



# ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL



## FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

### “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS MECATRÓNICA PARA REHABILITACIÓN DE LOS DEDOS TRIFALÁNGICOS DE LA MANO”

TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE  
INGENIERO EN INGENIERÍA MECÁNICA

**ZURITA YUGS KEVIN JAVIER**  
kevin.zurita01@epn.edu.ec

**DIRECTOR:**  
Ing. BRAVO PALACIOS GABRIEL FERNANDO, M.Sc.  
gabriel.bravo@epn.edu.ec

**CO-DIRECTOR:**  
Ing. VÍCTOR HUGO GUERRERO BARRAGÁN, Ph.D.  
victor.guerrero@epn.edu.ec

Quito, octubre 2018

## CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue desarrollado por **KEVIN JAVIER ZURITA YUGS**, bajo nuestra supervisión.

---

Ing. Gabriel Bravo, M.Sc.

**DIRECTOR DE PROYECTO**

---

Ing. Víctor Guerrero, Ph.D.

**CO-DIRECTOR DE PROYECTO**

## DECLARACIÓN

Yo, **KEVIN KAVIER ZURITA YUGS**, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría, que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondiente a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

---

Kevin Javier Zurita Yugs

## DEDICATORIA

Este trabajo representa la culminación de un largo camino y lo dedico a Daniela, Imke y Jeremy porque cambiaron mi vida y me han hecho llegar hasta este punto. Ellos han sido y serán las estrellas en el cielo que me han guiado en esta travesía. En ellos he encontrado las razones necesarias para intentar siempre actuar bien y ser el mejor ejemplo que puedan tener. Quiero que en este trabajo ellos encuentren un símbolo para ser mejores. Un símbolo que les dé un enfoque en sus vidas y los motive a no rendirse por nada. Un símbolo para que en todo lo que hagan sean imparables. Les dedico mi trabajo y mi vida porque sé que los tres cambiarán el mundo.



## AGRADECIMIENTO

Quiero darle mi eterno agradecimiento a mi hermano Jeremy Zurita porque cada vez que he estado verdaderamente solo y he sentido que todo se desmorona él me ha comprendido y me ha apoyado. Él, a pesar de que en reiteradas ocasiones le he fallado, ha sabido ser firme y recibirme con una cálida conversación. Sé que no importa lo que pase él siempre me acompañará por los senderos más sinuosos y peligrosos sin esperar nada a cambio. Quiero agradecerle por muchas veces haber sido luz en medio de esta vasta oscuridad.

Agradezco a Daniela porque le da propósito a mi vida y un significado a mi existencia.

A Patricia, que me dio la VIDA. Ella que siempre ha sabido ser fuerte cuando la situación lo ha necesitado. que ha sabido reponerse y tomar las riendas cuando era el momento. Y que siempre me ha dado su infinito amor a pesar de ser tan duro con ella.

A Freddy, quien es mi mentor y el que me motivo a ser cada vez mejor. En el he encontrado sabiduría y cada día lo llevo presente en mi mente.

A Washington, que ha sido mi padre y el cimiento más sólido en mi vida. Que me ha enseñado el valor del trabajo duro y la responsabilidad.

A Fanny, quien me ha sabido escuchar en incontables ocasiones y con su dulzura e incansable energía tiñe de alegría mis mañanas. Gracias a ella yo sigo vivo.

A Gissel, que me ha mostrado lo valiosa que es una vida y lo poco que hay que tener para ser feliz.

A Daniela Cruz por haberme ayudado y apoyado en los inicios de este proyecto.

A Gabriel Bravo, director de la tesis, por su incontable tiempo y esfuerzo en este proyecto. Por guiar esta investigación y siempre apuntar a la excelencia.

## Índice de contenido

INTRODUCCIÓN.....	1
Objetivo general .....	1
Objetivos específicos .....	1
1. MARCO TEÓRICO.....	2
1.1. Planteamiento del problema.....	2
1.2. Generalidades de mano: anatomía y patologías.....	2
1.2.1. Anatomía de la mano .....	2
1.2.1.1. Arquitectura de los dedos.....	2
1.2.1.2. Huesos y articulaciones de la mano.....	3
1.2.1.3. Músculos y tendones de la mano .....	4
1.2.2. Patologías de los dedos de la mano .....	6
1.2.2.1. Patologías óseas.....	6
1.2.2.2. Patologías en las articulaciones.....	8
1.2.2.3. Patologías en los tendones .....	9
1.2.2.4. Patologías neurovasculares .....	10
1.3. Revisión de modelos cinemáticos y dinámicos de los dedos trifalángicos ... la mano.....	10
1.3.1. Modelo cinemático .....	10
1.3.2. Modelo dinámico .....	13
1.4. Mecanismos de rehabilitación de mano .....	14
1.4.1. MIDHAS I .....	16
1.4.2. SAFER glove .....	17
1.4.3. HEXOTRAC .....	18
1.4.4. Exoesqueleto de mano de cable doble .....	19
2. METODOLOGÍA.....	20
2.1. Análisis funcional.....	20
2.2. Determinación de las especificaciones de la órtesis.....	23
2.2.1. Casa de la calidad .....	23
2.2.2. Especificaciones técnicas .....	24
2.3. Presentación y selección de alternativas .....	26
2.3.1. Módulos de la órtesis .....	26
2.3.2. Soluciones Módulo 1 .....	26
2.3.2.1. Ajustar órtesis a la muñeca .....	27
2.3.2.2. Regular ángulo muñeca .....	28
2.3.2.3. Ajustar órtesis a la mano.....	29

2.3.2.4. Diagrama matriz morfológica para módulo 1 .....	29
2.3.3. Soluciones Módulo 2 .....	31
2.3.3.1. Regular geometría del mecanismo .....	32
2.3.3.2. Conexión de mecanismo a los dedos trifalángicos .....	34
2.3.3.3. Control del sistema.....	35
2.3.3.4. Generar movimiento en los dedos trifalángicos .....	37
2.3.3.5. Diagrama matriz morfológico módulo 2.....	39
2.3.4. Evaluación de soluciones por el método ordinal corregido de criterios ponderados .....	42
2.3.4.1. Módulo 1.....	42
2.3.4.2. Módulo 2.....	43
2.3.5. Diagrama matriz morfológico de la órtesis .....	44
2.3.6. Diseño conceptual seleccionado .....	45
2.4. Diseño de materialización .....	45
2.4.1. Requerimientos limitadores .....	46
2.4.2. Funciones críticas .....	46
2.4.3. Parámetros críticos .....	47
2.4.3.1. Módulo 1.....	47
2.4.3.2. Módulo 2.....	47
2.4.4. Condiciones críticas .....	48
2.4.5. Establecimiento de las condiciones críticas .....	48
2.4.5.1. Dimensiones de eslabones .....	48
2.4.5.2. Torque y fuerzas generadas en la base del sistema de eslabones .....	52
2.4.5.3. Cargas soportadas por engranes cónicos.....	55
2.4.5.4. Diseño de engranes cónicos .....	58
2.4.5.5. Selección de motores DC.....	61
2.4.5.6. Diseño eje de transmisión .....	65
2.4.5.7. Análisis estático del sistema de eslabones .....	68
2.4.5.8. Análisis estático del sistema para fijar la trayectoria de las falanges de los dedos trifalángicos .....	74
2.4.5.9. Análisis estático del mecanismo para regular la posición de la ..... muñeca.....	78
2.5. Interfaz Electrónica.....	81
2.6. Cálculo de costos .....	82
2.6.1. Costos de materiales.....	83
2.6.2. Costos de fabricación .....	84
2.6.3. Costos de elementos normalizados .....	85

2.6.4. Costos de elementos electrónicos .....	86
2.6.5. Costos Indirectos.....	86
2.6.6. Costos Totales .....	87
2.7. Protocolo de pruebas .....	87
2.7.1. Consideraciones.....	87
2.7.2. Indicaciones .....	88
2.7.3. Procedimiento .....	89
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	96
3.1. Resultados .....	96
3.1.1. Planos de taller y conjunto .....	96
3.1.2. Prototipo construido .....	96
3.1.3. Presupuesto total .....	97
3.1.4. Evaluación del prototipo .....	97
4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	101
4.1. Conclusiones.....	101
4.2. Recomendaciones.....	101
Referencias Bibliográficas.....	103
Anexos .....	106
Anexo I. ....	106
Anexo II. ....	110
Anexo III. ....	114
Anexo IV. ....	120
Anexo V. ....	124
Anexo VI. ....	126
Anexo VII. ....	129
Anexo VIII. ....	130
Anexo IX. ....	131
Anexo X. ....	133

## Índice de figuras

Figura 1.1. Arquitectura de los dedos (vista posterior).....	3
Figura 1.2. Huesos de la mano derecha (vista anterior). ....	4
Figura 1.3. A la izquierda la musculatura extrínseca. A la derecha los tendones extensores de la mano (vista anterior).....	5
Figura 1.4. Aducción y abducción de los dedos usando el dedo medio (dedo 3) como referencia. ....	5
Figura 1.5. Flexión y extensión de los dedos. ....	6
Figura 1.6. Luxación en articulación PIF. ....	6
Figura 1.7. Fractura falange distal.....	7
Figura 1.8. Tumor encondroma presente en la falange distal.....	7
Figura 1.9. Deterioro óseo debido a osteomielitis aguda. ....	7
Figura 1.10. Artrosis - Nódulos de Heberden y bouchard. ....	8
Figura 1.11. Artropatía inflamatoria. ....	8
Figura 1.12. Dedo en resorte. ....	9
Figura 1.13. Dedo en martillo. ....	9
Figura 1.14. Modelo 3D del campo de trabajo de los dedos trifalángicos: A la izquierda se muestra la trayectoria del dedo índice. A la derecha se muestra la trayectoria de todos los dedos de la mano.....	10
Figura 1.15. Plano sagital del dedo donde se muestra el espacio de trabajo...	11
Figura 1.16. Trayectoria en extensión de las falanges del dedo.....	11
Figura 1.17. Trayectoria en flexión de las falanges del dedo.....	12
Figura 1.18. Trayectoria en extensión de las falanges de los dedos con el exoesqueleto HES. ....	12
Figura 1.19. Trayectoria en flexión de las falanges de los dedos con el exoesqueleto HES. (Fuente: [18]).....	13
Figura 1.20. Modelo dinámico para el dedo índice. ....	14
Figura 1.21. Prototipo MIDHAS I.....	16
Figura 1.22. Prototipo SAFER glove colocado en la mano derecha donde: (a) vista palmar y (b) vista dorsal. ....	17
Figura 1.23. Prototipo HEXOTRAC montado en la mano derecha. ....	18
Figura 1.24. Exoesqueleto de cable doble montado en la mano derecha. ....	19
Figura 2.1. Representación de la función global del sistema (Nivel 0). ....	20
Figura 2.2. Representación de los 2 modos de operación del sistema (Nivel 1). ....	21
Figura 2.3. Representación de la estructura funcional del nivel 2 para el módulo 1 y módulo 2.....	22
Figura 2.4. Diagrama del sistema electrónico del dispositivo. ....	23
Figura 2.5. Casa de la calidad.....	23
Figura 2.6. Ajuste muñeca – Alternativa 1 (Vista isométrica).....	27
Figura 2.7. Ajuste muñeca – Alternativa 1 (Vista lateral). ....	27
Figura 2.8. Ajuste muñeca – Alternativa 2 (Vista isométrica).....	28
Figura 2.9. Ajuste muñeca – Alternativa 2 (Vista lateral). ....	28
Figura 2.10. Mecanismo para regular ángulo muñeca. ....	28
Figura 2.11. Soporte mano (Vista isométrica).....	29
Figura 2.12. Soporte de mano (Vista lateral) ....	29
Figura 2.13. Módulo 1 - alternativa 1.....	30
Figura 2.14. Módulo 1 – alternativa 2.....	31

Figura 2.15. Sistema para regular geometría del mecanismo – alternativa 2 (vista isométrica).	32
Figura 2.16. Sistema para regular geometría del mecanismo – alternativa 2 (vista lateral).	33
Figura 2.17. Sistema de actuación pasiva – alternativa 2 (vista lateral).	33
Figura 2.18. Sistema para regular geometría del mecanismo – alternativa 3 (vista isométrica).	34
Figura 2.19. Sistema para regular geometría del mecanismo – alternativa 3 (vista lateral).	34
Figura 2.20. Elemento para conexión del mecanismo a los dedos trifalángicos.	34
Figura 2.21. Sensor de flexión.	35
Figura 2.22. Elemento para acoplar el sensor de flexión.	36
Figura 2.23. Sensor de fuerza - FSR.	36
Figura 2.24. Elemento para acoplar el sensor de flexión.	37
Figura 2.25. Mecanismo para generar movimiento de dedos trifalángicos – alternativa 1 (vista isométrica).	37
Figura 2.26. Mecanismo para generar movimiento de dedos trifalángicos – alternativa 1 (vista superior).	38
Figura 2.27. Mecanismo para generar movimiento de dedos trifalángicos – alternativa 2 (vista isométrica).	38
Figura 2.28. Mecanismo para generar movimiento de dedos trifalángicos – alternativa 2 (vista superior).	39
Figura 2.29. Módulo 2 – Alternativa 1.	40
Figura 2.30. Módulo 2 – Alternativa 2.	40
Figura 2.31. Módulo 2 – Alternativa 3.	41
Figura 2.32. Módulo 2 – Alternativa 4.	42
Figura 2.33. Diseño conceptual seleccionado (Vista isométrica).	45
Figura 2.34. Modelo cinemático para las medidas mínimas de un dedo trifalángico de la mano.	50
Figura 2.35. Modelo cinemático para las máximas medidas de un dedo trifalángico de la mano.	50
Figura 2.36. Alcance efectivo de los eslabones para las medidas mínimas	51
Figura 2.37. Alcance efectivo de los eslabones para las medidas máximas	52
Figura 2.38. Esquema del sistema de eslabones.	53
Figura 2.39. Diagrama de fuerzas del sistema de eslabones.	54
Figura 2.40. Arreglo de piñón cónico.	55
Figura 2.41. Análisis de fuerzas en el sistema de transmisión.	56
Figura 2.42. Diagrama eje de transmisión.	65
Figura 2.43. Análisis de fuerzas en el eje de transmisión.	65
Figura 2.44. Diagrama sistema de eslabones.	69
Figura 2.45. Desplazamiento del sistema – Eslabón con longitud máxima.	70
Figura 2.46. Factor de seguridad – Eslabón con longitud máxima.	71
Figura 2.47. Desplazamiento del sistema – Eslabón con longitud mínima.	71
Figura 2.48. Factor de seguridad – Eslabón con longitud mínima.	72
Figura 2.49. Número jacobiano distribuido en la estructura del sistema – Eslabón con longitud máxima.	73
Figura 2.50. Número jacobiano distribuido en la estructura del sistema – Eslabón con longitud mínima.	74

Figura 2.51. Diagrama de fuerzas del sistema para fijar la trayectoria de las falanges.....	75
Figura 2.52. Desplazamiento del sistema. ....	76
Figura 2.53. Factor de seguridad. ....	76
Figura 2.54. Número jacobiano distribuido en el sistema de seguimiento de la trayectoria de las falanges. ....	77
Figura 2.55. Diagrama de fuerzas del mecanismo para regular la posición de la muñeca. ....	78
Figura 2.56. Desplazamientos unitarios. ....	79
Figura 2.57. Factor de seguridad. ....	79
Figura 2.58. Número jacobiano distribuido en el sistema para regular la posición de la muñeca.....	80
Figura 2.59. Diagrama del sistema electrónico del dispositivo. ....	81
Figura 2.60. Ubicación de sensores en la mano. ....	81
Figura 2.61. Esquema del dispositivo para el protocolo de pruebas.....	89
Figura 2.62. Ángulo de la articulación metacarpo-falángica (MCP). ....	89
Figura 2.63. Ángulo de la articulación proximal interfalángica (PIP).....	90
Figura 2.64. Ángulo de la articulación distal interfalángica (DIP).....	90
Figura 2.65. Ángulo de abducción MCP del dedo 2.....	91
Figura 2.66. Ángulo de abducción MCP del dedo 4.....	91
Figura 2.67. Ángulo de abducción MCP del dedo 5.....	92
Figura 3.1. Prototipo de órtesis mecatrónica para rehabilitación de los dedos trifalángicos de la mano. ....	96

## Índice de tablas

Tabla 1.1. Mecanismos base para transmitir movimiento en exoesqueletos de mano. ....	15
Tabla 1.2. Características del dispositivo MIDHAS. ....	16
Tabla 1.3. Características del dispositivo SAFER glove. ....	17
Tabla 1.4. Características del dispositivo HEXOTRAC. ....	18
Tabla 1.5. Características del exoesqueleto de cable doble. ....	19
Tabla 2.1. Modos de operación (módulos) del dispositivo ....	21
Tabla 2.2. Especificaciones técnicas (Parte I). ....	24
Tabla 2.3. Especificaciones técnicas (Parte II). ....	25
Tabla 2.4. Especificaciones técnicas (Parte III). ....	26
Tabla 2.5. Matriz morfológica - módulo 1 ....	30
Tabla 2.6. Matriz morfológica módulo 2 ....	39
Tabla 2.7. Evaluación final y resultados. ....	43
Tabla 2.8. Evaluación final y resultados. ....	44
Tabla 2.9. Diagrama morfológico. ....	45
Tabla 2.10. Requerimientos limitadores. ....	46
Tabla 2.11. Funciones críticas. ....	47
Tabla 2.12. Parámetros críticos – módulo 1. ....	47
Tabla 2.13. Parámetros críticos – módulo 2. ....	47
Tabla 2.14. Condiciones críticas del sistema. ....	48
Tabla 2.15. Datos para generar modelo cinemático. ....	49
Tabla 2.16. Significado de los elementos presentados en la Figura 2.34 y la Figura 2.35. ....	51
Tabla 2.17. Distancia de los segmentos para el mecanismo de eslabones. ....	52
Tabla 2.18. Parámetros necesarios para resolver ecuaciones de Newton-Euler. ....	54
Tabla 2.19. Fuerzas y torques presentes en la junta A. ....	55
Tabla 2.20. Significado de los puntos presentados en la Figura 2.40. ....	56
Tabla 2.21. Datos para determinar la carga soportada por los engranes en el eje Y. ....	57
Tabla 2.22. Resultados análisis de fuerzas. ....	58
Tabla 2.23. Parámetros para el cálculo de engranes cónicos. ....	59
Tabla 2.24. Esfuerzos por flexión y contacto permisibles y calculados. ....	60
Tabla 2.25. Parámetros para el cálculo de velocidad y potencia del motor DC. ....	62
Tabla 2.26. Características micromotor DC Faulhaber preseleccionado. ....	63
Tabla 2.27. Datos para diseño del eje de transmisión. ....	66
Tabla 2.28. Datos adicionales para diseño del eje de transmisión. ....	67
Tabla 2.29. Parámetros para el análisis estático del sistema de eslabones. ....	70
Tabla 2.30. Resultados del análisis estático del mecanismo de eslabones. ....	72
Tabla 2.31. Parámetros para el análisis estático del mecanismo de seguimiento de trayectoria de flanges. ....	75
Tabla 2.32. Resultados del análisis estático del sistema para fijar la trayectoria de las falanges. ....	77
Tabla 2.33. Parámetros para el análisis estático del mecanismo para regular la posición de la muñeca. ....	78
Tabla 2.34. Resultados del análisis estático del mecanismo para regular la muñeca. ....	80



Tabla 2.35. Características elementos electrónicos.....	82
Tabla 2.36. Costos de materiales.....	83
Tabla 2.37. Costos de fabricación.....	84
Tabla 2.38. Costo de elementos normalizados.....	85
Tabla 2.39. Costo de elementos electrónicos.....	86
Tabla 2.40. Costos indirectos.....	86
Tabla 2.41. Costo totales.....	87
Tabla 2.42. Protocolo de pruebas (Prueba 1).....	94
Tabla 2.43. Protocolo de pruebas (Prueba 2).....	95
Tabla 3.1. Características de pacientes evaluados.....	98
Tabla 3.2. Comparación de las características del prototipo construido con MIDHAS I y el diseño propuesto.....	99
Tabla 4.1. Evaluación del peso específico para el módulo 1.....	106
Tabla 4.2. Evaluación del peso específico del criterio de ergonomía (módulo 1). .....	106
Tabla 4.3. Evaluación del peso específico del criterio de ajuste (módulo 1)...	106
Tabla 4.4. Evaluación del peso específico del criterio de durabilidad (módulo 1). .....	107
Tabla 4.5. Evaluación del peso específico del criterio de estabilidad (módulo 1). .....	107
Tabla 4.6. Evaluación del peso específico del criterio de costo (módulo 1)....	107
Tabla 4.7. Evaluación del peso específico para el módulo 2.....	107
Tabla 4.8. Evaluación del peso específico del criterio de adaptabilidad (módulo 2).....	108
Tabla 4.9. Evaluación del peso específico del criterio control (módulo 2). ....	108
Tabla 4.10. Evaluación del peso específico del criterio de costo (módulo 2)..	108
Tabla 4.11. Evaluación del peso específico del criterio de funcionalidad (módulo 2).....	108
Tabla 4.12. Evaluación del peso específico del criterio de resistencia (módulo 2).....	109
Tabla 4.13. Evaluación del peso específico del criterio de tamaño (módulo 2). .....	109

## RESUMEN

La mano puede verse afectada por patologías traumatológicas y/o lesiones en el sistema nervioso periférico. La rehabilitación asistida por dispositivos mecatrónicos permite recuperar la funcionalidad de un miembro lesionado y evita la degeneración del aparato motriz de la mano. El presente estudio describe la propuesta de rediseño y optimización de un exoesqueleto para rehabilitación de mano, a partir de una configuración modular y ergonómica. Los parámetros de diseño se definen en base a criterios de ingeniería y lineamientos de cinemática del movimiento de la mano para rehabilitación pasiva articular. El diseño conceptual y la definición de requerimientos de producto se desarrollan como parte de un proyecto de vinculación con la colectividad, en cooperación con profesionales en el área de fisioterapia y rehabilitación física. El rediseño se realiza sobre la base de un primer prototipo construido, que permite generar movimientos de flexo-extensión dactilar en las tres falanges de los dedos de la mano, sin incluir el pulgar, en un rango articular entre 0 y 60 grados. Este primer prototipo presenta un peso de 450 gramos, tiene una dimensión de 15 cm x 9 cm x 6 cm y funciona con una fuente de 12 V y 5 A. La construcción de un primer prototipo permitió identificar requerimientos de diseño y optimización descritos en este trabajo. La evaluación del primer dispositivo se realizó a partir de pruebas en participantes sanos que no presentaban ninguna patología. Considerar requerimientos como ampliar el rango de flexo-extensión, mejorar la adaptabilidad a diferentes medidas antropométricas de la mano e incluir un sistema modular intercambiable para las manos derecha e izquierda le dan una mayor funcionalidad al dispositivo propuesto. Así, el sistema puede asistir de mejor manera el proceso de recuperación en diferentes aplicaciones de rehabilitación física.

**Palabras clave:** Rehabilitación, órtesis, dedos.

## ABSTRACT

The hand may be affected by traumatic pathologies and/or injuries to the peripheral nervous system. Rehabilitation assisted by mechatronic devices can restore the functionality of an injured limb or prevent the degeneration of the hand motor apparatus. The present study describes the proposal of redesign and optimization of an exoskeleton for hand rehabilitation, based on a modular and ergonomic configuration. Design parameters are defined from engineering criteria and hand-movement kinematic guidelines for passive joint rehabilitation. The conceptual design and product specifications are determined as part of a community-engagement project, in cooperation with professionals in physiotherapy and physical rehabilitation areas. The redesign is carried out from a first built prototype capable of transmitting flexion and extension movements to the three phalanges of the hand fingers, not including the thumb, in a joint range between 0 and 60 degrees. The construction of the first prototype enabled us to identify design and optimization requirements described in this paper. Considering requirements such as extending the range of flexion-extension, improving the adaptability to different anthropometric measurements of the hand and including an interchangeable modular system for the right and left hand give a greater functionality to the proposed device. Thus, the system can better assist the recovery process in different physical rehabilitation applications.

**Keywords:** Rehabilitation, orthosis, fingers.

# **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS MECATRÓNICA PARA REHABILITACIÓN DE LOS DEDOS TRIFALÁNGICOS DE LA MANO”**

## **INTRODUCCIÓN**

En relación a la rehabilitación convencional, el uso de órtesis mecánicas incrementa la tasa de recuperación motora de pacientes crónicos [1]. Este tipo de dispositivos deben permitir el seguimiento de trayectorias naturales generadas por los dedos de la mano. Varios dispositivos presentan un rango articular que restringe la flexo-extensión total de los dedos [2, 3]. Uno de los mayores retos en el desarrollo de órtesis para rehabilitación de los dedos de la mano es la ergonomía. La mayoría de dispositivos de rehabilitación no incluyen en sus mecanismos la característica de adaptarse a distintas medidas antropométricas [4]. Otro factor importante en el diseño de mecanismos para rehabilitación es la modularidad. Los mecanismos diseñados deben permitir adaptarse tanto a la mano izquierda como derecha. Por tanto, el trabajo propuesto plantea el desarrollo de un mecanismo que se adapte a diversas medidas antropométricas de los dedos trifalángicos de la mano, no genere restricciones en el rango articular natural de los dedos de la mano, e incluya un sistema modular que funcione para la mano derecha e izquierda.

## **Objetivo general**

Diseñar y construir una órtesis mecánica para rehabilitación de los dedos trifalángicos de la mano.

## **Objetivos específicos**

- Definir criterios y parámetros de diseño de una órtesis mecánica para rehabilitación de los dedos trifalángicos de la mano.
- Evaluar la efectividad y compatibilidad del diseño formulado en relación con las enfermedades y lesiones que pueden ser tratadas mediante una órtesis mecánica.
- Implementar un modelo cinemático de los dedos trifalángicos de la mano.
- Construir un exoesqueleto para rehabilitación de los dedos trifalángicos de la mano.
- Comparar el rango articular permitido por el dispositivo diseñado, con el obtenido en el modelo cinemático implementado.

# **1. MARCO TEÓRICO**

## **1.1. Planteamiento del problema**

Los dedos de la mano pueden verse afectados por enfermedades traumatológicas y/o lesiones en el sistema nervioso periférico. Rehabilitación y fisioterapia son fundamentales para recuperar la motricidad y sensibilidad integral de los dedos trifalángicos de la mano, en correspondencia al tipo de afección en tratamiento [5]. La rehabilitación asistida por órtesis mecatrónicas permite recuperar la funcionalidad de un miembro lesionado y evita la degeneración del aparato motriz de la mano [6]. El objetivo de este trabajo es diseñar y construir una órtesis para rehabilitación de los dedos trifalángicos de la mano.

En el caso de centros de fisioterapia y rehabilitación física en Ecuador, existe la necesidad de reducir costos operativos mediante el uso de dispositivos automatizados de bajo costo. El centro de fisioterapia, rehabilitación y terapia física KINETIKO® es la organización colaboradora en el proyecto de vinculación del cual esta iniciativa forma parte. Un proyecto de vinculación social pretende atender problemas de la sociedad, con la participación de una entidad externa a la universidad y estudiantes en actividades claramente relacionadas con su carrera junto a la guía de profesores. KINETIKO®, con el objetivo de ampliar su capacidad de acción para la ayuda a poblaciones vulnerables, identifica en la reducción de costos operativos la principal motivación para su vinculación al proyecto.

Como parte del proyecto de vinculación PVS-2017-011, el trabajo propuesto se complementará con otros proyectos de titulación desarrollados en la Facultad de Ingeniería Mecánica, con el objetivo principal de producir el prototipo inicial de un exoesqueleto para rehabilitación de mano. Los proyectos con los cuales este trabajo de titulación tiene relación incluyen: el diseño y construcción de un exoesqueleto para rehabilitación del dedo pulgar, el estudio cinemático de la mano, el control de un exoesqueleto para rehabilitación pasiva y activa de mano, y la medición de fuerzas en las falanges de los dedos de la mano.

## **1.2. Generalidades de mano: anatomía y patologías**

### **1.2.1. Anatomía de la mano**

#### **1.2.1.1. Arquitectura de los dedos**

La arquitectura que presentan los dedos de la mano es especial ya que les permite abrir y cerrarse sin problemas. Gracias a esta arquitectura, los dedos pueden también ejercer presión y sostener objetos sin problema. Cuando un dedo trifalángico está en completa extensión se observan 3 pliegues los cuales se identifican en la Figura 1.1. Estos pliegues indican la presencia de cada una de las falanges. El pliegue digital palmar único o duplicado indica la unión entre el dedo y la palma de la mano. El pliegue digital proximal duplicado indica la presencia de la articulación interfalángica proximal. Finalmente, el pliegue digital distal único (ubicado ligeramente por encima de la articulación distal) indica la presencia de la articulación interfalángica distal [7].

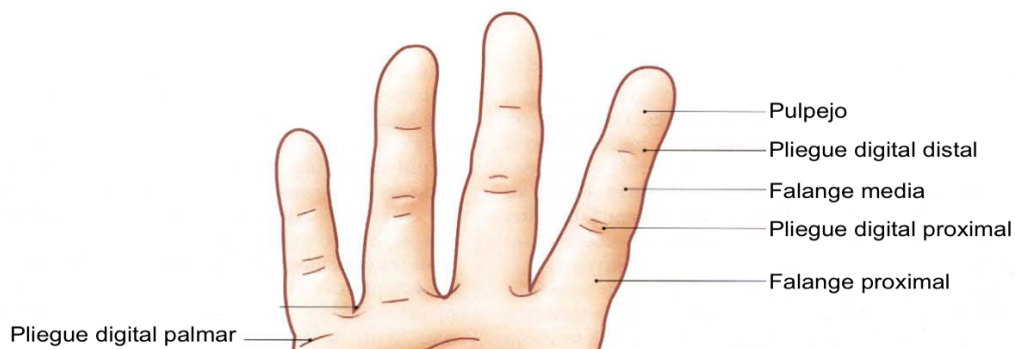


Figura 1.1. Arquitectura de los dedos (vista posterior).  
(Fuente: [7])

### 1.2.1.2. Huesos y articulaciones de la mano

Para el correcto estudio de los dedos trifalángicos es necesario revisar la estructura completa de la mano, la cual se muestra en la Figura 1.2. En la muñeca o carpo se encuentran 8 huesos carpianos cuya función es unir a la mano con el antebrazo. En la mano se encuentran los huesos metacarpianos y las falanges. Cada dedo se identifica con un número del 1 al 5 empezando desde el pulgar y terminando en el meñique. Los dedos 2, 3, 4 y 5 se denominan trifalángicos debido a que están formados por tres falanges. Estas falanges son: falange proximal, falange media y falange distal. Cada falange está constituida por una base, una diáfisis y una cabeza [7–9].

Cada falange está unida entre sí por medio de articulaciones tipo bisagra las cuales se identifican a continuación:

- Articulación metacarpofalángica (MCF): Es la encargada de unir los huesos metacarpianos con la falange proximal.
- Articulación interfalángica proximal (PIF): Une las falanges media y proximal.
- Articulación interfalángica distal (DIF): Une las falanges media y distal.

Cada articulación permite que los dedos realicen movimientos de flexión y extensión. Adicionalmente, la articulación carpometacarpiana (CMC), con dos grados de libertad, une cada uno de los metacarpianos al carpo, y permite realizar movimientos de abducción y aducción como se muestra en la Figura 1.4 [7–9].

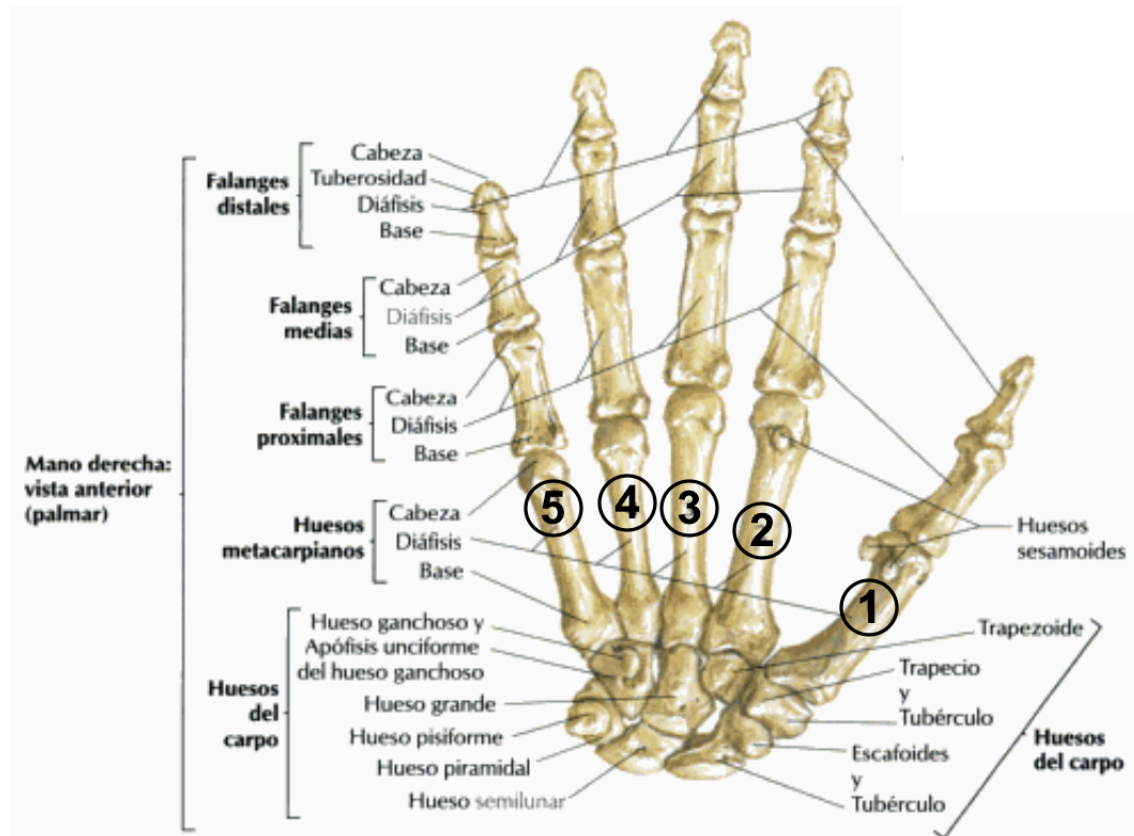


Figura 1.2. Huesos de la mano derecha (vista anterior).  
(Fuente: [9])

### 1.2.1.3. Músculos y tendones de la mano

Los músculos presentes en la mano y muñeca son de dos tipos: extrínsecos e intrínsecos [7–9].

Los músculos extrínsecos no tienen su origen en la mano. Se originan en los codillos humerales internos y externos así como en los extremos del radio y el cúbito [9]. La musculatura extrínseca de la mano se puede revisar en la Figura 1.3 [10]. De estos músculos surgen los tendones flexores extrínsecos. Cada uno de estos tendones llegan hasta la base de las falanges distales. El recorrido y forma que van adquiriendo los tendones extensores se muestra en la Figura 1.3 [8].

Los músculos intrínsecos se originan en la mano. Existen 3 grupos musculares, y estos son:

- Grupo Tenar: Permite el movimiento del pulgar o dedo 1.
- Grupo Hipotenar: Permite el movimiento del dedo 5.
- Interóseas y lumbricales: Permiten la aducción y abducción de los dedos (Figura 1.4), además permiten junto con los extensores realizar la flexo-extensión de los dedos (Figura 1.5) [8].

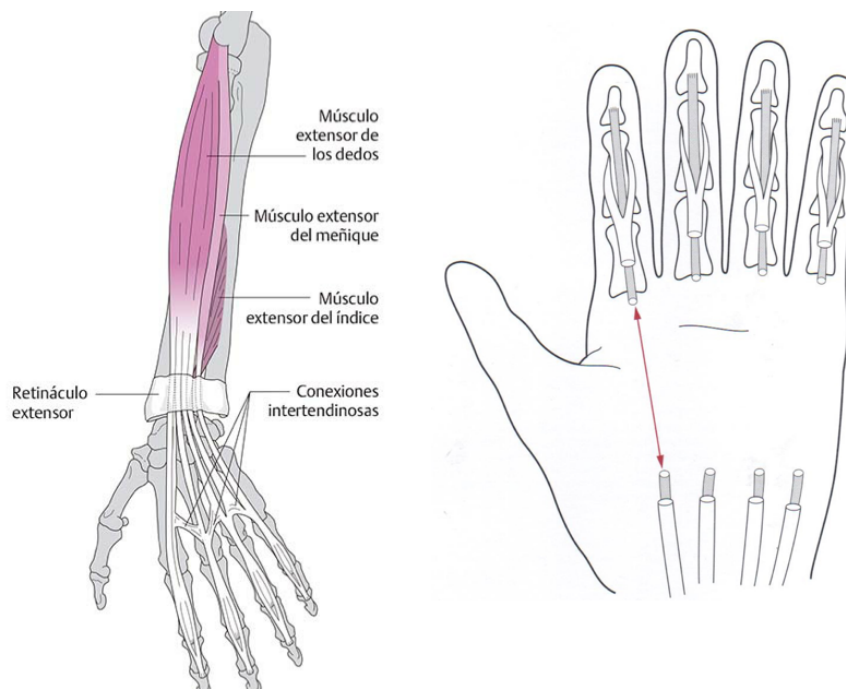


Figura 1.3. A la izquierda la musculatura extrínseca. A la derecha los tendones extensores de la mano (vista anterior).  
(Fuente: [8])

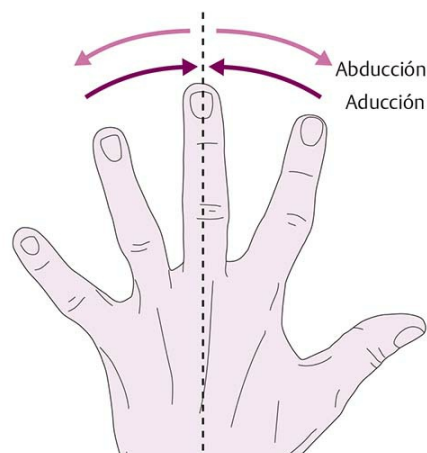


Figura 1.4. Aducción y abducción de los dedos usando el dedo medio (dedo 3) como referencia.  
(Fuente: [10])



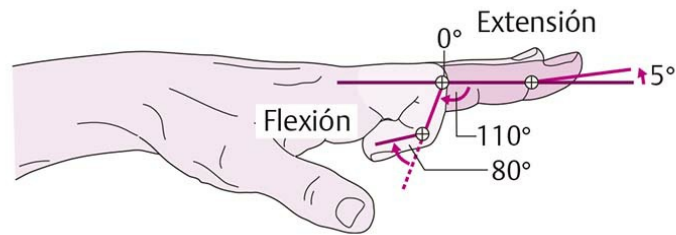


Figura 1.5. Flexión y extensión de los dedos.  
(Fuente: [10])

## 1.2.2. Patologías de los dedos de la mano

Las patologías que puede presentar la mano pueden ser de carácter neurológico, traumatológico o reumatológico. A continuación, se presentan las patologías más comunes que pueden afectar a cada una de las partes de los dedos trifalángicos de la mano [10–13]:

### 1.2.2.1. Patologías óseas

- Luxaciones: Es la pérdida permanente de contacto en la superficie de una articulación. Esta pérdida puede ser parcial (sub-luxación) o total (Figura 1.6).



Figura 1.6. Luxación en articulación PIF.  
(Fuente: [11])

- Fracturas: Es la pérdida de continuidad en la estructura de las falanges. La fractura de la falange distal es una de las más frecuentes.



Figura 1.7. Fractura falange distal.  
(Fuente: [11])

- Tumores: Crecimiento anormal de las células en una parte del tejido óseo. El encondroma (Figura 1.8) es un tumor benigno frecuente en el 90 % de los casos.



Figura 1.8. Tumor encondroma presente en la falange distal.  
(Fuente: [13])

- Patología infecciosa: Es la invasión de agentes patógenos en el tejido. La más común es la osteomielitis aguda. Esta se produce cuando existe una infección en los tejidos blando o intra-articulares y afecta a largo plazo el tejido óseo (Figura 1.9).

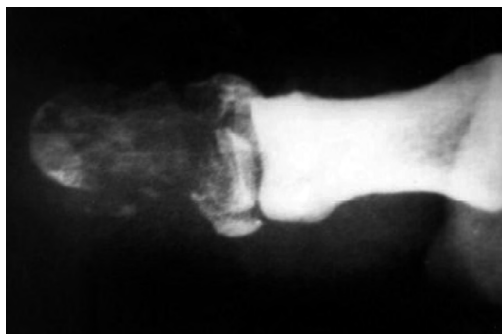


Figura 1.9. Deterioro óseo debido a osteomielitis aguda.  
(Fuente: [11])

- Necrosis avascular: La necrosis es la muerte de las células y tejidos de una zona en particular. En los dedos trifalángicos, las necrosis más comunes son la del escafoides y la enfermedad de Kienböck. La necrosis escafoide se produce cuando el polo proximal del escafoide no recibe una adecuada basculación por lo que puede fracturarse. La enfermedad de Kienböck involucra repetidos microtraumatismos en el hueso semilunar lo cual produce su fractura [11].

### 1.2.2.2. Patologías en las articulaciones

- Artrosis: Es una alteración degenerativa de las articulaciones. Estas alteraciones se dan por el deterioro de la superficie de las articulaciones. Un signo de la aparición de la artrosis en los dedos son los nódulos de Heberden (en la articulación DIF) y bouchard (En la articulación PIF).

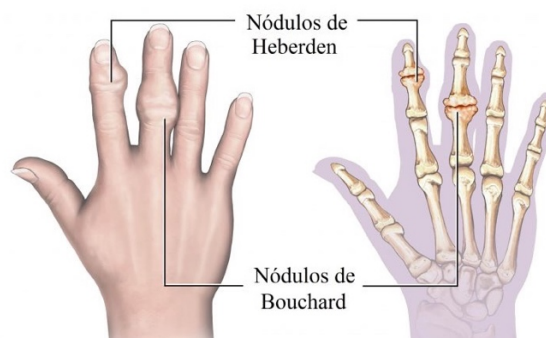


Figura 1.10. Artrosis - Nódulos de Heberden y bouchard.  
(Fuente: [14])

- Artropatía inflamatoria: Es una enfermedad inflamatoria de las articulaciones que puede provocar deformaciones o destrucción. Esta artropatía se puede presentar como artritis reumatoide, artritis séptica o artritis por microcristales. En la Figura 1.11 se puede observar una artritis reumatoide en ambas manos.



Figura 1.11. Artropatía inflamatoria.  
(Fuente: [15])

### 1.2.2.3. Patologías en los tendones

- Tenosinovitis flexora: Es una inflamación de los tendones flexores de la mano.
- Tenosinovitis estenosante: Es la inflamación de la polea ubicada en la articulación MCP que permite el deslizamiento de los tendones flexores. Esta patología se la conoce también como dedo en resorte (Figura 1.12).

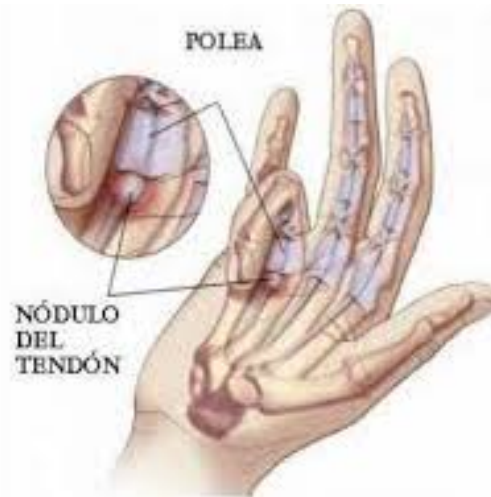


Figura 1.12. Dedo en resorte.  
(Fuente: [16])

- Dedo en martillo: Es la rotura del tendón extensor o la avulsión del tendón con un pequeño fragmento de hueso (Figura 1.13).



Figura 1.13. Dedo en martillo.  
(Fuente: [11])

- Gangliones: Son tumores que se presentan en los tendones o en las vainas tendinosas.

#### 1.2.2.4. Patologías neurovasculares

- Síndrome del túnel del carpo: Se produce por la compresión del nervio mediano cuando pasa por el túnel del carpo. Esta patología afecta a los 4 primeros dedos de la mano.
- Síndrome del canal de Guyon: Es una patología que afecta al cuarto y quinto dedo. Se produce por la compresión del nervio cubital cuando este pasa por el canal de guyon.

