



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA

TEMA:

“Exoesqueleto rehabilitador de mano mediante fibras musculares
(SMA)”

AUTOR: Rommel Andrés Calderón Mancheno

DIRECTORA: Ing. Gabriela Alexandra Verdezoto Carranco MSc.

IBARRA - ECUADOR

2020



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	100387018-3		
APELLIDOS Y NOMBRES:	ROMMEL ANDRES CALDERON MANCHENO		
DIRECCIÓN:	COTACACHI, EL SAGRARIO, CALLES GONZALES SUAREZ E INMACULADA		
EMAIL:	racalderonm@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	062490169	TELÉFONO MÓVIL:	0985463873

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	EXOESQUELETO REHABILITADOR DE MANO MEDIANTE FIBRAS MUSCULARES (SMA)
AUTOR (ES):	ROMMEL ANDRES CALDERON MANCHENO
FECHA: DD/MM/AAAA	
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
ASESOR /DIRECTOR:	Msc. Gabriela Alexandra Verdezoto Carranco

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 31 días del mes de Agosto de 2020.

EL AUTOR:

Firma: 
 Nombre: Rommel Andrés Calderón Mancheno
 C.I.: 100387018-3



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERIA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

En calidad de Directora del trabajo de titulación denominado “EXOESQUELETO REHABILITADOR DE MANO MEDIANTE FIBRAS MUSCULARES (SMA)”. Ha sido desarrollado en su totalidad por el Sr. ROMMEL ANDRES CALDERÓN MANCHENO, para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica, certifico que el mencionado proyecto fue realizado bajo mi dirección.

Ibarra, a los 14 días del mes de Agosto del 2020

Atentamente,

A handwritten signature in blue ink, which appears to read "GABRIELA VERDEZOTO".

Ing. Gabriela Alexandra Verdezoto Carranco Msc.

DIRECTORA

Agradecimiento

A Dios quien, con su presencia divina me ha alumbrado el camino para llegar al éxito, dándome oportunidades y valentía para seguir los retos propuestos.

A mis padres, quienes siempre estuvieron brindándome su amor y apoyo incondicional, ya sea en los buenos y malos momentos de mi formación.

A la Universidad Técnica del Norte, por toda la formación académica y humanística adquirida a lo largo de mi carrera como estudiante, también a sus docentes de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica que me impartieron su conocimiento a lo largo de toda mi formación profesional.

A mi tutora de trabajo de grado, la ingeniera Gabriela Verdezoto, por la enseñanza y formación profesional recibida siendo mi docente, también como guía y mentora siendo mi asesora a través de su experiencia adquirida

A mi novia Janet Criollo por estar siempre presente, apoyándome y dándome sus sanos consejos en todos aquellos momentos vividos en los últimos 5 años.

Rommel Calderón

Dedicatoria

A Dios quien me brindo oportunidades y alumbró mi camino en rumbo al éxito, quien a su vez tiene a su seno a mi abuelita Clara Unda quién desde el cielo ha estado presente en mi corazón con sus enseñanzas y consejos impartidos.

A mis padres los cuales me inculcaron valores y principios los cuales están presentes en mi formación académica.

Rommel Calderón

Resumen

El siguiente proyecto de investigación presenta el diseño y construcción de un exoesqueleto rehabilitador pasivo de la mano derecha, que brinda una solución para el área de fisioterapia, porque la rehabilitación para pacientes y profesionales presentan un agotamiento físico por las actividades o ejercicios de rehabilitación repetitivos.

Para el dimensionamiento se realizó un estudio de campo que comprende el censado de medidas antropométricas, con el fin de obtener datos relevantes para su construcción.

El exoesqueleto rehabilitador se divide en dos áreas como: mecánica y electrónica. Para el área mecánica, el prototipo fue realizado mediante el software Solid Works y para su manufactura la impresión 3D. Los materiales que constituyen al prototipo son: PLA (Ácido Poliláctico) y TPU (Poliuretano Termoplástico).

En el área electrónica se emplearon cables musculares (SMA) como actuadores, mismos que al vincularse a un mecanismo generó movimientos de flexión. Además de la actuación también se acondicionó la señal de entrada, la amplificación señal de salida y se aplicó una potencia para la activación de los SMA.

Finalmente se realizó pruebas con la fisioterapeuta para determinar los tipos de rehabilitación que puede desempeñar el prototipo.

Abstract

The following research project presents the design and construction of a passive rehabilitating exoskeleton for the right hand, which provides a solution for the physiotherapy area, because rehabilitation for patients and professionals present physical exhaustion from repetitive rehabilitation activities or exercises.

