entre los valores de 8 N y 10 N solo para moverlos, entonces el cable requerirá una fuerza de 8 N en el cable. Para conseguir que el sistema alcance el requerimiento de fuerza para cumplir su función, se usarán motores electrónicos generando la retracción de los cables, utilizando las ecuaciones del TSA se puede determinar la fuerza obtenida del motor con la ayuda de la ecuación (4) con el torque del motor de 0,20 N.m, el radio total del cable trenzado de nylon de 1.6 mm y el ángulo entre hilos sea 45° tenemos:

$$F_z = \frac{0.20 \text{ N.m}}{1.6\text{mm} \times \tan 45} = 250 \text{ N}$$

De la ecuación (4) se obtuvo una fuerza de 250 N excediendo el mínimo requerido para mover los dedos, requiriendo un torque menor que 0.20 N lo que nos permite seleccionar el motor para el sistema.

- Motor de corriente continua (CC): En la selección del motor fue necesario tomar en cuenta el peso. Los motores de CC son pequeños y livianos. Para determinar el motor del dispositivo comparamos las características de varios modelos comerciales tomando en cuenta el par principalmente. En la Tabla 10 se podrán observar 3 modelos de motores que se pueden obtener en el mercado local con sus características.

Tabla 10*Datos Técnicos de los Motores*

Descripción	Motores DC				
Modelo	GM20	F130	RS-545	12G88-215E.1001	N20 12V/100RPM
Voltaje	3-12v	3v	6-24v	4.5V	12v
Corriente pico	500mA-1A	800mA	257mA	600mA	200mA-600mA
Velocidad máxima	10-400rpm	27000rpm	2500rpm	10000 rpm	80rpm
Peso(kg)	60g	18g	80g	15g	40g
Torque	0.34 N.m	0.007 N.m	0.04N.m	0.0068 N.m	0.2N.m
Dimensiones	20mmx52mm	20mmx30mm	35,8mmx50mm	7mmx12mm	24mmx34mm
Precio	\$40.00	\$13.60	\$7.00	\$94.62	\$20.00

Nota. Elaboración propia (2022)

Para el diseño se seleccionó el motor N20 como motor para el exoglove. Ya que el motor tiene el menor peso en relación al torque mínimo requerido para el movimiento de los dedos y el motor RS-545 se descartó solo por ser menos eficaz y más pesado que el motor N20; pese a sus dimensiones mayores y peso mayor que los otros modelos, este motor posee una mejor fuerza de torsión que compensa el peso y una velocidad que permitirá evitar los daños por movimientos brusco a los pacientes en comparación a otros modelos.

- **Microcontrolador:** Para el control de los procesos del exoglove se seleccionó un microcontrolador capaz de comandar los actuadores y recibir la información de los sensores. En la Tabla 11 se observa un cuadro comparativo de microcontroladores.

Tabla 11*Comparación de microcontroladores*

Descripción	Microcontrolador			
Modelo	Raspberry Pi	Arduino Uno	ESP32	Arduino Mega
Memoria RAM	512 MB	2KB	448 KB	8KB
Voltaje	5V	5V	5V	5V
Pines de entrada/salida	26 pines digitales (4 PWM)	14 pines digitales (6 PWM) y 6 pines analógicos.	34 pines digitales y 16 pines PWM	54 pines digitales (15 PWM) y 16 pines analógicos.
Precio	\$/155,00	\$/70,00	\$/140,00	\$/80.00

Nota. Elaboración propia (2022)

El Arduino se seleccionó por su precio y facilidad de programación en comparación a otros modelos comerciales. La placa de Arduino Mega 2560 se utilizó para la gestión de operación de los actuadores. Esta versión de la placa Arduino cuenta con 54 pines de entrada y salida digitales, siendo 15 de ellos usables para salidas de PWM ,16 entradas analógicas, 4 UARTs (Hardware del puerto serial) y una conexión USB para el control de los sensores, actuadores y dispositivos periféricos. En la Tabla 12 se detallan los aspectos técnicos de un Arduino Mega 2560.

Tabla 12

Datos Técnicos del Arduino Mega 2560

Microcontrolador	ATmega2560
Voltaje de operación	5V
Entrada de voltaje recomendada	7-12V
Límites de voltaje de entrada	6-20V
Pines I/O Digitales	54(15 con salida PWM)
Pines analógicos	16
Corriente DC por Pin I/O	20mA
Corriente DC en el Pin de 3.3V	50mA
Memoria Flash	256KB siendo 8K usados por bootloader
SRAM	8KB
EEPROM	4KB
Velocidad del Reloj	16MHz
Leds internos	13
Largo	101,2mm
Ancho	53,3mm
Peso	37 gramos

Nota. Arduino (2020)

- Driver: Aparte de los controladores se necesitarán equipos extra para controlar los motores, los drivers son sistemas que se conectan al Arduino facilitando el control de los motores al contar con un equipo especializado para el manejo de los rotores, en la Tabla 13 se observa las opciones para el driver del guante.

Tabla 13

Comparación de Drivers

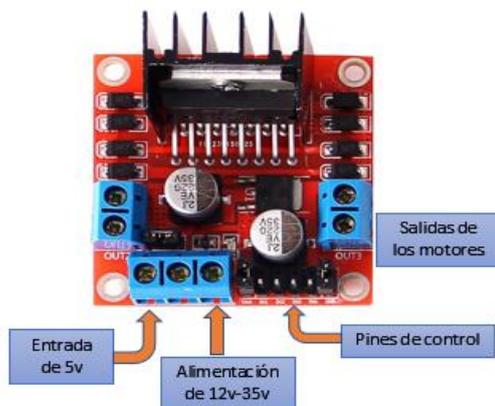
Carcterística	Controlador de motor Dc		
Modelo	L298N	L293D	L9110
Voltaje de alimentación	5V a 46V	4.5V-24V	2.5V ~ 12V DC
Corriente máxima	2A	1.2 A	1.5A
Proteccion	si	si	no
Salidas	2 motores DC	4 motor DC	2 motores DC
Precio	S/12.00	S/20.00	S/7.00
Dimensiones	43 x 23,9 x 43 mm	68 x 55 x 20 mm	31 x 22 x 12 mm

Nota.: Elaboración propia. (2022)

Por contar con protecciones contra voltaje el L298N fue el modelo elegido, pueden controlar 2 motores. Cómo se usarán 3 motores por mano se requerirá de 2 drivers para controlarlos.

Figura 54

Descripción del L298N



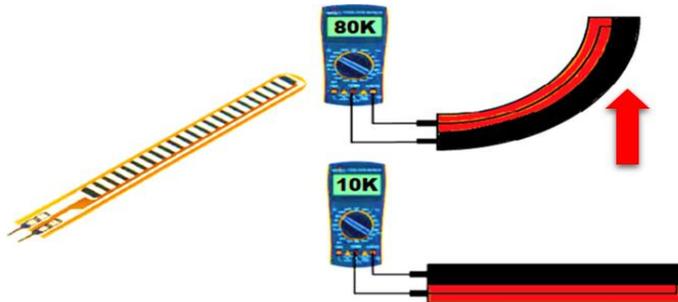
Nota. Elaboración propia. (2022)

- **Sensores:** Durante el proceso de flexión y extensión del exoglove se requirió de sensores que transmitan los datos de posición. Para detener el motor para el paciente en un rango que no produzca heridas al superar la capacidad de la mano. Por la estructura del guante al contar con un marco blandos y el área de cobertura de la mano, los sensores se limitaron según sus dimensiones y peso descartando encoders en cambio, los sensores de flexión piezoeléctricos mejor conocido como sensor Flex son apropiados debido a que al ser

flexibles y estirable para serán la mejor opción en los dedos blindado la información de posición de los dedos. En la Figura 55 se puede observar su funcionamiento

Figura 55

Funcionamiento del sensor Flex



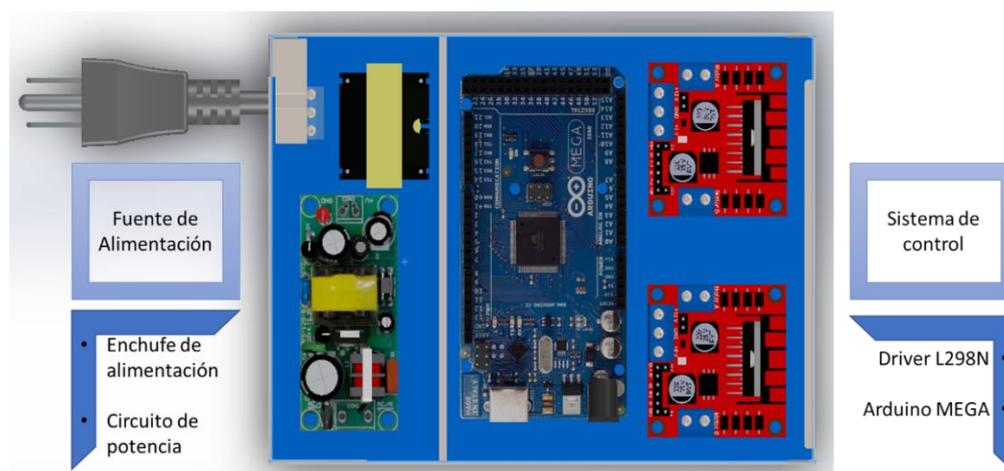
Nota. Elaboración propia. (2022)

3.3.2. Sistema de alimentación

La energía del equipo de rehabilitación se suministró mediante un circuito de baja tensión de 12V que usa una fuente alterna de 220 voltios. Para que el circuito alimente los actuadores de todo el sistema como se observa en la Figura 56, fue requerido aumentar la corriente que transita para obtener la potencia para el diseño. Además, debido a la corriente transferida de 12. Puede dañar el equipo, por lo que fue necesario limitar la corriente máxima para proteger el exoglove.

Figura 56

Configuración del sistema de alimentación del exoglove



Nota. Elaboración propia (2022)

•Circuito de potencia: El circuito regulador de corriente para adaptar la fuente suministrada por la red eléctrica local de 220 voltios a una fuente de 24.1 W que requiere el guante en base al consumo de sus componentes que se muestra en la Tabla 14.