### 1.3. Revisión de modelos cinemáticos y dinámicos de los dedos trifalángicos de la mano

#### 1.3.1. Modelo cinemático

En el diseño de una órtesis para dedos trifalángicos es necesario conocer el espacio de trabajo de cada uno de los dedos. Dicho espacio de trabajo se ve afectado de individuo a individuo por la edad, lesiones, enfermedades o la calidad de vida de la persona. Leitkam et al. [17] toma en cuenta estas características y propone un modelo tridimensional cinemático teórico y experimental. El modelo teórico se presenta en la Figura 1.14 que muestra el trazado de las trayectorias para el dedo 2 (izquierda) y para todos los dedos (derecha). En la Figura 1.15 se puede observar el plano sagital del modelo cinemático teórico (izquierda) y experimental (derecha).

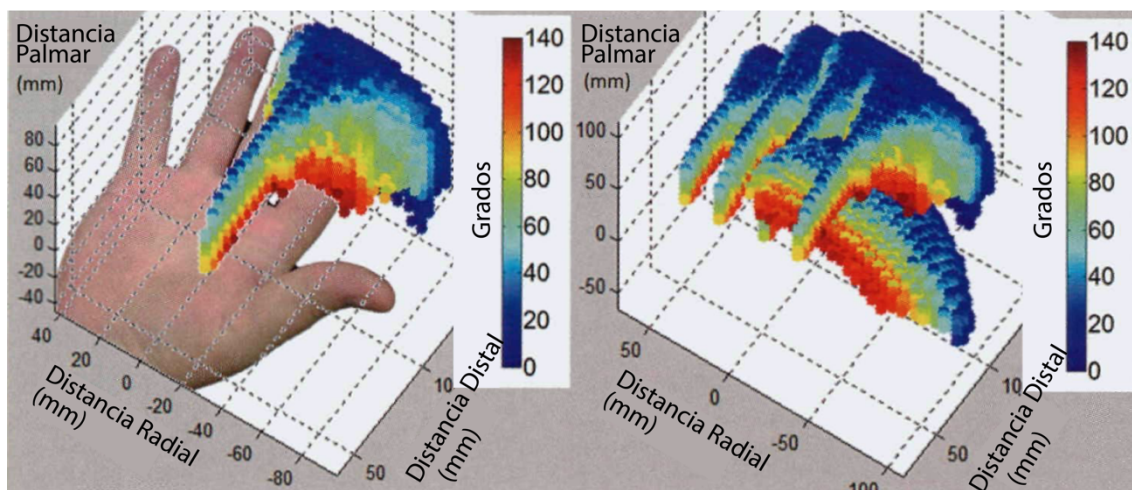


Figura 1.14. Modelo 3D del campo de trabajo de los dedos trifalángicos: A la izquierda se muestra la trayectoria del dedo índice. A la derecha se muestra la trayectoria de todos los dedos de la mano.

(Fuente: [17])

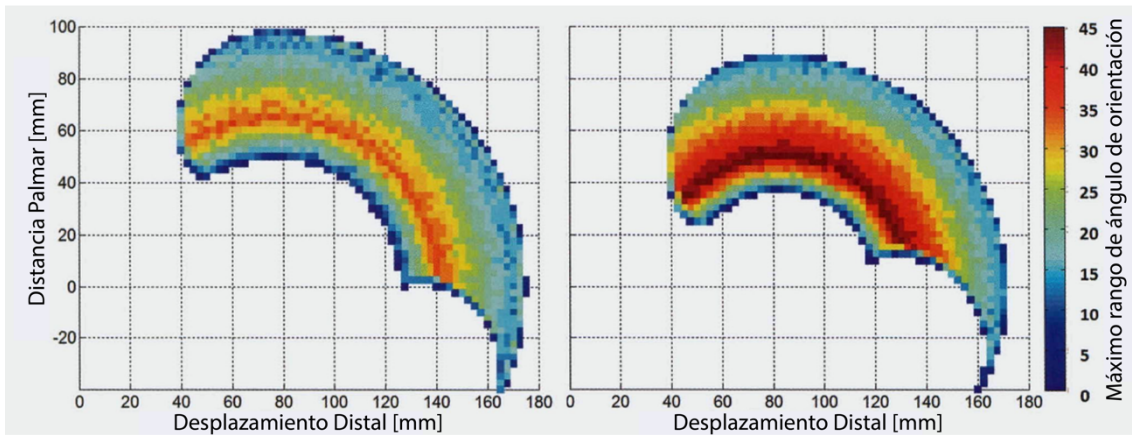


Figura 1.15. Plano sagital del dedo donde se muestra el espacio de trabajo.  
(Fuente: [17])

Una vez conocido el espacio de trabajo del dedo, es necesario obtener las trayectorias de las falanges que lo componen. Conti et al. [18] generan las curvas teóricas y experimentales del desplazamiento de las falanges del dedo 3 en flexo-extensión (Figura 1.16 y Figura 1.17). Adicionalmente, establecen los desplazamientos alcanzados por las falanges con el exoesqueleto denominado HES que ellos desarrollaron. Las curvas experimentales con exoesqueleto y teóricas sin exoesqueleto obtenidas para extensión se muestran en la Figura 1.18 y para flexión en la Figura 1.19 [18].

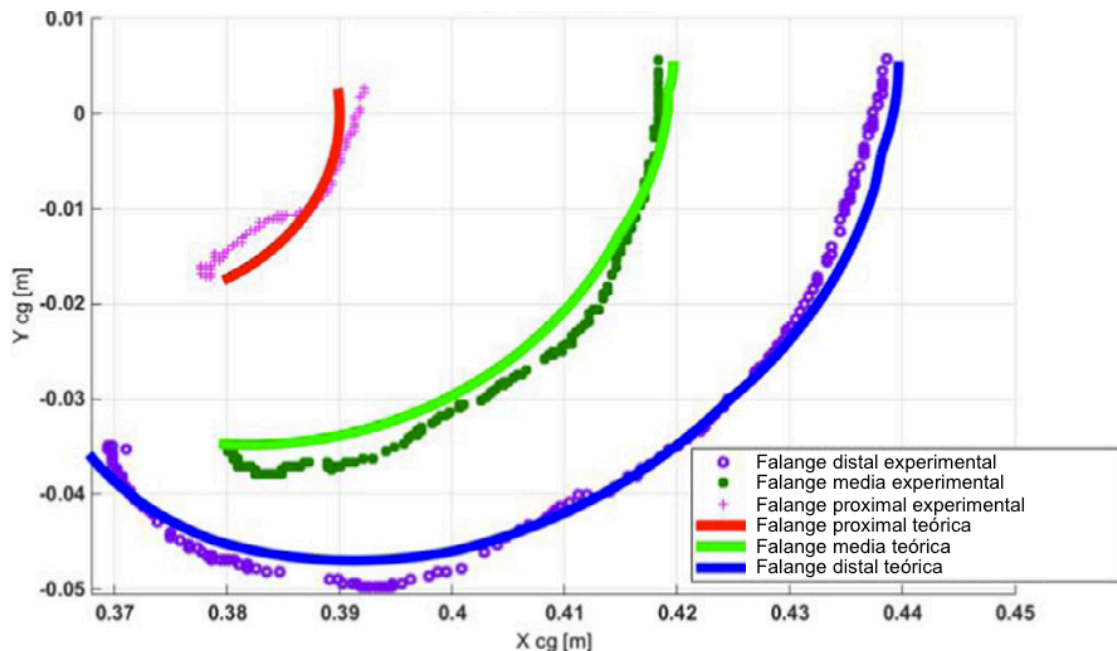


Figura 1.16. Trayectoria en extensión de las falanges del dedo.  
(Fuente: [18])



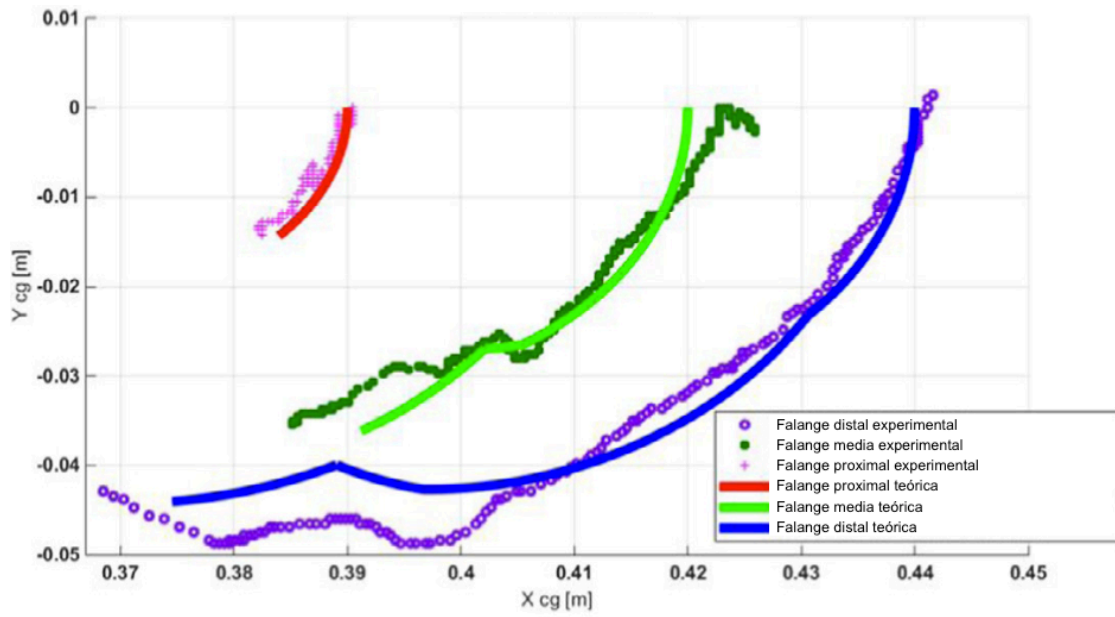


Figura 1.17. Trayectoria en flexión de las falanges del dedo.  
(Fuente: [18])

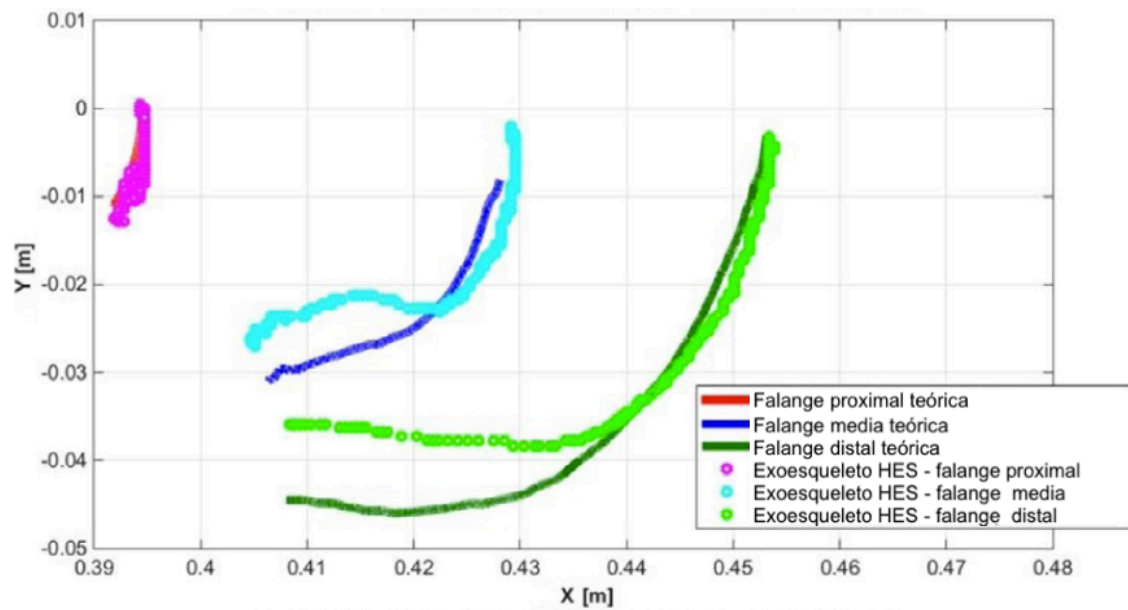


Figura 1.18. Trayectoria en extensión de las falanges de los dedos con el exoesqueleto HES.  
(Fuente: [18])

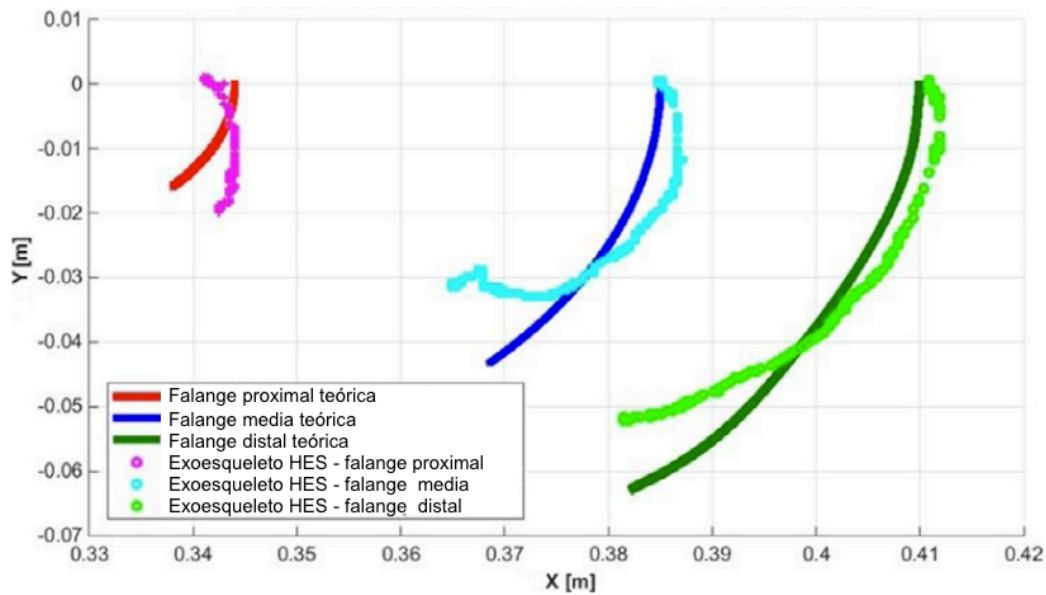


Figura 1.19. Trayectoria en flexión de las falanges de los dedos con el exoesqueleto HES. (Fuente: [18])

Las gráficas de Conti et al. [18] se obtienen a partir de la flexión parcial de las articulaciones de los dedos de la mano. Aproximadamente, la flexión es de  $45^\circ$  para la articulación MCP,  $60^\circ$  para la PIP y  $40^\circ$  para la DIP. El seguimiento de las trayectorias logrado con el exoesqueleto HES limita aún más la flexión de las articulaciones. Como se puede observar en las figuras anteriores la trayectoria alcanzada por las articulaciones disminuye. Por tanto, generar un dispositivo que realice el seguimiento de la flexo-extensión de las articulaciones tratando de no disminuir su movimiento es un parámetro que se toma en cuenta en este trabajo.

### 1.3.2. Modelo dinámico

Sancho et al. [19] desarrollan el estudio del modelo dinámico del dedo índice de la mano para determinar las velocidades y aceleraciones de cada falange. Este modelo se obtiene por dinámica inversa partiendo del desplazamiento del dedo y realizando la derivación numérica de los ángulos con respecto al tiempo. Para el estudio se toma en cuenta la dependencia de la fuerza del músculo con su longitud, la velocidad de contracción del músculo y los efectos inerciales para el movimiento de flexo-extensión. El movimiento del dedo se obtiene en el plano sagital mediante el uso de cámaras de alta velocidad que capturan el movimiento a 100 Hz con una resolución de 0.1 mm. El tiempo aproximado en realizar cada ciclo de flexo-extensión es de aproximadamente 0.4 s. Las gráficas de desplazamiento, de velocidades y aceleraciones para cada una de las falanges del dedo índice se pueden observar en la Figura 1.20.



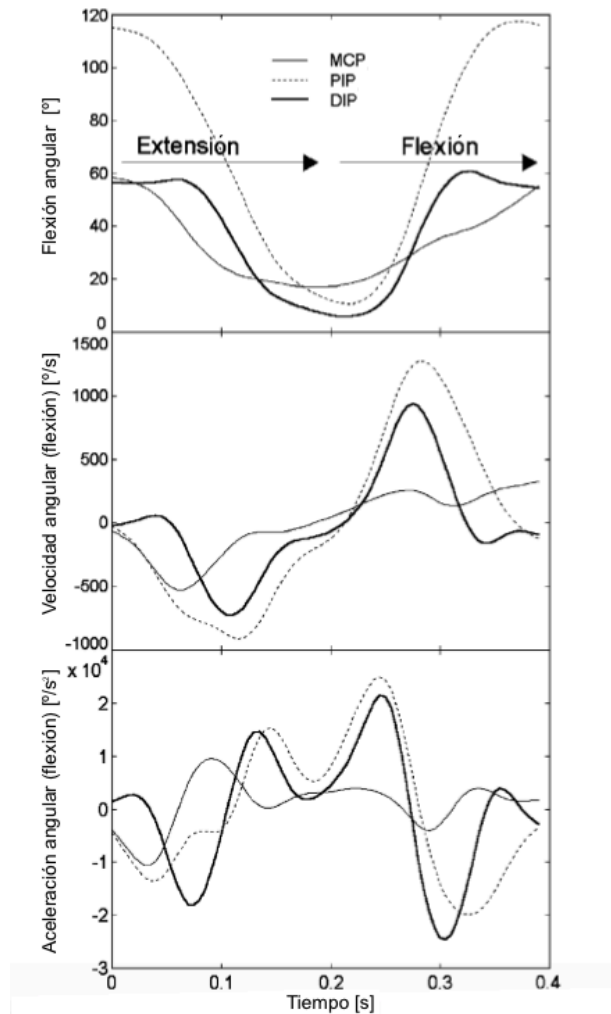


Figura 1.20. Modelo dinámico para el dedo índice.  
(Fuente: [19])

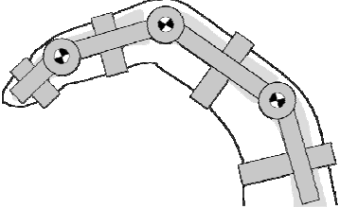
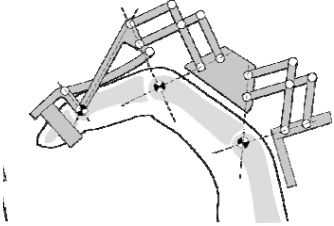
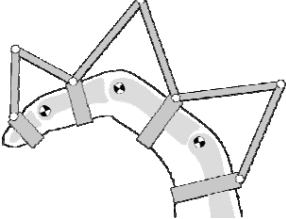
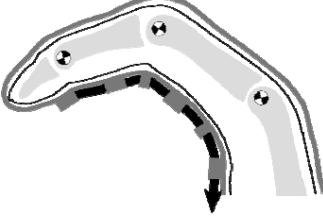
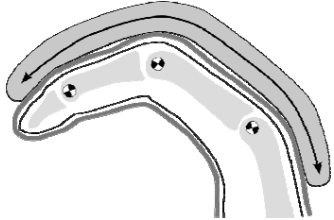
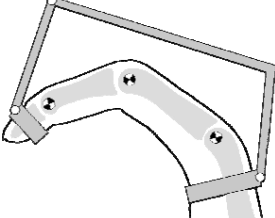
En estas gráficas se puede observar que el ángulo de flexión de la articulación PIP es mayor, lo que provoca una mayor velocidad angular. El ángulo de la articulación DIP presenta un retraso de 0.1 s lo que genera un desfase en las gráficas de velocidad y aceleración. Esta articulación alcanza la máxima aceleración. La articulación MCP es la que presenta un menor ángulo desplazado, una menor velocidad y una menor aceleración. Finalmente, el estudio se obtiene a partir de una flexión incompleta de la falange proximal (40°) por lo que los datos se tomarán como referencia para realizar el estudio cinemático y el análisis de velocidades y aceleraciones del sistema propuesto en este trabajo

#### 1.4. Mecanismos de rehabilitación de mano

Actualmente en el campo de rehabilitación de mano existen distintos dispositivos de rehabilitación. Este tipo de dispositivos presentan 6 diferentes mecanismos base, los

cuales se muestran en la Tabla 1.1. Los rehabilitadores de mano utilizan uno de los mecanismos base o la combinación de al menos dos de ellos [20].

Tabla 1.1. Mecanismos base para transmitir movimiento en exoesqueletos de mano.

Mecanismos	Esquema
Emparejamiento de centros directos	
Conexión para el centro de rotación remoto	
Estructura de enlace redundante	
Mecanismo impulsado por tendones	
Actuador de flexión unido a la junta	
Enlace de serie unido al segmento distal	

(Fuente: [20])

Una vez determinados los mecanismos para transmitir movimiento, se revisan a continuación algunos de las órtesis para dedos trifalángicos y sus características más importantes.

### 1.4.1. MIDHAS I

Este dispositivo es el prototipo predecesor al desarrollado en este trabajo. MIDHAS I incluye un mecanismo combinado de cables y eslabones (Figura 1.21). El sistema de eslabones rígidos se conecta a las falanges proximales. El sistema de cables metálicos se une a los segmentos medio y distal. Este dispositivo es accionado por 3 servomotores y permite la flexo-extensión de los dedos trifalángicos. En la Tabla 1.2 se muestra un compilado de las características más importantes [21].

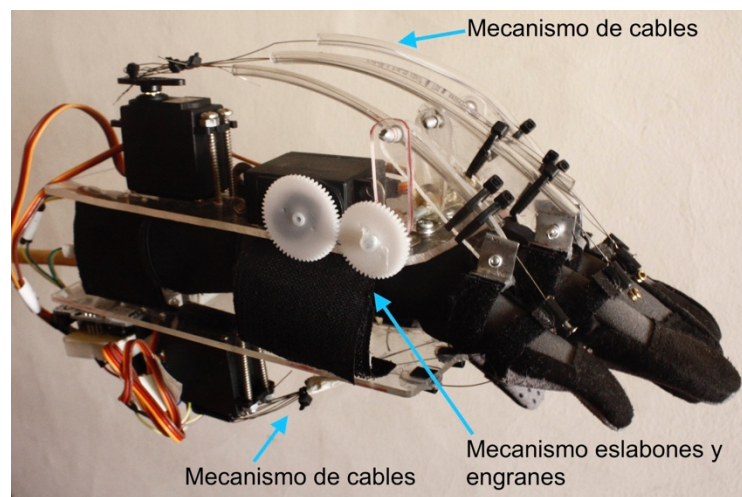


Figura 1.21. Prototipo MIDHAS I.  
(Fuente: Propia)

Tabla 1.2. Características del dispositivo MIDHAS.

Modelo	MIDHAS I
Actuadores	Servomotor MG995
Sensores de posición	Flexo-sensores
Rango MCP	60 [°]
Rango PIP	60 [°]
Rango DIP	40 [°]
Soporte muñeca	Soporte rígido
Aducción y abducción dedos trifalángicos	No permite
Peso dispositivo	450 [g]
Material mecanismo	Eslabones de acrílico

(Fuente: [21])

### 1.4.2. SAFER glove

Esta órtesis para rehabilitación de mano incluye un diseño para realizar flexo-extensión de los dedos trifalángicos y el pulgar. Este dispositivo utiliza un mecanismo combinado de cables y de eslabones unido al segmento distal. Para realizar el seguimiento de flexo-extensión utiliza un motor DC para cada dedo. Este dispositivo no permite el movimiento de abducción y aducción de los dedos trifalángicos el cual es indispensable en la flexo-extensión. Finalmente, el rehabilitador presenta un mecanismo grande y complejo para el accionamiento del sistema cuyo diseño puede ser mejorado. En la tabla 1.3 se presentan las características más importantes de esta órtesis [22].

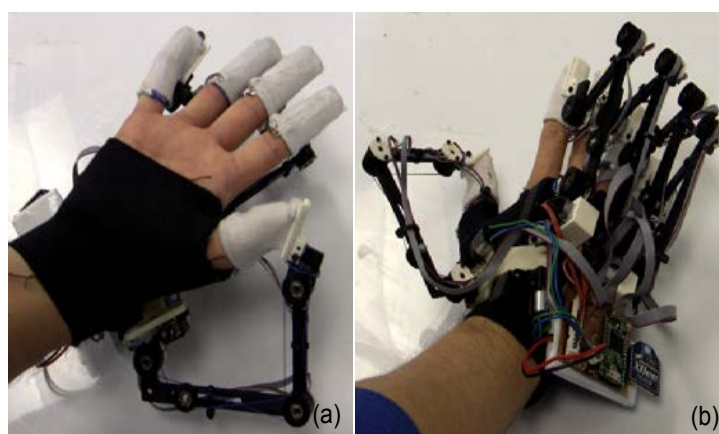


Figura 1.22. Prototipo SAFER glove colocado en la mano derecha donde: (a) vista palmar y (b) vista dorsal.  
(Fuente: [22])

Tabla 1.3. Características del dispositivo SAFER glove.

Modelo	SAFER glove - modelo 3
Actuadores	Motores DC
Sensores de posición	Encoders
Sensores de fuerza	Sensor FSR
Rango MCP	70 [°]
Rango PIP	90 [°]
Rango DIP	50 [°]
Soporte muñeca	No
Aducción y abducción dedos trifalángicos	No permite
Peso dispositivo	410 [g]
Material mecanismo	Eslabones metálicos
Máxima fuerza activa	15 [N]

(Fuente: [22])

### 1.4.3. HEXOTRAC

Hexotrac es un exoesqueleto para mano que permite realizar el seguimiento del movimiento de flexo-extensión, abducción y aducción de los dedos índice, medio y pulgar. Este dispositivo incluye una cadena de eslabones rígidos unidos al segmento distal como se puede ver en la Figura 1.23. El principal inconveniente de este dispositivo es que es de gran tamaño y no permite el seguimiento de flexo-extensión de los dedos anular y meñique. Este mecanismo es accionado por motores DC y se puede adaptar a diferentes medidas antropométricas de los dedos. Las características más importantes se presentan en la Tabla 1.4 [4].

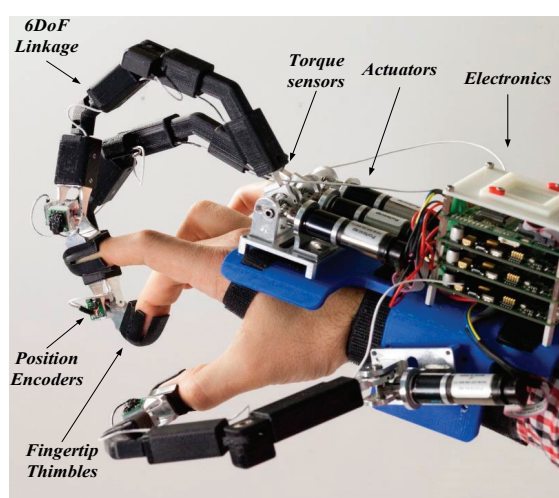


Figura 1.23. Prototipo HEXOTRAC montado en la mano derecha.  
(Fuente: [4])

Tabla 1.4. Características del dispositivo HEXOTRAC.

Modelo	HEXOTRAC
Actuadores	Motores DC con caja de engranes
Sensores de posición	Encoder magnético y galga extensiométrica
Sensores de fuerza	Sensor para torque loadcell
Rango MCP	90 [°]
Rango PIP	90 [°]
Rango DIP	60 [°]
Soporte muñeca	Soporte rígido
Aducción/abducción dedos trifalángicos	Si permite
Material mecanismo	Eslabones ABS
Máxima fuerza activa	5.8 [N]

(Fuente: [4])

#### 1.4.4. Exoesqueleto de mano de cable doble

Este dispositivo permite realizar la flexo-extensión de los dedos trifalángicos mediante el uso de motores DC. Como se muestra en la Figura 1.24, el mecanismo de accionamiento es mediante cables dobles. Este sistema no incorpora un sistema que se adapte a diferentes medidas antropométricas. Además, la disposición de los motores y su diseño poco ergonómico son parámetros que pueden ser mejorados. Las características más importantes se presentan en la Tabla 1.5 [23].

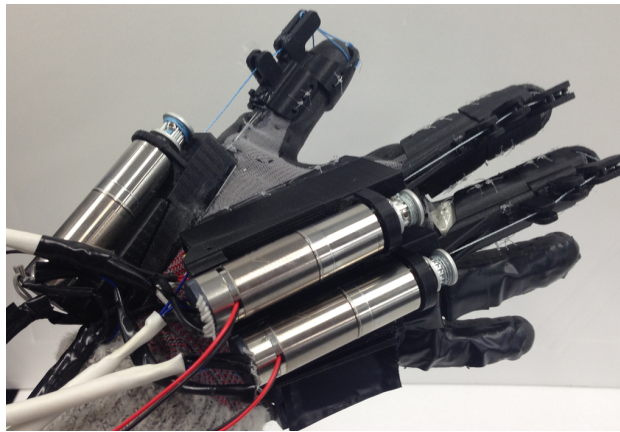


Figura 1.24. Exoesqueleto de cable doble montado en la mano derecha.  
(Fuente: [23])

Tabla 1.5. Características del exoesqueleto de cable doble.

<b>Modelo</b>	Prototipo 1
<b>Actuadores</b>	Motores DC con caja de engranes
<b>Sensores de posición</b>	Potenciómetro
<b>Rango MCP</b>	60 [°]
<b>Soporte muñeca</b>	No
<b>Aducción y abducción dedos trifalángicos</b>	Si permite
<b>Material mecanismo</b>	Eslabones plásticos
<b>Volumen</b>	10 x 15 x 5 [cm <sup>3</sup> ]
<b>Peso</b>	238 [g]
<b>Máxima fuerza activa</b>	2 [N]

(Fuente: [23])

## 2. METODOLOGÍA

### 2.1. Análisis funcional

El análisis funcional es una técnica que permite identificar diferentes soluciones para cada una de las funciones de un sistema modular [24].

En el desarrollo de una estructura modular es necesario partir de una estructura funcional. Una estructura funcional debe representar al conjunto de subfunciones que surgen a partir de la función global y a las interrelaciones de flujos entre subfunciones.

Para obtener una estructura modular es necesario agrupar las funciones en módulos y establecer las interfaces adecuadas. Una interfaz será la conexión real o imaginaria entre módulos y establece una de las siguientes relaciones: mecánica, de flujo de energía, de flujo de materiales o de flujo de señales.

En el desarrollo de la estructura funcional es necesario definir niveles, comenzando con la función global del sistema en el nivel 0. Estos niveles continuarán aumentando hasta que el análisis funcional sea conveniente. Es decir, hasta que un mayor desglose de subfunciones lleve a establecer determinadas soluciones implícitamente. Para el caso de una órtesis para dedos trifalángicos de la mano su función global se representa en la Figura 2.1.

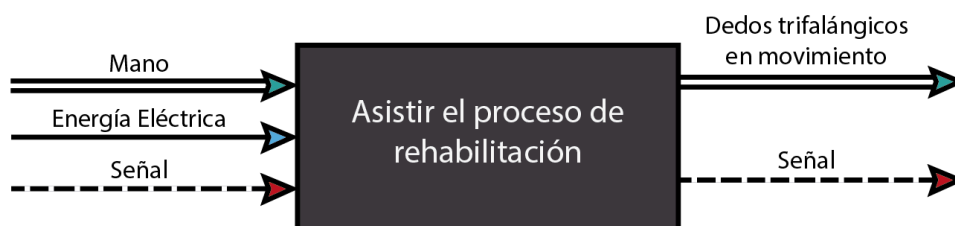


Figura 2.1. Representación de la función global del sistema (Nivel 0).  
(Fuente: Propia)

Para el nivel 1 se presentan 2 modos de operación (módulos) principales: 1) soporte de la órtesis; 2) generar movimientos de rehabilitación. En la Figura 2.2 se muestra la nueva representación del sistema funcional.

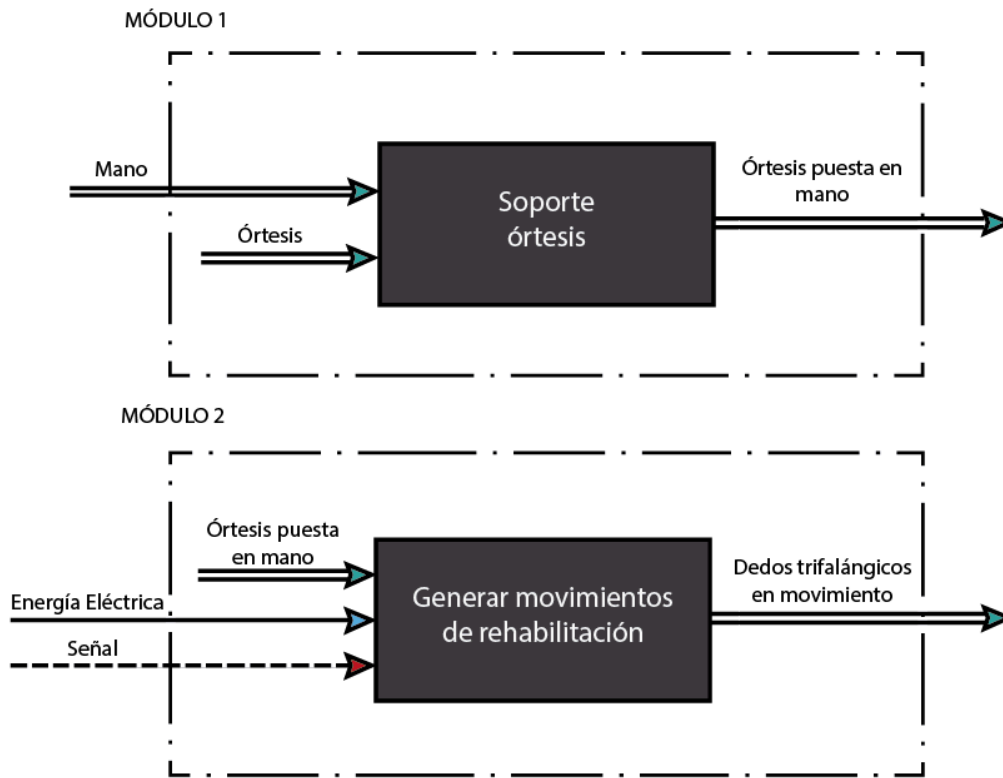


Figura 2.2. Representación de los 2 modos de operación del sistema (Nivel 1).  
(Fuente: Propia)

Para realizar el análisis de las subfunciones del nivel 1 es necesario crear un nuevo nivel. Así, en el nivel 2 se concluye con la representación de la estructura funcional del dispositivo. Las funciones y subfunciones de los dos modos de operación se muestran en la Tabla 2.1. La representación de la estructura funcional del nivel 2 se muestra a presentan en la Figura 2.3

Tabla 2.1. Modos de operación (módulos) del dispositivo

Módulo	Función	Subfunción
1	Soporte órtesis	Ajustar órtesis en muñeca
		Ajustar ángulos en muñeca
		Ajustar órtesis en mano
2	Generar movimientos de rehabilitación	Regular medidas geométricas del mecanismo de los dedos trifalángicos
		Ajustar órtesis a los dedos
		Controlar el sistema
		Mover dedos trifalángicos (dedos 2 y 3)
		Mover dedos trifalángicos (dedos 4 y 5)

(Fuente: Propia)



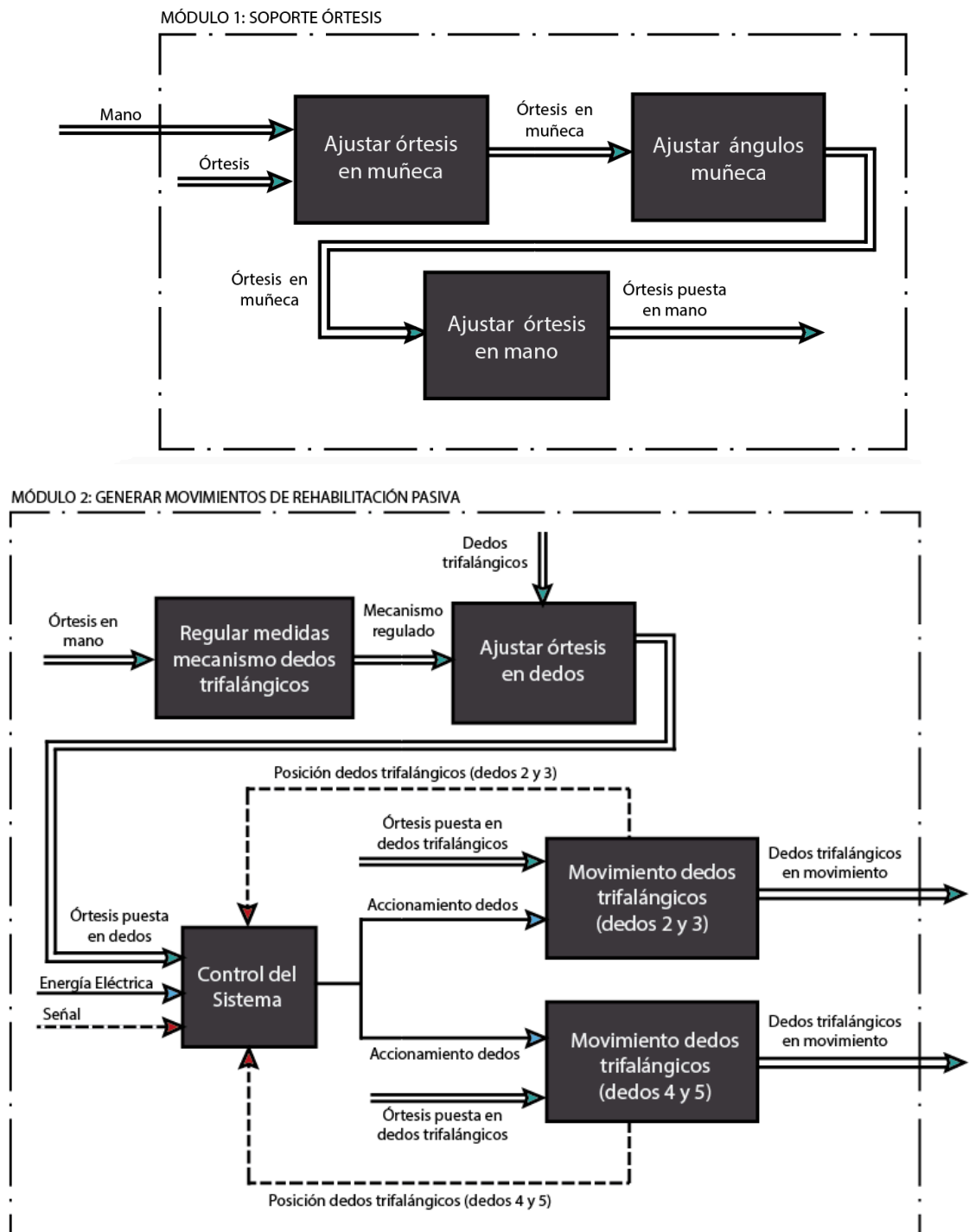


Figura 2.3. Representación de la estructura funcional del nivel 2 para el módulo 1 y módulo 2. (Fuente: Propia)

Los 2 módulos considerados son controlados a través de un sistema electrónico que consta de actuadores, sensores, controlador Arduino Mega, una fuente de alimentación de 12 V y una interfaz de comunicación usuario - órtesis. El diagrama del sistema electrónico se muestra en la Figura 2.4.

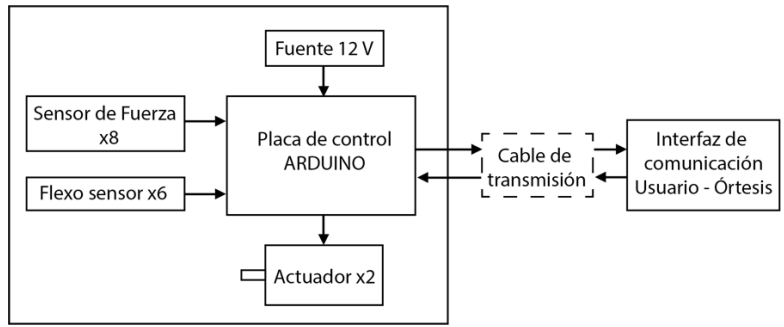


Figura 2.4. Diagrama del sistema electrónico del dispositivo.  
(Fuente: Propia)

## 2.2. Determinación de las especificaciones de la órtesis

### 2.2.1. Casa de la calidad

		<table border="1"> <tr><td>●</td><td>Muy Positiva</td></tr> <tr><td>○</td><td>Positiva</td></tr> <tr><td>X</td><td>Negativa</td></tr> <tr><td>*</td><td>Muy Negativa</td></tr> </table>						●	Muy Positiva	○	Positiva	X	Negativa	*	Muy Negativa	A	B	C	D	E	F	G	H	I
●	Muy Positiva																							
○	Positiva																							
X	Negativa																							
*	Muy Negativa																							
VOZ DEL USUARIO		Rango MCP y PIP	Rango DIP	Tamaño	Peso	Costo	Ergonomía	Material del dispositivo	Propio Diseño	HEXOTRAC	SAFER Glove	Objetivos	Índice de mejora	Factor de venta	Importancia	Ponderación	Ponderación en %							
Ligero	O	▽	▽	●	●	▽	●	●	1	4	4	3	3.0	●	3	10.8	4.9							
Fácil montaje en la mano	B	●	●		▽		●	▽	1	5	5	5	5.0	●	5	37.5	17.0							
Resistente	B					▽		●	1	4	5	5	5.0		5	25.0	11.3							
Adaptable	B	○	○	○		●	●		1	5	2	5	5.0	●	5	37.5	17.0							
Cómodo	B	●	●	●	●		●	▽	1	5	5	5	5.0	●	5	37.5	17.0							
Cumpla con rango de movimiento	B	●	●				▽		1	4	4	5	5.0		5	25.0	11.3							
Confort térmico	E					▽	●	●	1	5	5	2	2.0		3	6.0	2.7							
Seguro	B	●	●				○	▽	1	5	5	5	5.0	●	5	37.5	17.0							
Compacto	E	●	●	●	●	●	▽	▽	1	2	3	3	3.0	●	1	3.6	1.6							
<b>220.4</b>																								
Propio Diseño		1	1	1	1	1	1	1																
EXOTRAC		5	5	5	3	3	5	5																
SAFER Globe		5	5	4	5	5	5	5																
Incidencia		1393	1393	579.6	505	412	1305	492	6079.4															
Incidencia en %		22.9	22.9	9.5	8.3	6.8	21.5	8.1	100															
Factor de incidencia		<table border="1"> <tr><td>Fuerte= 9</td><td>●</td></tr> <tr><td>Medio= 3</td><td>○</td></tr> <tr><td>Bajo= 1</td><td>▽</td></tr> </table>																	Fuerte= 9	●	Medio= 3	○	Bajo= 1	▽
Fuerte= 9	●																							
Medio= 3	○																							
Bajo= 1	▽																							
		<table border="1"> <tr><td>Fuerte= 1.5</td><td>●</td></tr> <tr><td>Posible= 1.2</td><td>○</td></tr> <tr><td>Ningún= 1.0</td><td>▽</td></tr> </table>																	Fuerte= 1.5	●	Posible= 1.2	○	Ningún= 1.0	▽
Fuerte= 1.5	●																							
Posible= 1.2	○																							
Ningún= 1.0	▽																							
		0 a 90 grados	0 a 70 grados	10 cm x 20 cm x 8 cm	0.45 kg	3000 \$	[-]	[-]																

Figura 2.5. Casa de la calidad.  
(Fuente: Propia)

Para determinar las especificaciones técnicas del dispositivo o máquina a diseñar se emplea la casa de la calidad. Esta herramienta permite combinar los requerimientos y deseos del cliente con el criterio del ingeniero. Para el desarrollo de la casa de la calidad se parte del método empleado por Riba que incluye 6 pasos fundamentales [24]. El diagrama de la casa de la calidad aplicado a la órtesis para rehabilitación de los dedos trifalángicos de la mano se presenta en la Figura 2.5.

## 2.2.2. Especificaciones técnicas

Las especificaciones técnicas necesarias para establecer los requerimientos y deseos del producto se resumen en un cuadro con el formato establecido en el texto de diseño concurrente de Riba [24]. Las especificaciones de función y materiales (Parte I) se presentan en la Tabla 2.2, las especificaciones de dimensiones (Parte II) en la Tabla 2.3 y las especificaciones de movimiento, fuerza, seguridad y ergonomía, vida útil y mantenimiento, costos y aspectos legales (Parte III) en la Tabla 2.4.

