

Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano en
pacientes con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidente cerebro-vascular (acv)

Rafael Ricardo Molina Navarro

Bayron Mora Liñan

Trabajo de grado para optar por el título de ingeniero mecánico

Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez

PhD. en ingeniería mecánica,

Universidad Industrial de Santander

Facultad de ingenierías fisicomecánicas

Escuela de ingeniería mecánica

Bucaramanga

2019

Dedicatoria

Primero que todo agradecerle a Dios y a mi papá que están en el cielo por tenerme con vida y salud para lograr este objetivo que me trace hace un tiempo. Agradecerle a mi mamá(Rubiela) que ha sido el motor de mi vida y la persona que a pesar de todas las dificultades y adversidades que ha tenido siempre se ha querido lo mejor para sus hijos y nunca me va a alcanzar la vida para recompensarle el sacrificio que ha hecho por mí, agradecerle a mi hermano(Silfredo) por el apoyo, por la unión y muchas veces la comprensión cuando lo necesite, a mi chiquitica (Valery) por darme la motivación de ser alguien para que tenga un mejor futuro, a mi tío (Norberto), a mis tías (Aminta, Fany, Carmen) que en algún momento cuando necesite de ellos se prestaron con la mejor actitud, a mi compañera en este proceso universitario (rosa) por toda la comprensión, la motivación cuando sentía que no podía seguir más , por querer que sea una persona de bien y con un buen futuro de vida, a mis primos (Gustavo, Francisco, Jonathan, Álvaro,) gracias por aportar su granito de arena a este logro que hoy en día se me está dando, gracias por estar cuando en algún momento de este proceso cuando los necesite se hicieron presente, a mis amigos (Danny, Melissa, Jefferson, mauricio, Rafael, Yeltsin) y otros de los muchos que se me escapan en este momento agradecerles por la amistad los buenos momentos que pasamos en las aulas de la gloriosa universidad industrial de Santander (UIS), Agradecerle a la señora (Olga) por su amabilidad, capacidad de comprensión y ayuda cuando le pedí algún favor, agradecerle a nuestro director de tesis Diego Villegas por la confianza puesta en nosotros al darnos este proyecto de grado y tener la oportunidad de realizarlo para poder graduarnos como ingenieros mecánicos. Darles gracias a los maestros por todo el conocimiento brindado en cada una de las asignaturas cursadas, agradecerle a la institución por darme la oportunidad de empezar y culminar este

proyecto de vida que me trace hace un tiempo atrás. Y por último agradecerles a todas esas personas que se me escapan en este momento que de una u otra forma han aportado en algún momento en este proceso y en mi vida.

Bayron Mora

Dedicatoria

Quiero expresar mi agradecimiento primero que todo a Dios él se merece todo, con la ayuda del cada sueño y cada logro se hace una realidad en mi vida, a mis padres por su apoyo incondicional, que siempre han estado conmigo en cada etapa de mi vida y a mis hermanos que siempre han estado a mi lado para ayudarnos mutuamente.

También quiero agradecer a los docentes que con gran esfuerzo y con su conocimiento aportaron de gran manera a mi formación.

A mis amigos que estando lejos de casa se convirtieron en mi familia.

Rafael Molina

Tabla de Contenido

	Pág.
Introducción	18
1. Objetivos	19
1.1. Objetivo General	19
1.2. Objetivos Específicos	19
2. Marco referencial	20
2.1. Marco legal.....	20
2.2. Marco de antecedentes	21
2.3. Marco conceptual	24
2.3.1. Anatomía de la mano	24
2.3.1.1. Medidas de la mano.	26
2.3.1.2. Tipo de articulaciones en los dedos	26
2.3.2. Biomecánica de la mano.	27
2.3.2.1. Movimientos de la muñeca	27
2.3.2.2. Movimiento de los dedos.....	28
2.3.3. Presiones en la mano.	30
2.3.4. ACV.....	30
2.3.4.1. ACV Isquémicas	31
2.3.4.2. ACV Hemorrágicas.	31
2.3.5. Consecuencias ocasionado por un ACV.....	31
2.3.5.1. Espasticidad o flacidez.	31
2.3.5.2. Disfunciones	32

2.3.5.3.	Déficit cognitivo.	32
2.3.5.4.	Convulsiones.	32
2.3.6.	Espasticidad.	32
2.3.6.1.	Espasticidad Tipo 1	32
2.3.6.2.	Espasticidad Tipo 2	32
2.3.6.3.	Tratamiento a la espasticidad	32
2.3.7.	Escala de la espasticidad Ashworth.....	33
3.	Diseño metodológico.....	34
3.1.	Requerimiento de diseño.....	34
3.1.1.	Grados de libertad.....	34
3.1.2.	Adaptación a dimensionamiento.	35
3.1.3.	Diseño conservativo	35
3.2.	Metodología NASA ESMD Capstone Design	35
3.2.1.	Prefase A.....	35
3.2.1.1.	Variables según requerimientos del usuario.	36
3.2.1.2.	Variables según requerimientos del especialista.	36
3.2.1.3.	Proceso de evaluación de las variables.....	37
3.2.2.	Fase A.	37
3.2.2.1.	Descripción de funcionalidad	38
3.2.2.2.	Matriz Pugh	38
3.2.2.3.	Función QFD.	38
3.2.3.	Fase B	39
3.2.3.1.	Diseño	39
3.2.3.2.	Ensamblaje.....	40
3.2.3.3.	Prueba funcional	40

3.2.3.4.	Costo	40
3.2.4.	Fase C. Esta fase se puede visualizar en la <i>Figura 12</i>	41
3.2.4.1.	Optimización	40
3.2.4.2.	Segunda prueba funcional	41
3.2.4.3.	Mantenimiento del equipo	41
3.2.4.4.	Observaciones del equipo	41
4.	Resultados	42
4.1.	Implementación de la prefase A.....	42
4.2.	Implementación de la Fase A	44
4.2.1.	Descripción de funcionalidad.	45
4.2.1.1.	Guante exoesquelético para mano control servomotor accionado con nailon (Alternativa 1).....	45
4.2.1.2.	Guante exoesquelético para mano control neumático (Alternativa 2).	45
4.2.1.3.	Sistema guante exoesqueleto mecanismo con piñones (Alternativa 3).....	46
4.2.1.4.	Alternativa estándar Exohand Festo	48
4.2.2.	Matriz Pugh	48
4.2.3.	Matriz Calidad (QFD)	50
4.3.	Implementación de la Fase B	50
4.3.1.	Diseño del exoesqueleto.	50
4.3.1.1.	Modelado en SolidWorks	50
4.3.1.2.	Material de construcción	54
4.3.2.	Ensamblaje del exoesqueleto.....	55
4.3.2.1.	Ensamblaje del dedo índice	55
4.3.2.2.	Segundo ensamblaje del dedo índice.....	57
4.3.2.3.	Prueba funcional del exoesqueleto.....	57
4.3.3.	Costos	62

4.4.	Implementación de la Fase C	63
4.4.1.	Ajuste estructural	63
4.4.2.	Segunda prueba funcional.	70
5.	Análisis de resultados	73
6.	Conclusiones	75
7.	Recomendaciones	76
	Referencias Bibliográficas	77

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1. Antecedentes de exoesqueleto para la mano.....	23
Tabla 2. Medidas de las falanges y metacarpo.	26
Tabla 3. Requerimientos según el consumidor y especialistas.	42
Tabla 4. Matriz relación.	43
Tabla 5. Matriz requerimiento.	43
Tabla 6. Matriz Pugh.....	48
Tabla 7. Matriz Pugh, segunda ronda.	49
Tabla 8. Medida de los dedos para el diseño del exoesqueleto.	50
Tabla 9. Costos del proyecto.....	62

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1. Algunos diseños de exoesqueletos para la rehabilitación.....	22
Figura 2. Arcos de la mano	24
Figura 3. Ligamentos dorsales	25
Figura 4. Nomenclatura de los huesos de la mano.....	25
Figura 5. Movimientos de la muñeca.....	27
Figura 6. Movimiento de los dedos sin incluir al pulgar	28
Figura 7. Movimientos del pulgar.....	29
Figura 8. Presiones de la mano	30
Figura 9. Prefase A.	35
Figura 10. Fase A: análisis del problema en el diseño.....	37
Figura 11. Fase B, diseño de nivel de parámetro.....	39
Figura 12. Diseño de parámetros optimizados.....	41
Figura 13. Guante exoesquelético para mano control servomotor accionado con nailon	45
Figura 14. Guante exoesquelético para mano control neumático	46
Figura 15. Sistema guante exoesquelético mecanismo con piñones.....	47
Figura 16. Exohand Festo.	48
Figura 17. Matriz Pugh	52
Figura 18. Diseño en Solidwork del exoesqueleto.....	51
Figura 19. Parte posterior del palmar.....	53
Figura 20. Partes de las falanges del índice.	53
Figura 21. Ensamblaje del dedo índice	56

Figura 22. Partes de las falanges del índice en el segundo ensamblaje.	56
Figura 23. Segundo ensamblaje del dedo índice (a) flexión. (b) tensión.....	57
Figura 24. Ensamblaje completo (a) Mano en extensión. (b) Mano en flexión.....	58
Figura 25. Medidas angulares del dedo índice.....	59
Figura 26. Servomotor Sg90 Domicilio Arduin.	61
Figura 27. Parte posterior del palmar final.	64
Figura 28. Análisis Von Mises.....	65
Figura 29. Factor de seguridad.....	66
Figura 30. Enmallado para el análisis estático.....	67
Figura 31. Equivalente Von Mises en las falanges del dedo índice.....	68
Figura 32. Análisis estático de las falanges junto con la zona posterior de la Palma.....	70
Figura 33. Ensamblaje completo final	72

Lista de Apéndices

(Los apéndices están adjuntos en el CD y puede visualizarlos en base de datos de la biblioteca UIS)

Apéndice A. Ángulos Principal

Apéndice B. Ensamble

Apéndice C. Primera anular

Apéndice D. Primera CORAZON

Apéndice E. Primer índice

Apéndice F. Primer meñique

Apéndice G. Primer pulgar

Apéndice H. Principal

Apéndice I. Segundo anular

Apéndice J. Segundo corazón

Apéndice K. Segundo índice

Apéndice L. Segundo meñique

Apéndice M. Segundo pulgar

Apéndice N. Tercer anular

Apéndice O. Tercer corazón

Apéndice P. Tercer índice

Apéndice Q. Tercer meñique

Resumen

Título: Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano en pacientes con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidente cerebro-vascular (ACV)¹

Autor: Rafael Ricardo Molina Navarro, Bayrón Mora Liñan **

Palabras claves: Espasticidad, Von Mises, Exoesqueleto, Biomecánica de la mano.

Descripción:

En el presente proyecto se busca realizar un exoesqueleto para individuos con espasticidad tipo 1 y 2 mediante modelado en SolidWorks e impresión 3D con material plástico ABS. La construcción empieza por búsqueda de referentes bibliográficos en la construcción de exoesqueleto y su uso para la espasticidad, analizando mecánicamente cada modelo realizado, luego se analiza la biomecánica de la mano, logrando identificar los movimientos y ángulos de separación permitidos en los dedos y sus falanges, posterior a esto se encuentra la medida antropogénica media de la mano en sus respectivas partes (huesos falángicos y metacarpianos), después se aplica la metodología NASA ESMD Capstone Design para su óptimo diseño, obteniendo un exoesqueleto funcional cuyos motores de movimientos son servomotores en caja de dimensiones 3 cm x 3cm x 1,1cm, implementando una fuerza de 9,96 N en el análisis Von Mises a escala real con la intención de mirar la deformación, siendo las falanges proximales y distales mayormente deformables y finalmente se halla el factor de seguridad, el cual no llega a ser menor de 1,7, ilustrando, por consiguiente, al presente exoesqueleto en la parte de material y biomecánica como óptimo, pues se hizo 3 pruebas funcionales hasta permitir su movilidad adecuada.

¹ Trabajo de grado

** Facultad de ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de ingeniería mecánica. Director: Ph.D. Diego Fernando Villegas Bermúdez.

Abstract

Title: Design and construction of a prototype exoskeleton for hand rehabilitation in patients with type 1 and 2 spasticity due to cerebrovascular accident (CVA)*

Author: Rafael Ricardo Molina Navarro, Bayrón Mora Liñan **

Key word: Spasticity, Orthosis, Von Mises, Exoskeleton, Biomechanics of the hand.

Description:

This project of investigation seeks to perform an orthosis for individuals with type 1 and 2 spasticity using Solid work modeling and 3D printing in plastic ABS. The construction begins by searching for bibliographic references in the construction of orthoses equipment and their use for spasticity, then the biomechanics of the hand is analyzed, managing to identify the movements and angles of separation allowed in the fingers and their phalanges, after this it is found the average anthropogenic measure of the hand in its respective parts (phalangeal and metacarpal bones), then the NASA ESMD Capstone Design methodology is applied for its optimal design, obtaining a functional orthosis whose movement motors are servo motors in form of box of dimensions 3 cm x 3cm x 1.1cm, that is, 9,9 centimeter cubic, implementing a force of 9.96 N in the Von Mises analysis at real scale with the intention of to analyze at the deformation, the proximal and distal phalanges being mostly deformable and finally the safety factor is found, which does not reach to be less than 1,7, illustrating the present equipment in the part of optimal material and movement biomechanics, since 3 functional tests were done to allow adequate mobility.

* Bachelor Thesis

** Faculty of physicochemical engineering. School of mechanical engineering. Director: Ph.D. Diego Fernando Villegas Bermudez

Glosario

CMC: es la abreviatura inglesa que se le da al metacarpo y es la unión de las 5 articulaciones a la muñeca a la fila distal de los huesos del carpo

Huesos del carpo: son 8 pequeños huesos que están sobre la parte superior de la muñeca (carpo) y conecta al brazo del antebrazo, los 8 huesos son el escafoides (A), semilunar (B), piramidal (C) y pisiforme (D) por parte de la fila proximal y por parte de la fila distal está el trapecio (E), trapezoide (F), hueso grande (G) y hueso ganchoso (H).

MCP: Es la abreviatura inglesa de metacarpo falángica y es la unión entre los huesos metacarpianos y las falanges proximales de los dedos.

IP: Es la abreviatura inglesa de inter falángica y es la unión entre la falange y los dedos, el cual provee flexión hacia la palma de la mano.

QFD: Es la función de calidad en NASA ESMD Capstone Design.

Cable Bowden: Es un cable mecánico y flexible que se usa para realizar transmisión mecánica de movimiento por tracción.

Accidente Cerebro Vascular (ACV): Es la obstrucción de la sangre al cerebro, ya sea parcial o total, impidiendo que lleguen los nutrientes y oxígeno, generando una serie de enfermedades denominadas Enfermedades Cerebrovasculares.

Introducción

Los ACV pueden generar molestias físicas como espasticidad, parálisis temporal o permanente de partes del cuerpo, disminución de capacidad cognitiva y hasta la muerte, siendo la primera causa de discapacidad física en el mundo.

La espasticidad se considera un problema leve cuando ocurre un ACV, no obstante, requiere tratamiento, pues de otra manera no se podría alcanzar un normal funcionamiento biomecánico de la mano. El presente proyecto realiza un exoesqueleto con el fin de ayudar a personas con espasticidad tipo 1 y 2, lo cual involucra un profundo conocimiento en la biomecánica de la mano, leyes que rigen la creación de aparatos exoesquelético que ayuden al individuo recuperar o mejorar su normal funcionamiento en la parte del cuerpo afectada y un diseño metodológico apto para dichos equipos.

El presente libro analiza e implementa la metodología NASA ESMD Capstone Design, mediante sus cuatro fases (prefase A, fase A, B Y C) se garantiza el funcionamiento óptimo del exoesqueleto en función de objetivos económicos, mecánicos y funcionales, también se tiene en cuenta el proceso de mejora (fase C), cuya finalidad es optimizar el funcionamiento sin afectar negativamente los demás objetivos.

Un aspecto importante es el análisis comparativo realizado al exoesqueleto con respecto a distintos referentes bibliográficos de revistas científicas nivel A, en su funcionalidad, obteniendo un agregado en su futura aplicación.

1. Objetivos

1.1. Objetivo General

Diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano en pacientes con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidentes cerebro-vasculares (ACV), para contribuir con la misión de la Escuela de Ingeniería Mecánica aportando al desarrollo científico y la investigación con el fin de dar respuesta a las necesidades de la sociedad

1.2. Objetivos Específicos

- Recolectar la normatividad que existe a la hora de fabricar dispositivos para terapia y rehabilitación de pacientes con ACV.
- Estudiar la biomecánica y locomoción de la mano de un ser humano para establecer que los parámetros y requerimientos específicos del diseño.
- Diseñar un mecanismo que simule el movimiento de las falanges de la mano usando herramienta de diseño computacional (SOLIDWORKS) con el fin de mejorar la rehabilitación
- Construir un prototipo funcional de exoesqueleto que cumpla con los requerimientos de diseño, para una antropometría promedio de una persona latina.

2. Marco referencial

2.1. Marco legal

- **Ley 594 del 2000:** “Por medio de la cual se dicta la Ley General de Archivos y se dictan otras disposiciones”. Esta ley aplica para los registros (documentación y archivos) de la órtesis según disposiciones específicas de la ley (forma de conservación)
- **Decreto 2676 de 2000:** “Por el cual se reglamenta la gestión integral de los residuos hospitalarios y similares”. Esto aplica para centros de construcción y/o distribución de órtesis en su manejo de residuos.
- **Decreto 1660 de 2003:** “Por el cual se reglamenta la accesibilidad a los modos de transporte de la población en general y en especial de las personas con discapacidad”. El presente decreto aplica para la disponibilidad de tránsito en centros de construcción y/o distribución de órtesis a personas con discapacidad.
- **Decreto 4725 de 2005:** “por el cual se reglamenta el régimen de registros sanitarios, permiso de comercialización y vigilancia sanitaria de los dispositivos médicos para uso humano”.
- **Resolución 1319 de 2010:** Mediante la cual se adopta el manual de buenas prácticas de manufactura para la elaboración de dispositivos médicos sobre medidas de prótesis y ortesis ortopédica externa.
- **Resolución 2968 de 2015:** Por la cual se establecen los requisitos sanitarios que deben cumplir los establecimientos que elaboran y adaptan dispositivos médicos sobre medida de tecnología ortopédica externa ubicados en el territorio nacional.

- **ISO/TC 168:** Es el proceso de estandarización en el campo de las prótesis y ortesis, cubriendo desempeño, seguridad, factores de comportamiento, intercambiabilidad, entre otras.
- **ISO 3549-3:** Esta describe el vocabulario en lo relacionado con órtesis.
- **ISO 8551:** Acá se describe las deficiencias funcionales de individuos en general y su función como objetivo en el uso de exoesqueleto, o sea, cuales incapacidades físicas requieren ortesis.
- **ISO 13404:** En este apartado se describe y clasifica los exoesqueleto y prótesis y la de sus componentes ortopédicos.
- **NTC 4424-1:** En esta norma se especifica la configuración de las pruebas en los exoesqueletos, los planos de referencias, ejes, línea de carga y fuerzas de las pruebas.
- **NTC 4424-2:** En este apartado se selecciona el tipo de pruebas, preparación y alineación de las mismas, también se especifica responsabilidades por el tratamiento de las pruebas.
- **NTC 4424-3:** Se especifica muestras de pruebas, metodología procedimental y pruebas de nivel de carga.

2.2. Marco de antecedentes

Se han diseñado exoesqueleto a través de la historia y se puede categorizar en dos grandes grupos: pasivo (sin actuadores) y activo (con actuadores) (Agarwal, 2017). En la categoría de activo, cada equipo puede proveer movimientos continuos (Ren, Park, & Zhang, 2009).

En la *Figura 1* (a,b) se muestra una mano humana de categoría activa interactuando con la reacción del equipo según la interacción basada en la retroalimentación. Hay dispositivos que

usan cada servomotor engranado directamente montado a las juntas del exoesqueleto (Taheri et al., 2014) o conectado a través de tendones (cables) (Jones, Wang, Morrison, Sarkar, & Kamper, 2014), no obstante, ello crea un equipo bastante robusto, restringiendo la mano a un dispositivo casi estático, dificultando el control del torque debido a la pérdida en el engranaje o el accionamiento de poleas sin el uso explícito de retroalimentación de fuerza para el control del equipo. La mano es restringida en su diseño como unión a un dispositivo estacionario, dado las fuerzas de transmisión mecánica, necesita ser transferida a través de una estructura en el equipo.