Tabla 14

Comparación de Drivers

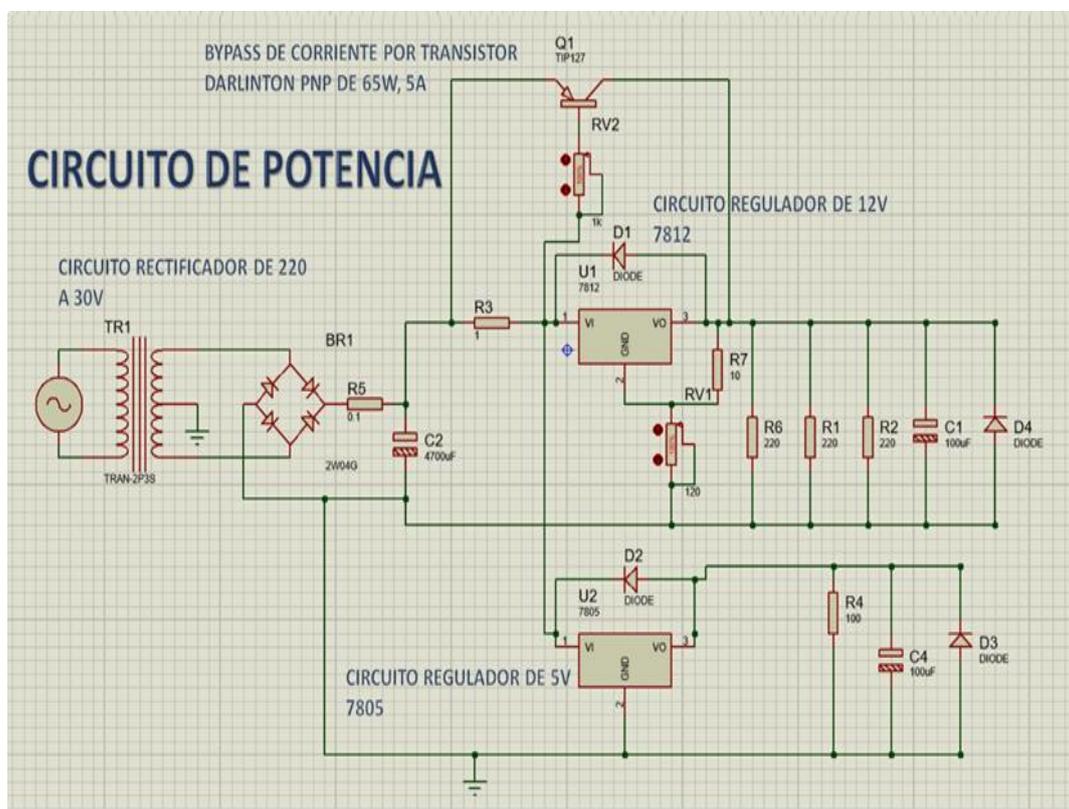
Instrumental	Tipo de carga	Cantidad	Corriente (A)	Potencia (W)
Arduino Mega	DC	1	100ma	0,5
Motor	DC	3	600ma	7,2
L298N	DC	2	200ma	1
Potencia Total				24,1

Nota. Elaboración propia (2022)

El circuito se conformó de los siguientes componentes reguladores que se observan en la Figura 57 para obtener la potencia adecuada para el exoglove:

Figura 57

Configuración del sistema de alimentación del exoglove



Nota. Elaboración propia (2022)

- **Rectificador:** Convertirá la fuente de corriente alterna a continua por medio de un transformador que baje la tensión para luego pasar al puente de diodos para polarizar el voltaje invirtiendo el semiciclo negativo de la fuente dejando que la resistencia R5 solo capte una señal de tensión de una polaridad que pasara aun condensador para filtrar el componente de corriente alterna y ruido que queda del voltaje a los reguladores.

- **Regulador:** Dispositivos de protección conformados por diodos y transistores contra sobrecargas mantienen estable la salida de corriente continua rectificada en un voltaje específico sin importar cuánto varíe su entrada según su rango de operación. Se calientan por el exceso de corriente requiriendo el uso de disipadores para bajar el calor, pudiendo manejar aumentos de 100 ° C. Entre los modelos observados en la Figura 58 se eligieron dos reguladores el 7812 y el 7805 cuya estructura se presenta en la Figura 59, para alimentar con tensiones de 12 y 5 voltios a los diferentes componentes.

Figura 58

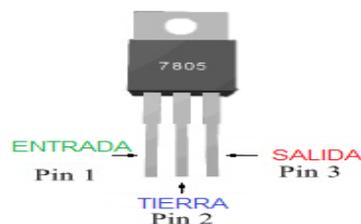
Modelos de circuito regulador

Código	Salida(V)	Rango de entrada(V)
7805	5	7 a 25
7806	6	8 a 25
7808	8	10,5 a 25
7809	9	11,5 a 25
7810	10	12,5 a 25
7812	12	14,5 a 30
7815	15	17,5 a 30
7818	18	21 a 33
7824	24	27 a 38

Nota. Electrónica Básica (2018)

Figura 59

Circuitos integrados de la Serie 78



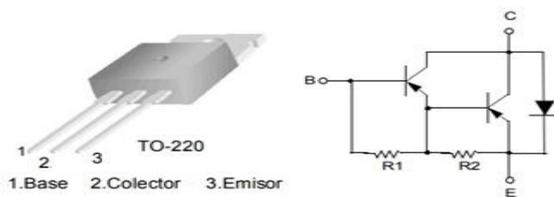
Nota. Sensoricx (2018)

- **Bypass:** Una desventaja del circuito regulador es la limitada corriente de salida que aporta una corriente máxima de 1.5 amperios antes de que el equipo se dañe y deje de

funcionar. Para entregar corrientes superiores se requiere introducir transistores que requieren una diferencia potencial de 0.7 voltios entre su base y emisor para funcionar como bypass es su estado de conducción. Para asegurar un elevado amperaje se aplicó un montaje Darlington, configuración en la que se utilizan 2 transistores PNP con un colector común, provocando un aumento en la corriente aportada. En la Figura 60 presenta la estructura de un montaje Darlington de un circuito integrado TIP127.

Figura 60

Circuitos integrados TIP127

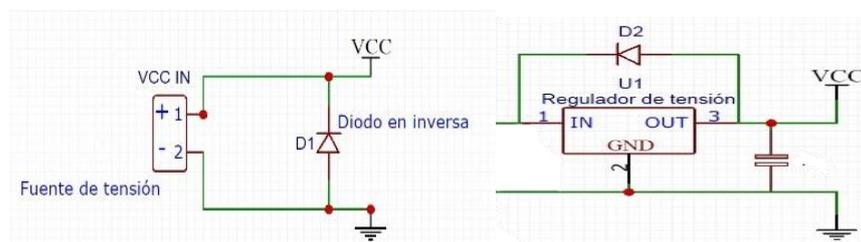


Nota. TdElectronica (2018)

Protecciones contra cortocircuito: El circuito contiene componentes con resistencia interna baja que pueden sufrir picos de corriente de más de 15A dañando el regulador si entrara en cortocircuito. Para evitar casos de cortocircuito como la polaridad invertida en diodos de los integrados dañe los componentes se ubicaron diodos que redireccionan estas corrientes por las vías adecuadas del circuito. En la Figura 61 se observa la ubicación de puntos de seguridad para el circuito.

Figura 61

Diodos de protección contra cortocircuito

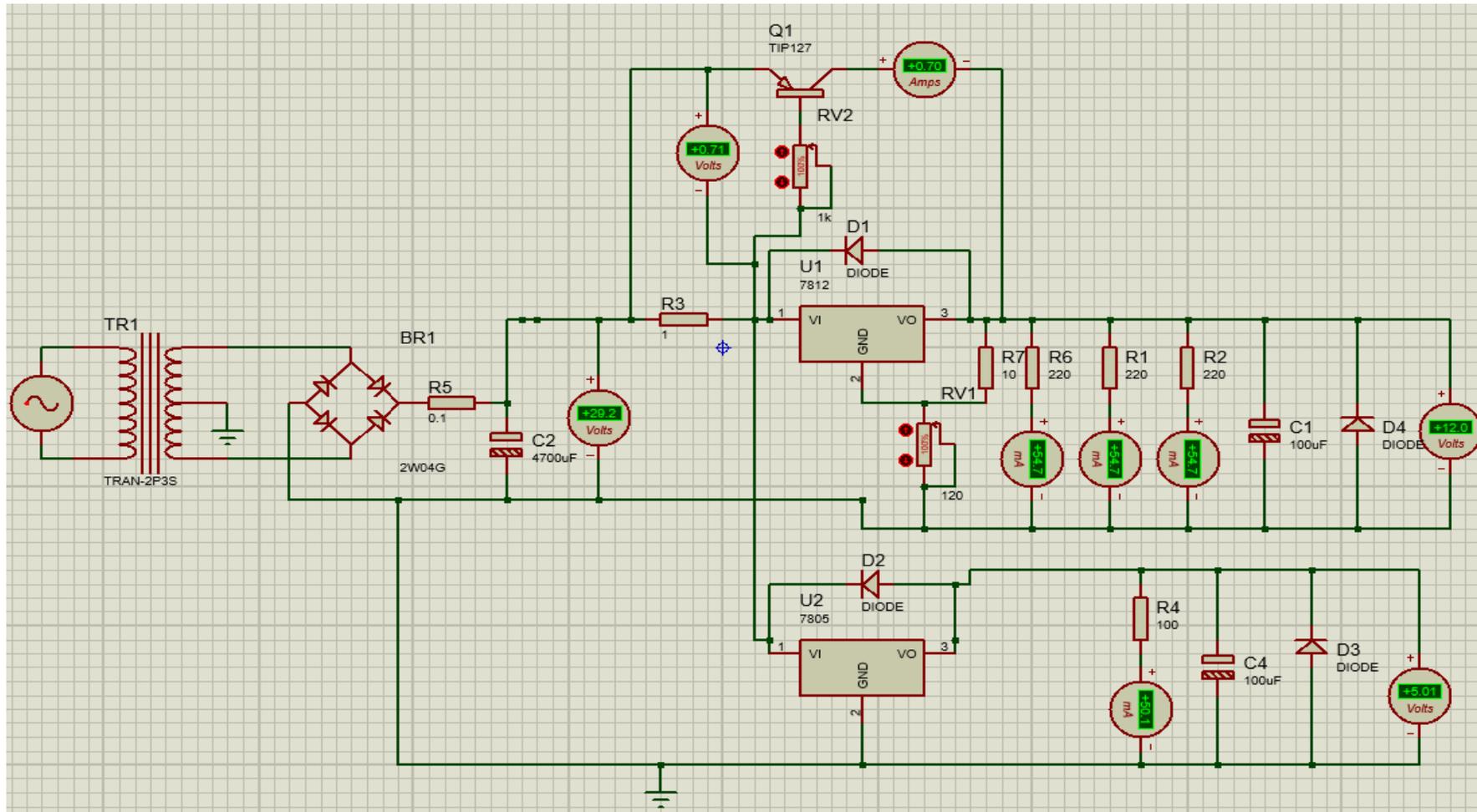


Nota. Electrónica Básica (2020)

Para la simulación del circuito utilizamos el programa Proteus. El esquema presenta los componentes elegidos para brindar la autonomía al guante como se visualiza en la Figura 62.

Figura 62

Esquema del circuito



Nota. Elaboración propia en Proteus (2022)

3.4. Desarrollo del software

En la parte de programación para la operación del guante se utilizó la plataforma Arduino IDE (Entorno de desarrollo integrado) para hacer el script del programa, permitiendo configurar las entradas y salidas del hardware según se requirió, de forma que el terapeuta pueda gestionar los movimientos del guante según su criterio durante la rehabilitación.

Programa: El código del exoglove estará compuesto por tres bloques principales, primero configurando los pines de entrada de la placa Arduino para la adquisición de señales analógicas a través de los sensores en los músculos flexores y extensores de los dedos como entrada de control y la regulación de la señal PWM para la modulación la velocidad de los motores mediante un potenciómetro en el mando como se observa en la Figura 53, el segundo es el bloque de condicionales en base al estado actual del mando del guante y el tercero es un bloque de interrupción de paro del sistema en caso de requerir detener el sistema en medio de la terapia. En la Figura 63 se observa el código de la configuración de los pines de los 3 bloques (ver Anexo E).