Tabla 2.2. Especificaciones técnicas (Parte I).

<b>Especificaciones Técnicas</b>				
<i>Escuela Politécnica Nacional</i>	Órtesis para rehabilitación de mano		Fecha Inicial: 22/08/2017	
<i>Kinetiko</i>			Fecha última revisión: 20/03/2018	
Especificaciones				
Concepto	Fecha	Propone	R/D	Descripción
Función	22/8/17	I	D	Diseño ajustable para la mano derecha a izquierda.
	9/9/17	F	MR	Asistir proceso de rehabilitación en afecciones de mano que involucran el sistema nervioso periférico con ejercicios pasivos.
	9/9/17	F	MR	Asistir proceso de rehabilitación en patologías traumatológicas con ejercicios pasivos y activos.
	9/9/17	F	MR	Asistir proceso de rehabilitación en patologías reumatológicas con ejercicios pasivos.
Movimientos	22/8/17	I	R	Realizar flexo-extensión de los dedos trifalángicos.
Fuerzas	22/8/17	I	R	Fuerza máxima dedo: 10 [N].
Materiales	30/8/17	I	MR	Estructura de polímero: Soporte, eslabones, conexiones a dedos.
	28/8/17	I+F	MR	Superficie de contacto de la mano con soporte no rígida. Esponja de densidad 25.
	30/8/17	I	MR	Ejes, rótulas, juntas, uniones del soporte de acero inoxidable 304.

PROPONE: M=Márquetin, D=Diseño, P=Producción, F=Fabricación  
R/D: R=Requerimiento, D=Deseo, MR=Modificación de Requerimiento.  
(Fuente: [22])

Tabla 2.3. Especificaciones técnicas (Parte II).

<b>Especificaciones Técnicas</b>				
<i>Escuela Politécnica Nacional</i>	Órtesis para rehabilitación de mano		Fecha Inicial: 22/08/2017	
<i>Kinetiko</i>			Fecha última revisión: 20/03/2018	
Especificaciones				
<b>Concepto</b>	<b>Fecha</b>	<b>Prop one</b>	<b>R/D</b>	<b>Descripción</b>
Dimensiones	28/8/17	F	R	Longitud palma máxima 12.2 [cm] y mínima 8.5 [cm]
	28/8/17	F	R	Rango articular de los dedos trifalángicos en flexo extensión en grados: 0 - 90 (articulación metacarpo-falángica), 0 - 90 (articulación interfalángica proximal) y 0 - 60 (articulación interfalángica distal).
	28/8/17	F	R	Rango articular de los dedos trifalángicos en abducción abducción en grados: -15 a 15.
	28/8/17	I	D	Peso estimado 0.45 [Kg]
	29/9/17	F	R	Dimensión máxima interfalángica proximal en cm: 6 (dedo 2); 6.4 (dedo 3); 6.3 (dedo 4); 5.2 (dedo 5).
	29/9/17	F	R	Dimensión máxima interfalángica media en cm: 3.5 (dedo 2); 3.9 (dedo 3); 4.1 (dedo 4); 3.6 (dedo 5).
	29/9/17	F	R	Dimensión máxima interfalángica distal en cm: 2.7 (dedo 2); 3 (dedo 3); 3.5 (dedo 4); 4.9 (dedo 5).
	29/9/17	F	R	Dimensión mínima interfalángica proximal en cm: 2.7 (dedo 2); 3.9 (dedo 3); 3.4 (dedo 4); 2.2 (dedo 5).
	29/9/17	F	R	Dimensión mínima interfalángica media en cm: 2 (dedo 2); 2.1 (dedo 3); 1.7 (dedo 4); 1.5 (dedo 5).
	29/9/17	F	R	Dimensión mínima interfalángica distal en cm: 1.2 (dedo 2); 1.3 (dedo 3); 1.2 (dedo 4); 1.3 (dedo 5).

PROPONE: M=Márquetin, D=Diseño, P=Producción, F=Fabricación

R/D: R=Requerimiento, D=Deseo, MR=Modificación de Requerimiento.

Nota: Las medidas antropométricas de la manos son mediciones contribuidas por colaboradores.

(Fuente: [7, 22])

Tabla 2.4. Especificaciones técnicas (Parte III).

<b>Especificaciones Técnicas</b>				
<i>Escuela Politécnica Nacional</i>	Órtesis para rehabilitación de mano		Fecha Inicial: 22/08/2017	
<i>Kinetiko</i>			Fecha última revisión: 20/03/2018	
Especificaciones				
Concepto	Fecha	Propone	R/D	Descripción
Seguridad y ergonomía	22/8/17	I	R	Mecanismo ajustable a diferentes medidas antropométricas.
	22/8/17	F	R	Mecanismo ajustable para la muñeca. -45 a 45 grados en flexo-extensión y -10 a 10 grados en abducción-aducción.
Vida útil y mantenimiento	30/8/17	I	ND	Garantía de 2 años.
	1/9/17	I	NR	Mantenimiento por parte de la EPN.
Costos	22/8/17	I	R	Presupuesto (proyección): \$ 3000.00.
	22/8/17	I	R	Plazo de entrega: 07/12/2018.
Aspectos Legales	30/8/17	I	NR	Prototipo propiedad de la EPN.

PROPONE: M=Márquetin, D=Diseño, P=Producción, F=Fabricación  
R/D: R=Requerimiento, D=Deseo, MR=Modificación de Requerimiento.  
(Fuente: Propia)

## 2.3. Presentación y selección de alternativas

### 2.3.1. Módulos de la órtesis

A partir del análisis funcional se determinaron 2 módulos con los cuales deberá contar la órtesis para dedos trifalángicos. Estos módulos junto con su función principal y las respectivas subfunciones se muestran en la Tabla 2.1.

### 2.3.2. Soluciones Módulo 1

De acuerdo con el diagrama funcional, este módulo cuenta con 3 subfunciones:

- Ajustar órtesis a la muñeca
- Regular ángulo de la muñeca
- Ajustar órtesis a la mano

A continuación, se presenta las soluciones:

### 2.3.2.1. Ajustar órtesis a la muñeca

#### Alternativa 1

La alternativa 1 mostrada en la Figura 2.6 y Figura 2.7 incluye el soporte para ajustar la órtesis a la muñeca. Esta alternativa presenta en su base una esponja para mejorar el contacto con la superficie de la piel. Además, incluye correas que pueden ser ajustadas para que así el soporte quede fijo.

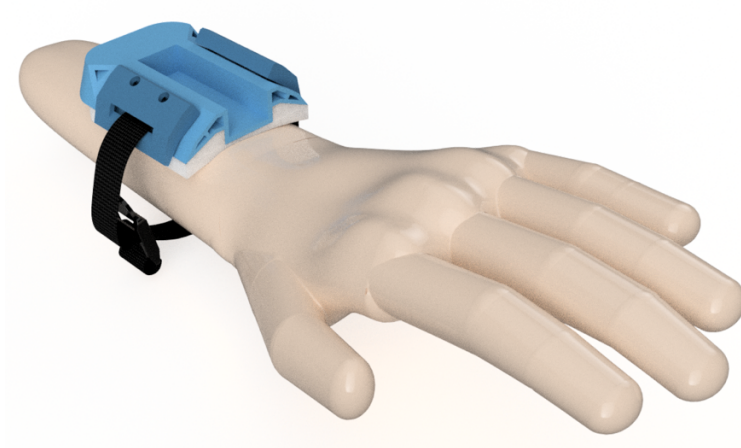


Figura 2.6. Ajuste muñeca – Alternativa 1 (Vista isométrica).  
(Fuente: Propia)

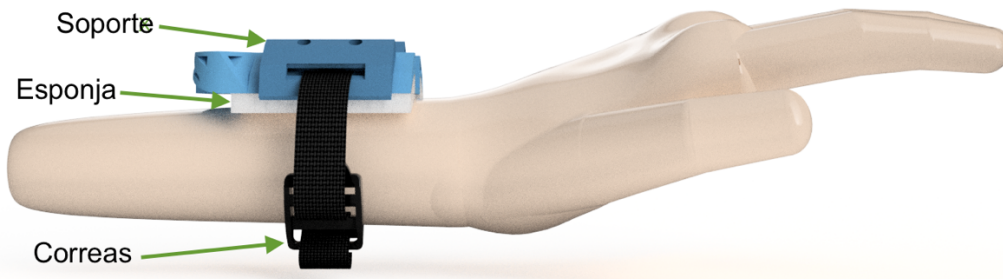


Figura 2.7. Ajuste muñeca – Alternativa 1 (Vista lateral).  
(Fuente: Propia)

#### Alternativa 2

La alternativa 2 se muestra en la Figura 2.8 y Figura 2.9. Esta alternativa es similar a la alternativa 1 pero cambia la forma de sujeción. En esta se utiliza una correa de velcro que sustituye las correas de tela.

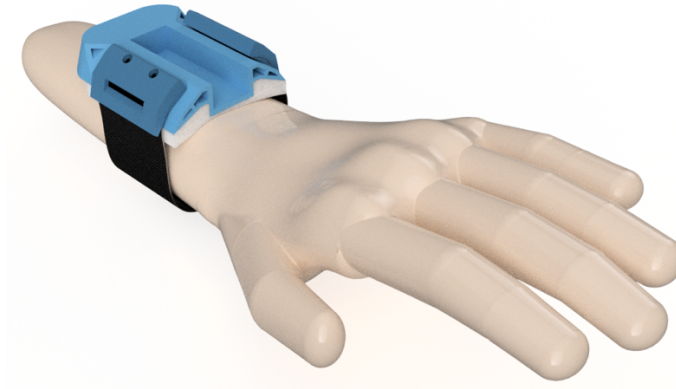


Figura 2.8. Ajuste muñeca – Alternativa 2 (Vista isométrica).  
(Fuente: Propia)

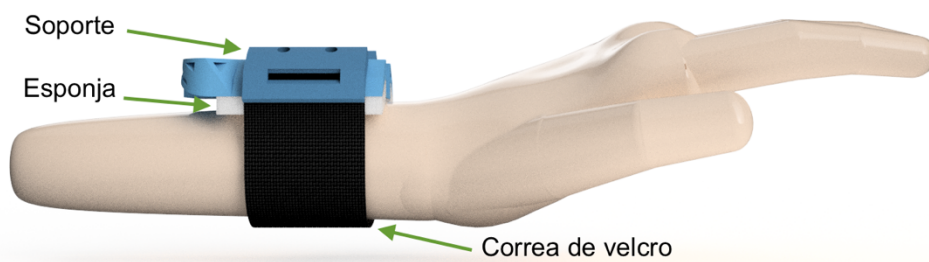


Figura 2.9. Ajuste muñeca – Alternativa 2 (Vista lateral).  
(Fuente: Propia)

### 2.3.2.2. Regular ángulo muñeca

En la Figura 2.10 se presenta el mecanismo para regular la posición de la muñeca. Este mecanismo incluye tres partes principales. La primera y más larga es la que servirá como unión al soporte en la muñeca. La segunda es la encargada de ser la unión al soporte de la mano. Finalmente, la tercera ocupa su espacio entre las dos piezas anteriores y sirve para darles rotación. En conjunto esta solución permite darle rotación en flexo-extensión y abducción-aducción a la muñeca.

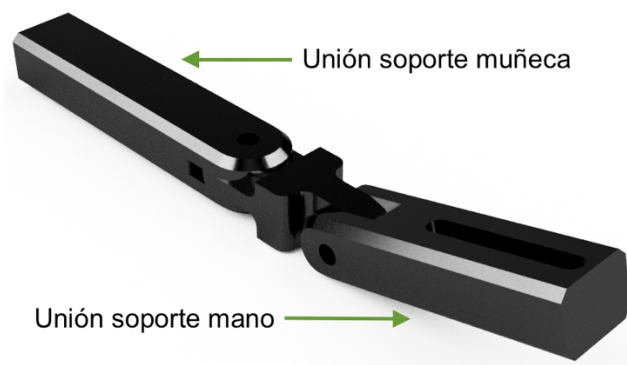


Figura 2.10. Mecanismo para regular ángulo muñeca.  
(Fuente: Propia)

### 2.3.2.3. Ajustar órtesis a la mano

Para ajustar correctamente la órtesis a la mano se presenta la solución en la Figura 2.11 y Figura 2.12. Este soporte se incorpora en la mano mediante una correa de velcro. Además, presenta una superficie de esponja para mejorar la ergonomía del dispositivo.

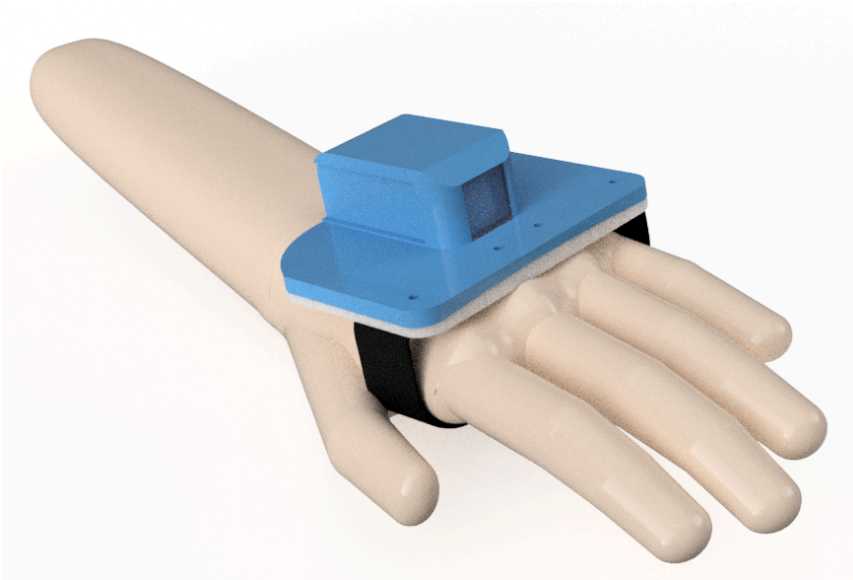


Figura 2.11. Soporte mano (Vista isométrica).  
(Fuente: Propia)

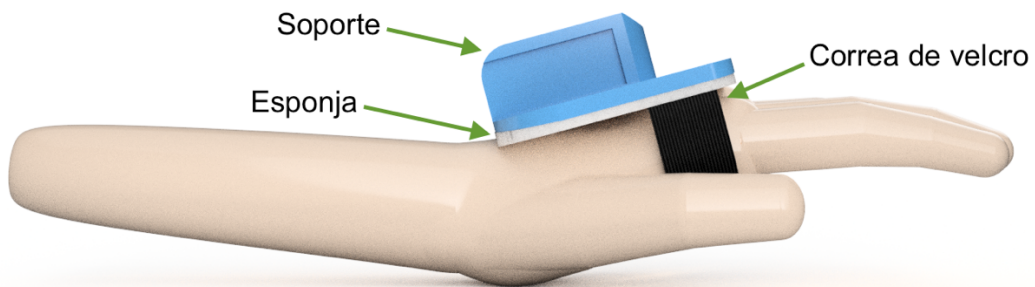


Figura 2.12. Soporte de mano (Vista lateral)  
(Fuente: Propia)

### 2.3.2.4. Diagrama matriz morfológica para módulo 1

Una vez encontradas las soluciones a las subfunciones del módulo 1 éstas se combinan como muestra la Tabla 2.5.



Tabla 2.5. Matriz morfológica - módulo 1

Función	Soluciones	
Soporte muñeca	<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="border: 1px solid black; border-radius: 15px; padding: 5px; text-align: center;">Soporte con ajuste por correas</div> <div style="border: 1px solid black; border-radius: 15px; padding: 5px; text-align: center;">Soporte con ajuste por velcro</div> </div>	
Ajustar ángulo muñeca	<div style="border: 1px solid black; border-radius: 15px; padding: 5px; text-align: center;">Mecanismo de 3 elementos</div>	
Soporte mano	<div style="border: 1px solid black; border-radius: 15px; padding: 5px; text-align: center;">Soporte con ajuste por velcro</div>	
<b>Alternativa 1</b>		<b>Alternativa 2</b>

(Fuente: Propia)

### Alternativa 1

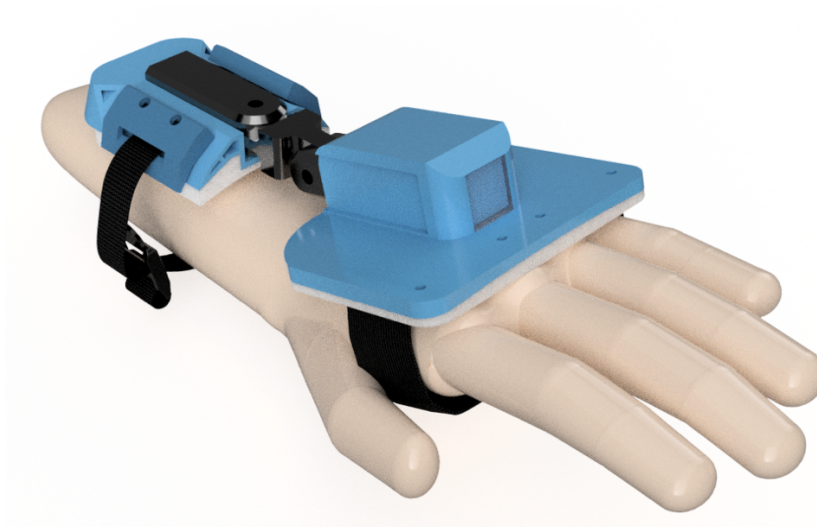


Figura 2.13. Módulo 1 - alternativa 1.  
(Fuente: Propia)

Ventajas:

- Facilidad para ajustar el soporte a la muñeca.

Desventajas:

- No le da una buena estabilidad a la órtesis debido a su forma de ajustarse al antebrazo.

## Alternativa 2

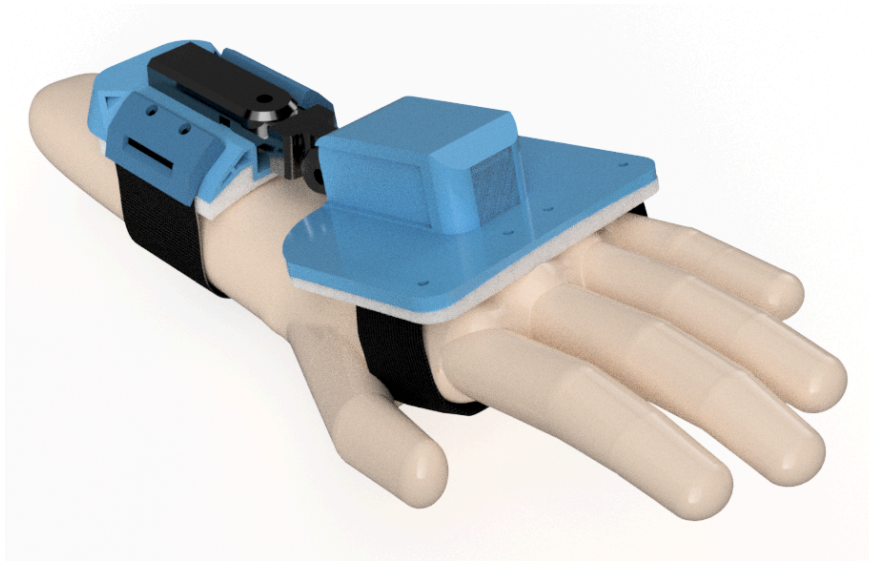


Figura 2.14. Módulo 1 – alternativa 2.  
(Fuente: Propia)

### Ventajas:

- La correa de velcro le da una mayor estabilidad y ajuste a la órtesis debido a su tamaño.

### Desventajas:

- La correa de velcro se deteriora fácilmente.
- Presenta dificultad para ajustar el soporte a la muñeca debido al velcro.

### 2.3.3. Soluciones Módulo 2

De acuerdo con el diagrama funcional, el módulo 2 cuenta con 4 subfunciones:

- Regular la geometría del mecanismo.
- Conectar los mecanismos a los dedos trifalángicos.
- Controlar del sistema.
- Transmitir movimiento a los dedos trifalángicos.

A continuación, se presenta las soluciones:

### 2.3.3.1. Regular geometría del mecanismo

#### Alternativa 1

La alternativa 1 mostrada en la Figura 2.15 presenta un diseño de dos eslabones para efectuar el movimiento de flexo-extensión de los dedos. El primer eslabón cuenta con 4 secciones mostradas en la Figura 2.16 La sección 1 más próxima a la parte superior de la mano permite realizar el movimiento de abducción y aducción a los dedos trifalángicos. En esta sección es donde se establece la conexión con la subfunción 4 (transmitir movimiento a los dedos trifalángicos). Las otras tres secciones presentan un mecanismo que permite regular sus dimensiones. Mediante dos tornillos (ubicado en la parte superior de las secciones 2 y 4) la sección 3 queda ajustada entre las secciones 2 y 4. Para aumentar el tamaño del eslabón es necesario desajustar los tornillos y desplazar la sección 3.

Con el fin de reducir los grados de libertad y controlar el movimiento de la falange proximal este sistema incluye un mecanismo de seguimiento de trayectoria. Este mecanismo actúa cuando el sistema de eslabones realiza la flexión del dedo. Cuando el dedo se encuentra flexionado en cierto ángulo, la sección 2 del eslabón 1 genera un contacto con la falange proximal. Este contacto restringe el movimiento de dicha falange. Este sistema está ubicado en el extremo de la sección 2. Para conseguir la adaptabilidad de este sistema a diferentes medidas se utiliza 3 elementos. Estos elementos se muestran en la Figura 2.17

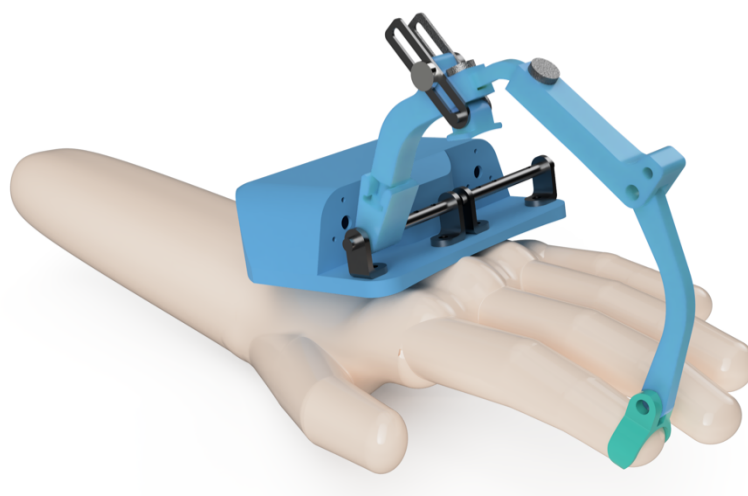


Figura 2.15. Sistema para regular geometría del mecanismo – alternativa 2 (vista isométrica).  
(Fuente: Propia)

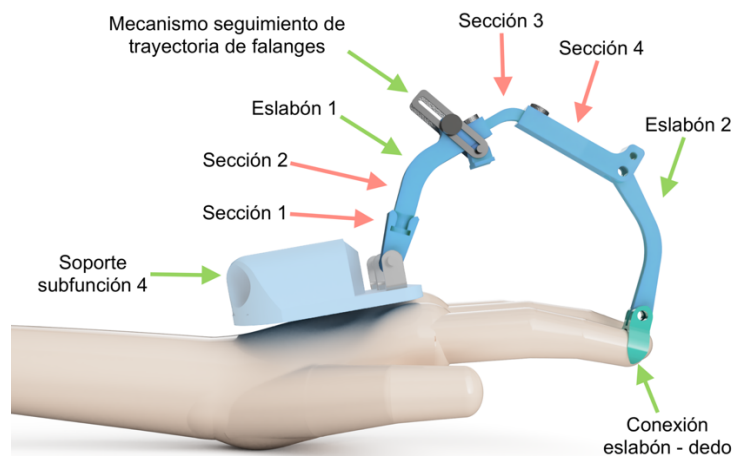


Figura 2.16. Sistema para regular geometría del mecanismo – alternativa 2 (vista lateral).  
(Fuente: Propia)

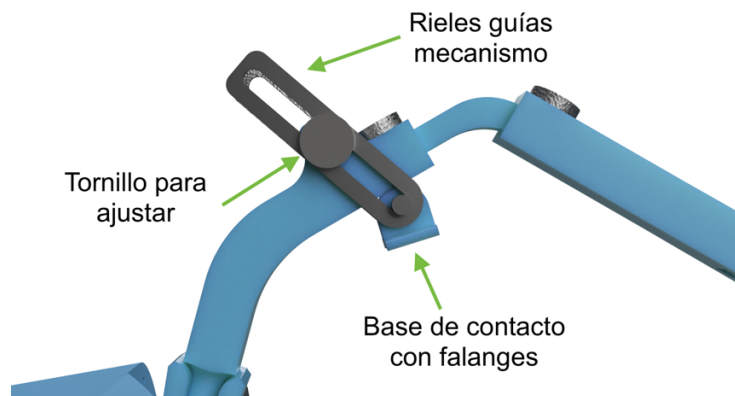


Figura 2.17. Sistema de actuación pasiva – alternativa 2 (vista lateral).  
(Fuente: Propia)

## Alternativa 2

La alternativa 3 se muestra en la Figura 2.18 y la Figura 2.19 y permite regular la geometría del mecanismo mediante un sistema de eslabones. El seguimiento de abducción y aducción de los dedos se logra gracias a una junta de 2 grados de libertad. El seguimiento de flexo-extensión se da mediante 8 eslabones conectados entre sí. Para que este sistema de eslabones pueda adaptarse a diferentes medidas es necesario la construcción de mecanismos con varios tamaños. Cada uno de estos mecanismos se adapta a un rango de medidas antropométricas de dedos. El eslabón más cercano a la palma es el que se conecta con la subfunción 4 (transmitir movimiento a los dedos trifalángicos)

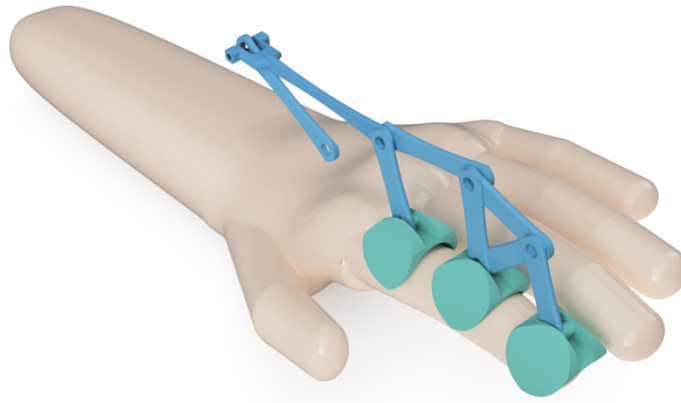


Figura 2.18. Sistema para regular geometría del mecanismo – alternativa 3 (vista isométrica).  
(Fuente: Propia)

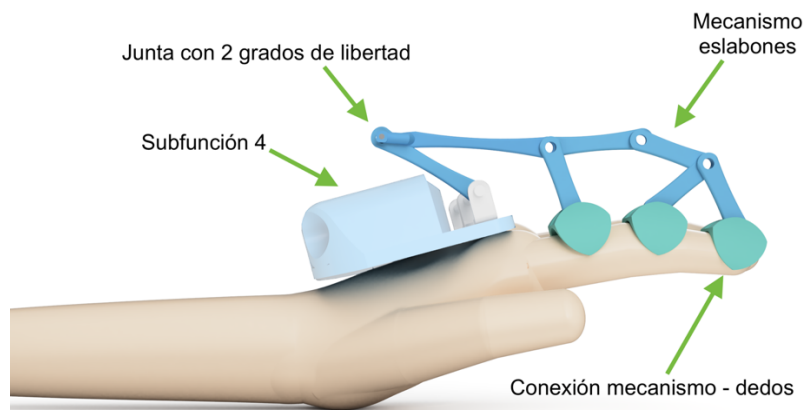


Figura 2.19. Sistema para regular geometría del mecanismo – alternativa 3 (vista lateral).  
(Fuente: Propia)

### 2.3.3.2. Conexión de mecanismo a los dedos trifalángicos

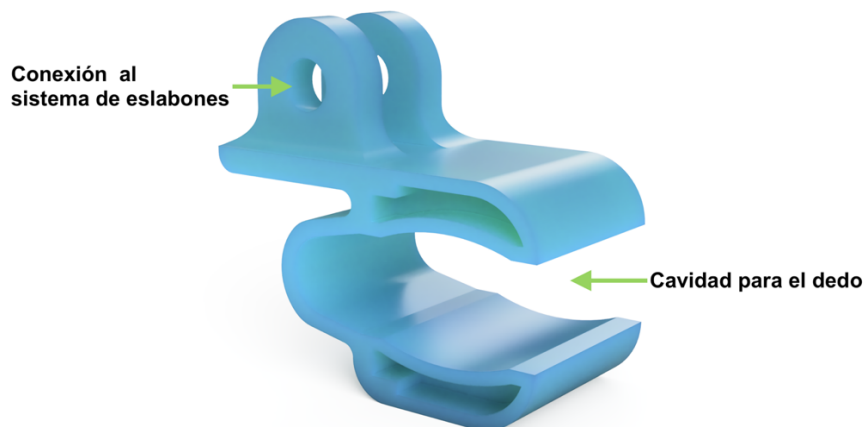


Figura 2.20. Elemento para conexión del mecanismo a los dedos trifalángicos.  
(Fuente: Propia)

El elemento mostrado en la Figura 2.20 permite conectar el mecanismo de eslabones a las falanges de los dedos trifalángicos. Para ajustarlo, este elemento tiene una cavidad donde la falange distal entra y queda con apriete. Además, en esta cavidad se encontrarán los sensores FSR necesarios para medir la fuerza que ejerce el dedo.

### 2.3.3.3. Control del sistema

El módulo 2 requiere de dos variables de control principales para controlar el seguimiento de las trayectorias de flexo-extensión de los dedos trifalángicos. Estas variables de control son:

Variable de control 1: control de la posición de las falanges

Variable de control 2: control de fuerza ejercida por el dedo

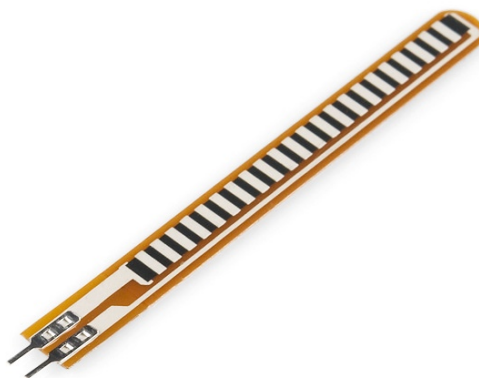


Figura 2.21. Sensor de flexión.  
(Fuente: [25])

El primer parámetro es necesario tanto en ejercicios pasivos como activos. La posición de cada falange se controla en función del ángulo de cada una de sus articulaciones. Para conseguir esto se utiliza un sensor de flexión (Figura 2.21) acoplado en cada articulación. La forma de ubicar cada uno de estos sensores es mediante el elemento mostrado en Figura 2.22. Este elemento está elaborado de un material elástico que se ajusta al dedo para permitir a la articulación flexionarse sin problema a la vez que le sirve de soporte al sensor. Debido al tamaño del sensor y tomando en cuenta el costo se opta por colocar un sensor en la falange DIP y MCP en los dedos 2 y 4 y un sensor en la falange PIP en los dedos 3 y 5.

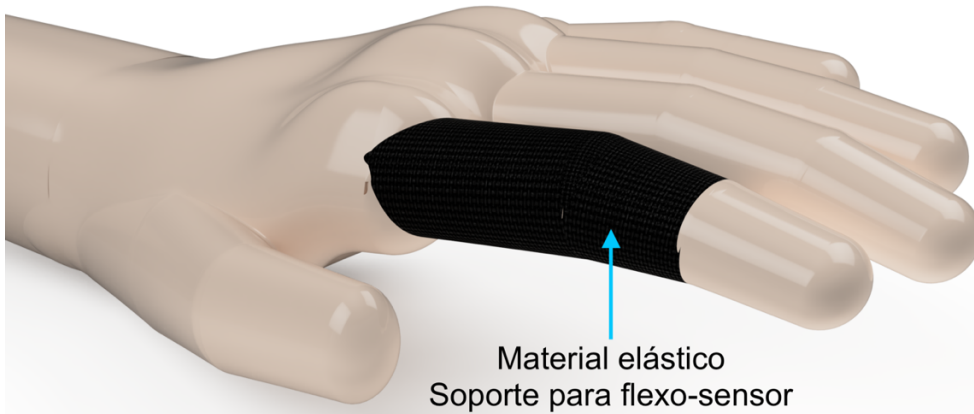


Figura 2.22. Elemento para acoplar el sensor de flexión.  
(Fuente: Propia)

El segundo parámetro que controlar es necesario solo para ejercicios activos. La manera para controlar la fuerza ejercida por el dedo es con el uso de sensores de fuerza o FSR 402 (Figura 2.23). Uno de estos sensores se ubica en la parte superior de la falange y controla la extensión del dedo. Otro sensor está ubicado en la parte inferior y controla la flexión del dedo. La manera de ajustarlos en cada dedo es a través del elemento mostrado en la Figura 2.20. Este elemento se ajusta al dedo gracias al mismo tiempo que incorpora ambos sensores de fuerza. La manera en la que se acopla a la mano se muestra en la Figura 2.24.

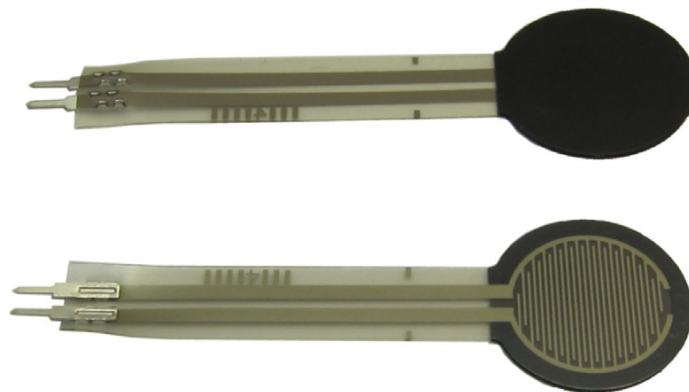


Figura 2.23. Sensor de fuerza - FSR.  
(Fuente: [26])



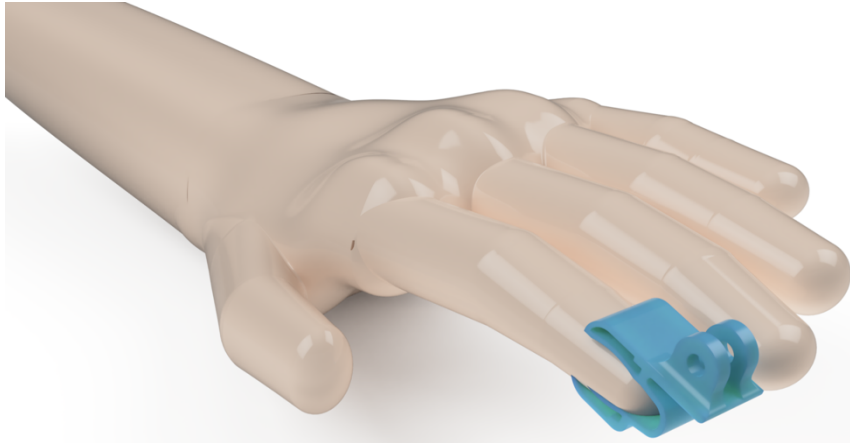


Figura 2.24. Elemento para acoplar el sensor de flexión.  
(Fuente: Propia)

#### 2.3.3.4. Generar movimiento en los dedos trifalángicos

##### Alternativa 1

Para lograr generar el movimiento de flexo-extensión de los dedos trifalángicos, la alternativa 1 utiliza dos motores DC. Estos motores se encuentran ubicados de manera transversal respecto a la mano en soportes que irán conectados al módulo 1. Cada motor transmite el movimiento y torque con ayuda de engranes cónicos como se puede observar en la Figura 2.25 y Figura 2.26.

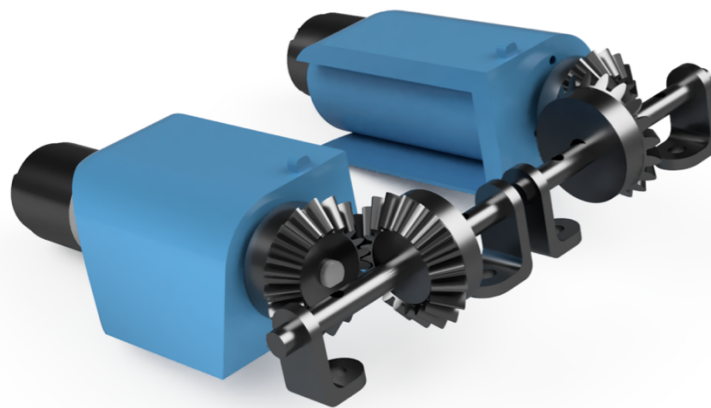


Figura 2.25. Mecanismo para generar movimiento de dedos trifalángicos – alternativa 1 (vista isométrica).  
(Fuente: Propia)

Para conseguir la transmisión de potencia los engranes se fijan en un eje. En este eje es donde se ubican los eslabones para transmitir el movimiento a los dedos.



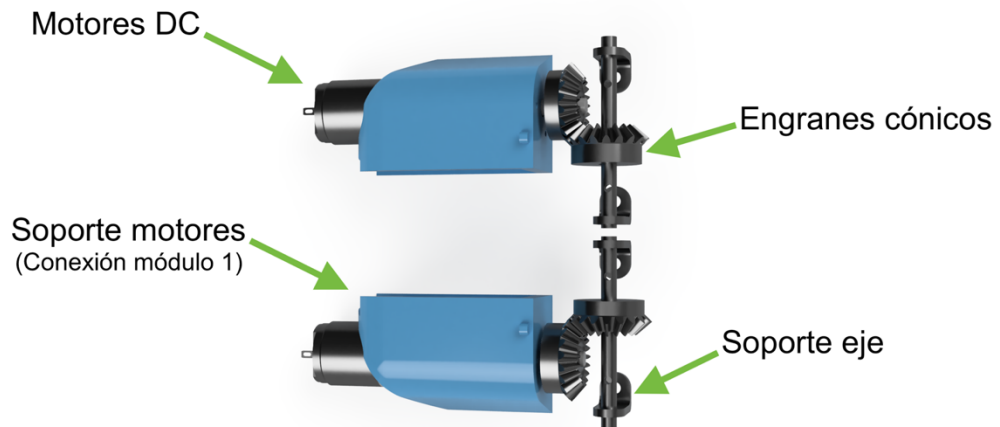


Figura 2.26. Mecanismo para generar movimiento de dedos trifalángicos – alternativa 1 (vista superior).  
(Fuente: Propia)

### Alternativa 2

La alternativa 2 mostrada en la Figura 2.27 y la Figura 2.28 emplea dos servomotores que transmiten potencia al sistema. Cada uno de los servomotores se encuentra acoplado a un mecanismo de engranes rectos. Los engranes se encargan de generar el movimiento que hará el seguimiento de flexo-extensión con ayuda de un sistema de eslabones.

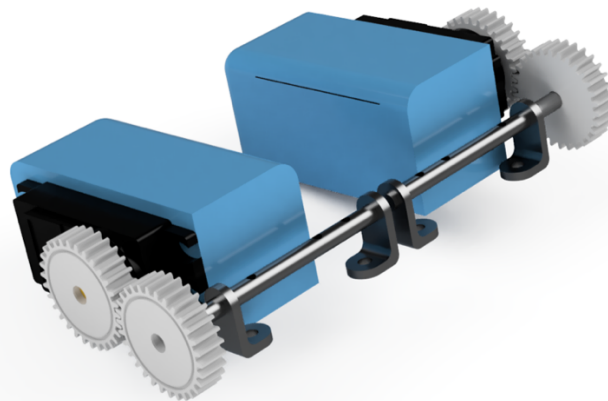


Figura 2.27. Mecanismo para generar movimiento de dedos trifalángicos – alternativa 2 (vista isométrica).  
(Fuente: Propia)

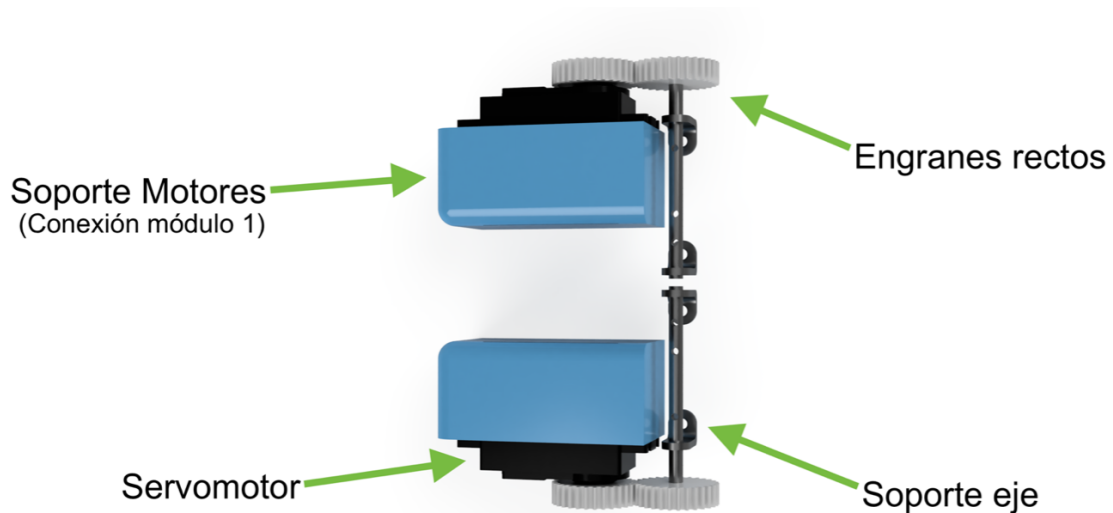


Figura 2.28. Mecanismo para generar movimiento de dedos trifalángicos – alternativa 2 (vista superior).  
(Fuente: Propia)

### 2.3.3.5. Diagrama matriz morfológico módulo 2

Una vez encontradas las soluciones a las subfunciones del módulo 2 éstas se combinan como muestra la Tabla 2.6. Las flechas de un mismo color unen las alternativas de cada Subfunción e indican las alternativas finales para este módulo

Tabla 2.6. Matriz morfológica módulo 2

Función	Soluciones			
Regular geometría del mecanismo	Alternativa 1		Alternativa 2	
Conexión del mecanismo a los dedos trifalángicos	↓ ↓ ↓ ↓ Conexión distal			
Control del sistema	↓ ↓ ↓ ↓ Sensor de flexión y FSR			
Generar movimiento de los dedos trifalángicos	Alternativa 1		Alternativa 2	
	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Alternativa 4

(Fuente: Propia)

## Alternativa 1

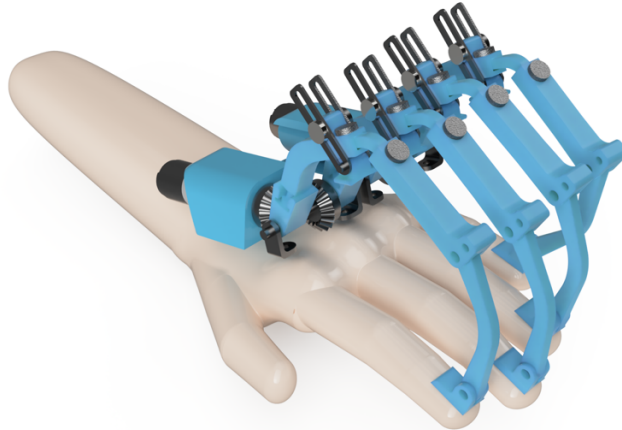


Figura 2.29. Módulo 2 – Alternativa 1.  
(Fuente: Propia)

Las ventajas son:

- Permite regular la longitud de los eslabones con el fin de que el mecanismo se adapte a diferentes medidas antropométricas de los dedos.
- El mecanismo es fácil de montar en la posición distal de los dedos trifalángicos.
- Consigue un mejor control de falanges a través de sus eslabones.

Las desventajas son:

- Presenta un gran tamaño respecto al tamaño de la mano.
- Incorpora motores DC que elevan su costo.