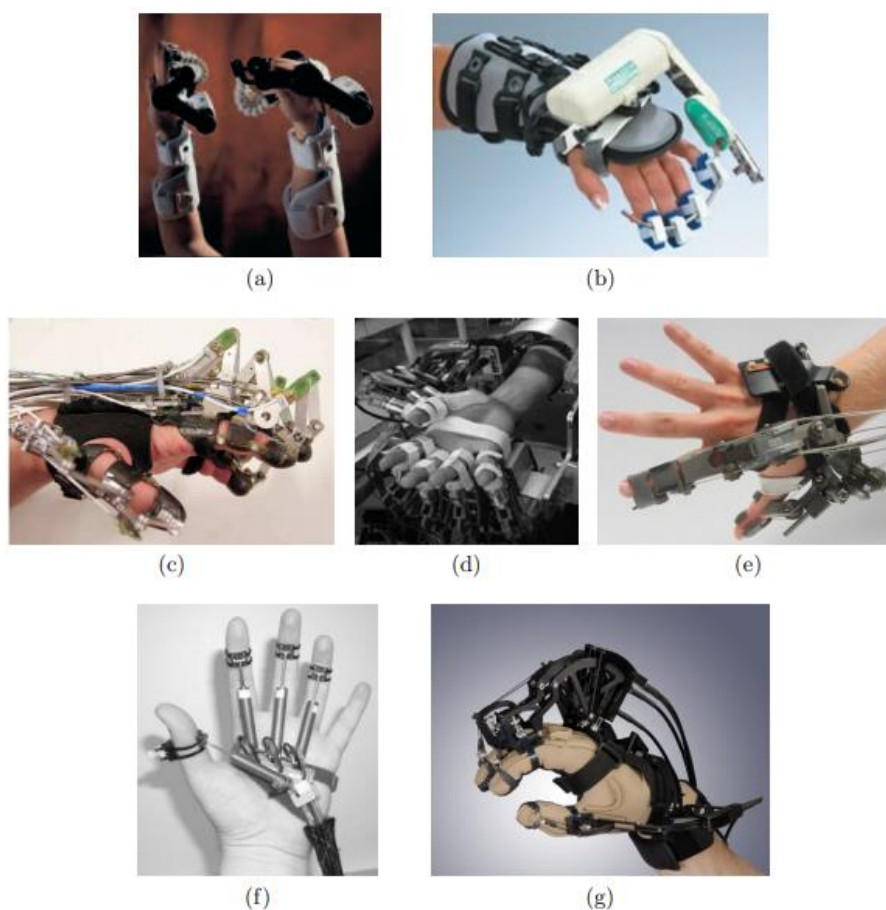


Figura 1. Algunos diseños de exoesqueletos para la rehabilitación. (a) Waveflex, (b) Mano portable cinética maestra (CPM), (c) Wege & Hommel, (2005), (d) Ueki et al., (2012), (e) HX, (f) Rutgers Master II y (g) Agarre cibernético (cybergrasp). Adaptado de Agarwal, P. (2017). A hand exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, control and experimentation (Thesis). <https://doi.org/10.15781/T2222RB92>

Algunos dispositivos usan cilindros de accionamiento neumáticos y estima la fuerza aplicada en la punta de los dedos valorando la incidencia de presión en el cilindro, como se muestra en la

(Figura 1.f). Sin embargo, esto no se puede usar para controlar la fuerza de interacción o torque a las falanges individuales o articulaciones del dedo dado su mecanismo, pues solo tiene un grado de libertad (GDL) para cada dedo y es controlado por un conjunto de actuadores neumáticos para una falange específica; así por su diseño, cualquier fuerza que se aplique sobre la falange se propaga a todas las articulaciones sin algún medio de control individual, adicionalmente, el mecanismo del equipo es localizado en la palma, complicando la tarea de agarre, dificultando la rehabilitación (Motoki Takagi et al., 2009).

Manos exoesqueleticas para aplicación de realidad virtual se han creado, no obstante, esos equipos son diseñados para aplicar fuerzas unidireccionales simulando contacto en un comportamiento virtual (Figura 1. g) (Gharaybeh & Burdea, 1994).

En la Tabla 1 se muestra un resumen con las principales características sobre exoesqueleto realizada para la mano, algunas no presentan interacción con el pulgar, otras tienen bastante fuerza de agarre y la realizada por Leonardis et al., (2015) presenta alta masa, casi un kilogramo.

Tabla 1.

Antecedentes de exoesqueleto para la mano.

Creador	Características físicas						Especificación		Observación
	Tipo	Tipo de actuador	de	Actuación	Sensores	Peso (g)	Control	Torque	
(F. Wang et al., 2011)	Exoesqueleto	RC motor	Servo	Remoto, ejes flexibles.	Potenciómetro	200	Posición	2,5 Nm	Se observó pérdida de fuerza en la transición.
(Ueki et al., 2012)	Exoesqueleto	DC motor	servo	Local, enlace	3 sensores de fuerza axial	---	Posición	3,72 Nm	La mano es posicionada en el equipo
(Fontana, Marcheschi, & Bergamasco, 2013)	Efecto final	---		Local, enlace	---	510	fuerza en la punta	5 N	La falange distal y media del exoesqueleto están acopladas
(DeSouza et al., 2014)	Efecto final	Servomotor		Cable remoto	Codificador, sensor de curvatura.	230	Posición	0,38 Nm	Desordenes pediátricos
(Maeder-York et al., 2014)	Exoesqueleto	Fluido actuador más compresor		Remoto, tubo neumático	---	200	Agarre (1) on-off	345 kPa	No se admite movimiento CMC
(Garcia et al., 2014)	Efecto final	---		Local, enlace	---	---	Fuerza unidireccional	3 N	No presenta experimentación.
(Jo & Bae, 2015)	Exoesqueleto	Con motor lineal		Local, enlace	Potenciómetro	298	Fuerza de agarre	9 N	No se admite movimiento
(Cempini et al., 2015)	Exoesqueleto	Motor DC transmisión engranajes	mas de	Cable remoto	---	270	---	---	No presenta experimento con el modulo del pulgar.
(Leonardis et al., 2015)	Exoesqueleto	Motor DC transmisión engranajes	mas de	Local, enlace	Presión sensorial del objeto	950	Posición	30 N	Diseñado para agarre de objetos cilíndricos
(Agarwal, 2017)	Exoesqueleto	Motor DC transmisión engranajes	mas de	Cable remoto	Sensor de angulo magneto resistivo y potenciometro	136	Torque	0,3 Nm	Control del torque seguro por el control individual del pulgar.

(1). El termino on-off hace referencia a la presión de soltar y apretar, por lo cual su medida es en kPa.

2.3. Marco conceptual

2.3.1. Anatomía de la mano. La mano constituye una estructura que dada su arquitectura, forma series de ejes (transverso-longitudinal), favoreciendo su funcionalidad, dichos ejes (tanto transverso como longitudinal) son importantes en la mano para la presión y adaptabilidad (Quiñones, 2005). En la mano se encuentran 2 arcos, uno correspondiente a las articulaciones metacarpofalángicas y el otro longitudinal, cuya función ayudar en la presión, como se ilustra en la *Figura 2*.

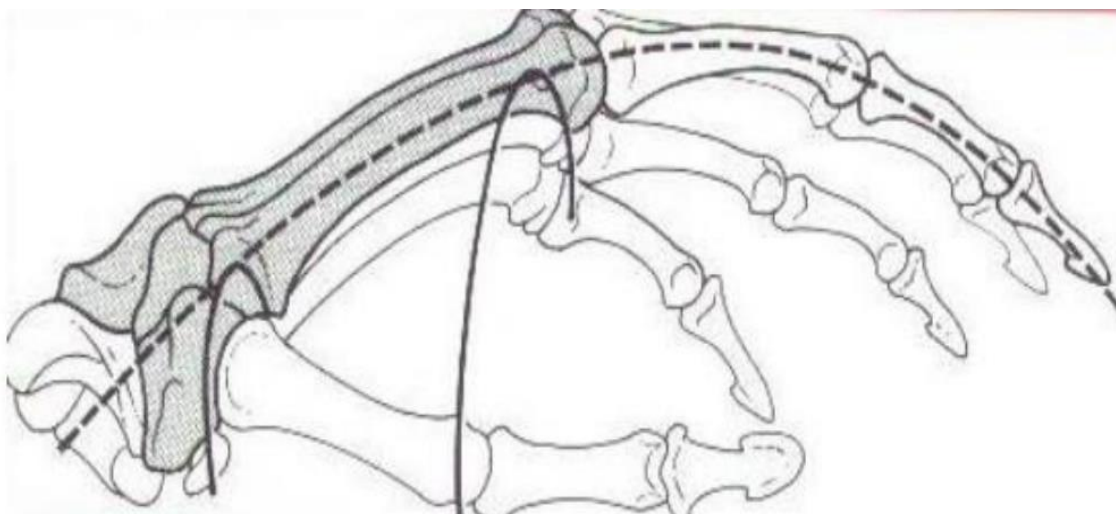


Figura 2. Arcos de la mano. Adaptado de Calderón, S., & Humberto, D. (2016). Consideraciones anatómicas en el diseño de una mano artificial. V. K. Y. M. a. E. T. Zhe Xu, «Design of an Anthropomorphic Robotic Finger». Recuperado de <http://repository.unimilitar.edu.co/handle/10654/15318>

La mano humana se encuentra dividida en tres grupos principales: huesos de la muñeca, huesos de la palma y huesos digitales o falanges, cuya suma en total son de 27 (Rios et al., 2012). Los huesos de la muñeca es la encargada de darle movimiento a la muñeca (Ombregt, 2013). Posee ligamentos que permite 3 grados de libertad, como se ilustra en la *Figura 3*.

Lo huesos de la mano, sección palma y digitales poseen denominación, los cuales son distal, media, proximal y metacarpo, siendo los tres primeros llamados falanges, como se muestra en la *Figura 4*.

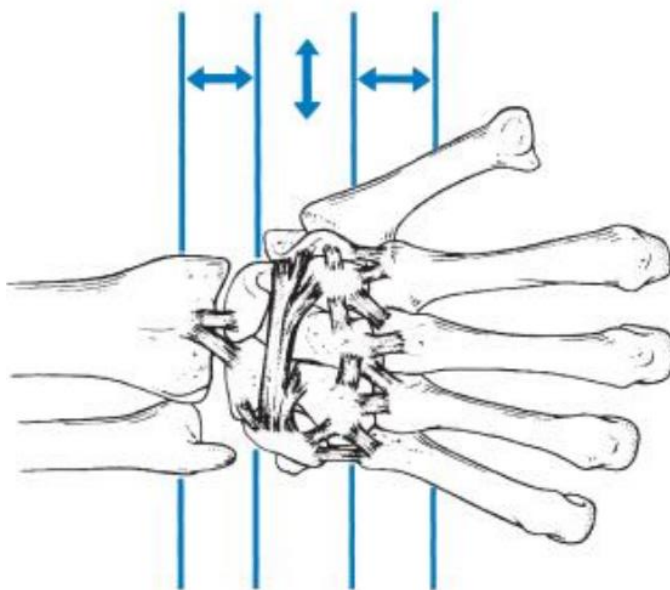


Figura 3. Ligamentos dorsales. Las flechas azules enfatizan la dirección de los ligamentos Adaptado de Calderón, S., & Humberto, D. (2016). Consideraciones anatómicas en el diseño de una mano artificial. V. K. Y. M. a. E. T. Zhe Xu, «Design of an Anthropomorphic Robotic Finger». Recuperado de <http://repository.unimilitar.edu.co/handle/10654/15318>

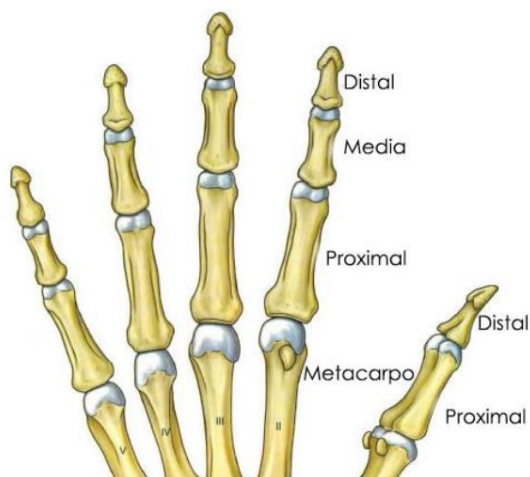


Figura 4. Nomenclatura de los huesos de la mano. Adaptado de Calderón, S., & Humberto, D. (2016). Consideraciones anatómicas en el diseño de una mano artificial. V. K. Y. M. a. E. T. Zhe Xu, «Design of an Anthropomorphic Robotic Finger». Recuperado de <http://repository.unimilitar.edu.co/handle/10654/15318>

2.3.2. Medidas de la mano. Las medidas de la mano en sus falanges y hueso metacarpiano se pueden resumir en la Tabla 2.

Las medidas ilustradas en la Tabla 2, para el caso de los dedos son tomadas desde la articulación metacarpofalángicas (por el lado dorsal) hasta el extremo distal superior; la medida de la falange proximal se midió entre la articulación metacarpofalángica e interfalángica; la falange media entre la articulación interfalángica proximal y distal, y la falange distal entre la articulación interfalángica distal y el extremo del dedo correspondiente (Calderón & Humberto, 2016), el cual, según Álvarez & Omar, (2019) se puede considera medidas para adultos, tanto en hombres como en mujeres.

Tabla 2.

Medidas de las falanges y metacarpo.

Dedo	Distal (mm)	Media (mm)	Proximal (mm)	Metacarpo (mm)
Pulgar	21,67± 1,60	---- ⁽¹⁾	31,57 ±3,13	46,22 ±3,94
Índice	15,82±2,26	22,33 ±2,51	39,78 ±4,94	68,12 ±6,27
Corazón	17,40 ±1,85	22,33 ±3,00	44,63 ±3,81	64,60 ±5,38
Angular	17,30 ±2,22	25,65 ±3,29	41,37 ±3,87	58,00 ±5,06
Meñique	15,96 ±2,45	18,11 ±2,54	32,74 ±2,77	53,69 ±4,36

(1) El dedo pulgar no posee la falange media, como se ilustra en la *Figura 4*. (Calderón & Humberto, 2016).

2.3.3. Tipo de articulaciones en los dedos. En la base de las falanges se encuentra la articulación metacarpo-falángica, cuyos refuerzos son ligamentos colaterales y transversos, su función es reforzar la cara palmar, exceptuando al dedo pulgar. Esta articulación realiza movimientos en el eje transversal, flexión de 80° a 90° y extensión de 30° a 40°, y en el eje sagital de separación hasta 60° (Calderón & Humberto, 2016).

Las articulaciones interfalángicas son denominadas articulaciones troncales, esto quiere decir que permite al hueso adyacente realizar un giro de hasta 90° en un único eje, se encuentran 2 en

todos los dedos, excepto en el pulgar, pues en este último solo se encuentra una, como se muestra en la *Figura 4*.

2.3.4. Biomecánica de la mano. La configuración anatómica de la mano le configura movimientos que permiten destreza para manipular objetos y ajuste posicional.

La concavidad de la palma con la forma propia de los dedos le permite tomar y soltar objetos, proporciona movimientos de precisión, como tomar una pinza y actividades de destreza manual (Arias López, 2012).

La mano permite movimiento en la muñeca y en los dedos, cada uno con sus respectivas restricciones.

2.3.4.1. Movimientos de la muñeca. Los movimientos de la muñeca se puede resumir en flexión-extensión (cubriendo 80° en flexión y 70° en extensión) y desviación, la cual puede ser radial (cubriendo hasta 20°) y cubital (cubriendo hasta 30°) (Espinosa, 2013), como lo ilustra la *Figura 5*.

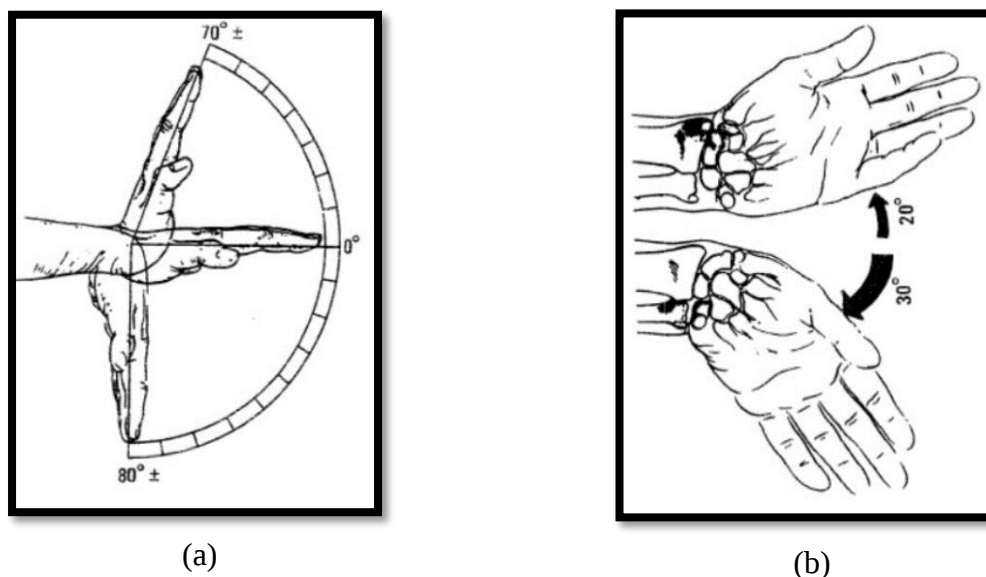


Figura 5. Movimientos de la muñeca (a) muestra flexión-extensión y (b) muestra radial y cubital. Adaptado de Calderón, S., & Humberto, D. (2016). Consideraciones anatómicas en el diseño de una mano artificial. V. K. Y. M. a. E. T. Zhe Xu, «Design of an Anthropomorphic Robotic Finger». Recuperado de <http://repository.unimilitar.edu.co/handle/10654/15318>

2.3.4.2. Movimiento de los dedos. Para este caso se divide en tres grupos, movimiento del metacarpo, movimiento de la falange a excepción del pulgar y movimiento del pulgar (Espinosa, 2013).

Flexión-extensión metacarpofalángica: Posee un movimiento entre 120° a 135° , como se ilustra en la (Figura 6 a).

Flexión-extensión interfalángica proximal: Dispone de un arco de movimiento total de 100° asociado a flexión, pues normalmente no existe tensión en esta articulación, como se ilustra en la (Figura 6 b).

Flexión-extensión interfalángica distal: posee un movimiento de arco no superior a 100° , los cuales 90° son de compresión y 0° a 10° en extensión, como se ilustra en la (Figura 6 c).

Abducción-aducción de los dedos: es el movimiento de juntar-separar los dedos, donde en la abducción posee 20° entre los dedos, como se muestra en la (Figura 6 d).

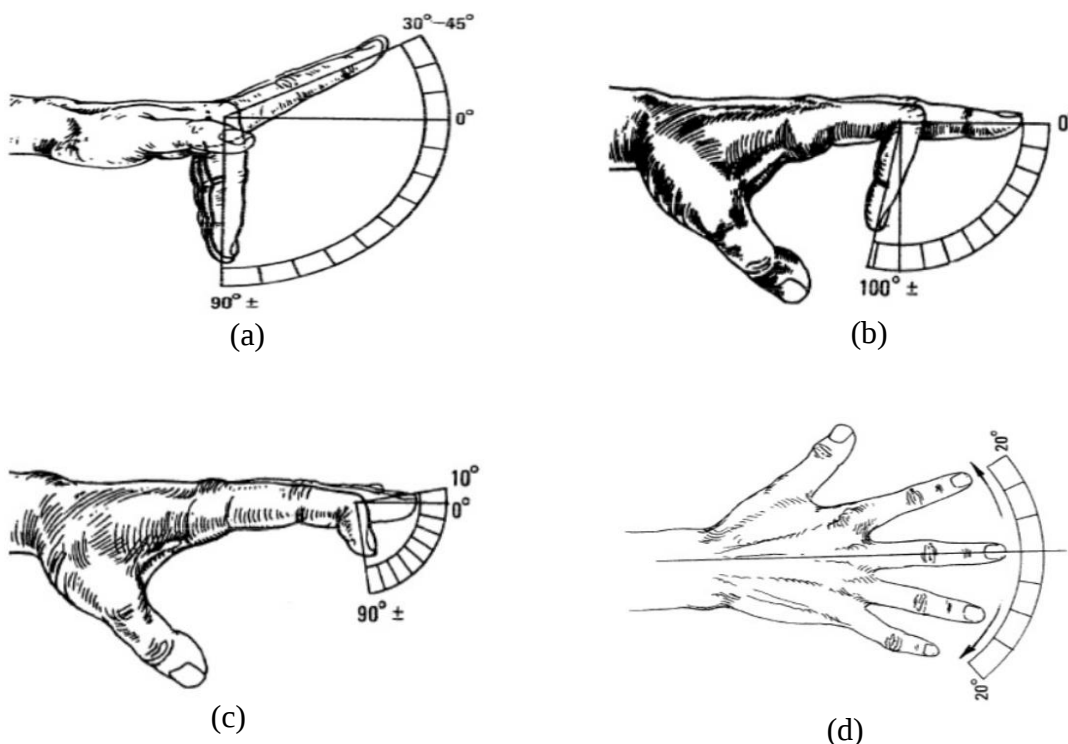


Figura 6. Movimiento de los dedos sin incluir al pulgar. Adaptado de Calderón, S., & Humberto, D. (2016). Consideraciones anatómicas en el diseño de una mano artificial. V. K. Y. M. a. E. T.

Zhe Xu, «Design of an Anthropomorphic Robotic Finger». Recuperado de <http://repository.unimilitar.edu.co/handle/10654/15318>

Flexión-extensión total del pulgar: Este movimiento permite que toquemos el menique si ambos (pulgar y meniques) se encuentran flexionados, como se ilustra en la (Figura 7 a).

Flexión-extensión metacarpofalángica del pulgar: Describe un movimiento de 50° en flexión sin que haya grados en tensión, como lo muestra la (Figura 7 b).

Flexión-extensión interfalángica del pulgar: Posee un arco de movimiento entre 90° a 110° , de los cuales 90° son en flexión y el restante en compresión, como lo ilustra en la (Figura 7 c).

Abducción-aducción palmar del pulgar: solo tiene movimiento en flexión y es de 70° , como se muestra en la (Figura 7 d).

