

Diseño de un prototipo de ortesis dinámica para la asistencia del movimiento de flexión de los dedos de la mano en personas con movilidad reducida a causa de tratamientos quirúrgicos.

Juan Camilo Peña Díaz, German Mauricio Infante Castaño

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Mecánico

Director

Diego Fernando Villegas

Ingeniero Mecánico, PhD

Codirector

Jairo Andrés Mantilla Villalobos

Ingeniero Mecánico

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingeniería Físico-Mecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2023

Dedicatoria

Este trabajo de grado está dedicado a nuestras familias y amigos, por el apoyo brindado durante el camino de esta travesía académica. A todos aquellos profesores quienes nos han formado y brindado ayuda a lo largo de la carrera, permitiéndonos llegar hasta aquí. Al futuro, con todas aquellas personas que nos acompañaran en nuestro desarrollo como profesionales.

Agradecimientos

Los autores de este proyecto de grado quieren expresar su agradecimiento a todas aquellas personas quienes han brindado su ayuda durante el desarrollo de este proyecto.

A nuestro director Diego Villegas, por su asesoría y orientación a lo largo del desarrollo de este proyecto.

A nuestro codirector Jairo Mantilla por su gran contribución, constante asesoría y valiosos comentarios.

Al señor Expedito Bohórquez por su total disposición y paciencia para permitirnos trabajar con él en la búsqueda de materialización de un dispositivo que se adapte a su condición.

Agradecemos especialmente a todos aquellos colaboradores que hacen parte de la escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander, quienes nos brindaron su apoyo y ayuda durante todo el proceso de construcción y prototipado de este proyecto.

Por último, agradecemos a nuestros familiares por todo su apoyo brindado durante este largo camino.

Tabla de contenido

	Pág.
Introducción	12
1. Planteamiento del problema	14
1.1. Identificación del problema.....	14
1.2. Justificación.....	16
2. Objetivos	18
2.1. Objetivo general	18
2.2. Objetivos específicos.....	18
3. Marco teórico	19
3.1. Antecedentes	19
3.1.1. Antecedentes internacionales	19
3.1.2. Antecedentes nacionales	20
3.1.3. Antecedentes locales	22
3.2. Referentes teóricos	23
3.2.1. Biomecánica de la mano humana.....	23
3.2.2. Tratamientos quirúrgicos para lesiones en los tendones: Tenorrafia.	30
3.2.3. Mecanismos empleados en dispositivos de asistencia física.....	31
4. Proceso de diseño de la órtesis dinámica	33
4.1. Pre-Fase A	34
4.1.1. Ponderación de requerimientos de usuario y diseño	35

4.1.2.	Identificación de limitaciones físicas del paciente.....	38
4.2.	Fase A.....	40
4.2.1.	Descripción de la función del mecanismo:	41
4.2.2.	Planteamiento de alternativas – Primera ronda:	43
4.2.3.	Planteamiento de alternativas – Segunda ronda:	49
4.2.4.	Evaluación a través de la función de calidad (QFD).....	54
4.3.	Fase B	57
4.3.1.	Selección del material de la ortesis	58
4.3.2.	Diseño del mecanismo	60
4.4.	Fase C	68
4.4.1.	Pruebas funcionales de los anillos del mecanismo en el paciente.....	69
4.4.2.	Pruebas funcionales del dispositivo en el paciente	71
4.5.	Fase D.....	74
4.5.1.	Diseño final del dispositivo.....	75
4.5.2.	Proceso de parametrización del dispositivo	76
4.5.3.	Presupuesto.....	77
5.	Conclusiones	79
	Referencias bibliográficas.....	81
	Apéndices	86

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1. Requerimientos del paciente	36
Tabla 2. Requerimientos de diseño	36
Tabla 3. Matriz de relacionamiento.	37
Tabla 4. Limitaciones físicas del paciente de diseño	39
Tabla 5. Biometría de la mano del paciente.....	40
Tabla 6. Síntesis de las opciones de mecanismos planteados.	47
Tabla 7. Matriz de Pugh de los mecanismos planteados – Primera ronda.....	48
Tabla 8. Descripción de los puntos de mejora de los diseños A, B y C.	49
Tabla 9. Descripción de mejoras de los mecanismos.....	52
Tabla 10. Matriz de Pugh de los mecanismos planteados – Segunda ronda.....	53
Tabla 11. Comparativa de los materiales de impresión.	59
Tabla 12. Pares torsionales para cada configuración del mecanismo	64
Tabla 13. Influencia del dispositivo en el desarrollo de la flexión de los dedos de la mano.	73
Tabla 14. Dimensiones de las juntas interfalángicas.	76
Tabla 15. Medidas parametrizadas de los diámetros de los anillos según el sexo.....	77
Tabla 16. Presupuesto del proyecto	78

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1. Personas con discapacidad según alteraciones permanentes.....	15
Figura 2. Personas con discapacidad según la actividad que más se le dificulta.....	15
Figura 3. Estructura ósea de la mano.....	24
Figura 4. Estructura muscular de la mano.	25
Figura 5. Estructura tendones y vainas flexoras dedos.....	26
Figura 6. Zonas anatómicas de los tendones de la mano.	27
Figura 7. Movimiento de flexión de los dedos y músculos involucrados.....	28
Figura 8. Movimiento de extensión de los dedos.	29
Figura 9. Movimiento de flexo-extensión interfalángica proximal.	29
Figura 10. Movimiento de flexo-extensión interfalángica distal.....	30
Figura 11. Tipos de mecanismos existentes para el desarrollo de exoesqueletos o prótesis de mano	32
Figura 12. Proceso de diseño NASA ESMD Capstone.	34
Figura 13. Pre-Fase A – Proceso de diseño NASA ESMD Capstone.....	35
Figura 14. Toma de medidas biométricas del paciente.....	38
Figura 15. Fase A – Proceso de diseño NASA ESMD Capstone.....	41
Figura 16. Movimientos de flexión de los dedos de la mano.	42
Figura 17. Tipos de agarres.....	43
Figura 18. Boceto y esquematización de la opción A de diseño de la ortesis.	44
Figura 19. Boceto y esquematización de la opción A de diseño de la ortesis.	45
Figura 20. Boceto y esquematización de la opción C de diseño de la ortesis.	46

Figura 21. Boceto y esquematización de la opción D de diseño de la ortesis.	46
Figura 22. Mejoras del mecanismo de la opción A de la ortesis.	50
Figura 23. Mejoras del mecanismo de la opción A de la ortesis	51
Figura 24. Mejoras del mecanismo de la opción C de la ortesis.	52
Figura 25. Matriz de QFD de manera gráfica.	55
Figura 26. Matriz de QFD con valores.	56
Figura 27. Fase B – Proceso de diseño NASA ESMD Capstone	58
Figura 28. Anillos del mecanismo en los dedos.	61
Figura 29. Vista interna de los canales dispuestos para el cable de nylon en los anillos.	61
Figura 30. Mecanismo accionador de actuador lineal.	62
Figura 31. Sistema de control de los micromotores.....	65
Figura 32. Diagrama de conexiones sistema de control de los motores.	66
Figura 33. Proceso de elaboración del molde	67
Figura 34. Pieza de ajuste entre el dorso de la mano y el mecanismo.	68
Figura 35. Fase C – Proceso de diseño NASA ESMD Capstone.	69
Figura 36. Prueba de los anillos de la ortesis en la mano del paciente.	70
Figura 37. Soluciones propuestas para mejorar los agarres.	71
Figura 38. Pruebas del sistema de accionamiento con los anillos.	72
Figura 39. Fase D – Proceso de diseño NASA ESMD Capstone.	74
Figura 40. Diseño y construcción final de la ortesis.	75

Lista de Apéndices

	Pág.
Apéndice A. Parámetros de impresión para la estructura de la pieza.	86
Apéndice B. Parámetros de impresión del material y la disposición de la impresora.	87

Resumen

Título: Diseño de un prototipo de ortesis dinámica para el acompañamiento y rehabilitación del movimiento de flexión de los dedos de la mano en personas con movilidad reducida a causa de tratamientos quirúrgicos.ⁱ

Autores: Juan Camilo Peña Diaz, German Mauricio Infante Castaño.ⁱⁱ

Palabras claves: Biomecánica, órtesis dinámica, flexión de los dedos, tenorrafia.

Descripción: Los procesos de recuperación post quirúrgicos de operaciones de los tendones de la mano como lo es la tenorrafia, donde deben ser reconstruidos a causa de una lesión traumática, sugieren un gran reto en la medicina debido a su incertidumbre acerca de los resultados que se puedan obtener para restablecer la movilidad normal de los dedos. En respuesta a esta problemática, este proyecto estuvo enfocado en el diseño y construcción de una ortesis dinámica orientada a la asistencia del movimiento de flexión de los dedos, contando con la participación de un paciente quien fue sometido a este tipo de operación, producto de la cual resultó afectada su movilidad. A su vez, para el desarrollo de este diseño se empleó la metodología planteada por John K. Gershenson denominada como “The Design Process: NASA ESMD Capstone Design”. la cual está orientada a la obtención de una solución óptima de manera esquemática, enfocada en el usuario. El diseño del mecanismo resultante implementaba el uso de cables de nylon que rodeaban al dedo por medio de anillos, simulando el funcionamiento de los tendones y que, al ser accionados por un actuador lineal a partir de un tornillo sin fin, permite al usuario realizar el movimiento de flexión de cada uno de los dedos de la mano, activando el sistema a partir de un sensor Flex ubicado en el dedo pulgar. Además, se implementó el uso de impresión 3D para generar el prototipo funcional, seleccionando como material de construcción filamento de PLA y FPLA en las diferentes piezas. Finalmente, se probó el dispositivo en el paciente donde, a pesar de no realizar una flexión total como consecuencia de su proceso de recuperación, se evidenció una leve mejoría en comparación a la flexión sin asistencia.

ⁱ Trabajo de Grado

ⁱⁱ Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. Ingeniero Mecánico, PhD. Codirector: Jairo Andrés Mantilla Villalobos, Ingeniero Mecánico.

Abstract

Title: Design of a dynamic orthosis prototype for the assistance and rehabilitation of the flexion movement of the fingers of the hand in people with reduced mobility due to surgical treatments.ⁱ

Author(s): Juan Camilo Peña Diaz, German Mauricio Infante Castañoⁱⁱ

Key Words: Biomechanics, dynamic orthosis, finger flexion, tenorrhaphy

Description: The post-surgical recovery processes of hand tendon operations such as tenorrhaphy, where they must be reconstructed because of a traumatic injury, suggest a great challenge in medicine due to its uncertainty about the results that can be obtained to restore normal mobility of the fingers. In response to this problem, this project was focused on the design and construction of a dynamic orthosis oriented to assist the flexion movement of the fingers, with the participation of a patient who underwent this type of operation, which affected his mobility. In turn, for the development of this design, the methodology proposed by John K. Gershenson called "The Design Process: NASA ESMD Capstone Design" was used, which is oriented to obtain an optimal solution in a schematic way, focused on the user. The design of the resulting mechanism implemented the use of nylon cables surrounding the finger by means of rings, simulating the functioning of the tendons and that, when driven by a linear actuator from a worm screw, allows the user to perform the bending movement of each of the fingers of the hand, activating the system from a Flex sensor located in the thumb. In addition, the use of 3D printing was implemented to generate the functional prototype, selecting PLA and FPLA filament as construction material in the different parts. Finally, the device was tested on the patient where, despite not performing a total flexion as a consequence of his recovery process, a slight improvement was evidenced compared to unassisted flexion.

ⁱ Degree work

ⁱⁱ Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Mechanical Engineering. Director: Diego Fernando Villegas Bermudez. Mechanical Engineer, PhD. Co-director: Jairo Andrés Mantilla Villalobos, Mechanical Engineer.

Introducción

El desarrollo de extremidades como las manos ha significado un gran avance a nivel evolutivo en el ser humano, transformándolas en una herramienta fundamental en el desarrollo del día a día de las personas. Debido a su gran relevancia, cuando se presenta alguna limitación en alguna de ellas, se vuelve un gran reto el proceso de readaptación o rehabilitación de dicha extremidad. Estas situaciones son comúnmente conocidas bajo el termino de discapacidad, las cuales destacan principalmente por la posibilidad de ser producto de múltiples causas que abarcan desde enfermedades, predisposiciones genéticas o accidentes de cualquier tipo (Castillero, 2017), convirtiéndolas en una realidad no muy lejana por la cual pueda atravesar cualquier persona.

Para un país como Colombia, este tipo de problemática está presente en un gran número de personas puesto que, en cifras brindadas por el Ministerio de Salud (2020), la población con discapacidad está conforman cerca de 1,3 millones de personas. De esta forma, dentro de este grupo el 47,04% presentan una discapacidad relacionada con el movimiento del cuerpo o alguna extremidad y referente a la acción de las manos llegan a un 18,57%. Estos datos sirven para ilustrar como estas afectaciones están más presentes entre las personas de lo que se es consciente y que además representan una gran problemática frente a la cual dirigir la atención.

Pese a que en el país existen diversas formas para brindar ayudas técnicas a aquellas personas que sufren algún tipo de discapacidad en la mano, como las abordadas dentro del Plan Obligatorio de Salud (OPS), en muchas ocasiones estos dispositivos se limitan a cumplir funciones básicas que para el caso de las extremidades superiores se ven reflejadas como ortesis estáticas o prótesis en el caso de ausencia de la extremidad. En respuesta a esta problemática, este proyecto de investigación tiene como objetivo general el diseño y construcción de una ortesis dinámica

enfocada a la asistencia de los movimientos de flexión de los dedos de la mano, generando una nueva alternativa para mejorar la calidad de vida de estas personas.

El planteamiento de este proyecto surge en respuesta al interés de desarrollar un dispositivo de asistencia para una persona la cual, debido a un accidente laboral, tuvo que ser sometido a una operación llamada tenorrafia. Frente a esta situación, esta persona perdió las facultades para realizar los movimientos de flexión en los dedos de la mano izquierda con lo cual requiere de una ayuda externa para facilitar esta actividad.

Para el desarrollo de este dispositivo se planteó el uso de la metodología denominada “NASA ESMD: Capstone Design”, en ella Gershenson (2008) propone enfocar el diseño de productos en sistemas de ingeniería implementada. Esta metodología está compuesta por cinco fases secuenciales, distribuidas de tal forma que los objetivos a conseguir en cada una de ellas sean el punto de partida para el desarrollo de las siguientes. Además, el orden propuesto en esta metodología permite afrontar el proceso de diseño de manera más efectiva y ordenada, implementando múltiples herramientas que este propone.

Finalmente, la estructura de este documento está dividida en cuatro apartados principales: En el primero de ellos se expone en detalle la problemática abarcada. El segundo apartado está compuesto por todo lo relacionado al marco teórico y referencial del proyecto. En el tercer apartado se desarrolla y expone en detalle cada una de las fases de la metodología mencionada anteriormente. Por su parte, en el último apartado se presentan las conclusiones del proyecto acerca del proceso de diseño y el impacto que se obtuvo con el dispositivo desarrollado.

1. Planteamiento del problema

1.1. Identificación del problema

El proceso evolutivo del ser humano le ha permitido desarrollar diferentes mecanismos físicos que le permiten satisfacer sus necesidades diarias. El desarrollo de extremidades tales como manos o pies ha significado una gran ventaja en la realización de actividades físicas. Sin embargo, en ocasiones a causa de factores externos estas se pueden ver afectadas, dificultando así su correcto funcionamiento en cualquier tipo de acciones, tanto sencillas como complejas. Estas afectaciones sobre el funcionamiento de extremidades o bien de cualquier parte del cuerpo son conocidas como discapacidades físicas. Castillero (2017) define este término como todo aquel “estado en que se da una circunstancia que hace, impide o dificulta en gran medida que la persona que la padece pueda moverse con libertad y de un modo en el que tenga plena funcionalidad” reflejando así una gran problemática en el desarrollo normal de la vida de toda aquella persona quien la padezca.

Su relevancia recae en la cuestión de que puede afectar a un gran número de individuos sin importar factores sociales o culturales. Esto se debe a que una discapacidad física puede ser producto de diversas de situaciones entre las cuales destacan: Alguna enfermedad, una causa motriz con o sin afectación cerebral o por algún accidente sufrido (Castillero, 2017). Esto produce una necesidad por requerir de algún tipo de asistencia o mecanismo médico para suplir dichas facultades perdidas. En Colombia, en cifras brindadas por el Ministerio de Salud (2020) para agosto de 2020 la población con algún tipo de discapacidad representa cerca de 1,3 millones de habitantes dentro del territorio nacional. Además, entre las alteraciones permanentes más presentadas dentro de este grupo destacan las relacionadas con el movimiento del cuerpo, manos, brazos y piernas, los cuales representan el 47,04% del total de personas registradas.

Figura 1.

Personas con discapacidad según alteraciones permanentes



Nota. La Figura 1 refleja la distribución poblacional según las alteraciones permanentes en personas con discapacidad. Tomado de “Boletines Poblacionales: Personas con Discapacidad – PCD” (Ministerio de Salud, 2020, p. 14)

Por otra parte, según el tipo de actividad frente a la cual presentan mayor dificultad, las personas cuya discapacidad está relacionada al uso de las manos para llevar, mover o utilizar objetos representa el 18,57% del total de las personas registradas (Ministerio de Salud, 2020).

Figura 2.

Personas con discapacidad según la actividad que más se le dificulta.



Nota. Esta actividad representa la quinta con mayor dificultad en personas con discapacidad. Tomado de “Boletines Poblacionales: Personas con Discapacidad – PCD” (Ministerio de Salud, 2020, p. 14)

Frente a esta problemática, el gobierno colombiano ha establecido una serie de normativas para esclarecer los derechos y en pro de brindar ayuda a los ciudadanos con algún tipo de discapacidad. Entre estas destaca el artículo 62 de la Resolución No. 5221 del 27 de diciembre de 2013, en él se menciona las diferentes ayudas técnicas abordadas por el POS con las cuales se busca brindar asistencia a las personas quienes sufren de alguna discapacidad. Entre estos elementos destacan principalmente las prótesis externas e internas y las órtesis ortopédicas para ambas extremidades, siendo estas últimas las que mayor interés generan dentro de la problemática descrita por su facultad para suplir capacidades físicas perdidas.

Por último, se tiene que para el desarrollo de este estudio se cuenta con el caso particular de un paciente al cual, debido a un accidente laboral, tuvo que ser sometido a una intervención quirúrgica en los tendones de la mano izquierda conocida como tenorrafia. Debido a estas intervenciones, el paciente presenta dificultad al realizar los movimientos de flexión en los dedos índice, medio, anular y meñique de su mano. Frente a esta problemática se hace necesario el desarrollo de un dispositivo especializado que a diferencia de las ortesis tradicionales que se puedan disponer en el POS, le brinde asistencia para la realización de dichos movimientos en los dedos y también facilite el desarrollo de diferentes tipos de agarres de la mano, como lo son el agarre cilíndrico, de punta, de gancho, palmar, esférico o el agarre lateral.

1.2. Justificación

En tiempos donde el desarrollo tecnológico gira entorno a la búsqueda de alternativas que puedan aportar a la mejoría de las capacidades humanas, el progreso en el planteamiento de distintos mecanismos especializados en suplir o complementar labores específicas del movimiento del cuerpo humano abre la posibilidad de generar opciones de dispositivos novedosos capaces de complementar las necesidades físicas de las personas. Estas alternativas van desde la creación de

prótesis especializadas que implementan tecnologías de vanguardia para su control, el desarrollo de exoesqueletos para suplir las necesidades en terapias físicas en pacientes con alguna alteración de la movilidad o el desarrollo de elementos que puedan suplir de manera pasiva las funciones de alguna extremidad ausente o afectada, generando de esta forma un gran impacto en el ámbito de la medicina y la rehabilitación.

En el campo de la ingeniería mecánica, estos avances tecnológicos permiten analizar y comprender acerca de las diferentes funcionalidades y mecanismos biológicos que posee el cuerpo humano, haciendo posible su implementación en nuevos dispositivos similares. Dichos estudios sobre las composiciones biológicas de los cuerpos en la naturaleza le han permitido al ser humano desarrollar grandes avances tecnológicos, entre los cuales destaca el caso de los aviones donde se ha llegado a estudiar la composición corporal de distintas aves con el fin de mejorar los perfiles aerodinámicos de los diseños existentes con el fin de generar vehículos mucho más eficientes.

Frente a estas premisas, surge como motivación en el desarrollo de este proyecto el poder brindar ayuda a un paciente el cual, como producto de un accidente laboral, se le fue practicada una intervención quirúrgica en los tendones flexores de la mano conocida como tenorrafia. Debido a esta situación, el paciente requiere de un dispositivo que le ayude a realizar los movimientos de flexión de los dedos y diferentes agarres que, dada su condición actual, no es capaz de realizar con facilidad. Además, pese a tratarse de un caso particular de estudio, este proyecto busca generar una nueva alternativa de dispositivo con el cual brindar ayuda a toda aquella persona quien haya pasado por este tipo de intervención quirúrgica y que dificultades en la realización de los movimientos descritos. Finalmente, como estudiantes se busca cumplir con la labor social a la que está ligada el proceso de desarrollo universitario, en el cual se espera aportar al desarrollo de alternativas para dar solución frente a las problemáticas descritas.