## Alternativa 2

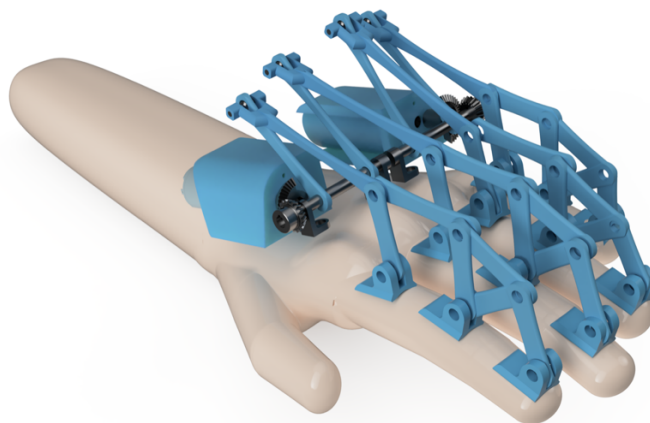


Figura 2.30. Módulo 2 – Alternativa 2.  
(Fuente: Propia)

Las ventajas son:

- El mecanismo permite tener 2 grados de libertad en el plano sagital lo que mejora el control de las falanges.
- Fácil manufactura de los elementos.
- Permite un fácil montaje sobre las falanges.

Las desventajas incluyen:

- Costo elevado debido a que incorpora motores DC.
- Dificultad de control debido al número de elementos respecto a las otras alternativas.

### Alternativa 3

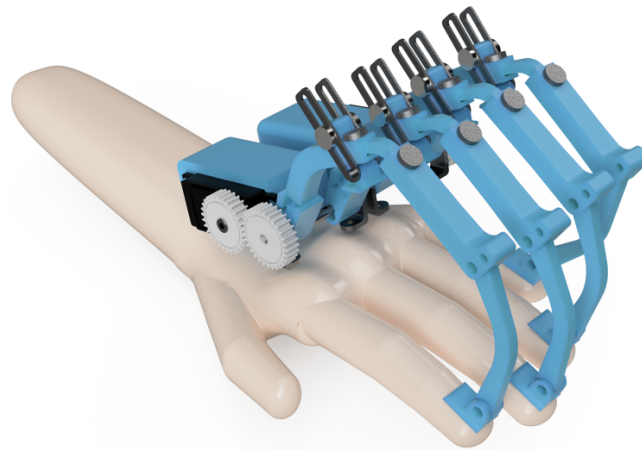


Figura 2.31. Módulo 2 – Alternativa 3.  
(Fuente: Propia)

Las ventajas son:

- Permite regular la longitud de los eslabones con el fin de que el mecanismo se adapte a diferentes medidas antropométricas de los dedos.
- El mecanismo es fácil de montar en la posición distal de los dedos trifalángicos.
- Consigue un mejor control de falanges a través de sus eslabones.
- Bajo costo debido a la implementación de servomotores.

Las desventajas incluyen:

- Presenta un gran tamaño respecto al tamaño de la mano en el plano sagital debido al mecanismo y los servomotores.
- Control menos preciso debido al uso de los servomotores.

## Alternativa 4

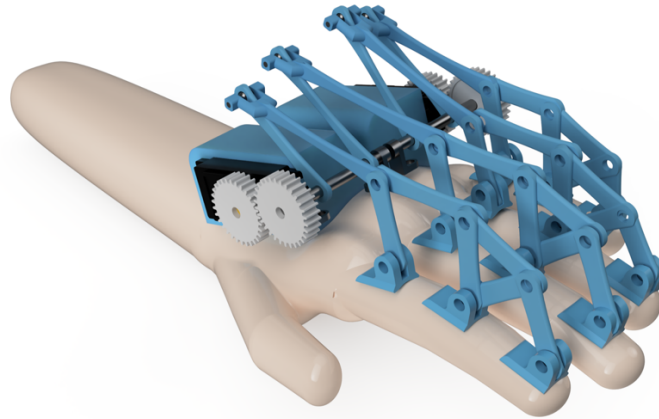


Figura 2.32. Módulo 2 – Alternativa 4.  
(Fuente: Propia)

Las ventajas son:

- El mecanismo permite tener 2 grados de libertad en el plano sagital lo que mejora el control de las falanges.
- Fácil manufactura de los elementos.
- Permite un fácil montaje sobre las falanges.
- Bajo costo debido a la implementación de servomotores.

Las desventajas incluyen:

- Requiere de mayor espacio por su gran tamaño respecto a la mano debido a los servomotores que incluye.
- Control menos preciso debido al uso de los servomotores.
- Alto probabilidad de erro debido a su gran número de elementos respecto a las otras alternativas.

### **2.3.4. Evaluación de soluciones por el método ordinal corregido de criterios ponderados**

#### **2.3.4.1. Módulo 1**

Los criterios tomados en cuenta para la valoración del módulo 1 son los siguientes:

- Ergonomía, ya que de la capacidad del exoesqueleto de adaptarse a la mano depende si los pacientes se sienten bien y así pueden continuar con el tratamiento.

- Durabilidad del dispositivo.
- Facilidad para ajustarse y quitarse el dispositivo.
- Estabilidad estructural, debido a que el rehabilitador debe ajustarse correctamente a la mano y soportar las cargas producidas por los dedos.

La evaluación de los pesos específicos de cada criterio y de las distintas alternativas para el módulo 2 se presentan en el Anexo I.

La Tabla 2.7 presenta los resultados de la evaluación total para las alternativas del módulo 1. En estos resultados se puede observar que la alternativa 2 es la mejor debido a su buena estabilidad y su mejor ergonomía y ajuste.

Tabla 2.7. Evaluación final y resultados.

<b>Alternativa</b>	<b>Ergonomía</b>	<b>Ajuste</b>	<b>Durabilidad</b>	<b>Estabilidad</b>	<b>Costo</b>	<b>Total</b>	<b>Prioridad</b>
<b>Alternativa 1</b>	0.12	0.09	0.09	0.05	0.05	0.35	2
<b>Alternativa 2</b>	0.24	0.18	0.05	0.09	0.05	0.56	1

(Fuente: Propia)

#### **2.3.4.2. Módulo 2**

Los criterios tomados en cuenta para la valoración del módulo 2 son los siguientes:

- Adaptabilidad, ya que de la adaptabilidad de los eslabones a la mano dependerá si los pacientes se sienten bien y así pueden continuar con el tratamiento. Es importante ya que se necesita que el dispositivo se adapte a la persona. En este criterio también se evalúa el peso del sistema de transmisión ya que esto influenciará en la adaptabilidad del sistema en el usuario.
- Funcionalidad, porque se requiere que el mecanismo cumpla con el rango de movimiento articular y esto dependerá del tipo de eslabones de cada alternativa.

- Resistencia debido a que los mecanismos de movimiento de rehabilitación deben soportar la carga máxima producida por el dedo sin romperse o deformarse considerablemente para evitar problemas en la terapia.
- Que presente un fácil control del mecanismo debido a que la soluciones incorporan sistemas con varios eslabones y esto puede dificultar el seguimiento de las trayectorias de flexo-extensión de los dedos. Además, se puede ganar más complejidad dependiendo del sistema de transmisión (motor seleccionado)
- Bajo costo para que el dispositivo represente una buena opción de inversión para los usuarios.
- Tamaño moderado respecto a la mano, en vista de que el mecanismo sea portable.

La evaluación de los pesos específicos de cada criterio y de las distintas alternativas para el módulo 2 se presentan en el Anexo I.

La Tabla 2.8 presenta los resultados de la evaluación total para las alternativas del módulo 2.

Tabla 2.8. Evaluación final y resultados.

Alternativa	Adaptabilidad	Control	Costo	Usabilidad	Resistencia	Tamaño	SUMA	Prioridad
Alternativa 1	0.10	0.07	0.04	0.04	0.01	0.02	0.28	1
Alternativa 2	0.04	0.10	0.02	0.04	0.03	0.02	0.24	3
Alternativa 3	0.10	0.02	0.08	0.04	0.01	0.01	0.26	2
Alternativa 4	0.04	0.05	0.06	0.04	0.03	0.01	0.22	4

(Fuente: Propia)

En las diferentes evaluaciones se estableció que la adaptabilidad, el control y el costo son los parámetros más importantes para el módulo 2. La evaluación final establece que la Alternativa 1 es la mejor debido a su fácil control y buena adaptabilidad en relación a las otras alternativas.

### 2.3.5. Diagrama matriz morfológica de la órtesis

Una vez encontradas las mejores alternativas para cada módulo, éstas deben ser agrupadas. Para esto se emplea el uso de un diagrama que toma las alternativas de mayor prioridad de cada módulo y las combina (Tabla 2.9).

Tabla 2.9. Diagrama morfológico.

Módulo	Alternativas			
Módulo 1	A1		A2	
Módulo 2	A1	A2	A3	A4

(Fuente: Propia)

### 2.3.6. Diseño conceptual seleccionado

Con las soluciones encontradas por el método de criterios ponderados y agrupadas con el diagrama morfológico, se establece el diseño preliminar de dispositivo (Figura 2.33).

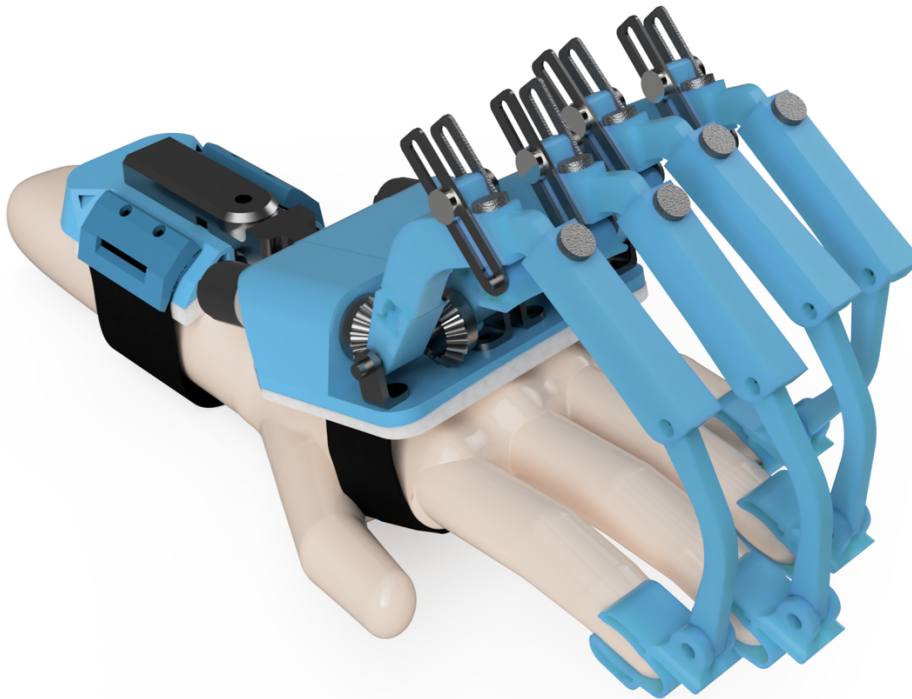


Figura 2.33. Diseño conceptual seleccionado (Vista isométrica).  
(Fuente: Propia)

## 2.4. Diseño de materialización

A partir del modelo obtenido por el método de criterios ponderados, deben definirse las características físicas y geométricas de los elementos necesarios. Es decir, deben estimarse las dimensiones reales, la forma, los materiales, acabados superficiales, etc. Así, como resultado de la etapa de diseño preliminar, se obtienen los planos de conjunto del exoesqueleto y se identifican todos los elementos de cada uno de los subsistemas del dispositivo [24].



### 2.4.1. Requerimientos limitadores

Los requerimientos limitadores permiten establecer las restricciones para el diseño mecánico preliminar. Estas restricciones son prestaciones exigidas, dimensiones, exigencias ergonómicas, capacidades de producción, incidencias ambientales, tecnologías disponibles, requerimientos de mantenimiento y limitaciones de coste [24].

Los requerimientos según las especificaciones de diseño de la órtesis para rehabilitación de dedos trifalángicos se muestran en la Tabla 2.10.

Tabla 2.10. Requerimientos limitadores.

Nro.	Requerimiento limitador	Descripción
1	Longitud palma	Máxima: 12.2 [cm] Mínima: 8.5 [cm]
2	Longitud máxima/mínima dedo índice	Falange proximal: 7.9/2.7 [cm] Falange media: 3.6/2.0 [cm] Falange distal: 2.7/1.2 [cm]
3	Longitud máxima/mínima dedo medio	Falange proximal: 6.4/3.9 [cm] Falange media: 4,7/2 [cm] Falange distal: 3/1.3 [cm]
4	Longitud máxima/mínima dedo anular	Falange proximal: 6.4/2.9 [cm] Falange media: 4.1/1.7 [cm] Falange distal: 3.5/1.2 [cm]
5	Longitud máxima/mínima dedo meñique	Falange proximal: 5.2/2.2 [cm] Falange media: 3.6/1.5 [cm] Falange distal: 4.9/1.3 [cm]
6	Rango articulación metacarpo-falángica	Rango articular entre 0° y 90°
7	Rango articulación interfalángica proximal	Rango articular entre 0° y 90°
8	Rango articulación interfalángica distal	Rango articular entre 0° y 60°
9	Fuerza activa máxima	10 [N]

(Fuente: [7, 22] )

### 2.4.2. Funciones críticas

Las funciones críticas son funciones que necesariamente el dispositivo debe cumplir. Estas provienen directamente del cuadro de especificaciones. Las funciones críticas para el diseño presentado en este documento se muestran en la Tabla 2.11.

Tabla 2.11. Funciones críticas.

Nro.	Función
1	Asistir en procesos de rehabilitación en afecciones de mano que involucran el sistema nervioso periférico con ejercicios pasivos.
2	Asistir en procesos de rehabilitación en patologías traumatológicas con ejercicios pasivos y activos.
3	Asistir en procesos de rehabilitación en patologías reumatológicas con ejercicios pasivos.
4	Proveer un diseño ajustable a diferentes medidas antropométricas.
5	Proveer un diseño ajustable para la mano derecha a izquierda.
6	Incluir un soporte para la muñeca.

(Fuente: Propia)

### 2.4.3. Parámetros críticos

Los parámetros críticos son parámetros que permiten determinar y definir las funciones críticas. Cada uno de los módulos establecerá sus respectivos parámetros críticos.

#### 2.4.3.1. Módulo 1

En la Tabla 2.12 se presentan los parámetros críticos del módulo 1.

Tabla 2.12. Parámetros críticos – módulo 1.

Nro.	Parámetro
1	Fuerza soportada por el mecanismo que regula la posición de la muñeca (peso de la mano y las fuerzas de flexo-extensión que esta ejerce).

(Fuente: Propia)

#### 2.4.3.2. Módulo 2

En la Tabla 2.13 se presentan los parámetros críticos del módulo 2.

Tabla 2.13. Parámetros críticos – módulo 2.

Nro.	Parámetro
1	Fuerza que soporta los eslabones en el extremo distal.
2	Integridad estructural de los eslabones frente a cambios en su longitud
3	Cargas soportadas por el motor DC.
4	Cargas soportadas por los engranes cónicos.
5	Carga soportada por el eje de transmisión.

(Fuente: Propia)

#### 2.4.4. Condiciones críticas

Las condiciones críticas se establecen en función de las funciones y parámetros críticos [24]. Estas condiciones pueden ser cualitativas y cuantitativas. En la Tabla 2.14 se presentan los parámetros críticos del sistema.

Tabla 2.14. Condiciones críticas del sistema.

Nro.	Condiciones	Tipo
1	El mecanismo de eslabones debe seguir la trayectoria de flexo-extensión de los dedos trifalángicos.	Cualitativa
2	El mecanismo de ajuste para la muñeca debe soportar el peso de la mano y las fuerzas presentes en la muñeca.	Cualitativa
3	Cada motor DC debe suministrar el torque necesario para lograr cerrar y abrir los dedos trifalángicos,	Cuantitativa
4	Los eslabones deben soportar sin fallar la fuerza distal máxima de los dedos trifalángicos.	Cuantitativa
5	Los engranes cónicos deben soportar sin fallar el torque generado por los motores y la carga de reacción generada por los dedos trifalángicos.	Cuantitativa
6	Todos los eslabones deben estar sincronizados para asegurar la correcta transmisión de movimiento.	Cualitativa
7	Los eslabones deben regular sus medidas para ajustarse correctamente a cada uno de los dedos trifalángicos.	Cualitativa

(Fuente: Propia)

#### 2.4.5. Establecimiento de las condiciones críticas

##### 2.4.5.1. Dimensiones de eslabones

Los eslabones del exoesqueleto deben adaptarse a diferentes medidas antropométricas. Para cumplir con este propósito, la solución planteada incluye un mecanismo que aumenta y disminuye la distancia de cada eslabón. Por tanto, es necesario obtener la longitud máxima y mínima de estos.

Para determinar las longitudes se obtiene el modelo cinemático a partir de ecuaciones de cierre de circuito en notación compleja [27]:

$$\sum_{j=1}^n r_j e^{i\theta_j} = 0$$

Eq 2.1

Donde:

r = Longitud del eslabón

$\theta$  = Ángulo formado con la horizontal

Los datos necesarios de los que se parte para generar el modelo se presentan en la tabla 2.15:

Tabla 2.15. Datos para generar modelo cinemático.

<b>Parámetros de diseño</b>	
Flexión mínima MCP	0°
Flexión mínima PIF	0°
Flexión mínima DIF	0°
Flexión máxima MCP	-90°
Flexión máxima PIF	-90°
Flexión máxima DIF	-60°
Longitud máxima de falange proximal	0.064 [m]
Longitud máxima de falange media	0.039 [m]
Longitud máxima de falange distal	0.03 [m]
Longitud mínima de falange proximal	0.022 [m]
Longitud mínima de falange media	0.015 [m]
Longitud mínima de falange distal	0.01 [m]
Longitud eslabón 2	0.056 [m]
Distancia de acople entre dedo y eslabones (longitud mínima)	Y: 0.01 [m] X: 0.012
Distancia de acople entre dedo y eslabones (longitud máxima)	Y: 0.01 [m] X: 0.03

(Fuente: Propia)

Nota: Las medidas antropométricas de las falanges son mediciones contribuidas por colaboradores.

A partir de la ecuación 2.1 se generan ecuaciones para cada uno de los eslabones. Los cálculos se realizan en el software MATLAB y el código se presenta en el Anexo II. Así, se obtiene el modelo para las mínimas y máximas medidas antropométricas de un dedo trifalángicos en el plano sagital como se muestra en la Figura 2.34 y la Figura 2.35. El significado de cada uno de los elementos se presenta en la Tabla 2.16.

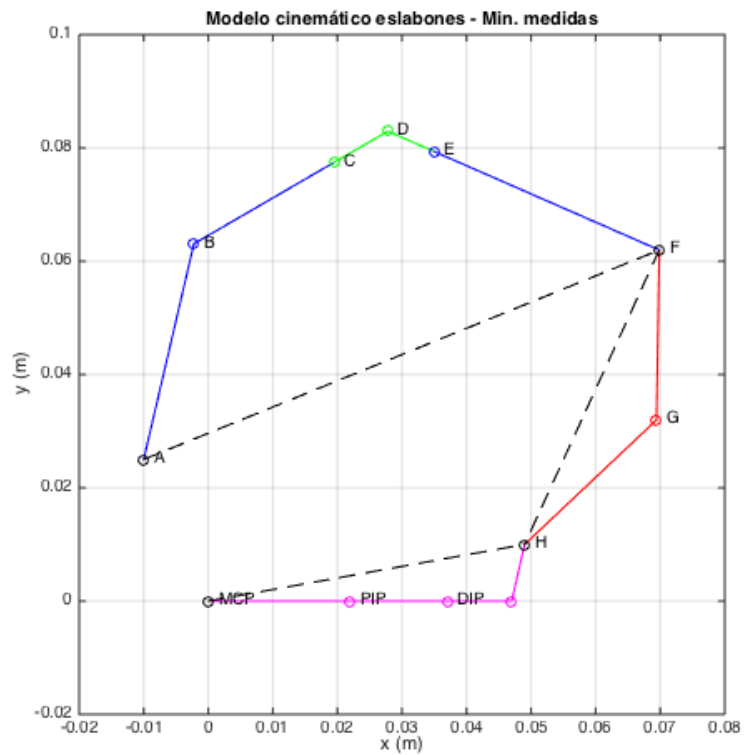


Figura 2.34. Modelo cinemático para las medidas mínimas de un dedo trifalángico de la mano.  
(Fuente: Propia)

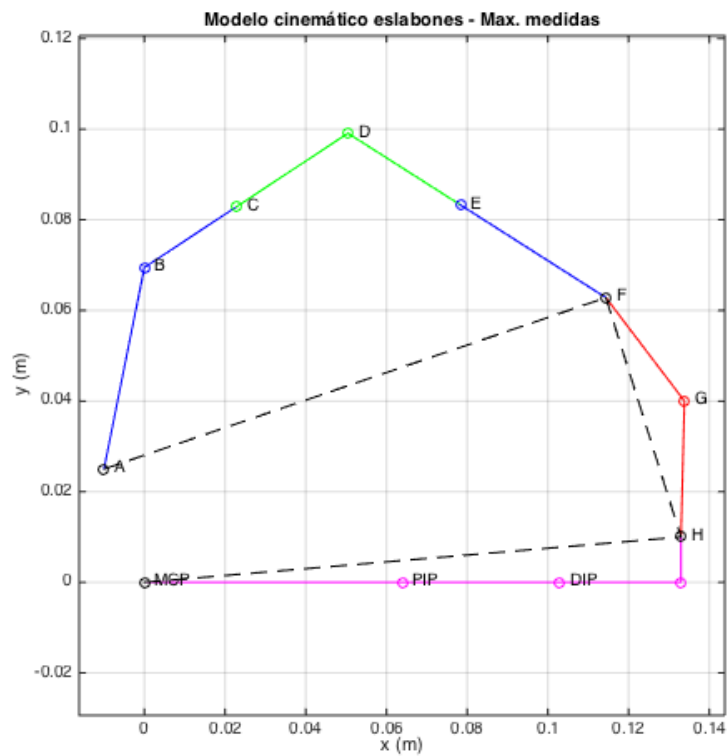


Figura 2.35. Modelo cinemático para las máximas medidas de un dedo trifalángico de la mano.  
(Fuente: Propia)

Tabla 2.16. Significado de los elementos presentados en la Figura 2.34 y la Figura 2.35.

Color	Significado
Línea magenta	Falanges del dedo
Línea azul	Segmentos rígidos de eslabón 1
Línea verde	Segmentos regulables de eslabón 1
Línea punteada	Longitudes efectivas (posición del extremo distal) de los eslabones y dedo
Línea roja	Eslabón rígido 2

(Fuente: Propia)

Con el modelo cinemático desarrollado se obtiene los puntos de alcance efectivo de los eslabones. Estos puntos se los presenta en la Figura 2.36 y Figura 2.37. Finalmente, las medidas de cada uno de los segmentos representados en los modelos se muestran en la Tabla 2.17.

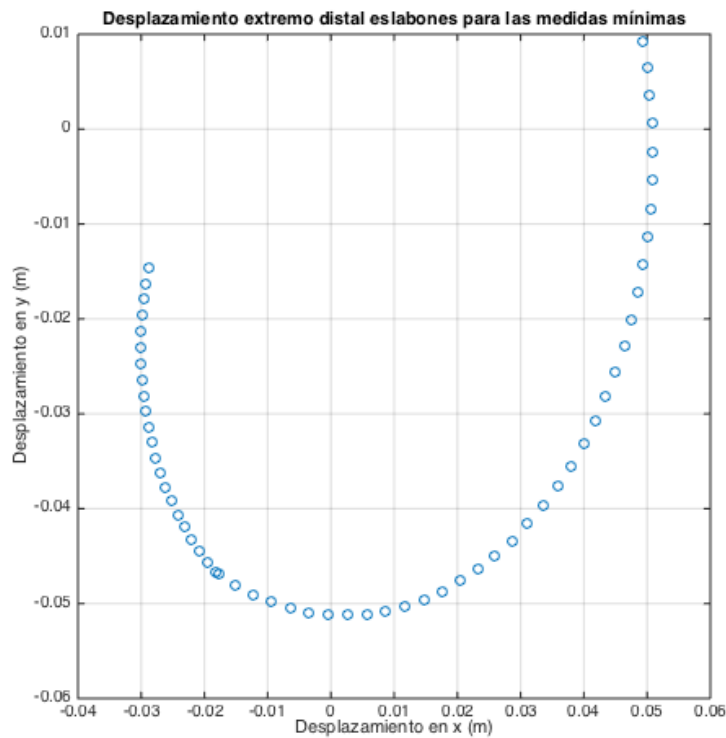


Figura 2.36. Alcance efectivo de los eslabones para las medidas mínimas  
(Fuente: Propia)

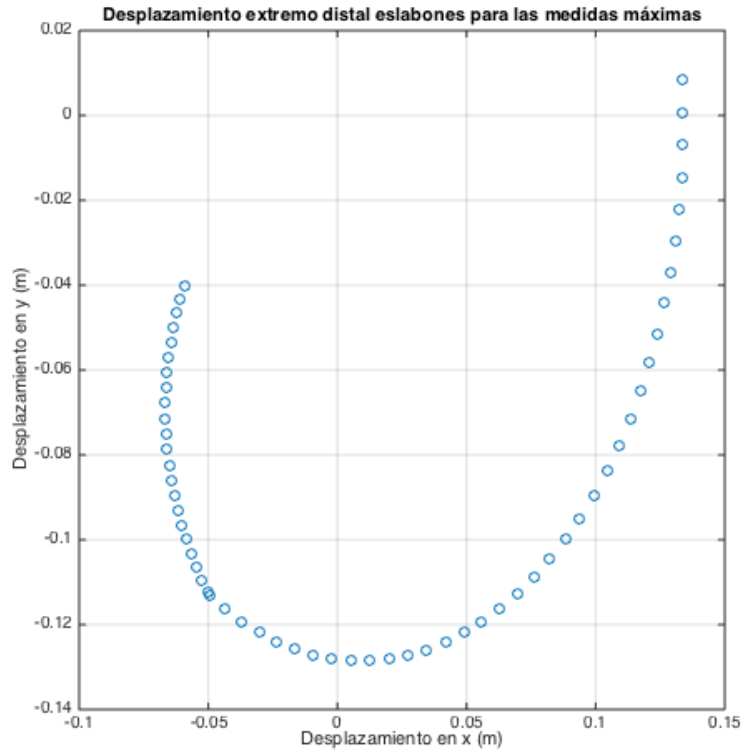


Figura 2.37. Alcance efectivo de los eslabones para las medidas máximas (Fuente: Propia)

Tabla 2.17. Distancia de los segmentos para el mecanismo de eslabones.

Segmento	Medida
AB	0.039 [m]
BC	0.026 [m]
CD (mínimas medidas)	0.01 [m]
DE (mínimas medidas)	0.08 [m]
CD (máximas medidas)	0.032 [m]
DE (máximas medidas)	0.032 [m]
EF	0.039 [m]

(Fuente: Propia)

### 2.4.5.2. Torque y fuerzas generadas en la base del sistema de eslabones

La reacción entre el eslabón y el dedo produce un torque en la base del eslabón (junta A mostrada en la Figura 2.34) el cuál es opuesto al producido por el motor en el sistema de transmisión. Este torque se obtiene por solución concatenada de las ecuaciones de Newton-Euler [28], mismas que se presentan a continuación:

$$\sum F_x = Ma_{Gx} \quad \text{Eq 2.2}$$

$$\sum F_y = Ma_{Gy} \quad \text{Eq 2.3}$$

$$\sum T = I_G \alpha_k \quad \text{Eq 2.4}$$

Donde:

$a_{Gx}$  = Aceleración con respecto al centro de gravedad en el eje x

$a_{Gy}$  = Aceleración con respecto al centro de gravedad en el eje y

$I_G$  = Inercia con respecto al centro de gravedad

$\alpha_k$  = Aceleración angular

El esquema necesario para identificar alturas y espesores de los segmentos de los eslabones se muestra en la Figura 2.38. Los datos para resolver las ecuaciones se presentan en la Tabla 2.18. La velocidad rotacional del eslabón 1 se toma en referencia a la flexo-extensión natural del dedo [19]. Se asume que el eslabón y el dedo rotarán a la misma velocidad. Además, se considera que en los ejercicios de rehabilitación física la velocidad angular será constante en cada rutina, pero cambiará de acuerdo con el ejercicio que sea requerido.

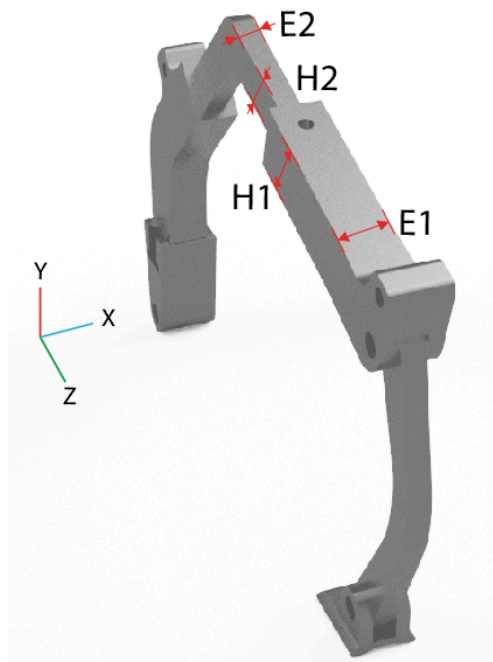


Figura 2.38. Esquema del sistema de eslabones.  
(Fuente: Propia)



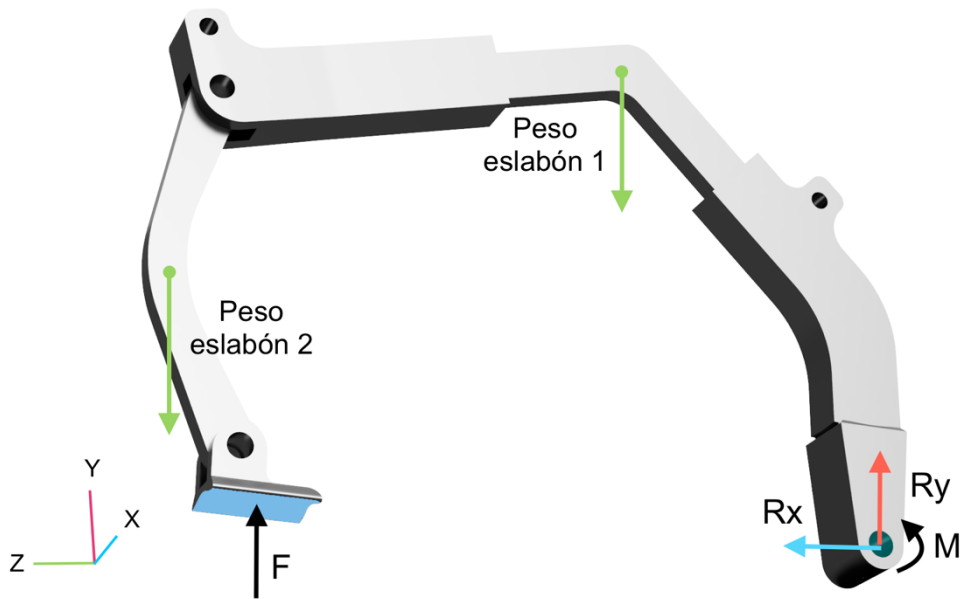


Figura 2.39. Diagrama de fuerzas del sistema de eslabones.  
(Fuente: Propia)

Tabla 2.18. Parámetros necesarios para resolver ecuaciones de Newton-Euler.

Parámetros de diseño	
Velocidad rotacional de eslabón 1	60 [°/s]
Gravedad	9.8 [m/s <sup>2</sup> ]
Masa eslabón 1	0.012 [kg]
Masa eslabón 2	0.008 [kg]
Altura 1 eslabones (H1)	0.012 [m]
Espesor 1 eslabones (E1)	0.008 [m]
Altura 2 eslabones (H2)	0.008 [m]
Espesor 2 eslabones (E2)	0.004 [m]
Fuerza del dedo (perpendicular a la superficie de contacto con el eslabón)	10 [N]

(Fuente: Propia)

Mediante el software MATLAB se resuelve el sistema de ecuaciones y se obtienen los valores para fuerza y torque en los eslabones con longitudes máxima y mínima. Los resultados presentados en la Tabla 2.19 muestran que el mayor torque se produce en la junta A cuando los dedos están abiertos. El código desarrollado en MATLAB se incluye en el Anexo III.

Tabla 2.19. Fuerzas y torques presentes en la junta A.

Torque y fuerzas	
Fuerza – eslabón con mínima longitud (dedo abierto)	X: -0.01 [N] Y: -9.76 [N]
Fuerza – eslabón con mínima longitud (dedo cerrado)	X: -8.66 [N] Y: 5.23 [N]
Fuerza – eslabón con máxima longitud (dedo abierto)	X: -0.006 [N] Y: -9.77 [N]
Fuerza – eslabón con máxima longitud (dedo cerrado)	X: -8.66 [N] Y: 5.24 [N]
Torque máximo – eslabón con mínima longitud (dedo abierto)	-0.076 [N*m]
Torque máximo – eslabón con mínima longitud (dedo cerrado)	-0.022 [N*m]
Torque máximo – eslabón con máxima longitud (dedo abierto)	-0.07 [N*m]
Torque máximo – eslabón con máxima longitud (dedo cerrado)	-0.058 [N*m]

(Fuente: Propia)

### 2.4.5.3. Cargas soportadas por engranes cónicos

El esquema del arreglo de los piñones cónicos se muestra en la Figura 2.40. El significado de cada uno de los puntos donde actúan las fuerzas y torques se presentan en la Tabla 2.20

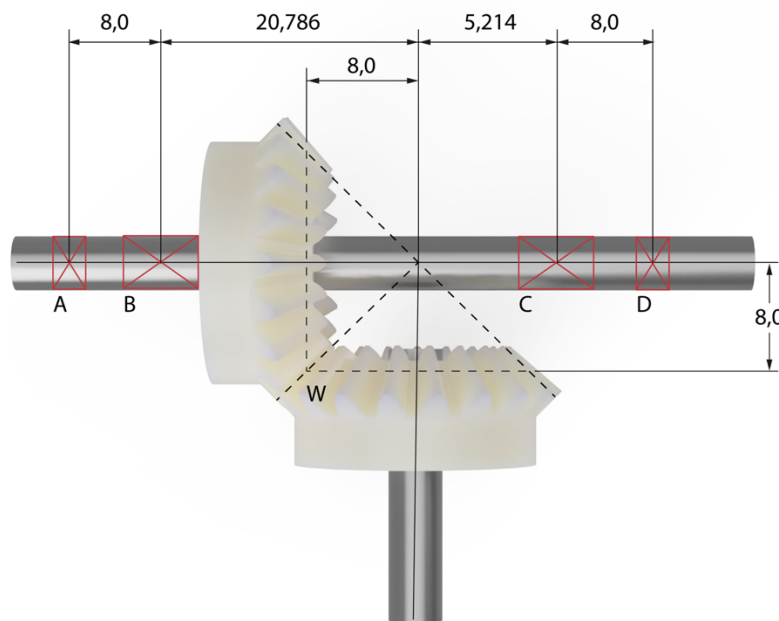


Figura 2.40. Arreglo de piñón cónico.  
(Fuente: Propia)

Tabla 2.20. Significado de los puntos presentados en la Figura 2.40.

Denominación	Significado
Punto A	Punto de soporte 1 del eje
Punto B	Punto de contacto de sistema de eslabones 1
Punto C	Punto de contacto de sistema de eslabones 2
Punto D	Punto de soporte 2 del eje
Punto W	Punto de contacto entre engranes

(Fuente: Propia)

El ángulo de paso de los engranes es de  $45^\circ$ . Estos tienen un número igual de 19 dientes. La carga soportada por los engranes en el eje x y el eje z está dada por la siguientes expresiones [29]:

$$W_r = W_t * \tan \phi * \cos \Gamma \quad \text{Eq 2.5}$$

$$W_a = W_t * \tan \phi * \cos \Gamma \quad \text{Eq 2.6}$$

Donde:

$W_r$  = Carga en la dirección X

$W_a$  = Carga en la dirección -Z

$\phi$  = Ángulo de presión

$\Gamma$  = Ángulo de paso

Para determinar la carga soportada por los engranes en la dirección Y se realiza la sumatoria de fuerzas y torques del sistema presentado en la Figura 2.41.

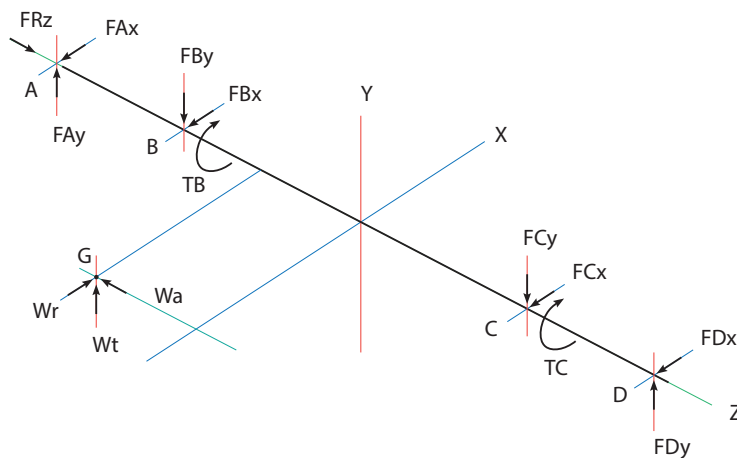


Figura 2.41. Análisis de fuerzas en el sistema de transmisión.  
(Fuente: Propia)

Se asume que cada uno de los eslabones va a soportar una carga máxima de 10 [N], como la carga que ejerce cada dedo en el punto de contacto con el eslabón (Figura 2.39). Se asume también que el peso del eje es despreciable. Los momentos y fuerzas seleccionadas son los máximos encontrados en la sección: torque y fuerzas generados en la base del sistema de eslabones. Así, los datos necesarios para realizar los cálculos en el análisis de cargas se muestran en la Tabla 2.21.

Tabla 2.21. Datos para determinar la carga soportada por los engranes en el eje Y.

<b>Parámetros de diseño</b>	
Número de dientes del piñón	19
Número de dientes de la corona	19
Paso del piñón	24
Paso de la corona	24
Momento en B	0.076 [N*m]
Fuerzas en B	X: 0.01 [N] Y: 9.76 [N]
Momento en C	0.076 [N*m]
Fuerzas en C	X: 0.01 [N] Y: 9.76 [N]
$R_{B/A}$ (Vector posición de B respecto a A)	X: 0 [m] Y: 0 [m] Z: 0.008 [m]
$R_{G/A}$ (Vector posición de G respecto a A)	X: 0.008 [m] Y: 0 [m] Z: 0.0208 [m]
$R_{C/A}$ (Vector posición de C respecto a A)	X: 0 [m] Y: 0 [m] Z: 0.034 [m]
$R_{D/A}$ (Vector posición de D respecto a A)	X: 0 [m] Y: 0 [m] Z: 0.042 [m]

(Fuente: Propia)

Las ecuaciones del análisis de fuerza se presentan a continuación:

$$\sum F = F_{engrane} + F_A + F_B + F_C + F_D = 0 \quad \text{Eq 2.7}$$

$$\sum T = (R_{GA} \times F_{engr}) + (R_{BA} \times F_B) + (R_{CA} \times F_C) + (R_{DA} \times F_D) + M_B + M_C = 0 \quad \text{Eq 2.8}$$

Remplazando los valores de la Tabla 2.21 en las ecuaciones anteriores se obtiene:

$$\sum F = F_{engr} + F_A + 0.023 \vec{i} + 9.76 \vec{j} + 0.023 \vec{i} + 9.76 \vec{j} + F_D = 0$$

$$\sum T = \left( (0.008 \vec{i} + 0.0208 \vec{k}) \times F_{eng} \right) + (-0.078 \vec{i} + 0.0002 \vec{j}) \\ + (-0.3319 \vec{i} + 0.0008 \vec{j}) + \left( (0.074 \vec{k}) \times F_D \right) + 0.152 \vec{k} = 0$$

Los resultados obtenidos a partir del análisis de fuerzas se muestran en la Tabla 2.22

Tabla 2.22. Resultados análisis de fuerzas.

<b>Cargas en engranes</b>	
Wr (carga eje x)	12.86 [N]
Wt (carga eje y)	-18.9 [N]
Wa (carga eje z)	12.86 [N]
FAx	-8.96 [N]
FAy	-0.21 [N]
FDx	-3.93 [N]
FDy	-0.4 [N]
FDz	-12.86 [N]

(Fuente: Propia)

#### 2.4.5.4. Diseño de engranes cónicos

El sistema de transmisión depende del correcto diseño de los engranes. Para esto es necesario determinar si las dimensiones y materiales seleccionados son los adecuados. La forma de evaluar estas características es mediante los factores de seguridad a flexión y desgaste establecidos por la norma ANSI/AGMA 2003-B97 [29].

Debido a la complejidad y costo involucrado en el proceso de manufactura de engranes cónicos, se selecciona acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) como material de construcción. Este material es un polímero termoplástico que permite la fabricación de partes por impresión 3D y su costo no es alto. Así, los parámetros necesarios para el diseño de los engranes se presentan en la Tabla 2.23.

Tabla 2.23. Parámetros para el cálculo de engranes cónicos.

Denominación	Significado	Valor
$N_P$	Número de dientes del piñón	19
$N_C$	Número de dientes de la corona	19
$P_D$	Paso del piñón	24
$P_C$	Paso de la corona	24
$D_p$	Diámetro del piñón	0.02 [m]
$D_C$	Diámetro de la corona	0.02 [m]
$SF_F$	Factor de seguridad por flexión diseño	1.2
$SF_H$	Factor de seguridad por contacto diseño	1.2
$S_{at}$	Esfuerzo de flexión	110.32 [MPa]
$S_{ac}$	Esfuerzo por contacto	137.9 [MPa]
$W^t$	Carga en el engrane (eje Y)	18.9 [N]
F	Ancho cara del engrane	0.0073 [m]
$K_O$	Factor de sobrecarga	1
$K_U$	Factor dinámico	1.0081
$K_S$	Factor de tamaño por flexión	0.5
$K_M$	Factor de distribución de carga	1.2502
$K_X$	Punto de contacto entre engranes	1
J	Factor geométrico de resistencia a la flexión	0.2
$K_L$	Factor de ciclos de esfuerzo de resistencia a la flexión	1.0772
$K_T$	Factor de temperatura	1
$K_R$	Factor de confiabilidad de resistencia a la flexión	1
$C_S$	Factor de tamaño de resistencia a la picadura	0.5
$C_{XC}$	Factor de coronamiento de resistencia a la picadura	2
$C_L$	Factor de ciclos de esfuerzo de resistencia a la picadura	1.5158
$C_H$	Factor de relación de la dureza de resistencia a la picadura	1
$C_R$	Factor de confiabilidad por picadura	1
$C_P$	Coefficiente elástico	59759.22 [ $\sqrt{Pa}$ ]

(Fuente: [29], [30])

Nota: Las ecuaciones y tablas necesarias para determinar cada uno de los factores y coeficientes se presentan en el Anexo IV.

Antes de determinar los factores de seguridad es necesario establecer los esfuerzos de flexión y contacto permisibles y experimentales (calculados). Las ecuaciones necesarias para estimar estos factores se presentan a continuación [29]:

$$S_t = \frac{W^t}{F} * P_D * K_O * K_U * \frac{K_S * K_m}{K_X * J} \quad \text{Eq 2.9}$$

$$S_{wt} = \frac{S_{at} * K_L}{SF_F * K_T * K_R} \quad \text{Eq 2.10}$$

$$S_c = C_P * \left( \frac{W^t}{F * D_P * I} * K_M * K_O * K_U * C_S * C_{xc} \right)^{1/2} \quad \text{Eq 2.11}$$

$$S_{wc} = \frac{S_{ac} * C_L * C_H}{SF_H * K_T * C_R} \quad \text{Eq 2.12}$$

Donde:

$S_t$  = Esfuerzo de flexión

$S_{wt}$  = Resistencia a la flexión

$S_c$  = Esfuerzo de contacto

$S_{wc}$  = Resistencia de contacto

Reemplazando los parámetros de la Tabla 2.23 en las 4 ecuaciones anteriores se obtienen los resultados mostrados en la Tabla 2.24.

Tabla 2.24. Esfuerzos por flexión y contacto permisibles y calculados.