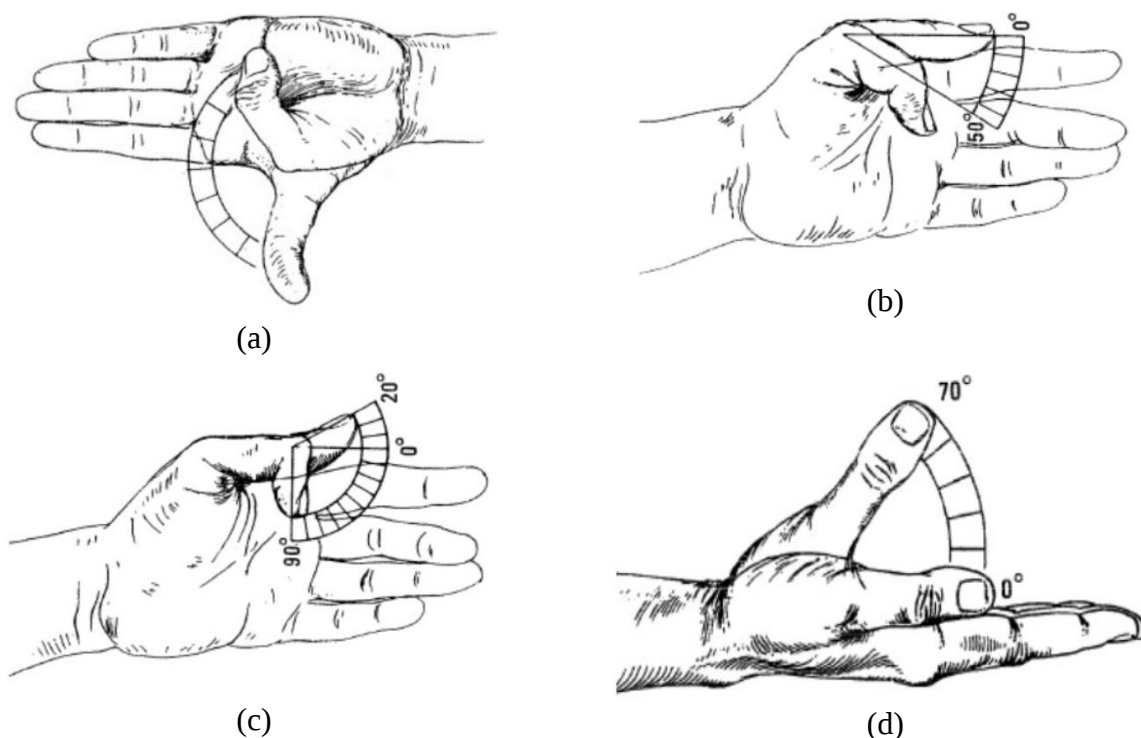


Figura 7. Movimientos del pulgar. Adaptado de Calderón, S., & Humberto, D. (2016). Consideraciones anatómicas en el diseño de una mano artificial. V. K. Y. M. a. E. T. Zhe Xu, «Design of an Anthropomorphic Robotic Finger». Recuperado de <http://repository.unimilitar.edu.co/handle/10654/15318>

2.3.5. Presiones en la mano: Las presiones en la mano son palmar cilíndrica, palmar esférica y presión de pinza, según lo ilustra la *Figura 8*.

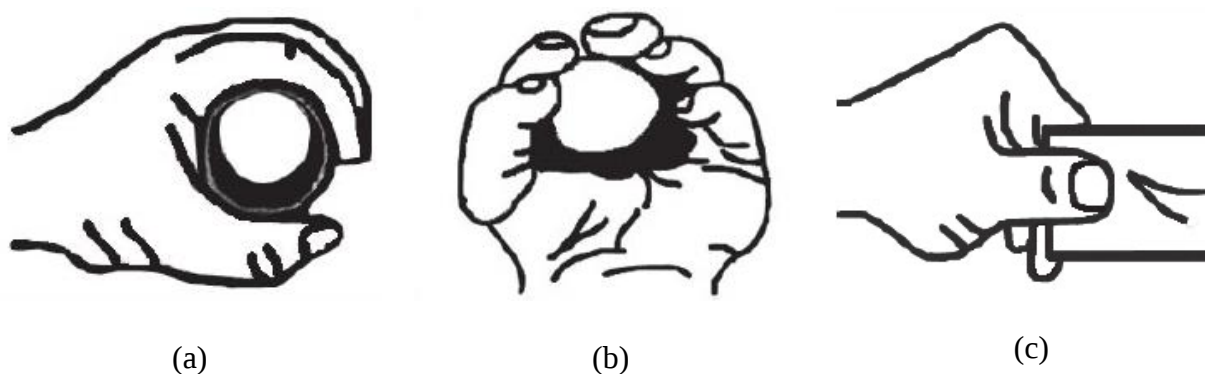


Figura 8. Presiones de la mano. (a) Palmar cilíndrica. (b) Palmar esférica. (c) presión de pinza. Adaptado de Escalona D'a, P., Naranjo O, J., Lagos S, V., & Solís F, F. (2009). Parámetros de Normalidad en Fuerzas de Prensión de Mano en Sujetos de Ambos Sexos de 7 a 17 Años de Edad. *Revista chilena de pediatría*, 80(5), 435-443. <https://doi.org/10.4067/S0370-41062009000500005>

La fuerza de agarre en posición de presión cilíndrica es de 45 kg-fuerza para edades entre los 25 a 34, en palmar esférica, 0,13 kg-fuerza y presión de pinza en 2,250 kg-fuerza para hombres (Escalona D'a et al., 2009).

2.3.6. ACV. Un ACV ocurre cuando se interrumpe o se reduce el suministro de sangre que va a una parte del cerebro, impidiendo que el tejido cerebral reciba oxígeno y nutrientes. En cuestión de pocos minutos las neuronas cerebrales comienzan a morir.

Un ACV es una urgencia médica y es fundamental un tratamiento temprano. La acción pronta puede reducir al mínimo el daño cerebral y las posibles complicaciones que ello conlleva (Alfonso et al., 2019). Estos accidentes son un problema mundial que ocasiona la tercera causa de muerte en los adultos, la segunda en demencia y la primera en discapacidad (Reyes, Hernández, Roque, Prendes, & Cobo, 2019), aunque Alfonso et al., (2019) la considera como

segunda causa de muerte en el mundo, no obstante, es claro lo imperativo de disponer cuidadosamente en el tratamiento de los ACV.

Los ACV se dividen en dos grandes grupos: isquémicas (Paredes, Martínez, Rizzo, & Ávila, 2019) y hemorrágicas (Alfonso et al., 2019).

2.3.6.1. ACV Isquémicas. Es la suma de manifestaciones clínicas, las cuales se presentan de forma repentinas ocasionadas por un débil aporte de sangre al cerebro (Paredes et al., 2019) y esto puede ocurrir de dos formas: obstrucción en alguna arteria cuando se forma un coágulo (se denomina ACV trombótico) u obstrucción por transporte de un coágulo que es llevado y depositado en la arteria que se dirige al cerebro (se le denomina embolia cerebral).

2.3.6.2. ACV Hemorrágicas. Esto ocurre cuando un vaso sanguíneo se rompe del cerebro, dado se debilita y falla, esparciendo sangre en el cerebro (Alfonso et al., 2019), siendo predecible que la alta presión arterial es la principal causante de ello, aunque también lo facilita la diabetes, antecedentes familiares, alto nivel de colesterol, elevada edad (mayor a 55 años) y en personas con hábitos de tabaquismo y sedentarismo (Sieira, Esparragosa, Valentí, & Martínez-Vila, 2019).

2.3.7. Consecuencias ocasionado por un ACV. La complicación más natural que se ocasiona pos ACV es parálisis total o parcial, no obstante, también se encuentra espasticidad, disfunciones, problemas emocionales, labilidad emocional, déficit cognitivo y convulsiones.

2.3.7.1. Espasticidad o flacidez. La espasticidad provoca cambios en el tono muscular aumentando el tamaño del mismo, en cambio la flacidez induce una disminución en el tono muscular, generando en ambos casos la restricción parcial o total del movimiento en la zona afectada.

2.3.7.2. Disfunciones. Dado los ACV no son iguales todos, estos pueden atacar zonas específicas del cerebro, lo cual genera distintas consecuencias como parálisis, úlceras por presión, entumecimiento, incontinencia, neumonía y apraxia (incapacidad para ejecutar movimientos aprendidos previamente al ACV).

2.3.7.3. Déficit cognitivo. Un ACV puede provocar trastornos de la percepción, del habla, y la memoria, llegando a ser o no consiente un individuo del problema que posee.

2.3.7.4. Convulsiones. En semanas posteriores al ACV se puede producir un aumento en la posibilidad de un ataque de convulsión, obligando al individuo de recibir especial atención en dicho periodo (Domínguez, Romina, & Roxana, 2013).

2.3.8. Espasticidad. La espasticidad es un trastorno motor asociado a múltiples enfermedades y discapacidades. Su origen se encuentra en una alteración del sistema nervioso central que provoca un aumento del tono muscular, dificultando y/o imposibilitando el total o parcialmente movimiento de los músculos afectados.

2.3.8.1. Espasticidad Tipo 1. Hipertonía leve. Aumento en el tono muscular con “detención” en el movimiento pasivo de la extremidad, mínima resistencia en menos de la mitad de su arco de movimiento.

2.3.8.2. Espasticidad Tipo 2. Hipertonía moderada. Aumento del tono muscular durante la mayor parte del arco de movimiento, pero puede moverse pasivamente con facilidad en la parte afectada.

2.3.8.3. Tratamiento a la espasticidad. El tratamiento a la espasticidad tiene como objetivo mejorar la funcionalidad de la zona afectada, para el caso de la mano sería: aumentar la capacidad de movimiento, el arco de movimiento y normalización en el tono muscular.

Los tratamientos a esto incluye rehabilitación por fisioterapia, utilización de férulas, minimizar factores que aumenten la espasticidad, medicación, aplicación de exoesqueleto (férulas dinámicas), cirugía ortopédica, neurocirugía y estimulación eléctrica (Tecglen, 2014).

El tratamiento no obliga a usar todas las alternativas mencionadas, solo las pertinentes según el especialista en el área, una manera de combinar rehabilitación por fisioterapia y aplicación de exoesqueleto es la creación de un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano, del cual, en el presente proyecto se desarrolla un modelo.

2.3.9. Escala de la espasticidad Ashworth: Esta escala se crea con la intención de medir la valoración muscular, va desde cero (0) hasta cuatro (4), en donde cero es nula incapacidad de movimiento muscular y 4 es alta la incapacidad muscular, la tipo 1 y 2 se caracteriza por tener de ligero a moderado incremento en el tono muscular y con resistencia de mínima a moderada (Rodríguez Mutuberría, Serra Valdés, Pérez Parra, & Palmero Camejo, 2004).

La fuerza de restricción que ejerce depende de la persona, por ejemplo, un hombre de 25 puede tener más restricción en comparación a una mujer de la misma edad en la mano, o un adulto en comparación a un infante, por lo cual, para permitir un exoesqueleto que supere dicha fuerza es necesario medirla con un fisioterapeuta especialista en el área.

3. Diseño metodológico

El diseño metodológico para la presente investigación se basa en dos pilares, primero se tendrán presente las variables más influyentes según el marco de antecedentes y en la segunda sección se analizará cada variable seleccionada con la metodología NASA ESMD Capstone Design.

3.1. Requerimiento de diseño

Entre las variables identificadas se encuentran el número de grados de libertad, adaptación a dimensionamiento, diseño conservativo del exoesqueleto y costo de la misma.

3.1.1. Grados de libertad. Según se muestra en las *Figura 5*, *Figura 6* y *Figura 7*, existen distintos puntos de movimiento en la mano, localizándose en la muñeca (*Figura 5*) y en los dedos (*Figura 6* y *Figura 7*), no obstante, se tomara los últimos.

Los dedos se dividen en huesos falángicos (*Figura 4*), con movimientos en las articulaciones metacarpofalángicas (la base de los dedos) e interfalángicas (entre falanges), propiciando flexión-extensión y abducción-aducción, sin embargo, para la presente investigación se tendrán presente flexión-extensión, el dedo pulgar dispone de 4 movimientos diferentes, pero igualmente se considerará el mismo movimiento de los anteriores dedos, o sea, cada elemento posee un grado de libertad.

3.1.2. Adaptación a dimensionamiento. Cuando un individuo con espasticidad tipo 2 que realizan tratamiento con diseños exoesqueleticos, se requiere un equipo con medidas exactas, pues es claro que las manos podrías variar significativamente entre género y edad; también es relevante la adaptación de las partes del exoesqueleto para su buen funcionamiento y armonía con la característica forma de la mano.

3.1.3. Diseño conservativo. Entre los factores a mencionar están el fácil mantenimiento del exoesqueleto, uso sencillo del equipo y gran adaptabilidad, los cuales podrían permitir al presente proyecto sobresalir para su correcto uso.

3.2. Metodología NASA ESMD Capstone Design

Este proceso se basa en 1 sub-fase y 3 fases, prefase A, fase A, B y C.

3.2.1. Prefase A. Antes de empezar a diseñar el equipo o exoesqueleto para el presente caso, es importante identificar cuáles son las variables más importantes, para ello se procede a realizar el análisis según lo ilustrado en la *Figura 9*.

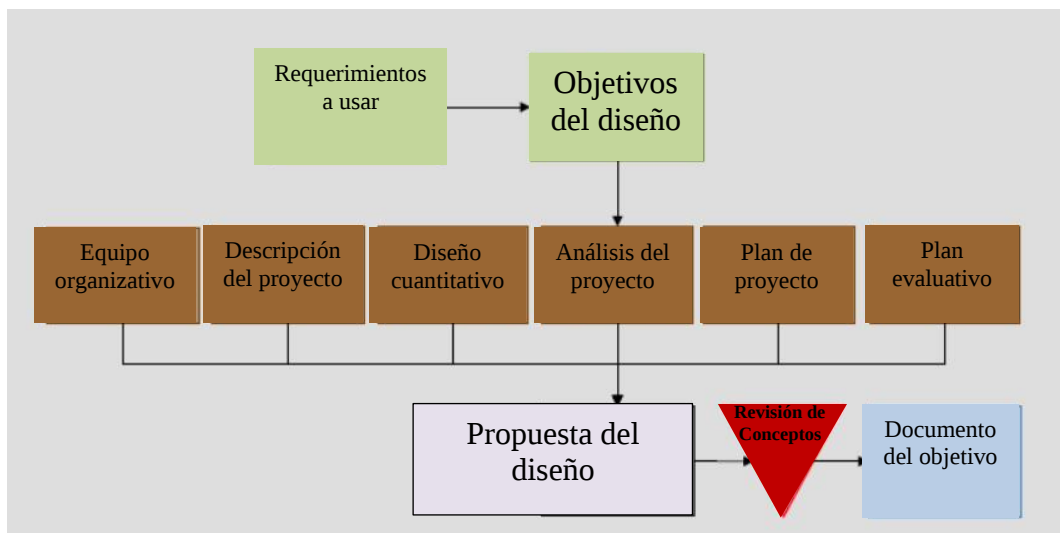


Figura 9. Prefase A.

La *Figura 9* muestra el proceso pertinente de los elementos necesarios para identificar las variables, ello incluye organización del tema, descripción del proyecto, restricción en el diseño, análisis del proyecto, plan de proyecto y diseño evaluativo para las variables, luego se realiza la propuesta de diseño de proyecto y la documentación que ello genera.

El color marrón de la *Figura 9* se puede resumir como el proceso de análisis del marco teórico, en donde se ha identificado las variables que entran en juego al momento de diseñar un exoesqueleto para personas con espasticidad tipo 2, por lo que al presente ítem concierne realmente desarrollar un método de evaluación para las variables identificadas, las cuales se dividen en dos grupos: según los requerimientos del usuario y el diseñador.

3.2.1.1. Variables según requerimientos del usuario. Analizando el marco teórico en su bibliografía se encuentran que al usuario le interesa un exoesqueleto las siguientes variables: economía, vida útil, ecológica, mantenimiento, movilidad, ergonomía, facilidad de uso, comodidad, peso y estética, entendiendo a las dos últimas como livianas y físicamente hermosa respectivamente.

3.2.1.2. Variables según requerimientos del especialista. Los especialistas identifican las siguientes características: bajo costo, diseño conservativo, facilidad de mantenimiento, dimensionamiento (adaptación a las características métricas del quien solicita el equipo), ergonomía, versatilidad y material (precio del material que compone el exoesqueleto).

3.2.1.3. Proceso de evaluación de las variables. Para el proceso de evaluación se hallará la sumatoria de requerimientos (matriz suma de requerimiento), la cual muestra las variables más importantes, el proceso empieza relacionando a cada variable según requerimientos del usuario con un escalar acomodados en un vector columna, en donde 5 es el más importante y 1 es el de menor relevancia, luego se realiza la matriz relación con respecto a las variables según los requerimientos del especialista, posteriormente dicha matriz se multiplica con el vector columna obteniendo así la matriz sumatoria, después se procede a analizar el valor numérico obtenido al sumar los elementos de los vectores columnas adjuntados en la última matriz, seleccionando a los valores mayores.

3.2.2. Fase A. Esta fase se ilustra en la *Figura 10*, la cual se puede resumir en el diseño teórico-conceptual del sistema planteando alternativas de solución y luego analizando cada opción de forma cuantitativa, eligiendo la más idónea.

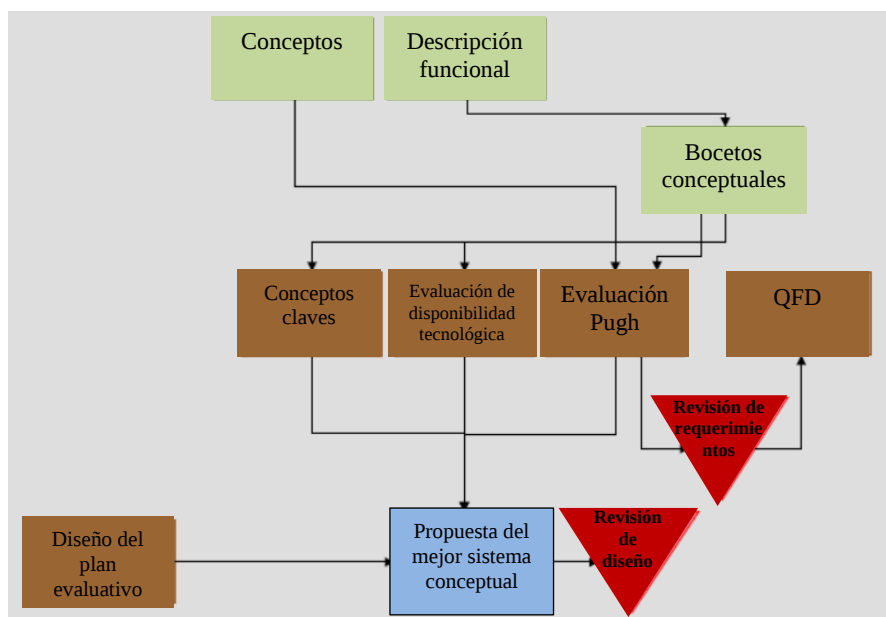


Figura 10. Fase A: análisis del problema en el diseño.

Luego de pasar la prefase A, se procede a seguir lo ilustrado en la *Figura 10* adoptando distintos modelos (exoesqueléticos para la presente investigación), realizando el siguiente

proceso: se dispone a adoptar referencias para realizar la respectiva comparación entre equipos, luego se describe el funcionamiento de cada modelo, después se despliega la matriz Pugh y finalmente el despliegue de la función QFD.

3.2.2.1. Descripción de funcionalidad. Este proceso de la Fase A es posterior a la identificación de referencias (referencias adoptadas), pues son los puntos clave para comparar los distintos modelos. Cada modelo identificado para su análisis comparativo se describe en cuanto a su funcionalidad en una tabla donde e imágenes donde se muestre claramente las diferencias entre los equipos.

3.2.2.2. Matriz Pugh. La matriz Pugh es una tabla en donde las columnas de la parte izquierda muestran las referencias adoptadas y las demás filas representa las distintas opciones, a cada elemento de los demás vectores columnas adjuntos (cada columna) se le inserta el signo “+”, “-” o “N” según si la referencia adoptada influye positiva, negativa o neutramente respectivamente en cada opción, eligiendo la que posea mayor diferencia positivas.

3.2.2.3. Función QFD. La función QFD es una matriz cuyo objetivo es centrarse en los requerimientos que el individuo o cliente requiere y el especialista, para ello muestra correlación (positiva, negativa o neutra), relación (fuerte, moderada o débil) y la dirección de mejora (máxima, objetiva o mínima); en un gráfico muestra adjunto a la matriz lo descrito anteriormente.

La *Figura 11* tiene por objetivo lo referente a la construcción del equipo, lo cual involucra parámetros específicos, material, diseño, análisis de diseño con cálculos pertinentes y su construcción.

3.2.3. **Fase B.** Esta fase muestra la *Figura 11*.