2. Objetivos

2.1. Objetivo general

Desarrollar el diseño y construcción de un modelo de ortesis dinámica dirigida a la asistencia del movimiento de flexión de los dedos de la mano en pacientes que presentan algún tipo de reducción de la movilidad producto de un tratamiento quirúrgico.

2.2. Objetivos específicos

Identificar las limitaciones físicas presentes para el desarrollo de los movimientos de flexión en la mano afectada como producto de la intervención quirúrgica del paciente, a partir de la medición de rangos de movimiento y fuerza de la mano.

Diseñar un dispositivo mecánico que permita desarrollar los movimientos de flexión en los dedos, que se adapte a la zona requerida a partir de las mediciones biométricas de la mano afectada.

Construir un prototipo funcional de la ortesis dinámica que integre el mecanismo planteado en los diferentes dedos de la mano y que se adapte a la biometría del paciente.

3. Marco teórico

3.1. Antecedentes

En el análisis y planteamiento de alternativas de diseño que brinden solución a la problemática manejada, se vuelve fundamental partir de estudios previamente desarrollados en el ámbito científico que expongan posibles soluciones que han sido empleadas para abordar problemáticas similares. Se exponen diferentes referencias de antecedentes del desarrollo de ortesis y mecanismos para los manos presentados de la siguiente forma:

3.1.1. *Antecedentes internacionales*

En el ámbito internacional se han desarrollado estudios como “A review of active Hand Exoskeletons for rehabilitation and assistance” (Du Plessis et al., 2021). En este artículo publicado en la revista *Robotics* se realiza una investigación y recopilación acerca de los diferentes mecanismos y tecnologías que han sido empleadas en para el diseño de distintos exoesqueletos para los manos enfocados en la rehabilitación, asistencia y dispositivos hápticos. Entre los puntos más relevantes de este estudio se hace un especial énfasis en los diferentes diseños de mecanismos que han sido empleados en el proceso de diseño de exoesqueletos de mano. A partir de este análisis, es posible identificar seis tipos de mecanismo principales con los cuales se realiza una comparación acerca de sus diferentes características físicas y mecánicas.

Además, se tiene el “Diseño y Construcción de una Ortesis Mecatrónica para los Dedos Trifalángicos de la Mano” (Zurita, 2018). Proyecto que fue llevado a cabo en la Universidad Politécnica Nacional ubicada en Quito Ecuador cuyo objetivo fue la construcción e implementación de un exoesqueleto para la rehabilitación de los dedos trifalángicos de la mano. Para esta solución se implementó una ortesis la cual, por medio del movimiento de un servomotor y engranajes, permitirán a la ortesis realizar gradualmente el respectivo movimiento de flexión,

los resultados obtenidos evidenciaron la importancia de un mecanismo versátil que cumple su funcionamiento recalcando de esta forma la importancia de su adaptación a las diferentes medidas antropométricas de la mano.

De igual manera, se tiene el mecanismo planteado por Peña et al. (2012) en “Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza”. Este proyecto llevado a cabo en la *Universitat Politècnica de Catalunya*, plantea un sistema compuesto por placas articuladas y segmentos que permiten el movimiento de los dedos a partir del empuje realizado por unos pivotes ubicados en las articulaciones entre las falanges. Del funcionamiento de este mecanismo destaca principalmente la nula necesidad de energía externa para accionar el sistema, permitiendo que se active por sí mismo gracias a su diseño.

3.1.2. Antecedentes nacionales

Por su parte, a nivel nacional destacan alternativas como el proyecto “Ortesis para potenciar la funcionalidad de las manos de personas en condición de cuadriplejía incompleta (FLEXOR)” (Camargo et al., 2017). Este proyecto fue realizado en la facultad de arquitectura y diseño de la Pontificia Universidad Javeriana Bogotá D.C, en él se buscó diseñar una ortesis para personas con lesiones de origen traumático derivadas de la cuadriplejía incompleta, potenciando así la independencia en las actividades del día a día y en cuyo desarrollo se implementó la “metodología centrada en el usuario”. Con el fin de dar solución a la problemática se planteó el uso de una ortesis de ácido poliláctico compuesta por tres piezas fundamentales ubicadas en los dedos de la mano de manera circular en las falanges, la palma y el antebrazo respectivamente, su función fue permitir aumentar los grados de movimiento de la mano afectada potenciando la ejecución de funciones perdidas. Frente a esta implementación y puesta a prueba, los resultados obtenidos evidenciaron un aumento en el rango de movimiento de la muñeca acompañado de un

gran avance en el movimiento de los dedos a lo largo de un periodo de 6 meses, lo cual brinda al desarrollo de esta propuesta el conocimiento y base como ejemplo de la implementación de un modelo ya existente capaz de emplearse para la mejoría del problema.

Otra alternativa presentada es “Rehabilitación robótica en espasticidad de mano y muñeca” (Gómez Rendón et al., 2021). Proyecto el cual tuvo como objetivo la implementación de una ortesis para personas con síndrome de neurona motora superior, facilitando la funcionalidad en el manejo y agarre, evitando complicaciones a futuro, eliminaciones de dolor y obteniendo una mejor calidad de vida. Para esta solución además de ayuda médica, se planteó el uso de una ortesis de control electrónico mediante Pro DwiX capaz de regular las limitaciones basándose en la escala de Ashworth modificada y la escala EVA, el uso de este dispositivo se hace esencial para el manejo y control del avance obtenido, los resultados obtenidos evidenciaron una mejoría de dolor y recuperación del arco de movilidad, favoreciendo la modulación de la espasticidad y mejorando la calidad de vida.

Por otra parte el “Diseño e implementación de un módulo electromecánico para la rehabilitación física de la mano derecha afectada como secuela de un ataque cerebrovascular” (Criollo et al., 2011) tuvo como objetivo el diseño y construcción de una ortesis que permita movimientos de flexión y extensión guiada mediante sensores eléctricos no invasivos capaces de captar señales obtenidas por medio de la intencionalidad de movimiento y siendo reflejadas en una electromiografía, logrando de esta manera que el dispositivo de control permita el accionamiento del dispositivo obteniendo resultados de independencia en sus actividades cotidianas y mejoría en la calidad de vida.

3.1.3. *Antecedentes locales*

A nivel local, se han desarrollado proyectos como “Diseño y construcción de un prototipo funcional de una ortesis dinámica para el tratamiento y rehabilitación de los músculos extensores de muñeca y dedos en personas que sufren de espasticidad grado 1 o 2 causada por enfermedades cerebrovasculares” (Martínez et al., 2018). Este proyecto se realizó en la Universidad Industrial de Santander (UIS) el cual tuvo como objetivo el desarrollo de un prototipo funcional de órtesis dinámica para el tratamiento de pacientes con espasticidad a causa de enfermedades cerebrovasculares. Para dar solución a esta problemática, los autores plantearon el desarrollo de una ortesis mecánica cuyo movimiento es producido con ayuda de resortes que con el accionar de la mano le permiten al paciente desarrollar el movimiento de flexión de los dedos. Dicho planteamiento ejemplifica posibilidades de mecanismos a emplear que permitan suplir o asistir el movimiento de flexión o extensión de los dedos, siendo en este caso un mecanismo empleado para la extensión.

De igual manera se hace presente el proyecto “Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano en pacientes con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidente cerebrovascular (acv)” (Molina y Mora, 2019). Este proyecto tuvo como objetivo el diseño y construcción de un mecanismo capaz de simular el movimiento de las falanges de la mano a personas con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidentes cerebrovasculares (ACV). Con el fin de darle solución a la problemática, se planteó el diseño de una órtesis electromecánica en material ABS la cual dirige su movimiento por medio de un servomotor que al accionar se encarga de realizar el movimiento de flexión y extensión de las falanges de los dedos de la mano.

3.2. Referentes teóricos

3.2.1. *Biomecánica de la mano humana*

Debido a sus características estructurales, las manos permiten a las personas desarrollar una gran variedad de actividades a través de movimientos como lo son la flexión, extensión, abducción y aducción de los dedos. Esta facilidad en el desarrollo de dichas acciones ha producido que estas lleguen a ser consideradas como una de las principales herramientas para el desarrollo de las tareas cotidianas de las personas, generando una gran necesidad al momento de tener alguna afectación en ellas. Por ello, resulta indispensable en el desarrollo de mecanismos que brinden asistencia al movimiento de esta, conocer las diferentes estructuras, componentes y movimientos que la componen y que permiten su correcto funcionamiento para poder brindar una mejoría en caso de alguna afectación física.

3.2.1.1. Anatomía de la mano humana.

Anatómicamente, la mano humana está compuesta por múltiples estructuras que le permiten realizar una gran variedad de movimientos, entre estas destacan los huesos, los músculos y los tendones, teniendo cada una de estas unas características especiales de funcionamiento.

La estructura ósea de la mano está compuesta por un total 27 huesos, los cuales se dividen en tres zonas según su ubicación: los huesos del carpo (ocho) que se encuentran en la región más próxima a la muñeca, los huesos metacarpianos (cinco) ubicados en la zona media de la mano o la palma, que son numerados del 1° al 5° desde el pulgar hasta el meñique, y las falanges (catorce) que son propiamente los dedos, las cuales se dividen entre falange proximal, media y distal según su cercanía a la palma siendo la proximal la más cercana y la distal la más alejada (Moore et al., 2013). Entre estos huesos destacan principalmente el segundo y tercer metacarpiano (dedo índice y medio) debido a que ambos forman la unidad fija del esqueleto de la mano la cual es la base de

soporte de las demás unidades móviles de la mano, permitiendo así que se generen los diferentes movimientos que es capaz de desarrollar esta extremidad (Arias, 2012).

Figura 3.

Estructura ósea de la mano.



Nota. Tomado de Anatomía de la mano (Stanford Medicine, s.f.).

Por su parte, la estructura muscular es la encargada de controlar el movimiento de la mano a través de la contracción y relajación de los diferentes músculos que la componen. Las relaciones entre ellos permiten desarrollar cada uno de los diferentes movimientos básicos de esta extremidad. Estos se pueden clasificar en dos tipos según su ubicación, los músculos intrínsecos y los músculos extrínsecos: Los músculos intrínsecos se destacan por ser aquellos ubicados al interior de la mano, estos se emplean en su mayoría para realizar movimientos cortos, delicados, débiles e incluso los más potentes de los dedos (escribir o tocar instrumentos), se dividen en cinco grupos musculares tales como el grupo tenar, el grupo hipotenar, interóseos palmares, interóseos dorsales y lumbricales (Vaskovic, 2023).

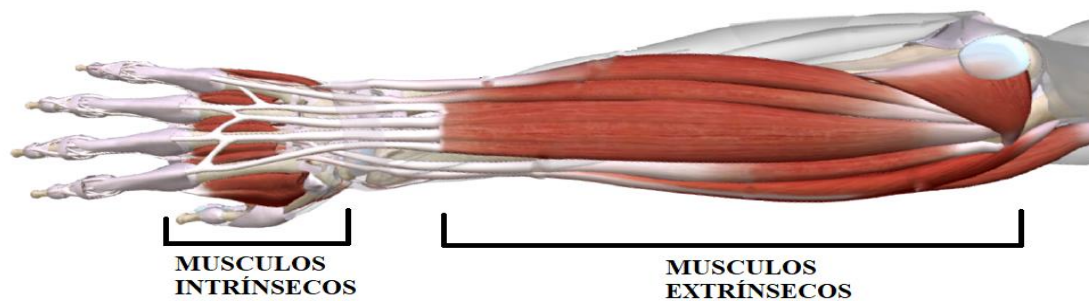
El grupo tenar, es el encargado de permitirle al dedo pulgar realizar diferentes movimientos. El grupo hipotenar es aquel que se encarga de permitir el movimiento del dedo

meñique. Los músculos interóseos y lumbricales, denominados también como músculos cortos de la mano, tienen como función permitir la aducción y abducción de las falanges, como también los movimientos de flexo-extensión (Vaskovic, 2023).

Por otra parte, los músculos extrínsecos tienen su origen en el antebrazo y se encargan de movimientos amplios y mayor potencia de la mano (agarrar, señalar y pinzar) (Moore et al., 2013).

Figura 4.

Estructura muscular de la mano.



Nota. Adaptado de Mano: Anatomía (Lecturio, 2023).

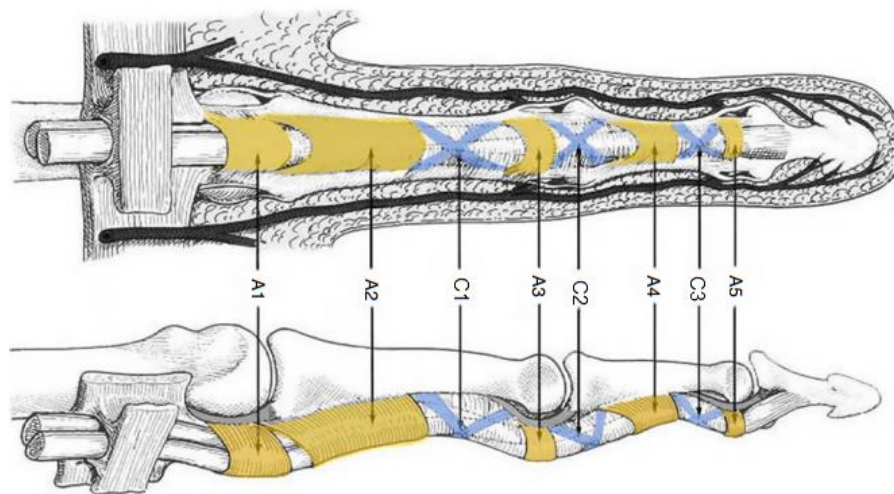
Por otro lado, los tendones son los encargados de permitir la transferencia de la fuerza provenientes de los tejidos musculares y por tanto son ese punto intermedio entre la estructura ósea y la estructura muscular que permite que los movimientos de la mano o de cualquier parte del cuerpo se lleven a cabo (Junquera, s.f.). Según el tipo de movimiento que permitan transmitir, a nivel de la mano se encuentran dos tipos de tendones: los tendones flexores y los tendones extensores. Estos primeros destacan por ser los más relevantes al momento de realizar diferentes acciones con las manos en las cuales pueda requerir de realizar algún tipo de agarre o alguna destreza motora.

A nivel anatómico, en cada dedo trifalángico de la mano se encuentran dos tendones flexores que, junto a los músculos flexores del antebrazo, permiten realizar dicho movimiento en

las personas. Igualmente, para que los tendones permanezcan en su sitio y poder asegurar su eficacia mecánica, estos se mueven dentro de unos túneles llamados vainas flexoras cuya función principal recae en mantener a los tendones cerca de los huesos (Araneda et al., 2022). Como se observa en la Figura 5, cada dedo está compuesto por dos tipos de vainas flexoras: La primero se trata de poleas anulares (A1 a A5) quienes son las encargadas de evitar la luxación palmar de los tendones flexores. La segunda se trata de poleas cruciformes (C1 a C3) en forma de cruz que se encargan de permitir que la aproximación de las poleas anulares entre sí cuando se realiza la flexión favoreciendo este movimiento (Martí et al., 2015).

Figura 5.

Estructura tendones y vainas flexoras dedos.



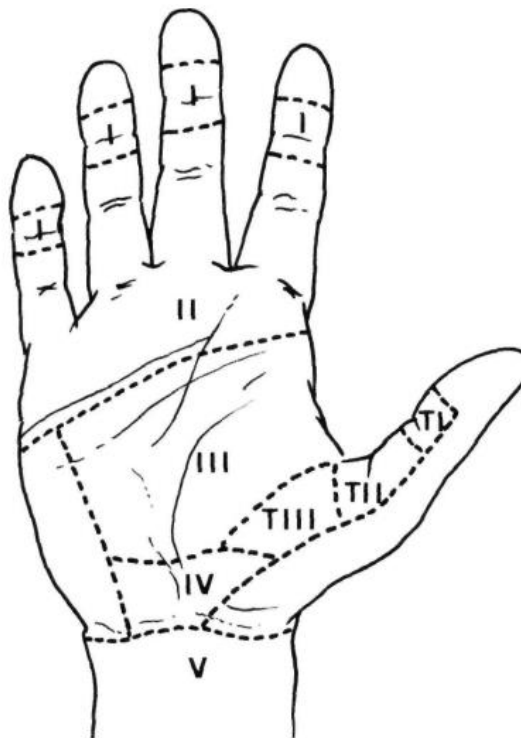
Nota. Tomado de: “Anatomía aplicada a la cirugía de los tendones flexores” (Martí et al., 2015).

Así mismo, a causa de la complejidad y diferencias estructurales de las diferentes regiones de los tendones de la mano, se hizo necesaria la implementación de una clasificación por zonas de los tendones para facilitar su análisis anatómico y quirúrgico. Cada zona debe su origen debido a que en cada una de ellas se presentan lesiones anatomopatológicas y problemas terapéuticos similares (Gil Santos et al., 1993). En la Figura 6 se presentan las diferentes zonas de los tendones

de los dedos trifalángicos, donde destaca en especial la Zona II al tratarse de la zona más conflictiva al momento de sufrir algún tipo de lesión o tratamiento quirúrgico.

Figura 6.

Zonas anatómicas de los tendones de la mano.



Nota. Tomado de “Conceptos actuales sobre reparación primaria de los tendones flexores de la mano”(Gil Santos et al., 1993, p. 3).

3.2.1.2. Movimientos de la mano humana

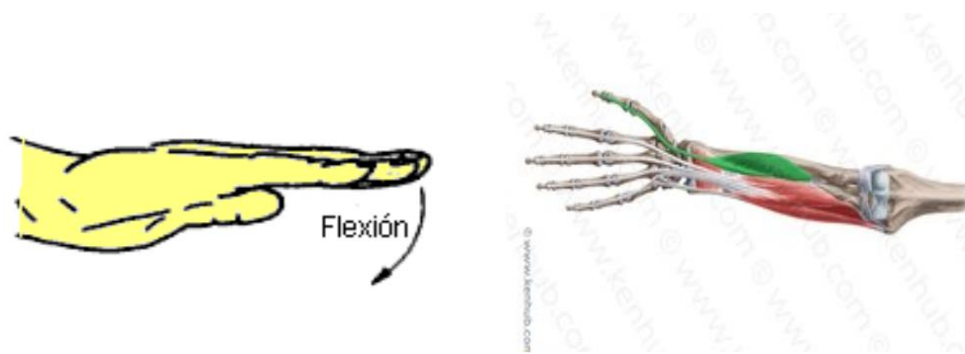
La complejidad en el diseño estructural y biomecánico de la mano humana a través de los diferentes músculos y articulaciones que la componen les ha permitido a las personas desarrollar una amplia gama de movimientos y patrones con los cuales desarrollar cada una de las diferentes labores a las que se enfrenta día a día. Estos movimientos surgen como producto de la unión de diversos grupos musculares y articulaciones que son controlados desde la corteza motora del cerebro (De La Cruz, 2020). Además, es importante conocer la composición y funcionamiento de

los movimientos de los dedos de la mano más relevantes en el caso de estudio que se desarrolla, entre dichos movimientos destacan:

- I. **Flexión metacarpofalángica:** Este movimiento consiste en llevar los dedos de una posición recta hasta generar contacto con la palma de la mano, esta acción se da en los últimos cuatro dedos gracias a los músculos flexores profundo y superficial, destacados de color rojo en la Figura 7. Dichos músculos al llegar al túnel del carpo se separan en 4 tendones permitiendo realizar el movimiento de flexión en los dedos implicados. Por otro lado, el músculo flexor largo, que se encuentra de color verde, al encontrarse en la mano, se separa en un tendón que permite el movimiento de flexión en el dedo pulgar (Junquera, s.f.).

Figura 7.

Movimiento de flexión de los dedos y músculos involucrados.



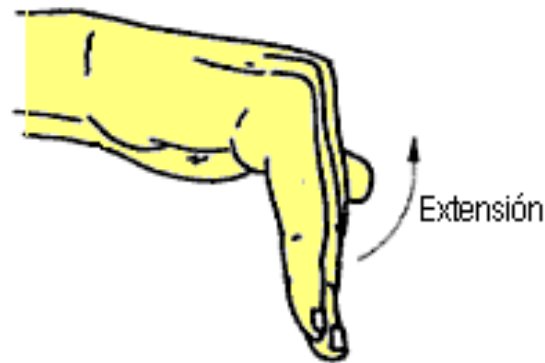
Nota. Adaptado de ResearchGate y Kenhub (Garzón, s.f.; Torres, s.f.)

- II. **Extensión metacarpofalángica:** Este movimiento busca alejar los dedos de la cara palmar de la mano buscando una posición recta de los mismos. El desarrollo de esta acción se da gracias al músculo extensor largo el cual al llegar a la muñeca se divide en 4 tendones respectivos para los cuatro últimos dedos, estos tendones reciben una fuerza proveniente del músculo permitiéndoles realizar la extensión. El extensor largo y corto del pulgar son

aquellos músculos ubicados en la falange media y proximal que permiten el movimiento de este dedo en específico (Junquera, s.f.).