<b>Esfuerzos por flexión y contacto</b>	
$S_t$	109.7 [MPa]
$S_{wt}$	990.3 [MPa]
$S_c$	1005.32 [MPa]
$S_{wc}$	1741.19 [MPa]

(Fuente: Propia)

Con los esfuerzos determinados se procede a encontrar el factor de seguridad dado por las siguientes expresiones [29]:

$$S_F = \frac{S_{wt}}{S_t} \quad \text{Eq 2.13}$$

$$S_H = \frac{S_{wc}}{S_c} \quad \text{Eq 2.14}$$

Donde:

$S_F$  = Factor de seguridad a flexión

$S_H$  = Factor de seguridad a desgaste

El resultado del factor de seguridad a flexión es de 9.03 y del factor de seguridad a desgaste es de 1.7. El cociente del factor de seguridad por desgaste es menor al factor de seguridad a flexión lo que implica que la carga real soportada es más próxima a la carga máxima del sistema. Así, se escoge el menor factor como factor de seguridad del sistema siendo este de 1.7.

#### 2.4.5.5. Selección de motores DC

Para seleccionar un motor DC es necesario determinar la velocidad de giro y la potencia. El ciclo de operación del motor se selecciona asumiendo operación continua. La velocidad de giro y la potencia se calculan a partir de las siguientes ecuaciones [29]:

$$V = \frac{2\pi * r_p * n}{12} \quad \text{Eq 2.15}$$

$$H = \frac{V * W_t}{33000} \quad \text{Eq 2.16}$$

Donde:

V = Velocidad de giro del motor

$r_p$  = Radio de paso promedio

n = Velocidad angular del motor DC

H = Potencia transmitida

$W_t$  = Carga en los engranes cónicos en la dirección Y.



Para encontrar la velocidad y potencia se utilizan los valores mostrados en la Tabla 2.25.

Tabla 2.25. Parámetros para el cálculo de velocidad y potencia del motor DC.

Parámetros de diseño		
Denominación	Valor	
	Sistema Internacional	Sistema inglés
$W_t$	18.9 [N]	4.2246[lb]
$r_p$	0.008 [m]	0.3150 [in]
n	10 [rpm]	

(Fuente: Propia)

Así, la velocidad de giro queda de la siguiente forma:

$$V = \frac{2\pi * 0.3150 [in] * 10[rpm]}{12}$$

$$V = 1.6491 \left[ \frac{pies}{min} \right]$$

Con la velocidad de giro se determina la potencia transmitida al sistema:

$$H = \frac{1.6491 \left[ \frac{pies}{min} \right] * 4.2246 [lb]}{33000}$$

$$H = 0.00021253 [HP] = 0.1585 [W]$$

Una vez determinada la potencia de transmisión, se calcula el momento de salida requerido por el reductor del motor mediante la siguiente expresión [29]:

$$M_{salida}' = \frac{H}{0.6 * n * 0.1047} \quad \text{Eq 2.17}$$

$$M_{salida}' = \frac{0.1585 [W]}{0.6 * 10 [rpm] * 0.1047}$$

$$M_{salida}' = 0.2522 [Nm]$$

Para asegurar el correcto funcionamiento del reductor se multiplica al torque encontrado por un factor de seguridad de 2.

$$M_{salida} = 0.2506 [Nm] * 2$$

$$M_{salida} = 0.5045 [Nm]$$

Con este torque se preselecciona la caja de engranes planetarios Faulhaber 17/1 con reducción 494:1. A continuación, se preselecciona el motor DC mediante el catálogo de Faulhaber [31]. Para esto se calcula la velocidad de entrada del reductor de la siguiente manera:

$$n_{entrada} = I_N * n_{salida} \quad \text{Eq 2.18}$$

Donde:

$I_N$  = Radio de reducción

$$n_{entrada} = 494 * 10 [rpm]$$

$$n_{entrada} = 4940 [rpm]$$

A continuación, se debe calcular el torque de entrada al reductor [31]:

$$M_{entrada} = \frac{M_{salida} * 100}{I_N * \eta} * n_{salida} \quad \text{Eq 2.19}$$

Donde:

$\eta$  = Eficiencia del reductor de engranes planetario

$$M_{entrada} = 0.0022 [Nm]$$

Con este torque de entrada al reductor se preselecciona el micromotor DC 1717T012s RL. Las características del motor se presentan en la Tabla 2.26 [31].

Tabla 2.26. Características micromotor DC Faulhaber preseleccionado.

Características motor DC 1717T012s		
Denominación	Significado	Valor
$U_N$	Voltaje Nominal	12 [V]
$I_o$	Corriente sin carga	0.023 [A]
$n_o$	Velocidad sin carga	14000 [rpm]
$M_H$	Torque de parada	5,38 [mNm]

(Fuente: Propia)

Para optimizar el funcionamiento del motor y su vida útil, la velocidad requerida  $n$  debe ser mayor que la mitad de la velocidad sin carga, y el par de entrada  $M$  debe ser menor que la mitad del par de parada  $M_H$ . Los valores de velocidad y torque de optimización se presentan a continuación [31]:

$$n_{op} = \frac{n_o}{2} \quad \text{Eq 2.20}$$

$$n_{op} = 7000 \text{ [rpm]}$$

$$M_{op} = \frac{M_H}{2} \quad \text{Eq 2.21}$$

$$M_{op} = 2,69 \text{ [mNm]}$$

Con los valores de optimización se puede comprobar que:

$$n \geq n_{op}$$

$$M_{entrada} \leq M_{op}$$

Así, el motor DC y reductor capaces de producir el torque y velocidad angular calculados son los preseleccionados (micromotor Faulhaber 1717T012s RL y caja de engranes

planetarios Faulhaber 17/1 con reducción 494:1). Las características de cada uno de estos elementos se presentan en el Anexo V.

### 2.4.5.6. Diseño eje de transmisión

En el exoesqueleto, un eje principal transmite movimiento a los eslabones a partir del torque generado por los engranes cónicos. Este eje consta de 3 agujeros por los cuales, mediante un pasador, se fijan los eslabones y el engrane. Las gráficas con las que se determinan los factores de concentración de esfuerzo a torsión y flexión se presentan en el Anexo VI. Adicionalmente, el material que se emplea para el diseño del eje es acero inoxidable 304. En la Figura 2.42 y Figura 2.43 se presenta el diagrama y análisis de fuerzas del eje de transmisión.

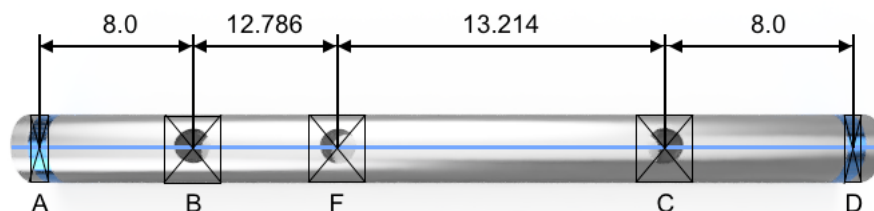


Figura 2.42. Diagrama eje de transmisión.  
(Fuente: Propia)

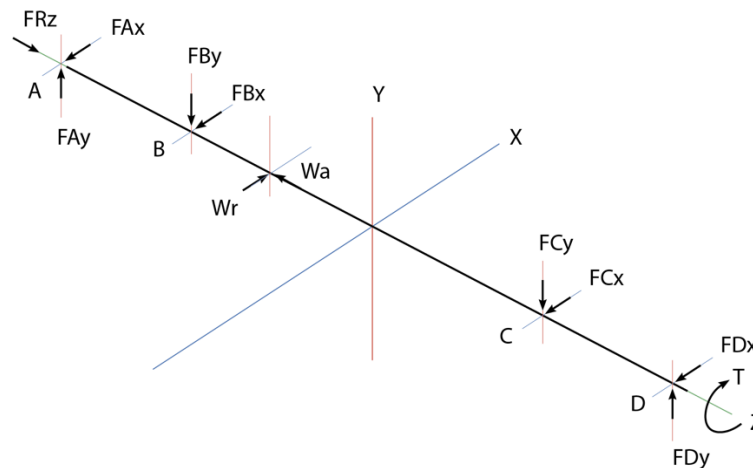


Figura 2.43. Análisis de fuerzas en el eje de transmisión.  
(Fuente: Propia)

Para determinar el momento  $M$  se utiliza la ecuación 2.8 y se seleccionan el valor máximo de momento generado por las reacciones del sistema (Figura 2.43). En la Tabla 2.27 se presentan los parámetros necesarios para el diseño del eje.

Tabla 2.27. Datos para diseño del eje de transmisión.

Parámetros de diseño		
Denominación	Significado	Valor
d	Diámetro eje (Primera iteración de diseño)	0.004 [m]
Sut	Resistencia última	275.8 [MPa]
Sy	Resistencia a la fluencia	568.13 [MPa]
T	Torque	0.076 [Nm]
M	Momento máximo	0.3932 [Nm]
Co	Confiabilidad	0.95
Kts	Factor de concentración de esfuerzo de un agujero a torsión	2.9
Kt	Factor de concentración de esfuerzo de un agujero a flexión	2.2
Ka	Factor de superficie	1
Kb	Factor de tamaño	1
Kc	Factor de temperatura	1
Kd	Factor de temperatura	1
Ke	Factor de confiabilidad	0.814

(Fuente: Propia)

Nota: Las ecuaciones y tablas necesarias para determinar cada uno de los factores y coeficientes se presentan en el Anexo VI.

Es necesario evaluar el comportamiento del eje bajo condiciones de fatiga y fluencia. Para validar el diseño se obtienen los factores de seguridad correspondientes.

Existen varios criterios para determinar el factor de seguridad por fatiga. En este trabajo se emplean dos de los criterios existentes. El criterio de Goodman y el de ASME elíptica. Estos criterios se presentan a continuación [29]:

Ed-Goodman

$$FS_G = \frac{1}{\frac{16}{\pi d^3} \left\{ \frac{1}{S_e} [4(Kt * Ma)^2 + 3(Kts * Ta)^2]^{1/2} + \frac{1}{S_{ut}} [4(Kt * Mm)^2 + 3(Kts * Tm)^2]^{1/2} \right\}} \quad \text{Eq 2.22}$$

Ed-ASME elíptica

$$FS_{AE} = \frac{1}{\frac{16}{\pi d^3} \left\{ 4 \left( \frac{Kt * Ma}{Se} \right)^2 + 3 \left( \frac{Kts * Ta}{Se} \right)^2 + 4 \left( \frac{Kt * Mm}{Sy} \right)^2 + 3 \left( \frac{Kts * Tm}{Sy} \right)^2 \right\}} \quad \text{Eq 2.23}$$

Donde:

$FS_G$  = Factor de seguridad por criterio de Goodman

$FS_{AE}$  = Factor de seguridad por criterio de ASME elíptica

Ma = Momento alternante

Ta = Torque alternante

Mm = Momento medio

Tm = Torque medio

Se = Límite de resistencia a la fatiga

El límite de resistencia a la fatiga se calcula con la siguiente expresión [29]:

$$Se = K_a * K_b * K_c * K_d * K_e * 0.5 * Sut \quad \text{Eq 2.24}$$

$$Se = 40.3 \text{ [MPa]}$$

Debido a que la dirección del momento cambia cuando el eje gira el momento medio es igual a cero y el momento alternante es igual al momento máximo. El torque generado no cambia su dirección y por tanto el torque alternante es cero mientras que el torque medio es igual al torque máximo T. El valor de momentos y torques se presentan a continuación:

Tabla 2.28. Datos adicionales para diseño del eje de transmisión.

Designación	Valor
Ma	0.393 [Nm]
Ta	0 [Nm]
Mm	0 [Nm]
Tm	0.152 [Nm]

(Fuente: Propia)

Por substitución de datos, se obtienen los factores de seguridad con los dos criterios:

$$FS_G = 1.82$$

$$FS_{AE} = 1.97$$

Como se puede observar ambos criterios se aproximan y se puede establecer que por seguridad se toma el factor encontrado con el criterio de Goodman ya que es el más bajo.

A continuación, se determina el factor de seguridad contra la fluencia. Para esto se aplica la siguiente ecuación [29]:

$$n_y = \frac{S_y}{\sigma'_{max}} \quad \text{Eq 2.25}$$

Donde:

$n_y$  = Factor de seguridad contra fluencia

$\sigma'_{max}$  = Esfuerzo máximo de von Mises

Para determinar el esfuerzo máximo de Von Mises se emplea la siguiente ecuación [29]:

$$\sigma'_{max} = \left[ \left( \frac{32Kt * (Mm + Ma)}{\pi d^3} \right)^2 + 3 * \left( \frac{16Kts * (Tm + Ta)}{\pi d^3} \right)^2 \right]^{1/2} \quad \text{Eq 2.26}$$

Remplazando los valores se obtiene un esfuerzo de:

$$\sigma'_{max} = 5.52 [Pa]$$

Con este esfuerzo se obtiene un factor de seguridad de:

$$n_y = 1.96$$

Así, el factor de seguridad por fatiga es de 1.9 y por fluencia de 1.96. Estos factores determinan que el eje soporta casi el doble de la carga máxima por lo que son aceptables.

#### 2.4.5.7. Análisis estático del sistema de eslabones

Con el fin de evaluar el correcto desempeño de los eslabones frente a la máxima fuerza de oposición que produciría un dedo y observar la deformación que se genera, se utiliza

el módulo de análisis estático del programa SOLIDWORKS. Este análisis es realizado para los dedos en extensión. Para el análisis es necesario realizar la simulación de los eslabones tanto en su configuración con las máximas medidas como con las mínimas medidas. Al final del estudio se presenta que configuración tiene las condiciones más críticas y se realiza su respectivo análisis. El diagrama de fuerzas necesario para este estudio se presenta en la Figura 2.39.

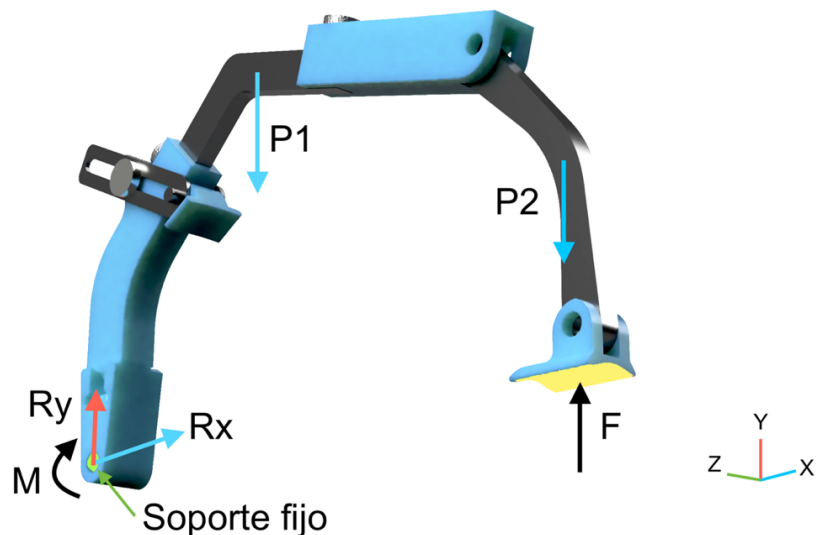


Figura 2.44. Diagrama sistema de eslabones.  
(Fuente: Propia)

En este análisis estático se toma en cuenta que la fuerza máxima soportada por el eslabón es de 10 [N] en toda la superficie de contacto con la falange distal del dedo (Superficie amarilla) [22]. Esta fuerza es aplicada en toda la superficie de contacto entre el eslabón y el dedo. En la Figura 2.44 se puede observar la junta A del eslabón marcada en verde la cual es un contacto fijo entre el eje y la base del eslabón 1. Esta unión es donde actúan 2 reacciones y un momento. Debido a que los dedos están en extensión no existe una fuerza aplicada en el mecanismo de seguimiento de las trayectorias de las falanges. Finalmente, se considera que las secciones de color celeste son de plástico ABS y las secciones de color gris son de acero.

Los parámetros necesarios para el análisis son determinados en la sección de cálculo de momentos y fuerzas generadas en la base del sistema de eslabones y se muestran en la Tabla 2.29.



Tabla 2.29. Parámetros para el análisis estático del sistema de eslabones.

Designación	Valor
F	10 [N]
M	0.075 [Nm]
Rx	0.01 [N]
Ry	9.76 [N]

(Fuente: Propia)

Para determinar si las longitudes de cada uno de los segmentos son las adecuadas, es necesario realizar un estudio de los desplazamientos del sistema. Este estudio permite evaluar si existen deformaciones considerables que alteren el seguimiento de las trayectorias de flexo-extensión de los dedos. Debido a que en este trabajo se desarrolla un prototipo con el que se va a realizar pruebas se estima una deformación aceptable de 0.01 [m]. Esta deformación representa aproximadamente el 5% de la trayectoria desplazada por un dedo con las mínimas medidas antropométricas. Además, con el fin de asegurar que los eslabones no fallen y se produzcan fracturas en cualquiera de los segmentos, se realiza un estudio del factor de seguridad del sistema. Tener un factor de seguridad superior a 1.3 implica que el sistema soporta las condiciones máximas establecidas [32]. Los resultados de desplazamientos unitarios y factor de seguridad se presentan en las siguientes figuras:

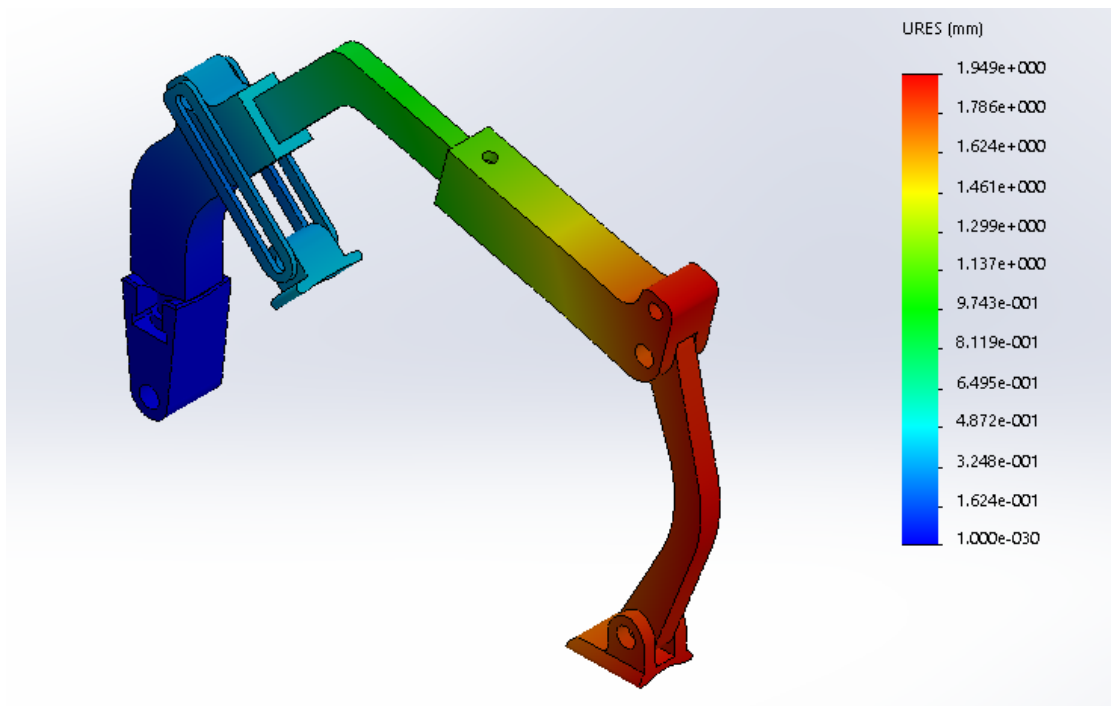


Figura 2.45. Desplazamiento del sistema – Eslabón con longitud máxima.  
(Fuente: Propia)

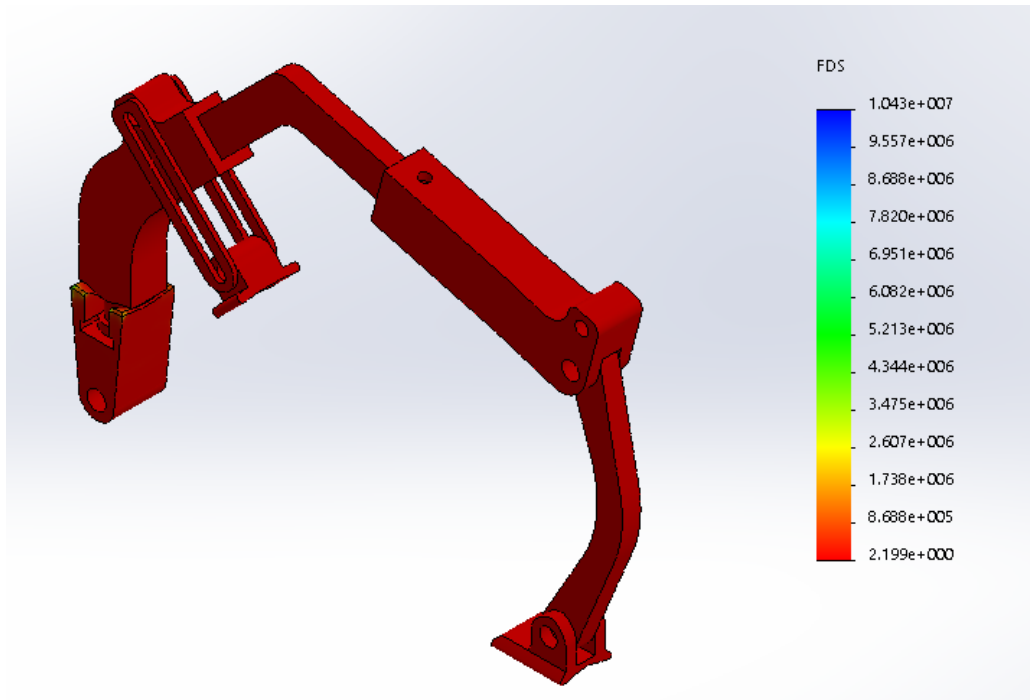


Figura 2.46. Factor de seguridad – Eslabón con longitud máxima.  
(Fuente: Propia)

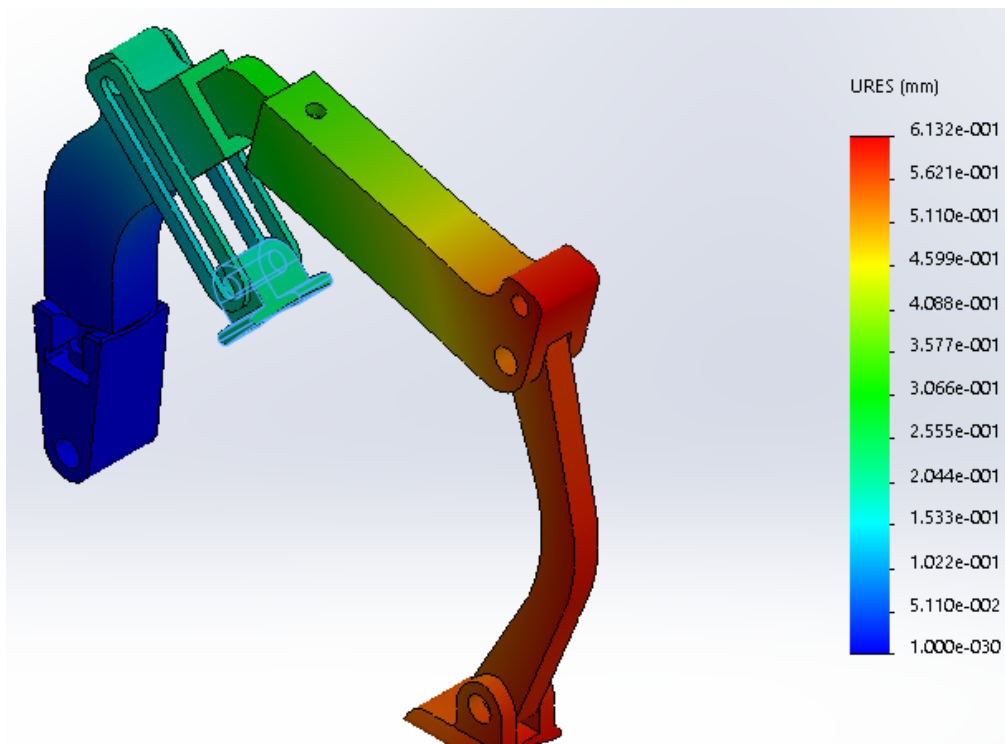


Figura 2.47. Desplazamiento del sistema – Eslabón con longitud mínima.  
(Fuente: Propia)

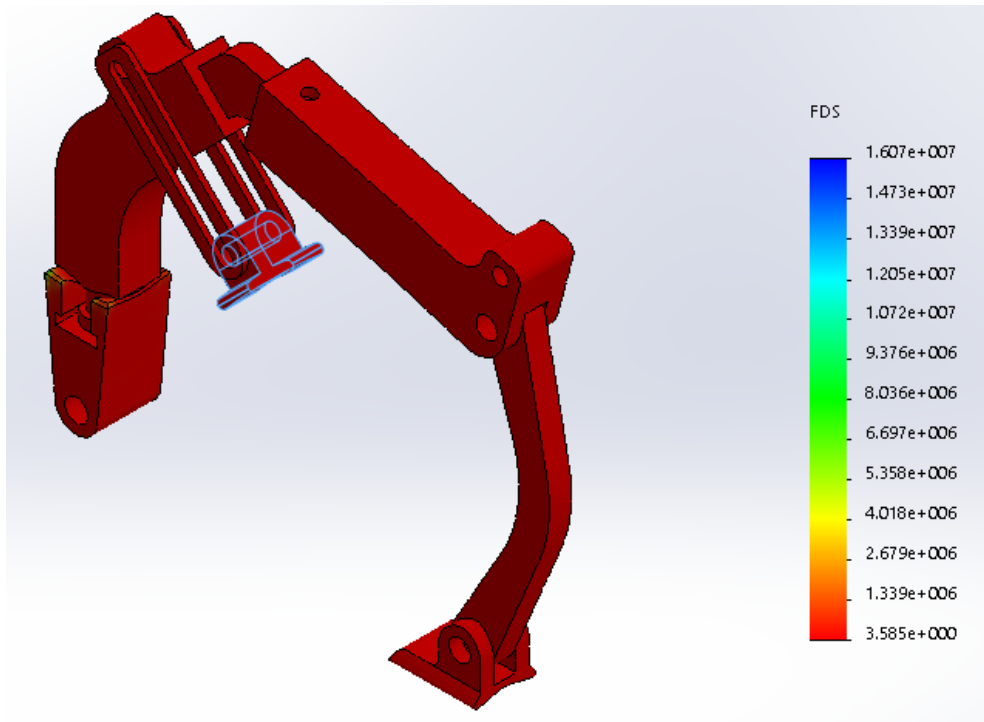


Figura 2.48. Factor de seguridad – Eslabón con longitud mínima.  
(Fuente: Propia)

Los resultados generales del análisis estático se presentan en la Tabla 2.30:

Tabla 2.30. Resultados del análisis estático del mecanismo de eslabones.

Denominación	Medida
Desplazamiento máximo – eslabones con longitud máxima	0.001949 [mm]
Desplazamiento unitario máximo – eslabones con longitud mínima	0.000613 [mm]
Factor de seguridad eslabones con longitud máxima	2.199
Factor de seguridad eslabones con longitud mínima	3.585

(Fuente: Propia)

Como se puede observar el sistema de eslabones con longitud máxima presenta los parámetros más críticos. Por este motivo a continuación se analiza los resultados para este caso.

El sistema de eslabones con medidas máximas tiene una deformación de aproximadamente 2 [mm] respecto al contacto fijo del eslabón 1. Esto indica que la deformación es mucho menor al 5% del desplazamiento máximo. Finalmente, el factor de seguridad indica que el sistema de eslabones soporta 2.2 veces más de su capacidad máxima.

Los resultados de la simulación se validan mediante la calidad de mallado. Para esto es necesario determinar si los elementos de la malla son homogéneos. En este análisis el parámetro que se utiliza es el número jacobiano. Un jacobiano igual a uno representa un elemento perfectamente homogéneo y por tanto bien formado [33]. En la simulación se utiliza una densidad de mallado de 0.00025 [mm] en todas las superficies rectas y de 0.000009 [mm] en todas las superficies curvas. Este tipo de malla es empleada tanto en el sistema de eslabones con longitudes máximas como en el de longitudes mínimas. Con este mallado se obtiene un número jacobiano máximo de 1.03. La distribución del número jacobiano en los sistemas de eslabones se presenta en la Figura 2.49 y Figura 2.50.

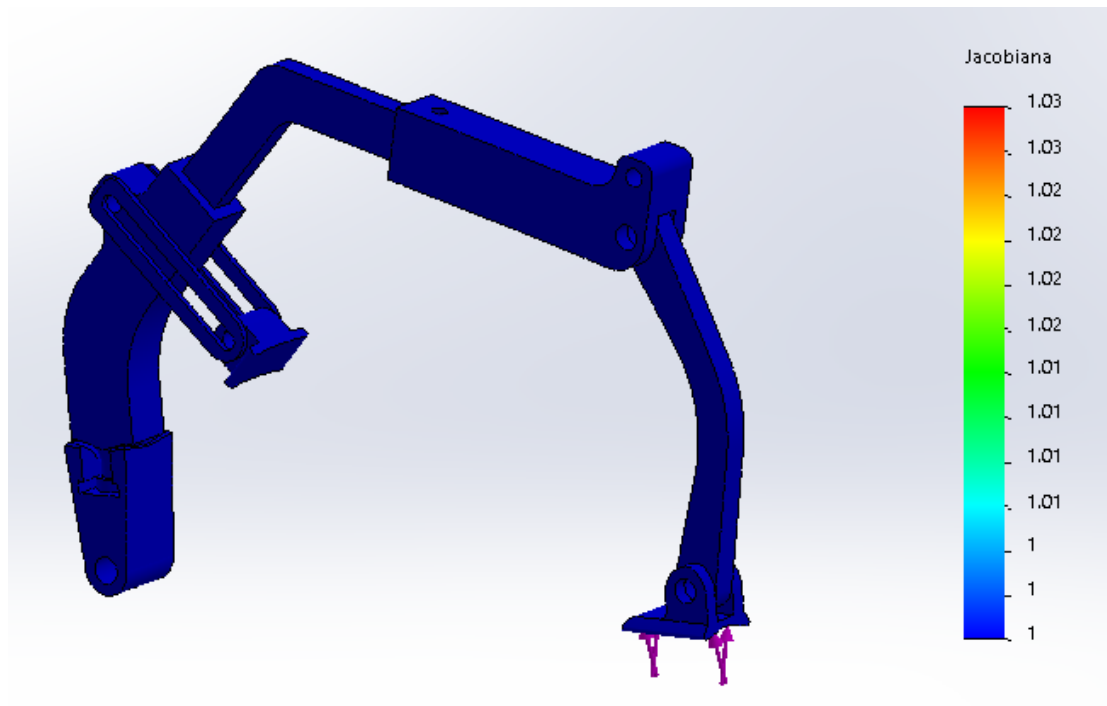


Figura 2.49. Número jacobiano distribuido en la estructura del sistema – Eslabón con longitud máxima.  
(Fuente: Propia)

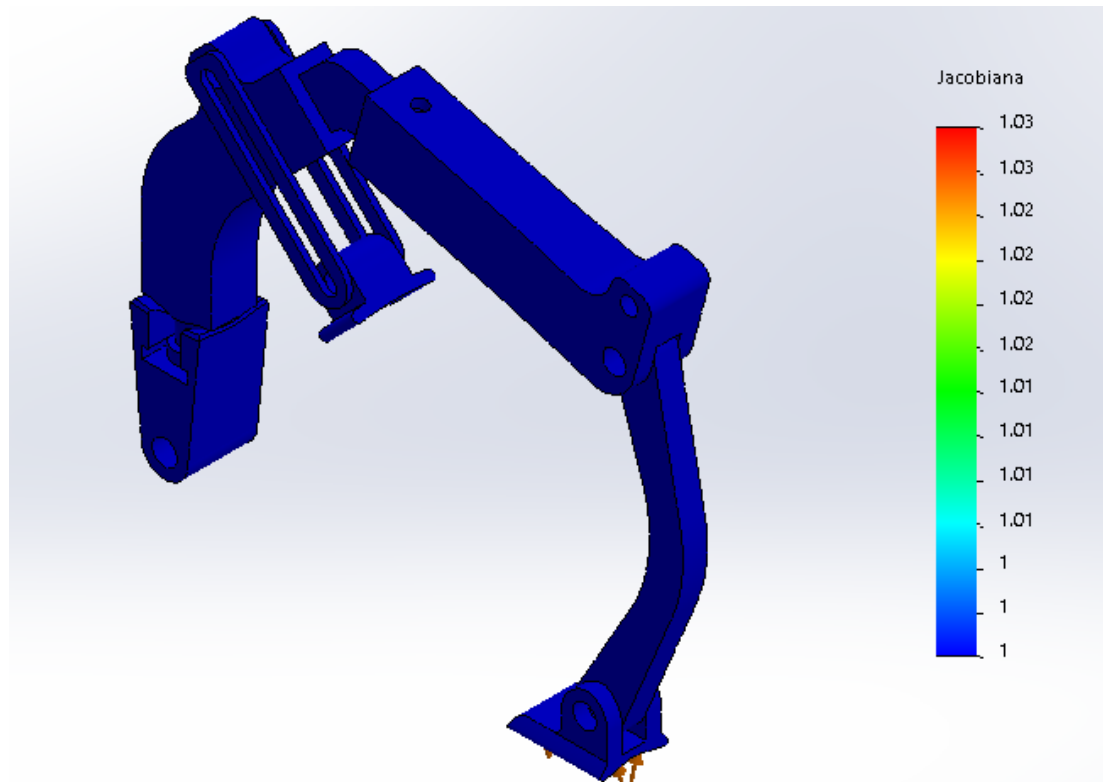


Figura 2.50. Número jacobiano distribuido en la estructura del sistema – Eslabón con longitud mínima.  
(Fuente: Propia)

#### 2.4.5.8. Análisis estático del sistema para fijar la trayectoria de las falanges de los dedos trifalángicos

Como se describió anteriormente, la solución seleccionada incluye un mecanismo que limita el movimiento de las falanges proximales y medias de los dedos. Este mecanismo consta de dos elementos rígidos largos y un elemento que permite el contacto con la falange. Para determinar si los elementos se deforman significativamente frente a las cargas que puede generar el dedo, se utiliza el módulo de análisis estático del programa SOLIDWORKS. El diagrama de fuerzas para realizar el estudio se muestra en la Figura 2.51. En esta figura se incluye uno de los segmentos del sistema de eslabones (elementos color púrpura) como punto de referencia con el que este estudio se realiza.

Para este análisis se toma en cuenta una fuerza máxima de 10 [N]. Esta fuerza es aplicada en la superficie amarilla en donde se da el contacto con la falange. La región en verde se tomará como un contacto fijo. Se considera que todos los elementos en color púrpura y celeste son de plástico ABS y los elementos en color gris son de acero. Además, la distribución de los elementos (posición del sistema de seguimiento de

trayectoria de falanges respecto a segmentos en color púrpura) se elige ya que es donde el sistema tendrá una mayor esbeltez y por lo tanto una mayor probabilidad de pandeo.

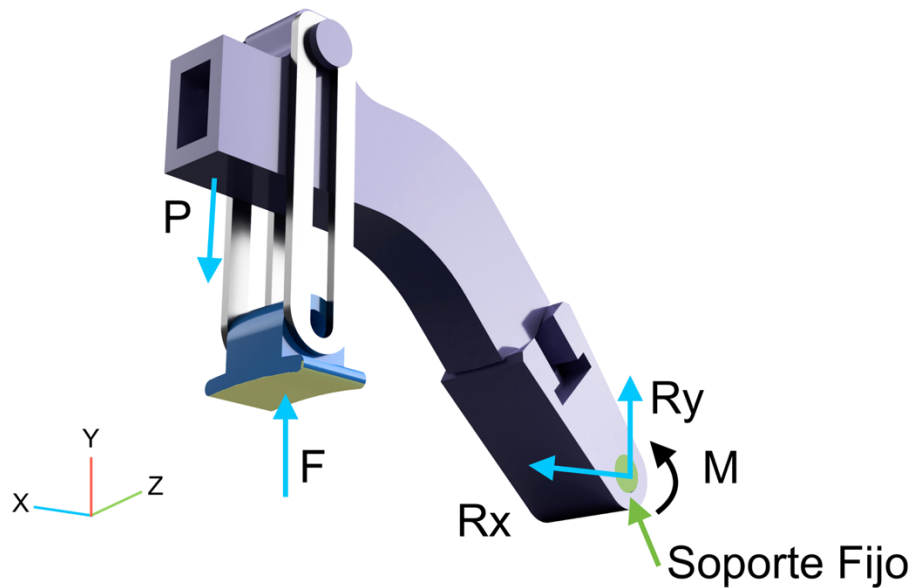


Figura 2.51. Diagrama de fuerzas del sistema para fijar la trayectoria de las falanges.  
(Fuente: Propia)

Los parámetros necesarios para el análisis son determinados en la sección de cálculo de momentos y fuerzas generadas en la base del sistema de eslabones y se muestran en la Tabla 2.31.

Tabla 2.31. Parámetros para el análisis estático del mecanismo de seguimiento de trayectoria de falanges.

Designación	Valor
F	10 [N]
M	0.075 [Nm]
Rx	0.01 [N]
Ry	9.76 [N]

(Fuente: Propia)

Para determinar si existen deformaciones que puedan comprometer la función del sistema para fijar las trayectorias de las falanges, se realiza un estudio de desplazamientos unitarios. Debido a que en este trabajo se desarrolla un prototipo con el que se va a realizar pruebas se estima que un desplazamiento máximo aceptable es de 0.01 [m]. Además, para asegurar que el sistema no falle y se produzcan fractura se determina el factor de seguridad del sistema. Un factor de seguridad mayor a 1.3

asegura que el sistema soportará los esfuerzos admisibles [32]. Los resultados de desplazamiento, estudio de tensiones y factor de seguridad se presentan en la Figura 2.52, y Figura 2.53 .

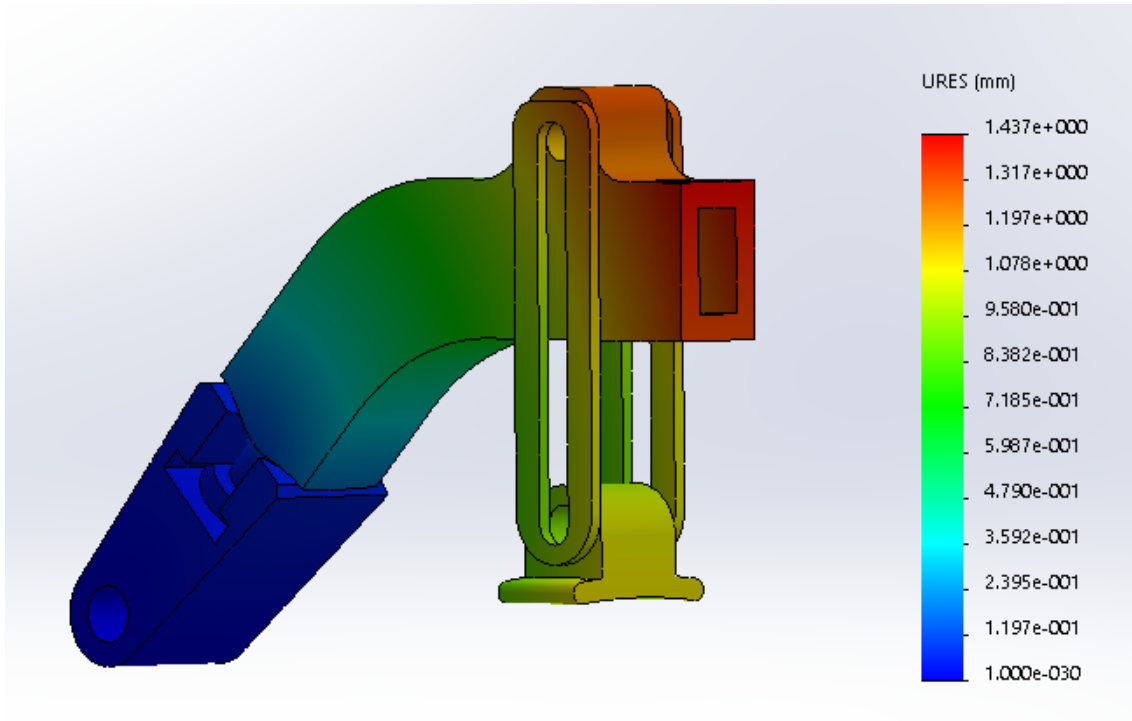


Figura 2.52. Desplazamiento del sistema.  
(Fuente: Propia)

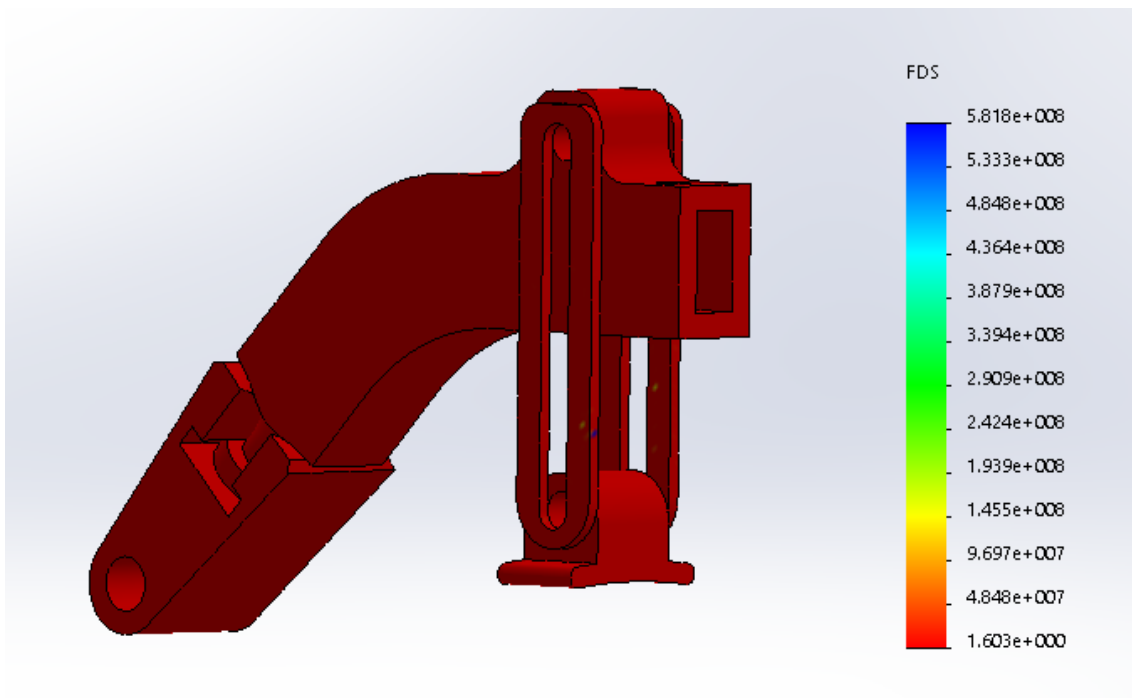


Figura 2.53. Factor de seguridad.  
(Fuente: Propia)

Tabla 2.32. Resultados del análisis estático del sistema para fijar la trayectoria de las falanges.

Denominación	Medida
Desplazamiento	0.00147 [mm]
Factor de seguridad	1.6

(Fuente: Propia)

Los resultados generales del análisis estático se presentan en la Tabla 2.32. Los parámetros obtenidos determinan que el desplazamiento del sistema es mucho menor a 0.01 [cm] lo que es favorable para el dispositivo. Se obtiene un factor de seguridad de 1.6 lo que significa que el sistema soporta condiciones de operación mayores a las máximas estimadas.

Los valores de la simulación se validan mediante la calidad de mallado y el uso del número jacobiano [33]. En la simulación se utiliza una densidad de mallado de 0.00015 [mm] en todas las superficies rectas y de 0.00008 [mm] en todas las superficies curvas. Con este mallado se obtiene un número jacobiano máximo de 1.01. La distribución del número jacobiano en el sistema se presenta en la Figura 2.54.