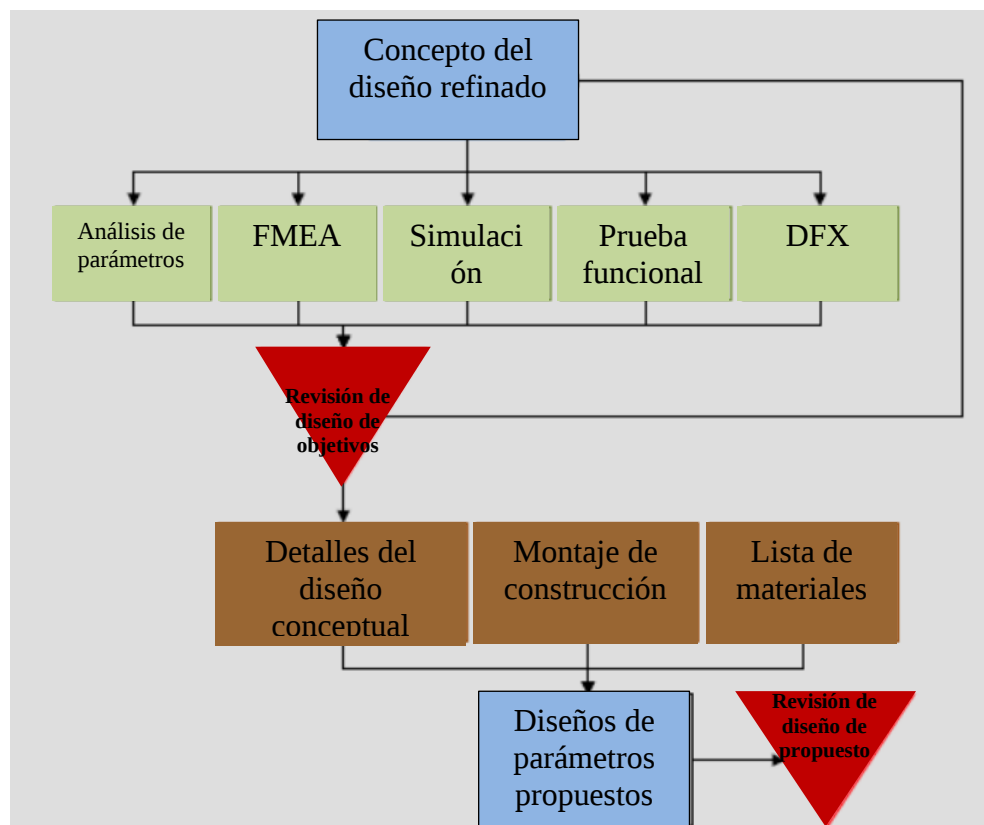


Figura 11. Fase B, diseño de nivel de parámetro.

3.2.3.1. Diseño. El diseño involucra especificaciones de cada elemento o parte del equipo (material, medidas y formas), características funcionales (grados de libertad y objetividad) y la armonía que involucra juntarlas, no obstante, esto obliga a realizar cálculos para garantizar (desde un punto de vista matemático y físico) el buen funcionamiento del mismo, siendo esta sección la más extensa de la metodología, también la que posee mayor complejidad.

3.2.4. Ensamblaje. Una vez obtenida las medidas y materiales de las partes se proceden a ensamblarlas con ayudas de herramientas (tornillos, alicates, etc.) con el objetivo de garantizar los cálculos matemáticos correctos, de haber inconsistencia se procede a revisar de nuevo el proceso matemático realizado anteriormente, pues es muy probable que haya un error en los números, posterior a esto se vuelve a ensamblar repitiendo el proceso descrito acá hasta que se encuentren en armonía todas las piezas del equipo.

3.2.4.1. Prueba funcional. Ya con las piezas ensambladas en armonía, se procede a realizar la prueba funcional, lo cual involucra medida objetividad del equipo, en su funcionamiento y si cumple a cabalidad el objetivo del mismo, llegado el caso no se alcanza la meta establecida, se procede a revisar desde el diseño hasta que se pueda cumplir el/los objetivos del equipo.

3.2.4.2. Costo. En esta sección se suma los costos de materia prima y el precio de manufacturación, para hallar el costo por unidad que valdría el equipo.

En la *Figura 12* se muestra la última fase de la presente metodología, con lo cual se busca que el equipo construido este en buen funcionamiento siguiendo un proceso de optimización, realización de segunda prueba funcional, mantenimiento del equipo y observaciones por parte de los interesados.

3.2.4.3. Optimización. Con base a la fase B se podría mostrar cierta falencia aun cumpliendo con el proceso matemático, siendo la heurística tempranamente implementada por parte de los desarrolladores del equipo como respuesta acertada, mejorando el funcionamiento del mismo.

3.2.5. Fase C. Esta fase se puede visualizar en la *Figura 12*

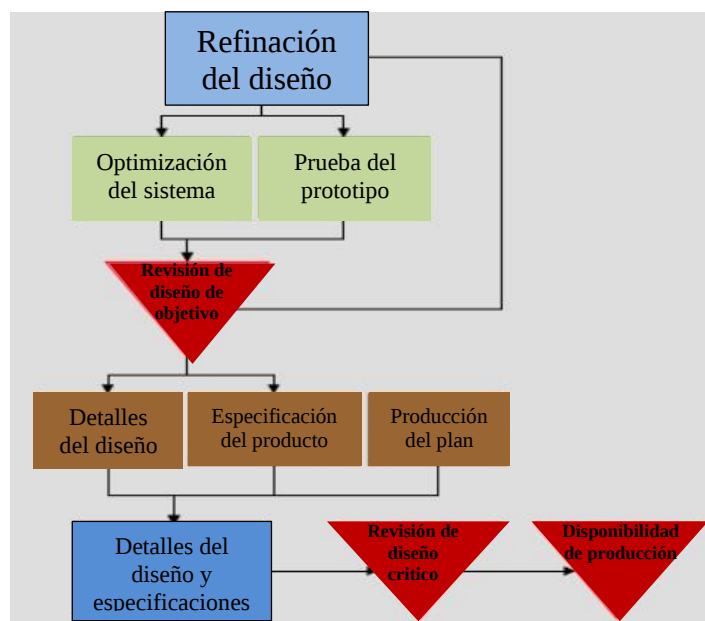


Figura 12. Diseño de parámetros optimizados.

3.2.5.1. Segunda prueba funcional. Una vez optimizado el equipo se procede a probarlo nuevamente, si dado el caso la segunda prueba resulta menos alentadora en comparación a la primera prueba de la fase B, se procede a rediseñar el equipo según especificaciones de la anterior fase; al decir pruebas del equipo son las mismas del ítem 3.2.4.1.

3.2.5.2. Mantenimiento del equipo. Ya establecido el buen funcionamiento del equipo se procede a diseñar el mantenimiento básico del equipo, correctivo y preventivo según especificaciones del diseño construido.

3.2.5.3. Observaciones del equipo. Debido a que hay partes interesadas en el equipo (no solo los diseñadores) se procede a plasmarlas en un escrito, lo cual se puede comprender si es adecuada por parte de los integrantes.

4. Resultados

En la presente tesis se va a realizar un exoesqueleto para individuos con espasticidad tipo 1 y 2 dotándole de 1 grado de libertad a todos los huesos falángicos sin que se encuentre movimiento en la muñeca, esto con el objetivo de mejorar el agarre y tratamiento fisioterapéutico para el tratamiento de la mano.

4.1. Implementación de la prefase A

Para el presente caso se tendrán en cuenta según requerimientos del afectado con la espasticidad y fisioterapia, resumiéndose en el siguiente cuadro.

Tabla 3.

Requerimientos según el consumidor y especialistas.

Requerimientos del consumidor (N*)	Requerimientos del especialista
Economía (5)	Economía
Vida útil (3)	Diseño conservativo
Ecología (4)	Mantenimiento
Mantenimiento (4)	Dimensionamiento
Movilidad (3)	Versatilidad
Ergonomía (5)	Ergonomía
Facilidad de uso (4)	Material
Comodidad (5)	---
Peso (3)	---
Estética (2)	---

* Representa el número dado para su posterior aplicación en la matriz sumatoria. --- es ausencia de parámetros, dado no se requieren más.

Después de obtener los valores y parámetros ilustrados en la Tabla 3, se procede a hallar la matriz relación, como se muestra a continuación.

.

Tabla 4.
Matriz relación.

Requerimientos		Economía	D. Conservativo	Mantenimiento	Dimensionamiento	Versatilidad	Ergonomía	Material
Economía		9	3	7	3	1	3	9
vida útil		9	3	9	5	3	1	7
Ecología		3	3	1	3	3	1	7
Mantenimiento		3	1	9	3	5	5	3
Movilidad		3	9	3	9	7	9	1
Ergonomía		1	1	1	1	1	9	3
Facilidad de uso		1	3	3	9	7	9	1
Comodidad		5	7	1	5	7	9	1
Peso		1	5	1	5	7	3	7
Estética		3	3	1	3	3	3	1

Una vez hallada la matriz relación, se procede a encontrar requerimientos, ilustrada en la Tabla 5, mostrando los parámetros más importantes: el dimensionamiento, versatilidad, ergonomía y material.

Tabla 5.
Matriz requerimiento.

Requerimientos	Economía	D. Conservativo	Mantenimiento	Dimensionamiento	Versatilidad	Ergonomía	Material
Economía	45	15	35	15	5	15	45
vida útil	27	9	27	15	9	3	21
Ecología	12	12	4	12	12	4	28
Mantenimiento	12	4	36	12	20	20	12
Movilidad	9	27	9	27	21	27	3

Ergonomía	5	5	5	5	5	45	15
Facilidad de uso	4	12	12	36	28	36	4
Comodidad	25	35	5	25	35	45	5
Peso	3	15	3	15	21	9	21
Estética	6	6	2	6	6	6	2
Total	148	140	138	168	162	210	156

4.2. Implementación de la Fase A

En la adopción de referencias ilustradas en el ítem 3.2.2 se tiene presente las siguientes características en el diseño:

- En la muñeca no se tendrán grados de libertad, o sea, no habrá movimiento en la muñeca.
- En los dedos índice, corazón, angular y meñique habrá movimientos de flexión-extensión metacarpofalángica (*Figura 6 a*), flexión-extensión interfalángica proximal (*Figura 6 b*) y flexión-extensión interfalángica distal (*Figura 6 c*).
- En el pulgar habrá solo flexión-extensión metacarpofalángica (*Figura 7 b*).
- El exoesqueleto será de posición y no de fuerza de agarre.

Posterior a adoptar las referencias de comparación, se procede a realizar el análisis comparativo de los modelos, entendiendo que los criterios en la matriz Pugh son funcionalidad, ajustable (posicionamiento correcto al tomar objetos) mecanismo sencillo, resistencia, dimensiones (entre más pequeño mejor), confiabilidad y peso (se busca lo más liviano posible).

4.2.1. Descripción de funcionalidad. Los modelos a realizar análisis comparativo son: guante exoesqueléticos para mano control servomotores accionado con nylon, guante exoesquelético para mano control neumática y sistema guante exoesquelético mecanismo con piñones.

4.2.1.1. Guante exoesquelético para mano control servomotor accionado con nylon (Alternativa 1). Esta se puede ilustrar en la *Figura 13*, esta muestra los grados de libertad descritos anteriormente, es de fácil diseño, practico es su funcionalidad y requiere pocas partes móviles.

4.2.1.2. Guante exoesquelético para mano control neumático (Alternativa 2). Esta alternativa cuenta con un sistema en cada dedo, qué está formado por guías circulares y un conjunto de palancas para lograr la trasmisión del movimiento de la articulación, el sistema de actuación de este exoesqueleto es neumático, para el momento de la actuación cuenta con un cilindro de doble efecto (*Figura 14 a*), este diseño requiere mayor número de partes que el modelo anterior, es más pesado y dispone de ductos de poco diámetro para transmitir la energía neumática, siendo un modelo bastante robusto (*Figura 14 b*).

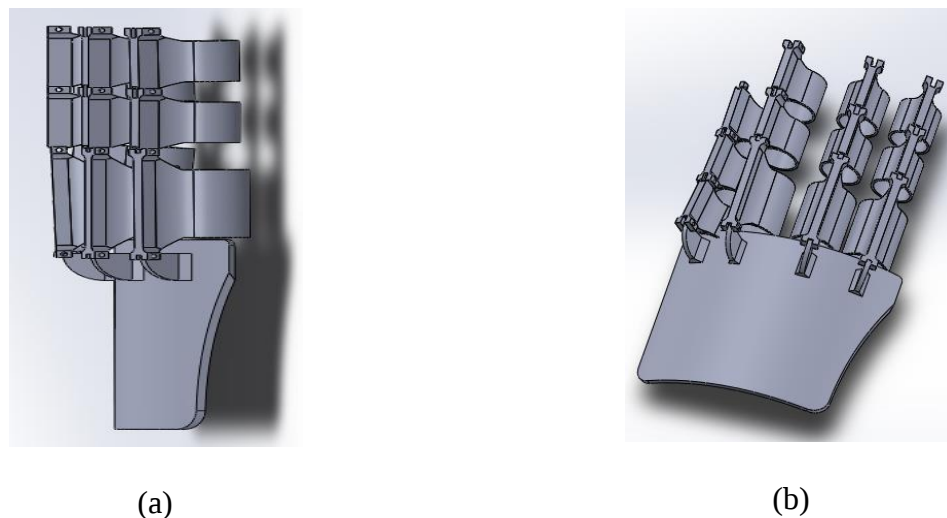


Figura 13. Guante exoesquelético para mano control servomotor accionado con nylon. (a) vista lateral. (b) vista superior.

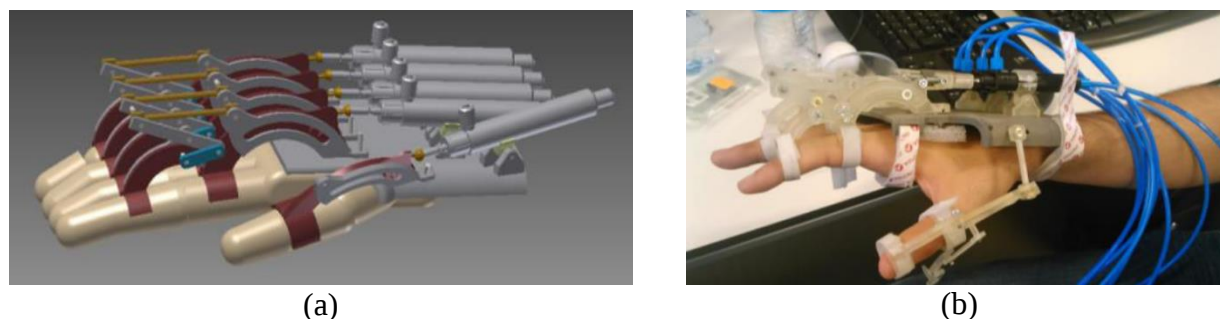
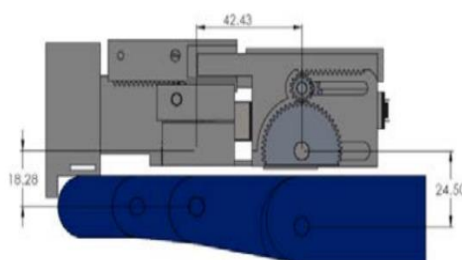
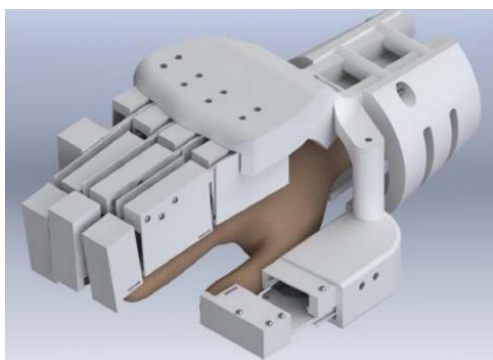


Figura 14. Guante exoesquelético para mano control neumático. (a) Diseño en CAD. (b) Prototipo fabricado. Adaptado de Enrique, S., Narváes, Y., Vivas, O., Diez, J., Badesa, F., Sabater, J., & Garcia, N. (2014). Sistema robótico de tipo exoesqueleto para rehabilitación de la mano. XXXV Jornadas de Automática. In: XXXV, 44, 306-312. Recuperado de <http://www.unicauca.edu.co/ai/publicaciones/Samara.pdf>.

4.2.1.3. Sistema guante exoesqueleto mecanismo con piñones (Alternativa 3). Esta alternativa es útil para realizar el movimiento de cada falange, consta de un mecanismo con sus dos primeras partes idénticas, para su funcionamiento consta de un tornillo sinfín y una corona acoplada al motor y a la base, como se muestra en la (Figura 13 b). El movimiento de flexión-extensión metacarpo falángico (Figura 13 e) se puede realizar hasta 90 grados, tal cual un dedo real, igualmente el relacionado con flexión-extensión interfalángica proximal es el de un dedo natural, alcanzando un ángulo de 70° (Figura 13 c), también se puede combinar los dos movimientos anteriores (Figura 13 d), no obstante, el exoesqueleto no supera los 0° en el movimiento de tensión metacarpo falángico (Sosa-Méndez, Arias-Montiel, & Lugo-González, 2017).



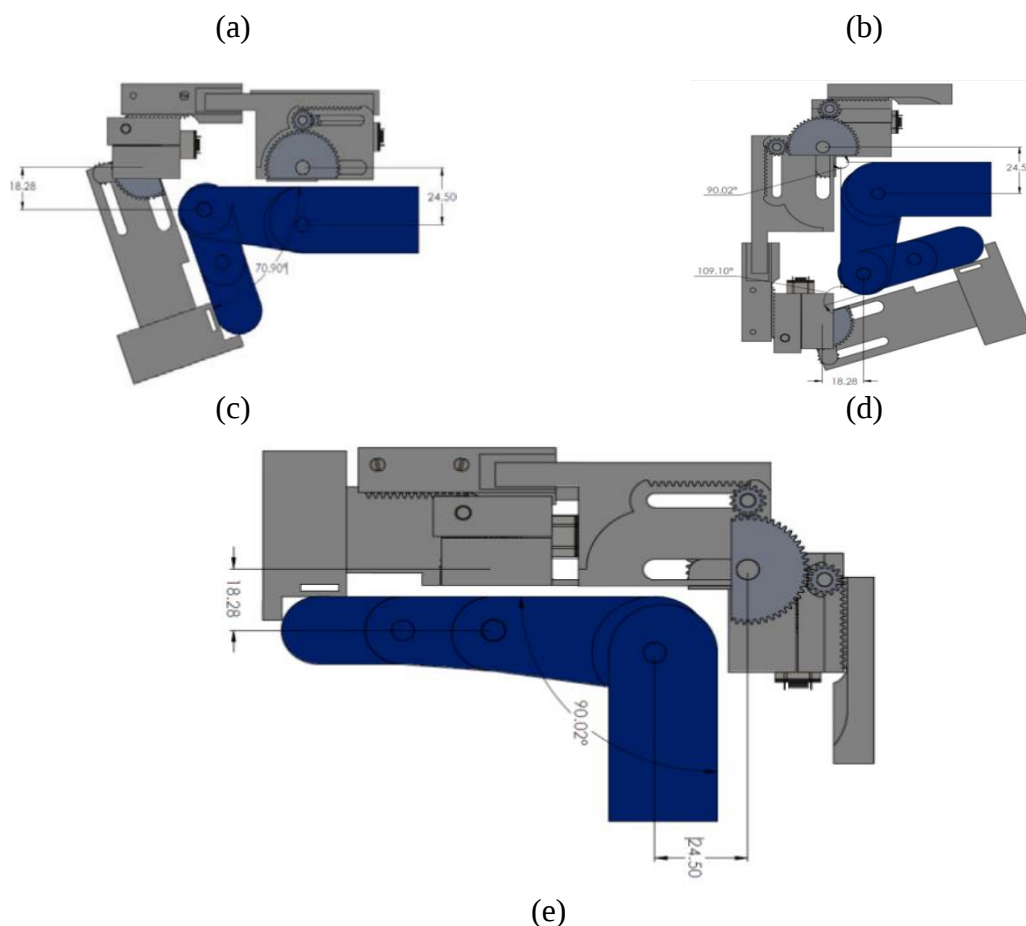


Figura 15. Sistema guante exoesquelético mecanismo con piñones. (a) Representación general en SolidWorks. (b) Representación métrica del exoesqueleto en el dedo índice. (c) Movimiento de la articulación interfalángica proximal. (d) Movimiento de la articulación interfalángica proximal combinada con flexión-extensión metacarpofalángica. (e) Movimiento metacarpofalángico. Adaptado de Sosa-Méndez, D., Arias-Montiel, M., & Lugo-González, E. (2017). Diseño de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 38(1), 330-342. <https://doi.org/10.17488/rmib.38.1.29> .

El diseño ilustrado en la (*Figura 13 a*) muestra un equipo robusto y gracias a su sistema de engranajes requiere aceite, gran número de partes y complejidad en el mantenimiento, permitiendo inferir que este exoesqueleto es pesada y voluminosa.

4.2.1.4. Alternativa estándar Exohand Festo. El sistema de la alternativa estándar es un sistema neumático de movimiento flexible con todos los niveles de libertad, como se ilustra en la Figura 16.

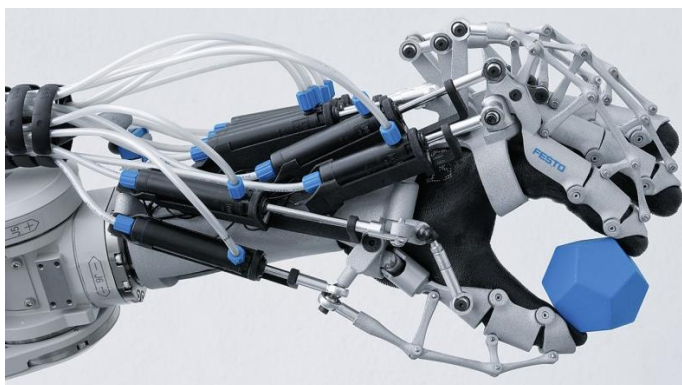


Figura 16. Exohand Festo. Adaptado de <https://www.festo.com/group/es/cms/10233.htm>.

4.2.2. Matriz Pugh. La matriz Pugh, primera ronda se representa en la Tabla 6 mostrando como mejor alternativa es el exoesqueleto estándar pues es el que mayor diferencia total positiva tiene.

Tabla 6.
Matriz Pugh.