Figura 8.

Movimiento de extensión de los dedos.

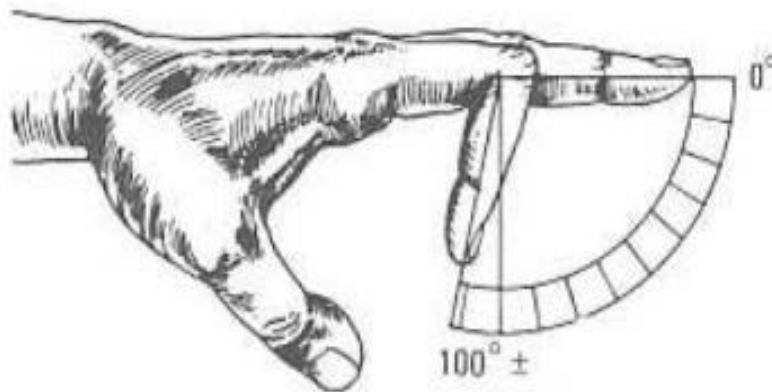


Nota. Tomado de ResearchGate (Garzón, s.f.)

III. Flexión interfalángica proximal: Este movimiento se hace presente en los cuatro dedos trifalángicos, en donde cada uno se dobla en la articulación que une las falanges proximal y media. Cuenta con un ángulo de movimiento de flexión de 100° (Hoppenfeld, 1999).

Figura 9.

Movimiento de flexo-extensión interfalángica proximal.

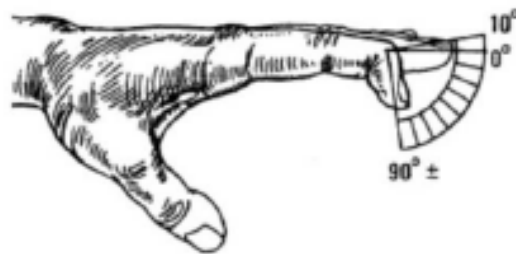


Nota. Tomado de “Exploración física de la columna vertebral y las extremidades” (Hoppenfeld, 1999, p. 155)

IV. Flexión interfalángica distal: Este movimiento permite el accionamiento único de la falange distal de los dedos de la mano, disponiendo de un ángulo de flexión aproximado de 90° (Hoppenfeld, 1999).

Figura 10.

Movimiento de flexo-extensión interfalángica distal.



Nota. Tomado de “Exploración física de la columna vertebral y las extremidades” (Hoppenfeld, 1999)

3.2.2. Tratamientos quirúrgicos para lesiones en los tendones: Tenorrafia.

Debido a su implicación en el desarrollo de diferentes labores, las manos y los dedos están sometidos a la posibilidad de sufrir una gran variedad de accidentes o lesiones por las cuales pueden ver limitadas sus funciones. Según la complejidad de la lesión, existe la posibilidad de que se requiera de una intervención quirúrgica para tratar de solucionar el problema, esta intervención se conoce bajo el nombre de tenorrafia, en la cual su objetivo principal recae en la “restauración de la función normal de la mano luego de la sección traumática de los tendones flexores” (De Carli et al., 2011, p. 2). A pesar de los avances que se tienen respecto a cómo tratar este tipo de lesiones, hoy día resulta difícil de asegurar unos resultados plenamente satisfactorios que les permitan a las personas recuperar la funcionalidad de los tendones de la mano en su totalidad, debido principalmente a la complejidad anatómica de las estructuras que están involucradas en la lesión (Gil Santos et al., 1993).

3.2.3. *Mecanismos empleados en dispositivos de asistencia física.*

Las ortesis son elementos o herramientas que tienen como finalidad permitir obtener una mejoría funcional en el paciente, estas se clasifican en estabilizadoras y dinámicas siendo las estabilizadoras las encargadas de mantener una postura inmovilizadora previniendo así deformidades. Por otro lado, las ortesis dinámicas son aquellas que facilitan la acción de músculos debilitados o el movimiento articular (Ortoprono, s.f.).

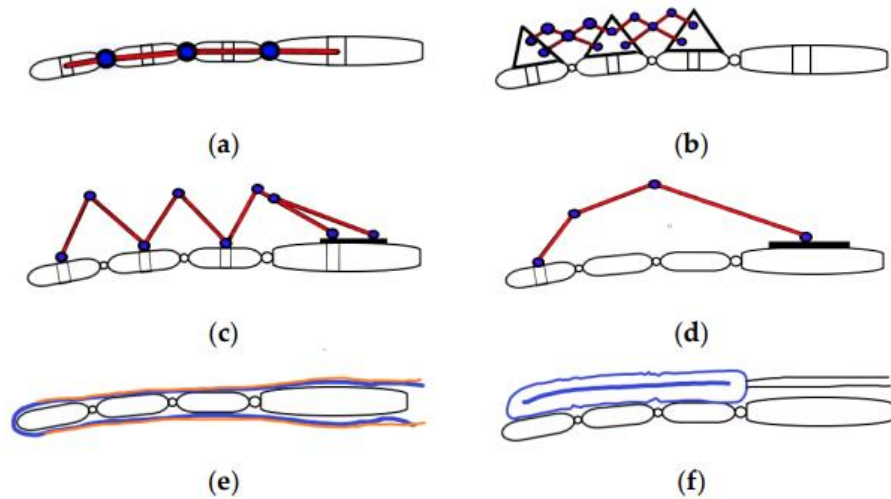
Para poder contribuir en la actualidad con la rehabilitación de flexión y extensión de los dedos de la mano se han logrado obtener distintos diseños automatizados con debidas variaciones implementadas a una ortesis dinámica, las cuales permiten una mayor adaptación y respuesta frente a las necesidades de cada discapacidad. Las ortesis dinámicas se encuentran diseñadas con un rango de tres a cinco grados de libertad dependiendo la necesidad y se ven conjuntas en su mayoría por un sistema tecnológico automatizado que se implementa a lo largo de sus dimensiones, los sistemas automatizados se ven conformados de elementos tales como un software, microcontroladores, finales de carrera, sistemas de transmisión, actuadores, sensores de proximidad, amplificadores de señal y demás, dichos elementos permiten una óptimo funcionamiento hacia la obtención de las señales musculares de respuesta de manera casi instantánea para posteriores estudios y mejoras.

A pesar de que cada ortesis que se ha desarrollado hasta el momento cuenta con un funcionamiento y diseño diferente, entre ellas existe una correlación entre los diferentes mecanismos que pueden emplear para transmitir el movimiento. Du Plessis et al. (2021) recoge en la Figura 11 una síntesis acerca de los diferentes tipos de mecanismos existentes mediante los cuales se ha buscado suplir el movimiento de los dedos de la mano. En orden cada uno corresponde a los siguientes mecanismos: (a) Diseño de emparejamiento axial. (b) Diseño de centro remoto de

rotación. (c) Diseño de eslabones redundantes. (d) Diseño de eslabones distales. (e) Mecanismo impulsado por cables. (f) Mecanismo neumático o hidráulico.

Figura 11.

Tipos de mecanismos existentes para el desarrollo de exoesqueletos o prótesis de mano.



Nota. Tomado de “A Review of Active Hand Exoskeletons for Rehabilitation and Assistance” (Du Plessis et al., 2021, p. 10).

De estas opciones, las más empleadas debido a sus características y ventajas brindadas para el desarrollo de los movimientos de los dedos, destacan los mecanismos a partir de cables y eslabones (tanto distales como redundantes).

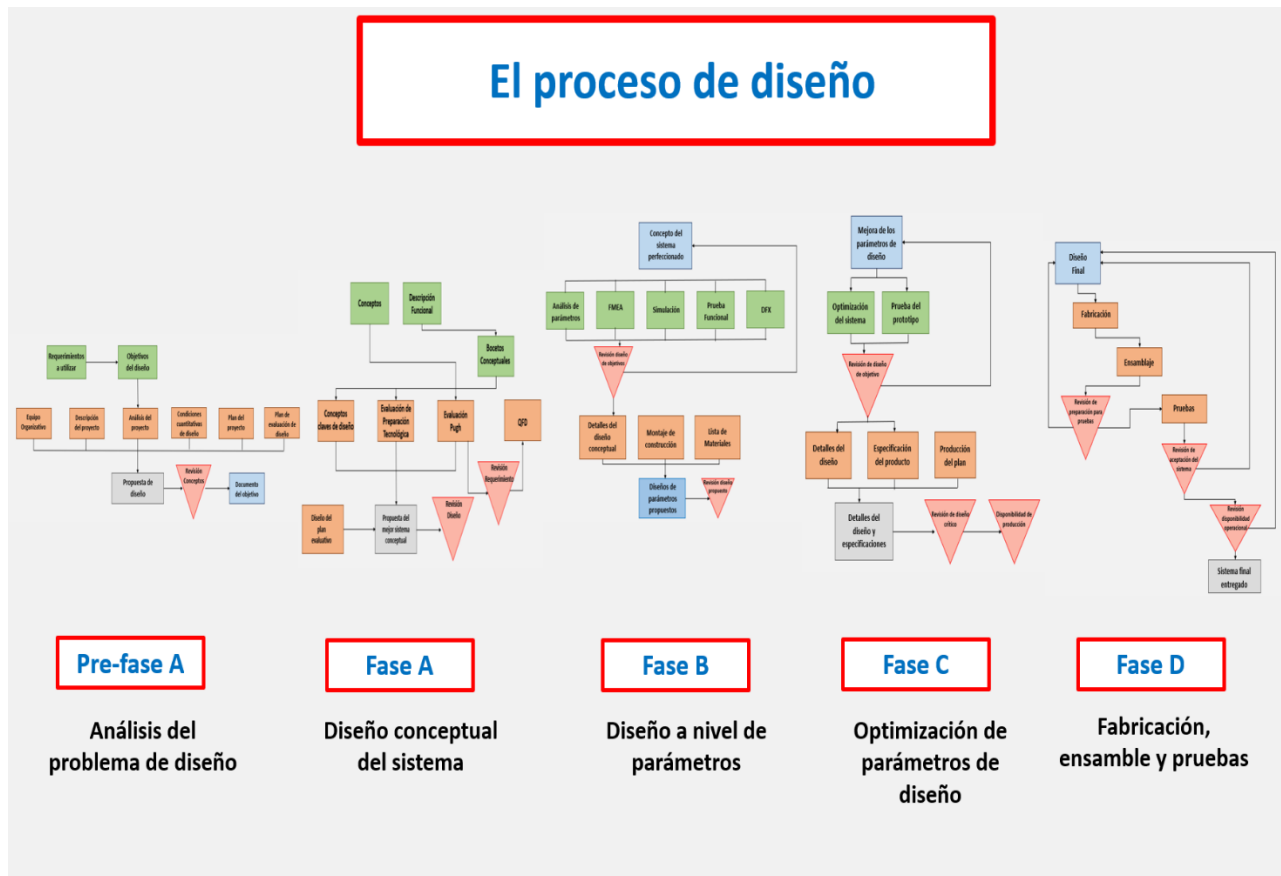
4. Proceso de diseño de la órtesis dinámica

Para el desarrollo de este dispositivo se plantea el uso de la metodología denominada “NASA ESMD: Capstone Design” propuesta por John Gershenson, basada en sistemas de ingeniería implementada. Esta metodología permite obtener una solución óptima adaptada a las necesidades y requerimientos planteados tanto por los usuarios como por los diseñadores de manera esquemática y con unos objetivos claros en cada una de las distintas fases manejadas.

Esta metodología está compuesta por cinco fases secuenciales: La primera de ellas conocida como Pre-Fase A destaca por donde se analiza la problemática de diseño, estableciendo los requerimientos y limitaciones del dispositivo. La Fase A consiste en el diseño conceptual donde se plantean y analizan diferentes alternativas de diseño con el fin de seleccionar la mejor opción. La Fase B compone todo el proceso de diseño en detalle donde se estipulan los parámetros físicos del diseño a partir de los cálculos respectivos. La fase C consiste en el proceso de validación del diseño a partir de la construcción y prueba del dispositivo. Por último, la fase D destaca por ser aquella donde se define el diseño definitivo del dispositivo junto a todos sus parámetros, construcción y ensamblaje final.

Figura 12.

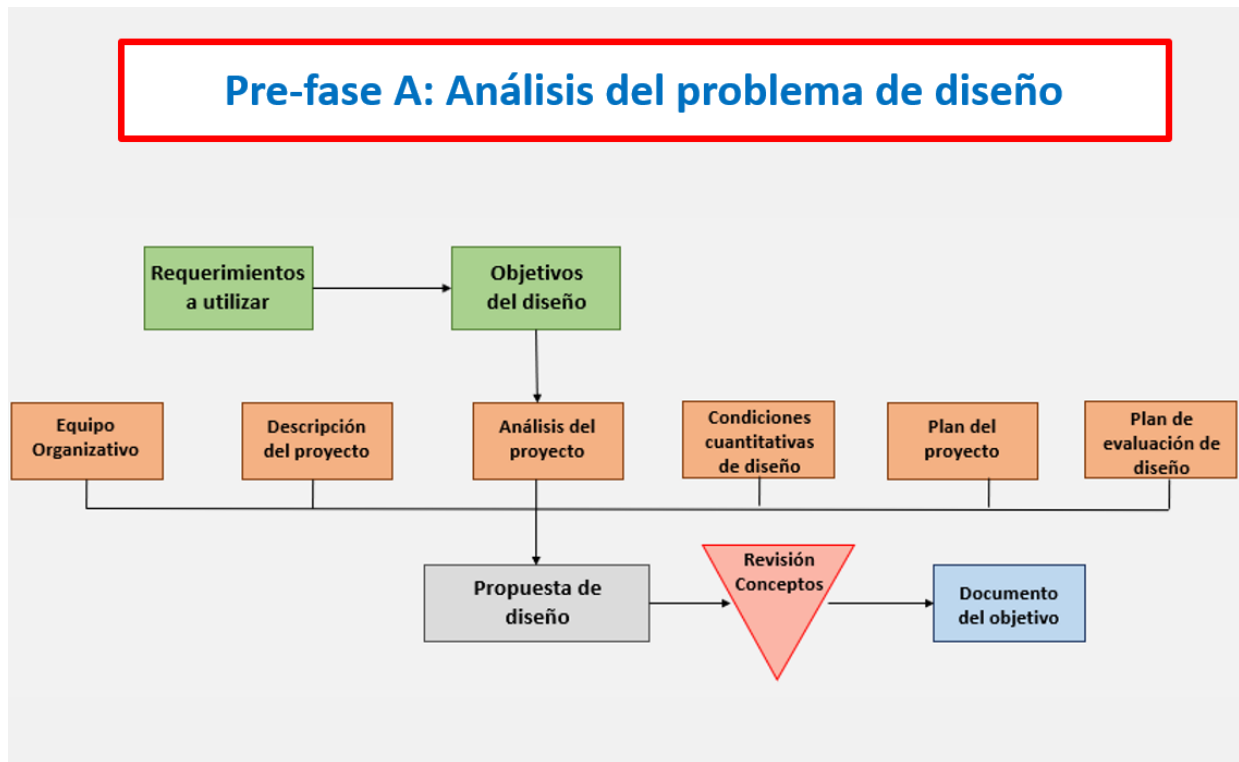
Proceso de diseño NASA ESMD Capstone.



Nota. Adaptado de The Design Process, por J. Gershenson, 2008.

4.1. Pre-Fase A

Esta fase inicial se centra en la determinación de los requerimientos de diseño y limitaciones físicas del paciente. En este proceso resulta fundamental la realización de diferentes encuestas de opinión acerca de las expectativas del paciente con el dispositivo, como también, la toma de datos biométricos.

Figura 13.*Pre-Fase A – Proceso de diseño NASA ESMD Capstone*

Nota. Adaptado de *Pre-Phase A: Design Problem Analysis*, por J. K. Gershenson, 2008.

4.1.1. Ponderación de requerimientos de usuario y diseño

Para la selección de requerimientos de diseño se tuvo en cuenta la opinión del paciente hacia el cual está dirigido el diseño de ortesis. Para ello se le pidió realizar una ponderación acerca de los aspectos más relevantes que él como usuario esperaba que la ortesis tuviera, dentro de unos parámetros previamente establecidos. Esta ponderación se realizó entre un rango de valores de 1 a 5 según el nivel de importancia que reflejaba cada ítem a su consideración, siendo 5 el mayor valor en el que se refleja mayor importancia en dicho aspecto. En la Tabla 1 se puede observar las selecciones del paciente según los aspectos que se le consultaron:

Tabla 1.*Requerimientos del paciente.*

	Requerimientos del paciente	Ponderación
1	Vida útil	5
2	Materiales ecológicos	3
3	Facil mantenimiento	3
4	Movilidad	5
5	Estética	5
6	Cómodidad	5
7	Dispositivo liviano	5
8	Mecanismo compacto	5

Nota. Fuente: Elaboración propia.

De igual modo, se escogieron diferentes parámetros a tener en consideración en el momento del diseño del dispositivo, los cuales debían de ser evaluados junto a los requerimientos del paciente mediante ponderaciones. Estos parámetros de diseño escogidos a consideración nuestra se ven reflejados en la Tabla 2:

Tabla 2.*Requerimientos de diseño*

	Requerimientos de diseño
1	Facilidad de manufactura
2	Mecanismo ligero
3	Comodidad del dispositivo
4	Costos de manufactura
5	Facil postura y empleo
6	Flexibilidad de uso del mecanismo
7	Mejoria de capacidades motrices
8	Adaptación antropométrica al paciente
9	Durabilidad del dispositivo

Nota. Fuente: Elaboración propia.

Para identificar los parámetros más importantes para tener en cuenta durante el proceso de diseño del dispositivo, se compararon las características establecidas anteriormente en una matriz de relacionamiento donde se evaluó la influencia que tenía cada uno de los parámetros entre sí. Posteriormente, para obtener los criterios más relevantes se multiplicaron los valores anteriores con los establecidos por el paciente y se realizó la sumatoria total de estos.

Tabla 3.

Matriz de relacionamiento.

Requerimientos	Vida útil	Materiales ecológicos	Facil mantenimiento	Movilidad	Estética	Cómodidad	Dispositivo liviano	Mecanismo compacto
	5	3	3	5	5	5	5	5
Facilidad de manufactura	6	6	9	5	6	7	7	6
Mecanismo ligero	2	3	4	7	2	9	9	8
Comodidad del dispositivo	4	3	1	8	2	9	8	7
Costos de manufactura	8	7	6	4	8	5	7	9
Facilidad para su uso	3	3	4	6	2	6	2	5
Flexibilidad de uso del mecanismo	6	1	7	8	1	3	2	2
Mejoria de capacidades motrices	2	0	3	9	1	5	4	4
Adaptación antropométrica al paciente	1	0	8	8	3	8	5	5
Durabilidad del dispositivo	9	6	9	1	7	1	1	2
Sumatoria	205	87	153	280	160	265	225	240

Nota. Fuente: Elaboración propia.

Por último, frente a estos resultados obtenidos se pudo establecer que los requerimientos de diseño fundamentales para el desarrollo del dispositivo según la opinión del paciente y que se

relacionan de mejor manera frente a las características identificadas deben estar relacionados con ser un dispositivo compacto, con la comodidad, vida útil, movilidad y peso ligero.

4.1.2. *Identificación de limitaciones físicas del paciente.*

Para la identificación de los diferentes parámetros que puedan verse reflejados como una limitante física del paciente, se procedió a tomar diferentes mediciones sobre la biometría, la fuerza de agarre y los ángulos de flexión de los dedos en la mano afectada. Dicho procedimiento se ilustra en la figura 14.

Figura 14.

Toma de medidas biométricas del paciente.



Nota. Se emplearon herramientas como goniómetro (medición de ángulos de flexión), pie de rey, cinta métrica y dinamómetro para la toma de datos. Fuente: Elaboración propia.

Los resultados de las mediciones expuestos en la Tabla 4, van en consideración con las características más importantes determinadas a partir de la matriz de relacionamiento obtenida según la opinión del paciente.

Tabla 4.

Limitaciones físicas del paciente.

Características		Metodo de Medición	Parametro Inicial	Objetivo	Rango Aceptable	
Movilidad	Falange proximal	Indice	80°	90°	80°	
		Medio				
		Anular				
		Meñique				
	Falange media	Indice	Angulo de flexión de los dedos	50°	90°	50°
		Medio		15°		15°
		Anular		5°		5°
		Meñique		25°		25°
	Falange distal	Indice	10°	40°	10°	
		Medio				
		Anular				
		Meñique				
Peso del dispositivo		Peso dispositivo [gramos]	-	200	350 - 400	
Vida útil		Tiempo de uso [meses]	-	18 meses	10 - 12 meses	
Fuerza de agarres		Fuerza en la flexión [kgf]	12,42	15	12 - 15	

Nota. En esta tabla se destacan los parámetros relacionados con la movilidad, vida útil y peso ligero, como también la fuerza de agarre en la flexión. Fuente: Elaboración propia.