For the research, a field study was carried out that includes the census of anthropometric measurements, in order to obtain relevant data for their construction.

The rehabilitating exoskeleton is divided into two areas such as: mechanical and electronic. For the mechanical area, the prototype was made using CAD (Computer Aided Design) and 3D printing for its manufacture. The materials that make up the prototype are: PLA (Polylactic Acid) and TPU (Thermoplastic Polyurethane).

In the electronic area, muscle cables (SMA) were used as actuators, which when linked to a mechanism generated bending movements. In addition to the performance, the input signal was also conditioned, the output signal amplification and a power was applied to activate the SMA.

Finally, tests were carried out with the physiotherapist to determine the types of rehabilitation that the prototype can perform.

Índice General

Identificación de la obra.....	II
Constancias	II
Certificación.....	III
Agradecimiento	IV
Dedicatoria	V
Resumen.....	VI
Abstract	VII
Índice General	VIII
Índice de Tablas	XII
Índice de Figuras	XIV
Índice de Ecuaciones.....	XVII
Introducción	XVIII
Objetivos	XIX
Objetivo general.....	XIX
Objetivo específico.....	XIX
Justificación.....	XIX
Alcance y Limitaciones.....	XX
Capítulo I.....	1
1. Marco Teórico	1
1.1. Fisiología de la mano	1
1.1.1. Aducción y Abducción.....	1

1.1.2.	Flexión.....	1
1.1.3.	Extensión.....	2
1.1.4.	Oposición del dedo pulgar.....	3
1.2.	Biomecánica de la mano	3
1.2.1.	Arquitectura de la mano	3
1.2.2.	Patrones Funcionales.....	4
1.2.3.	Músculos flexores y extensores	5
1.3.	Técnicas de rehabilitación de la mano	8
1.3.1.	Etapas para la rehabilitación de los dedos de la mano	10
1.4.	Dispositivos de rehabilitación de manos.....	14
1.4.1.	Tecnologías de actuadores aplicados en exoesqueletos rehabilitadores	15
1.4.2.	Aleaciones con memoria de forma (SMA)	18
1.4.3.	Sistemas de control de los exoesqueletos.....	22
1.4.4.	Exoesqueletos rehabilitadores de mano comerciales	24
Capítulo II	27
2.	Metodología	27
2.1.	Diseño Conceptual del Exoesqueleto Rehabilitador.....	27
2.1.1.	Matriz Morfológica	27
2.1.2.	Evaluación de variantes.....	31
2.2.	Sistema Mecánico	32
2.2.1.	Dimensionamiento del Exoesqueleto Rehabilitador	32

2.2.2.	CAD del exoesqueleto rehabilitador	34
2.2.3.	Análisis de elementos finitos.....	38
2.3.	Sistema Eléctrico	40
2.3.1.	Sensado y acondicionamiento de señal	41
2.3.2.	Amplificación y Potencia	46
2.3.3.	Cable de Aleación con memoria de Forma SMA	48
2.3.4.	Tarjeta de control	49
2.4.	Principio de Funcionamiento del Exoesqueleto Rehabilitador	56
Capítulo III		57
3.	Análisis de Resultados	57
3.1.	Manufactura y ensamblaje del Exoesqueleto rehabilitador	57
3.2.	Sistema mecánico.....	58
3.2.1.	Material	58
3.2.2.	Multiplicador.....	58
3.2.3.	Análisis de elementos finitos.....	59
3.3.	Sistema eléctrico	59
3.3.1.	Circuito de acondicionamiento.....	59
3.3.2.	Circuito de amplificación y potencia	60
3.3.3.	Sensor de Flexión	61
3.3.4.	Sistema de Control	62
3.3.5.	Sensor de Fuerza	70