Criterios	Valor criterio	Alternativas de Diseño			
		Estándar	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Funcional	10	+	N	+	+
Ajustable	8	+	-	+	+
Mecanismo sencillo	7	N	+	-	-
Resistente	7	+	N	N	N
Dimensiones	6	+	+	+	+
Confiabilidad	8	+	-	+	N
Liviano	7	N	+	-	-
Total (-)		0	4	2	2
Total (+)		5	3	4	3
Peso total (-)		0	22	14	14
peso total (+)		39	16	24	24
Diferencia Total		39	6	10	10

Como se muestra en la Tabla 6, es necesario una segunda ronda con modificaciones en la alternativa 1 para permitir una mayor diferencia total en el mismo. Como vemos en la Tabla 6, la alternativa 1 posee menor diferencia total, no obstante, si se juntan las alternativas 1 y 2 obtenemos un diseño más funcional, ajustable y resistente, como se ilustra en la Tabla 7.

Tabla 7.

Matriz Pugh, segunda ronda.

Criterios	Valor criterio	Alternativas de Diseño.	
		Estándar	Alternativa combinada 1 y 2
Funcional	10	+	+
Ajustable	8	+	+
mecanismo			
Sencillo	7	N	+
Resistente	7	+	N
Dimensiones	6	+	+
confiabilidad	8	+	N
Liviano	7	N	+
	Total (-)	0	0
	Total (+)	5	5
	Peso total (-)	0	0
	peso total (+)	39	38
	Diferencia Total	39	38

Al retirar los anillos de la *Figura 13* e implementar correas (*Figura 14 b*) se garantiza mayor funcionalidad, pues genera menor obstrucción a la parte falángica de los dedos, aumentando el deslizamiento al realizar el movimiento flexión-tensión de la mano, también se implementa el dedo pulgar, mejorando el agarre de la mano, como se muestra en la *Figura 17*.

El nuevo modelo es más ajustable, una de las ventajas de la alternativa 2 es ello, por lo cual se garantiza en la matriz Pugh un valor positivo, siendo esto agradable para el usuario, al ser funcional y preciso, por efecto domino se genera mayor confiabilidad que la alternativa 1, permitiendo garantizar un buen uso con el exoesqueleto, no obstante, como se ilustra en la Tabla 4-5, no es mayor que el modelo estandar, no obstante, dado su economía y mayor facilidad de

realización, puede llegar a ser una opción muy apetecida por especialistas y personas con espasticidad, razón por la cual el presente diseño (*Figura 17*) es el seleccionado.

4.2.3. Matriz Calidad (QFD). Se ilustra en la *Figura 18*. Dado la alternativa seleccionada se procede a hallar los factores más relevantes con la matriz calidad, la cual se ilustra en la *Figura 18*, mostrando para la valoración de los individuos (clientes o personas que puedan usar el prototipo exoesquelético) bastante alta en comparación a las demás, no obstante, no es la de mayor duración ni movilidad, ahora, por parte de los especialistas muestra mayor aplicabilidad en comparación a los demás equipos, tomando la alternativa 1 como la mejor opción

4.3. Implementación de la Fase B

La implementación de la fase B tiene por objetivo realizar el equipo y analizar el precio que saldría por unitario, estese divide en diseño, ensamblaje, prueba funcional y costo.

4.3.1. Diseño del exoesqueleto. El diseño del exoesqueleto consta de modelado en SolidWorks con las respectivas medidas extraídas de la *Figura 12*, material del cual se va a construir (plástico, pues se va a realizar con impresión 3-D) e impresión del exoesqueleto.

4.3.1.1. Modelado en SolidWorks. Según la Tabla 2 y la medida de los autores del presente proyecto, las medidas para los dedos serían lo ilustrado en la Tabla 8.

Tabla 8.

Medida de los dedos para el diseño del exoesqueleto.

	Proximal (mm)	Media (mm)	Distal (mm)
Índice	45	28	17
Corazón	53	34	23
Anular	50	33	23
Meñique	41	20	18
Pulgar	35	---	25

Según la *Figura 13*, muestra unas correas en las falanges, no obstante, es poco práctico, siendo el presente diseño con sistema graduable, también en esa misma imagen (*Figura 13*) no aparece pulgar con un ángulo máximo de 70° respecto a la vertical según la (*Figura 7 d*), la parte posterior de la palma se tomó la medida vertical media del metacarpo del corazón, ya que a partir de ahí va a salir las medidas de todos los huesos metacarpianos (excepto el pulgar), de ancho la distancia promedio del metacarpo del meñique a metacarpo del índice medidos a partir de las articulaciones metacarpofalángicas y el pulgar según se ilustra en la *Figura 17*.

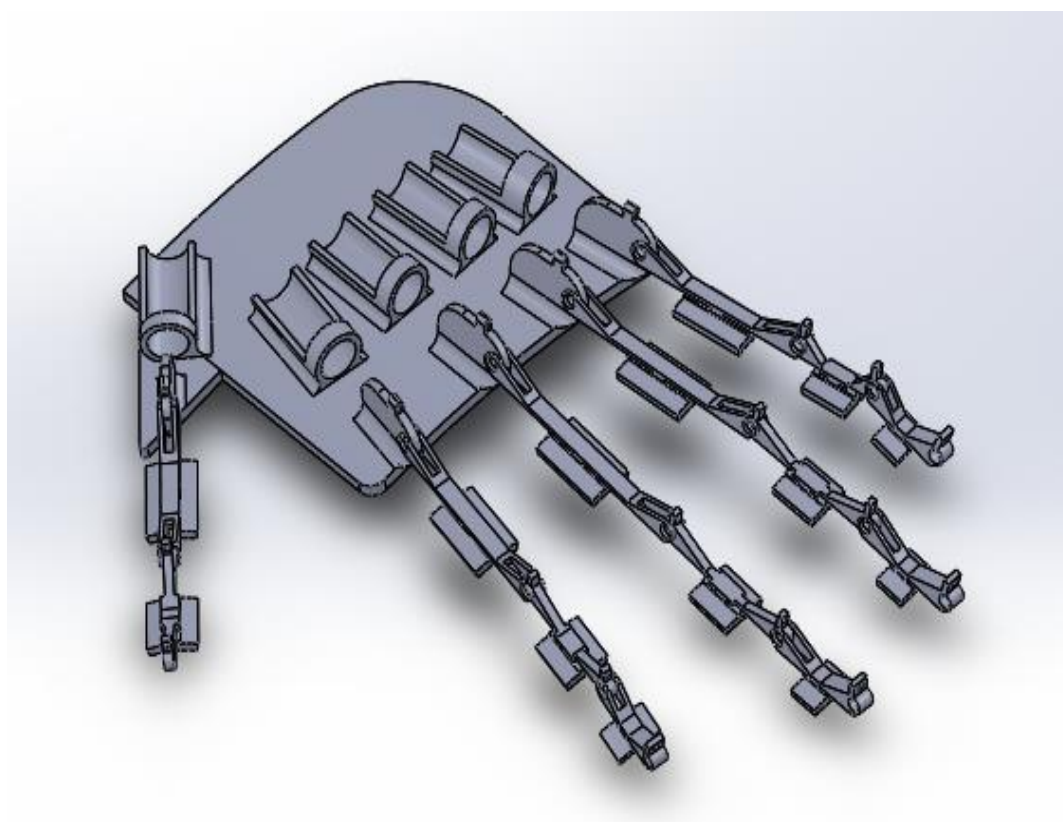


Figura 17. Diseño en SolidWorks del exoesqueleto.

La parte posterior de la mano tiene una curvatura característica, siendo esta implementada en la *Figura 17*, el pulgar se localiza a sobre una sección triangular, la cual está en su parte superior como se ilustra en la *Figura 19*.

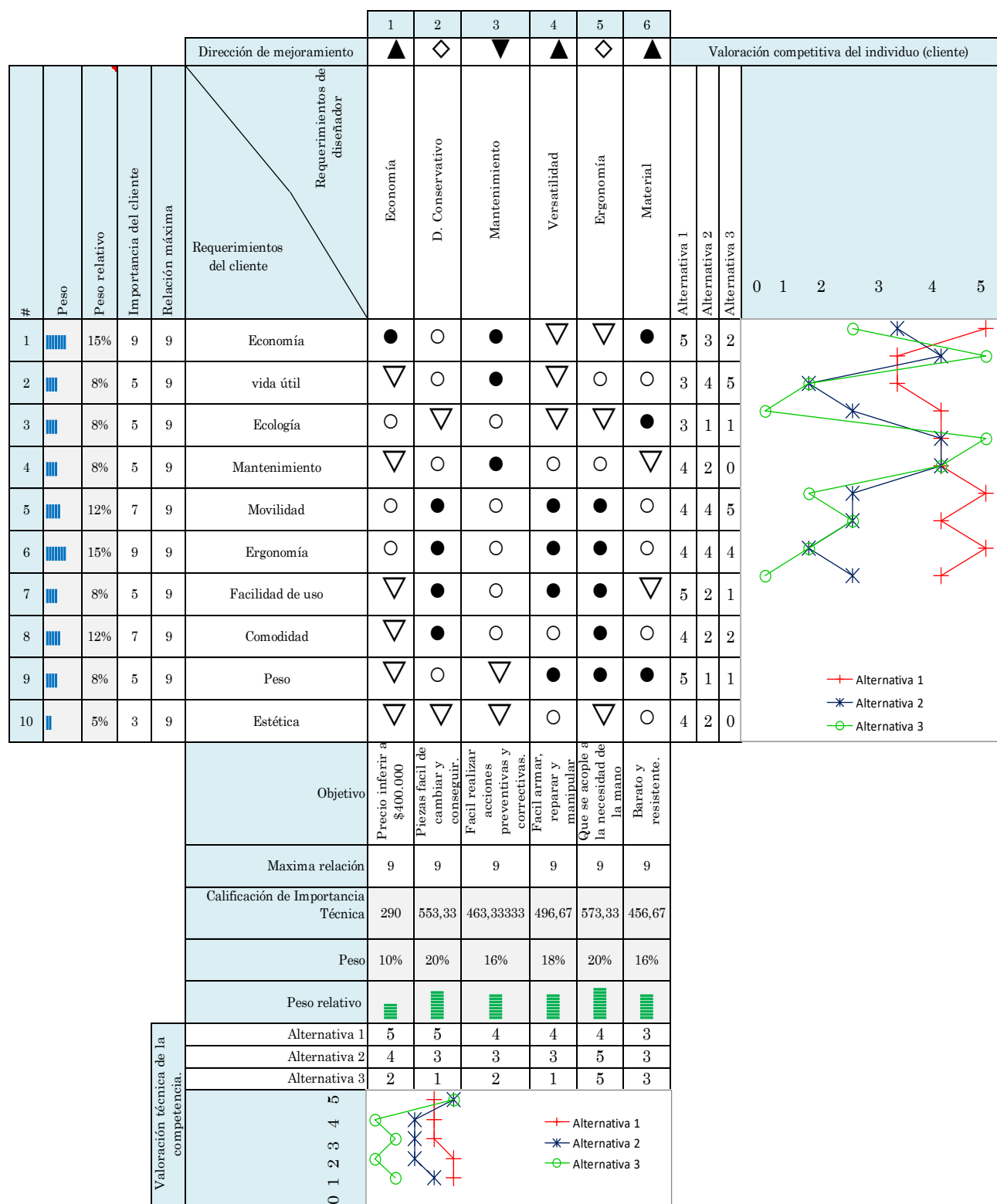


Figura 18. Matriz Pugh. (▽) Fuerte relación. (○) Moderada relación. (●) Débil relación. (▲) Dirección de mejoramiento máxima. (◇) Dirección de mejoramiento objetiva. (▼) Dirección de mejoramiento mínima.

Sobre la base del palmar se ponen bases circulares para el servomotor con medidas de 20 mm de diámetro para todos los dedos. Los huesos falángicos poseen ejes y deslizadores que permiten su movimiento, en la *Figura 20* se observa sus respectivas partes exoesqueleticas en el dedo índice.

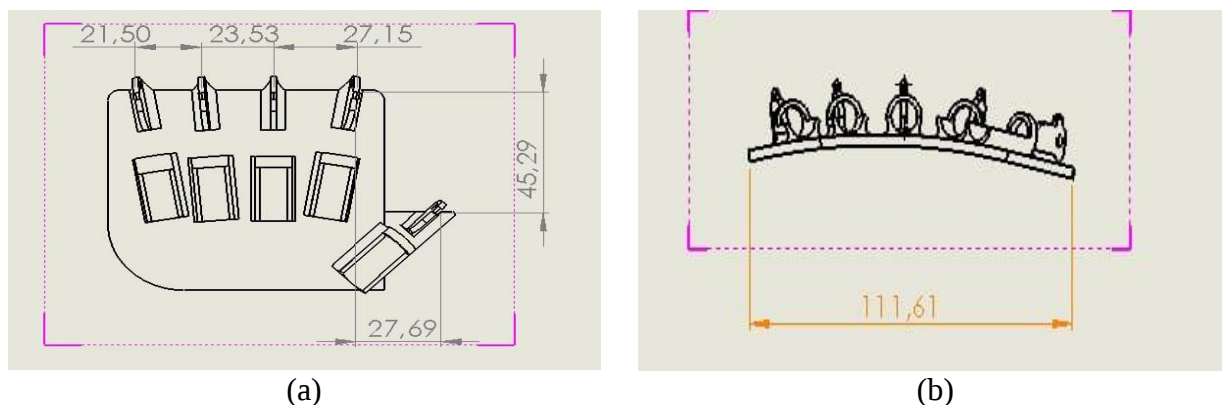


Figura 19. Parte posterior del palmar

El tamaño de los ejes en la *Figura 20* es de 3 mm de diámetro, el agujero que aparece en la parte superior de la (*Figura 20 b y c*) (falange media y distal de 1,5 mm de diámetro) es en donde pasa la cuerda accionada por el servomotor para abrir la mano y los agujeros inferiores es donde se dispone una cuerda igual que en la parte superior, la cual converge al servomotor mediante un agujero también de 1,5 mm localizados en la parte posterior del palmar.

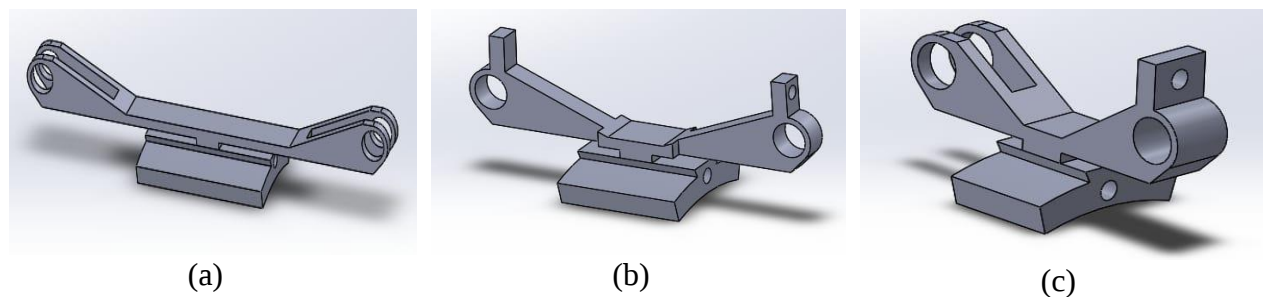


Figura 20. Partes de las falanges del índice. (a) Falange proximal. (b) Proximal media. (c) Falange distal.

Cuando el servomotor tensiona la sección de la cuerda ubicada en la parte superior, la mano se tensiona, al cambiar la dirección de esfuerzos (movimiento contrario en el servomotor), la sección de la cuerda ubicada en la parte inferior de las falanges se tensiona, flexionando la mano, permitiendo de esta manera realizar eficazmente el desplazamiento biomecánico de la extremidad.

4.3.1.2. Material de construcción. Para impresión 3-D existen diversos materiales, entre los que se encuentran PLA, ABS, PETG, NAILON, TPE, PC, MADERA, METAL, Bio Fila, Conductivo, Fosforescente, Magnético, Filamento que cambia de color, Arcilla/Cerámica, Fibra de carbono, PC/ABS, HIPS, PVA, MOLDLAY, ASA, PP, POM, PMMA Y FPE.

- **PLA:** El mas usado en la imprsion 3-D, es ácido poliáctico, material facil de extruir, de deformacion dura y de facil impresión, tambie se sabe no emite malos olores al imprimirlo.
- **ABS:** Acrilonitrili butadieno estireno, es el segundo material mas usado en las impresiones 3-D, es un material un poco mas dificil de extruir en comparacion al PLA, siendo mas aplicable en ladrillos LEGO y cascos de biciqueltas, se debe imprimir a alta temperatura (210-250 °C) y el material es resistente a elevadas temperaturas.
- **PETG:**Tereftalato de poliestileno o PET es el plastico más comun en el mundo, con la letra G quiere decir es gicolizado, permitiendo mayor facilidad de impresión, mayor fluidez, pero tambien mayor fragiilidad, es bastante duradero, absorve humedad y es facil de rayar.
- **Nailon:** es el mas reconocido por su dureza, flexibilidad y durabilidad, no obstante, al igual que el anterio, adsorbe humedad, por lo cual se deb guardar en un seco.

- **TPE:** son elastómeros termoplásticos, por lo cual son plasticos elásticos, por lo cual es bastante aplicado en piezas móviles, electrodomésticos y equipos médicos, a dema, es bastante compleja la impresión con este filamento.
- **PC:** Policarbonato, es el de mayor dureza, muy duradero, resistente a golpes y soporta temperatura elevadas, suele ser transparente y soporta sierta flexibilidad (Rohringer, 2019).

Dado la mano es un prototipo, el material recomendado es ABC, es de los más económico de la lista, posee buena resistencia, algo flexible y de fácil manejo, permitiendo mayor exactitud en las piezas, debido a que dispone de 15 piezas (*Figura 17*), las cuales se ensamblan individualmente.

4.3.2. Ensamblaje del exoesqueleto. Para este apartado se comenzó por el funcionamiento del índice derecho y cuando este funcione se procede a realizar el ensamble completo

4.3.2.1. Ensamblaje del dedo índice. El ensamble del exoesqueleto empezó con la impresión de las tres partes exoesqueléticas falángicas del dedo índice, con la finalidad de realizar el movimiento natural del dedo y visualizar una posible falla en su movimiento, dicha acción se muestra en la *Figura 21*.

Como se observa la *Figura 21 a*, el exoesqueleto de las falanges en el dedo índice calzan perfectamente, no obstante, al flexionar el dedo, la falange media se acerca de manera muy inapropiada a la articulación interfalángica proximal y la falange distal toca la articulación interfalángica distal (*Figura 21 b*), siendo el diseño poco útil, no obstante, se puede aplicar una barra deslizante en la falange media, la cual podría evitar el recogimiento de las falanges media y distal.

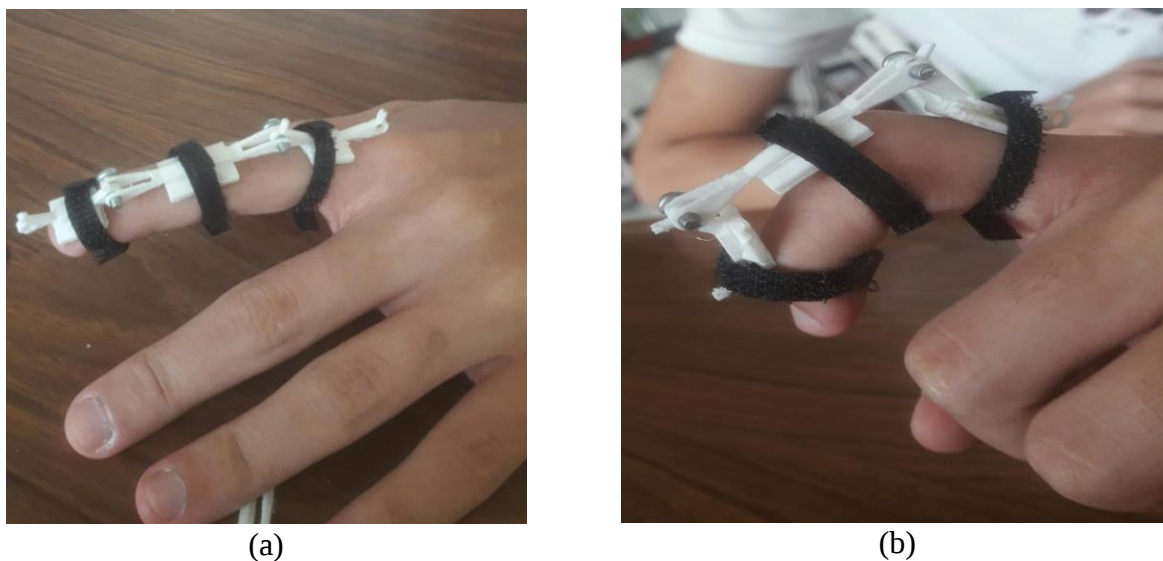


Figura 21. Ensamblaje del dedo índice (a) Extensión (b) Flexión.

Como se muestran en la anterior *Figura* para el literal (a) el dedo en tensión y en (b) el dedo flexión, esta modificación permite el normal movimiento de las articulaciones interfalángicas, siendo, al menos en la primera instancia funcional, no obstante, es necesario analizar el dimensionamiento del mismo, pues una falencia encontrada por simple inspección es lo delgado que estaba. Como se muestra en la *Figura 22*, el modelado de las falanges y las conexiones interfalángicas (*Figura 22-a-b-c*) cambiaron, dicha modificación es necesaria para el libre movimiento.