Figura 63

Código base del programa

```
void setup() { // configuracion de pines
  pinMode (IN3, OUTPUT); // pin del driver y dedal
  pinMode (IN4, OUTPUT);
  pinMode (INB, OUTPUT);
  digitalWrite(IN3, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
  digitalWrite(IN4, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
  digitalWrite(INB, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
  //pin de interrupcion
  pinMode(interruptPin, INPUT_PULLUP); // arduino mega puede configurar entradas con su resistencia internas de 20k
  attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(interruptPin), energia, LOW);
  pinMode(autoarriba, INPUT_PULLUP);
  pinMode(autoabajo, INPUT_PULLUP);
  // botones
  pinMode(arriba, INPUT_PULLUP);
  pinMode(abajo, INPUT_PULLUP);
  Serial.begin(9600); //Begin serial communication
}
void loop() { //Preparamos la salida para que el motor gire en un sentido
  digitalWrite (IN3, HIGH);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  VALORpot = analogRead(POT); //frecuencia de 980hz si es arduino uno
  CICLO = map(VALORpot, 0, 1023, 0, 255); // función map() para el cambio de rango de 0-255 en base al valor del potenciómetro
  analogWrite( INB, CICLO ); // actualizar ciclo de trabajo
  flexvalor = analogRead(flexPin); //leer del valor de flex
  Angulo = map( flexvalor, 700, 900, 0, 255); // este rango varia segun el sensor
  // si el interruptor de auto esta activo para la extencion
  if (interarriba == HIGH && Angulo>115 && Angulo2>115 && Angulo3>115){
    digitalWrite (IN3, HIGH);
    digitalWrite (IN4, LOW);
  }
}
void energia() { //rutina de interrupcion continua
  noInterrupts(); // para evitar que se interfiera
  analogWrite(INB, 0 );
  digitalWrite (IN3, LOW);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  interrupts(); // para interferirse al acabar 8}
```

Nota. Elaboración propia (2022)

Teniendo en cuenta que los usuarios son personas con algún tipo de discapacidad el dispositivo debe simplificarse para realizar pocas opciones de movimientos simples de controlar para mantener la seguridad del usuario. En la Figura 64 se observa un esquema simplificado del programa diseñado (ver Anexo F).

Figura 64

Esquema del código simplificado



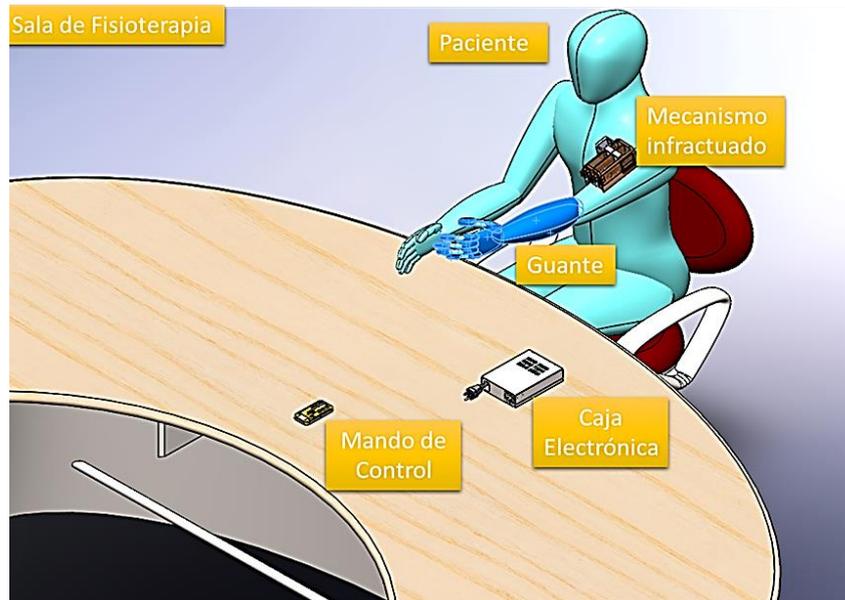
Nota. Elaboración propia (2022)

3.5. Diseño Final

El modelo final del dispositivo ensamblado cuenta con la capacidad de poder realizar el proceso de rehabilitación músculo esquelética de la mano, su marco permite el confort y ergonomía. A pesar de ser un exoglove hecho para la mano parte del sistema ira ubicado en el antebrazo o en una mesa por la disposición del espacio para mantener la comodidad del paciente, los cables de nylon permitirán el movimiento de los dedos para ejercitación manual con el mínimo desgaste y fueron distribuidos de forma que no interfiera con el agarre del paciente. En la Figura 65 se observa la descripción gráfica del diseño final.

Figura 65

Descripción gráfica del diseño



Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

CAPITULO IV: RESULTADOS

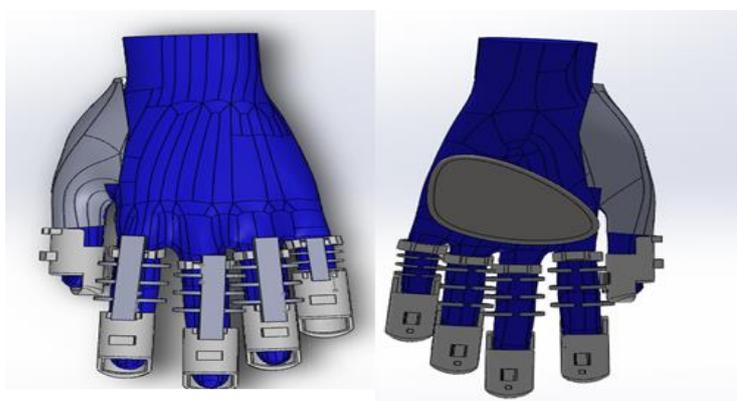
En el siguiente capítulo analizamos los resultados del diseño final del exoglove. De acuerdo con el análisis del modelo diseñado con TSA para ver si cumple con las funciones y requerimientos propuestos, haciendo uso de cuadros para analizar las propiedades del diseño y del software Solidwork para pruebas de resistencia de las piezas que conforman el proyecto demostrando la eficiencia del sistema diseñado para realizar los movimientos de extensión y flexión en la mano de los pacientes.

4.1. Análisis de parámetros

Tamaño del exoglove: El exoglove se diseñó de tal modo que permitió la adaptación a varios tamaños de mano en base a la talla promedio obtenidos de un artículo en base a la norma del Instituto Alemán de Normalización (DIN) 33 402 que se observaron en la Figura 30 y Tabla 7. Los materiales que se seleccionaron para la estructura del dispositivo permiten abarcar la amplia gama de tallas debido a las propiedades mecánicas del Spandex de poder expandirse 9 veces su tamaño original como material principal del guante y el TPU para brindar flexibilidad siendo ligero, con una elongación 3 veces mayor a sus dimensiones y resistente a los químicos como guía de los cables. Además, con el material ajustable del guante los elementos rígidos del diseño no producirán inconveniente por su ajuste en la mano tomando en cuenta el área adaptable que abarca del Spandex. En la Figura 66 se observa el área azulada que cubre el Spandex en el modelo final.

Figura 66

Diseño final del exoglove.

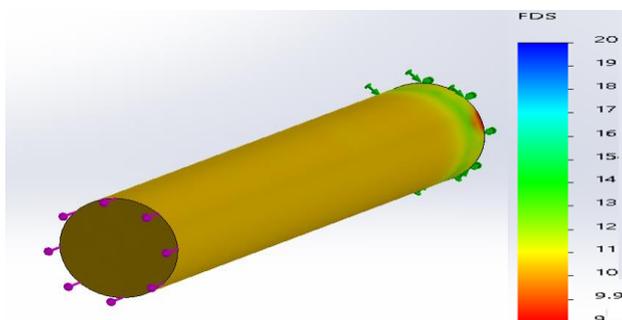


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

Resistencia: La estructura rígida del diseño permite un accionamiento repetido del proceso de agarre según la resistencia en el cable de nylon de 1.6 mm de diámetro con un límite elástico de 1400 N/mm^2 sometido al accionamiento mediante TSA que aporta una fuerza de 250 N según ecuación (4) con el máximo par del motor N20 de 0.2 N.m, resistiendo con un FDS de 9 como se observa en la Figura 67. Estimando que el máximo de tensión que soportan antes de la ruptura es 2250 N. Se determinó su efectividad para el cumplimiento de la tarea de flexión y extensión aun con una tensión que excede la fuerza requerida para mover los dedos de 8 N.

Figura 67

Análisis de fuerza en el cable de Nylon

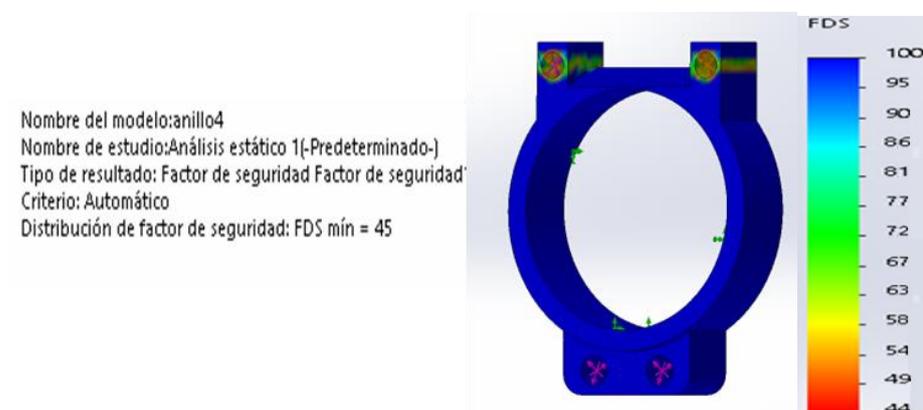


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

El sistema de TSA pasa por la parte interna del guante atravesando las falanges proximales mediante los anillos de ABS, aumentando la presión sobre la zona que recorre por el movimiento de los cables. Los resultados obtenidos fueron que a 5 N se obtendría un FDS de 45 como se observa en la Figura 68 y en la Tabla 15.

Figura 68

Análisis de fuerza del anillo



Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

Tabla 15*FDS del anillo de ABS.*

Anillo	
Fuerza(N)	FDS
5	45
15	15
30	7.5
150	2.5

Nota. Elaboración propia (2022)

De los anillos el cable pasa y se enruta por la conexión flexible de TPU que se mostró en la Figura 46 para habilitar los movimientos de terapia de la mano que sometido a una tensión de 5 N se obtuvo un FDS de 23 pero, considerando la fuerza del TSA al máximo, el enlace de TPU obtendrá una ruptura analizando su FDS a tensiones superiores de 100 N en la Tabla 16.

Tabla 16*FDS del anillo de ABS*

Enlace	
Fuerza(N)	FDS
5	23
15	7.6
30	3.8
150	0.7

Nota. Elaboración propia (2022)

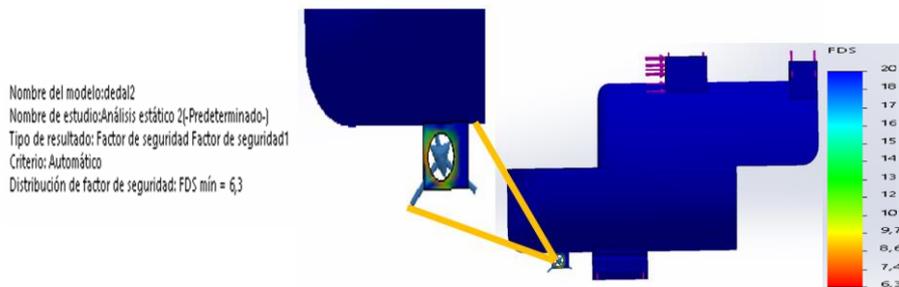
Con estos datos se determinó el esperado funcionamiento del anillo como guía para la operación de guante, pero el enlace hecho de TPU no es capaz de soportar las tensiones máximas del sistema requiriendo que se disminuya la potencia del motor o usar otro material flexible más resistente.