Por su parte, en la Tabla 5 se pueden observar las características físicas referentes a la biometría de la mano afectada del paciente cuyos valores obtenidos son empleados al momento de dimensionar cada uno de los componentes de la ortesis planteada.

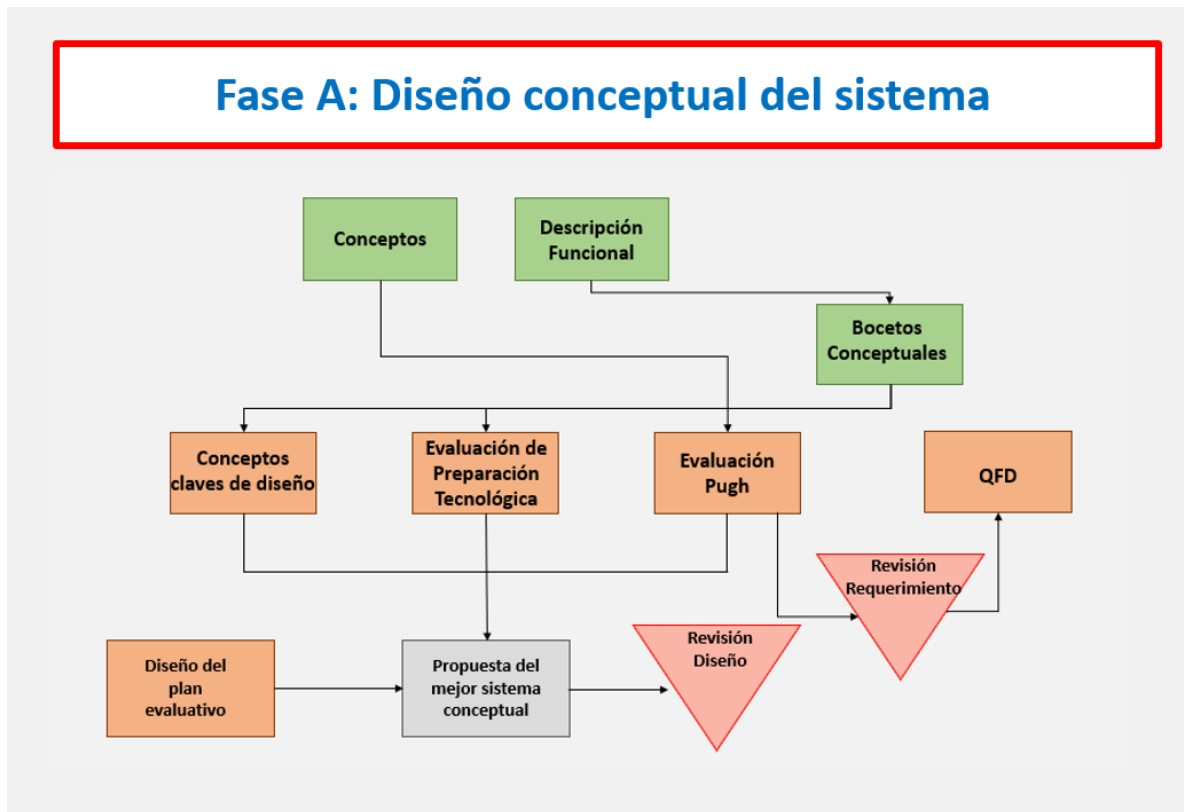
Tabla 5.*Biometría de la mano del paciente.*

Biometría		Longitud [mm]	Ancho [mm]	
Dedos de la mano	Indice	F. Proximal	46	20
		F. Media	30	17
		F. Distal	22	16
	Medio	F. Proximal	54	21
		F. Media	35	16
		F. Distal	24	16
	Anular	F. Proximal	46	19
		F. Media	36	16
		F. Distal	27	16
	Meñique	F. Proximal	35	16
		F. Media	27	14
		F. Distal	22	16
	Palma		85	90
	Muñeca		-	60

Nota. Fuente: Elaboración propia.

4.2. Fase A

Esta fase del diseño tiene como objetivo principal el planteamiento conceptual y la selección de la propuesta óptima para el diseño del dispositivo. Para este fin, esta metodología plantea una serie de acciones previas dividida en dos momentos claves. El primero hace referencia a la concepción de las propuestas de los prototipos donde se realiza la descripción de las funciones que debe cumplir el dispositivo y los bocetos de cada una de las opciones de mecanismos planteados. El segundo paso consiste en la evaluación de cada propuesta a partir de matrices de comparación como lo son: La matriz de Pugh, mediante la cual se comparan los diseños propuestos entre sí para identificar el más adecuado y el análisis de la matriz QFD. Como resultado de estas múltiples evaluaciones se llega a la propuesta que mejor se adapta a los objetivos y requerimientos que se han planteado en la fase anterior.

Figura 15.*Fase A – Proceso de diseño NASA ESMD Capstone*

Nota. Adaptado de *Phase A: System Level Conceptual Design*, por J. K. Gershenson, 2008.

4.2.1. Descripción de la función del mecanismo:

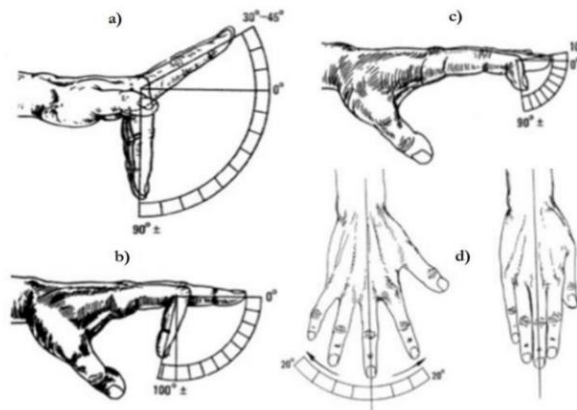
Como punto de partida en el proceso del diseño conceptual del mecanismo, resulta indispensable determinar las funciones hacia las cuales debe estar dirigido el planteamiento de las alternativas de diseño. Para este caso de estudio, se requiere de un dispositivo que brinde asistencia en el desarrollo de los movimientos de flexión de los dedos de la mano izquierda (exceptuando el pulgar), mejorando en lo posible los ángulos de cierre de esta extremidad y con lo cual se pueda brindar mejoría en el desarrollo de los diferentes tipos de agarre de la mano.

La flexión de los dedos de la mano está compuesta por tres movimientos importantes tal y como se refleja en la Figura 16: La flexión de la articulación metacarpofalángica (a), la flexión en

la articulación proximal interfalángica (b) y la flexión en la articulación distal interfalángica (c). A su vez, es importante resaltar que en estos movimientos se cuenta con grados de libertad de alrededor de 90° en las articulaciones metacarpofalángicas y distal interfalángica y 100° en la articulación proximal interfalángica, valores que resultan claves al momento de plantear diferentes mecanismos y que junto a las medidas obtenidas en fases anteriores ayudan a fijar unas limitaciones físicas en cuanto al movimiento de cada mecanismo.

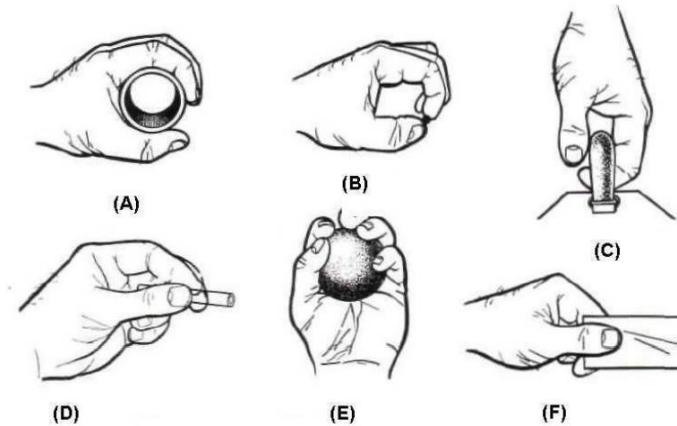
Figura 16.

Movimientos de flexión de los dedos de la mano.



Nota. Tomado de “Obtención del rango de movilidad de los dedos índice, medio, anular y meñique” (Barrera et al., 2017, p. 2)

Además, los movimientos de flexión junto a la ayuda de los diferentes tendones y músculos que componen la mano facilitan el desarrollo de diferentes agarres como los descritos en la Figura 17, entre los cuales destacan: El agarre cilíndrico (A), agarre de punta (B), agarre de gancho (C), agarre palmar (D), agarre esférico (E) y el agarre lateral (F). Estos agarres brindan un especial interés como un punto extra en la evaluación del impacto de los diseños.

Figura 17.*Tipos de agarres.*

Nota. Fuente: “Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres” (Quinayás, 2010, p. 16)

4.2.2. *Planteamiento de alternativas – Primera ronda:*

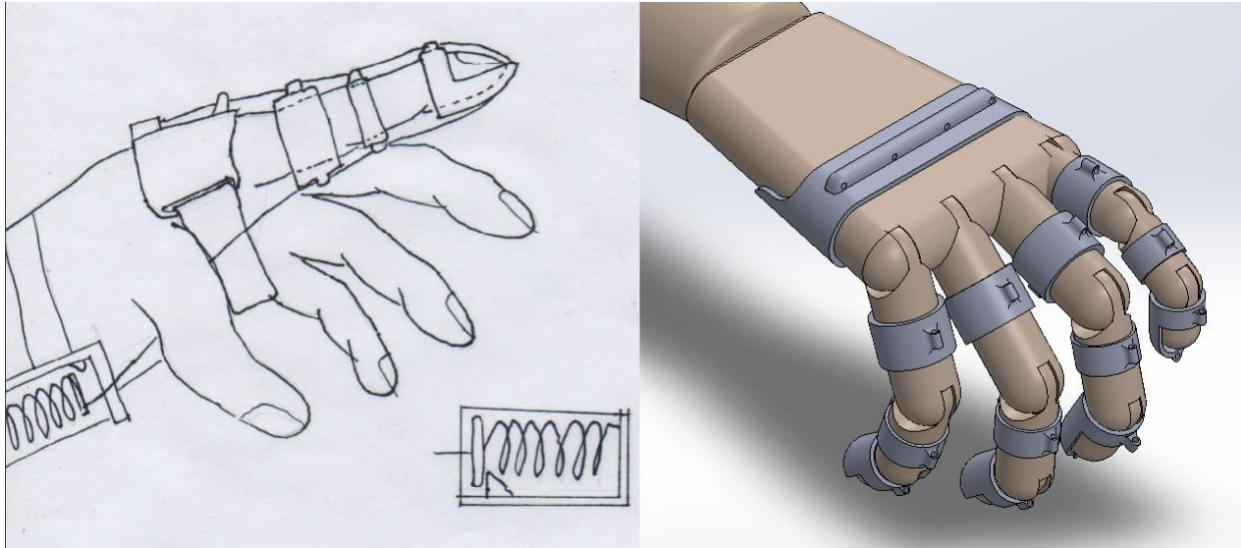
Para dar solución a la problemática descrita, se propusieron cuatro diferentes diseños que permitan el desarrollo del movimiento de flexión de los dedos, los cuales están basados en mecanismos de transmisión que han sido empleados en diferentes estudios.

- I. **Opción A:** Esta alternativa busca simular el funcionamiento normal de los tendones sobre los dedos a partir del uso de un cable alrededor de estos. Para ello el mecanismo se compone de dos partes principales: La primera de ellas hace referencia a una serie de anillos que rodean cada una de las falanges (proximal, media y distal), cuya función principal es permitir el paso de los cables por los dedos y de asegurarlos sobre cada falange para que al momento de tirar de ellos se genere el movimiento de flexión. La segunda parte hace referencia al mecanismo actuador, quien es el encargado de producir el tirón sobre el cable para generar la flexión; para ello se planteó el uso de un resorte a tensión asegurado mediante un trinquete que, al momento de liberarlo, comprima el resorte y con él se tire

del cable con el que se genera la flexión. Este sistema se encuentra ubicado en la parte inferior de la muñeca.

Figura 18.

Boceto y esquematización de la opción A de diseño de la ortesis.

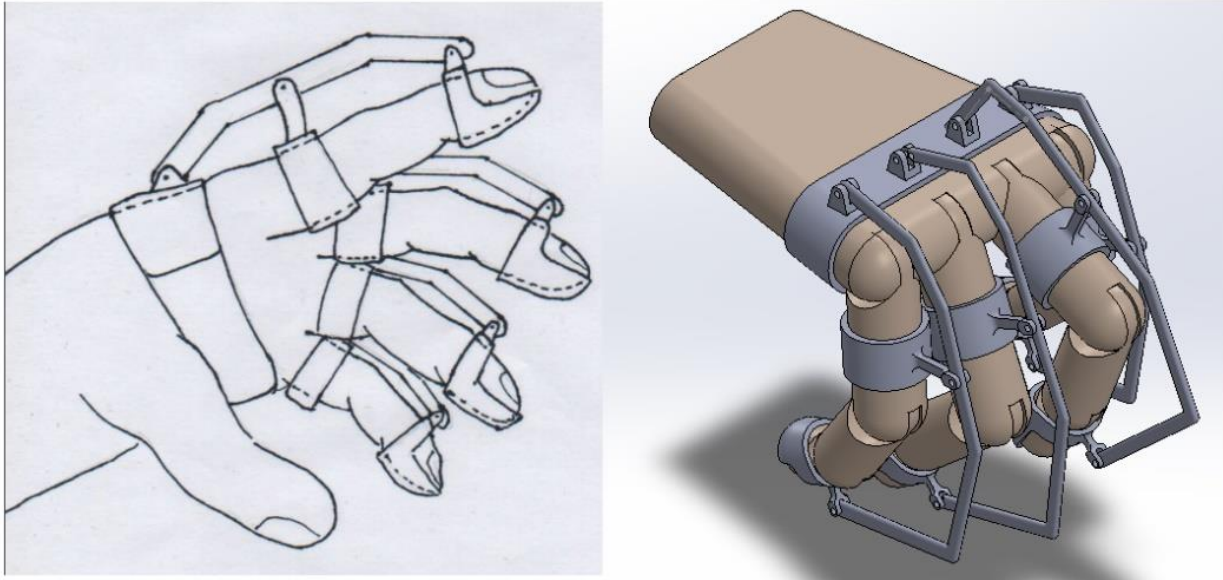


Nota. Fuente: Elaboración propia.

II. Opción B: Esta alternativa está basada en los mecanismos conocidos como de eslabón distal, en ella, para generar el movimiento de flexión se implementa un único eslabón que está conectado desde los nudillos hasta la falange distal de cada dedo. Para el accionar de este mecanismo se implementa una pieza pivote en la falange proximal del dedo que al pasar sobre una corredera empuja el eslabón y lo lleva hasta la posición de flexión del dedo y en sentido inverso cuando se extiende el dedo, la corredera va en sentido contrario y permite al eslabón devolverse a su posición normal.

Figura 19.

Boceto y esquematización de la opción B de diseño de la ortesis.

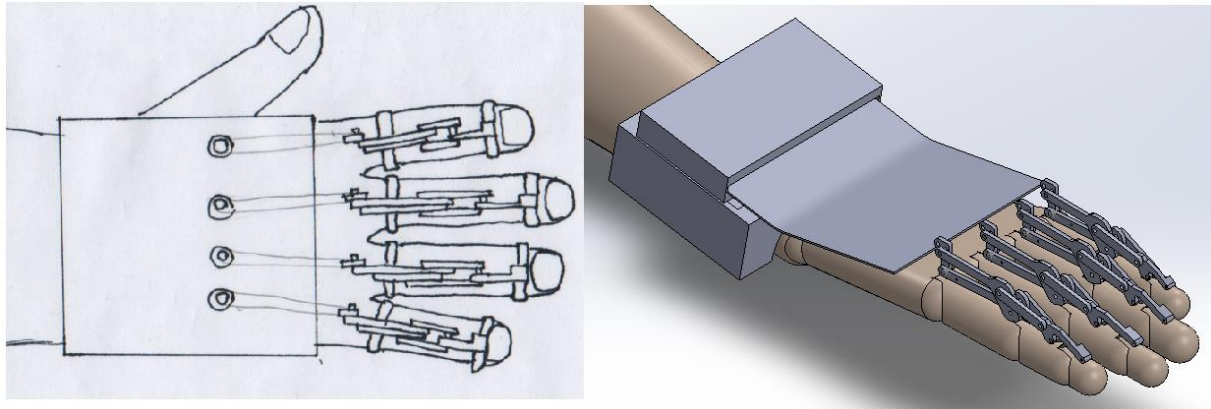


Nota. Fuente: Elaboración propia.

III. Opción C: Esta alternativa implementa el uso del mecanismo de Toronto para generar el movimiento de flexión en los dedos. Este mecanismo destaca por simular las diferentes falanges de los dedos mediante el uso de eslabones pequeños que articulan el movimiento y permiten al sistema flexionar y extender libremente al accionarse. Originalmente, este sistema es empleado en prótesis de manos para generar los dedos de esta, a causa de esto, para poder emplearlo en esta ortesis se vuelve necesario adaptar las piezas de tal forma que se ubiquen sobre los dedos y se encuentren sujetas a ellos mediante una serie de anillos tanto en la falange distal como en la proximal.

Figura 20.

Boceto y esquematización de la opción C de diseño de la ortesis.

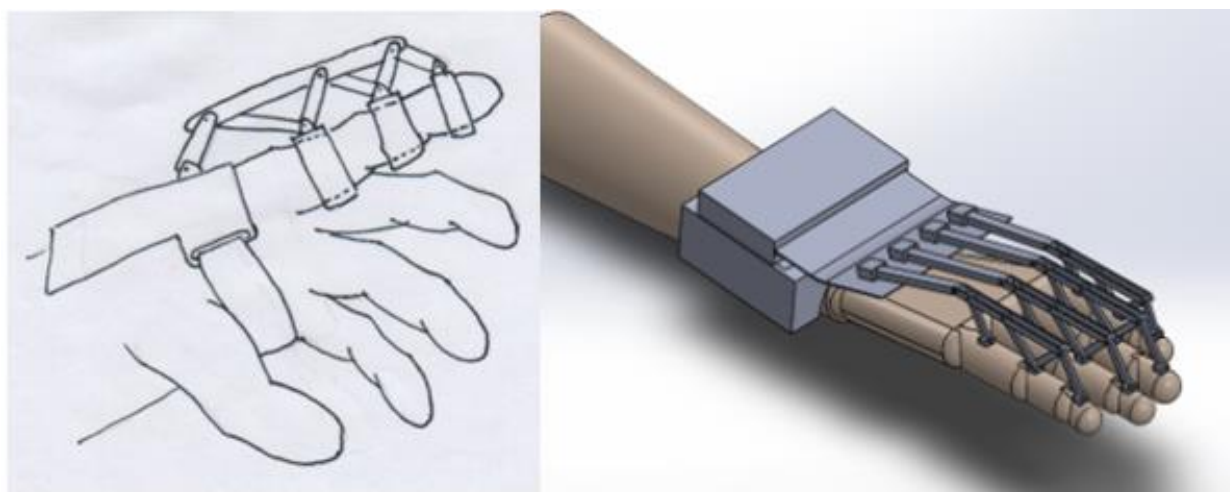


Nota. Fuente: Elaboración propia.

- IV. Opción D:** En esta alternativa se plantea el uso de una estructura de eslabones redundantes, similar a la disposición de una armadura, mediante unas placas de unión que están ubicadas en la parte posterior de cada dedo. En la parte posterior de la palma se encuentran unas barras de sujeción que al realizar la inclinación de la muñeca hacia atrás restringen el movimiento del mecanismo generando el movimiento de flexión en los dedos.

Figura 21.

Boceto y esquematización de la opción D de diseño de la ortesis.



Nota. Fuente: Elaboración propia.

4.2.2.1. Evaluación de las alternativas de diseño – Primera ronda:

Para poder analizar las diferentes alternativas planteadas, primero se realiza una síntesis sobre el funcionamiento de cada uno de los mecanismos expuestos, identificando sus puntos claves y distintivos. Esta comparación se ve reflejada en la Tabla 6.

Tabla 6.

Síntesis de las opciones de mecanismos planteados.

#	Nombre del mecanismo	Descripción del mecanismo
A	Mecanismo de cables	Funcionamiento a partir de cables que rodean cada dedo y simulan el tendón donde en la parte inferior de la palma se encuentra un resorte que acompaña el movimiento de extensión de tal forma que al contraerse ire el cable y apoye la flexión de los dedos.
B	Mecanismo de eslabon distal	Eslabon conectado desde la falange distal a los nudillos de la mano se mueve cuando la falange proximal genera el movimiento de flexión con el fin de contraer el mecanismo.
C	Mecanismo de barras del mecanismo de toronto	Unión de piezas móviles ubicadas en la parte posterior de cada dedo las cuales permiten el movimiento de flexión del dedo por medio del movimiento de la pieza trasera del mecanismo.
D	Mecanismo redundante	Estructura generada a base de placas de unión ubicadas en la parte posterior de cada dedo trifalángico, en la parte posterior de la palma de la mano se encuentran unas barras de sugestión que al realizar la inclinación de la muñeca hacia atrás restringen el movimiento del mecanismo generando el movimiento de flexión en los dedos.