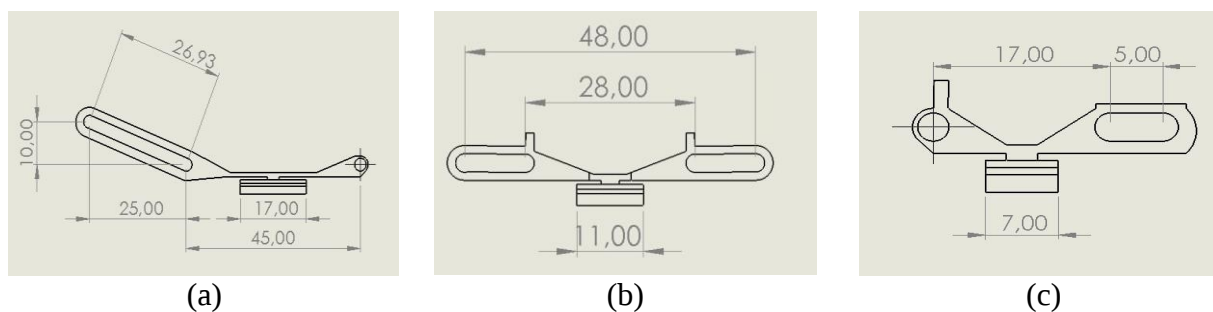


Figura 22. Partes de las falanges del índice en el segundo ensamblaje. (a) Falange proximal. (b) Proximal media. (c) Falange distal. Las medidas son en milímetros.

4.3.3. Segundo ensamblaje del dedo índice. Ya teniendo en cuenta el dimensionamiento y el libre movimiento de las conexiones interfalángicas, se prueba las falanges, para efectos de visualizar la eficiencia, se ilustra en el dedo índice (*Figura 23*), las demás falanges cumplen igualmente el movimiento.



Figura 23. Segundo ensamblaje del dedo índice (a) flexión. (b) tensión.

Como se muestra en la anterior imagen, la falange cumple con las condiciones de movimientos cuando se ejerce fuerza para la prueba en el dedo índice, adaptándose a las condiciones biomecánicas de la mano, hay que aclarar que la falange proximal ilustrada es la perteneciente a la *Figura 22*.

4.3.2.3. Prueba funcional del exoesqueleto. Ya teniendo en cuenta el dimensionamiento y el libre movimiento de las conexiones interfalángicas, se procede a armar todas las piezas, implantarlo en la mano y visualizar su movimiento, tal cual se ilustra en la *Figura 23*.

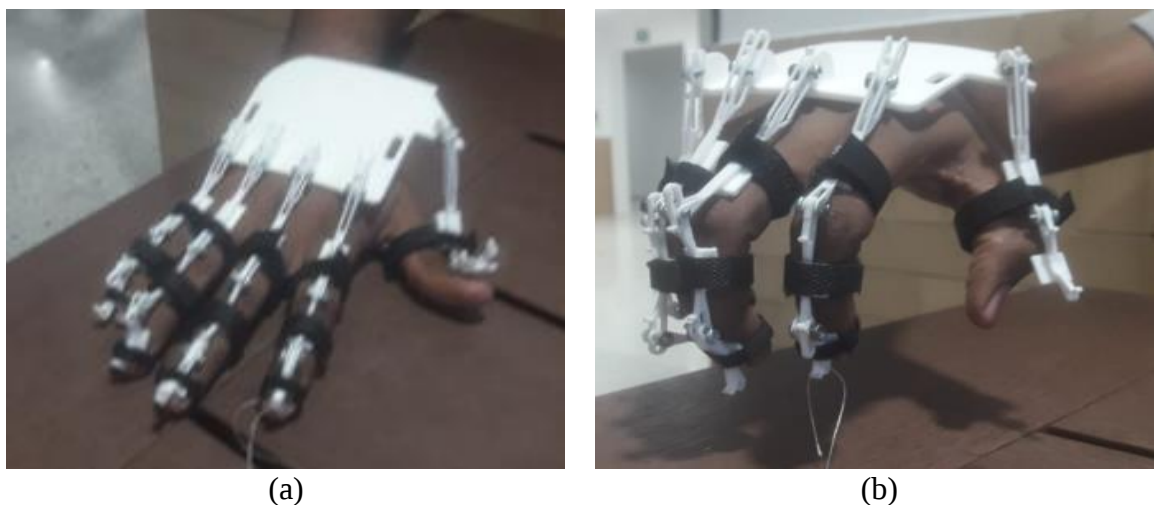
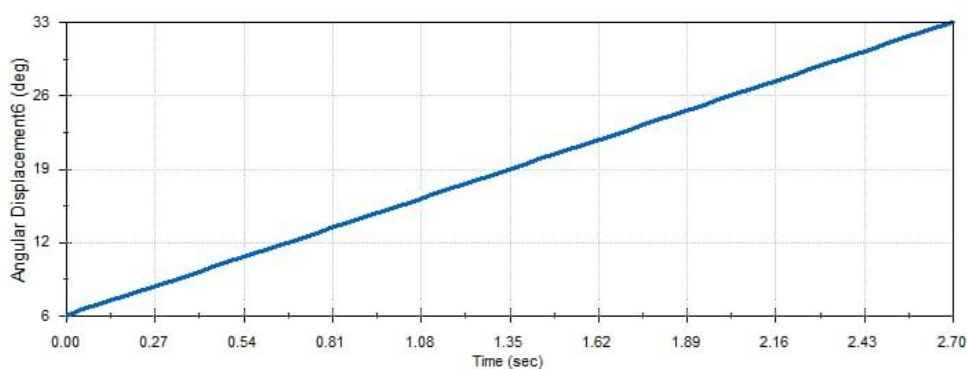


Figura 24. Ensamblaje completo (a) Mano en extensión. (b) Mano en flexión.

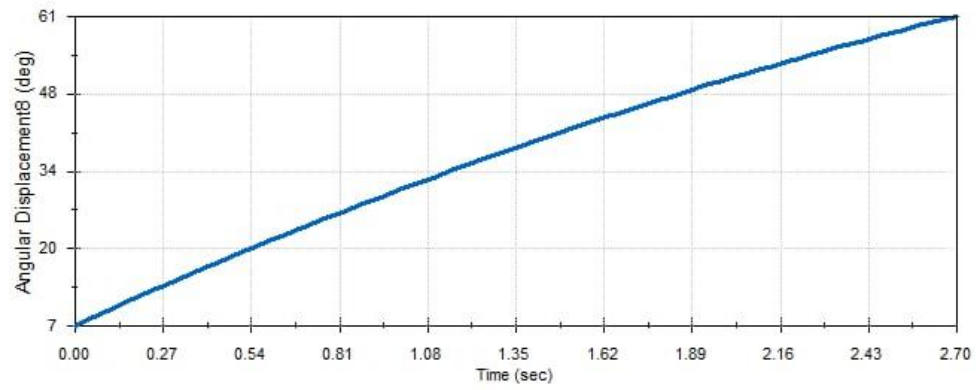
Como se muestra en la anterior imagen, la mano cumple con las condiciones de movimientos en las falanges, no obstante, hay falencias en la parte posterior de la mano y el dedo pulgar, siendo esto otra mejora a aplica, la cual se ilustra en la *Figura 27*, adaptándose a las condiciones biomecánicas de la mano.

➤ Medición de las posiciones angulares

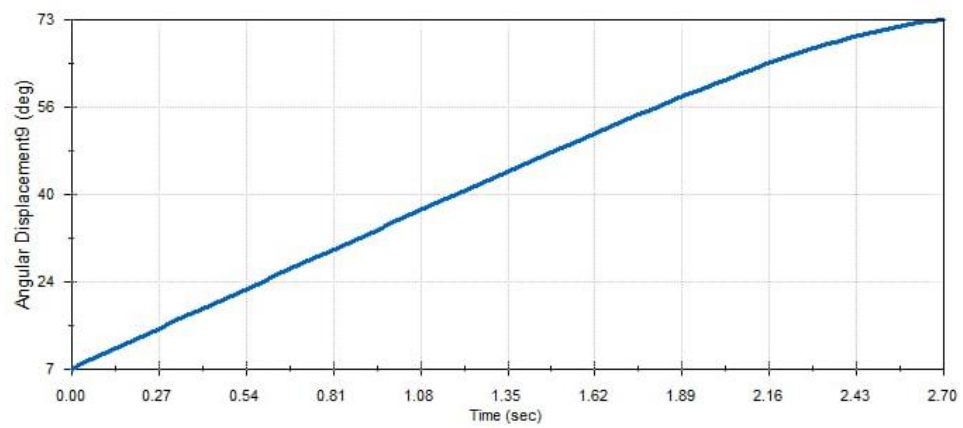
Para hallarlos se usó Motion de SolidWorks, en el dedo índice, en pro de ahorrar espacio en imagen y que este es el más representativo.



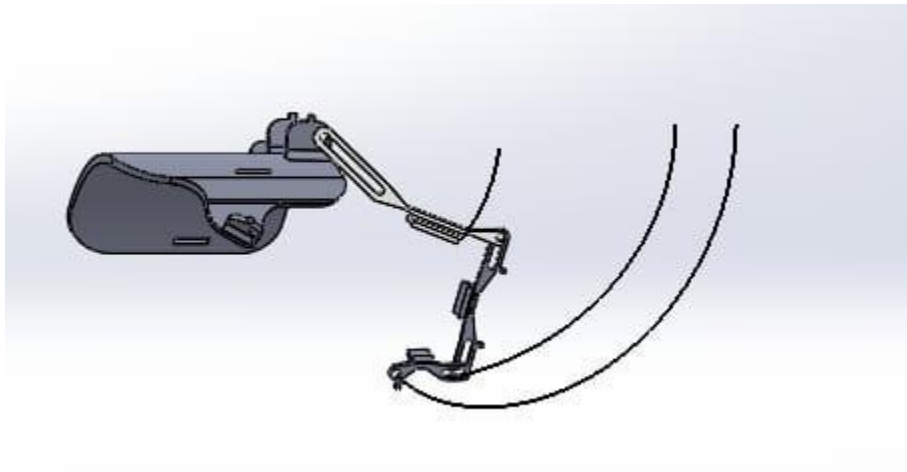
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 25. Medidas angulares del dedo índice. (a) Falange proximal. (b) Falange media. (c) Falange distal. (d) Trazado de movimiento

Como se muestra en la anterior *Figura*, el ángulo máximo de la falange proximal es 33° en flexión y 6° en tensión, la falange media muestra hasta 61° en flexión y 7° de tensión y el de la falange proximal es de 73° flexión y 7° de tensión, lo cual, según la *Figura 6*, es apta, explicado mejor en la parte (g) de la anterior imagen.

➤ **Fuerza ejercida por los servomotores**

Los micro servomotores poseen poco torque dado su minúsculo tamaño, siendo esto adecuado para las características del proyecto, pues el exoesqueleto es de posición y basta con que llegue a los **0,3 Nm (3,9 Kg-cm)** (Agarwal, 2017). El presente proyecto se enfoca en las características de la mano y su funcionalidad. El subsistema eléctrico y de control está fuera del alcance de este proyecto.

Existe gran variedad de micro servomotores en el mercado, entre los que se encuentran Sg90, Mg90, analógicos y riel cremallera, siendo el primero los más económicos del mercado (oscilando entre \$6000 y \$20000) sin que varíen significativamente su fuerza y tamaño.

El torque de los micro servomotores es de 1,2 Kg-cm a 1,6 kg-cm, si lo calculamos para los cinco localizado en el exoesqueleto obtenemos en Nm un rango de 6 Kg-cm-7 Kg-cm, ahora, estando ambos en la fuerza necesaria para aplicarlos, por lo cual se acoge el Sg90 Domicilio Arduino, cuyas dimensiones se ilustra en la *Figura 26* y torque de 1,2 Kg-cm.

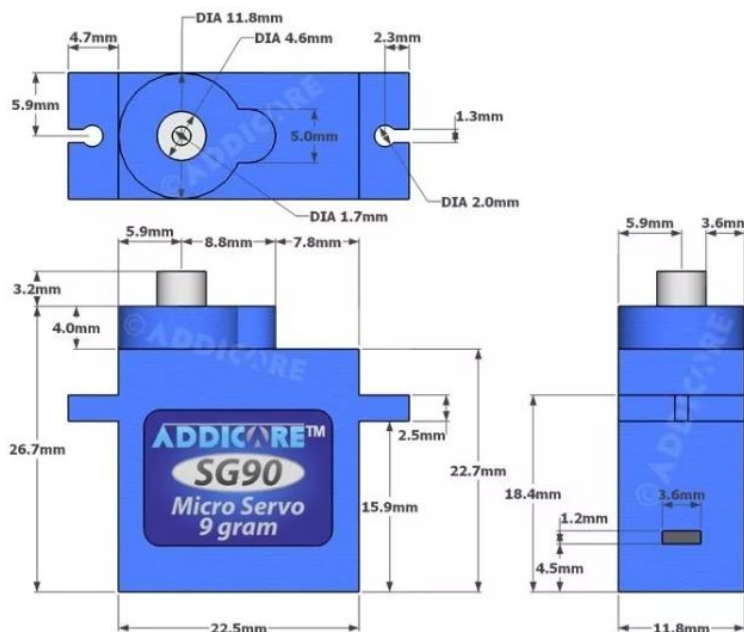


Figura 26. Servomotor Sg90 Domicilio Arduin.

El torque total es de 6 Kg-cm, o sea 0,58 N-m, generando al exoesqueleto con funcionamiento posicional (Agarwal, 2017)..

Las características del servomotor se muestran a continuación:

- Modulación Analógica
- Velocidad de funcionamiento (4.8V sin carga) 0.12sec/60 grados
- Voltaje de entrada 3.5V~8.4V
- Tipo de motor 3 Polos
- Piñonerí-a Plástica
- Rotación/Soporte Cojinete
- Rango de ángulo rotacional 180°
- Ancho de pulso 500us-2400us
- Longitud del cable 25cm
- Temperatura de operación -30°C~+60°C

- Ancho de banda muerta 4usec
- Tamaño 3.0cm x 3.0cm x 1.1cm
- Peso 15 gramos

El peso de la mano sin servomotor es de 150 gramos, los 5 servomotores pesan 75 gramos, concurriendo en un peso total de 225 gramos, menos de 1 libra.

➤ **Fuerza de resistencia para pacientes con espasticidad Tipo II**

La fuerza de resistencia para pacientes con espasticidad tipo 2 es, en toda la mano de máximo **30 Newton** (Pandyan, Price, Rodgers, Barnes, & Johnson, 2001), no obstante, basándose en la investigación realizada por Castiblanco Moreno & Klinge Mora,(2018), el dedo pulgar es el que mayor fuerza presenta y habitualmente el índice y corazón son el segundo y tercero respectivamente. El pulgar presenta aproximadamente 23,5% de la fuerza de la mano en agarre, el índice y corazón 20% cada uno, a lo cual, la fuerza en el pulgar para una persona con espasticidad no será mayor a **7,05 Newton**.

4.3.4. Costos. El Costo unitario del guante depende del precio de la impresión 3D,este es en PLA y se cobra por pieza, siendo por falange un precio de \$4000, y la base de la palma \$30000, o sea, en total \$78000, el precio de los servomotores en el mercado tiene un precio al por mayor entre 6000 a 20000, siendo los últimos más precisos en la fuerza a aplicar, no obstante, el exoesqueleto es de carácter posicional, tomando los primeros, dado son 5, el precio sería \$30000, teniendo un precio final de \$125.000, como se ilustra en la Tabla 9.

Tabla 9.
Costos del proyecto.

CONCEPTO	ESPECIE	EFFECTIVO	JUSTIFICACIÓN	VALOR
Licencia	SolidWorks	Total, cancelado por la UIS	Las herramientas tecnológicas que se van a usar en el diseño del proyecto en este caso el software SolidWorks	Licencia UIS

Impresiones 3D	Elementos impresos	Precio por Falange: 5000. Precio por zona posterior a la palma: 20000	Serán la parte fundamental a la hora de la construcción del prototipo, dándole vida a las partes del proyecto para su ensamble final.	300.000
computador	Portátil para desarrollar tesis y modelado	Precio unitario 200.000	El computador sería la herramienta principal para el modelamiento y análisis del dispositivo.	2.000.000
Papelería	Impresiones del anteproyecto, proyecto y artículos científicos de interés al tema	50.000	En este concepto se tiene en cuenta el apoyo bibliográfico en físico que se necesita (libros), y a gastos generados por impresión de documentos requeridos para nuestro proyecto.	50.000
viáticos	Pasajes y comida.	120.000	Gastos generados por transportes hacia el taller de impresiones 3D, tres veces a la semana.	120.000
Otros	Reservas en caso de emergencia	40.000	Gastos e imprevistos durante la ejecución del proyecto	40.0000
TOTAL				2.410.000

4.4. Implementación de la Fase C

Como se muestra, los servomotores tienen forma de caja y no de cilindro (siendo estos últimos más complejos y costosos para conseguir), obligando al rediseño de la parte posterior de la mano, no obstante, esto no debe impedir el buen funcionamiento de la mano. En esta sección también se aplicará la tensión Von Mises y la determinación del factor de seguridad.

4.4.1. Ajuste estructural. Al rediseñar la parte posterior de la palma, esta debe redimensionarse de acuerdo a las dimensiones que se muestran en la *Figura 26*, finiquitando en la

Una ventaja de cambiar servomotores cilíndricos a rectangulares es la facilidad con que este puede llegar a repararse en caso de fallar, pues estos últimos son muchos más sencillos de

conseguir, generando en el presente exoesqueleto un valor agregado al reducir las operaciones de reparación.

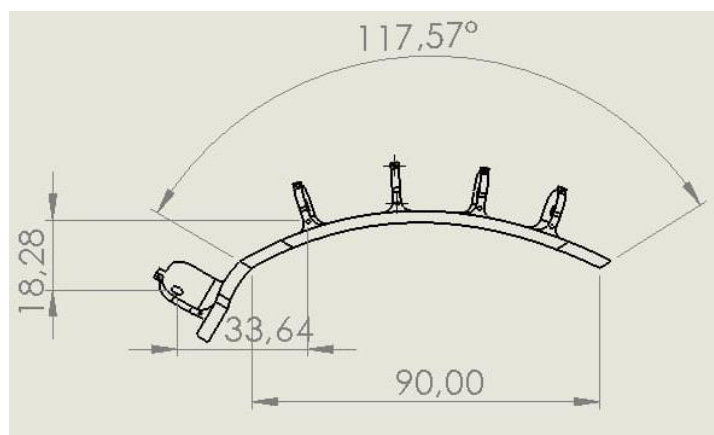
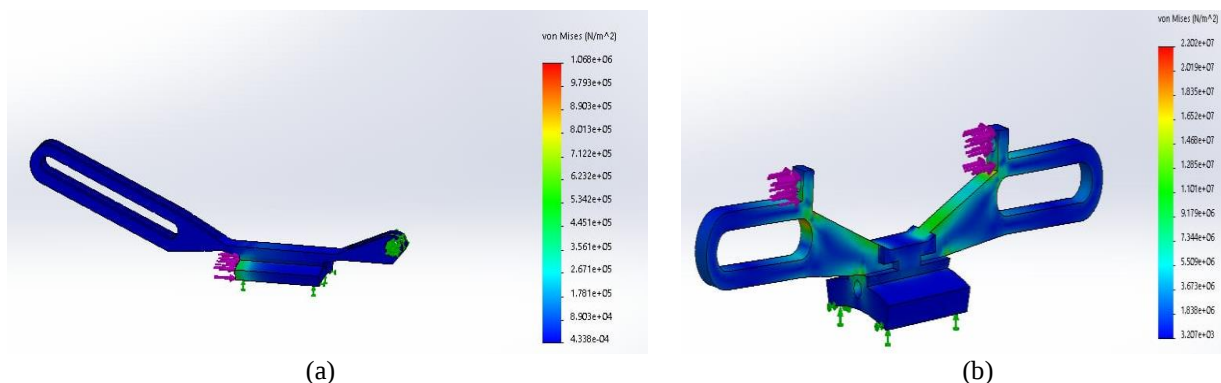


Figura 27. Parte posterior del palmar final.

➤ Tension Von Mises

Para el análisis de la tensión Von Mises se tendrán en cuenta una fuerza de tensión de 0,3 N, Esto es debido a que el torque del servomotor es de 1,2 kg-cm (11,76 N-cm) y como se observa en la *Figura 26*, la vista superior muestra un diámetro de 1,18 cm, ocasionando una fuerza de **9,96 N**. Hay que recordad que la fuerza de resistencia para personas con espasticidad Tipo II máxima en los dedos es de **7,05 N** (dedo pulgar). El material a usar en ABC plástico (plástico de SolidWorks), adjunto al software, permitiendo acercarse a los valores reales de deformación. Para el análisis de usará el dedo índice y meñique con sus respectivas falanges, tal cual se muestra en la *Figura 28*, hay que aclarar que la simulación se encuentra a escala real.