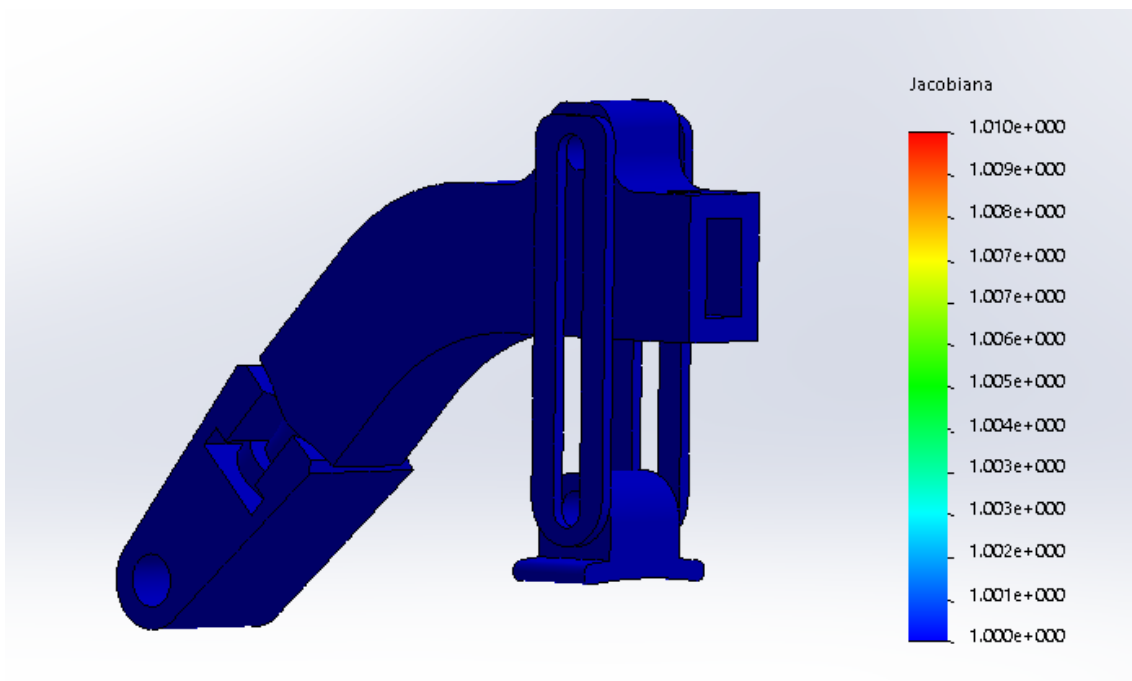


Figura 2.54. Número jacobiano distribuido en el sistema de seguimiento de la trayectoria de las falanges.

(Fuente: Propia)



### 2.4.5.9. Análisis estático del mecanismo para regular la posición de la muñeca

Para verificar si el soporte de la mano funciona adecuadamente, es necesario determinar la efectividad del mecanismo que regula la posición de la muñeca. El esquema del diagrama de fuerzas se presenta en la Figura 2.55

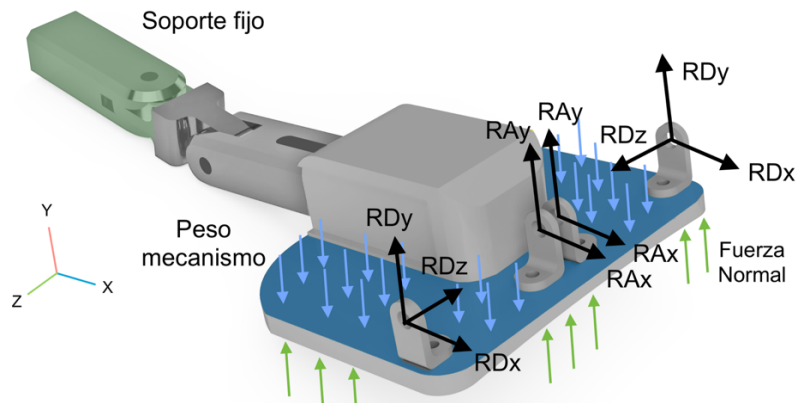


Figura 2.55. Diagrama de fuerzas del mecanismo para regular la posición de la muñeca. (Fuente: Propia)

Este mecanismo toma en cuenta las reacciones generadas por el mecanismo de eslabones las cuales actúan sobre el soporte de los ejes. El valor de los parámetros para realizar la simulación son los encontrados en la sección de cálculo de momentos y fuerzas generadas en la base del sistema de eslabones y se muestra en la Tabla 2.33.

Tabla 2.33. Parámetros para el análisis estático del mecanismo que regula la posición de la muñeca.

Designación	Valor
Peso mecanismo	10 [N]
Rax	-8.96 [N]
Ray	-0.21 [N]
Rdx	-3.93 [N]
Rdy	-0.4 [N]
Rdz	-12.86 [N]

(Fuente: Propia)

El análisis se lleva a cabo mediante el software SOLIDWORKS y el segmento de color verde en la Figura 2.55 se toma como soporte fijo para el estudio. Las flechas de color celeste que actúan sobre la superficie azul representan la carga del peso del sistema. Las flechas de color verde actúan sobre la superficie inferior del soporte y representan

la fuerza normal generada por la superficie dorsal de la mano. Para determinar si los elementos del soporte para muñeca se deforman se realiza un estudio de desplazamientos del sistema. Debido a que en este trabajo se desarrolla un prototipo con el que se va a realizar pruebas se estima que un desplazamiento menor a 0.005 no interferirá con la función de ubicar la mano en una posición fija. Con el fin de determinar que el diseño no falla, se realiza un estudio del factor de seguridad del sistema. Debido a todas las cargas que soporta el sistema, un factor de seguridad mayor a 1.3 se acepta como válido [32]. Los resultados de desplazamientos del sistema y factor de seguridad se presentan a continuación:

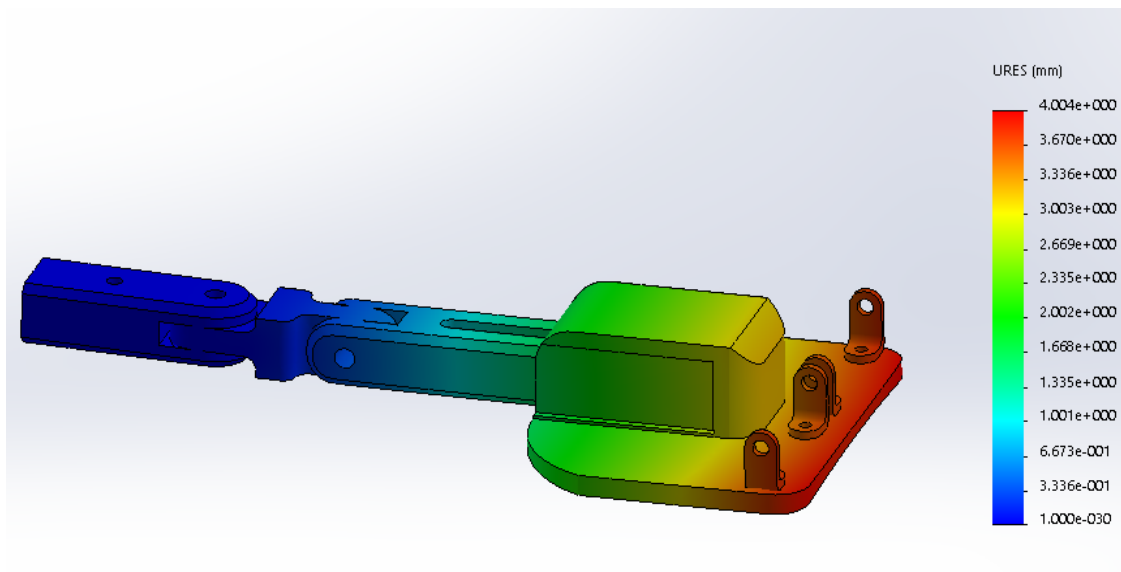


Figura 2.56. Desplazamientos unitarios.  
(Fuente: Propia)

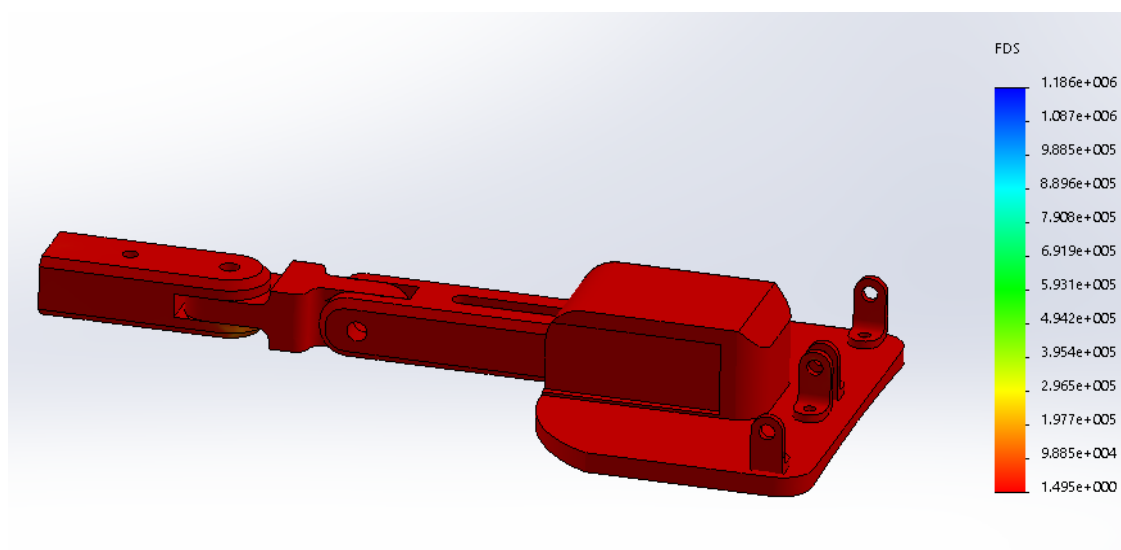


Figura 2.57. Factor de seguridad.  
(Fuente: Propia)

En la Tabla 2.34 se presentan los valores numéricos más relevantes para el diseño.

Tabla 2.34. Resultados del análisis estático del mecanismo para regular la muñeca.

Denominación	Medida
Desplazamiento máximo del sistema	0.004 [m]
Factor de seguridad	1.5

(Fuente: Propia)

Como se puede observar en los resultados obtenidos el desplazamiento máximo del sistema de 0.004 [mm] no altera el funcionamiento del dispositivo como se señala anteriormente. El factor de seguridad obtenido muestra que el sistema soportará una la carga máxima admisible y garantiza el buen funcionamiento del dispositivo.

Los resultados de la simulación se validan mediante la calidad de mallado y el uso del número jacobiano [33]. En la simulación se utiliza una densidad de mallado de 0.00045 [mm] en todas las superficies rectas y de 0.00001 [mm] en todas las superficies curvas. Con este mallado se obtiene un número jacobiano máximo de 1.07. La distribución del número jacobiano en el sistema para regular la posición de la muñeca se presenta en la Figura 2.58.

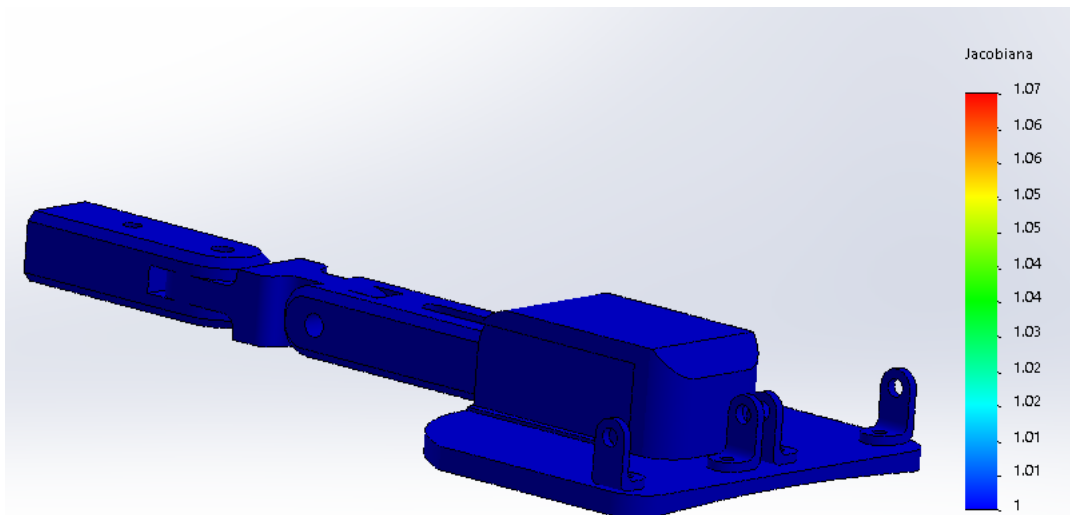


Figura 2.58. Número jacobiano distribuido en el sistema para regular la posición de la muñeca.  
(Fuente: Propia)

## 2.5. Interfaz Electrónica

Para lograr el movimiento del sistema de eslabones es necesario un sistema electrónico. El diagrama del sistema electrónico con las soluciones obtenidas en el análisis funcional se muestra en la Figura 2.59.

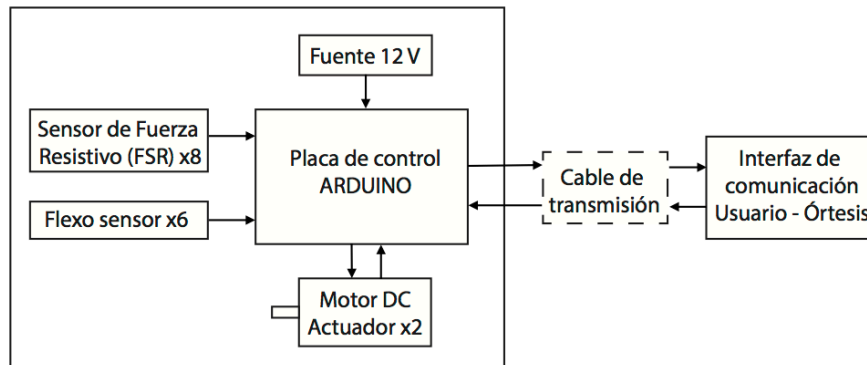


Figura 2.59. Diagrama del sistema electrónico del dispositivo.  
(Fuente: Propia)

El sistema electrónico consta de actuadores, sensores, controlador, una fuente de alimentación y una interfaz de comunicación usuario - órtesis. Para transmitir el movimiento a los eslabones el dispositivo utiliza motores DC con reductores. La adquisición y toma de datos de medidas de posición y fuerza de los dedos trifalángicos se logra con el uso de sensores resistivo acoplados en la superficie de los dedos. Los sensores son de dos tipos: sensores resistivos de flexión y sensores resistivos de fuerza por contacto. Los sensores de flexión o flexo sensores varían su resistencia al ser flexionados. Los sensores de fuerza operan en base al cambio de resistencia por la variación de presión en una superficie circular de contacto. En la Figura 2.61 se muestra un esquema de la posición de los sensores en los dedos trifalángicos. En verde se representa los sensores de fuerza y en azul los sensores de flexión.

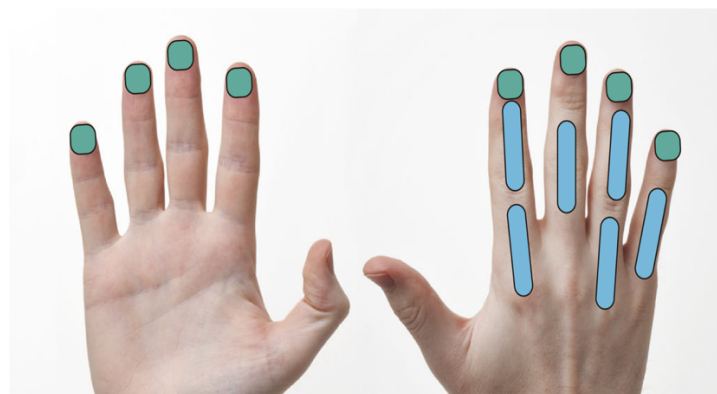


Figura 2.60. Ubicación de sensores en la mano.  
(Fuente: Propia)

El control automático de la órtesis se lleva a cabo mediante el uso de un microcontrolador Arduino. Este microcontrolador es el encargado de leer, registrar y procesar los datos extraídos por los sensores y controla el accionamiento de los motores para transmitir el movimiento y torque al sistema de eslabones. El microcontrolador Arduino trabaja con una velocidad máxima de procesamiento de 16 MHz y emplea un microprocesador ATmega2560. El control del dispositivo y los parámetros de operación son regulados por el usuario con un control de botones. Las especificaciones de los componentes electrónicos se presentan en la Tabla 2.35.

Tabla 2.35. Características elementos electrónicos.

Componente electrónico	Tipo	Cant.	Especificaciones
Microcontrolador	Arduino Mega	1	54 pines digitales para Entrada/Salida. 16 pines para salidas analógicas.
Sensor de flexión	FS-L-0095-103-ST TinySine	6	Resistencia 10K Ohms
Sensor de fuerza	Sensor resistivo FSR402	8	Diámetro de 0.5 in, Rango de fuerza sensitiva: 0.1 – 100 N
Motor DC y reductor	Faulhaber motor 1717T012S RL y reductor 494:1	2	Torque 5.5 mNm

(Fuente: Propia)

Para realizar el control de movimiento de los motores DC y así verificar el rango de movimiento alcanzado por el sistema de eslabones se implementa un control mediante botones y un potenciómetro. Los botones permiten el control del giro de cada motor y el potenciómetro controla la velocidad de giro. El diagrama de conexiones se encuentra adjunto en el Anexo VII.

Finalmente, el código de programación necesario para el control del sistema electrónico es desarrollado en el software Arduino. EL diagrama de flujo de la programación se presenta en el Anexo VIII.

## 2.6. Cálculo de costos

El presupuesto necesario para el prototipo incurre en los siguientes conceptos:

- Costos de materiales
- Costos de manufactura
- Costos de elementos normalizados
- Costos indirectos

## 2.6.1. Costos de materiales

Los costos de los materiales necesarios para la construcción del dispositivo se muestran en la Tabla 2.36. Para este análisis se especifica la cantidad de material necesario y el costo unitario.

Tabla 2.36. Costos de materiales.

No.	Elemento	Ref.	Material	Descripción		Cant.	Precio unitario		Precio
1	Eslabón 1 - Elemento 1	[34]	Plástico ABS	4.6	gr	4	0.03	\$/g	0.55
2	Eslabón 1 - Elemento 2	[35]	Acero inoxidable	(50 x 50 x 4)	mm	4	1	\$/u	4.00
3	Eslabón 1 - Elemento 3	[34]	Plástico ABS	4.6	gr	4	0.03	\$/g	0.55
4	Eslabón 1 - Elemento 4	[34]	Plástico ABS	4.2	gr	4	0.03	\$/g	0.50
5	Acople dedo	[34]	Plástico ABS	0.6	gr	4	0.03	\$/g	0.07
6	Eslabón 2	[35]	Acero inoxidable	(63 x 30 x 4)	mm	4	1.45	\$/u	5.80
7	Eslabón 1 - Elemento 5	[35]	Acero inoxidable	(33 x 9 x 1)	mm	8	1	\$/u	8.00
8	Acople dedo 2	[34]	Plástico ABS	0.5	gr	4	0.03	\$/g	0.06
9	Pasador	[36]	Acero inoxidable	L=10 ; D=4	mm	8	0.35	\$/u	2.80
10	Soporte eje	[34]	Plástico ABS	2	gr	4	0.03	\$/u	0.02
11	Eje	[36]	Acero 304	L=50 ; D=4	mm	2	1.73	\$/u	3.46
12	Engrane cónico 1	[34]	Plástico ABS	1.8	gr	2	0.03	\$/g	0.11
13	Engrane cónico 2	[34]	Plástico ABS	1.8	gr	2	0.03	\$/g	0.11
14	Base mano	[34]	Plástico ABS	68.9	gr	1	0.03	\$/g	2.07
15	Regulador muñeca 1	[34]	Plástico ABS	7.7	gr	1	0.03	\$/g	0.23
16	Regulador muñeca 2	[34]	Plástico ABS	14.7	gr	1	0.03	\$/g	0.44
17	Regulador muñeca 3	[34]	Plástico ABS	12.8	gr	1	0.03	\$/g	0.38
18	Base muñeca	[34]	Plástico ABS	24	gr	1	0.03	\$/g	0.72
19	Correas	[37]	Velcro	200	mm	1	1.69	\$/u	1.69
20	Esponja para soporte	[38]	Esponja densidad 25	(200x100)	mm	1	0.8	\$/u	0.80
<b>Total</b>									<b>32.37</b>

(Fuente: Propia)

## 2.6.2. Costos de fabricación

El presupuesto necesario para la manufactura de los elementos del dispositivo se presenta en la Tabla 2.37. En este presupuesto se definen cada uno de los procesos de fabricación necesarios para la obtención de cada pieza. Se determina el tipo de proceso y cuántas horas se requiere para fabricar cada elemento. Finalmente se calcula el precio final en base al precio por hora. Los valores de referencia usados se muestran en el Anexo IX.

Tabla 2.37. Costos de fabricación.

No.	Elemento	Proceso	Cantidad		Precio unitario		Precio [USD]
1	Eslabón 1 - Elemento 1	Impresión 3d	54	min	2	\$/hora	1.8
2	Eslabón 1 - Elemento 2	Corte con agua a presión	4	min	2	\$/min	8.0
3	Eslabón 1 - Elemento 3	Impresión 3d	55	min	2	\$/hora	1.8
4	Eslabón 1 - Elemento 4	Impresión 3d	26	min	2	\$/hora	0.9
5	Acople dedo	Impresión 3d	14	min	2	\$/hora	0.5
6	Eslabón 2	Corte con agua a presión	4.25	min	2	\$/min	8.5
7	Eslabón 1 - Elemento 5	Corte con agua a presión	12.75	min	2	\$/min	25.5
8	Acople dedo 2	Impresión 3d	10	min	2	\$/hora	0.3
9	Pasador	Corte con agua a presión	6	min	2	\$/min	12.0
10	Soporte eje	Corte con agua a presión	4.2	min	2	\$/min	8.4
11	Eje	Maquinado	1		5	\$	5.0
12	Engrane cónico 1	Impresión 3d	21	min	2	\$/hora	0.7
13	Engrane cónico 2	Impresión 3d	21	min	2	\$/hora	0.7
14	Base mano	Impresión 3d	733	min	2	\$/hora	24.4
15	Regulador muñeca 1	Impresión 3d	68	min	2	\$/hora	2.3
16	Regulador muñeca 2	Impresión 3d	141	min	2	\$/hora	4.7
17	Regulador muñeca 3	Impresión 3d	121	min	2	\$/hora	4.0
18	Base muñeca	Impresión 3d	227	min	2	\$/hora	7.6
<b>Total</b>							117

(Fuente: Propia)

### 2.6.3. Costos de elementos normalizados

En esta sección se establece la denominación de cada elemento normalizado y la cantidad de elementos necesario para establecer el precio total. El costo de todos los elementos normalizados se muestra en la Tabla 2.38. Los valores de referencia usados se muestran en el Anexo IX.

Tabla 2.38. Costo de elementos normalizados.

No.	Elemento	Denominación	Cant.	Precio unitario [USD]	Precio [USD]
1	Prisionero	ANSI B18.6.7 M2.5x0.45x3	8	0.2	1.60
2	Tornillo cabeza cilíndrica con ranura en cruz	ANSI B18.6.7 M2.5x0.45x13	8	0.025	0.20
3	Tuerca	ANSI B18.2.4.1 M2.5x0.45	8	0.025	0.40
5	Tornillo con cabeza hueca	ANSI B18.3.1 M1.6x0.35x2.5	6	0.05	0.30
6	Tornillo cabeza cilíndrica con ranura en cruz	ANSI B6.7 M2x0.4x8	4	0.05	0.20
7	Tuerca	ANSI B6.7 M2x0.4	4	0.05	0.20
8	Tornillo con cabeza hueca	ANSI B18.3.1 M3x0.5x25	1	0.05	0.05
9	Tuerca	ANSI B2.4.1 M3x0.5	1	0.05	0.05
10	Tornillo con cabeza hueca	ANSI B18.3.1 M43x0.5x20	1	0.05	0.05
11	Tornillo con cabeza hueca	ANSI B18.3.1 M4x0.7x20	1	0.05	0.05
12	Tornillo con cabeza hueca	ANSI B18.3.1 M4x0.7x25	1	0.05	0.05
13	Arandela	ANSI B18.22 M4	2	0.025	0.05
14	Tuerca	ANSI B18.2.4.1 M3x0.7	1	0.05	0.05
15	Tuerca	ANSI B18.2.4.1 M4x0.7	2	0.05	0.10
<b>Total</b>					3.15

(Fuente: Propia)



### 2.6.4. Costos de elementos electrónicos

En la Tabla 2.39 se presenta el presupuesto para todos los elementos incluidos en la interfaz electrónica del dispositivo. Los valores de referencia usados se muestran en el Anexo IX.

Tabla 2.39. Costo de elementos electrónicos

No.	Elemento	Denominación	Cant.	Precio unitario		Precio [USD]
1	Motor DC y reductor	Faulhaber motor 1717T012S RL y reductor 494:1	2	295.73	\$	591.46
2	Flexo sensores	FS-L-0095-103-ST TinySine	6	14.95	\$	89.7
3	Sensores de presión	FSR402 0.5 in	8	7.75	\$	62
4	Controlador	Arduino Mega 2560	1	45.95	\$	45.95
5	Cables	Cable UTP	1	1	\$	1
6	Fuente de alimentación	12 V/5 A	1	6.99	\$	6.99
<b>Total</b>						797.1

(Fuente: Propia)

### 2.6.5. Costos Indirectos

En la Tabla 2.39 se presenta el presupuesto de los costos de diseño mecánico, transporte, montaje, de software y otros gastos contables.

Tabla 2.40. Costos indirectos.

Denominación	Cantidad	Precio unitario [USD]	Precio [USD]
Diseño mecánico	80 [horas]	10	800
Transporte	5 [horas]	1	5
Montaje	4 [horas]	8	32
Gastos Contables	1	4	4
Software	50 [horas]	5	250
<b>Total</b>			1091

(Fuente: Propia)

## 2.6.6. Costos Totales

En la Tabla 2.41 se presenta el presupuesto total para la construcción del prototipo.

Tabla 2.41. Costo totales.

Denominación	Costos [USD]
Materiales	32.37
Fabricación	117
Elementos normalizados	3.15
Elementos electrónicos	797.1
Costos Indirectos	1091
<b>Total</b>	<b>2040.72</b>

(Fuente: Propia)

## 2.7. Protocolo de pruebas

El estudio en este apartado tiene como objetivo determinar el seguimiento de las trayectorias de flexo-extensión de una órtesis para rehabilitación de dedos trifalángicos de la mano izquierda y derecha mediante el uso de fotogrametría. Este estudio permite determinar los ángulos de flexión y abducción máximos que las articulaciones de los dedos pueden alcanzar por acción del exoesqueleto.

### 2.7.1. Consideraciones

- Como instrumento de medida se utiliza un goniómetro, un instrumento que permite medir los ángulos de las articulaciones.
- Para tomar los datos de ángulos el pulgar debe estar en extensión para facilitar la medición.
- El esquema de referencia de la órtesis para rehabilitación de dedos trifalángicos para realizar el estudio se muestra en la Figura 2.61.
- Existen dos tornillos tipo prisionero por cada eslabón (mostrados con flechas rojas en la Figura 2.61). En total existen 8 tornillos tipo prisionero en el sistema de eslabones.

- Existen 3 pernos en el mecanismo de la muñeca. Estos pernos se indican con flechas de color anaranjado en la Figura 2.61.
- Para facilitar la medición de los ángulos de abducción se debe tomar las medidas desde la palma de la mano.

### **2.7.2. Indicaciones**

Antes del estudio:

- El investigador debe informar de toda la información necesaria al sujeto de prueba.
- El sujeto de prueba firmará un consentimiento informado para preservar su identidad.
- Desajustar los tornillos tipo prisionero del sistema de eslabones.
- Desajustar los tornillos del mecanismo de la muñeca.
- Tomar los datos del sujeto de prueba y registrarlos en la Tabla 2.42.

Durante el estudio:

- Se realizará una sesión por sujeto de prueba.
- Para la parte 4 del estudio se ejecutará la flexo-extensión de los dedos a una velocidad aproximada de 20 grados por segundo (3.3 RPM) durante 40 segundos.
- La toma de datos se deberá realizar en la mano derecha e izquierda tomando un tiempo de receso entre cada prueba.
- Los datos tomados deben registrarse en las hojas de protocolo mostradas en la Tabla 2.42 y Tabla 2.43 y se debe efectuar 3 mediciones por cada ángulo.

Después del estudio:

- Se responderá cualquier duda del sujeto de prueba de ser necesario.
- Se limpiará de ser necesario la órtesis y se la guardará adecuadamente.

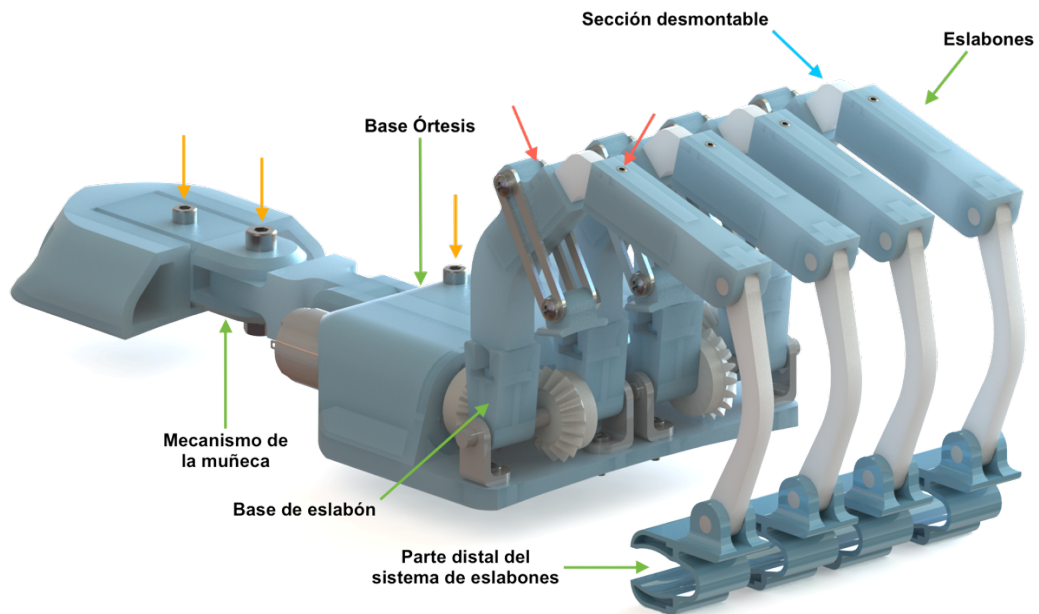


Figura 2.61. Esquema del dispositivo para el protocolo de pruebas.  
(Fuente: Propia)

### 2.7.3. Procedimiento

#### Parte 1: Medida de ángulos de flexión (mano sin órtesis)

El estudio comienza midiendo todos los ángulos de flexión que pueden alcanzar cada una de las articulaciones de los dedos trifalángicos de la mano izquierda y derecha. Los ángulos se miden con todos los dedos en flexión (mano cerrada) de la siguiente manera:

- Ángulo de flexión de la articulación MCP: Se mide el ángulo en el que se encuentra la falange proximal respecto al hueso metacarpiano.

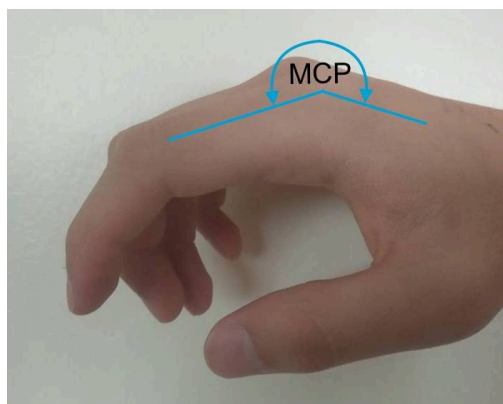


Figura 2.62. Ángulo de la articulación metacarpo-falángica (MCP).  
(Fuente: Propia)

- Ángulo de flexión de la articulación PIP: Se mide el ángulo en el que se encuentra la falange media tomando como referencia la falange proximal.

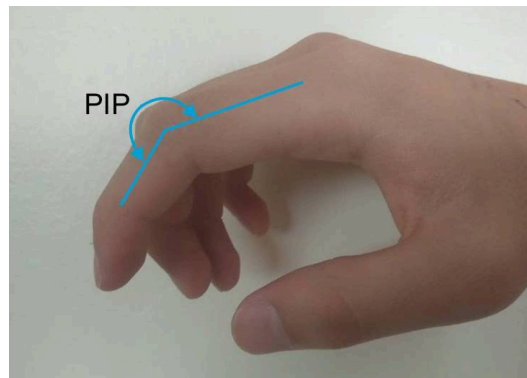


Figura 2.63. Ángulo de la articulación proximal interfalángica (PIP).  
(Fuente: Propia)

- Ángulo de flexión de la articulación DIP: Se mide el ángulo en el que se encuentra la falange distal tomando como referencia la falange media.

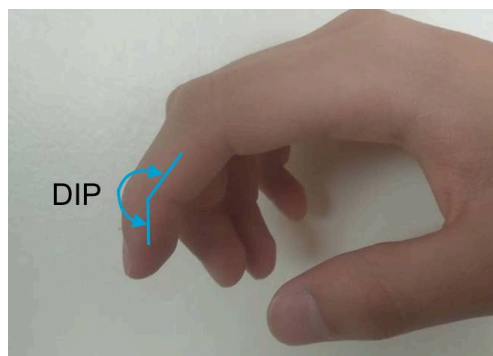


Figura 2.64. Ángulo de la articulación distal interfalángica (DIP).  
(Fuente: Propia)

## Parte 2: Medida de ángulos de abducción (mano sin órtesis)

A continuación, se miden los ángulos de abducción de las todas las articulaciones MCP de los dedos trifalángicos. En esta se coloca la mano en extensión (mano abierta) y se registran los valores de la siguiente forma:

- Ángulo abducción de la articulación MCP del dedo 2 (MCPA2): Medir el ángulo de abducción del dedo 2 (índice) respecto al dedo 3 (medio).

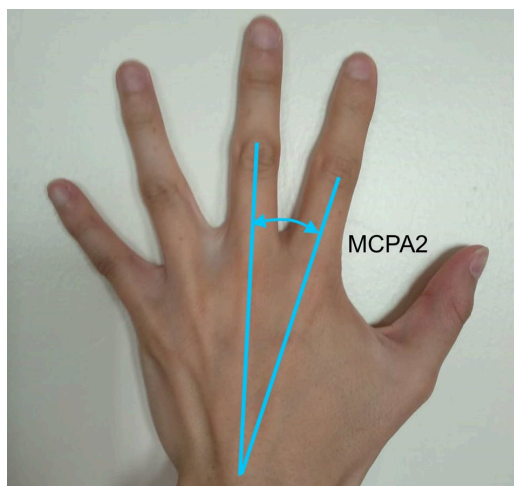


Figura 2.65. Ángulo de abducción MCP del dedo 2  
(Fuente: Propia)

- Ángulo abducción de la articulación MCP del dedo 3: Este ángulo de abducción se toma como cero grados ya que el dedo 3 es el dedo de referencia.
- Ángulo abducción de la articulación MCP del dedo 4 2 (MCPA4): Medir el ángulo de abducción del dedo 4 (anular) respecto al dedo 3 (medio).

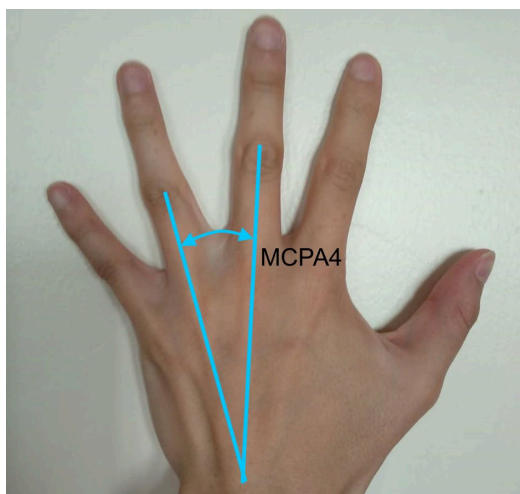


Figura 2.66. Ángulo de abducción MCP del dedo 4.  
(Fuente: Propia)

- Ángulo abducción de la articulación MCP del dedo 5 2 (MCPA5): Medir el ángulo de abducción del dedo 5 (meñique) respecto al dedo 3 (medio).

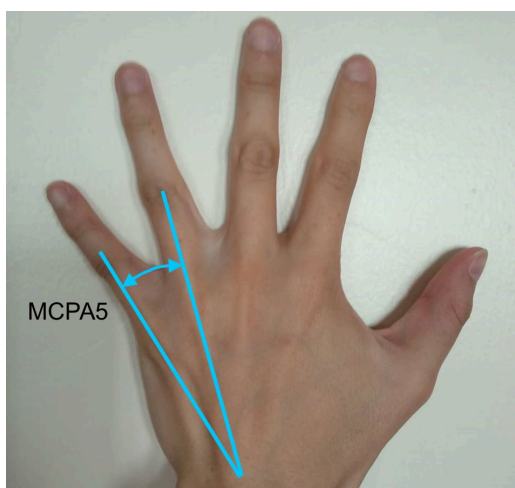


Figura 2.67. Ángulo de abducción MCP del dedo 5.  
(Fuente: Propia)

### Parte 3: Medida ángulos de flexión y abducción (mano con órtesis)

Para obtener la medida de los ángulos de flexión de las articulaciones cuando la órtesis se encuentra en la mano, se sigue el siguiente procedimiento:

- Colocar el rehabilitador en el antebrazo y ajustar con ayuda de las correas de velcro.
- Colocar la base de la órtesis en la parte dorsal de la mano al mismo tiempo que se regula el mecanismo de ajuste de la muñeca.
- Ajustar los pernos del mecanismo de la muñeca en la posición en la que el sujeto de prueba esté más cómodo.
- Ajustar la base de la órtesis a la mano mediante las correas de velcro.
- Ubicar la parte distal de los eslabones en las puntas respectivas de los dedos y regular la distancia de los eslabones de ser necesario.
- Ajustar los pernos tipo prisionero de cada uno de los mecanismos de los eslabones.
- Con la mano en extensión tomar la medida de los ángulos de abducción de todos los dedos trifalángicos como se indicó en la Parte 2.
- Accionar la órtesis y hacer que la mano se cierre junto al sistema de eslabones.
- Con la mano cerrada ajustar los mecanismos de seguimiento de las falanges hasta que los dos mecanismos de cada dedo estén en contacto con las falanges.
- Tomar la medida de los ángulos de flexión para las articulaciones de los dedos 2 (índice) y 5 (meñique) como se indicó en la Parte 1.
- Accionar la órtesis y hacer que la mano se abra junto al sistema de eslabones.

- Desajustar los pernos tipo prisionero de los eslabones ajustados en los dedos 2 y 5. Después, sostener la parte proximal de los eslabones y extraer las secciones desmontables del sistema de eslabones.
- Accionar la órtesis y hacer que la mano se cierre junto al sistema de eslabones.
- Realizar la extensión parcial de los dedos 2 y 5. Tomar las medidas de flexión de las articulaciones PIP y DIP para los dedos 3 (medio) y 4 (anular).
- Accionar la órtesis y hacer que la mano se abra junto al sistema de eslabones.

#### **Parte 4: Movimiento de flexo-extensión (mano con órtesis)**

Utilizando técnicas de fotogrametría se obtiene la trayectoria realizada por la parte distal de los dedos trifalángicos. En esta parte se deberá seguir las siguientes indicaciones:

- Ubicar en la base del sistema de eslabones 2 y 5 los segmentos extraídos en la Parte 3.
- Ubicar la parte distal de los eslabones 2 y 5 en las respectivas puntas de los dedos y regular la distancia de los eslabones. Ajustar los pernos tipo prisionero de cada mecanismo.
- Ubicar un marcador reflectivo en la falange distal (punta) de los dedos 2 y 4 con ayuda de cinta doble faz.
- Accionar la órtesis y realizar la flexo-extensión de los dedos trifalángicos.
- Retirar los marcadores puestos y ubicarlos ahora en los dedos 3 y 5.
- Accionar la órtesis y realizar la flexo-extensión de los dedos trifalángicos.
- Retirar los marcadores.
- Desajustar la órtesis y retirarla.





Tabla 2.42. Protocolo de pruebas (Prueba 1)

 <b>ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA</b> <b>PROTOCOLO DE PRUEBAS</b> 			
<b>Prueba N°1</b>		<b>Mediciones sin órtesis</b>	
Fecha:			
<b>Datos Sujeto de Prueba</b>			
Nombre:			
Edad:			
Género:			
<b>Toma de medidas</b>			
<b>Dedo 2</b>			
Articulación	Medida 1	Medida 2	Medida 3
MCP (flexión)			
MCPA2 (abducción)			
PIP			
DIP			
<b>Dedo 3</b>			
Articulación	Medida 1	Medida 2	Medida 3
MCP (flexión)			
PIP			
DIP			
<b>Dedo 4</b>			
Articulación	Medida 1	Medida 2	Medida 3
MCP (flexión)			
MCPA4 (abducción)			
PIP			
DIP			
<b>Dedo 5</b>			
Articulación	Medida 1	Medida 2	Medida 3
MCP (flexión)			
MCPA5 (abducción)			
PIP			
DIP			

(Fuente: Propia)

Tabla 2.43. Protocolo de pruebas (Prueba 2).

		<b>ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL</b> <b>FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA</b> <b>PROTOCOLO DE PRUEBAS</b>		
<b>Prueba N°2</b>		<b>Mediciones con órtesis</b>		
<b>Toma de medidas</b>				
<b>Dedo 2</b>				
Articulación	Medida 1	Medida 2	Medida 3	
MCP (flexión)				
MCPA2 (abducción)				
PIP				
DIP				
<b>Dedo 3</b>				
Articulación	Medida 1	Medida 2	Medida 3	
MCP (flexión)				
PIP				
DIP				
<b>Dedo 4</b>				
Articulación	Medida 1	Medida 2	Medida 3	
MCP (flexión)				
MCPA4 (abducción)				
PIP				
DIP				
<b>Dedo 5</b>				
Articulación	Medida 1	Medida 2	Medida 3	
MCP (flexión)				
MCPA5 (abducción)				
PIP				
DIP				
<b>Niveles de cumplimiento</b>				
Si el valor promedio se encuentra entre -10 y +10 grados colocar A				
Si el valor promedio se encuentra fuera del rango colocar F				
<b>Dedo 2</b>				
MCP (flexión)		PIP		
MCP (abducción)		DIP		
<b>Dedo 3</b>				
MCP (flexión)		PIP		
		DIP		
<b>Dedo 4</b>				
MCP (flexión)		PIP		
MCP (abducción)		DIP		
<b>Dedo 5</b>				
MCP (flexión)		PIP		
MCP (abducción)		DIP		
<b>Aprobación</b>				
Para cada dedo no se acepta una medición fuera del rango				
Dedo trifalángico		Aprobado		Rechazado
Dedo 2				
Dedo 3				
Dedo 4				
Dedo 5				

(Fuente: Propia)

## 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 3.1. Resultados

#### 3.1.1. Planos de taller y conjunto

Como resultado del diseño mecánico se obtiene la representación de acuerdo a la norma INEN 003 (código de dibujo técnico mecánico) de los elementos de la órtesis para rehabilitación de dedos trifalángicos [39]. En los planos se muestran las dimensiones y tolerancias constructivas. Los planos de taller y conjunto se encuentran en el Anexo VIII.

#### 3.1.2. Prototipo construido

El dispositivo construido tiene una estructura de plástico ABS y parte del sistema de eslabones hecho en acero inoxidable AISI 304. Para su control incluye un sistema electrónico con 2 motores DC y sus respectivas cajas reductoras, 8 sensores de fuerzas FSR, 6 flexo sensores y un controlador Arduino Mega. La órtesis mecatrónica para rehabilitación de los dedos trifalángicos de la mano se muestra en la Figura 3.1.