Al acabar el recorrido el TSA del guante, el cable pasa por el dedal de ABS para generar un apalancamiento entre las articulaciones del dedo y el cable requiriendo que este elemento resista la máxima tensión del TSA de 250 N. En el análisis de fuerza a 10 N realizado el FDS fue de 6,3 que sería insuficiente para tensiones superiores a 70 N. Se concluyó que según lo observado del diseño del dedal en la Figura 69 solo una zona reducida de la pieza tiene el riesgo de quiebre por lo que el dedal debe ser modificado

aumentando el grosor y peso de esa zona para cumplir con la operación de forma segura del guante.

Figura 69

Análisis de fuerza del dedal

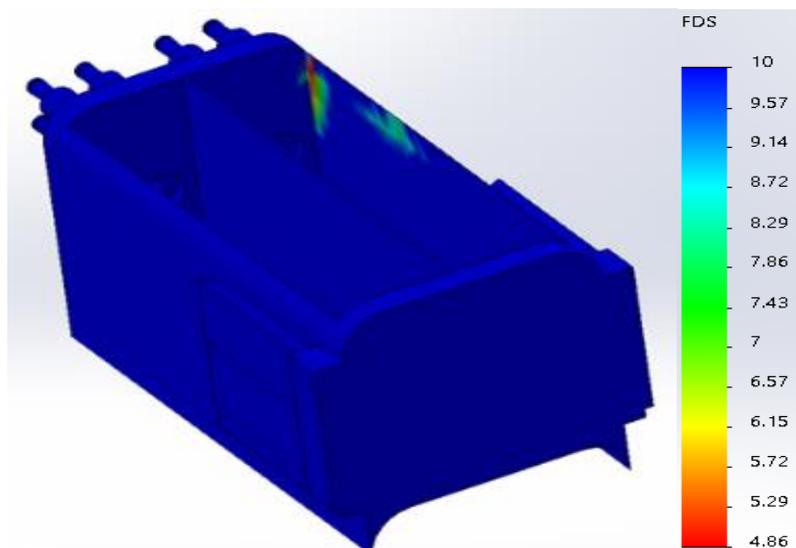


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

En la estructura mecánica infractuada para la actuación del TSA que se observó en la Figura 36 donde los motores eléctricos transmiten su fuerza a los cables se realizó el análisis de las diferentes tensiones que sufre la estructura en SolidWork. En el caso del marco de PLA llega a sufrir fuerzas de 200 N que se observa en la Figura 70 en base al torque transmitido del motor por los engranes lo que nos da un FDS de 4.9 lo que significa una resistencia a de tensiones de hasta 800 N, lo que demostraría su viabilidad de diseño.

Figura 70

Análisis del marco de PLA del mecanismo infractuado



Fuente: Elaboración propia en Solidwork (2022)

En la parte interna del mecanismo infractuado se optó por usar acero inoxidable como material en los ejes, engranes y trinquetes. En la Tabla N° 17, se muestra los valores del par de torsión que sufren los ejes del mecanismo hechos de acero 304 de la Figura 38 comprobando que la pieza puede resistir torsiones de 3 veces más que 0.2 N.m que brinda el motor.

Tabla 17

Resultados de pruebas de torsión del eje

Eje	
Carga Max.(N.m)	FDS
0.2	3.5
1	0.69
2	0.35
4	0.17

Nota. Elaboración propia (2022)

Los engranes del mecanismo infractuado transfieren la fuerza de par de 0.2 N.m del motor sometiendo los dientes a fuerzas de 30 N. En la Tabla N° 18, se analizaron los valores de tensión en los dientes del engrane usando acero 304 demostrando que la pieza resiste hasta 45 N antes de una ruptura. Lo que indica que la pieza no es completamente segura siendo requerido aumentar el grosor o reforzar el material hasta alcanzar un FDS de 2.

Tabla 18

Resultados de pruebas de torsión del eje

Engrane	
Fuerza(N)	FDS
1	46
3	15
5	9
30	1.5

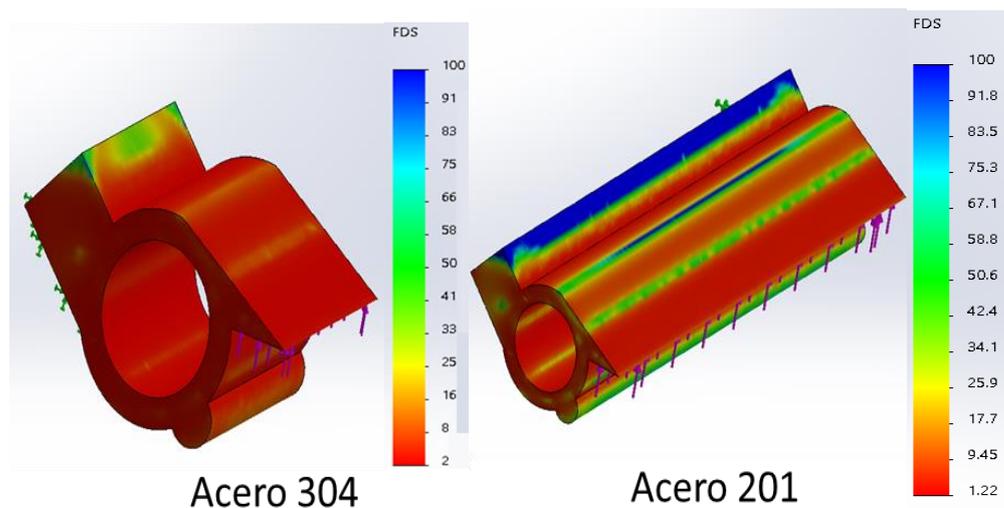
Nota. Elaboración propia (2022)

Los trinquetes del mecanismo infractuado deben detener y asegurar la posición del mecanismo cuando los motores se quedan estáticos necesitando como máximo soportar 100 N de fuerza que tendría el eje al intentar detenerlo en movimiento. En la Figura 71 se analizó dos modelos del trinquete 1 hecho de acero 304 y otro de acero 201 recocido

los valores de tensión en el primer modelo fue de un FDS de 0.24 mientras que el modelo de acero 201 con el largo extendido a 1 cm obtuvo un FDS de 1.2 demostrando su viabilidad antes de una ruptura. Lo que demuestra que el diseño del trinquete de acero 201 resiste las fuerzas del motor, pero no pasa el FDS de 2 necesario para la seguridad requiriendo aumentar sus dimensiones asegurando su correcto funcionamiento.

Figura 71

Análisis del trinquete del mecanismo infractuado

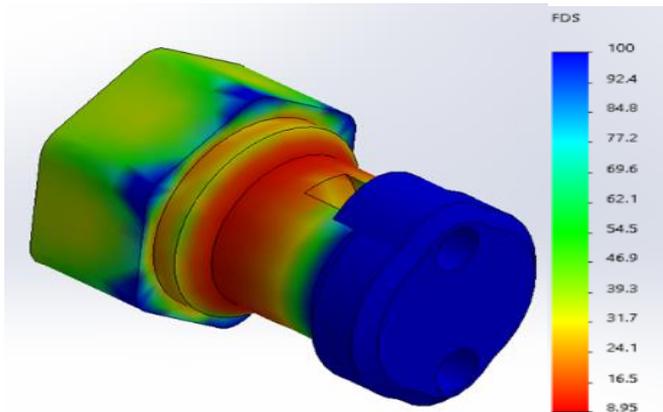


Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

Los acoples rápidos del mecanismo infractuado son un elemento externo de acoplamiento rápido similar a los conectores neumáticos donde se amarran los cables para el TSA. Siendo un elemento en contacto con el exterior se utilizó acero 316 para asegurar su resistencia química y limpieza. En la Figura 72 se analizó la resistencia a la torsión de la pieza obteniendo un FDS de 8.9 a 0.2 N.m de par del motor, demostrando su viabilidad para el TSA.

Figura 72

Análisis del acople rápido del mecanismo infractuado



Nota. Elaboración propia en Solidwork (2022)

Peso del exoglove: Uno de los principales factores para determinar la viabilidad de este diseño fue el peso que puede aguantar el paciente como ya ha sido mencionado antes la mano de un paciente no debe soportar más de 500 gramos y no más de 1kg en el antebrazo por lo que se comprobó el peso promedio de las piezas que irán en el cuerpo del paciente, como se observa en las Tablas 19 y 20 el peso del guante y el mecanismo infractuado respectivamente.

Tabla 19

Peso de las partes del guante

Elemento	Masa unitario (g)	Cantidad	Masa(g)
Guante	50,00	1	50,00
Anillos	1,80	4	7,20
Dedales	9,70	5	48,50
Conceter de TPU	14,36	4	57,44
Palma de Silicona	288,00	1	288,00
Ortesis del pulgar	31,75	1	21,00
Total			472

Nota. Elaboración propia (2022)

Tabla 20*Peso de las partes del mecanismo infractuado*

Elemento	Masa unitario (g)	Cantidad	Masa(g)
Motor	40,00	3	120,00
Eje	1,64	10	16,40
barra	12.86/4.67	10	111,98
Carcasa	306,49	1	306,49
Engranés	0,78	18	14,04
Rodamiento	31,75	17	539,75
Triquete	21	1	21,00
Total			1130

Nota. Elaboración propia (2022)

Con los datos de las tablas se confirma que es viable usar el guante, pero el mecanismo infractuado es muy pesado para que lo lleve un paciente en el antebrazo, requiriendo su disminución en su masa o configurarlo para empotrarlo en otra superficie.

Control del exoglove: Para el control del diseño se tomó en cuenta que se necesitó 3 salidas digitales pwm para los motores, 4 entradas analógicas para medir voltajes del regulador y sensores, además de 9 entradas digitales para pulsadores e interruptores del mando del guante como se observa en la Tabla 21. En base a esas características y los datos de la Tabla 11 el programa de control se hizo en base al Arduino mega al ser la mejor opción según las condiciones disponibles, el programa usa los sensores Flex para detener los movimientos de flexión y extensión del guante, también permite al mando la capacidad de regular la velocidad de los motores, detener la operación y cambiar entre un modo automático o un modo manual mediante pulsadores de apertura y cierre de la mano a juicio del terapeuta siendo esta la configuración más óptima disponible para el diseño actual.

Tabla 21*Entradas y salidas del control del diseño*

Pieza	Funcion	Cantidad	Entrada/salida
Motor DC	Permite la flexión y extensión de la mano	3	DO
Sensor Flex	Registra la posición y ángulo de los dedos	3	AI
Regulador de velocidad	Aumenta y disminuye la velocidad	1	AI
Interruptor de encendido	Habilita las funciones del sistema	1	DI
Interruptor de dirección	Automatiza la flexión y extensión de la mano	2	DI
Botones de flexión y extensión	Permite la flexión y extensión manualmente	6	DI

Nota. Elaboración propia (2022)

Costo del dispositivo: Para determinar la eficiencia del exoglove se revisó el precio de otros modelos. El prototipo del mecanismo accionado por cable de Openbionics cuesta 369 USD y pesa menos de 562 g, el exoglove diferencial de 4 salidas anteriormente mencionado cuesta 400 USD y pesa 690 g. Además, el precio en promedio de las férulas dinámicas es de 100 soles. En la Tabla 22 se dispuso el precio y peso de los componentes del diseño final.