Nota. Fuente: Elaboración propia.

Una vez identificados los aspectos claves de cada mecanismo, se procede a compararlos haciendo uso de la matriz de Pugh. Esta herramienta permite realizar una ponderación sobre diferentes aspectos de las opciones planteadas anteriormente, permitiendo así identificar si cada parámetro de estudio corresponde a un punto positivo “(+)”, neutro “N” o negativo “(-)” del diseño.

Tabla 7.*Matriz de Pugh de los mecanismos planteados – Primera ronda.*

	#	Criterio	Opción A	Opción B	Opción C	Opción D
Manufactura	1	Costos de manufactura	N	N	N	N
	2	Facilidad de manufactura	(+)	(+)	(+)	N
	3	Estandarización de piezas	(-)	(+)	(+)	(+)
Requerimientos	4	Comodidad del mecanismo	N	N	(-)	(-)
	5	Mecanismo compacto	(+)	(-)	(-)	(-)
	6	Peso ligero	(+)	(+)	N	N
	7	Asistencia del movimiento	(+)	(-)	(+)	(-)
	8	Durabilidad de piezas	N	N	N	N
Implementación	9	Mecanismo invasivo	(-)	(+)	(+)	(+)
	10	Dimensiones del mecanismo	(+)	N	(-)	(-)
	11	Versatilidad del mecanismo	N	N	(+)	(-)
		Total positivos	5	4	5	2
		Total negativos	2	2	3	5
		Total	3	2	2	-3

Nota. Fuente: Elaboración propia.

Como resultado de esta evaluación mediante la matriz de Pugh, se da por descartada por completo la opción D referente al mecanismo de eslabones redundantes al obtener el menor puntaje debido a la gran cantidad de aspectos negativos. A su vez, la opción A destaca levemente frente a las opciones B y C y por tanto se requiere realizar una segunda ronda de análisis con el fin de determinar la mejor opción final. Para esta ronda se identificaron los puntos negativos a mejorar en cada diseño, tal y como se exponen en la Tabla 8.

Tabla 8.

Descripción de los puntos de mejora de los diseños A, B y C.

#	Nombre del mecanismo	Descripción puntos negativos a mejorar
A	Mecanismo de cables	- Mejorar las piezas para que su construcción sea mas estandar y pueda adaptarse facilmente a cualquier dedo. - Pasar el mecanismo de flexión a la parte superior de la palma. - Cable debe pasar por el interior de pieza proximal.
B	Mecanismo de eslabon distal	- Generar una barra distal más estandarizada a los dedos. - Implementar nuevos pibotes para simplificar la barra. - Reducir las dimensiones del mecanismo
C	Mecanismo de barras del mecanismo de toronto	- Compactar el mecanismo. - Generar mecanismo para accionar la flexión a partir del pulgar.

Nota. Fuente: Elaboración propia.

4.2.3. *Planteamiento de alternativas – Segunda ronda:*

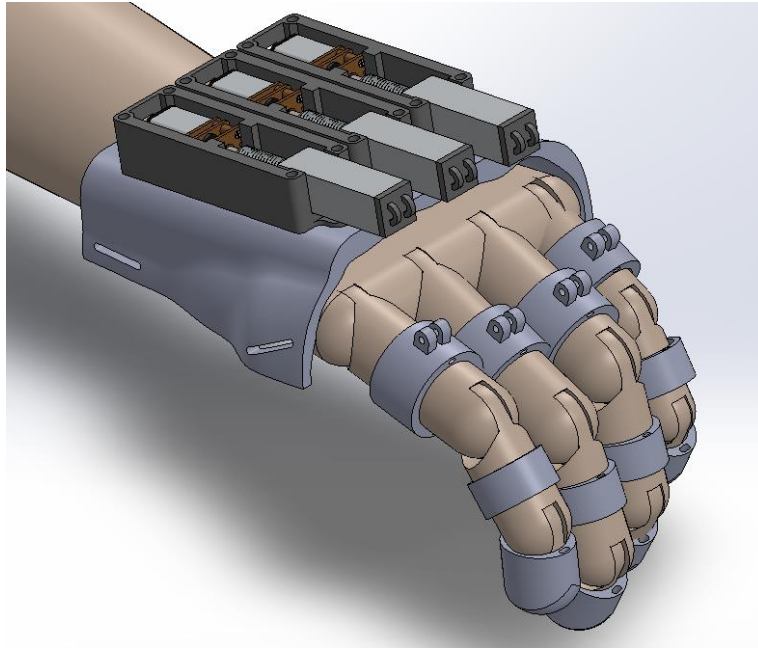
A partir del análisis realizado en la ronda anterior, identificando aspectos negativos y puntos de mejora, se procedió a realizar una serie de cambios a los diseños propuestos, con el fin de generar mejoras en cada uno de ellos.

- I. **Opción A:** En esta alternativa, el reto principal consistió en la mejoría de las piezas referentes a los anillos y el cambio de ubicación del mecanismo actuador, mediante el cual se buscó liberar totalmente la palma y evitar inconvenientes al realizar cualquier tipo de agarre. En el primer parámetro se optó por realizar anillos más sencillos cuyo encaje depende únicamente del diámetro de los dedos y el encaje de dicha circunferencia como un anillo normal. Para el segundo parámetro se optó por pasar el cable inferior que representa el tendón flexor por el interior del anillo de la falange proximal de tal forma que este saliera por encima del dedo permitiendo así ubicar el mecanismo actuador en la parte superior de la mano. De igual forma, se decidió cambiar el mecanismo de resortes por un actuador lineal, el cual se encarga de jalar el cable saliente de los anillos y permitir la flexión del dedo. Este sistema se planteó a partir del uso de un tornillo sin fin accionado

mediante un micromotor que al unirse a un tubo roscado emula el funcionamiento de un actuador lineal comercial permitiendo de esta forma simplificar el mecanismo actuador.

Figura 22.

Mejoras del mecanismo de la opción A de la ortesis



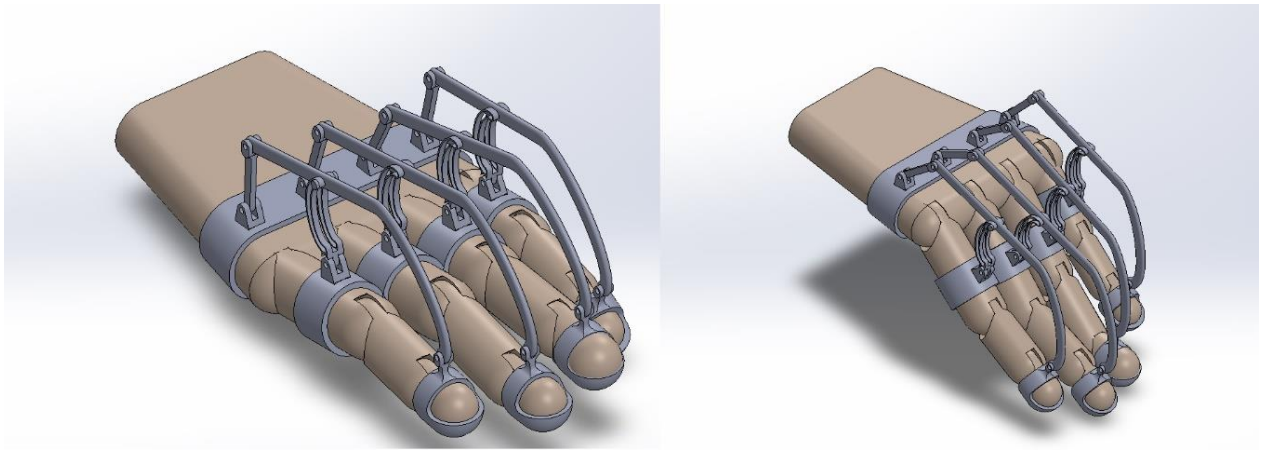
Nota. Fuente: Elaboración propia.

II. Opción B: El objetivo de mejora en esta opción recayó en el diseño de la barra perteneciente al eslabón distal, en ella se debía implementar mejoras para generar un sistema más sencillo y óptimo para la adecuación en cada uno de los dedos. Para tratar de solucionar esta problemática, se optó por agregar un segundo pivote como el existente en la falange proximal pero esta vez ubicado desde la junta ubicada en los nudillos de la mano, la función principal de este pivote consistía en permitir un mejor del eslabón cuando se generara la flexión del dedo. También, se optó por cambiar el diseño del pivote ubicado en la falange proximal implementando una trayectoria curva con el fin de facilitar el movimiento del eslabón principal en la flexión. Por último, se simplificó el diseño del

eslabón distal haciéndolo depender principalmente de las medidas de longitudes de las falanges de cada dedo.

Figura 23.

Mejoras del mecanismo de la opción B de la ortesis

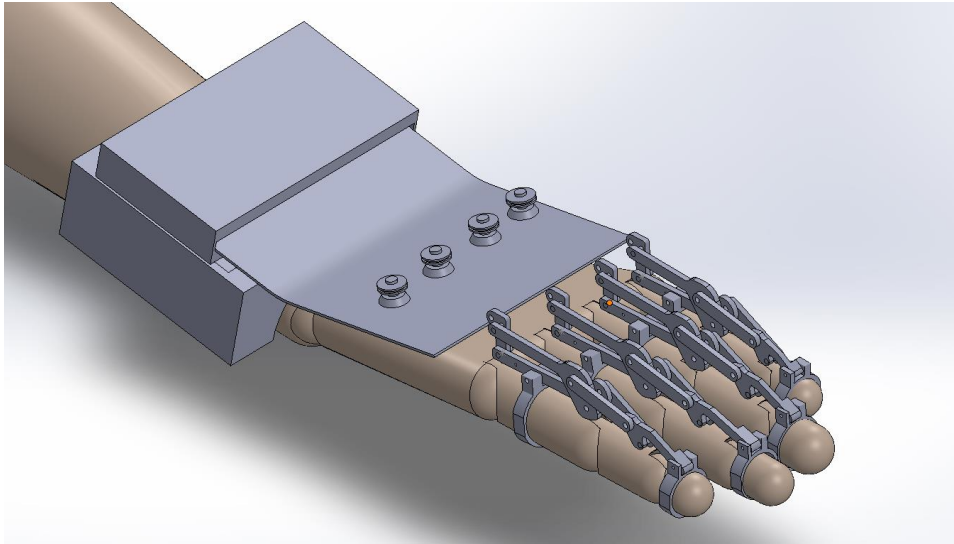


Nota. Fuente: Elaboración propia.

III. Opción C: Para esta alternativa el objetivo principal estaba dado hacia la formulación de un mecanismo más compacto y la implementación de accionar del mecanismo empleando el pulgar. Como cambios se presentaron principalmente la suma de un juego de poleas que permiten accionar los mecanismos a partir del movimiento del pulgar. Por último, se determinó que debido a su complejidad no fue posible lograr compactar más el mecanismo en comparación a lo planteado inicialmente.

Figura 24.

Mejoras del mecanismo de la opción C de la ortesis.



Nota. Fuente: Elaboración propia.

4.2.3.1. Evaluación de alternativas de diseño – Segunda ronda:

De igual manera que en la ronda anterior, se realiza una síntesis sobre el funcionamiento de cada uno de los mecanismos propuestos, identificando sus cambios más característicos. Esta comparación se ve reflejada en la Tabla 9.

Tabla 9.

Descripción de mejoras de los mecanismos.

#	Nombre del mecanismo	Descripción de las mejoras
A	Mecanismo de cables	Como cambios principales destaca el cambio del sistema accionador por un sistema con actuadores lineales los cuales pasaron a estar ubicados en la parte superior de la mano. Además, se simplificaron los anillos que rodean los dedos y que sujetan el cable.
B	Mecanismo de eslabon distal	Se agregó un segundo pivote en la unión entre la barra del eslabon distal y los nudillos para facilitar el movimiento de la pieza, permitiendo así simplificar el diseño de la barra distal.
C	Mecanismo de barras del mecanismo de toronto	Se agregó un sistema de poleas para accionar el mecanismo a partir del movimiento del pulgar, sin embargo, no se logró rediseñar un mecanismo más compacto.

Nota. Fuente: Elaboración propia.

De igual manera que en la ronda anterior, se empleó el uso de la matriz de Pugh para evaluar los mecanismos resultantes de las opciones A, B y C tras la implementación de los cambios planteados. Esta evaluación se realizó con el fin de identificar el diseño que mejor se adapta a los requerimientos de este caso de estudio y se emplearon los mismos valores que en la ponderación anterior.

Tabla 10.

Matriz de Pugh de los mecanismos planteados – Segunda ronda.

	#	Criterio	Opción A	Opción B	Opción C
Manufactura	1	Costos de manufactura	(-)	N	N
	2	Facilidad de manufactura	(+)	(+)	(+)
	3	Estandarización de piezas	(+)	N	(+)
Requerimientos	4	Comodidad del mecanismo	N	N	(-)
	5	Mecanismo compacto	(+)	(-)	N
	6	Peso ligero	(+)	(+)	N
	7	Asistencia del movimiento	(+)	N	(+)
	8	Durabilidad de piezas	N	N	N
Implementación	9	Mecanismo invasivo	(+)	(+)	(+)
	10	Dimensiones del mecanismo	N	N	N
	11	Versatilidad del mecanismo	(+)	N	(+)
		Total positivos	7	3	5
		Total negativos	1	1	1
		Total	6	2	4

Nota. Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, tras esta segunda evaluación mediante la matriz de Pugh, se determinó que el mecanismo que mejor se adapta a los requerimientos y necesidades de este proyecto corresponde al planteado en la opción A. Esta opción destaca principalmente por su versatilidad y ser poco

invasiva, lo cual junto a las demás características lo llevaron a obtener el mayor puntaje de la ponderación con un total de 6 puntos positivos.




































4.2.4. *Evaluación a través de la función de calidad (QFD)*

Una vez identificado el mecanismo que mejor se adapta a los requerimientos de este proyecto y como parte del proceso de conceptualización del diseño, se procede a realizar el despliegue de la matriz QFD (Quality Function Deployment). Esta matriz es una herramienta de gran valor ya que permite evaluar de manera sistemática diseños de productos a partir de requerimientos y deseos de los clientes hacia los cuales está dirigido (Ruiz, 2009). A su vez, resulta de gran ayuda para comparar diferentes opciones de mercado con nuestro diseño a partir de las características preestablecidas para el desarrollo del producto, permitiendo identificar de manera gráfica qué parámetros destacan tanto de manera positiva como negativa, con el fin de identificar oportunidades de mejora.

Partiendo de los requerimientos del paciente y los de diseño, se realiza la respectiva relación entre éstos mediante métodos numéricos y gráficos, estableciendo relaciones como fuerte, moderada y débil por medio de la simbología como se muestra en la Figura 25. Para la relación fuerte se empleará el símbolo ⊙, en la relación media el símbolo ○ y para la relación débil el símbolo △

Figura 25.

Matriz de QFD de manera gráfica.

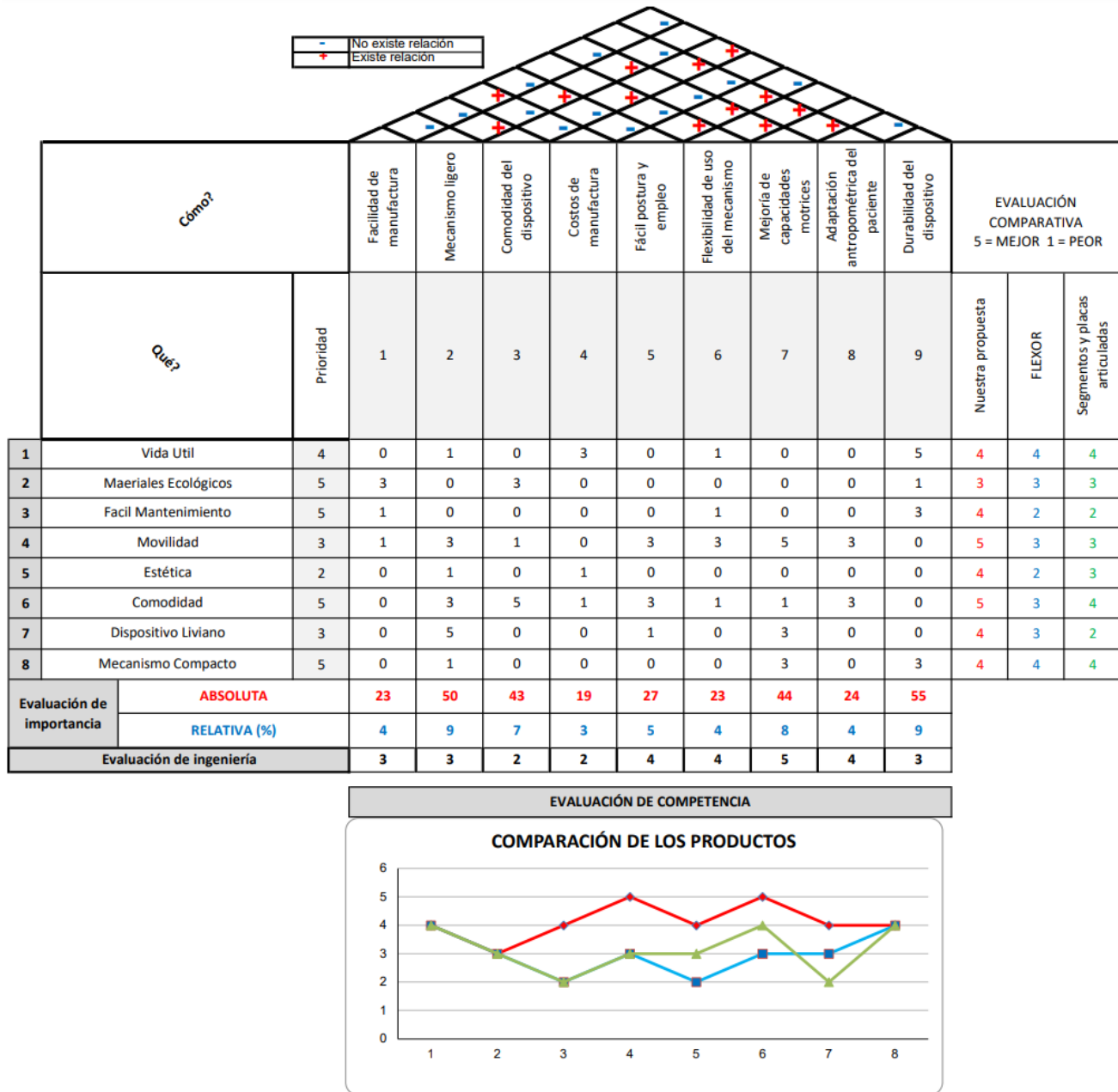
		Cómo?	Facilidad de manufactura	Mecanismo ligero	Comodidad del dispositivo	Costos de manufactura	Facil (postura y empleo	Flexibilidad de uso del mecanismo	Mejora de capacidades motrices	Adaptación antropométrica del paciente	Durabilidad del mecanismo	EVALUACIÓN COMPARATIVA 5 = MEJOR 1 = PEOR			
FUERTE= 		Qué?	Prioridad	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Nuestra propuesta	FLEXOR	Segmentos y placas articuladas
MEDIA= 															
DEBIL= 		Requerimientos del cliente													
1	Vida Útil	4											4	4	4
2	Materiales Ecológicos	5											3	3	3
3	Facil Mantenimiento	5											4	2	2
4	Movilidad	3											5	3	3
5	Estética	2											4	2	3
6	Comodidad	5											5	3	4
7	Dispositivo Liviano	3											4	3	2
8	Mecanismo Compácto	5											4	4	4

Nota. En esta tabla se analiza nuestra alternativa seleccionada comparándola con el mecanismo denominado “FLEXOR” propuesto por Camargo et al. (2017) y el mecanismo de segmentos y placas articuladas propuesto por Peña et al. (2012) . Fuente: Elaboración propia.

Con el fin de poder obtener la información de una manera más precisa y poder contar con un margen comparativo y analítico, se procede a realizar la matriz QFD incluyendo valores numéricos y una gráfica comparativa del comportamiento del mecanismo seleccionado frente a mecanismos existentes que suplen la necesidad planteada.

Figura 26.

Matriz de QFD con valores.



Nota. En esta tabla se realiza el análisis numérico empleando las mismas propuestas analizadas en la tabla anterior. Fuente: Elaboración propia.