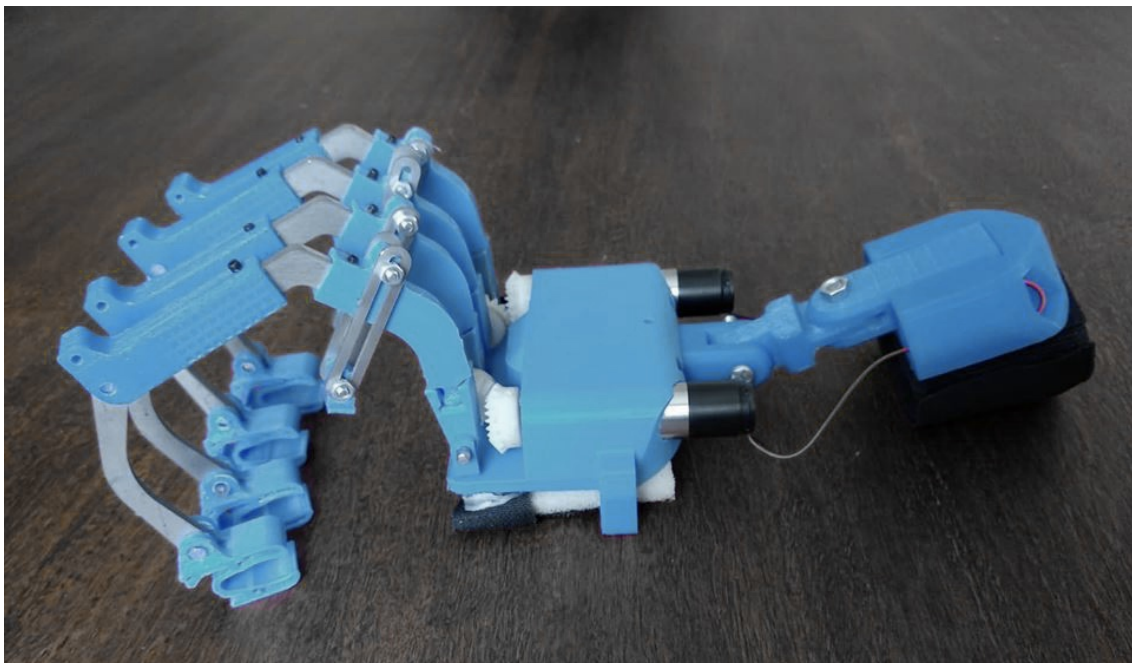


Figura 3.1. Prototipo de órtesis mecatrónica para rehabilitación de los dedos trifalángicos de la mano.

(Fuente: Propia)

### **3.1.3. Presupuesto total**

El presupuesto necesario para la fabricación de la órtesis para rehabilitación de los dedos trifalángicos es igual a la sumatoria de los costos de materiales, fabricación, elementos normalizados, elementos electrónicos y costos indirectos. El presupuesto total de 2040.72

### **3.1.4. Evaluación del prototipo**

Para verificar que el dispositivo cumple con las especificaciones técnicas planteadas y evaluar la efectividad y compatibilidad del diseño formulado en relación con las enfermedades y lesiones que pueden ser tratadas con una órtesis mecatrónica, se construye un prototipo de órtesis con un diseño modular para rehabilitación de dedos trifalángicos. La órtesis construida les permite a los pacientes realizar de manera natural los movimientos de flexo-extensión y abducción-aducción de los dedos trifalángicos mediante el mecanismo de eslabones. Dicho mecanismo de eslabones tiene la posibilidad de cambiar su longitud y adaptarse a diferentes medidas antropométricas de la mano. Esta característica también le permite usarse tanto en la mano derecha como izquierda. Posee un mecanismo para regular el soporte de la muñeca el cual logra adaptarse a las diferentes posiciones para brindar un mayor confort al usuario.

El dispositivo construido fue probado en participantes sanos, es decir que no presentaban ninguna patología. El rehabilitador les permitió re-educarse por medio de movimientos articulares pasivos que generan los gestos de apertura y cierre de la mano con facilidad. Las características de los pacientes evaluados se presentan en la Tabla 3.1. Dispositivos similares a este con mecanismos que permiten el seguimiento de trayectorias de flexo-extensión logran aumentar significativamente el rango de movimiento y los ángulos de extensión en pacientes con daños crónicos en los dedos o daños cerebrovasculares [2], [40], [41]. Esta recuperación es alcanzada mediante ejercicios pasivos.

La órtesis mecatrónica incorpora sensores de fuerza y motores con la capacidad de realizar ejercicios de rehabilitación activa. En futuros trabajos se plantea evaluar la efectividad del dispositivo en ejercicios activos para incremento de fuerza y fortalecimiento de músculos y ligamentos en los dedos trifalángicos.

Tabla 3.1. Características de pacientes evaluados.

Participante	Edad	Género	Longitud interfalángica proximal [cm]		Longitud interfalángica media [cm]		Longitud interfalángica distal [cm]	
			Dedo 2	Dedo 3	Dedo 2	Dedo 3	Dedo 2	Dedo 3
1	23	M	Dedo 2	5.0	Dedo 2	2.9	Dedo 2	2.1
			Dedo 3	5.2	Dedo 3	3.2	Dedo 3	2.2
			Dedo 4	5.0	Dedo 4	3.1	Dedo 4	2.2
			Dedo 5	3.7	Dedo 5	2.2	Dedo 5	1.9
2	21	M	Dedo 2	4.7	Dedo 2	2.5	Dedo 2	1.7
			Dedo 3	5.5	Dedo 3	3.0	Dedo 3	1.9
			Dedo 4	4.6	Dedo 4	3.0	Dedo 4	2.0
			Dedo 5	3.7	Dedo 5	2.4	Dedo 5	1.9
3	19	F	Dedo 2	4.3	Dedo 2	2.5	Dedo 2	1.9
			Dedo 3	4.5	Dedo 3	2.4	Dedo 3	1.7
			Dedo 4	4.5	Dedo 4	2.7	Dedo 4	2.0
			Dedo 5	3.8	Dedo 5	2.0	Dedo 5	1.6
4	22	F	Dedo 2	4.1	Dedo 2	2.4	Dedo 2	1.5
			Dedo 3	4.5	Dedo 3	2.8	Dedo 3	1.7
			Dedo 4	4.5	Dedo 4	2.9	Dedo 4	1.7
			Dedo 5	3.3	Dedo 5	2.0	Dedo 5	1.6
5	26	M	Dedo 2	4.2	Dedo 2	3.0	Dedo 2	1.9
			Dedo 3	4.7	Dedo 3	3.2	Dedo 3	2.1
			Dedo 4	4.7	Dedo 4	3.2	Dedo 4	2.1
			Dedo 5	3.5	Dedo 5	2.5	Dedo 5	1.6

F=femenino; M=masculino  
(Fuente: Propia)

Las principales diferencias entre el prototipo construido, el prototipo previo (MIDHAS I) [21] y el diseño propuesto se muestran en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2. Comparación de las características del prototipo construido con MIDHAS I y el diseño propuesto.

<b>Módulo</b>	<b>MIDHAS I</b>	<b>Prototipo Construido</b>	<b>Diseño propuesto</b>
Rango articular MCP	0 a -60°	0 a -90°	0 a -90°
Rango articular PIP	0 a -60°	0 a -90°	0 a -90°
Rango articular DIP	0 a -40°	0 a -55°	0 a -60°
Abducción– aducción Dedos trifalángicos	No permite	-10 a 10°	-10 a 10°
RAM abducción- aducción	Soporte Fijo	-15 a 15°	-10 a 10°
RAM flexo- extensión	Soporte Fijo	-45 a 45°	-45 a 45°
Diseño modular	No	Si	Si
Actuadores	Servomotores	Motores DC con caja de reducción	Motores DC con caja de reducción
Sensores	Sensor de flexión	Sensores de flexión y de fuerza (FSR)	Sensores de flexión y de fuerza (FSR)
Controlador	Arduino Uno	Arduino Mega	Arduino Mega
Peso	450 g	457 g	450 g

RAM = Rango articular de la muñeca  
(Fuente: Propia)

En relación a MIDHAS I el prototipo construido presenta un mayor rango articular e incluye el movimiento para regular la posición de la muñeca. Adicionalmente existen mejoras en la parte del sistema electrónico el cual realiza el control del dispositivo. En el prototipo construido se incorpora un controlador Arduino Mega con un mayor número de entradas y salidas respecto al controlador Arduino Uno. Además, se integra al sistema sensores resistivos de fuerza que permiten obtener una mayor información para un mejor control de la rehabilitación. El prototipo de órtesis para rehabilitación de dedos trifalángicos cumple con las especificaciones propuestas en el diseño existiendo solo una restricción mínima del rango articular DIP que se encuentra dentro del rango de error esperado por lo que no produce inconvenientes.

Dentro del proyecto de vinculación la organización colaboradora KINETIKO® evaluó en un inicio el primer prototipo de órtesis construido (MIDHAS I). A partir de esta evaluación se establecieron el cuadro de especificaciones técnicas propuesto en este trabajo y con el que se desarrolló el nuevo diseño del dispositivo. Entre los parámetros de influencia que KINETIKO® estableció se encontraba mejorar la funcionalidad del dispositivo aumentando el rango articular del dispositivo, incluyendo los movimientos de aducción y abducción de los dedos y generando un diseño ergonómico. El diseño del nuevo prototipo de órtesis tuvo un seguimiento por parte de KINETIKO® y reportó que existía un gran avance en relación al primer prototipo. Determinó que el dispositivo le da un buen soporte a la mano gracias al mecanismo incorporado en la muñeca. Comprobó que la órtesis permite generar un movimiento articular funcional gracias a su mecanismo de eslabones que logra la aducción y abducción de los dedos trifalángicos. Sugirió que los elementos de unión entre el sistema de eslabones y los dedos pueden mejorar su ergonomía con el fin de mejorar la experiencia de uso con los pacientes. Además, indicó que el sistema del soporte de muñeca puede mejorarse para permitir la pronosupinación del antebrazo.

## **4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

### **4.1. Conclusiones**

- El sistema modular implementado facilita el establecimiento de las condiciones críticas para el correcto diseño mecánico de los elementos del dispositivo.
- El diseño del prototipo para rehabilitación de dedos trifalángicos se realizó a partir de un documento de especificaciones desarrollado en cooperación con el centro de rehabilitación física KINETIKO®.
- Se desarrolló el modelo cinemático del sistema de eslabones para un dedo con las mínimas y máximas medidas antropométricas. Este modelo permitió determinar las longitudes de cada uno de los segmentos del sistema de eslabones.
- Se desarrolló un sistema de eslabones con un mecanismo que permite adaptarse a diferentes medidas antropométricas de mano y usarse tanto en la mano derecha como en la izquierda.
- El uso de SOLIDWORKS como herramienta de diseño 3D permitió obtener un modelo virtual del prototipo y validar el diseño de los elementos creados mediante el módulo de análisis estático.
- La organización colaboradora KINETIKO® realizó una evaluación al dispositivo construido y comprobó que este presenta mejores prestaciones que su antecesor el MIDHAS I. Este nuevo dispositivo alcanza un mayor rango articular, incluye un soporte para la muñeca y permite el movimiento de abducción-aducción de los dedos trifalángicos.
- Las pruebas realizadas con el prototipo construido en participantes sanos con diferentes características permitieron la re-educación a través de movimientos articulares pasivos que logran movimientos de flexo-extensión.
- La construcción del prototipo implica su posterior evaluación en procesos de rehabilitación física como parte de la cooperación con KINETIKO®.

### **4.2. Recomendaciones**

- Se recomienda no sobrepasar los límites establecidos por las condiciones críticas de funcionamiento del dispositivo.
- Para trabajos futuros se debe enfocar el diseño en la optimización del espacio del mecanismo.



- Para establecer de mejor manera los plazos de construcción y montaje del dispositivo, deben ser tomados en cuenta los tiempos de importación de varios elementos de los elementos del sistema.

## Referencias Bibliográficas

- [1] G. B. Prange, M. J. A. Jannink, C. G. M. Groothuis-Oudshoorn, H. J. Hermens, and M. J. IJzerman, "Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 43, no. 2, p. 171, 2006.
- [2] E. B. Brokaw, R. J. Holley, and P. S. Lum, "Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME) Device for Hand Rehabilitation after Stroke," *2010 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 19, no. 4, pp. 5867–5870, 2010.
- [3] J. Iqbal, N. G. Tsagarakis, A. E. Fiorilla, and D. G. Caldwell, "A portable rehabilitation device for the hand," *2010 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC'10*, pp. 3694–3697, 2010.
- [4] I. Sarakoglou, A. Brygo, D. Mazzanti, N. G. Hernandez, D. G. Caldwell, and N. G. Tsagarakis, "Hexotrac: A highly under-actuated hand Exoskeleton for finger tracking and force feedback.," *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, vol. 2016–Novem, pp. 1033–1040, 2016.
- [5] S. Sargsyan, V. Arakelian, and S. Briot, "Robotic Rehabilitation Devices of Human Extremities: Design Concepts and Functional Particularities," *Bienn. Conf. Eng. Syst. Des. Anal. 2012*, 2012.
- [6] D. Reinkensmeyer, B. Schmit, and W. Rymer, "Assessment of Active and Passive Restraint During Guided Reaching After Chronic Brain Injury," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 27, no. 6, pp. 805–814, 1999.
- [7] A. I. Kapandji, *Fisiología Articular*, 6th ed., no. 1. Panamericana, Editorial Medica, 2006.
- [8] R. Cailliet, *Anatomía funcional, biomecánica*. Marbán Libros, 2006.
- [9] F. H. Netter, W. B. Green, C. Boyter, and Madero García, *Netter : ortopedia*. Masson, 2007.
- [10] J. Hochschild, *Anatomía funcional para fisioterapeutas*. JOHN WILEY, 2017.
- [11] F. J. Pacheco Compañía, B. Gago Vidal, and J. Valero Gasalla, "Patologías frecuentes en la mano y la muñeca," *FMC Form. Medica Contin. en Aten. Primaria*, vol. 19, no. 8, pp. 463–471, 2012.
- [12] E. Peghini Gavilanes, V. Rueda Sainz-Aja, S. N. Chelleram, C. Holguera Blázquez, C. Merino Sánchez, and A. M. Bermejo Moriño, "Artropatías inflamatorias: Hallazgos en RM," *Radiología*, vol. 58, 2016.
- [13] P. Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia., S. Sastre Martín, and B. de Anta Díaz, *Revista de la Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia*. La Sociedad.
- [14] "Artrosis de mano y dedos, síntomas, dolor, tratamiento y fisioterapia," 2018. [Online]. Available: <http://www.fisioterapiaparatodos.com/salud/inflamacion/artrosis-de-mano-y-dedos/>. [Accessed: 05-May-2018].
- [15] Adolf Navarskov, "Informe radiológico: Generalidades para el diagnóstico de las artropatías inflamatorias no infecciosas," 2017. [Online]. Available: <http://informeradiologico.blogspot.com/2017/08/generalidades-para-el-diagnostico-de.html>. [Accessed: 05-May-2018].
- [16] "Dedo en gatillo o en resorte." [Online]. Available: <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/dedo-en-gatillo-que-es-causas-sintomas-y-tratamiento-en->

- fisioterapia. [Accessed: 05-May-2018].
- [17] S. T. Leitkam, T. R. Bush, and L. Bix, "Determining Functional Finger Capabilities of Healthy Adults: Comparing Experimental Data to a Biomechanical Model," *J. Biomech. Eng.*, vol. 136, no. 2, p. 021022, 2014.
- [18] R. Conti, E. Meli, and A. Ridolfi, "A novel kinematic architecture for portable hand exoskeletons," *Mechatronics*, vol. 35, pp. 192–207, 2016.
- [19] J. L. Sancho-Bru, A. Perez-Gonzalez, M. Vergara-Monedero, and D. Giurintano, "A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements," *J. Biomech.*, vol. 34, pp. 1491–1500, 2001.
- [20] P. Heo, G. M. Gu, S. jin Lee, K. Rhee, and J. Kim, "Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering," *Int. J. Precis. Eng. Manuf.*, vol. 13, no. 5, pp. 807–824, 2012.
- [21] K. Zurita, P. Ruiz, F. Lozada, G. Bravo, and C. Cevallos, "Mechatronic Interface design for hand rehabilitation and safe recuperation (M.I.D.H.A.S.)," *Memoerias Prim. Congr. Int. bioingeniería y Sist. Intel. para Rehabil.*, pp. 1–8, 2017.
- [22] P. Ben-Tzvi, J. Danoff, and Z. Ma, "The Design Evolution of a Sensing and Force-Feedback Exoskeleton Robotic Glove for Hand Rehabilitation Application," *J. Mech. Robot.*, vol. 8, no. 5, p. 051019, 2016.
- [23] Y. Park, S. Member, I. I. Jo, S. Member, and J. Bae, "Development of a Dual-Cable Hand Exoskeleton System for Virtual Reality," pp. 1019–1024, 2016.
- [24] C. Riba, *Diseño concurrente*. 2002.
- [25] Spectrasymbol, "Flex Sensor Data sheet," vol. 1, no. 888. pp. 1–2, 2014.
- [26] I. Electronics, "FSR 400 Data Sheet." Camarillo, pp. 1–4.
- [27] J. E. Shigley, J. J. Uicker, J. H. Pérez, and R. C. Contín, *Teoría de Máquinas y Mecanismos*, 1ra ed. México, DF, 1983.
- [28] G. N. Erdman, A.G. & Sandor, *Diseño de mecanismos: análisis y síntesis*, 3ra ed. México, DF: Pearson Prentice Hall, 1997.
- [29] R. G. (Richard G. Budynas, J. K. Nisbett, and J. E. Shigley, *Shigley's mechanical engineering design*. .
- [30] Ultimaker, "Technical Data Sheet ABS," pp. 1–3, 2015.
- [31] F. Faulhaber, "Faulhaber Catalogue - Drive Systems." 2017.
- [32] R. L. Norton and G. Sánchez García, *Diseño de máquinas*. Prentice Hall, 1999.
- [33] A. M. Ramos del Olmo, *Introducción al análisis matemático del método de elementos finitos*. Editorial Complutense, 2012.
- [34] S. 3D, "Filamento Pla 1 Kg 1.75 Mm Impresora 3d." [Online]. Available: [https://articulo.mercadolibre.com.ec/MEC-415841768-rollos-de-filamento-pla-1-kg-175-mm-para-impresora-3d-\\_JM](https://articulo.mercadolibre.com.ec/MEC-415841768-rollos-de-filamento-pla-1-kg-175-mm-para-impresora-3d-_JM). [Accessed: 12-Jul-2018].
- [35] "Astm 304 Placa De Acero Inoxidable." [Online]. Available: <https://goo.gl/GBMbHa>. [Accessed: 12-Jul-2018].
- [36] "Steel Round Bar 200mm Long 4mm Diameter | eBay." [Online]. Available: <https://goo.gl/L4R4PE>. [Accessed: 23-Jul-2018].
- [37] Digital Technology Trading Ltd, "VELCRO PS14 SELF." [Online]. Available: <https://goo.gl/CQtV8e>. [Accessed: 12-Jul-2018].
- [38] "10/20/50/100X Sponge Foam." [Online]. Available: <https://goo.gl/KYNF2y>.

[Accessed: 12-Jul-2018].

- [39] INEN, "Código de dibujo técnico," vol. 003, 1989.
- [40] T. Chen and P. S. Lum, "Hand rehabilitation after stroke using a wearable, high DOF, spring powered exoskeleton," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2016–Octob, pp. 578–581, 2016.
- [41] A. Borboni, M. Mor, and R. Faglia, "Gloreha—Hand Robotic Rehabilitation: Design, Mechanical Model, and Experiments," *J. Dyn. Syst. Meas. Control*, vol. 138, no. 11, p. 111003, 2016.
- [42] Faulhaber, "DC-Micromotors Series 1717 ... SR," pp. 2–3, 2014.
- [43] A. G. M. Association, "Design Manual for Bevel Gears," p. 102, 2003.
- [44] Faulhaber, "Planetary Gearheads," p. 2342, 2007.
- [45] C. R. Mischke, "Prediction of Stochastic Endurance Strength," *J. Vib. Acoust. Stress Reliab. Des.*, vol. 109, no. 1, p. 113, Jan. 1987.

## Anexos

### Anexo I.

## EVALUACIÓN DE SOLUCIONES POR EL MÉTODO ORDINAL CORREGIDO DE CRITERIOS PONDERADOS

Tabla 4.1. Evaluación del peso específico para el módulo 1.

	Ergonomía	Ajuste	Durabilidad	Estabilidad	Costo	Suma + 1	Ponderación
<b>Ergonomía</b>	-	1	1	1	1	4	0.36
<b>Ajuste</b>	0	-	1	1	1	3	0.27
<b>Durabilidad</b>	0	0	-	0.5	1	1,5	0.14
<b>Estabilidad</b>	0	0	0,5	-	1	1,5	0.14
<b>Costo</b>	0	0	0	0	-	1	0.09
					<b>Suma</b>	11	1
Ergonomía > Ajuste > Durabilidad = Estabilidad > Costo							

(Fuente: Propia)

La evaluación de los pesos específicos para el módulo 2 de las distintas alternativas de solución para cada criterio se muestra a continuación:

Tabla 4.2. Evaluación del peso específico del criterio de ergonomía (módulo 1).

Alternativa	Alternativa 1	Alternativa 2	Suma + 1	Ponderación
<b>Alternativa 1</b>	-	0	1	0.33
<b>Alternativa 2</b>	1	-	2	0.67
		<b>TOTAL</b>	3	1
Alternativa 2 > Alternativa 1				

(Fuente: Propia)

Tabla 4.3. Evaluación del peso específico del criterio de ajuste (módulo 1).

Alternativa	Alternativa 1	Alternativa 2	Suma + 1	Ponderación
<b>Alternativa 1</b>	-	0	1	0.33
<b>Alternativa 2</b>	1	-	2	0.67
		<b>TOTAL</b>	3	1
Alternativa 2 > Alternativa 1				

(Fuente: Propia)

Tabla 4.4. Evaluación del peso específico del criterio de durabilidad (módulo 1).

Alternativa	Alternativa 1	Alternativa 2	Suma + 1	Ponderación
Alternativa 1	-	1	2	0.67
Alternativa 2	0	-	1	0.33
		TOTAL	3	1
Alternativa 1 < Alternativa 2				

(Fuente: Propia)

Tabla 4.5. Evaluación del peso específico del criterio de estabilidad (módulo 1).

Alternativa	Alternativa 1	Alternativa 2	Suma + 1	Ponderación
Alternativa 1	-	0	1	0.33
Alternativa 2	1	-	2	0.67
		TOTAL	3	1
Alternativa 2 > Alternativa 1				

(Fuente: Propia)

Tabla 4.6. Evaluación del peso específico del criterio de costo (módulo 1).

Alternativa	Alternativa 1	Alternativa 2	Suma + 1	Ponderación
Alternativa 1	-	0.5	1.5	0.50
Alternativa 2	0.5	-	1.5	0.50
		TOTAL	3	1
Alternativa 2 > Alternativa 1				

(Fuente: Propia)

Tabla 4.7. Evaluación del peso específico para el módulo 2.

	Adaptabilidad	Control	Costo	Funcionalidad	Resistencia	Tamaño	Suma + 1	Ponderación
Adaptabilidad	-	1	1	1	1	1	6	0.29
Control	0	-	1	1	1	1	5	0.24
Costo	0	0	-	1	1	1	4	0.19
Funcionalidad	0	0	0	-	1	1	3	0.14
Resistencia	0	0	0	0	-	1	2	0.10
Tamaño	0	0	0	0	0	-	1	0.05
							Suma	21
Adaptabilidad > Funcionalidad > Control > Costo > Resistencia > Tamaño								

(Fuente: Propia)

La evaluación de los pesos específicos para el módulo 2 de las distintas alternativas de solución para cada criterio se muestra a continuación:

Tabla 4.8. Evaluación del peso específico del criterio de adaptabilidad (módulo 2).

<b>Alternativas</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>Suma + 1</b>	<b>Ponderación</b>
<b>1</b>		1	0.5	1	3.5	0.35
<b>2</b>	0		0	0.5	1.5	0.15
<b>3</b>	0.5	1		1	3.5	0.35
<b>4</b>	0	0.5	0		1.5	0.15
				<b>Total</b>	<b>10</b>	<b>1</b>
<b>Alternativa 1 = Alternativa 3 &gt; Alternativa 2 = Alternativa 4</b>						

(Fuente: Propia)

Tabla 4.9. Evaluación del peso específico del criterio control (módulo 2).

<b>Alternativas</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>Suma + 1</b>	<b>Ponderación</b>
<b>1</b>		0	1	1	3	0.30
<b>2</b>	1		1	1	4	0.40
<b>3</b>	0	0		0	1	0.10
<b>4</b>	0	0	1		2	0.20
				<b>Total</b>	<b>10</b>	<b>1</b>
<b>Alternativa 2 &gt; Alternativa 1 &gt; Alternativa 4 &gt; Alternativa 3</b>						

(Fuente: Propia)

Tabla 4.10. Evaluación del peso específico del criterio de costo (módulo 2).

<b>Alternativas</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>Suma + 1</b>	<b>Ponderación</b>
<b>1</b>		1	0	0	2	0.20
<b>2</b>	0		0	0	1	0.10
<b>3</b>	1	1		1	4	0.40
<b>4</b>	1	1	0		3	0.30
				<b>Total</b>	<b>10</b>	<b>1</b>
<b>Alternativa 3 &gt; Alternativa 4 &gt; Alternativa 1 &gt; Alternativa 2</b>						

(Fuente: Propia)

Tabla 4.11. Evaluación del peso específico del criterio de funcionalidad (módulo 2).

<b>Alternativas</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>Suma + 1</b>	<b>Ponderación</b>
<b>1</b>		0.5	0.5	0.5	2.5	0.25
<b>2</b>	0.5		0.5	0.5	2.5	0.25
<b>3</b>	0.5	0.5		0.5	2.5	0.25
<b>4</b>	0.5	0.5	0.5		2.5	0.25
				<b>Total</b>	<b>10</b>	<b>1</b>
<b>Alternativa 1 = Alternativa 3 = Alternativa 2 = Alternativa 4</b>						

(Fuente: Propia)

Tabla 4.12. Evaluación del peso específico del criterio de resistencia (módulo 2).

<b>Alternativas</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>Suma + 1</b>	<b>Ponderación</b>
<b>1</b>		0	0.5	0	1.5	0.15
<b>2</b>	1		1	0.5	3.5	0.35
<b>3</b>	0.5	0		0	1.5	0.15
<b>4</b>	1	0.5	1		3.5	0.35
				<b>Total</b>	<b>10</b>	<b>1</b>
<b>Alternativa 2 = Alternativa 4 &gt; Alternativa 1 = Alternativa 3</b>						

(Fuente: Propia)

Tabla 4.13. Evaluación del peso específico del criterio de tamaño (módulo 2).

<b>Alternativas</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>Suma + 1</b>	<b>Ponderación</b>
<b>1</b>		0.5	1	1	3.5	0.35
<b>2</b>	0.5		1	1	3.5	0.35
<b>3</b>	0	0		0.5	1.5	0.15
<b>4</b>	0	0	0.5		1.5	0.15
				<b>Total</b>	<b>10</b>	<b>1</b>
<b>Alternativa 1 = Alternativa 2 &gt; Alternativa 3 = Alternativa 4</b>						

(Fuente: Propia)



## Anexo II.

# CÓDIGO EN MATLAB PARA EL DESARROLLO DEL MODELO CINEMÁTICO DEL SISTEMA DE ESLABONES.

Código para determinar el modelo cinemático con las máximas medidas antropométricas de un dedo trifalángico de la mano.

```

ww = 5; hh = 5;
defpos = get(0,'defaultFigurePosition');
set(0,'defaultFigurePosition', [defpos(1) defpos(2) ww*100, hh*100]);
%% Coordenadas pares cinematicos

AB = 0.039; BC = 0.0265; CD = 0.032; DE= 0.032 ;EF = 0.0415; FG=0.03; GH=0.03; FH=0.056; % [m]
JK = 0.064; KL=0.039; LI=0.03; LH=(0.03^2 + 0.01^2)^0.5; beta4 = atan(0.01/0.03); JH= 0.045;
AF=0.13;

%phi1 = 0.4*pi; % 90 grados [rad]
alpha2 = 135*(pi/180); % [rad]
alpha3 = 120*(pi/180); % [rad]
phi2 = pi-alpha2; % [rad]
phi3 = pi-alpha3; % [rad]
phi5 = 41*(pi/180); % [rad]
phi6 = (pi-(phi5))/2; % [rad]
beta2=0;
beta3=0;
vectorh=[];
contadorh=0;

for beta1 = 0:-2.5:-90
    beta1 = beta1*(pi/180);
    beta2= beta2 - 1*(pi/180);
    beta3 = beta3 - 1*(pi/180);

    % DEDOS

    %MCP
    xJ = 0; yJ = 0;
    rJ = [xJ yJ 0];
    %PIP
    xK = JK*cos(beta1); yK = JK*sin(beta1);
    rK = [xK yK 0];
    %DIP
    xL = xK + KL*cos(beta1+beta2); yL = yK + KL*sin(beta1+beta2);
    rL = [xL yL 0];
    %PAR I
    xI = xL + LI*cos(beta1+beta2+beta3); yI = yL + LI*sin(beta1+beta2+beta3);
    rI = [xI yI 0];
    %PAR H
    xH = xL + LH*cos(beta1+beta2+beta3+beta4); yH = yL + LH*sin(beta1+beta2+beta3+beta4);
    rH = [xH yH 0];
    contadorh=contadorh+1;
    vectorh(contadorh,:)=rH];

% ESLABONES

% PAR A
xA = -0.01; yA = 0.025;
rA = [xA yA 0];
% PAR F
syms xF yF
%JH= ((xJ+xK+xL+0.002)^2+(yJ+yK+yL+0.012)^2)^0.5
eqnF1 = (xF-xH)^2+(yF-yH)^2-FH^2==0;
eqnF2 = (xF-xA)^2+(yF-yA)^2-AF^2==0;

solF = solve([eqnF1 eqnF2],[xF yF]);
xFpos = solF.xF;
yFpos = solF.yF;
xF1 = double(eval(xFpos(1))); xF2 = double(eval(xFpos(2)));
yF1 = double(eval(yFpos(1))); yF2 = double(eval(yFpos(2)));

if xF1>xH
    xF = xF1;

```

```

    yF= yF1;
else
    xF = xF2;
    yF = yF2;
end

rF = [xF yF 0];

% PAR E
alpha1=atan((yF-yA)/(xF-xA));
BF=((BC+CD)^2+(DE+EF)^2-(2*(BC+CD)*(DE+EF)*cos(alpha3)))^0.5;
phi7=acos((- (BC+CD)^2+BF^2+(DE+EF)^2)/(2*(DE+EF)*BF));
phi9= pi-alpha3-phi7;
phi10=alpha2-phi9;
AF=((xF-xA)^2+(yF-yA)^2)^0.5;
phi11=acos((- (BF^2)+AF^2+AB^2)/(2*AB*AF));
phi8=pi-phi11-phi10;
phi12=pi-phi7-phi8;

% PAR E
xE = xF + EF*cos(alpha1+phi12); yE = yF + EF*sin(alpha1+phi12);
rE = [xF yF 0];

% PAR D
xD = xE + DE*cos(alpha1+phi12); yD = yE + DE*sin(alpha1+phi12);
rD = [xD yD 0];

% PAR C
xC = xD + CD*cos(pi-alpha3+phi12+alpha1); yC = yD + CD*sin(pi-alpha3+phi12+alpha1);
rC = [xC yC 0];

% PAR B
xB = xC+(BC*cos(pi-alpha3+phi12+alpha1)); yB = yC+BC*sin(pi-alpha3+phi12+alpha1);
rB = [xB yB 0];

%PAR G
syms xG yG
eqnG1 = (xG-xF)^2+(yG-yF)^2-FG^2==0;
eqnG2 = (xH-xG)^2+(yH-yG)^2-GH^2==0;

solG = solve([eqnG1 eqnG2],[xG yG]);
xGpos = solG.xG;
yGpos = solG.yG;
xG1 = double(eval(xGpos(1))); xG2 = double(eval(xGpos(2)));
yG1 = double(eval(yGpos(1))); yG2 = double(eval(yGpos(2)));
if xG1>xH
    xG = xG1;
    yG= yG1;
else
    xG = xG2;
    yG = yG2;
end
rG = [xG yG 0];
phi4 = atan((yB-yC)/(xB-xC));

for beta2= beta2:-2.5*(pi/180):-90*(pi/180)
    beta3 = beta3 - 1.4444*(pi/180);

% DEDOS

%MCP
xJ = 0; yJ = 0;
rJ = [xJ yJ 0];
%PIP
xK = JK*cos(beta1); yK = JK*sin(beta1);
rK = [xK yK 0];
%DIP
xL = xK + KL*cos(beta1+beta2); yL = yK + KL*sin(beta1+beta2);
rL = [xL yL 0];
%PAR I
xI = xL + LI*cos(beta1+beta2+beta3); yI = yL + LI*sin(beta1+beta2+beta3);
rI = [xI yI 0];
%PAR H
xH = xL + LH*cos(beta1+beta2+beta3+beta4); yH = yL + LH*sin(beta1+beta2+beta3+beta4);
rH = [xH yH 0];
contadorh=contadorh+1;
vectorh(contadorh,:)=rH];

% ESLABONES

% PAR A
xA = -0.01; yA = 0.025;

```

```

rA = [xA yA 0];
% PAR F
syms xF yF
%JH= ((xJ+xK+xL+0.002)^2+(yJ+yK+yL+0.012)^2)^0.5
eqnF1 = (xF-xH)^2+(yF-yH)^2-FH^2==0;
eqnF2 = (xF-xA)^2+(yF-yA)^2-AF^2==0;

solF = solve([eqnF1 eqnF2],[xF yF]);
xFpos = solF.xF;
yFpos = solF.yF;
xF1 = double(eval(xFpos(1))); xF2 = double(eval(xFpos(2)));
yF1 = double(eval(yFpos(1))); yF2 = double(eval(yFpos(2)));

if xF1>xA
    xF = xF1;
    yF= yF1;
else
    xF = xF1;
    yF = yF1;
end
rF = [xF yF 0];

% PAR E
alpha1=atan((yF-yA)/(xF-xA));
BF=((BC+CD)^2+(DE+EF)^2-(2*(BC+CD)*(DE+EF)*cos(alpha3)))^0.5;
phi7=acos((- (BC+CD)^2+BF^2+(DE+EF)^2)/(2*(DE+EF)*BF));
phi9= pi-alpha3-phi7;
phi10=alpha2-phi9;
AF=((xF-xA)^2+(yF-yA)^2)^0.5;
phi11=acos((- (BF^2)+AF^2+AB^2)/(2*AB*AF));
phi8=pi-phi11-phi10;
phi12=pi-phi7-phi8;

if xF>xA
% PAR E
xE = xF + EF*cos(alpha1+phi12); yE = yF + EF*sin(alpha1+phi12);
rE = [xF yF 0];
% PAR D
xD = xE + DE*cos(alpha1+phi12); yD = yE + DE*sin(alpha1+phi12);
rD = [xD yD 0];
% PAR C
xC = xD + CD*cos(pi-alpha3+phi12+alpha1); yC = yD + CD*sin(pi-alpha3+phi12+alpha1);
rC = [xC yC 0];
% PAR B
xB = xC+(BC*cos(pi-alpha3+phi12+alpha1)); yB = yC+BC*sin(pi-alpha3+phi12+alpha1);
rB = [xB yB 0];
else
% PAR E
xE = xF - EF*cos(alpha1+phi12); yE = yF - EF*sin(alpha1+phi12);
rE = [xF yF 0];
% PAR D
xD = xE - DE*cos(alpha1+phi12); yD = yE - DE*sin(alpha1+phi12);
rD = [xD yD 0];
% PAR C
xC = xD - CD*cos(pi-alpha3+phi12+alpha1); yC = yD - CD*sin(pi-alpha3+phi12+alpha1);
rC = [xC yC 0];
% PAR B
xB = xC-(BC*cos(pi-alpha3+phi12+alpha1)); yB = yC-BC*sin(pi-alpha3+phi12+alpha1);
rB = [xB yB 0];
end
%PAR G
syms xG yG
eqnG1 = (xG-xF)^2+(yG-yF)^2-FG^2==0;
eqnG2 = (xH-xG)^2+(yH-yG)^2-GH^2==0;

solG = solve([eqnG1 eqnG2],[xG yG]);
xGpos = solG.xG;
yGpos = solG.yG;
xG1 = double(eval(xGpos(1))); xG2 = double(eval(xGpos(2)));
yG1 = double(eval(yGpos(1))); yG2 = double(eval(yGpos(2)));
xG = xG1;
yG = yG1;

rG = [xG yG 0];

phi4 = atan((yB-yC)/(xB-xC));

```

Para determinar el modelo cinemático con las mínimas medidas antropométricas de un dedo trífalángico de la mano se usa el código antes presentado, pero cambiando los siguientes valores:

```
%% Coordenadas pares cinematicos
```

```
AB = 0.039; BC = 0.0265; CD = 0.032; DE= 0.032 ;EF = 0.0415; FG=0.03; GH=0.03; FH=0.056; % [m]  
JK = 0.022; KL=0.015; LI=0.01; LH=(0.012^2 + 0.01^2)^0.5; beta4 = atan(0.01/0.012); JH= 0.045;  
AF=0.088;
```

## Anexo III.

### CÓDIGO EN MATLAB PARA EL CÁLCULO DEL TORQUE Y LAS FUERZAS PRESENTES EN LA BASE DEL SISTEMA DE ESLABONES

Código para determinar el torque y las fuerzas en la base del sistema de eslabones para un dedo en extensión con las máximas medidas antropométricas.

```
%% Coordenadas pares cinematicos

AB = 0.039; BC = 0.0265; CD = 0.032; DE= 0.032 ;EF = 0.0415; FG=0.03; GH=0.03; FH=0.056; % [m]
JK = 0.064; KL=0.039; LI=0.03; LH=(0.017^2 + 0.015^2)^0.5; beta4 = atan(0.015/0.017); JH= 0.045;
AF=0.13;

%phil = 0.4*pi; % 90 grados [rad]
alpha2 = 135*(pi/180); % [rad]
alpha3 = 120*(pi/180); % [rad]
phi2 = pi-alpha2; % [rad]
phi3 = pi-alpha3; % [rad]
phi5 = 41*(pi/180); % [rad]
phi6 = (pi-(phi5))/2; % [rad]

beta1 = 0*(pi/180); % Angulo MCP [rad]
beta2 = 0*(pi/180); % Angulo PIP [rad]
beta3 = 0*(pi/180); % Ángulo DIP [rad]

% DEDOS

%MCP
xJ = 0; yJ = 0;
rJ = [xJ yJ 0];

%PIP
xK = JK*cos(beta1); yK = JK*sin(beta1);
rK = [xK yK 0];

%DIP
xL = xK + KL*cos(beta1+beta2); yL = yK + KL*sin(beta1+beta2);
rL = [xL yL 0];

%PAR I
xI = xL + LI*cos(beta1+beta2+beta3); yI = yL + LI*sin(beta1+beta2+beta3);
rI = [xI yI 0];

%PAR H
xH = xL + LH*cos(beta1+beta2+beta3+beta4); yH = yL + LH*sin(beta1+beta2+beta3+beta4);
rH = [xH yH 0];

% ESLABONES

% PAR A
xA = -0.01; yA = 0.025;
rA = [xA yA 0];

% PAR F
syms xF yF
%JH= ((xJ+xK+xL+0.002)^2+(yJ+yK+yL+0.012)^2)^0.5
eqnF1 = (xF-xH)^2+(yF-yH)^2-FH^2==0;
eqnF2 = (xF-xA)^2+(yF-yA)^2-AF^2==0;

solF = solve([eqnF1 eqnF2],[xF yF]);
xFpos = solF.xF;
yFpos = solF.yF;
xF1 = double(eval(xFpos(1))); xF2 = double(eval(xFpos(2)));
yF1 = double(eval(yFpos(1))); yF2 = double(eval(yFpos(2)));
xF = xF2;
yF= yF2;
rF = [xF yF 0];

% PAR E
alpha1=atan((yF-yA)/(xF-xA));
BF=((BC+CD)^2+(DE+EF)^2-(2*(BC+CD)*(DE+EF)*cos(alpha3)))^0.5;
phi7=acos((- (BC+CD)^2+BF^2+(DE+EF)^2)/(2*(DE+EF)*BF));
phi9= pi-alpha3-phi7;
phi10=alpha2-phi9;
```

```

AF=((xF-xA)^2+(yF-yA)^2)^0.5;
phi11=acos((-BF^2)+AF^2+AB^2)/(2*AB*AF);
phi8=pi-phi11-phi10;
phi12=pi-phi7-phi8;

% PAR E
xE = xF + EF*cos(alpha1+phi12); yE = yF + EF*sin(alpha1+phi12);
rE = [xF yF 0];

% PAR D
xD = xE + DE*cos(alpha1+phi12); yD = yE + DE*sin(alpha1+phi12);
rD = [xD yD 0];

% PAR C
xC = xD + CD*cos(pi-alpha3+phi12+alpha1); yC = yD + CD*sin(pi-alpha3+phi12+alpha1);
rC = [xC yC 0];

% PAR B
xB = xC + (BC*cos(pi-alpha3+phi12+alpha1)); yB = yC + BC*sin(pi-alpha3+phi12+alpha1);
rB = [xB yB 0];

%PAR G
syms xG yG
eqnG1 = (xG-xF)^2+(yG-yF)^2-FG^2==0;
eqnG2 = (xH-xG)^2+(yH-yG)^2-GH^2==0;

solG = solve([eqnG1 eqnG2],[xG yG]);
xGpos = solG.xG;
yGpos = solG.yG;
xG1 = double(eval(xGpos(1))); xG2 = double(eval(xGpos(2)));
yG1 = double(eval(yGpos(1))); yG2 = double(eval(yGpos(2)));
xG = xG2;
yG = yG2;

rG = [xG yG 0];

%% Velocidades

w1= -1.0471; %[rad/s]
w1 = [0 0 w1]; % [rad/s]
vA = [0 0 0]; % [m/s]
vJ = [0 0 0]; % [m/s]
vK = [0 0 0]; % [m/s]
vL = [0 0 0]; % [m/s]

% Vel B
rBA = rB-rA;
vB = vA+cross(w1,rBA);
vBn = sqrt((vB(1))^2+(vB(2))^2+(vB(3))^2);

% Vel C
rCA = rC-rA;
vC = vA+cross(w1,rCA);
vCn = sqrt((vC(1))^2+(vC(2))^2+(vC(3))^2);

% Vel D
rDA = rD-rA;
vD = vA+cross(w1,rDA);
vDn = sqrt((vD(1))^2+(vD(2))^2+(vD(3))^2);

% Vel E
rEA = rE-rA;
vE = vA+cross(w1,rEA);
vEn = sqrt((vE(1))^2+(vE(2))^2+(vE(3))^2);

% Vel F
rFA = rF-rA;
vF = vA+cross(w1,rFA);
vFn = sqrt((vF(1))^2+(vF(2))^2+(vF(3))^2);

%Vel H
syms w2z w3z
rHF = rH-rF;
rHL = rH-rL;
w2zs = w2z;
w3zs = w3z;
w2s = [0 0 w2zs];
w3s = [0 0 w3zs];
eqnvC = vF+cross(w2s,rHF)-vL-cross(w3s,rHL)==0;
eqnvCx = eqnvC(1);
eqnvCy = eqnvC(2);
solvC = solve([eqnvCx,eqnvCy],[w2z,w3z]);

```

```

w2z = (eval(solvC.w2z));
w3z = (eval(solvC.w3z));
w2 = [0 0 w2z];
w3 = [0 0 w3z];
vH = vB+cross(w2,rHF);

% Vel G
rGF = rG-rF;
vG = vF+cross(w2,rGF);
vGn = sqrt((vF(1))^2+(vF(2))^2+(vF(3))^2);

%% Aceleraciones

wd1 = [0 0 0]; % [rad/s^2]
aA = [0 0 0]; % [m/s]
aJ = [0 0 0]; % [m/s]
aK = [0 0 0]; % [m/s]
aL = [0 0 0]; % [m/s]

% Aceleración B
aB = aA+cross(wd1,rBA)+cross(w1,cross(w1,rBA));
aBn = cross(wd1,rBA);
aBt = cross(w1,cross(w1,rBA));

% Aceleración C
aC = aA+cross(wd1,rCA)+cross(w1,cross(w1,rCA));
aCn = cross(wd1,rCA);
aCt = cross(w1,cross(w1,rCA));

% Aceleración D
aD = aA+cross(wd1,rDA)+cross(w1,cross(w1,rDA));
aDn = cross(wd1,rDA);
aDt = cross(w1,cross(w1,rDA));

% Aceleración E
aE = aA+cross(wd1,rEA)+cross(w1,cross(w1,rEA));
aEn = cross(wd1,rEA);
aEt = cross(w1,cross(w1,rEA));

% Aceleración F
aF = aA+cross(wd1,rFA)+cross(w1,cross(w1,rFA));
aFn = cross(wd1,rFA);
aFt = cross(w1,cross(w1,rFA));

% Aceleración H:
syms wd2z wd3z
wd2zs = wd2z;
wd3zs = wd3z;
wd2s = [0 0 wd2zs];
wd3s = [0 0 wd3zs];
eqnaC = aF+cross(wd2s,rHF)+cross(w2,cross(w2,rHF))-aL-cross(wd3s,rHL)-
cross(w3,cross(w3,rHL))==0;
eqnaCx = eqnaC(1);
eqnaCy = eqnaC(2);
solaC = solve([eqnaCx,eqnaCy],[wd2z,wd3z]);
wd2z = double(eval(solaC.wd2z));
wd3z = double(eval(solaC.wd3z));
wd2 = [0 0 wd2z];
wd3 = [0 0 wd3z];
aH = aF+cross(wd2,rHF)+cross(w2,cross(w2,rHF));
aHn = cross(wd2,rHF);
aHt = cross(w2,cross(w2,rHF));

% Aceleración G
aG = aF+cross(wd2,rGF)+cross(w2,cross(w2,rGF));
aGn = cross(wd2,rGF);
aGt = cross(w2,cross(w2,rGF));

% Aceleración centros de masa:
aC1 = aB/2;
aC2 = (aB+aC)/2;
aC3 = (aC+aD)/2;
aC4 = (aD+aE)/2;
aC5 = (aF+aE)/2;
aC6 = (aF+aG)/2;
aC7 = (aG+aH)/2;

%% Análisis de Fuerzas:

% Centro de masa
rC1 = (rB+rA)/2;