Tabla 22*Precio y peso de las piezas del diseño final*

Elemento	Masa unitario (g)	Cantidad	Masa(g)	costo(\$)
Motor	40.00	3	120.00	60.00
Eje	1.64	10	16.40	0.18
barra	12.86/4.67	10	111.98	1.32
Carcasa	306.49	1	306.49	24.00
Engranés	0.78	18	14.04	0.16
Rodamiento	31.75	17	539.75	204.00
Triquete	21	1	21.00	0.22
Palma de Silicona	288	1	288	50
L298	60	2	120	24
transformador 220/24	589	1	580	63
Arduino Mega	70	1	70	80
Enchufe	-	1	-	10
Sensor Flex 2.2"	.	3	-	240
Ortesis del pulgar	32	1	32	2.6
Cables de nylon	1000	1	-	20
Conector de TPU	14	4	57	2
Anillos	1.8	4	7	1
Dedales	9.5	5	48	4
Guantes de spandex	50.0	1	50	50
otros	-	-	-	50
Total			2382	886

Nota. Elaboración propia (2022)

Se concluyó que el precio del dispositivo obtenido de la Tabla 22 no supera el precio promedio de otros modelos de exoglove mostrando la eficiencia del dispositivo diseñado.

Rendimiento: Para demostrar la efectividad del diseño se realizó una tabla comparativa que tomó las características de modelos de exogloves comparadas con el diseño final obteniendo la siguiente Tabla 23:

Tabla 23*Comparación de características del diseño final*

Modelo	SPAR	Exoglove diferencial de cuatro salidas	Diseño propio
Desplazamiento angular	72° MCP ,66° PIP, 66°DIP	-	-
Grados de libertad	7	4	3
N° de Actuadores	7	1	3
Tipo de Accionamiento	Tendon-drive	Tendon-drive	TSA
Fuerza de agarre	150N	100N	250N
Sensores	EMG, Encoder	EMG	Flex
Peso del guante(g)	220	739	472
Velocidad	-	-	-
Modalidades	semiautomatico	semiautomatico	Automatica-manual
Energía	-	Batería	Corriente directa
Control y configuración	Activacion mioelectrica	Activacion mioelectrica	control portatil
Costo(\$/)	-	1543	886

Nota. Elaboración propia (2022)

De la Tabla 23 se observó lo siguiente, que otros modelos logran una mayor cantidad de grados de libertad en comparación al diseño final para lograr más control en la mano, la mayoría de los modelos aplican como estándar un control por cable para la actuación de sus dispositivos al igual que el presente modelo, el control del guante de otros modelos es por Electromiograma aprovechando la interactividad del paciente con el dispositivo, a diferencia de usar un control por medio de sensores de posición como el sensor Flex que se eligió en la investigación para el control siendo este menos interactivo con el paciente. Concluyendo que, a lo largo de la investigación, al analizar la información y bases de los diferentes dispositivos observamos que el diseño cumple los requerimientos para su aplicación en rehabilitaciones, pero está alejado de ser un modelo que pueda ejecutar todas las posiciones de mano y mantener una conexión entre la mente del paciente con la estimulación siendo esta automática.

CONCLUSIONES

1. El resultado más importante en esta investigación era el peso de exoglove en la mano del paciente que resultó en un resultado óptimo de 472g menor al medio kilogramo que era el límite que un paciente podía soportar con lo que se afirma la viabilidad del proyecto.
2. En el caso de la caja mecánica que se pensaba llevar en el antebrazo queda claro que al exceder el peso de 1kg tendrá que reposicionarse o ponerse en una superficie para usarse por lo que a pesar de cumplir su función aún requiere de acciones correctivas para su correcto uso.
3. Los acoples rápidos serán un soporte idóneo del exoglove al poder retirarse de los actuadores al salir de los ejes; pudiéndose ajustar manualmente antes de reconectarlos para la fase de calibración según los diferentes tamaños de las falanges de los pacientes.
4. El diseño de exoglove propuesto puede proporcionar una gran potencia de agarre, ya que emplea el TSA que aumenta la potencia de los motores, por lo que se tiene que controlar los movimientos con sensores para no exceder la posición de movimiento deseada para no lastimar las manos.
5. El programa hecho para el control del exoglove resulta en un manejo fácil para el operario por medio del control.
6. La alimentación tiene la capacidad de soportar todo el sistema del exoglove para su funcionamiento óptimo.

RECOMENDACIONES

Se han presentado problemas al diseñar el exoglove con una variedad de soluciones y pautas que por diferentes motivos no se implementados entre las que tenemos:

1. Para que el diseño apoye a los pacientes con hemiparesia con su debilidad muscular severa para movimientos de agarre, debe evitar incluso un nivel bajo de interferencia mecánica con la flexión de los dedos que pueden afectar negativamente la funcionalidad de la mano produciendo micro lesiones en las articulaciones. Por lo que se necesita un mecanismo alineado con las articulaciones de la mano y manipulado por el terapeuta que evite su uso sin supervisión.
2. Para mejorar el tiempo de respuesta de la operación y la seguridad del paciente, una función de la pretensión es requerida, debido a la estructura blanda del guante que debe evitar la aplicación de una fuerza innecesaria sobre las articulaciones y la piel que puede provocar lesiones lo que reduce la eficacia del dispositivo.
3. Para mejorar las propiedades del guante como la higiene, se consideró el uso de polímeros impermeables al agua como el KE1300T que a diferencia de materiales como las telas que tienen ventajas en ventilación y resistencia a la tracción en comparación a los polímeros, son menos higiénicos y difíciles de implementar para tareas diarias y en el hospital por preocupaciones con la infección o la propagación de patógenos dañinos.
4. Se recomienda el uso de cables internos en el guante, de estar expuestos pueden ser obstruido mientras se agarra por los objetos, dañando el cable para evitar esto se debe enrutarse internamente o tener una vaina como los cables Bowden que minimiza la fricción.
5. En caso de personas con LME cuyas manos se alteraron de forma y tamaño por la atrofia muscular requieren de consideraciones especiales como piezas curvas en la zona palmar para adaptarse mejor al contorno de sus manos atrofiadas.

6. Esta investigación de diseño de un dispositivo médico será beneficioso para estudiantes que deseen investigar aplicaciones nuevas en los campos de la ingeniería enfocados al área médica y personal fisioterapéutico que desee investigar las implicaciones de los wearables en los procesos de rehabilitación.
7. Para mejorar las terapias se considera implementar en el dispositivo sistemas de biofeedback que motiva al paciente mediante estímulos de su actividad en tiempo real como las señales eléctricas, imágenes visuales o sonidos del cuerpo que al ser percibidas le permite conocer el desarrollo de su actividad fisiológica mejorando su curación.
8. Por los problemas antes mencionadas, para nuevas direcciones para mejorar el proyecto en el futuro se decidió investigar la aplicación de sensores electromiográficos y la ampliación de herramientas de visión artificial con VR para mejorar la retroalimentación de la actividad visual y sensorial para la rehabilitación de la mano

REFERENCIAS

- Abdullah, H., Tarry, C., Lambert, C., Barreca, S. y O'Allen, B. (2011). *Results of Clinicians Using a Therapeutic Robotic System in an Inpatient Stroke Rehabilitation Unit*.
<https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-50>
- Altúzar, R. (2017). *Transductores*.
https://www.sistemamid.com/panel/uploads/biblioteca/2017-08-05_12-37-21141764.pdf
- Araujo y Chirinos (2017). *Prototipo de sistema de complementación para la rehabilitación motriz de la mano derecha de las personas con artritis reumatoide* [Tesis de pregrado, Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas, Perú].
- Arce, C. (2005). *Ortesis de miembros superiores*.
http://www.arcesw.com/o_m_s.pdf
- Arteaga, A. (2012). *Alteraciones de las manos, México*.
https://alvaroarteaga.net/index.php?pag=m_galeria_imagenes&gad=galeria&id=1
- Arrow Electronics. (2017). *Arduino Uno vs. Mega vs. Micro*.
<https://www.arrow.com/es-mx/research-and-events/articles/arduino-uno-vs-mega-vs-micro>
- Autodesk (2020). *Software para impresión 3D*.
<https://www.autodesk.mx/solutions/3d-printing>
- Belter, J., Segil, J., Dollar, A. y Weir, R. (2013). *Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review*.
<https://www.rehab.research.va.gov/jour/2013/505/page599.html>
- Borja, J. y Valencia, E. (2020). *Diseño de Exoesqueleto para Rehabilitación de Mano afectada con Artrosis* [Tesis de pregrado, Universidad Tecnológica del Perú, Perú].
- Byunghyun, B., Choi, H., Lee, H. y Cho, K. (2019). *Exo-Glove Poly II: A Polymer-Based Soft Wearable Robot for the Hand with a Tendon-Driven Actuation System*.
https://c5576de1-f270-437c-a14ad91644d127f5.filesusr.com/ugd/f10924_48929992ce8f430d9acdd99a856e8c6e.pdf

- Camargo, L., Espinal, M y Peñaranda, I. (2017). *Ortesis para potenciar la funcionalidad de las manos de personas en condición de cuadriplejia incompleta* [Tesis de pregrado, Pontificia Universidad Javeriana, Colombia].
- Castillejos, F. (2014). *Sensores de posición angular*. [Tesis de pregrado, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla].
<https://repositorioinstitucional.buap.mx/bitstream/handle/20.500.12371/5111/128614T.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Cherian, B., Dominic, C., Vysakh, G. y Vishakh, K. (2018). *Exo-Glove: A Soft Wearable Robotic Hand for Stroke Survivors*.
<https://www.irjet.net/archives/V5/i5/IRJET-V5I5645.pdf>
- Clínica San Pablo (2018). *¿QUÉ ES EL SÍNDROME DE GUILLAIN – BARRÉ?*
<https://www.sanpablo.com.pe/que-es-el-sindrome-de-guillain-barre/>
- Dagmar, T. (1995). *Otimacao de sequencias de estimulacao eletrica*.
<http://repositorio.unicamp.br/jspui/handle/REPOSIP/261893>
- Doménech, F. (2017). *Prototipado y programación de una mano articulada para la mimesis mediante microcontrolador Arduino* [Tesis de pregrado, Universidad Politécnica de Valencia, España].
- ECI Emergencias Médicas (2012). *Botulismo: intoxicación alimentaria en Mendoza*.
<https://eciemergencias.com/>
- Espinoza, J. y Harcha, A. (2020). *Evaluación de actividades de rehabilitación física para un equipamiento que promueva inclusión de personas con discapacidad motriz, Víctor Larco-2019* [Tesis de pregrado, Universidad Cesar Vallejo, Perú].
- Fernández, Y. (2020). *Qué es Arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con uno*.
<https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno>
- Flores, A. (2017). *Huesos y Articulaciones de los Miembros Superiores*.
<https://mymedicinaorg.wordpress.com/2017/04/20/huesos-y-articulaciones-de-los-miembros-superiores/>
- Franco, I. (2018). *Detectores, sensores y transductores*.
<https://fim.umich.mx/teach/ifranco/notas/C6-Detectores%20sensores%20y%20transductores%20E.pdf>
- FREIMO (2017). *Concepto-Monoplejias*.
<http://www.freimo.com/patologia/Concepto-Monoplejia.html>