Capítulo IV 72

4. Conclusiones y Recomendaciones 72

 4.1. Conclusiones 72

 4.2. Recomendaciones 73

Bibliografía 74

Anexo A 78

Anexo B 89

Anexo C 91

Anexo D 93

Anexo E 96

Anexo F 99

Anexo G 101

Anexo H 108

Anexo I 110

Anexo J 123

Índice de Tablas

Tabla 1. Músculos extensores	6
Tabla 2. Músculos Flexores	7
Tabla 3. Patrones de rehabilitación	9
Tabla 4. Ventajas y Desventajas de los actuadores eléctricos.....	16
Tabla 5. Ventajas y desventajas de los actuadores Neumáticos.....	17
Tabla 6. Ventajas y desventajas de los actuadores Hidráulicos	17
Tabla 7. Propiedades del SMA.....	20
Tabla 8. Ventajas y Desventajas del SMA.....	21
Tabla 9. Matriz Morfológica. función de generar movimiento.....	28
Tabla 10. Matriz morfológica. Función del Controlador	29
Tabla 11. Matriz morfológica. Función de sensado	29
Tabla 12. Matriz morfológica Completa con sus variantes posibles.....	30
Tabla 13. Evaluación de criterios ponderados del exoesqueleto rehabilitador	32
Tabla 14. Dimensiones de las falanges de la mano.....	33
Tabla 15. Dimensiones de la palma, muñeca y antebrazo.....	34
Tabla 16. Asignación de cargas a compresión y sujeciones del exoesqueleto.....	39
Tabla 17. Sensores de Fuerza	41
Tabla 18. Evaluación de criterios ponderados de sensores de fuerza	42
Tabla 19. Ventajas y desventajas del FSR	43
Tabla 20. Sensores para posible posición angular.....	43
Tabla 21. Evaluación de criterios ponderados de los sensores de posición angular	44
Tabla 22. Valores de las resistencias para cada sensor (Flex sensor)	46
Tabla 23. Tarjetas de control.....	49
Tabla 24. Evaluación de criterios ponderados de la tarjeta de control.....	50

Tabla 25. Características técnicas de STM32f4	51
Tabla 26. Pines de conexión de la tarjeta STM32f407	52
Tabla 27. Grados de flexión de las falanges.....	62
Tabla 28. Grados de flexión entre falanges a cada Mp	63
Tabla 29. Parámetros de los pacientes	67

Índice de Figuras

Figura 1. Abducción y Aducción de los dedos de la mano	1
Figura 2. Flexión de dedos a partir del plano sagital [10].....	2
Figura 3. Extensión de dedos a partir del plano sagital [10].....	2
Figura 4. Oposición del dedo pulgar [10]	3
Figura 5. Huesos de la mano [7]	4
Figura 6. Agarre de Fuerza	5
Figura 7. Agarre de precisión.....	5
Figura 8. Clasificación de acuerdo el lenguaje de patrones [12]	8
Figura 9. Aplicación de compresas en la mano afectada [14]	10
Figura 10. Aplicación de gel antes de la electroterapia [14].....	11
Figura 11. Terapia aplicando gel antes del Ultrasonido [14].....	11
Figura 12. Rehabilitación pasiva con fuerza externa manual [14].....	12
Figura 13. Motricidad Fina con movimiento de pinza bidigital.	12
Figura 14. Terapia pasiva con motricidad gruesa [14].....	13
Figura 15. Rehabilitación activa con pelota [14]	14
Figura 16. Mecanismos coincidentes con el centro de rotación [19].....	14
Figura 17. Clasificación de exoesqueletos de rehabilitación [19]	15
Figura 18. Actuadores [20]	16
Figura 19. Fases del SMA [21]	19
Figura 20. Histéresis de temperatura del SMA [23]	19
Figura 21. Histéresis de temperatura - deformación del SMA [23].....	20
Figura 22. HandSOME [19].....	25
Figura 23. HandEXOS [19]	25
Figura 24. Wege et al [19]	26

Figura 25. Hand of Hope [25].....	26
Figura 26. Diagrama Funcional del Exoesqueleto	27
Figura 27. Descomposición Funcional del Exoesqueleto	28
Figura 28. Bosquejo del mecanismo de movimiento de falanges.....	34
Figura 29. CAD de dorso y Falanges	35
Figura 30. DCL del Multiplicador	36
Figura 31. Multiplicador de desplazamiento.....	37
Figura 32. CAD del Exoesqueleto	38
Figura 33. Esfuerzo máximo y mínimo generados en el exoesqueleto.....	39
Figura 34. Análisis de deformaciones unitarias en el exoesqueleto.....	40
Figura 35. Análisis de desplazamiento del exoesqueleto.....	40
Figura 36. Sensor FSR [28].....	42
Figura 37. Flex Sensor [29].....	44
Figura 38. Divisor de voltaje del Flex Sensor.....	45
Figura 39. Divisor de voltaje del sensor de fuerza FSR 402.....	45
Figura 40. Circuito de Amplificación	47
Figura 41. Circuito de Potencia.....	47
Figura 42. Circuito eléctrico del Exoesqueleto	48
Figura 43. Interacción del SMA y cable bowden.....	49
Figura 44. STM32f407 [30]	51
Figura 45. Bloque de configuración de la tarjeta STM.....	52
Figura 46. Lectura y filtrado de los sensores	53
Figura 47. Control bilineal de posición.....	54
Figura 48. Control PID.....	54
Figura 49. Término Bilineal.....	55