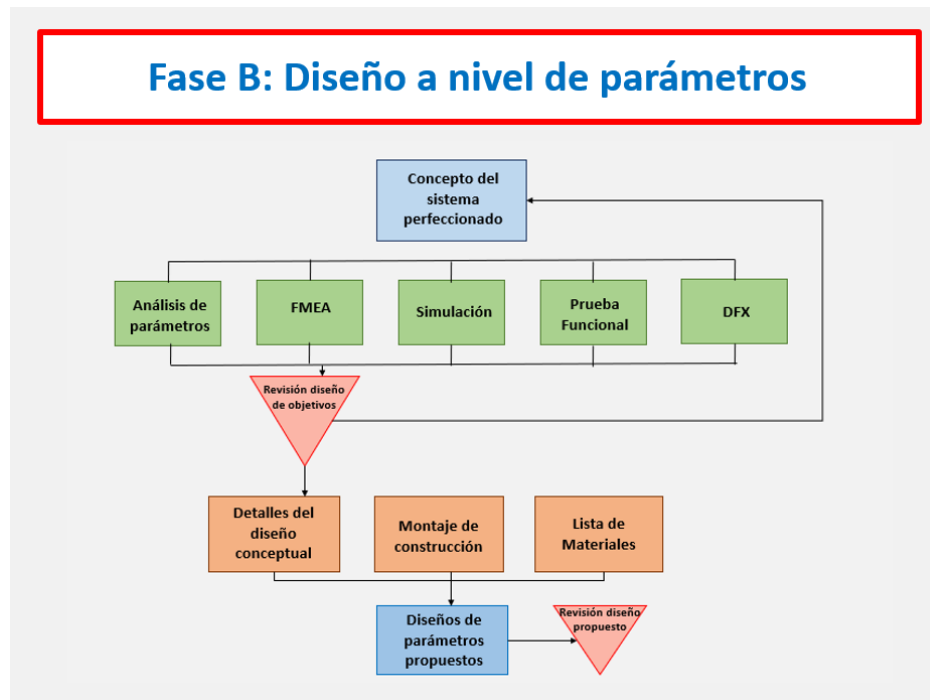
En la Figura 26 se puede evidenciar los factores que cuentan con mayor relevancia y como cada una de las alternativas afronta los requerimientos solicitados como prioridad para la base del

diseño. Con los resultados obtenidos se observa que el prototipo propuesto cuenta con mayor relevancia en requerimientos tales como facilidad de mantenimiento, movilidad, y estética en comparación con las demás alternativas, estos requerimientos serán de gran importancia ya que permiten obtener una diferencia positiva con las órtesis dinámicas ya existentes.

Por otro lado, se observa que los requerimientos con mayor importancia en el análisis numérico fueron mecanismo ligero, durabilidad del mecanismo y la mejoría de las capacidades motrices, características las cuales van de la mano con los requerimientos planteados inicialmente.

4.3. Fase B

Esta tercera fase destaca por ser el punto donde se busca determinar los parámetros físicos del diseño seleccionado para poder ser construido como un prototipo funcional. A partir de los diferentes bocetos CAD establecidos previamente se buscó determinar factores clave como lo son: El material de impresión del dispositivo; la adaptación de los parámetros presentes en los anillos para facilitar su uso, como también la determinación de los parámetros de impresión necesarios para la construcción de las geometrías planteadas; los cálculos correspondientes para la selección del micromotor y todo el proceso para la determinación de los componentes necesarios en el actuador lineal del sistema accionador; por último, el desarrollo de la pieza de ajuste de la unión del mecanismo con el dorso de la mano a partir del modelado 3D de la mano.

Figura 27.*Fase B – Proceso de diseño NASA ESMD Capstone*

Nota. Adaptado de *Phase B: Parameter Level Design*, por J. K. Gershenson, 2008.

4.3.1. Selección del material de la ortesis

Debido a los requerimientos establecidos en fases anteriores acerca del diseño, resulta fundamental identificar el tipo de material a emplear en cada uno de los elementos que componen al mecanismo. Como parte del proceso de desarrollo de un prototipo funcional, se decide implementar impresión 3D para construir las diferentes piezas del dispositivo gracias a su facilidad de generar elementos con geometrías o características complejas que, en este diseño hace referencia a los agujeros por donde pasan los cables flexores al interior de los anillos. Además, esta tecnología nos permite probar de manera más fácil el mecanismo sobre el paciente para asegurarnos de que se adapte en mejor medida a su biometría.

Existen diversos materiales de impresión, los cuales cuentan con características especiales según su aplicación. Entre estos materiales destacan los expuestos en la Tabla 11:

Tabla 11.*Comparativa de los materiales de impresión.*

Material	Descripción	Ventajas	Desventajas
PETG (Tereftalato de Polietileno)	Poliéster termoplástico caracterizado por ser de los materiales más versátiles y resistentes para impresión. Es una adaptación del PET con una adición de glicol para mejorar sus propiedades.	- Posee un modulo elástico muy superior en comparación a otros materiales - Buena resistencia térmica (80 °C). - Poca deformación en la impresión.	- Tiene gran adherencia entre capas lo cual dificulta las geometrías trabajadas. - Temperaturas de impresión altas (240 °C).
PLA (Acido Polilactico)	Es el material mas usado por su facilidad de extrusión, temperaturas bajas de impresión, dura deformación, bajo costo y resistencia química.	- Permite imprimir piezas complejas fácilmente. - Temperaturas de impresión bajas (80 °C). - Facilidad de uso y velocidades de impresión altas.	- Baja resistencia térmica (60 °C). - Quebradizo y propiedades mecánicas bajas. - La humedad puede generarle problemas.
ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno)	Material muy usado a nivel industrial por sus buenas propiedades mecánicas. Se encuentra en aplicaciones como cascos de bicicletas y cuenta con gran resistencia a altas temperaturas.	- Alta dureza y durabilidad, junto a una flexibilidad media. - Resistencia a altas temperaturas, impactos y productos químicos.	- No es biodegradable y tiene temperaturas de - impresión altas (210 - 250 °C). - Más difícil de imprimir objetos de gran detalle. - Necesita un entorno de impresión controlado.
TPE (Elastómero Termoplástico)	Elastómero termoplástico con gran elasticidad., se considera que la impresión bajo este filamento es bastante compleja debido a las multiples consideraciones que requiere.	- Buena resistencia a la fatiga. - Tienen potencial de ser reciclables. - Se puede estirar de manera moderada y posee alta capacidad de recuperar su forma.	- Es difícil de extruir al momento de imprimir. - Costos altos de materias primas. - Baja resistencia al calor. - Impresión lenta.

Nota. Adaptado de Guía de filamentos para impresión 3D (Ramírez, 2018).

Según las características anteriormente expuestas y en relación con las necesidades del mecanismo propuesto, se selecciona el PLA como material de impresión del mecanismo accionador. Esta selección se debe principalmente a las facilidades que brinda este material para imprimir y que, por el tipo de ortesis planteada, no se requieren de grandes propiedades mecánicas en este. Por último, con el fin de facilitar el uso de las piezas correspondientes a los anillos de los dedos, se seleccionó una variación de PLA de la marca Ataraxia, que cuenta con un aditivo que brinda mejoras en la flexibilidad del material el cual recibe el nombre de FPLA (Flexible Polylactic Acid).

4.3.2. *Diseño del mecanismo*

El proceso de diseño en detalle de la ortesis propuesta estuvo dividido en tres fases las cuales corresponden a los dos mecanismos que componen el dispositivo junto a la adaptación de la pieza de encaje del sistema a la mano del paciente con base en su biometría. El primero de estos sistemas hace referencia a la definición de los diferentes anillos que permiten que el cable tensor recubra a cada dedo y con ello se genere el movimiento deseado. Por su parte, el diseño del segundo sistema recae principalmente en los cálculos del torque necesario del motor junto a la selección de los demás componentes del actuador lineal.

4.3.2.1. Sistema de anillos en los dedos

El dimensionamiento de los anillos que rodean cada uno de los dedos y por donde debe pasar el cable tensor de nylon que transmite el movimiento, estuvo enfocado principalmente en la determinación de las tolerancias necesarias en el círculo interno por donde entran los dedos. A través de diversas validaciones con el paciente, se determinó que el diámetro de esta circunferencia interna debía de aumentarse 2 mm de la medida nominal del grosor determinado a partir de la biometría. Este ajuste se realiza con el fin de que cada anillo entre sin complicaciones a la falange correspondiente y que a su vez no deje la posibilidad de que se deslice entre las otras. Además, mediante la forma ovalada de algunos anillos que se evidencian en la Figura 28, se buscó que estos tuvieran el menor grosor lateral posible (alrededor de 1,5 mm) para evitar incomodidad en su uso en todos los dedos de la mano.

Para el caso del cable tensor de nylon, se seleccionó uno cuyo grosor tenía un diámetro de 0,5 mm, medida la cual se tomó como referencia para el dimensionamiento de los diferentes agujeros que debían de poseer los anillos para permitir su ensamblaje.

Figura 28.

Anillos del mecanismo en los dedos.

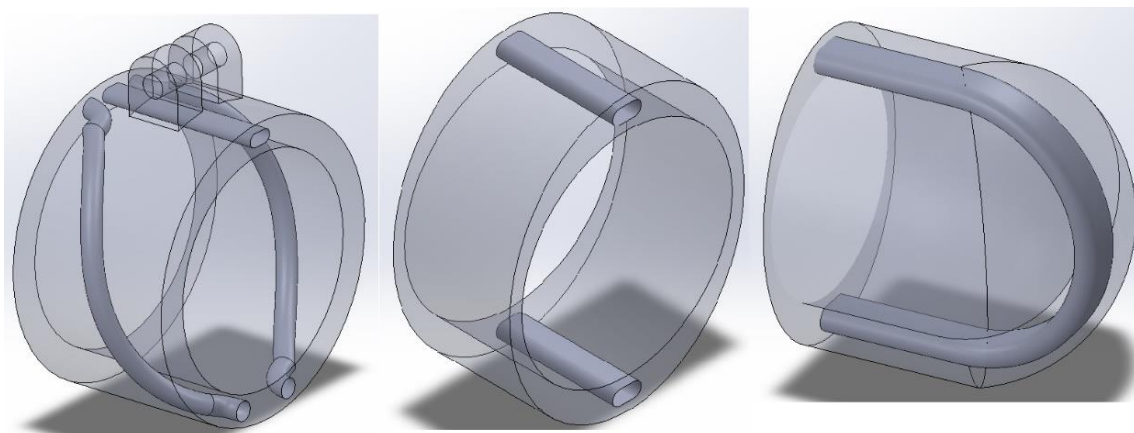


Nota. De izquierda a derecha se observan los anillos correspondientes a la falange proximal, media y distal.
Fuente: Elaboración propia

Debido a que el proceso de impresión 3D requiere de tolerancias para poder reflejar aberturas tan pequeñas, se fijaron unos diámetros que rondaban entre los 1,2 mm y los 1,5 mm para los agujeros por donde pasan los cables de nylon tal y como se observa en la Figura 29. Para ello, fue necesario emplear de una boquilla y parámetros de impresión específicos.

Figura 29.

Vista interna de los canales dispuestos para el cable de nylon en los anillos.



Nota. De izquierda a derecha se observan los anillos correspondientes a la falange proximal, media y distal.
Fuente: Elaboración propia

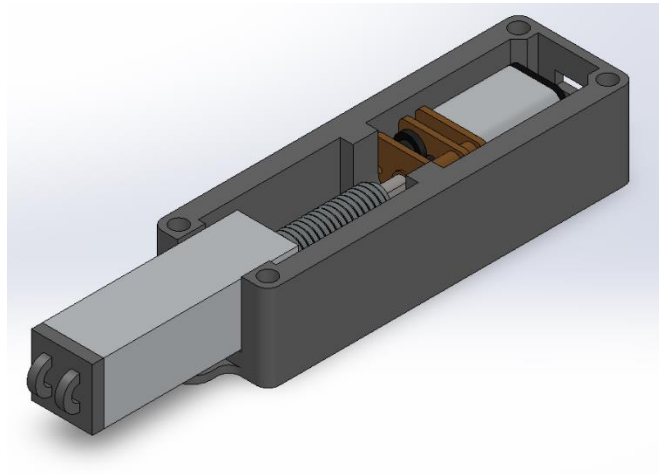
En el caso de la boquilla extrusora, se requirió el uso de una con diámetro de salida de 0,3 mm. Por otra parte, los principales parámetros de impresión se recogen en los apéndices A y B.

4.3.2.2. Sistema de accionamiento

Para el mecanismo accionador encargado de tirar de los cables que rodean los dedos, se implementó un sistema de actuador lineal como el planteado en la Figura 30 el cual está compuesto por un micromotor unido a un tornillo sin fin que al ser accionado retrae el tubo de sección transversal cuadrada al cual se sujetan ambos cables que salen del anillo ubicado en la falange proximal de cada dedo permitiendo que este tire de ellos y se genere la fuerza necesaria para permitir la flexión de los dedos.

Figura 30.

Mecanismo accionador de actuador lineal.



Nota. Fuente: Elaboración propia.

4.3.2.2.1. Selección del micromotor y tornillo sin fin. Para la selección del del micromotor a emplear, se establecieron unos parámetros base fijos a partir de los cuales se realizaron los cálculos correspondientes. Estos parámetros hacen referencia a los siguientes valores:

- **$F_{trabajo}$:** Para la fuerza de trabajo se utilizó el 50% del valor medido de la fuerza de agarre del paciente en la mano afectada (6,21 kgf o aproximadamente 61 N). Si

bien esta fuerza toma en cuenta todos los dedos, para la determinación de cada sistema unitario se requiere únicamente el porcentaje correspondiente a la fuerza que ejerce cada dedo. En un estudio realizado por Gómez et al. (2022) se determinó de manera experimental el valor correspondiente para los dedos índice (20,2%), medio (25,8%), anular (37,8%) y meñique (16,2%). Por último, debido a la poca influencia y uso del meñique, se optó por diseñar un sistema en conjunto con el dedo anular empleando una fuerza resultante del 54% para dicho sistema.

- **$L_{recorrido}$** : Para la longitud máxima de recorrido se requiere que el sistema se movilice hasta una distancia de 20 mm.
- **$D_{Tornillo\ sin\ fin}$** : Se seleccionó un tornillo sin cabeza de acero inoxidable de $1/4''$ de rosca unificada americana, para trabajar como tornillo sin fin

A partir de estos parámetros seleccionados, se calculó el par torsional necesario por el tornillo para mover la carga establecida. Debido a sus pequeñas dimensiones, este valor sirve como referencia para la determinación del torque que debe administrar el motor. De esta forma, se emplean las siguientes fórmulas para determinar el par torsional rosca arriba y rosca abajo para el caso particular de la fuerza requerida por el dedo índice:

$$T_{up} = \left(\frac{F_{Trabajo} * D_p}{2} \right) * \left(\frac{\cos \Phi * \tan \lambda + \mu}{\cos \Phi - \mu * \tan \lambda} \right)$$

$$T_{down} = \left(\frac{F_{Trabajo} * D_p}{2} \right) * \left(\frac{\mu - \cos \Phi * \tan \lambda}{\cos \Phi + \mu * \tan \lambda} \right)$$

Donde se tienen los siguientes valores:

- $F_{Trabajo} = 1,254 [kgf]$ equivalente a la carga de trabajo necesaria para el dedo índice.
- $D_p = 5,588 [mm]$ el cuál es el diámetro del paso del tornillo.
- $\Phi = 30^\circ$ el cuál es el ángulo de la rosca.

- $\mu = 0,61$ el cual es el coeficiente de fricción estático del material (acero con aluminio).

Para el cálculo del ángulo de avance del tornillo se tiene la siguiente ecuación:

$$\lambda = \tan^{-1}\left(\frac{\text{paso}}{\pi * D_p}\right)$$

Donde se tiene que el paso del tornillo de $1/4''$ seleccionado es de $1,27 [mm]$, siendo el ángulo de avance:

$$\lambda = \tan^{-1}\left(\frac{1,27}{\pi * 5,588}\right) = 4,138^\circ$$

De esta forma, el par torsional rosca arriba necesario para el dedo seleccionado es:

$$T_u = \left(\frac{1,254 * 5,588}{2}\right) * \left(\frac{\cos(30) * \tan(4,138) + 0,61}{\cos(30) - 0,61 * \tan(4,138)}\right) = 2,868 \text{ kg} \cdot \text{mm} = 0,28 \text{ kg} \cdot \text{cm}$$

Por su parte, el par torsional rosca abajo para este mismo dedo es igual a:

$$T_d = \left(\frac{1,254 * 5,588}{2}\right) * \left(\frac{0,61 - \cos(30) * \tan(4,138)}{\cos(30) + 0,61 * \tan(4,138)}\right) = 2,108 \text{ kg} \cdot \text{mm} = 0,21 \text{ kg} \cdot \text{cm}$$

De estos resultados se tiene que el micromotor a seleccionar para este dedo debe de tener un torque nominal mínimo de $0,28 \text{ kg} \cdot \text{cm}$ correspondiente al valor máximo del par torsional. En la Tabla 12 se presentan los resultados de los cálculos de los pares torsionales para cada configuración de dedo establecida.

Tabla 12.

Pares torsionales para cada configuración del mecanismo.

Dedo	Fuerza de trabajo [kgf]	Tu [kgf-cm]	Td [kgf-cm]
Indice	1,25	0,282	0,207
Medio	1,60	0,361	0,264
Anular y Meñique	3,35	0,755	0,554

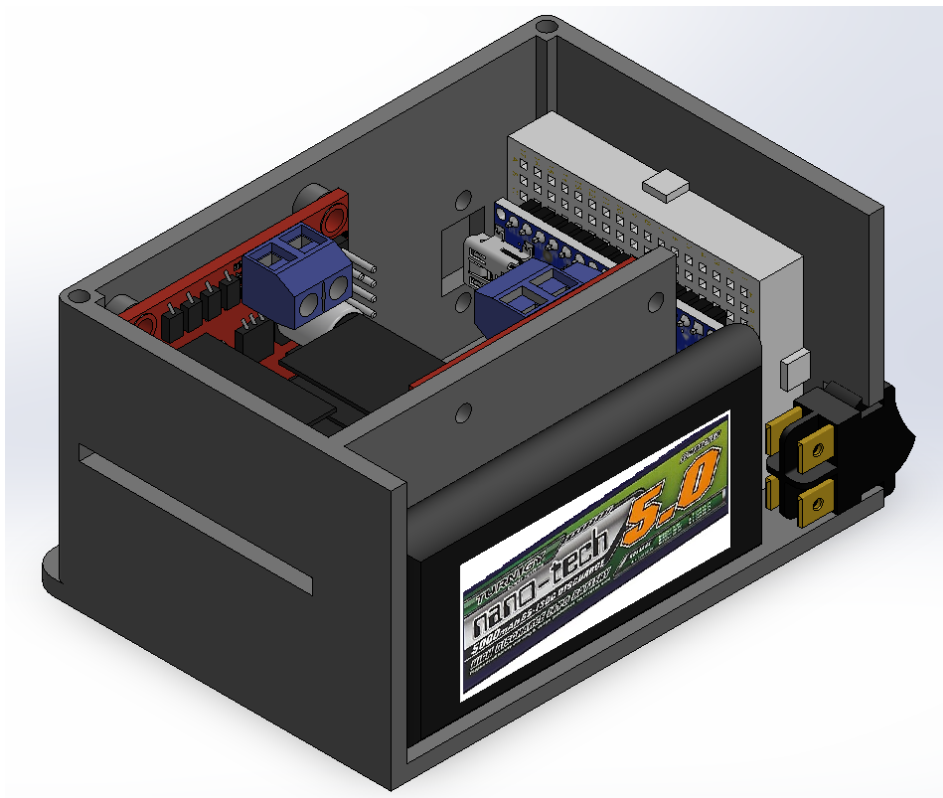
Nota. Fuente: Elaboración propia.

Frente a estos valores obtenidos, se identificó que el motor a emplear debía de contar con un torque nominal superior a $0,755 \text{ kg} \cdot \text{cm}$. Para ello se seleccionó un micromotor N20 el cual cuenta con un torque nominal de $1,2 \text{ kg} \cdot \text{cm}$ y 400 rpm para cada una de las configuraciones de dedo.

4.3.2.2.2. Sistema de control de los motores. Para el control de los micromotores empleados en el movimiento de cada actuador lineal, se dispuso de un sistema electrónico como el mostrado en la Figura 31 el cual se ubica sobre el antebrazo del paciente.

Figura 31.

Sistema de control de los micromotores



Nota. Fuente: Elaboración propia.