- Gaponov, I., Popov, D. y Ryu, J. (2014). *Twisted String Actuation Systems: A Study of the Mathematical Model and a Comparison of Twisted Strings*.
https://www.researchgate.net/publication/261957745_Twisted_String_Actuation_Systems_A_Study_of_the_Mathematical_Model_and_a_Comparison_of_Twisted_Strings
- Gerez, L., Chen, J. y Liarokapis, M. (2018). *On the Development of Adaptive, Tendon-Driven, Wearable Exo-Gloves for Grasping Capabilities Enhancement*.
https://www.minasliarokapis.com/2019_RAL_AdaptiveTendonDrivenWearableExogloves.pdf
- Gómez, S. (2020). *Órtesis vs Prótesis ¿Cuál es la diferencia?* España.
<https://www.asister.es/ortesis-vs-protesis-cual-es-la-diferencia/>
- Huaman, L. (2019). *Modelamiento y simulación en una prótesis transfemoral con amortiguamiento en la rodilla del sistema de control por el método de respuesta en frecuencia y método de espacio de estados* [Tesis de pregrado, Universidad Ricardo Palma, Perú].
- HUBS (2021). *PLA vs. ABS: What's the difference?*
<https://www.hubs.com/knowledge-base/pla-vs-abs-whats-difference/>
- Ingeniería Biomédica (2016). *Exo-Glove Poly: un guante exoesqueleto flexible*.
<https://www.ingenieriabiomedica.org/post/2016/03/09/exoglove-poly-un-guante-exoesqueleto-flexible>
- ISO (2020). *ISO 8549-1:2020, 3.1.2*
<https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:8549:-3:ed-2:v1:en>
- Juan, E. (2016). *Los dedos de la mano*.
http://www.traumazaragoza.com/Documentacion_files/Biomeca%CC%81nica%20de%20los%20Dedos%20de%20la%20mano.pdf
- Kandel, E. (1997). *“Introducción al Movimiento” en Neurociencia y Conducta*.
- Lopesino, D. (2018). *Análisis y Mejora del Diseño de una Mano Prostética* [Tesis de pregrado, Universidad Politécnica de Madrid, España].
- Marín, M., Pozo, J. y Simón, M. (2020). *Impresión 3D para Terapeutas Ocupacionales una guía práctica*. Colegio Profesional de Terapeutas Ocupacionales de Aragón (COPTOA), España.
<https://panel.coptoa.es/Archivos/Archivos%20subidos/LIBRO%20IMPRESION%203D%20COPTOA.pdf>

- Márquez, R. (2016). *Discapacidad física*.
<https://docplayer.es/14509917-Indice-1-concepto-de-discapacidad-fisica-2-clasificacion-de-las-discapacidades-fisicas-3-lesion-medular-t4-discapacidad-fisica.html>
- Mayo Clinic. (2021). *Accidentes Cerebrovasculares*.
<https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/stroke/symptoms-causes/syc-20350113>
- Ocello, M. y Lovotti, V. (2020). *Ortesis y prótesis Herramientas para la rehabilitación*
Universidad Nacional del Litoral, Argentina.
- OMS. (2021). *Discapacidad y salud*.
<https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>
- Pace, D. (2018). *Los Músculos*.
https://es.slideshare.net/dani_popi/los-msculos-2-parte
- Pierluigi, R. (2010). *On the Design of Underactuated Finger Mechanisms for Robotic Hands*.
<https://www.intechopen.com/chapters/18894#F1>
- PRIM S.A. (2014). *Guía de Patologías y sus indicaciones ortésicas*.
https://international.prim.es/images/products_pdf/patologias_catalogo_es.pdf
- RedUSERS. (2014). *Proteus Introduccion V 7.1*.
<http://www.redusers.com/:http://euloxio.myds.me/edu/sof/pro001/Proteus-Introduccion-v7-1.pdf>
- RNPCD-CONADIS. (2021). *Deficiencias y discapacidades de la población inscrita en el Registro Nacional de la Persona con Discapacidad a partir del Certificado de Discapacidad*.
<https://conadisperu.gob.pe/observatorio/wp-content/uploads/2021/05/Informe-CONADIS.pdf>
- Rosales, P. (2018). *Parálisis temporal*.
<https://www.elblogdelasalud.info/paralisis-temporal/7149>
- Rose, C. y O'Malley, M (2018). *A Hybrid Rigid-Soft Hand Exoskeleton to Assist Functional Dexterity*.
<https://mahilab.rice.edu/sites/default/files/publications/Rose2018RA-L.pdf>
- Rouvière, H. (2005). *Anatomía Humana Tomo 3*.
https://www.academia.edu/43569239/Anatom%C3%ADa_Humana_Rouvi%C3%A8re_Tomo_3_

- Salud180. (2021). *¿Cómo evitar un accidente cerebrovascular?*
<https://www.salud180.com/salud-dia-a-dia/galeria/como-evitar-un-accidente-cerebrovascular>
- SATIVIDA (2021). *¿Alivio de Esclerosis Lateral Amiotrófica con CBD?*
<https://www.sativida.es/pages/cbd-y-esclerosis-lateral-amiotrofica>
- Sociedad Española de Farmacia Hospitalaria (2019). *Me han diagnosticado Esclerosis Múltiple, estoy un poco confuso... ¿Qué es la Esclerosis Múltiple?*
<http://blog.sefh.es/me-han-diagnosticado-esclerosis-multiple-que-es-la-esclerosis-multiple/>
- SolidWorks®. (2010). *Tutorial de SolidWorks*.
https://my.solidworks.com/solidworks/guide/SOLIDWORKS_Introduction_ES.pdf
- Solomo, C. (2011). *Fundamentals of Digital Image Processing*.
- TAFAD y Cursos (2021). *Amplitud de movimiento*.
<https://www.tafadycursos.com/cuerpo-humano/amplitud-de-movimiento>
- Talsma E, de Haart, M., Beelen, A. y Nollet, F. (2009). *The effect of mobilization on repaired extensor tendon injuries of the hand: a systematic review*.
https://www.researchgate.net/publication/23628816_The_Effect_of_Mobilization_on_Repaired_Extensor_Tendon_Injuries_of_the_Hand_A_Systematic_Review
- Velázquez, J. (2016). *Sistema Esquelético-Muscular. Procedimientos Relacionados*.
<https://docplayer.es/16269414-Sistema-esqueletico-muscular-procedimientos-relacionados.html>
- Vertongen, J. y Kamper, D. (2021). *Design of a 3D printed hybrid mechanical structure for a hand exoskeleton*.
<https://tbirehabilitation.wordpress.com/2021/07/31/article-design-of-a-3d-printed-hybrid-mechanical-structure-for-a-hand-exoskeleton-full-text/>
- VIBO (2018). *La Hemiplejia*.
<https://guiadelasalud.info/blog/2018/02/21/la-hemiplejia/>
- Villanueva, V. (2002). *LA MOTILIDAD - 2ª parte: Las parálisis*.
<https://med.unne.edu.ar/revistas/revista118/paralisis.html>

- Wong, A., Wilson, M., Girnary, S., Nojoomi, M., Acharya, S. y Paul, S. (2018). *The optimal orthosis and motion protocol for extensor tendon injury in zones IV–VIII: A systematic review*.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5632567/pdf/nihms861228.pdf>
- Würtz, T., May, C., Holz, B., Natale, C., Palli, G. y Melchiorri, C. (2010). *The Twisted String Actuation System: Modeling and Control*.
https://www.researchgate.net/publication/224213388_The_Twisted_String_Actuation_System_Modeling_and_Control
- Zambudio, R. (2009). *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas*, Barcelona, España.
- Zapata, M. (2010). *Diseño de un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz* [Tesis de pregrado, Pontificia Universidad Católica del Perú].
http://repositoriocdpd.net:8080/bitstream/handle/123456789/65/Tes_ZapataVelezDeVillaMA_DisenEstimuladorElectrico_2010.pdf?sequence=1

ANEXOS

Anexo A: Afecciones que afectan la función motora de población discapacitada en el Perú del 2000 al 2020

Principales diagnósticos	Grupos de edad								Total
	0 a 2	3 a 5	6 a 11	12 a 17	18 a 29	30 a 44	45 a 59	60 a más	
	años	años	años	años	años	años	años	años	
	n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	
Total	627 (0,20)	4577 (1,50)	22058 (7,21)	28758 (9,40)	50818 (16,61)	57398 (18,76)	61983 (20,26)	79734 (26,06)	305953 (100)
Secuela de poliomielitis	0 (0,00)	0 (0,00)	6 (0,14)	14 (0,33)	54 (1,27)	903 (21,24)	2072 (47,45)	1257 (29,57)	4306 (1,41)
Esquizofrenia	0 (0,00)	0 (0,00)	8 (0,09)	51 (0,59)	1188 (13,76)	3279 (37,91)	2862 (33,18)	1249 (14,47)	8637 (2,82)
Retraso mental	40 (0,05)	634 (0,99)	7864 (12,31)	12691 (19,86)	19870 (31,10)	13918 (21,72)	6574 (10,29)	2309 (3,61)	63900 (20,89)
Trastorno general del desarrollo	26 (0,41)	350 (5,54)	2221 (35,18)	1940 (30,73)	1352 (21,42)	330 (5,23)	77 (1,22)	17 (0,27)	6313 (2,06)
Parálisis cerebral infantil	29 (0,34)	446 (5,25)	1810 (21,31)	1852 (21,80)	2573 (30,29)	1145 (13,48)	447 (5,26)	193 (2,27)	8495 (2,78)
Hemiplejía-paraplejía-cuadriplejía	10 (0,04)	132 (0,49)	731 (2,73)	1147 (4,28)	3131 (11,70)	5023 (18,76)	7161 (26,75)	9435 (35,24)	26770 (8,75)
Ceguera-disminución visual	12 (0,04)	108 (0,37)	602 (2,08)	1003 (3,47)	2338 (8,09)	4571 (15,82)	6637 (22,98)	13615 (47,13)	28886 (9,44)
Hipoacusia	14 (0,06)	175 (0,72)	1095 (4,54)	1754 (7,27)	4881 (20,22)	5227 (21,65)	5040 (20,88)	5955 (24,61)	24141 (7,89)
Síndrome de Down	194 (2,06)	980 (10,39)	2321 (24,61)	2079 (22,04)	2394 (25,38)	1044 (11,07)	344 (3,65)	74 (0,80)	9430 (3,08)
Anormalidad de marcha	4 (0,04)	39 (0,36)	213 (1,96)	361 (3,33)	865 (7,97)	1667 (15,36)	2825 (26,02)	4881 (44,97)	10855 (3,55)
Otros	298 (0,26)	1713 (1,50)	5185 (4,54)	5860 (5,13)	12160 (10,65)	20278 (17,76)	27931 (24,47)	40730 (35,68)	114155 (37,31)
No especificado	0 (0,00)	0 (0,00)	2 (3,77)	6 (11,32)	0 (00)	13 (24,53)	13 (24,53)	19 (35,85)	65 (0,02)

Fuente: RNPCD-CONADIS (2020).

Anexo B: Artículo 25 de la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad

Artículo 25 Salud

Los Estados Partes reconocen que las personas con discapacidad tienen derecho a gozar del más alto nivel posible de salud sin discriminación por motivos de discapacidad. Los Estados Partes adoptarán las medidas pertinentes para asegurar el acceso de las personas con discapacidad a servicios de salud que tengan en cuenta las cuestiones de género, incluida la rehabilitación relacionada con la salud. En particular, los Estados Partes:

a) Proporcionarán a las personas con discapacidad programas y atención de la salud gratuitos o a precios asequibles de la misma variedad y calidad que a las demás personas, incluso en el ámbito de la salud sexual y reproductiva, y programas de salud pública dirigidos a la población;

b) Proporcionarán los servicios de salud que necesiten las personas con discapacidad específicamente como consecuencia de su discapacidad,

incluidas la pronta detección e intervención, cuando proceda, y servicios destinados a prevenir y reducir al máximo la aparición de nuevas discapacidades, incluidos los niños y las niñas y las personas mayores;

c) Proporcionarán esos servicios lo más cerca posible de las comunidades de las personas con discapacidad, incluso en las zonas rurales;

d) Exigirán a los profesionales de la salud que presten a las personas con discapacidad atención de la misma calidad que a las demás personas sobre la base de un consentimiento libre e informado, entre otras formas mediante la sensibilización respecto de los derechos humanos, la dignidad, la autonomía y las necesidades de las personas con discapacidad a través de la capacitación y la promulgación de normas éticas para la atención de la salud en los ámbitos público y privado;

e) Prohibirán la discriminación contra las personas con discapacidad en la prestación de seguros de salud y de vida cuando éstos estén permitidos en la legislación nacional, y velarán por que esos seguros se presten de manera justa y razonable;

f) Impedirán que se nieguen, de manera discriminatoria, servicios de salud o de atención de la salud o alimentos sólidos o líquidos por motivos de discapacidad.