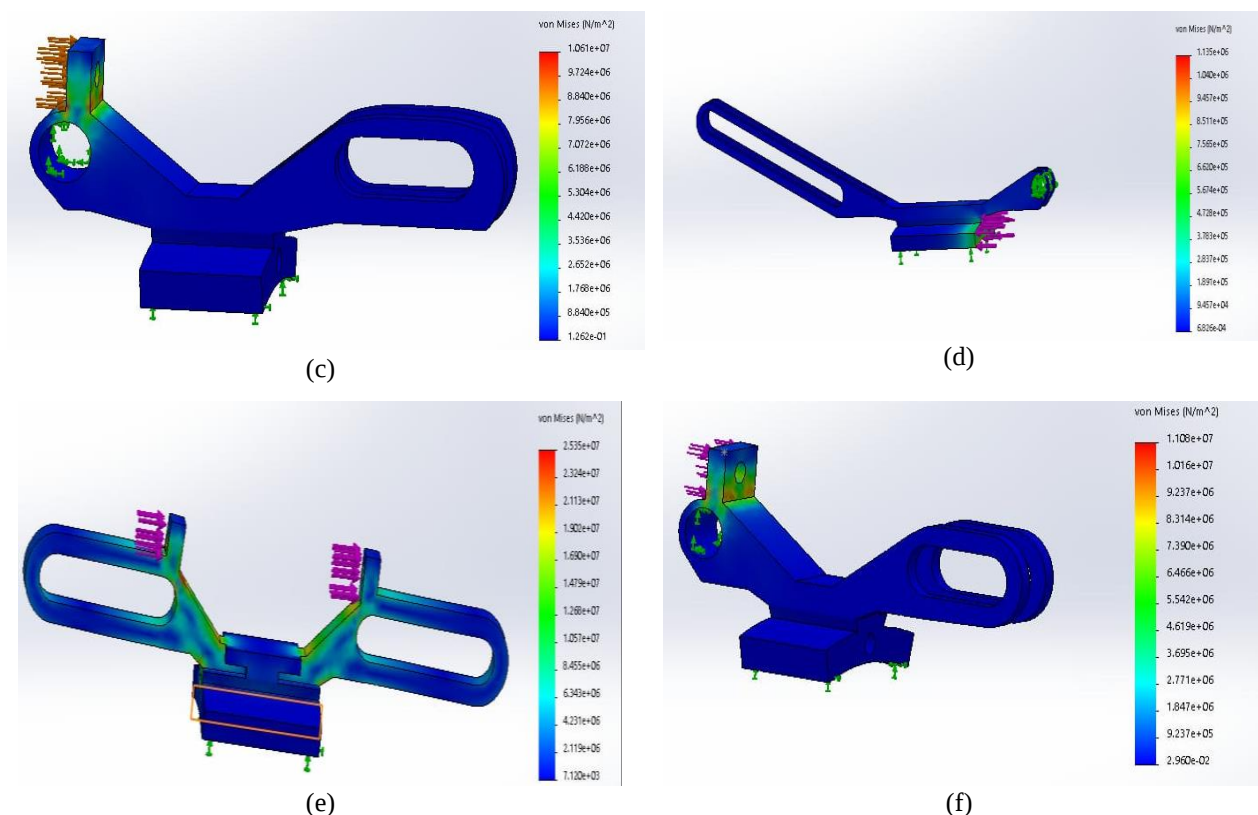


Figura 28. Análisis Von Mises. (a) Falange proximal índice. (b) Falange media índice. (c) Falange distal índice. (d) Falange proximal meñique. (e) Falange media meñique. (f) Falange distal meñique.

Como se muestra en la anterior imagen, los concentradores de esfuerzos se encuentran en las falanges distales y media, siendo en la segunda (media) en donde mayor deformación se presenta, las falanges distales son el tercer lugar más elevado en deformación (25.35 MPa (e)), pues la cuerda acciona el mecanismo de movimiento por acción del servomotor (10.61 MPa (c)), en las distales proximales (d y a) se muestra un común denominador igual que las anteriores, o sea, mayor deformación en la sección donde pasa la cuerda, sin embargo, como se ilustra en todas las imágenes, nunca llega a superar el esfuerzo de fluencia, el cual es 250 MPa..

➤ Factor de seguridad

Para efectos de simplicidad en los cálculos, se halló el factor de seguridad en el dedo índice, adoptándolo por tener mayor deformación en las falanges medias y distales, como se muestra en la *Figura 29*.

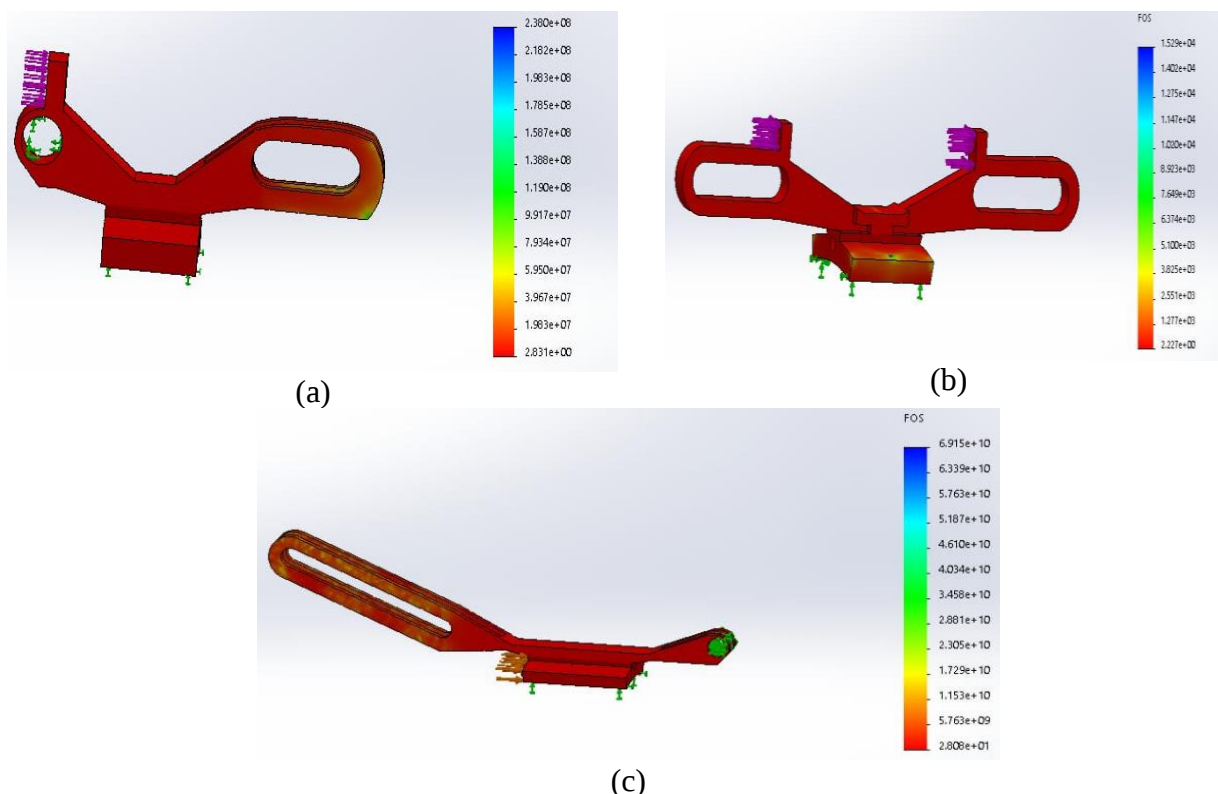
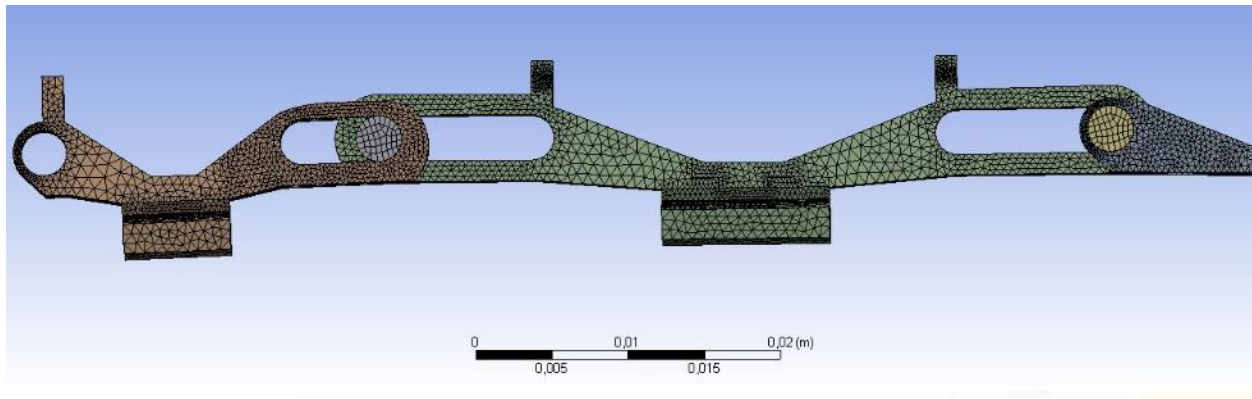


Figura 29. Factor de seguridad. (a) Falange distal. (b) Falange media. (c) Falange distal índice.

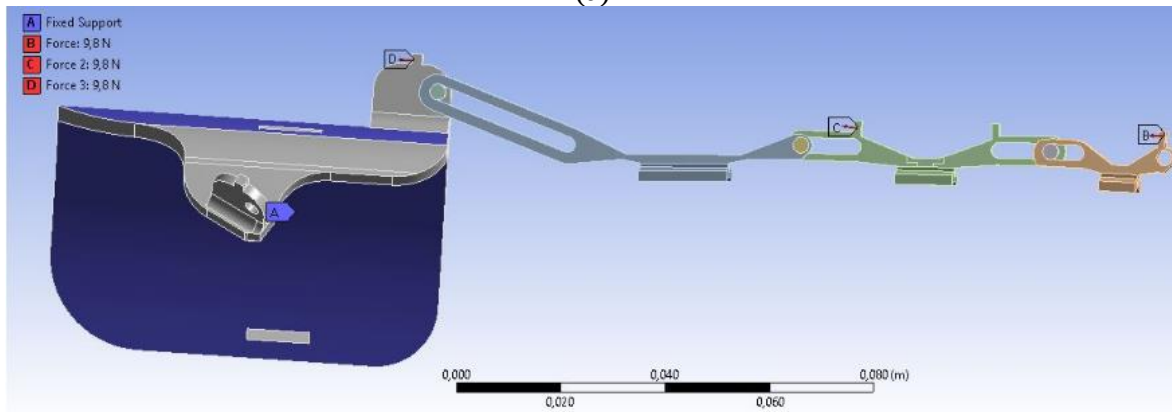
Como se puede observar el valor más pequeño es 2,27 (b), esto se traduce en un material que con la fuerza aplicada no supera el esfuerzo efluente. Hay que aclarar que la fuerza utilizada en el análisis la del servomotor en cada falange, no obstante, al haber varios puntos de contactos, debería ser menor a la realizada en la *Figura 29*, sin embargo, los autores asumen que es mejor sobrevalorar el esfuerzo real aplicado, asegurando aún más el material para la fuerza a aplica. Se puede estipular a partir de los resultados ilustrados en la *Figura 29* que el exoesqueleto no tendrá deformación permanente bajo ninguna circunstancia de normal funcionamiento.

➤ **Análisis estático**

Con ayuda del programa ANSYS se construye un enmallado y las zonas de aplicar las fuerzas, según se ilustra en la *Figura 30*, en las falanges del dedo índice.



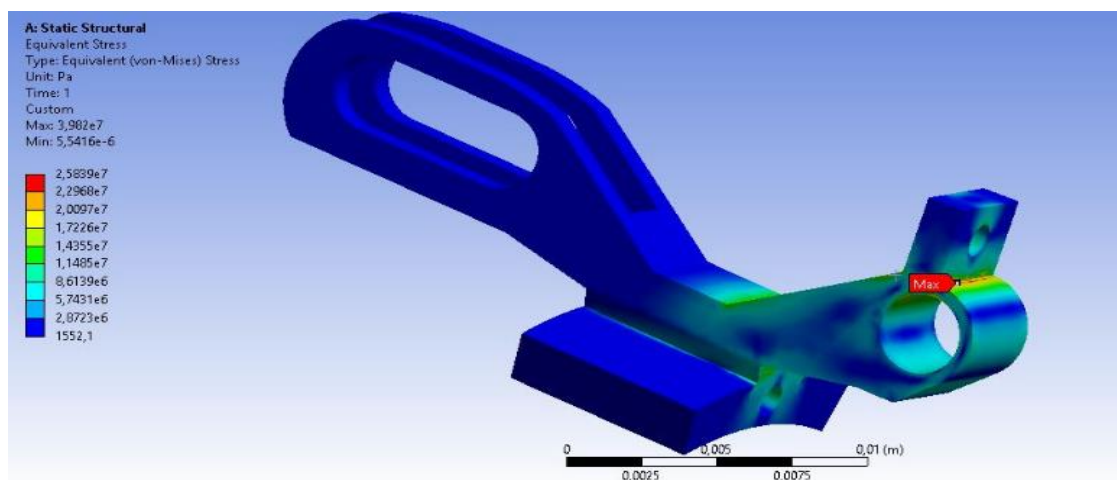
(a)



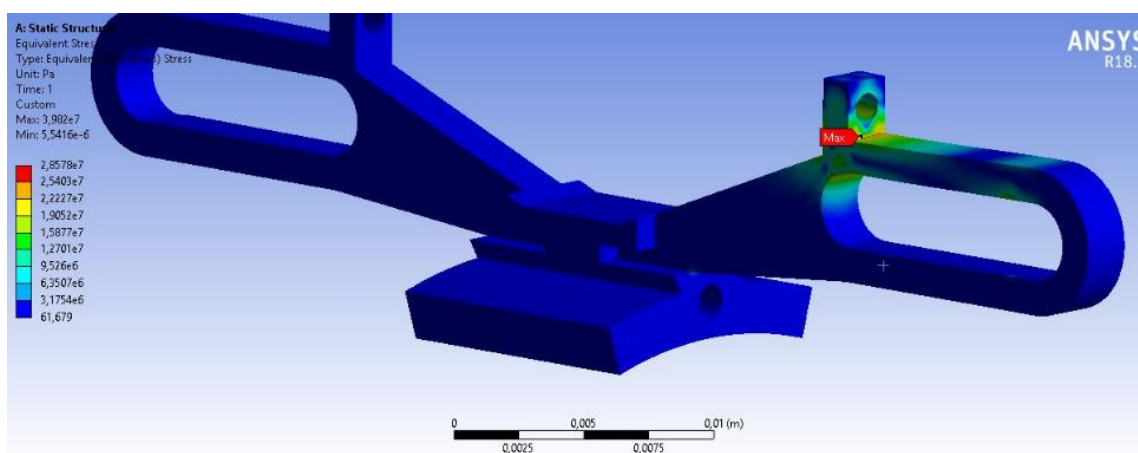
(b)

Figura 30. Enmallado para el análisis estático. (a) Dedo índice. (a) Partes donde se aplica la fuerza.

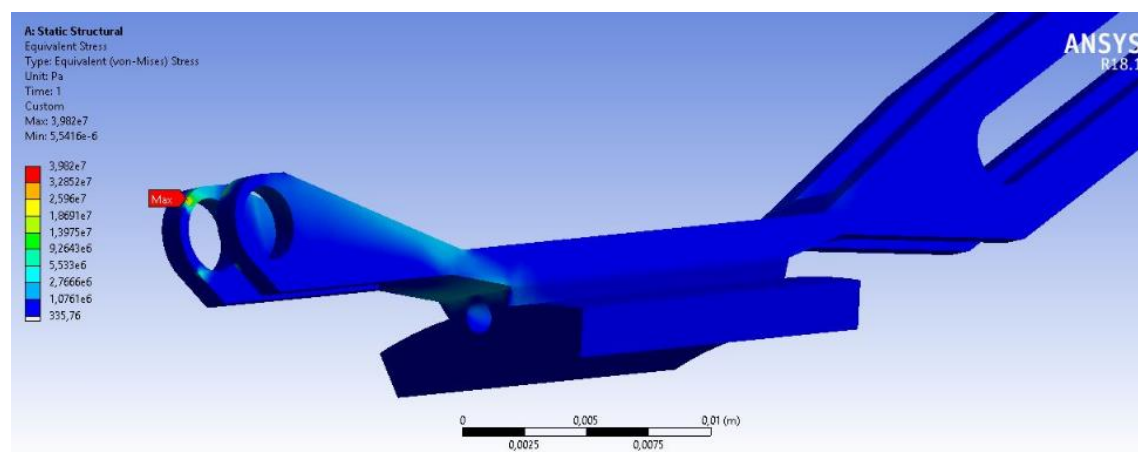
El análisis estático se realiza la simulación de equivalente Von Mises en las falanges como primera instancia, según se muestra en la *Figura 31*.



(a)



(b)

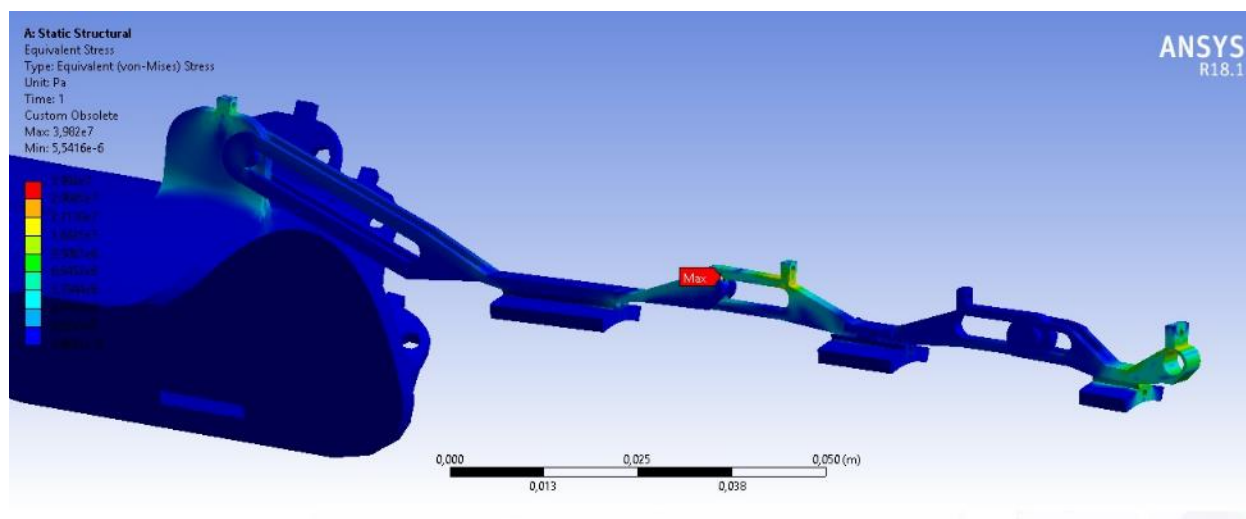


(c)

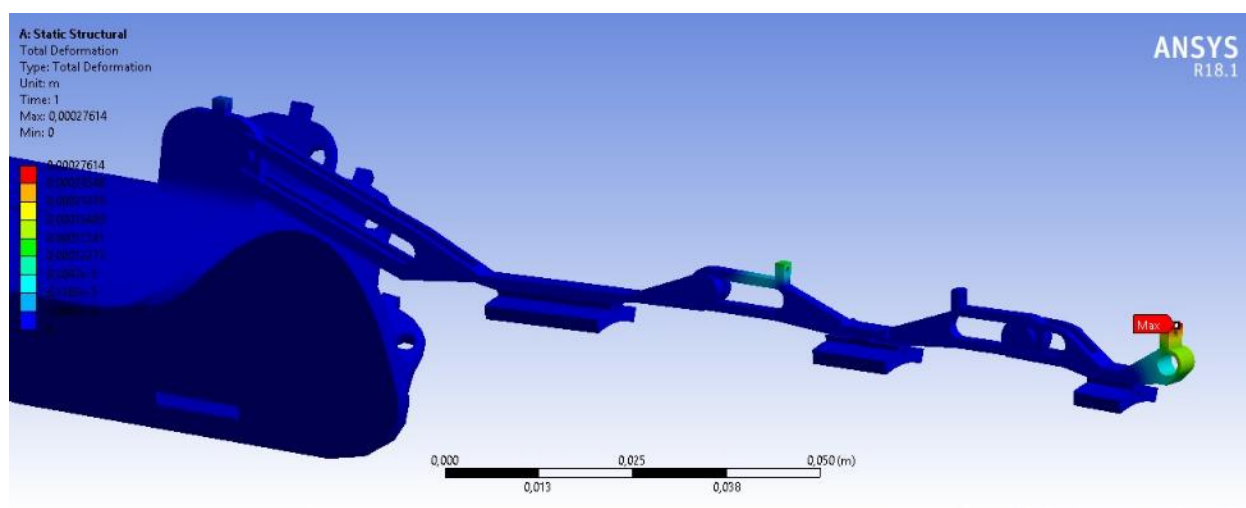
Figura 31. Equivalente Von Mises en las falanges del dedo índice. (a) Equivalente Von Mises en la falange distal. (b) Equivalente Von Mises en la falange media. (c) Equivalente Von Mises en la falange proximal.

Como se muestra en la anterior *Figura*, los valores máximos del Equivalente Von Mises encuentran próximas al paso del hilo por las falanges (3,982e7 Pa), lo cual tiene sentido, pues es la zona en donde mayor fuerza se le aplica y la sección más delgada, siendo el valor máximo de 0,0002761, en la Falange distal (*Figura 31-a*).