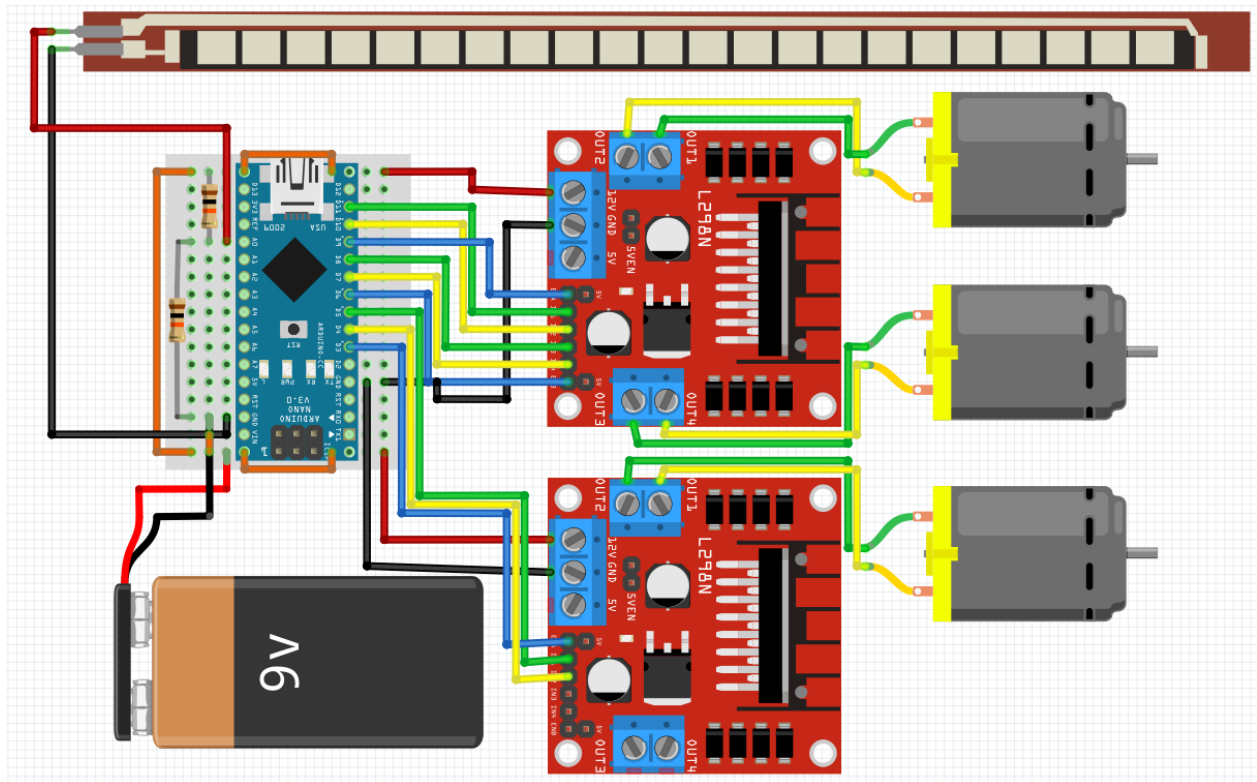
El sistema está compuesto por dos drivers L298N a partir de los cuales se controla el sentido de giro y velocidad de los micromotores. A pesar de que cada tarjeta solo posee dos

canales, esta fue seleccionada debido a que la corriente brindada por estos (alrededor de 2A) permite suplir con el requerimiento de los micromotores el cual ronda alrededor de los 1,6A como pico máximo.

Se implementó el uso de un sensor Flex ubicado en el dedo pulgar, el cual al registrar la flexión de este permite activar los micromotores del sistema. Para el control y procesamiento de las señales de los componentes descritos se empleó una tarjeta Arduino Nano. Además, el sistema se conectó inicialmente a una batería de 9V para su alimentación y verificar su funcionamiento. En la Figura 32 se observa el diagrama del sistema de control planteado.

Figura 32.

Diagrama de conexiones sistema de control de los motores



Nota. Fuente: Elaboración propia.

4.3.2.3. Ajuste de la pieza de unión entre la palma y el mecanismo

Para disponer de un ajuste más cómodo entre el dorso de la mano del paciente y el mecanismo desarrollado, lo cual le facilite su uso y postura, se optó por desarrollar una pieza de unión como la mostrada en la Figura 34. Esta pieza se desarrolló buscando adaptarla a la forma del dorso de la mano afectada del paciente permitiendo así una mayor comodidad. Además, su función principal recae en el permitir un fácil ensamblaje de cada uno de los actuadores propuestos en el mecanismo de accionamiento desarrollado anteriormente.

Figura 33.

Proceso de elaboración del molde



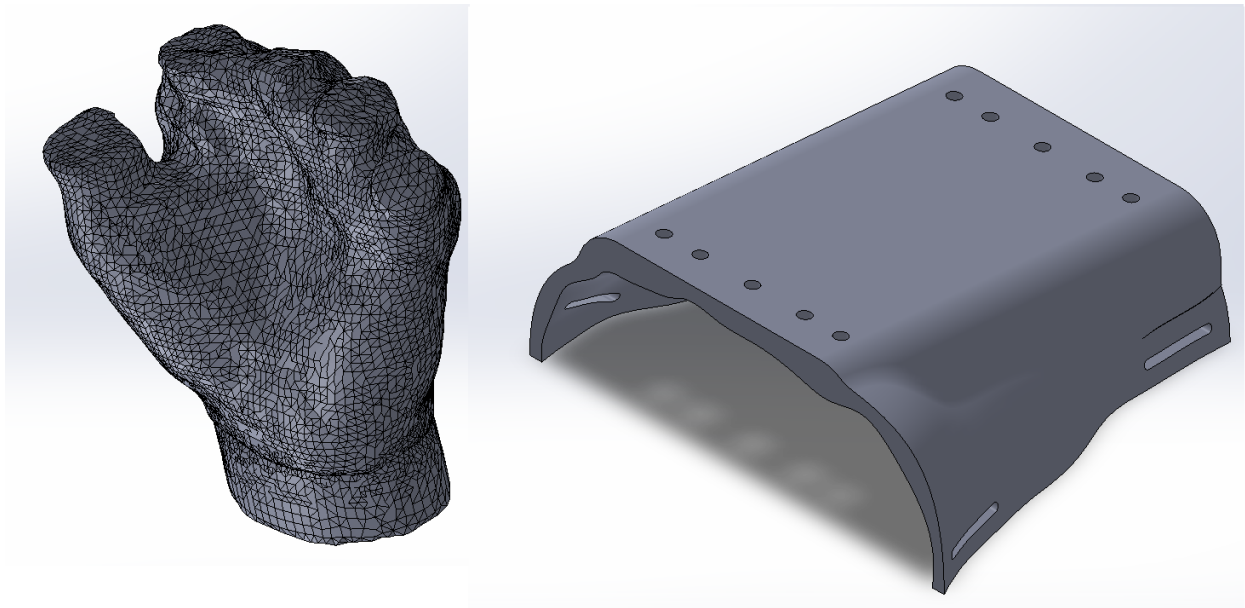
Nota. Fuente: Elaboración propia

Para su elaboración, se realizó un molde en yeso de la mano desde la muñeca hasta los nudillos, sin incluir los dedos. Posteriormente, se procesó a través del uso de la aplicación Polycam en la cual se digitalizó el molde obtenido a partir de fotografías desde distintos ángulos a partir de un proceso denominado fotogrametría 3D. Finalmente, con el objeto 3D obtenido, se procesó utilizando el software SolidWorks mediante el cual se generó el modelo de la pieza a imprimir, la

cual dispone tanto de las características de la mano del paciente como de los requerimientos de espacio y dimensiones de cada actuador lineal.

Figura 34.

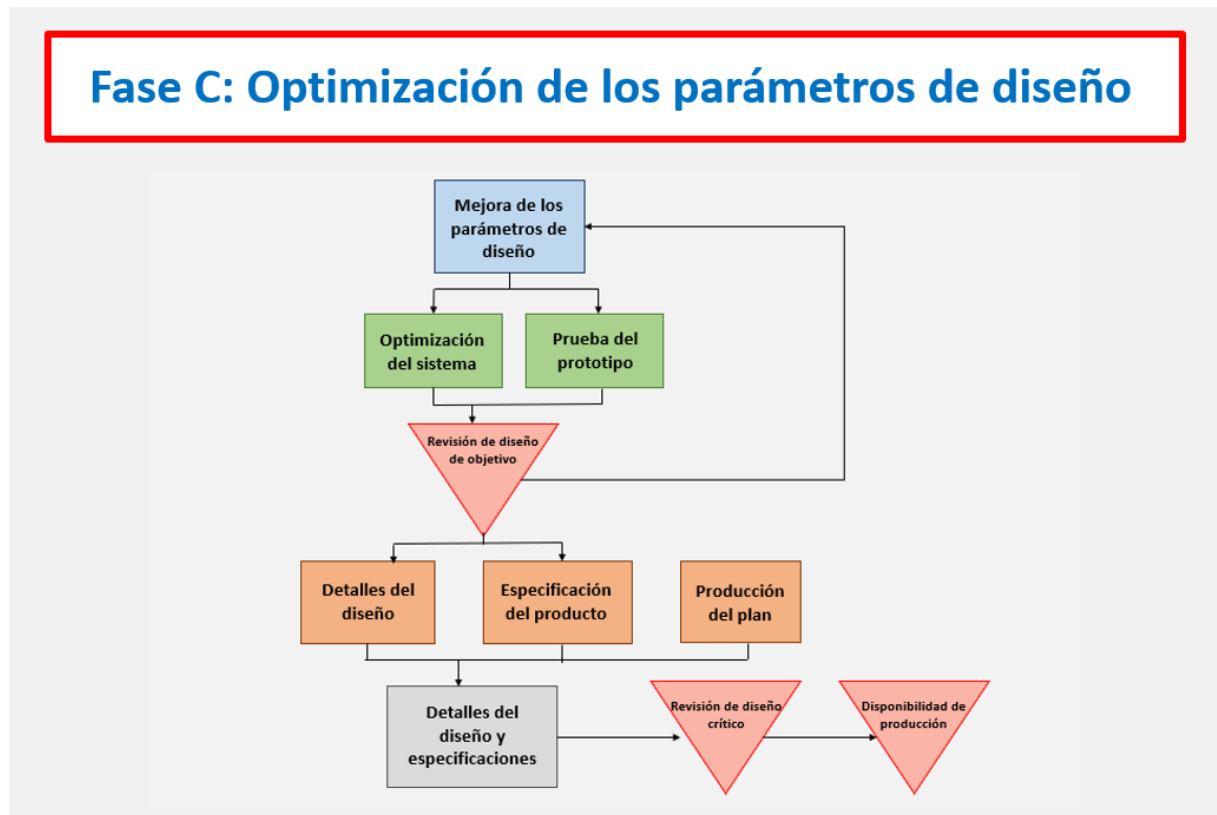
Pieza de ajuste entre el dorso de la mano y el mecanismo.



Nota. Para mejorar las sensaciones al usar la pieza se empleó FPLA en su impresión, además, se adicionaron unos huecos de unión extras en caso de que la configuración de actuadores requiera menos de los tres planteados inicialmente. Fuente: Elaboración propia

4.4. Fase C

La cuarta fase de diseño está dirigida a la validación de los parámetros de diseño determinados durante la fase anterior. En ella se realizan las primeras pruebas funcionales del dispositivo construido para poder identificar si está cumpliendo con las distintas labores para la cual ha sido diseñado. Además, se busca contar con la opinión del paciente para identificar todos aquellos factores o características que puedan ser mejoradas. Como fin último de esta fase se encuentra poder generar un prototipo óptimo identificando los puntos fuertes y oportunidades de mejora del diseño.

Figura 35.*Fase C – Proceso de diseño NASA ESMD Capstone.*

Nota. Adaptado de *Phase C: Optimized Parameter Design*, por J. K. Gershenson, 2008.

4.4.1. Pruebas funcionales de los anillos del mecanismo en el paciente

En primera instancia, se verificó que cada uno de los diferentes anillos impresos de la ortesis encajaran sin ningún inconveniente en las falanges de los dedos de la mano afectada. Como resultado de esta prueba se pudo comprobar que los diámetros internos seleccionados para la impresión de cada anillo correspondían a las medidas requeridas por el paciente, permitiendo un ajusta fácil a los dedos y una postura sin necesidad de ser forzados o, que quedaran sueltos. En las piezas ubicadas en la falange distal se verificó su correcto ajuste al dedo y en caso de ser requerido, por la flexibilidad del material, era posible ensancharlas un poco para hacerlas más cómodas.

Además, se verificó que los anillos no generaban ningún inconveniente cuando se empleaban en todos los dedos a la vez, indicando que el grosor propuesto para cada anillo era el adecuado. Por otra parte, se estudió el comportamiento del sistema al tirar de los cables de manera manual, destacando principalmente que los anillos permanecían en su lugar y que el paciente sentía el tirón del cable para flexionar los dedos, pese a no ser aplicada mucha fuerza.

Figura 36.

Prueba de los anillos de la ortesis en la mano del paciente.



Nota. Fuente: Elaboración propia.

Tras estas pruebas, se planteó la posibilidad de mejorar los puntos de agarre de los anillos en especial los ubicados en la falange distal. Como posibles soluciones se planteó agregar un pequeño recubrimiento de Plastisol en los puntos de agarre de los anillos de tal forma que se mejore su superficie. También, se planteó realizar un diseño abierto de la pieza de la falange distal, similar al presente en la falange media, dejando las yemas de los dedos al descubierto y siendo estas las que realicen el contacto en el agarre, en la Figura 37 se observan las soluciones planteadas.

Figura 37.

Soluciones propuestas para mejorar los agarres.



Nota. Fuente: Elaboración propia

Frente a estas alternativas, se decidió dejar el modelo inicial de la falange distal y agregar el recubrimiento de plastisol debido a que la segunda propuesta, la cual permitía que la yema de los dedos estuviera libre, con el accionar del cable de nylon generaban incomodidad en el uso del dispositivo.

4.4.2. Pruebas funcionales del dispositivo en el paciente

Una vez ensambladas las piezas de la palma y los componentes de cada actuador lineal tras los procesos de impresión, mecanizado y construcción correspondientes, se procedió a verificar el funcionamiento del sistema uniendo cada actuador con el cable de nylon de cada dedo. En la Figura 38 se observa la disposición empleada para las pruebas de funcionamiento del dispositivo donde se evaluó la influencia del mecanismo planteado sobre la acción de flexión de los dedos de la mano, verificando el desempeño de los diferentes componentes planteados inicialmente como lo son la batería y los motores.

Figura 38.

Pruebas del sistema de accionamiento con los anillos.



Nota. Durante este proceso el sistema de control estuvo ensamblado por fuera de la pieza donde se guardan todos los módulos de control y batería para facilitar el proceso de pruebas. Fuente: Elaboración propia

Tras pruebas iniciales se determinó la necesidad de cambiar la fuente de poder empleada debido a que la batería de 9V dispuesta inicialmente, no brindaba la corriente suficiente a los micromotores. Esta falta de potencia se evidenciaba al momento de retraer el actuador el cual al estar unido al cable de nylon poco tensionado proveniente de los dedos provocaba que el motor se detuviera. Para solucionar esta problemática se decidió implementar una batería LiPo de 7,4V y 1000 mAh para brindar una mayor potencia a los micromotores y mejorar su desempeño.

Con la implementación de la nueva batería como fuente de poder, se pudo determinar la influencia del dispositivo durante el desarrollo de la flexión de los dedos de la mano. En la Tabla 13 se exponen los resultados obtenidos referentes a los ángulos de flexión alcanzados por las diferentes falanges de los dedos de la mano afectada del paciente.

Tabla 13.*Influencia del dispositivo en el desarrollo de la flexión de los dedos de la mano.*

Características		Parámetro inicial	Resultado obtenidos	
Rangos de movilidad	Falange proximal	Indice	30° *	
		Medio		
		Anular		
		Meñique		
	Falange media	Indice	50°	50°
		Medio	15°	20°
		Anular	5°	
		Meñique	25°	25°
	Falange distal	Indice	10°	15°
		Medio		
		Anular		
		Meñique		10°

Nota. El valor destacado con * depende de la longitud del cable desde la falange proximal y la unión del actuador. Fuente: Elaboración propia

Estos resultados evidencian una leve mejoría en los ángulos de flexión de gran parte de las falanges de la mano afectada, siendo las falanges media y distal las más beneficiadas. Por su parte, en la falange proximal a pesar de que se evidenció una disminución del ángulo de flexión, esto es producto de la corta longitud del cable de nylon empleado para conectar el anillo proximal y la punta del actuador. Dicha situación no representa un gran inconveniente en el paciente debido a que este cuenta con casi la totalidad del ángulo de flexión en la falange proximal y no requiere asistencia. Además, desde el punto de vista de diseño únicamente se debe ajustar el largo del cable lo cual no genera ningún tipo de inconvenientes en el mecanismo planteado.

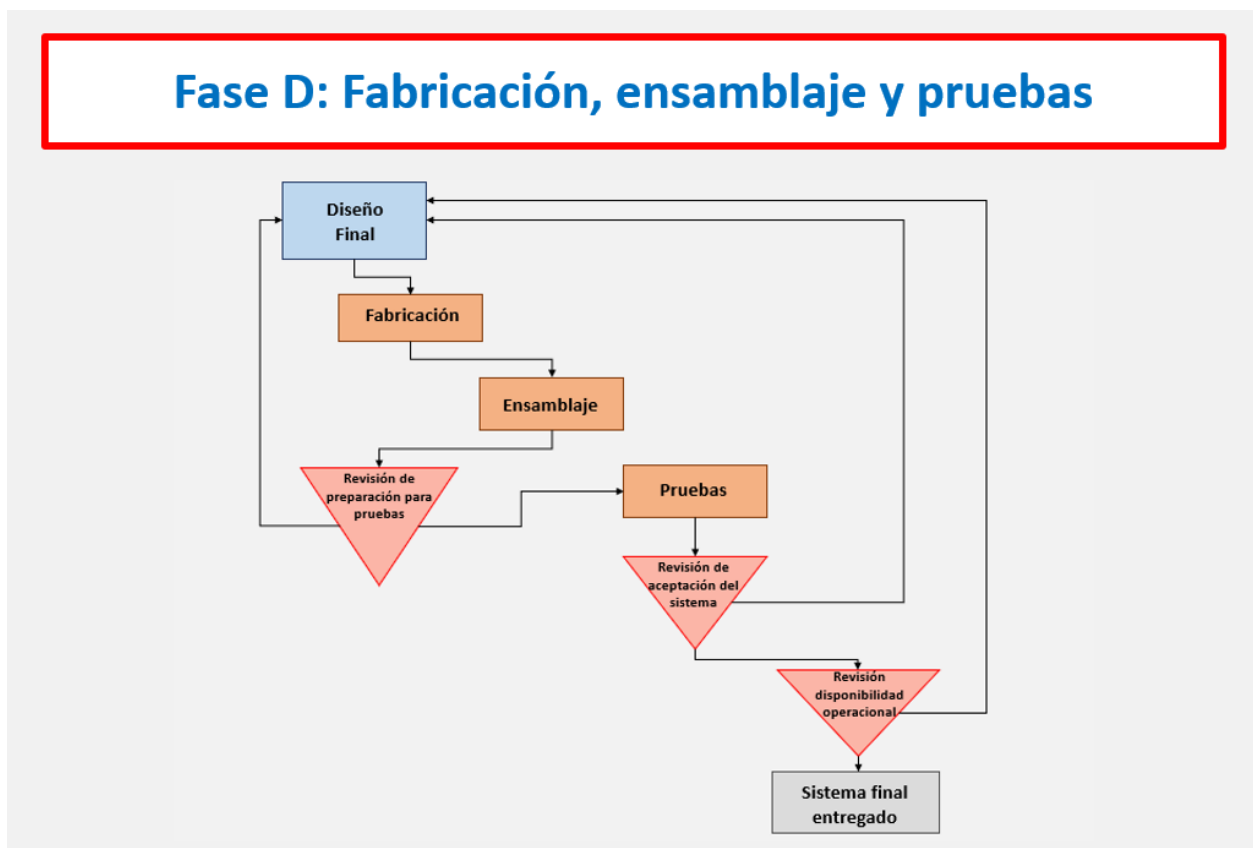
Por su parte, con el sensor Flex se procedió a determinar los rangos de tolerancia que debían de ser implementados al momento de accionar el sistema para no generar un falso accionamiento por un movimiento normal del dedo, dado que su funcionamiento se da con la medición de variaciones de tensión al flexionarse se determinó que valor se genera cuando se requiere accionar.

4.5. Fase D

A través de la retroalimentación de las anteriores fases planteadas, se llega a esta fase la cual está enfocada en el proceso de definición del dispositivo. En esta etapa final, se determinan los parámetros y componentes finales de la ortesis. Además, con el fin de establecer un dispositivo que pueda ser implementado fácilmente en otras personas, se definen una serie de parámetros estándar en sus componentes. Por último, se presenta el presupuesto final donde se recopilan los diferentes gastos empleados en el proceso de construcción del dispositivo.

Figura 39.

Fase D – Proceso de diseño NASA ESMD Capstone.



Nota. Adaptado de *Phase D: Fabrication, Assembly, and Testing* por J. K. Gershenson, 2008.

4.5.1. *Diseño final del dispositivo*

Una vez verificados todos los componentes requeridos en el mecanismo y al realizar las correcciones pertinentes identificadas en fases anteriores, se estableció y construyó el diseño final de la ortesis requerida, la cual se observa construida en la Figura 40.

Figura 40.

Diseño y construcción final de la ortesis.