Fuente: Naciones Unidas (2021).

Anexo C: Inventario de actividad de brazos y manos de Chedoke (CAHAI)

Evaluación funcional del brazo y la mano en tratamiento después de un accidente

Consta de 13 actividades funcionales que involucran ambas extremidades superiores e incorpora una gama de movimientos y agarres que reflejan las etapas de recuperación motora después del accidente de choque. CAHAI evalúa la recuperación funcional del miembro superior.

1. Abre un tarro de café.
2. Marque el 911
3. Dibujar una línea con una regla
4. Vierta un vaso de agua
5. Escurra una toallita
6. Abotonarse cinco botones
7. Secar la espalda con una toalla
8. Ponga pasta de dientes en un cepillo de dientes
9. Cortar masilla de consistencia media
10. Limpiar anteojos
11. Cierra una cremallera
12. Coloque un recipiente sobre una mesa.
13. Llevar una bolsa por las escaleras

El CAHAI-7 utiliza las primeras 7 actividades. Los 13 juntos representan el CAHAI original. 1, 2, 4 y 12 fáciles de realizar; 8, 10, 11 y 13 moderadamente difíciles; 3, 6, 7 y 9 los de mayor dificultad, (aproximadamente 15-30 minutos). No está diseñado para medir la capacidad del paciente para completar la tarea usando solo la mano no afectada, sino para fomentar la función bilateral al usar ambas.

Puntuación:

Cada actividad del CAHAI se califica en una escala cuantitativa de 7 puntos donde 7 es la independencia de la mano

El terapeuta debe registrar el desempeño de la extremidad afectada en cada elemento marcando la casilla correspondiente. La tabla de puntuación del CAHAI es la siguiente

Elementos	Extremidad afectada	
1) Abre un tarro de café.	sostiene el tarro	Sostiene la tapa
2) Llamar al 911	Sostiene el receptor	marca telefono
3) Dibujar una línea con regla	Sostiene regla	sostiene la pluma
4) Ponga pasta de dientes en el cepillo de dientes	Sostiene pasta de dientes	Sostiene el cepillo
5) Cortar masilla de consistencia media	sostiene un cuchillo	Sostiene tenedor
6) Vierta un vaso de agua	Sostiene vidrio	Sostiene jarra
7) Limpiar un par de anteojos	Sostiene gafas	Limpia lentes
8) Cierra la cremallera	Sostiene cremallera	Sostiene tirador de cremallera
9) Sécate la espalda con una toalla	alcanza para toalla	Agarra el extremo de la toalla

El tiempo para administrar y puntuar el CAHAI es de aproximadamente 25 minutos

CAHAI es altamente aceptado por pacientes con parálisis, pero tendrá que tener cierta capacidad de movimiento activo en el brazo afectado.

Fuente: Figueiredo, S. (2009).

Anexo D: Ficha instructivo de la evaluación sensorial de Nottingham

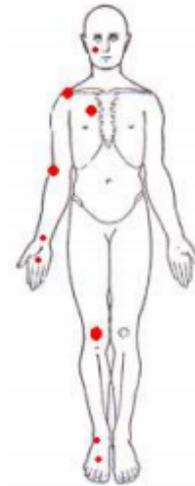
NOTTINGHAM SENSORY ASSESSMENT Instructions

The patient should be assessed in sitting and in a suitable state of undress (ideally in shorts & underwear, without TED stockings). It should be ensured the patient is comfortable and in a quiet area with no distractions. Each test is described and demonstrated to the patient before he or she is blindfolded. The blindfold is removed regularly throughout the test to avoid the patient becoming disorientated.

The body area to be tested is as marked on the body chart. Apply the test sensation to the test area, to the left and right side in a random order. The patient is asked to indicate, either verbally or by a body movement, whenever he or she feels the test sensation.

Each part of the body is assessed three times for each of the tests.

Presence of a reflex does not count as awareness of sensation, though this should be commented on in the comment box.



Tactile Sensation

If the patient has problems communicating begin testing light touch, pressure and pinprick sections.

Scoring criteria

0	<i>Absent</i>	Fails to identify the test sensation on three occasions
1	<i>Impaired</i>	Identifies the test sensation, but not on all three occasions in each region of the body or feels duller
2	<i>Normal</i>	Correctly identifies the test sensation on all three occasions
9	<i>Unable to test</i>	

Light Touch Touch, not brush, the skin lightly with a cotton wool ball.

Pressure Press the skin just enough to deform the skin contour using the index finger.

Pinprick Prick the skin with a neurotip, maintaining even pressure.

Temperature Touch the skin with the side of one of two test tubes, one filled with hot water, one filled with cold water (use the sides, not the bases of the test tubes). Apply hot and cold tubes in random order.

Tactile localisation Only test those areas on which the patient has scored 2 on the pressure section. Record all others as 9.

Repeat the pressure test with the index fingertip coated with talcum powder to mark the spot touched and ask the patient to point to the exact spot that has been touched. If communication permits, the test may be combined with the pressure test. 2cm of error are allowed.

Bilateral Simultaneous Touch Touch corresponding sites on one or both sides of the body using the fingertips and ask the patient to indicate if both or one (and which) have been touched. Only test those items on which patient has scored 2 on pressure section. Record all others as 9.

Equipment required: Blindfold, cotton wool ball, Neurotip, two test tubes, hot and cold water, talcum powder.

Kinaesthetic Sensations

All three aspects of movement are tested: appreciation of movement, its direction and accurate joint position sense are assessed simultaneously. The limb on the affected side of the body is supported and moved by the examiner in various directions but movement is only at one joint at a time. The patient is asked to mirror the change of movement with the other limb. Three practice movements are allowed before blindfolding.

The upper limb is tested in sitting, and the lower lying supine.

Scoring

0	<i>Absent</i>	No appreciation of movement taking place.
1	<i>Appreciation of movement taking place</i>	Patient indicates on each movement that a movement takes place but the direction is incorrect.
2	<i>Direction of movement sense</i>	Patient is able to appreciate and mirror the direction of the test movement taking place each time, but is inaccurate in its new position.
3	<i>Joint Position sense</i>	Accurately mirrors the test movement to within 10° of the new test position
9	<i>Unable to test</i>	

Equipment required: Blindfold.

Stereognosis

The object is placed in the patient's hand for a maximum of 30 seconds. Identification is by naming, description or by pair-matching with an identical set. Affected side of the body is tested first. The object may be moved around the affected hand by the examiner.

Scoring for each object

2	<i>Normal</i>	Item is correctly named or matched.
1	<i>Impaired</i>	Some features of object identified or attempts at descriptions of objects.
0	<i>Absent</i>	Unable to identify the object in any manner.
9	<i>Unable to test</i>	

Equipment required: Blindfold, 2p coin, 10p coin, 50p coin, biro (score 2 if labelled "pen"), pencil, comb, scissors, sponge, flannel (score 2 if labelled "cloth" or "face cloth"), cup, glass (score 2 if labelled "beaker").

Fuente: Universidad de Nottingham (2007).

Anexo E: Código simplificado del Exoglove

CODIGO_DE_PROGRA3 §

```
// Definicion de variables de los sensores
const int flexPin = A0; //pin A0 lee la entrada analogica del sensor flex en el dedo
const int indice = A1; //pin A1 lee la entrada analogica del sensor en el dedo indice y medio
const int anular = A2; //pin A2 lee la entrada analogica del sensor flex en el dedo anular y meñique
//-----
// definicion de botones manuales
const int arriba = 15; // boton que extiende el dedo
const int abajo = 16; // boton que contrae el dedo
const int arriba2 = 17; // boton que extiende el dedo
const int abajo2 = 19; // boton que contrae el dedo
const int arriba3 = 20; // boton que extiende el dedo
const int abajo3 = 21; // boton que contrae el dedo
//-----
//definicion del interruptor de paro

const byte interruptPin = 18; // pin 18 de interrupcion del programa
const int autoarriba = 12; // posicion que extiende la mano
const int autoabajo = 13; // posicion que contrae la mano
volatile byte state = LOW; //necesaria por que es una variable que cambia en interrupciones esto guardar el valor en la RAM

//-----
// regulador de velocidad POT
const int POT= A3; // pin al que se ha conectado el potenciómetro
//-----
// entradas del driver y de los dedos
int IN3 = 5; // Input3 conectada al pin 5 para el driver
int IN4 = 6; // Input4 conectada al pin 4 para el driver
int INB = 7; // entrada del habilitador
int IN5 = 9; // Input3 conectada al pin 5 para el driver
int IN6 = 2; // Input4 conectada al pin 4 para el driver
int INC = 3; // entrada del habilitador
int IN7 = 4; // Input3 conectada al pin 5 para el driver
int IN8 = 10; // Input4 conectada al pin 4 para el driver

int IND = 11; // entrada del habilitador
//-----
//Variables para almacenar datos:
int flexvalor=0; //valor del flex
int flexvalor2=0; //valor del flex2
int flexvalor3=0; //valor del flex3
int Angulo=0; // angulo del flex
int Angulo2=0; // angulo del flex2
int Angulo3=0; // angulo del flex3
int interabajo=0; // contraccion
int interarriba=0; // extension

int VALORpot=0; // almacenar el valor del potenciómetro
int CICLO=0; // ciclo de trabajo de la PWM

//-----
int buttonState = 0; // current state of the button
int buttonState2 = 0; // current state of the button
int buttonState3 = 0; // current state of the button
int buttonState4 = 0; // current state of the button
int buttonState5 = 0; // current state of the button
int buttonState6 = 0; // current state of the button

//-----

void setup() { // configuracion de pines
// pin del driver y dedal
pinMode (IN3, OUTPUT);
pinMode (IN4, OUTPUT);
pinMode (INB, OUTPUT);
digitalWrite(IN3, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
digitalWrite(IN4, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
digitalWrite(INB, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
```

```

pinMode (IN5, OUTPUT);
pinMode (IN6, OUTPUT);
pinMode (INC, OUTPUT);
digitalWrite (IN5, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
digitalWrite (IN6, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
digitalWrite (INC, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
pinMode (IN7, OUTPUT);
pinMode (IN8, OUTPUT);
pinMode (IND, OUTPUT);
digitalWrite (IN7, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
digitalWrite (IN8, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo
digitalWrite (IND, LOW ); // apago el motor poniendo el pin en estado bajo

//pin de interrupcion
pinMode(interruptPin, INPUT_PULLUP);// arduino mega puede configurar entradas con su resistencia internas de 20k
attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(interruptPin), energia, LOW);// attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(pin), ISR or function, mode)
pinMode(autoarriba, INPUT_PULLUP);
pinMode(autoabajo, INPUT_PULLUP);

//-----
// botones
pinMode(arriba, INPUT_PULLUP);
pinMode(abajo, INPUT_PULLUP);
pinMode(arriba2, INPUT_PULLUP);
pinMode(abajo2, INPUT_PULLUP);
pinMode(arriba3, INPUT_PULLUP);
pinMode(abajo3, INPUT_PULLUP);
//-----
Serial.begin(9600); //Begin serial communication
}

void loop() {
// generacion del bucle
//Preparamos la salida para que el motor gire en un sentido
digitalWrite (IN3, HIGH);
digitalWrite (IN4, LOW);
digitalWrite (IN5, HIGH);
digitalWrite (IN6, LOW);
digitalWrite (IN7, HIGH);
digitalWrite (IN8, LOW);
//-----

//sintaxis para el pwm analogWrite(PIN, Ciclo-de-Trabajo);
VALORpot = analogRead(POT); //frecuencia de 980hz si es arduino uno

CICLO = map(VALORpot, 0, 1023, 0, 255); // función map() para el cambio de rango de 0-255 en base al valor del potenciómetro
analogWrite( INB, CICLO ); // actualizar ciclo de trabajo
analogWrite( INC, CICLO ); // actualizar ciclo de trabajo
analogWrite( IND, CICLO ); // actualizar ciclo de trabajo

flexvalor = analogRead(flexPin); //leer del valor de flex
Angulo = map( flexvalor, 700, 900, 0, 255);// este rango varia segun el sensor
flexvalor2 = analogRead(indice); //leer del valor de flex
Angulo2 = map( flexvalor2, 700, 900, 0, 255);// este rango varia segun el sensor
flexvalor3 = analogRead(anular); //leer del valor de flex
Angulo3 = map( flexvalor3, 700, 900, 0, 255);// este rango varia segun el sensor

//-----
//sintaxis del boton
buttonState = digitalRead(arriba);
buttonState2 = digitalRead(abajo);
buttonState3 = digitalRead(arriba2);
buttonState4 = digitalRead(abajo2);
buttonState5 = digitalRead(arriba3);
buttonState6 = digitalRead(abajo3);
//-----