La segunda instancia se realiza el equivalente Von Mises y la Deformación total a toda la a las falanges con la zona posterior de la palma (*Figura 32*)



(a)



(b)

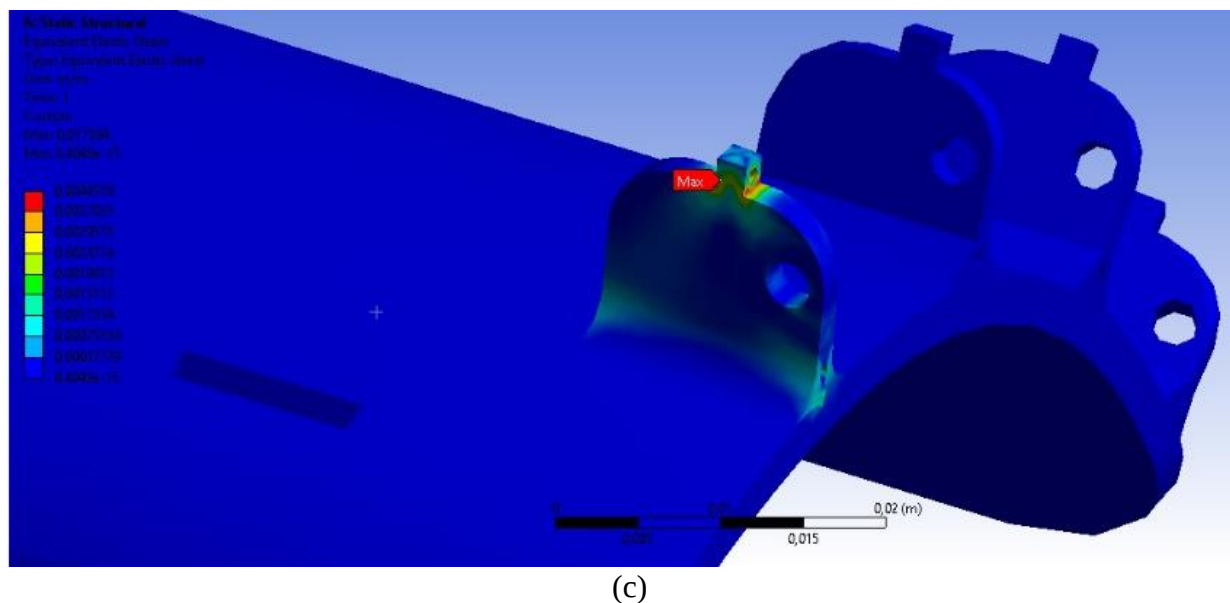


Figura 32. Análisis estático de las falanges junto con la zona posterior de la Palma. (a) Equivalente Von Mises. (b) Deformación Total. (c) Equivalente Von Mises de la zona posterior de la palma.

Como se muestra en la anterior *Figura*, la mayor deformación se encuentra en la falange distal (*Figura* 32-a), el mayor esfuerzo de deformación se encuentra entre la Falange media y distal, más específicamente en su respectivo eje (*Figura* 32-b) y la mayor deformación en la zona posterior a la palma se encuentra en donde pasa el hilo (*Figura* 32-c).

4.4.2. Segunda prueba funcional. Es de esperar el cambio en la forma de los servomotores no afecte el normal funcionamiento del exoesqueleto, reflejándose ello en la *Figura* 33.

Como se puede en la *Figura* 14, el exoesqueleto cumple la movilidad, analizando la *Figura* 29, se asegura que el exoesqueleto de la mano no se deforme permanentemente y con la tensión ejercida por los servomotores (6 Kg-cm.-0,58 N-m) se garantiza un bajo peso y funcionalidad para pacientes con espasticidad tipo 1 y 2, superando el valor mínimo de tensión que requiere el exoesqueleto: 0,3 Nm (Agarwal, 2017).



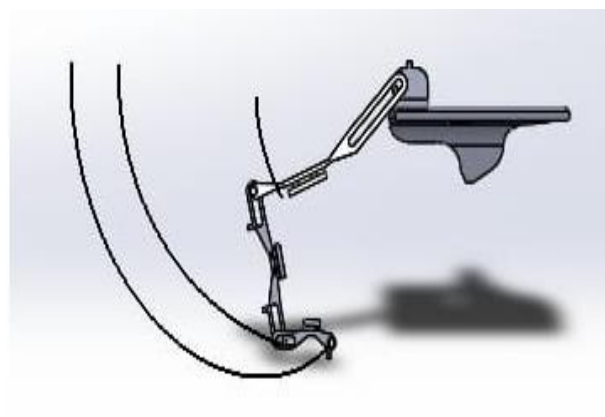
(a)



(b)



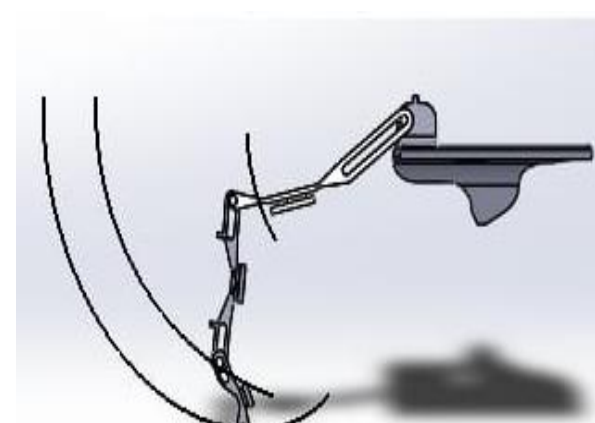
(c)



(d)



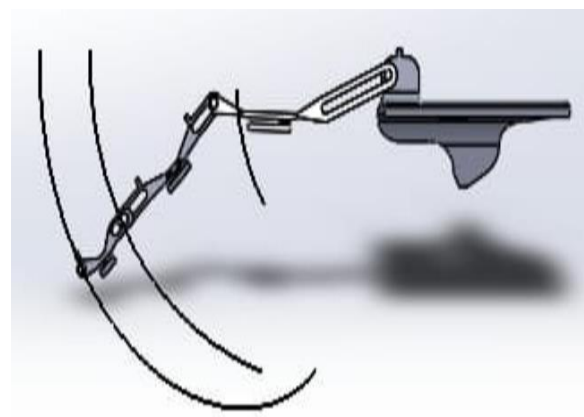
(e)



(f)



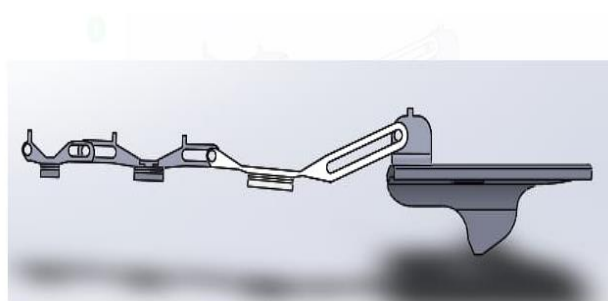
(g)



(h)



(i)



(j)

Figura 33. Ensamblaje completo final. (a) Mano en extensión (b) Mano en flexión. (c-d) Dedo índice en máxima flexión. (e-f) Primer cambio del índice por accionamiento de ejercer tensión en la cuerda superior. (g-h) Segundo cambio del índice por accionamiento de ejercer tensión en la cuerda superior. (i-j) Dedo índice en extensión.

La mano de alguien con espasticidad se encuentra flexionada habitualmente, a lo cual, con la tensión ejercida por la cuerda superior, genera extensión de la mano, para ello se tomara como referencia el dedo índice que, según muestra la *Figura 27 (c-j)*, el exoesqueleto cumple. En la anterior *Figura* se muestra el movimiento real y el simulado con SolidWorks, ilustrando así que las falanges se adecuan a la extensión de la mano con la fuerza ejercida en la cuerda y dado la mano se encuentra flexionada, este exoesqueleto ayudará a la población con dicha discapacidad física.

5. Análisis de resultados

El resultado final muestra un exoesqueleto con condiciones mecánicas adecuadas según el análisis Von Mises y su respectivo factor de seguridad (FS), mostrando un valor mínimo de 2,27 para una sobrevaloración de esfuerzo, asegurando que no ocurra deformación permanente en el equipo exoesquelético de la mano, también, según se muestra en la *Figura 33*, se tiene movilidad según las necesidades biomecánica natural de la mano, por lo cual asegura la parte mecánica del exoesqueleto.

Una característica muy importante en el análisis Von Mises en las falanges proximal y distal, es que en ellas es donde mayormente se muestra deformación, la primera por tener una distancia larga (25 mm) entre la base de apoyo y la falange metacarpiana y la última (distal) por ser la que mayor presión ejerce en donde pasa la cuerda, como se puede apreciar en la (*Figura 28-c-f*).

La parte posterior a la palma (*Figura 27*) muestra mayor curvatura que el ilustrado en la *Figura 19*, esto es debido a que en una prueba de funcionalidad biomecánica con la *Figura 27* no se mostró adecuación a las condiciones y forma característica de la mano, siendo el dedo pulgar muy retirado y poco práctico para su normal funcionamiento, asimilando mejor la *Figura 19* a las características biomecánicas y antropomórficas de la mano, además el cambio de servomotores cilíndricos a tipo caja es más conveniente en condiciones prácticas, pues este último es bastante económico y cumple también con las condiciones del exoesqueleto para ser de posición y no de agarre.

Si se compara todos los exoesqueletos, el de la *Figura 33* es el menos voluminoso de todos, permitiendo con ello un fácil mantenimiento y/o reparación, además, es el más liviano y no es el de menor Torque (0,3 N-m), garantizando así un diseño compacto y adecuado para personas con espasticidad tipo 2 y según se analizó en costos, económico, el tipo de actuadores es servomotor,

es considerado exoesquelético y no efector final, no posee sensores, está en especificación de control con el torque que dispone (0,58 N-m), además de tener presente el dedo pulgar, situación que no está en todos los exoesqueletos y/o efectores finales de la *Figura 1*, no obstante, falta su diseño final con el sistema de control para realizar experimentación con personas que presente la enfermedad.

6. Conclusiones

Los servomotores en forma de caja son económicos en comparación a los cilíndricos, facilitando conseguirlo en el mercado, siendo este un agregado, pues en valor del exoesqueleto con los servomotores es de \$125.000, además de ser fácilmente reparable y cambiables, dejando atrás equipos robustos que impiden su uso por el costo que puede llegar a tener.

La matriz Pugh muestra al presente exoesqueleto bastante competitiva con respecto a equipos en el mercado, pues cumple funciones de movilidad biomecánica en la mano, posee bajo costo, siendo accesible para la población en general.

El análisis Von Mises, en cuanto a la fuerza de aplicación está sobreestimado, dicha opción se toma en pro de obtener factores de seguridad menores, con lo cual, llegado el caso ocurre ruptura de la cuerda y queda obstruida en una falange, no se genere ruptura en el exoesqueleto.

El exoesqueleto es del tipo posicional y según el análisis Von Mises y su posterior factor de seguridad mínimo (2,27) muestra que es apta para el material y fuerza aplicada por los servomotores, concluyendo desde un punto de vista ingenieril su funcionalidad, dado también posee movilidad adecuada y amigable en todos los dedos, según la *Figura 33*.

7. Recomendaciones

Adecuar al exoesqueleto con sistemas de control para permitir su óptimo funcionamiento práctico y no solo teórico, pues el presente trabajo solo analizó la parte mecánica.

Implementar los servomotores y realizar al menos una prueba funcional con pacientes de espasticidad tipo 1 o 2, pues lo obtenido solo es teórico hasta no se aplica en situaciones reales.

El exoesqueleto, dado es impresa en 3-D, posee partes rígidas, esto es poco práctico para la piel humana, por lo cual es necesario solucionarlo, por ejemplo, disponiendo el exoesqueleto en un guante que sujete las falanges, situándolo en forma más estético y menos voluminoso.

Referencias Bibliográficas

- Agarwal, P. (2017). *A hand exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, control and experimentation* (Thesis). <https://doi.org/10.15781/T2222RB92>
- Alfonso, C. G., Reyes, A. E. M., García, V., Fajardo, A. R., Torres, I., & Casas, J. C. (2019). Actualización en diagnóstico y tratamiento del ataque cerebrovascular isquémico agudo. *Universitas Medica*, 60(3), 1-17. <https://doi.org/10.11144/Javeriana.umed60-3.actu>
- Álvarez, C., & Omar, C. (2019). *Diseño de una Exoesqueleto estática de extremidad superior (mano) para los casos de rehabilitación Traumatológica o de Hemiplejía, aplicando el proceso de Impresión 3D en el Taller del Centro de Rehabilitación Integral Especializado N°1*. Recuperado de <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/18232>
- Arias, L. A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfolia*, 4(1). Recuperado de <http://revistas.unal.edu.co/index.php/morfolia/article/view/31373>
- Brokaw, E. B., Black, I., Holley, R. J., & Lum, P. S. (2011). Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): A Portable, Passive Hand Exoskeleton for Stroke Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19(4), 391-399. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2011.2157705>
- Calderón, S., & Humberto, D. (2016). Consideraciones anatómicas en el diseño de una mano artificial. V. K. Y. M. a. E. T. Zhe Xu, «Design of an Anthropomorphic Robotic Finger». Recuperado de <http://repository.unimilitar.edu.co/handle/10654/15318>
- Castiblanco, P. A., & Klinge Mora, J. S. (2018). Dispositivo de Medición de Fuerza de Mano. M. Cutkosky and R. Howe, *Human Grasp Choice nad Robotic Grasp Analysis*, 1990. [Online]. Available:

<https://pdfs.semanticscholar.org/ca88/dccb29af5e62656feb7f6f1277b6cb1d7ecc.pdf>.

Recuperado de <http://repository.unimilitar.edu.co/handle/10654/17382>

- Cempini, M., Cortese, M., & Vitiello, N. (2015). A Powered Finger–Thumb Wearable Hand Exoskeleton With Self-Aligning Joint Axes. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(2), 705-716. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2014.2315528>
- Chiri, A., Vitiello, N., Giovacchini, F., Roccella, S., Vecchi, F., & Carrozza, M. C. (2012). Mechatronic Design and Characterization of the Index Finger Module of a Hand Exoskeleton for Post-Stroke Rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(5), 884-894. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2011.2144614>
- DeSouza, G., Aubin, P., Petersen, K., Salum, H., Walsh, C., Correia, A., & Stirling, L. (2014). A pediatric robotic thumb exoskeleton for at-home rehabilitation: The isolated orthosis for thumb actuation (IOTA). *International Journal of Intelligent Computing and Cybernetics*, 7(3), 233-252.
- Domínguez, J., Romina, L., & Roxana, V. (2013). *Conocimiento de la población sobre Accidentes Cerebro Vasculares* (Tesis final, Universidad Nacional de Cuyo). Recuperado de http://bdigital.uncu.edu.ar/objetos_digitales/5915/dominguez.pdf
- Enrique, S., Narváes, Y., Vivas, O., Diez, J., Badesa, F., Sabater, J., & Garcia, N. (2014). Sistema robótico de tipo exoesqueleto para rehabilitación de la mano. *XXXV Jornadas de Automática*. In: XXXV, 44, 306-312. Recuperado de <http://www.unicauca.edu.co/ai/publicaciones/Samara.pdf>
- Escalona D'a, P., Naranjo O, J., Lagos S, V., & Solís F, F. (2009). Parámetros de Normalidad en Fuerzas de Prensión de Mano en Sujetos de Ambos Sexos de 7 a 17 Años de Edad.

- Revista chilena de pediatría*, 80(5), 435-443. <https://doi.org/10.4067/S0370-41062009000500005>
- Espinosa, P. (2013). *Angulos y arcos de movimiento*. Educación. Recuperado de <https://es.slideshare.net/pedroespinosa106/52756563-angulosyarcosdemovimiento>
- Fontana, M., Fabio, S., Marcheschi, S., & Bergamasco, M. (2013). Haptic Hand Exoskeleton for Precision Grasp Simulation. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 5(4), 041014-041014-041019. <https://doi.org/10.1115/1.4024981>
- Garcia, N., Sarakoglou, I., Tsagaraki, N., & Caldwell, D. (2014). Under-actuated hand exoskeleton with novel kinematics for potential use in rehabilitation. *EuroHaptics*, 463–465.
- Gharaybeh, M. A., & Burdea, G. C. (1994). Investigation of a shape memory alloy actuator for dextrous force-feedback masters. *Advanced Robotics*, 9(3), 317-329. <https://doi.org/10.1163/156855395X00229>
- Jo, I., & Bae, J. (2015). Design and control of a wearable hand exoskeleton with force-controllable and compact actuator modules. *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 5596-5601. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2015.7139982>
- Jones, C. L., Wang, F., Morrison, R., Sarkar, N., & Kamper, D. G. (2014). Design and Development of the Cable Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(1), 131-140. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2012.2224359>
- Leonardis, D., Barsotti, M., Loconsole, C., Solazzi, M., Troncossi, M., Mazzotti, C., ... Frisoli, A. (2015). An EMG-Controlled Robotic Hand Exoskeleton for Bilateral Rehabilitation.

- IEEE Transactions on Haptics*, 8(2), 140-151.
<https://doi.org/10.1109/TOH.2015.2417570>
- Li, J., Zheng, R., Zhang, Y., & Yao, J. (2011). iHandRehab: An interactive hand exoskeleton for active and passive rehabilitation. *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1-6. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975387>
- Maeder-York, P., Clites, T., Boggs, E., Neff, R., Polygerinos, P., Holland, D., ... Walsh, C. (2014). Biologically Inspired Soft Robot for Thumb Rehabilitation1. *Journal of Medical Devices*, 8(2), 020933-020933-3. <https://doi.org/10.1115/1.4027031>
- Ombregt, L. (2013). Applied anatomy of the wrist, thumb and hand. *A system of orthopaedic medicine*, 102-111.
- Pandyan, A. D., Price, C. I. M., Rodgers, H., Barnes, M. P., & Johnson, G. R. (2001). Biomechanical examination of a commonly used measure of spasticity. *Clinical Biomechanics*, 16(10), 859-865. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00084-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00084-5)
- Paredes, J. N. P., Martínez, M. C. C., Rizzo, B. L. C., & Ávila, Y. R. P. (2019). Factores de riesgo en pacientes mayores de 25 años con evento cerebrovascular isquémico. *RECIMUNDO*, 3(1), 1421-1447.
[https://doi.org/10.26820/recimundo/3.\(1\).enero.2019.1421-1447](https://doi.org/10.26820/recimundo/3.(1).enero.2019.1421-1447)
- Quiñones, P. (2005). *Cirugía de la mano*. Recuperado de http://www.fundacite-aragua.gob.ve/wp-content/uploads/2011/02/cirugia_mano1.pdf
- Ren, Y., Park, H., & Zhang, L. (2009). Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation. *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 761-765.
<https://doi.org/10.1109/ICORR.2009.5209482>

- Reyes, D. L., Hernández Negrín, H., Roque Dapresa, Y., Prendes García, E., & Cobo Montero, C. A. (2019). Factores pronósticos de mortalidad intrahospitalaria en pacientes con enfermedad cerebrovascular hemorrágica. *Acta Médica del Centro*, 13(1), 12-19.
- Rios, S. T., Ramirez, P. A. P., Núñez, L.-F. P., Rodríguez, I. Q., Calvo, C. P., & Calvente, S. L. M. (2012, mayo 24). Anatomía de la Muñeca y Mano: ATLAS RADIOLÓGICO [Text]. Recuperado 10 de julio de 2019, de https://postereng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&pi=111193
- Rodríguez, L., Serra Valdés, Y., Pérez Parra, S., & Palmero Camejo, R. (2004). La espasticidad como secuela de la enfermedad cerebrovascular. *Revista Cubana de Medicina*, 43(2-3), 0-0.
- Rohringer, S. (2019, febrero 1). Los 25 mejores filamentos para impresoras 3D - Guía 2019. Recuperado 19 de julio de 2019, de All3DP website: <https://all3dp.com/es/1/filamento-3d-filamento-impresora-3d/>
- Sarakoglou, I., Tsagarakis, N. G., & Caldwell, D. G. (2004). Occupational and physical therapy using a hand exoskeleton based exerciser. *2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (IEEE Cat. No.04CH37566)*, 3, 2973-2978 vol.3. <https://doi.org/10.1109/IROS.2004.1389861>
- Sieira, P. I., Esparragosa, I., Valentí, R., & Martínez-Vila, E. (2019). Enfermedades cerebrovasculares. Hemorragia cerebral. *Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, 12(70), 4075-4084. <https://doi.org/10.1016/j.med.2019.01.001>
- Sosa-Méndez, D., Arias-Montiel, M., & Lugo-González, E. (2017). Diseño de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 38(1), 330-342. <https://doi.org/10.17488/rmib.38.1.29>

- Taheri, H., Rowe, J. B., Gardner, D., Chan, V., Gray, K., Bower, C., ... Wolbrecht, E. T. (2014). Design and preliminary evaluation of the FINGER rehabilitation robot: Controlling challenge and quantifying finger individuation during musical computer game play. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 10. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-10>
- Tecglen, C. (2014). *Guía para las personas que conviven con la espasticidad* (Primera). Recuperado de <https://www.convives.net/espasticidad/guia-espasticidad/>
- Ueki, S., Kawasaki, H., Ito, S., Nishimoto, Y., Abe, M., Aoki, T., ... Mouri, T. (2012). Development of a Hand-Assist Robot With Multi-Degrees-of-Freedom for Rehabilitation Therapy. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(1), 136-146. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2010.2090353>
- Wang, F., Shastri, M., Jones, C. L., Gupta, V., Osswald, C., Xuan Kang, ... Sarkar, N. (2011). Design and control of an actuated thumb exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3688-3693. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2011.5980099>
- Wang, S., Li, J., Zheng, R., Chen, Z., & Zhang, Y. (2011). Multiple rehabilitation motion control for hand with an exoskeleton. *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3676-3681. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2011.5979696>
- Wege, A., & Hommel, G. (2005). Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 3046-3051. <https://doi.org/10.1109/IROS.2005.1545506>

Wege, A., Kondak, K., & Hommel, G. (2006). Force Control Strategy for a Hand Exoskeleton Based on Sliding Mode Position Control. *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 4615-4620. <https://doi.org/10.1109/IROS.2006.282169>