```

```

rC2 = (rB+rC)/2;
rC3 = (rC+rD)/2;
rC4 = (rD+rE)/2;
rC5 = (rF+rE)/2;
rC6 = (rF+rG)/2;
rC7 = (rH+rG)/2;
% Gravedad
g = 9.8; % [m/s^2]
% Masa eslabones
m1 = 0.004; % [kg]
m2 = 0.004; % [kg]
m3 = 0.002; % [kg]
m4 = 0.002; % [kg]
m5 = 0.004; % [kg]
m6 = 0.004; % [kg]
m7 = 0.004; % [kg]

% Dimensiones geoméricas eslabones
h12 = 0.012; % Altura [m]
d12 = 0.008; % Espesor [m]

fe = 10; % Módulo de la fuerza [N]
Fe = [fe*sin(beta3) fe*cos(beta3) 0] ; % [N]

% Peso de los eslabones (Fuerza gravitacional):
G1 = [0 -m1*g 0];
G2 = [0 -m2*g 0];
G3 = [0 -m3*g 0];
G4 = [0 -m4*g 0];
G5 = [0 -m5*g 0];
G6 = [0 -m6*g 0];
G7 = [0 -m7*g 0];

% Momento de inercia de masa con respecto al centro de gravedad:
Ic1 = m1*(AB^2+h12^2)/12; % [kgm^2]
Ic2 = m2*(BC^2+h12^2)/12; % [kgm^2]
Ic3 = m3*(CD^2+h12^2)/12; % [kgm^2]
Ic4 = m4*(DE^2+h12^2)/12; % [kgm^2]
Ic5 = m5*(EF^2+h12^2)/12; % [kgm^2]
Ic6 = m6*(FG^2+h12^2)/12; % [kgm^2]
Ic7 = m7*(GH^2+h12^2)/12; % [kgm^2]

% Fuerzas de Inercia:
Fin1 = m1*aC1; % [N]
Fin2 = m2*aC2; % [N]
Fin3 = m3*aC3; % [N]
Fin4 = m4*aC4; % [N]
Fin5 = m5*aC5; % [N]
Fin6 = m6*aC6; % [N]
Fin7 = m7*aC7; % [N]

% Momentos de Inercia:
Min1 = wd1*Ic1; % [N]
Min2 = wd1*Ic2; % [N]
Min3 = wd1*Ic3; % [N]
Min4 = wd1*Ic4; % [N]
Min5 = wd1*Ic5; % [N]
Min6 = wd2*Ic6; % [N]
Min7 = wd2*Ic7; % [N]

% Ecuaciones de Newton-Euler:
syms F12xz F12yz F23xz F23yz F34xz F34yz F45xz F45yz F56xz F56yz F67xz F67yz
F12x = F12xz;
F12y = F12yz;
F23x = F23xz;
F23y = F23yz;
F34x = F34xz;
F34y = F34yz;
F45x = F45xz;
F45y = F45yz;
F56x = F56xz;
F56y = F56yz;
F67x = F67xz;
F67y = F67yz;

% Eslabón 2:
F23 = [ F23x F23y 0 ];
F32 = -F23;
F12 = [ F12x F12y 0 ];
eqnF2 = G2+F12+F32-Fin2==0;
eqnF2x = eqnF2(1);
eqnF2y = eqnF2(2);

```



```

% Eslabón 3:
F34 = [ F34x F34y 0 ];
F43 = -F34;
eqnF3 = G3+F23+F43-Fin3==0;
eqnF3x = eqnF3(1);
eqnF3y = eqnF3(2);

% Eslabón 4:
F45 = [ F45x F45y 0 ];
F54 = -F45;
eqnF4 = G4+F34+F54-Fin4==0;
eqnF4x = eqnF4(1);
eqnF4y = eqnF4(2);

% Eslabón 5:
F56 = [ F56x F56y 0 ];
F65 = -F56;
eqnF5 = G5+F45+F65-Fin5==0;
eqnF5x = eqnF5(1);
eqnF5y = eqnF5(2);

% Eslabón 6:
F67 = [ F67x F67y 0 ];
F76 = -F67;
eqnF6 = G6+F56+F76-Fin6==0;
eqnF6x = eqnF6(1);
eqnF6y = eqnF6(2);

% Eslabón 7:
eqnF7 = G7+F67+Fe-Fin7==0;
eqnF7x = eqnF7(1);
eqnF7y = eqnF7(2);

% Solución Preliminar:
solu =
solve([eqnF2x,eqnF2y,eqnF3x,eqnF3y,eqnF4x,eqnF4y,eqnF5x,eqnF5y,eqnF6x,eqnF6y,eqnF7x,eqnF7y],[F12x
z,F12yz,F23xz,F23yz,F34xz,F34yz,F45xz,F45yz,F56xz,F56yz,F67xz,F67yz]);

F12xs = double(eval(solu.F12xz));
F12ys = double(eval(solu.F12yz));
F23xs = double(eval(solu.F23xz));
F23ys = double(eval(solu.F23yz));
F34xs = double(eval(solu.F34xz));
F34ys = double(eval(solu.F34yz));

F45xs = double(eval(solu.F45xz));
F45ys = double(eval(solu.F45yz));
F56xs = double(eval(solu.F56xz));
F56ys = double(eval(solu.F56yz));
F67xs = double(eval(solu.F67xz));
F67ys = double(eval(solu.F67yz));

F12s = [ F12xs, F12ys, 0 ];
F23s = [ F23xs, F23ys, 0 ];
F34s = [ F34xs, F34ys, 0 ];
F45s = [ F45xs, F45ys, 0 ];
F56s = [ F56xs, F56ys, 0 ];
F67s = [ F67xs, F67ys, 0 ];

rAC1 = rA-rC1;
rBC1 = rB-rC1;
F21=-F12s;
F01 = -F21-G1+Fin1;
Mm = Min1-cross(rBC1,F21)-cross(rAC1,F01);

```

Para determinar el torque y las fuerzas en la base del sistema de eslabones con las mínimas medidas antropométricas de un dedo trifalángico en extensión se usa el código antes presentado, pero cambiando los siguientes valores:

```
%% Coordinadas pares cinematicos
```

```
AB = 0.039; BC = 0.0265; CD = 0.032; DE= 0.032 ;EF = 0.0415; FG=0.03; GH=0.03; FH=0.056; % [m]  
JK = 0.022; KL=0.015; LI=0.01; LH=(0.012^2 + 0.01^2)^0.5; beta4 = atan(0.01/0.012); JH= 0.045;  
AF=0.088;
```

Finalmente, para establecer el torque y las fuerzas para un dedo en flexión se deben cambiar el valor de los siguientes ángulos:

beta 1:  $-90^\circ$

beta 2:  $-90^\circ$

beta 3:  $-60^\circ$

## Anexo IV.

### CÁLCULO DE FACTORES Y COEFICIENTES PARA EL DISEÑO DE LOS ENGRANES CÓNICOS

**Factor de sobrecarga  $K_O$**

Carácter del movimiento principal	Carácter de la carga sobre la máquina impulsada			
	Uniforme	Impacto ligero	Impacto medio	Impacto pesado
Uniforme	1.00	1.25	1.50	1.75 o mayor
Impacto ligero	1.10	1.35	1.60	1.85 o mayor
Impacto medio	1.25	1.50	1.75	2.00 o mayor
Impacto pesado	1.50	1.75	2.00	2.25 o mayor

(Fuente: [42])

Característica del movimiento principal uniforme:

$$K_O = 1$$

**Factor de dinámico  $K_U$**

$$K_v = \left( \frac{A + \sqrt{v_t}}{A} \right)^B \quad (\text{Unidades acostumbradas en Estados Unidos})$$

$$K_v = \left( \frac{A + \sqrt{200v_{et}}}{A} \right)^B \quad (\text{Unidades SI})$$

donde

$$A = 50 + 56(1 - B)$$

$$B = 0.25(12 - Q_v)^{2/3}$$

(Fuente: [42], [43])

Con las ecuaciones anteriores se obtiene  $K_V = 1.0081$

**Factor de tamaño por flexión  $K_S$**

Para un paso de corona de 24 según ANSI/AGMA [43]:

$$K_S = 0.5$$

## Facto de distribución de carga $K_M$

Para establecer  $K_M$  se requiere determinar primero el siguiente factor:

$$K_{mb} = \begin{cases} 1.00 & \text{ambos miembros montados separados} \\ 1.10 & \text{un miembro montado separado} \\ 1.25 & \text{ningún miembro montado separado} \end{cases}$$

(Fuente: [42], [43])

Así la ecuación para establece  $K_M$  es la siguiente [42], [43]:

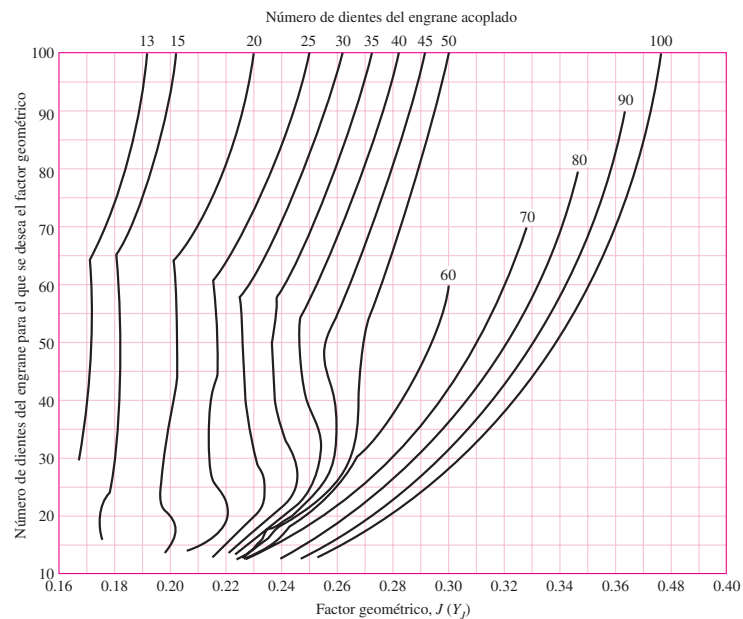
$$K_M = K_{mb} + 0.0036 F^2$$

y se obtiene un  $K_M = 1.250$

## Punto de contacto entre engranes $K_X$

Para engranes cónicos rectos  $K_X$  es igual a 1 [42], [43].

## Factor geométrico de resistencia a la flexión $J$



(Fuente: [42])

### Factor de temperatura $K_L$

La ecuación para determinar el factor de temperatura es la siguiente [42], [43]:

$$K_L = 1.6831 * (\text{ciclos de vida})^{-0.0323}$$

Para este trabajo se determina 10000000 ciclos de vida y se obtiene un  $K_L$  de 1.077

### Factor de temperatura $K_T$

Según ANSI/AGMA para una temperatura de trabaja entre 0 y 120 °C se tiene un  $K_T$  de 1 [42], [43].

### Factor de confiabilidad de resistencia a la flexión $K_R$ y factor de confiabilidad por picadura $C_R$

Requerimientos de aplicación	Factores de confiabilidad del acero*	
	$C_R (Z_Z)$	$K_R (Y_Z)^\dagger$
Menos de una falla en 10 000	1.22	1.50
Menos de una falla en 1 000	1.12	1.25
Menos de una falla en 100	1.00	1.00
Menos de una falla en 10	0.92	0.85 <sup>‡</sup>
Menos de una falla en 2	0.84	0.70 <sup>§</sup>

(Fuente: [42])

### Factor de tamaño de resistencia a la picadura $C_S$

Para un ancho de corona menor a 12.7 [mm] se establece  $C_S = 0.5$  [42], [43]:

### Factor de coronamiento de resistencia a la picadura $C_{xc}$

$$C_{xc} = Z_{xc} = \begin{cases} 1.5 & \text{dientes coronados en forma adecuada} \\ 2.0 & \text{o dientes más grandes no coronados} \end{cases}$$

(Fuente: [42], [43])

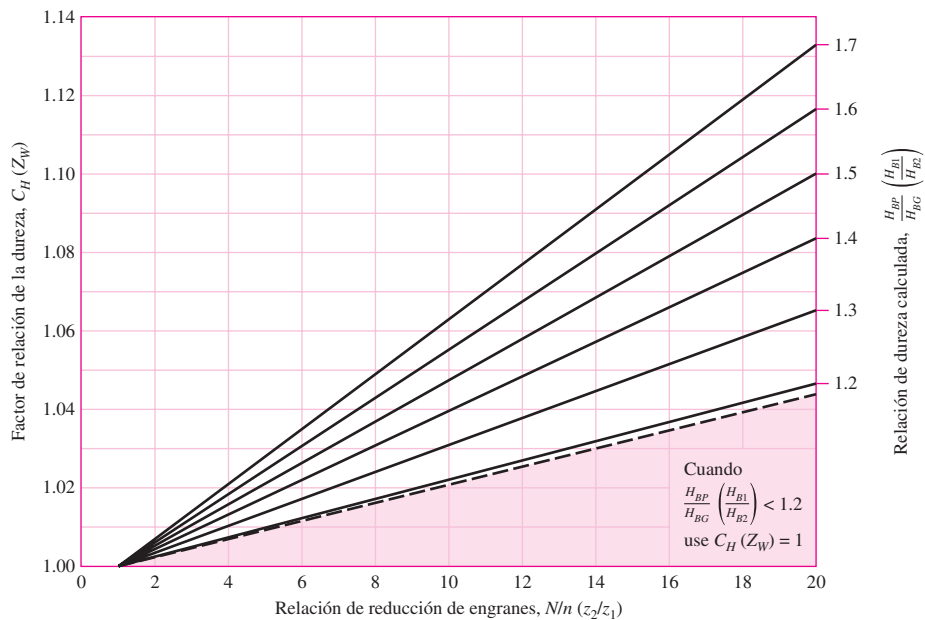
### Factor de ciclos de esfuerzo de resistencia a la picadura $C_L$

La ecuación para determinar el factor  $C_L$  es la mostrada a continuación [42], [43]:

$$K_L = 3.4822 * (\text{ciclos de vida})^{-0.0602}$$

Para este trabajo se determina 10000000 ciclos de vida y se obtiene un  $K_L$  de 1.515

### Factor de relación de la dureza de resistencia a la picadura $C_H$



(Fuente: [42])

### Coefficiente elástico $C_P$

En el diseño de engranes con material plástico ABS el coeficiente de poisson ( $\nu$ ) es de 0.33 y el módulo de young (E) de  $2.9 \cdot 10^6$  [PSI] [30]. Con este valor se determina  $C_P$  con la siguiente expresión [42], [43]:

$$C_P = \sqrt{\frac{1}{2\pi \left[ \frac{(1 - \nu^2)}{E} \right]}}$$

Con dicha expresión se obtiene un  $C_P$  de 59759.22  $[\sqrt{Pa}]$

## Anexo V.

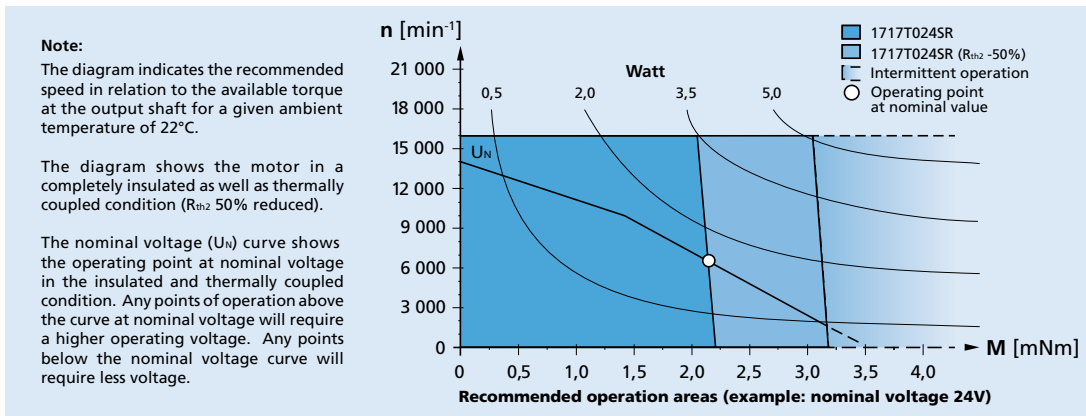
# HOJA DE DATOS MOTOR DC 1717T012S RL Y REDUCTOR 17/1 FAULHABER

Motor DC 1717T012s RL FAULHABER

### Series 1717 ... SR

Values at 22°C and nominal voltage		1717 T	003 SR	006 SR	012 SR	018 SR	024 SR	
1	Nominal voltage	$U_N$	3	6	12	18	24	V
2	Terminal resistance	$R$	1,07	4,3	17,1	50,1	68,8	$\Omega$
3	Efficiency, max.	$\eta_{max}$	69	69	70	68	70	%
4	No-load speed	$n_0$	14 000	14 000	14 000	12 300	14 000	min <sup>-1</sup>
5	No-load current, typ. (with shaft $\varnothing$ 1,5 mm)	$I_0$	0,091	0,046	0,023	0,013	0,011	A
6	Stall torque	$M_H$	5,37	5,34	5,38	4,66	5,36	mNm
7	Friction torque	$M_R$	0,18	0,18	0,18	0,18	0,17	mNm
8	Speed constant	$k_n$	4 820	2 410	1 210	709	602	min <sup>-1</sup> /V
9	Back-EMF constant	$k_E$	0,207	0,414	0,829	1,41	1,66	mV/min <sup>-1</sup>
10	Torque constant	$k_M$	1,98	3,96	7,92	13,5	15,9	mNm/A
11	Current constant	$k_I$	0,505	0,253	0,126	0,074	0,063	A/mNm
12	Slope of n-M curve	$\Delta n / \Delta M$	2 610	2 620	2 600	2 640	2 610	min <sup>-1</sup> /mNm
13	Rotor inductance	$L$	17	65	260	760	1 040	$\mu$ H
14	Mechanical time constant	$\tau_m$	16	16	16	16	16	ms
15	Rotor inertia	$J$	0,59	0,58	0,59	0,58	0,59	gcm <sup>2</sup>
16	Angular acceleration	$\alpha_{max}$	92	92	92	80	92	$\cdot 10^3$ rad/s <sup>2</sup>
17	Thermal resistance	$R_{th1} / R_{th2}$	4,5 / 27					K/W
18	Thermal time constant	$\tau_{w1} / \tau_{w2}$	2 / 210					s
19	Operating temperature range:							
	- motor		-30 ... +85 (optional version -55 ... +125)					°C
	- winding, max. permissible		+125					°C
20	Shaft bearings		sintered bearings (standard)		ball bearings, preloaded (optional version)			
21	Shaft load max.:							
	- with shaft diameter		1,5		1,5			mm
	- radial at 3 000 min <sup>-1</sup> (3 mm from bearing)		1,2		5			N
	- axial at 3 000 min <sup>-1</sup>		0,2		0,5			N
	- axial at standstill		20		10			N
22	Shaft play:							
	- radial	$\leq$	0,03		0,015			mm
	- axial	$\leq$	0,2		0			mm
23	Housing material		steel, black coated					
24	Mass		18					g
25	Direction of rotation		clockwise, viewed from the front face					
26	Speed up to	$n_{max}$	16 000					min <sup>-1</sup>
27	Number of pole pairs		1					
28	Magnet material		NdFeB					
<b>Rated values for continuous operation</b>								
29	Rated torque	$M_N$	1,2	2,1	2,1	2,1	2,2	mNm
30	Rated current (thermal limit)	$I_N$	0,7	0,63	0,32	0,19	0,16	A
31	Rated speed	$n_N$	10 790	6 540	6 570	4 570	6 540	min <sup>-1</sup>

**Note:** Rated values are calculated with nominal voltage and at a 22°C ambient temperature. The  $R_{th2}$  value has been reduced by 0%.



For notes on technical data and lifetime performance refer to "Technical Information".  
Edition 2017

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG  
Specifications subject to change without notice.

(Fuente: [42])

# Reducto 17/1 494:1 FAULHABER

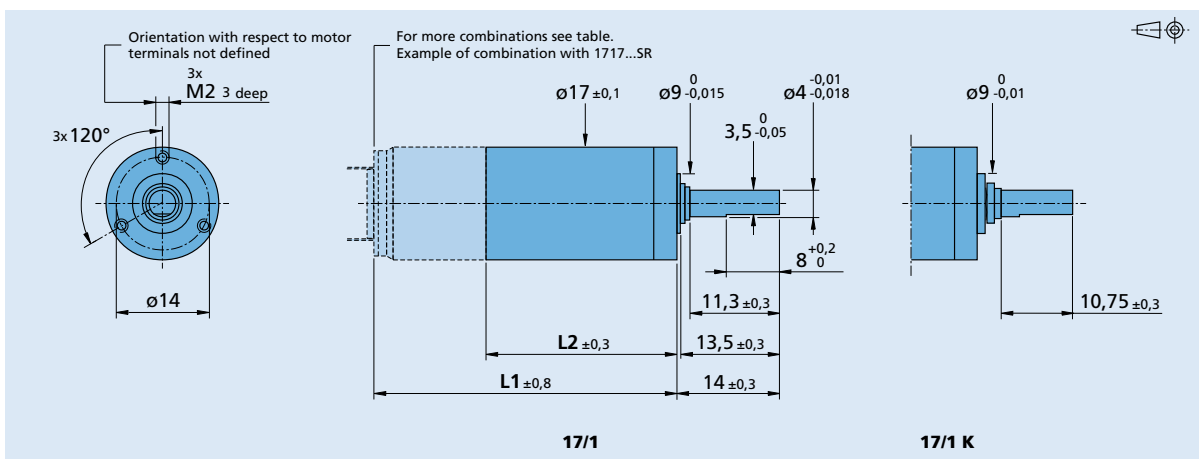
## Series 17/1

	17/1	17/1 K
Housing material	stainless steel	stainless steel
Geartrain material	steel	steel
Recommended max. input speed for:		
– continuous operation	8 000 min <sup>-1</sup>	8 000 min <sup>-1</sup>
Backlash, at no-load	≤ 2 °	≤ 2 °
Bearings on output shaft	sintered bearings	ball bearings, preloaded
Shaft load, max.:		
– radial (6,5 mm from mounting face)	≤ 5 N	≤ 75 N
– axial	≤ 3 N	≤ 12 N
Shaft press fit force, max.	≤ 100 N	≤ 35 N
Shaft play		
– radial (6,5 mm from mounting face)	≤ 0,06 mm	≤ 0,03 mm
– axial	≤ 0,1 mm	= 0 mm
Operating temperature range	- 30 ... + 100 °C	- 30 ... + 100 °C

### Specifications

		1	2	3	4	5
Number of gear stages						
Continuous torque	mNm	550	550	550	550	550
Intermittent torque	mNm	800	800	800	800	800
Mass without motor, ca.	g	28	35	42	49	56
Efficiency, max.	%	90	80	70	60	50
Direction of rotation, drive to output		=	=	=	=	=
Reduction ratio <sup>1)</sup>						
(rounded)		3,33:1	11:1	37:1	123:1	412:1
		4,5:1	15:1	44:1	148:1	494:1
			20:1	50:1	167:1	593:1
				68:1	178:1	667:1
				81:1	200:1	750:1
				91:1	240:1	800:1
					270:1	900:1
					304:1	1 013:1
					365:1	1 367:1
L2 [mm] = length without motor		18,6	23,7	28,8	33,9	39,1
L1 [mm] = length with motor		42,4	47,5	52,6	57,7	62,9
	1624T...S					
	1717T...SR	35,6	40,7	45,8	50,9	56,1
	1724T...SR	42,6	47,7	52,8	57,9	63,1
	1727U...CXR	45,8	50,9	56,0	61,1	66,3
	1741U...CXR	59,8	64,9	70,0	75,1	80,3
	1628T...B	46,6	51,7	56,8	61,9	67,1
	AM1524...-55	35,0	40,1	45,2	50,3	55,5

<sup>1)</sup> The reduction ratios are rounded, the exact values are available on request or at [www.faulhaber.com](http://www.faulhaber.com).



For notes on technical data and lifetime performance refer to "Technical Information".

Edition 2017

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG  
Specifications subject to change without notice.

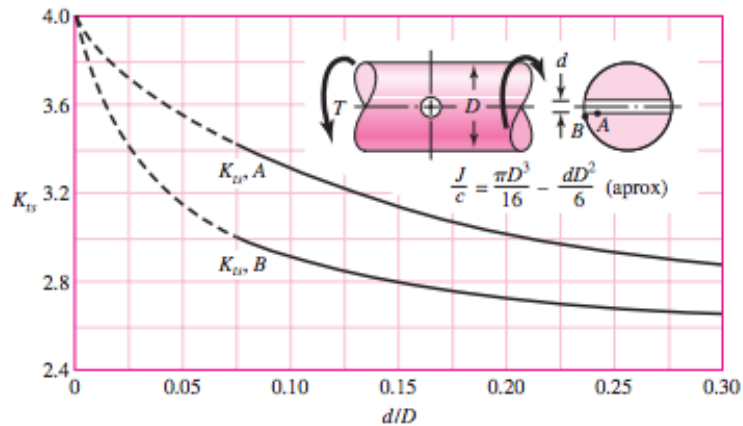
(Fuente: [44])



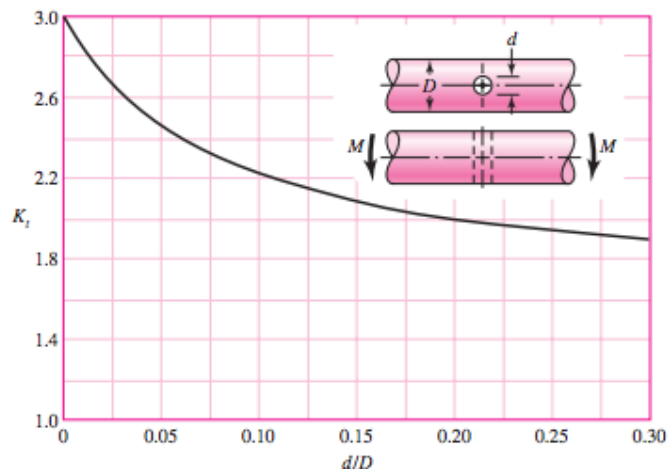
## Anexo VI.

### GRÁFICAS PARA DETERMINAR LOS FACTORES DE ESFUERZOS A TORSIÓN Y FLEXIÓN EN AGUJEROS

Factor de concentración de esfuerzos para un eje redondo en torsión con agujero transversal (K<sub>ts</sub>):



Factor de concentración de esfuerzos para un eje redondo en flexión con agujero transversal (K<sub>t</sub>):



#### Factor de superficie (K<sub>a</sub>)

Para determinar el factor de superficie es necesario usar la siguiente ecuación [42]:

$$K_a = aS_{ut}^b$$

Tomando en cuenta que el eje es maquinado en frío se seleccionan los valores de a y b en la siguiente figura:

Acabado superficial	Factor a		Exponente b
	S <sub>ut</sub> kpsi	S <sub>ut</sub> MPa	
Esmerilado	1.34	1.58	-0.085
Maquinado o laminado en frío	2.70	4.51	-0.265
Laminado en caliente	14.4	57.7	-0.718
Como sale de la forja	39.9	272.	-0.995

(Fuente: [42])

Con un valor de a de 4.51 y b de -0.265 se obtiene un Ka de 1.02.

### Factor de tamaño (Kb)

Para un diámetro de 4 mm la expresión para determinar el factor de tamaño es la siguiente [42], [45]:

$$K_b = \left( \frac{d}{7.62} \right)^{-0.107}$$

Así, se obtiene un factor Kb de 1.07.

### Factor de temperatura (Kc)

Para un estudio con cargas de flexión rotatoria el factor Kc es igual a 1 [42].

### Factor de temperatura (Kd)

Temperatura, °C	S <sub>T</sub> /S <sub>RT</sub>	Temperatura, °F	S <sub>T</sub> /S <sub>RT</sub>
20	1.000	70	1.000
50	1.010	100	1.008
100	1.020	200	1.020
150	1.025	300	1.024
200	1.020	400	1.018
250	1.000	500	0.995
300	0.975	600	0.963
350	0.943	700	0.927
400	0.900	800	0.872
450	0.843	900	0.797
500	0.768	1 000	0.698
550	0.672	1 100	0.567
600	0.549		

(Fuente: [42])

## Factor de confiabilidad (Ke)

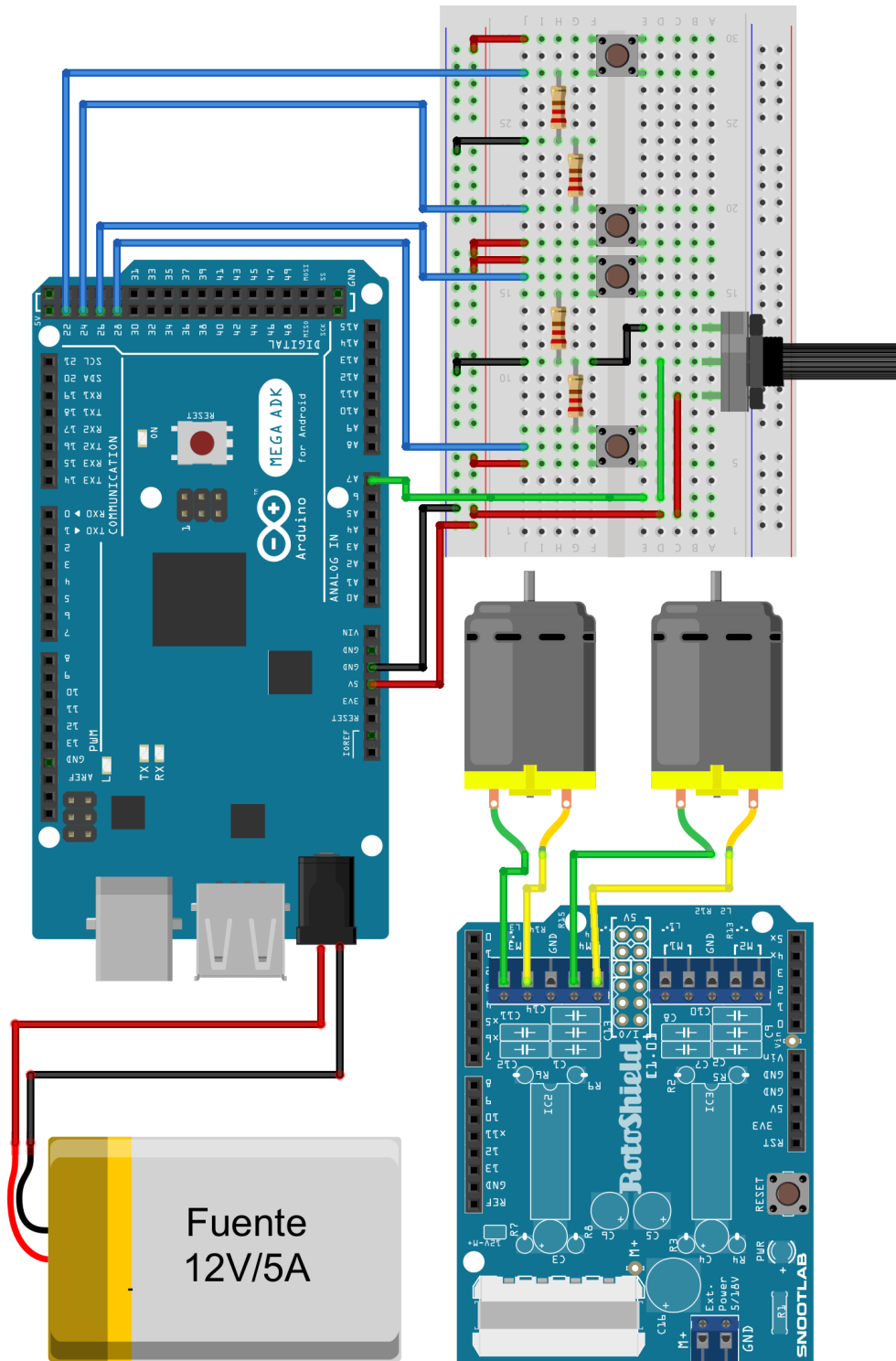
Confiabilidad, %	Variación de transformación $z_a$	Factor de confiabilidad $k_e$
50	0	1.000
90	1.288	0.897
95	1.645	0.868
99	2.326	0.814
99.9	3.091	0.753
99.99	3.719	0.702
99.999	4.265	0.659
99.9999	4.753	0.620

(Fuente: [42])

Con una confiabilidad de 0.95 se obtiene un factor  $K_e$  de 0.868 como se muestra en la figura anterior

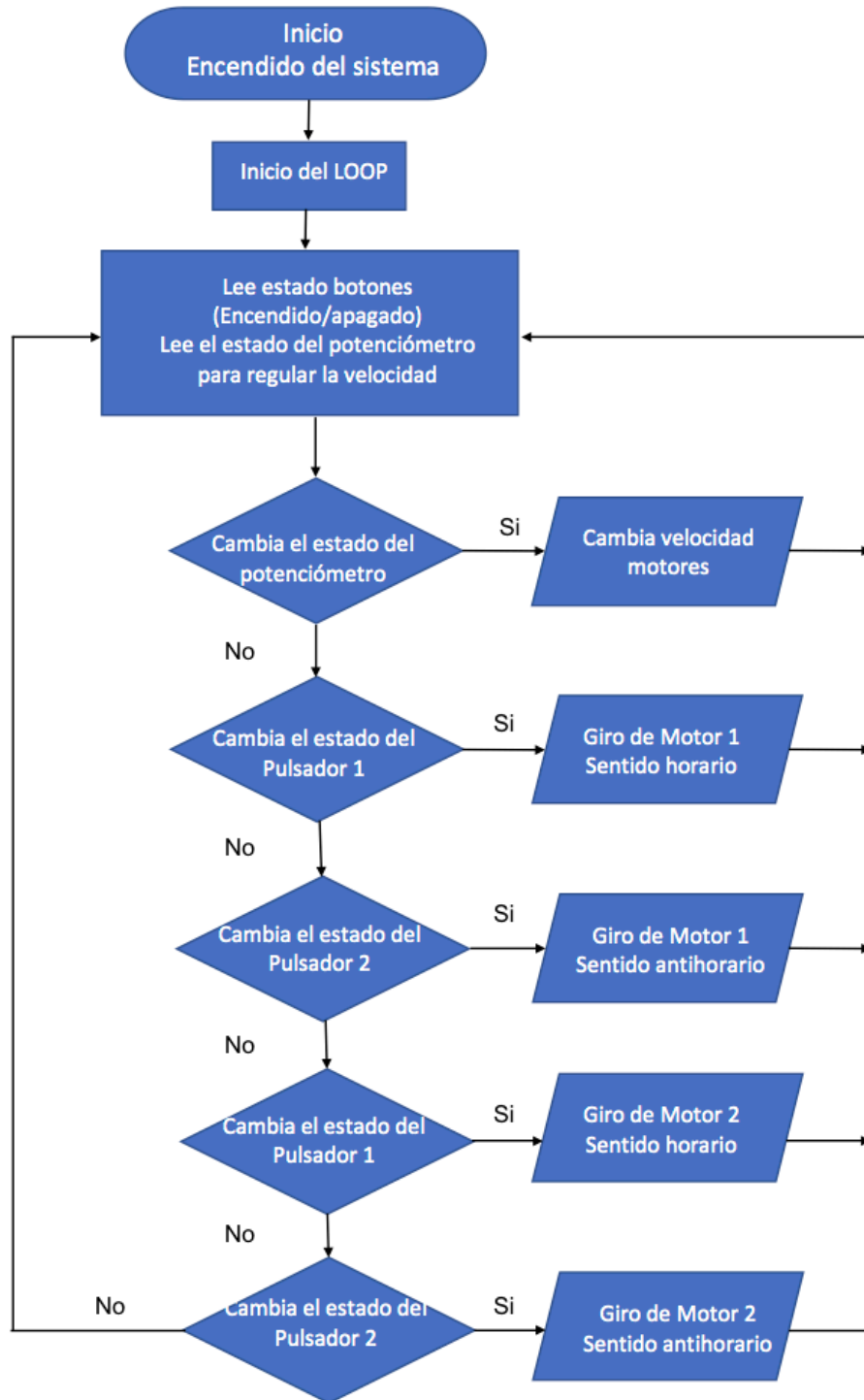
# Anexo VII.

## DIAGRAMA DE CONEXIONES DEL SISTEMA ELECTRÓNICO PARA CONTROL MANUAL



### Anexo VIII.

## DIAGRAMA DE FLUJO PARA LA PROGRAMACIÓN DEL CONTROLADOR ARDUINO



## Anexo IX.

### VALORES REFERENCIA PARA ANÁLISIS DE COSTOS

ING. BRYAN JARRÍN  
+593 984 79 48 36

Quito, 3 de marzo 2018

Estimados,

UNIDAD DE GESTIÓN DE INVESTIGACIÓN Y PROYECCIÓN SOCIAL – EPN

RUC: 1768183440001

Dirección: Av. Ladrón de Guevara E11-253 y Andalucía

Junto con saludarle y de acuerdo a su solicitud, a continuación, detallo el precio para el equipo.

#### PROFORMA

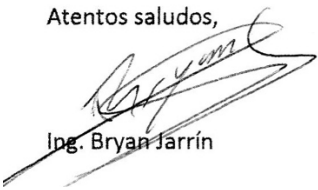
CANTIDAD	EQUIPO	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
7	Micro moto-reductores DC, 12V, relación 491:1, Marca FAULHABER, Código producto: 1717T012S RL +17/1 494:1	270,00	1.890,00
		VALOR PARCIAL	1.890,00
		IVA %	226,80
		VALOR TOTAL	2.116,80

#### CONDICIONES:

Forma de pago: 50% anticipo contra la aceptación de la proforma, saldo contra entrega.

De antemano agradecemos su preferencia.

Atentos saludos,

  
Ing. Bryan Jarrín

# ALLUC

DISTRIBUIDOR ATMEL ECUADOR  
Versalles OE2-80 y Vicente Aguirre Local 5  
Teléfono: (593) 2-3212161 / (593) 9-84260899  
email: designer@alluc.com.ec  
QUITO - ECUADOR

Atención: UNIDAD DE GESTION DE INVESTIGACIÓN Y PROYECCIÓN SOCIAL  
RUC: 1768183440001  
Dirección: AV. LADRON DE GUEVARA E11-253 Y ANDALUCIA

Fecha: 25/10/2017  
Teléfono: 2976300

PROFORMA					1725
item	DESCRIPCION	Cantidad	Val/U	Val/T	
1	sensor de fuerza FSR402 0.5"	14	\$ 18,00	\$ 252,00	
2	motor shield v3	2	\$ 85,00	\$ 170,00	
3	FLEXO-sensor fs-4-0055-253-st tinySine	10	\$ 16,00	\$ 160,00	
4	arduino mega original de saintsmart	2	\$ 35,00	\$ 70,00	
5	fuentes de poder 12v/5a	1	\$ 32,00	\$ 32,00	
				Suman:	684,00
				IVA 14%	\$ 82,08
				FLETE	
				TOTAL	\$ 766,08

Forma de Pago: 100% contraentrega  
Tiempo de entrega: 35 días  
Validez: 8 días  
RUC: 1710129469001  
Atentamente,

Rosario Calderon  
Ventas

**ALLUC**  
DESIGNER  
RUC: 1710129469001

## CASA DE PERNOS Y TORNILLOS

**Irralde Aragón Inés del Pilar**  
DISTRIBUIDOR DE PERNOS ESPECIALES  
CAUCHOS AUTOMOTRIZ Y HERRAMIENTAS  
Dirección: Juan de Alcazar E2-173 y Juan del Valle  
(Sector el Canal)  
Teléfono: 3122-940 Cel: 9996-159-666  
Quito - Ecuador

R.U.C. 1705705851001  
PROFORMA

Fecha: 6-7-2018 Telf.: \_\_\_\_\_  
Cliente: Kevin Zurita  
Dirección: \_\_\_\_\_

CANT.	DESCRIPCION	V. UNIT.	V. TOTAL
8	Pernos 3x10		0,40
8	Pernos 3x15		0,40
8	Pernos 3x25		0,40
2	Pernos 5x25		0,20
			TOTAL \$ <u>1,40</u>

CASA DE PERNOS Y TORNILLOS  
DISTRIBUIDOR DE PERNOS ESPECIALES

## SERVICOP

Cadena Jaramillo Stephany Cristina  
R.U.C. 1717605057001  
FACTURA  
S.001-001-0024287  
Aut. S.R.I. 1121681503  
Válido emisión hasta 30 / OCTUBRE / 2018

Dirección: Calle Catapungo Lote 7-A y Av. Mariscal Sucre - Sector Sur  
(Comp. Ios Fat) Telf: 2962.379 / 2962.377  
www.servicop.com.ec Quito - Ecuador  
"OBLIGADO A LLEVAR CONTABILIDAD"

Fecha: 07/2018  
R.U.C / C.I. 1723500292  
Cliente: KEVIN ZURITA  
Dirección: RESCUDO Telf: 992878540

CANT.	DESCRIPCION	V. UNIT.	V. TOTAL
1,00	1KG 4 IMOX CHORRO DE AGUA	17,2000	17,20
1,00	1KG EN 2 IMOX CHORRO DE AGUA	24,2000	24,20

n 3 JUL 2018  
**CANCELADO**  
n 3 JUL 2018  
**ENTREGADO**

FORMA DE PAGO:		SUBTOTAL	41,40
EFFECTIVO	TARJETA DÉBITO / CRÉDITO	IVA	4,87
TRANSFERENCIA	DINERO ELECTRONICO	TOTAL USD \$	46,27
CHEQUE	OTROS		

NOTA: Pasado los 30 días, Servicop no se responsabiliza por reclamos de ningún tipo.

RECIBI CONFORME  
FIRMA AUTORIZADA

LOPEZ LOPEZ JUAN PATRICIO IMPRESORA L&L • 3550-332 R.U.C. 17348480891 AUTORIZACION S.R.I. 199 DEL 22/01 AL 22/04  
FECHA AUTORIZACION 30 / 01 / 2017 ORIGINAL: CLIENTE COPIA CELESTE: EMISOR COPIA AMARILLA: SIN VALOR PARA EFECTOS TRIBUTARIOS  
DOCUMENTO NO CATEGORIZADO

## NOTA DE VENTA

CUENTE: Kevin Zurita Nro. \_\_\_\_\_  
DIRECCION: \_\_\_\_\_ CIUDAD: \_\_\_\_\_  
RUC/C.I.: \_\_\_\_\_ FECHA: \_\_\_\_\_ TELEFONO: \_\_\_\_\_

CANT.	DESCRIPCION	V. UNITARIO	VALOR TOTAL
1	Impresora 3D	16,00	16,00

ROBOTICS ECUADOR  
ROBOTICS  
ELECTRONICA Y ROBOTICA

TOTAL US \$ 16,00

Nota: Salvo la mercadería del almacén no se admite devolución

Firma Autorizada: [Firma] Rosalbi Cordova

"EXCLUSIVAMENTE PARA MATERIAL DIDACTICO"

proclismad

NOTA DE VENTA SIN VALOR FISCAL

**Anexo X.**  
**PLANOS DE CONJUNTO Y TALLER**



## **ORDEN DE EMPASTADO**