```

```

// interruptores automaticos
interabajo = digitalRead(autoabajo);
interarriba = digitalRead(autoarriba);
//-----

// inicio de condicionales

// si el interruptor de auto esta activo para la extencion
if (interarriba == HIGH && Angulo>115 && Angulo2>115 && Angulo3>115){
  digitalWrite (IN3, HIGH);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  digitalWrite (IN5, HIGH);
  digitalWrite (IN6, LOW);
  digitalWrite (IN7, HIGH);
  digitalWrite (IN8, LOW);
}
else if (interarriba == HIGH && Angulo<=115 && Angulo2>115 && Angulo3>115){
  digitalWrite (IN3, LOW);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  digitalWrite (IN5, HIGH);
  digitalWrite (IN6, LOW);
  digitalWrite (IN7, HIGH);
  digitalWrite (IN8, LOW);
}

// si el interruptor de auto esta activo para la contraccion
else if (interabajo == HIGH && Angulo<=240 && Angulo2<=240 && Angulo3<=240){
  digitalWrite (IN3, LOW);
  digitalWrite (IN4, HIGH);
  digitalWrite (IN5, LOW);
  digitalWrite (IN6, HIGH);
  digitalWrite (IN7, LOW);
  digitalWrite (IN8, HIGH);
}
else if (interabajo == HIGH && Angulo>240 && Angulo2<=240 && Angulo3<=240){
  digitalWrite (IN3, LOW);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  digitalWrite (IN5, LOW);
  digitalWrite (IN6, HIGH);
  digitalWrite (IN7, LOW);
  digitalWrite (IN8, HIGH);
}

//-----
else if (interabajo == HIGH && Angulo>240 && Angulo2>240 && Angulo3>240){
  digitalWrite (IN3, LOW);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  digitalWrite (IN5, LOW);
  digitalWrite (IN6, LOW);
  digitalWrite (IN7, LOW);
  digitalWrite (IN8, LOW);
}
}

```

```

//-----
// CONDICIONAL DE LOS BOTONES, EL FULGAR NO DEBE SER INTERFERIDO
else if ( Angulo>240 && Angulo2>240 && Angulo3>240){
  if (interarriba == LOW || interabajo == LOW){
    if (buttonState == HIGH && buttonState2==LOW && buttonState3 == LOW && buttonState4==LOW && buttonState5 == LOW && buttonState6==LOW){
      digitalWrite (IN3, HIGH);
      digitalWrite (IN4, LOW);
      digitalWrite (IN5, LOW);
      digitalWrite (IN6, LOW);
      digitalWrite (IN7, LOW);
      digitalWrite (IN8, LOW);
    }
    else if (buttonState == LOW && buttonState2==LOW && buttonState3 == HIGH && buttonState4==LOW && buttonState5 == LOW && buttonState6==LOW){
      digitalWrite (IN3, LOW);
      digitalWrite (IN4, LOW);
      digitalWrite (IN5, HIGH);
      digitalWrite (IN6, LOW);
      digitalWrite (IN7, LOW);
      digitalWrite (IN8, LOW);
    }
  }

  // PARA EL FULGAR
  else if (buttonState == LOW && buttonState2==LOW && buttonState3 == LOW && buttonState4==LOW && buttonState5 == HIGH && buttonState6==LOW){
    digitalWrite (IN3, LOW);
    digitalWrite (IN4, LOW);
    digitalWrite (IN5, LOW);
    digitalWrite (IN6, LOW);
    digitalWrite (IN7, HIGH);
    digitalWrite (IN8, LOW);
  }
  else if (buttonState == LOW && buttonState2==LOW && buttonState3 == LOW && buttonState4==LOW && buttonState5 == LOW && buttonState6==HIGH){
    digitalWrite (IN3, LOW);
    digitalWrite (IN4, LOW);
    digitalWrite (IN5, LOW);
    digitalWrite (IN6, LOW);
    digitalWrite (IN7, LOW);
    digitalWrite (IN8, LOW);
  }
}

//-----
//-----DOS BOTONES A LA VEZ SIN EL FULGAR
else if (buttonState == HIGH && buttonState2==LOW && buttonState3 == HIGH && buttonState4==LOW && buttonState5 == LOW && buttonState6==LOW){
  digitalWrite (IN3, HIGH);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  digitalWrite (IN5, HIGH);
  digitalWrite (IN6, LOW);
  digitalWrite (IN7, LOW);
  digitalWrite (IN8, LOW);
}
else if (buttonState == HIGH && buttonState2==LOW && buttonState3 == LOW && buttonState4==HIGH && buttonState5 == LOW && buttonState6==LOW){
  digitalWrite (IN3, HIGH);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  digitalWrite (IN5, LOW);
  digitalWrite (IN6, LOW);
  digitalWrite (IN7, LOW);
  digitalWrite (IN8, LOW);
}
}

//SI NO HAY NADA APRETADO
else if (buttonState == LOW && buttonState2==LOW && buttonState3 == LOW && buttonState4==LOW && buttonState5 == LOW && buttonState6==LOW){
  digitalWrite (IN3, LOW);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  digitalWrite (IN5, LOW);
  digitalWrite (IN6, LOW);
  digitalWrite (IN7, LOW);
  digitalWrite (IN8, LOW);
}
else
{ delay(10);
}
}

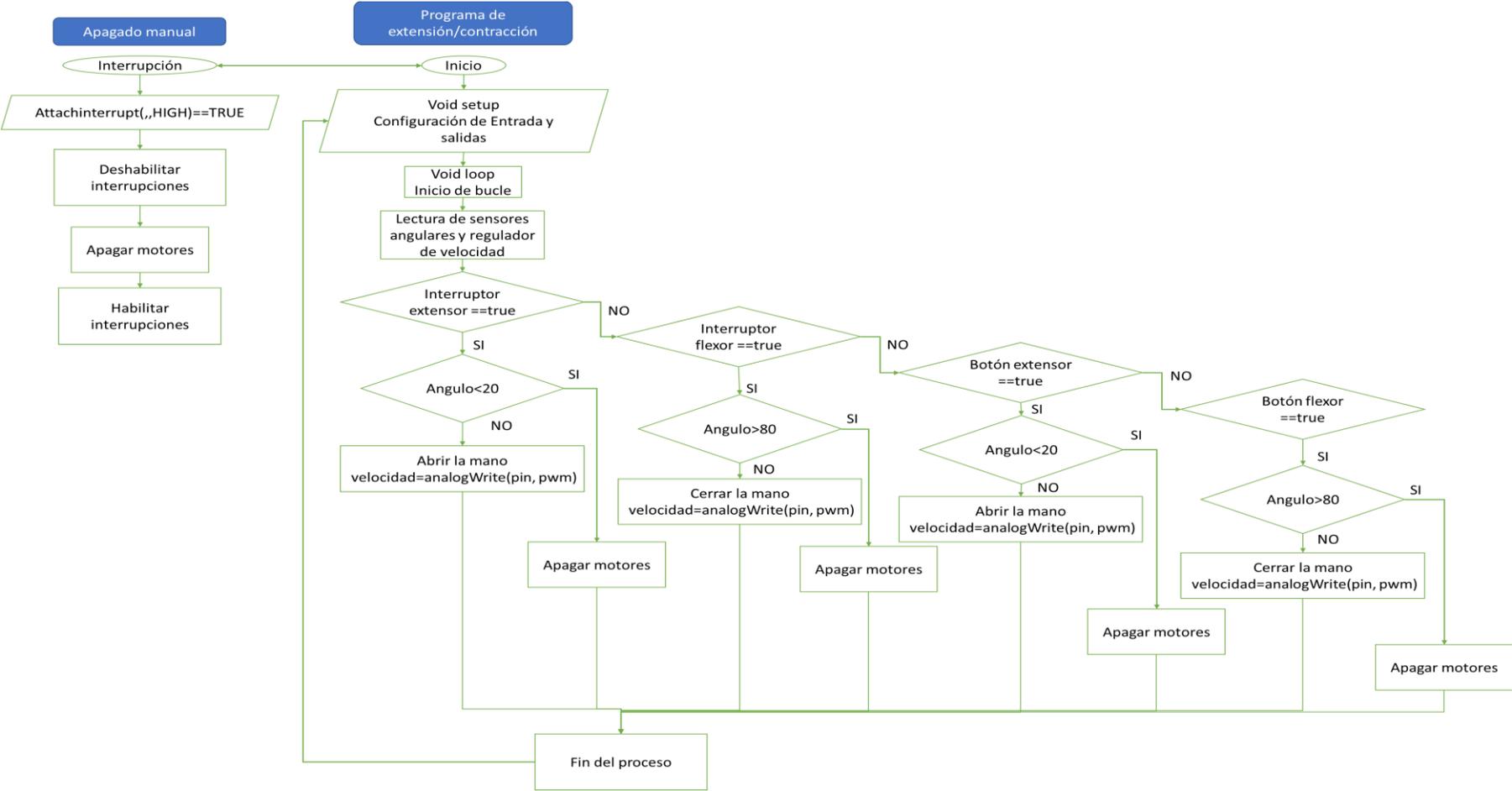
}

//-----
delay(10); // para dar tiempo a las lecturas
}

//rutina de interrupcion continua
void energia() {
  noInterrupts();// para evitar que se interfiera
  analogWrite(INB, 0 );
  analogWrite(INC, 0 );
  analogWrite(IND, 0 );
  digitalWrite (IN3, LOW);
  digitalWrite (IN4, LOW);
  digitalWrite (IN5, LOW);
  digitalWrite (IN6, LOW);
  digitalWrite (IN7, LOW);
  digitalWrite (IN8, LOW);
  interrupts();// para interferirse al acabar
  // if (pauseButtonPressed == true) {
  //   return; // in other words, do nothing}
}

```

Anexo F: Diagrama de flujo del Programa.



Fuente: Elaboración propia (2022)