Nota. Fuente: Elaboración propia

De este diseño final a nivel electrónico destaca la implementación de tres micromotores N20 de capacidades de $1,2 \text{ kg} \cdot \text{cm}$ cada uno, el uso de dos módulos controladores L298N, una batería LiPo de 7,4V y 1000 mAh y el uso de un sensor Flex de 56 mm ubicado en el pulgar. Por su parte a nivel estético y de construcción destaca el uso de FPLA en las piezas que se encuentran en contacto con la piel, PLA en las carcasas y el uso de plastisol sobre los anillos de los dedos para mejorar el agarre que estos brindan. Por último, para permitir la transmisión de potencia de los micromotores se implementaron tornillos sin cabeza de $\frac{1}{4}''$ por $1''$ unidos usando sintesolda.

4.5.2. *Proceso de parametrización del dispositivo*

Con el fin de permitir que el dispositivo propuesto se adapte a diferentes biometrías de personas con condiciones similares a las trabajadas en este proyecto, se establecieron parámetros generales para los diferentes componentes de la ortesis. El primero de estos valores hace referencia al diámetro interno de los anillos empleado cada una de las falanges de los dedos. Freivalds (2011) hace referencia a las medidas promedio del espesor y anchura de las juntas interfalángicas de cada uno de los dedos de la mano como se observa en la Tabla 14.

Tabla 14.

Dimensiones de las juntas interfalángicas.

Joint	Breadth		Thickness	
	Male	Female	Male	Female
IP (I)	22.9 (3.8)	19.1 (1.3)	20.1 (1.5)	16.8 (1.0)
PIP (II)	21.3 (1.3)	18.3 (1.0)	19.6 (1.3)	16.3 (1.0)
DIP (II)	18.3 (1.3)	15.5 (1.0)	15.5 (1.3)	13.0 (1.0)
PIP (III)	21.8 (1.3)	18.3 (1.0)	20.1 (1.5)	16.8 (1.0)
DIP (III)	18.3 (1.3)	15.2 (1.0)	16.0 (1.3)	13.2 (1.0)
PIP (IV)	20.1 (1.3)	18.3 (1.0)	18.8 (1.3)	15.8 (1.0)
DIP (IV)	17.3 (1.0)	14.5 (0.8)	15.2 (1.3)	12.5 (0.8)
PIP (V)	17.8 (1.5)	14.5 (0.8)	16.8 (1.3)	14.0 (1.0)
DIP (V)	15.8 (1.3)	13.2 (0.8)	13.7 (1.3)	11.4 (0.8)

Nota. La junta interfalángica PIP se encuentra entre los falanges proximal y media, por su parte, la junta interfalángica DIP se encuentra entre las falanges media y distal. Tomado de “Biomechanics of the upper limbs (Mechanics, modeling and musculoskeletal injuries)” (Freivalds, 2011, p. 174)

Con base a estas medidas expuestas por Freivalds, se tomaron como referencia los valores expuestos del ancho (*breadth*) de los dedos exceptuando el pulgar para desarrollar unas medidas promedio de los anillos empleados para cada dedo según el sexo de la persona quien los vaya a emplear. A partir de estas medidas, se establecieron unos valores generales para los anillos

propuestos basados en los ajustes que fueron necesarios realizar que se evidenciaron en fases anteriores, estos valores se exponen en la Tabla 15.

Tabla 15.

Medidas parametrizadas de los diámetros de los anillos según el sexo.

Ubicación de los anillos		Diámetro interno anillo [mm]		
		Hombre	Mujer	
Dedos de la mano	Indice	F. Proximal	22	19
		F. Media	19	16
		F. Distal	15	13
	Medio	F. Proximal	23	19
		F. Media	19	16
		F. Distal	15	13
	Anular	F. Proximal	21	19
		F. Media	18	16
		F. Distal	15	13
Meñique	F. Proximal	19	16	
	F. Media	17	14	
	F. Distal	15	13	

Nota. Fuente: Elaboración propia.

Por su parte, para el mecanismo accionador, debido a la amplia versatilidad ofrecida por los micromotores seleccionados para suplir con torques de hasta $1,2 \text{ kg} \cdot \text{cm}$ no resulta necesario la implementación de cambios en este componente entre diferentes personas. Además, el encaje del dispositivo en la palma cuenta con la posibilidad de usar configuraciones de dos o tres motores según las necesidades de cada persona.

4.5.3. Presupuesto

Finalmente, con todos los elementos y parámetros de construcción establecidos para la ortesis desarrollada, se presenta el presupuesto trabajado. En la Tabla 16 se detallan los diferentes componentes empleados en el dispositivo junto a su valor de mercado en pesos colombianos (COP) al momento de la realización de este proyecto. Además, los diferentes procesos de construcción

empleados para la elaboración del prototipo evidenciados en la tabla fueron realizados a través de los diferentes servicios prestados a los estudiantes por la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander, por lo cual son tenidos en cuenta como costos indirectos del proyecto.

Tabla 16.

Presupuesto del proyecto.

Presupuesto del proyecto					
Costos físicos					
Descripción	Fuente	Referencia	Cantidad	Valor Unitario	Valor Total
Filamento PLA flexible	Estudiantes	Unidad	1	\$145.000	\$145.000
Boquilla 0,3 mm	Estudiantes	Unidad	1	\$4.000	\$4.000
Carrete de nylon 0,5 mm	Estudiantes	Unidad	1	\$3.700	\$3.700
Tornillos M3	Estudiantes	Unidad	16	\$100	\$1.600
Tornillos de potencia 1/4"	Estudiantes	Unidad	3	\$250	\$750
Plastisol	Estudiantes	Unidad	1	\$3.000	\$3.000
Cinta de velcro	Estudiantes	Unidad	1	\$3.700	\$3.700
Barra de aluminio 3/4" x 30cm	Estudiantes	Unidad	1	\$10.000	\$10.000
Arduino NANO	Estudiantes	Unidad	1	\$38.000	\$38.000
Motores N20	Estudiantes	Unidad	3	\$23.000	\$69.000
Cables jumpers de conexión	Estudiantes	Unidad	1	\$3.600	\$3.600
Tarjeta de control L298N	Estudiantes	Unidad	2	\$23.000	\$46.000
Sensor Flex 56 mm	Estudiantes	Unidad	1	\$60.000	\$60.000
Batería LiPo 7,4V - 1000 mAh	Estudiantes	Unidad	1	\$70.000	\$70.000
Cargador batería	Estudiantes	Unidad	1	\$42.000	\$42.000
Subtotal costos físicos					\$500.350
Costos indirectos					
Descripción	Fuente	Referencia	Cantidad	Valor Unitario	Valor Total
Mecanizado barra de aluminio	UIS	Unidad	3	\$65.000	\$195.000
Mecanizado tornillos	UIS	Unidad	3	\$5.000	\$15.000
Impresión 3D dispositivo	UIS	Unidad	1	\$300.000	\$300.000
Subtotal costos indirectos					\$510.000
Total gastos del proyecto					\$1.010.350

Nota. El precio del filamento de PLA flexible corresponde al precio del rollo total que se adquirió, sin embargo, en el proceso de construcción de la ortesis se empleó una cantidad bastante menor a la adquirida. Fuente: Elaboración propia.

5. Conclusiones

El uso de la metodología NASA ESMD: Capstone Design propuesta por John Gershenson permitió implementar un proceso de diseño bien estructurado para el desarrollo de la ortesis requerida, facilitando el análisis de las múltiples características, requerimientos y alternativas para llegar a un dispositivo final que se adapta a los objetivos establecidos.

De igual manera, el sistema planteado para la ortesis permitió verificar la validez en la implementación de sistemas accionados a través de cables tensores para lograr el movimiento de flexión en los dedos de la mano. Este sistema brinda una asistencia notable en las falanges media y distal, llegando a suponer una ganancia de hasta 10° en el movimiento, lo cual para las características físicas del paciente es un logro destacable. Por su parte en las falanges proximales no se genera influencia sobre el movimiento de flexión debido a que este es un punto donde los cables permanecen fijos en la mano, además se requiere ajustar el largo de estos a conveniencia del usuario para permitir que a esta falange no se le restrinja su movimiento natural si lo posee.

En el apartado físico, el uso de material flexible como el FPLA para la impresión de los diferentes componentes que se encuentran en contacto con la piel o que influyen en el movimiento de los dedos, permitió desarrollar un dispositivo que se ajusta sin inconvenientes a la biometría del usuario. Además, el diseño planteado permitió emplear un menor número y tamaño de piezas, causando que el dispositivo destaque por aspectos como la comodidad de uso y lo compacto de este. Aparte de esto, la implementación recubrimientos de plastisol en los puntos de agarre de los anillos permitió mejorar el desempeño de la ortesis al sujetar algún objeto.

Por otra parte, la implementación de micromotores N20 en el desarrollo de los actuadores lineales permitió ejercer una gran fuerza de manera sencilla para la retracción del cable, en comparación de otros tipos de sistemas. Esta fuerza es un factor importante al momento de lograr

resultados positivos en especial en personas cuya afectación les haya reducido notablemente la movilidad de sus dedos. Además, estos motores permiten una facilidad en el intercambio dado el caso de que sea requerida una mayor fuerza o ante alguna avería, brindando de cierta versatilidad al diseño desarrollado.

En el apartado electrónico, si bien los componentes seleccionados para el control de los micromotores tuvieron un buen desempeño, estos poseen un tamaño considerable lo cual al momento de implementar la ortesis puede generar molestias e incomodidad. A pesar de ello, es posible solucionar este problema implementando el diseño de una PCB específica que se adapte a las condiciones de voltaje, corriente y diferentes conexiones que requiere el dispositivo, siendo este un punto a mejorar del mecanismo con el cual permitir una mayor comodidad al usuario.

Por otro lado, es importante resaltar que la influencia del mecanismo puede variar producto de diversas razones externas a las desarrolladas en el proyecto tales como: el tipo de intervención quirúrgica realizada, el proceso de cicatrización o de recuperación de los pacientes. Estos factores son difícilmente controlables e inciertos lo cual puede generar unos resultados diferentes según cada caso en el que se implemente, tanto de manera positiva como negativa.

Por último, se ha de destacar que la ortesis planteada es un primer prototipo con resultados favorables en la implementación de sistemas de cables tensores para la flexión de los dedos, la cual cuenta con diferentes aspectos a mejorar para hacerla un mejor producto.

Referencias bibliográficas

- Araneda, N., Cid, M., Cortes, M., & Ortiz, L. (2022). *Rehabilitación después de la cirugía por lesiones del tendón flexor de la mano. Resumen SUPPORT de una revisión sistemática rápida*. <https://doi.org/10.31219/osf.io/cwsg8>
- Arias, L. A. (2012). Biomecánica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, 4(1). <https://revistas.unal.edu.co/index.php/morfologia/article/view/31373>
- Barrera, A., Merchán, E., Rodríguez, R., Hernández, L., & Hernández, V. (2017). Obtención del rango de movilidad de los dedos índice, medio, anular y meñique. *Memorias Del XXIII Congreso Internacional Anual de La SOMIM*, 3(1), 181–185. http://somim.org.mx/memorias/memorias2017/articulos/A1_62.pdf
- Camargo, L. C., Espinal, M. C., & Peñaranda, I. (2017). *Ortesis para potenciar la funcionalidad de las manos de personas en condición de cuadriplejia incompleta [Tesis de pregrado, Pontificia Universidad Javeriana]*. Repositorio institucional de la Pontificia Universidad Javeriana. <https://repository.javeriana.edu.co/bitstream/handle/10554/38255/Luisa%20Camargo%2C%20Maria%20Espinal%2C%20Iván%20Peñaranda.pdf?sequence=1>
- Castillero, O. (2017, January 30). *Tipos de discapacidad física (y características)*. Psicología y Mente. <https://psicologiaymente.com/salud/tipos-de-discapacidad-fisica>
- Criollo, C., López, D. E., & Jojoa, M. F. (2011). Diseño e implementación de un módulo electromecánico para la rehabilitación física de la mano derecha afectada como secuela de un ataque cerebrovascular. *Universidad y Salud*, 2(14), 60–67. <https://revistas.udenar.edu.co/index.php/usalud/article/view/168>

- De Carli, P., Donndorff, A., Gallucci, G., Alfie, V., Boretto, J., & Dávalos, A. (2011). Reparación primaria de los tendones flexores en la zona II. *Revista de La Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*, 76(4), 288–296. http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1852-74342011000400002
- De La Cruz, B. (2020). *Instrumentación y control de un prototipo de exoesqueleto para mano en rehabilitación asistida [Tesis de maestría, Universidad Tecnológica de la Mixteca]*. Repositorio institucional de la Universidad Tecnológica de la Mixteca. <http://repositorio.utm.mx:8080/jspui/handle/123456789/301>
- Du Plessis, T., Djouani, K., & Oosthuizen, C. (2021). A Review of Active Hand Exoskeletons for Rehabilitation and Assistance. *Robotics*, 10(40). <https://doi.org/10.3390/robotics10>
- Freivalds, A. (2011). *BIOMECHANICS OF THE UPPER LIMBS (MECHANICS, MODELING AND MUSCULOSKELETAL INJURIES)* (2ª ed.). CRC Press.
- Garzón, C. (n.d.). *Movimiento de flexión-extensión de los dedos* [Ilustración]. ResearchGate. https://www.researchgate.net/figure/Movimiento-de-flexion-extension-de-los-dedos_fig1_275214850
- Gershenson, J. (2008). *The Design Process - Nasa ESMD Capstone Design [Diapositivas de Power Point]*. Nasa ESMD Capstone Design Course Downloads. <http://www.nasacapstonedesign.mtu.edu/Course%20Downloads.html>
- Gil Santos, L., Puertes, L., Monleon, M., Sanchis, V., Aguilera, L., & Gomar Sancho, F. (1993). Conceptos actuales sobre reparación primaria de los tendones flexores de la mano. *Revista Española de Cirugía Osteoarticular*, 28(168), 28. <http://www.cirugia-ostearticular.org/revistas/usuario/articulos/articulo.asp?idarticulo=1495>

- Gómez, J., Castilblanco, P., Aviles, O. F., Maudeloux, M., Klinge, J., & Galán, R. (2022). Dispositivo de medición de fuerza de los dedos y su rol en el seguimiento de las funciones de la mano. *Cirugía Plástica Ibero-Latinoamericana*, 48, 217–226. <https://doi.org/10.4321/S0376-78922022000200013>
- Gómez Rendón, J. F., Moreno-Arango, J. D., Medina-Salcedo, J. M., Becerra-Velásquez, J., Gil-Henao, G. A., & Gil-Guerrero, M. A. (2021). Rehabilitación robótica en espasticidad de mano y muñeca. *Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación*, 30(2), 103–115. <https://doi.org/10.28957/rcmfr.v30n2>
- Hoppenfeld, S. (1999). *Exploracion fisica de la columna vertebral y las extremidades* (1ª ed.). El Manual Moderno.
- Junquera, I. (n.d.). *Tendón*. Fisioonline. Retrieved June 7, 2023, from <https://www.fisioterapiaonline.com/glosario/tendon>
- Lectorio. (2023). *Mano: Anatomía* [Ilustración]. Lectorio. <https://app.lectorio.com/#/article/3594>
- Martí, M. R., Pérez, M., Burgaya, A., Calvet, P., & Gondolbeu, A. (2015). Anatomía aplicada a la cirugía de los tendones flexores. *Revista Iberoamericana de Cirugía de La Mano*, 43(02), 128–134. <https://doi.org/10.1016/j.ricma.2015.08.001>
- Martínez, S., Hernández, A., & Mateus, J. S. (2018). *Diseño y construcción de un prototipo funcional de una ortesis dinámica para el tratamiento y rehabilitación de los músculos extensores de muñeca y dedos en personas que sufren de espasticidad grado 1 o 2 causada por enfermedades cerebrovasculares [Tesis de pregrado, Universidad Industrial de Santander]*. Repositorio institucional de la Universidad Industrial de Santander. https://uis.primo.exlibrisgroup.com/permalink/57UIDS_INST/ds6hgo/alma991001239099707671

Ministerio de Salud. (2020). *Boletines Poblacionales: Personas con Discapacidad - PCD*.

<https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/boletines-poblacionales-personas-discapacidadI-2020.pdf>

Resolución 5521 de 2013 [Ministerio de Salud y Protección Social], Por la cual se define, aclara y actualiza integralmente el Plan Obligatorio de Salud (POS) (2013).

Molina, R., & Mora, B. (2019). *Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano en pacientes con espasticidad tipo 1 y 2 debido a accidente cerebrovascular (acv) [Tesis de pregrado, Universidad Industrial de Santander]*. Repositorio

institucional de la Universidad Industrial de Santander.
<https://noesis.uis.edu.co/handle/20.500.14071/13663>

Moore, Keith L, Dalley, Arthur F, Agur, & Anne M. (2013). *Anatomía con orientación clínica* (7^a ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

Ortoprono. (n.d.). *Qué tipos de ortesis existen*. Ortoprono. Retrieved June 9, 2023, from <https://ortoprono.es/blog/ortopedia-tecnica/tipos-de-ortesis/>

Peña, E., Tico, N., López, J., Abenoza, M., & Romero, G. (2012). Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza. *Ortopedia Técnica*.

<https://upcommons.upc.edu/handle/2117/17562>

Quinayás, C. A. (2010). *Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres [Tesis de maestría, Universidad del Cauca]*. Repositorio

institucional de la Universidad del Cauca.
<http://repositorio.unicauca.edu.co:8080/xmlui/handle/123456789/1269>

- Ramírez, M. A. (2018). *Guía de filamentos para impresión 3D*. Hardwaresfera.
<https://hardwaresfera.com/articulos/guia-ventajas-y-desventajas-de-los-principales-filamentos-para-impresion-3d/>
- Ruiz, A. (2009). *DESPLIEGUE DE LA FUNCIÓN CALIDAD (QFD)* [Archivo PDF].
<https://web.cortland.edu/matresearch/qfd.pdf>
- Stanford Medicine. (n.d.). *Anatomía de la mano [Ilustración]*. Stanford Medicine.
<https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=anatomyofthehand-85-P04195>
- Torres, A. (n.d.). *Músculos del antebrazo*. KENHUB. Retrieved June 7, 2023, from
<https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/musculos-del-antebrazo>
- Vaskovic, J. (2023). *Mano y muñeca (anatomía)*. KENHUB.
<https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/mano-y-muneca>
- Zurita, K. (2018). *Diseño y construcción de una órtesis mecatrónica para rehabilitación de los dedos trifalángicos de la mano [Tesis de pregrado, Escuela Politécnica Nacional]*. Repositorio institucional de la Escuela Politécnica Nacional.
<http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/19788>

Apéndices

Apéndice A.

Parámetros de impresión para la estructura de la pieza.

Parámetros de impresión para la estructura de la pieza		Valor empleado	Unidades
Calidad	Altura de capa	0,22	[mm]
	Altura de capa inicial	0,2	[mm]
	Ancho de línea	0,3	[mm]
	Ancho de línea de la capa inicial	100%	-
Paredes	Grosor de la pared	0,9	[mm]
	Recuento de líneas de pared	3	-
	Distancia de pasada de la pared exterior	0	[mm]
	Entrante en la pared exterior	0	[mm]
	Expansión horizontal	0	[mm]
Superior o inferior	Capas de la superficie superior del forro	0	-
	Patrón superior/inferior	Líneas	-
	Porcentaje de superposición del forro	10%	-
Relleno	Superposición del forro	0,03	[mm]
	Densidad de relleno	20%	-
	Distancia de línea de relleno	3	[mm]
	Patrón de relleno	Rejilla	-
	Porcentaje de superposición del relleno	30%	-
	Superposición del relleno	0,09	[mm]
	Grosor de la capa de relleno	0,2	[mm]

Nota. Los parámetros presentes se emplean para la calibración de la impresora 3D dentro del software de UltiMaker Cura, están expuestos a modo de guía, pero pueden variar en función del material, la impresora, la boquilla y el ambiente donde se realice la impresión. Fuente: Elaboración propia.

Apéndice B. Parámetros de impresión del material y la disposición de la impresora.

Parámetros de la disposición de la impresora y el material.

Parámetros de la disposición de la impresora y el material		Valor empleado	Unidades
Material	Temperatura de impresión	180	[°C]
	Temperatura de la placa de impresión	45	[°C]
	Flujo	105%	-
	Flujo capa inicial	100%	-
Velocidad	Velocidad de impresión	40	[mm/s]
	Velocidad de relleno	40	[mm/s]
	Velocidad de pared	20	[mm/s]
	Velocidad del soporte	15	[mm/s]
	Velocidad de desplazamiento	150	[mm/s]
	Aceleración de la impresión	500	[mm/s ²]
Desplazamiento	Habilitar retracción	[✓]	-
	Distancia de retracción	3	[mm]
	Velocidad de retracción	30	[mm/s]
	Desplazamiento mínimo de retracción	1,5	
Refrigeración	Velocidad del ventilador	100%	-
	Tiempo mínimo de capa	10	[seg]

Nota. Los parámetros presentes se emplean para la calibración de la impresora 3D dentro del software de UltiMaker Cura, están expuestos a modo de guía, pero pueden variar en función del material, la impresora, la boquilla y el ambiente donde se realice la impresión. Fuente: Elaboración propia.