Figura 50. Salida PWM.....	56
Figura 51. Impresora 3D convencional.....	57
Figura 52. Exoesqueleto Manufacturado en impresora 3D.....	57
Figura 53. Exoesqueleto de rehabilitación.....	58
Figura 54. Multiplicador de desplazamiento del SMA y del tendón.....	59
Figura 55. Acondicionamiento de los sensores.....	59
Figura 56. Salida de la tarjeta.....	60
Figura 57. Salida del Buffer.....	60
Figura 58. Corriente que consume el cable muscular SMA.....	61
Figura 59. Tipos de señales de entrada.....	61
Figura 60. Curva de comportamiento de señal ideal vs real con rango de 0 a 100% de flexión	62
Figura 61. Señal de entrada de la prueba 1.....	63
Figura 62. Graficas de flexión de los dedos.....	64
Figura 63. Señal de entrada y comportamiento del exoesqueleto de la prueba 2.....	65
Figura 64. Prueba de repetitividad al 33% de flexión.....	66
Figura 65. Prueba de repetitividad al 66% de flexión.....	66
Figura 66. Prueba de repetitividad al 100 % de flexión.....	67
Figura 67. Señal de entrada para la prueba 3.....	68
Figura 68. Prueba 1er paciente.....	69
Figura 69. Prueba 2do paciente.....	69
Figura 70. Prueba 3er paciente.....	70
Figura 71. Sensado de fuerza.....	71
Figura 72. Sensado de fuerza del dedo Índice.....	71

Índice de Ecuaciones

Ecuación 1. Divisor de voltaje del Flex Sensor	46
Ecuación 2. Divisor de voltaje del FSR-402	46

Introducción

Iniciando desde los datos más relevantes censados por parte del consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades, en el Ecuador existe un 46,70% de discapacidad física, representando los 211.061 habitantes, sufriendo algún tipo de discapacidad física ya sea por accidentes de tránsito, de trabajo o problemas diversos; de los cuales el 0,003% en la Zona 1 corresponde a inhabilidad física o traumatismos de los dedos de la mano, por lo que genera una disminución significativa en el desempeño de las personas afectadas [1]. La mano del hombre está definida como herramienta mecánica y sensitiva [2]. La mano tiene cinco funciones principales entre ellas está: flexión, extensión, aducción, abducción y oposición del dedo pulgar [3].

En la actualidad existe numerosos prototipos que permiten la rehabilitación de los dedos de la mano [4]. Los dispositivos están empleados por elementos electrónicos y mecánicos, que se encuentran en contacto directo al paciente y al existir un mal funcionamiento puede ser perjudicial [5].

Por tal motivo se propone realizar un exoesqueleto rehabilitador para la mano, aplicando nuevas tecnologías como la impresión 3D que ayudará a la manufactura del exoesqueleto; además se empleará fibras musculares (SMA) que reemplaza a los actuadores convencionales como: eléctricos, neumáticos y entre otros, que comúnmente se usan para exoesqueletos rehabilitadores.

Con la aplicación del exoesqueleto los pacientes podrán tener una mejor rehabilitación, teniendo una mayor compatibilidad gracias a su apariencia antropomórfica, además permitirá tener una portabilidad debido a su reducción de peso del exoesqueleto [6].

Objetivos

Objetivo general

Implementar un exoesqueleto rehabilitador pasivo de dedos de la mano aplicando fibras musculares (SMA)

Objetivo específico

- Definir los requisitos mecánicos y eléctricos para el exoesqueleto.
- Construir la parte mecánica del exoesqueleto.
- Implementar el control para los movimientos de flexión de los dedos.
- Realizar pruebas de funcionamiento del prototipo.

Justificación

La necesidad de desarrollar un prototipo rehabilitador activo para la mano ha llevado a gran número de investigaciones en diversas épocas del hombre [4]. El desarrollo de este prototipo justifica que va en creciente el número de pacientes que carecen con dificultad, al momento de realizar un movimiento de flexión sobre el dedo lesionado; y que frecuentan en el Centro de Rehabilitación Integral.

Para ello se ha indagado en aplicar nuevas tecnologías para rehabilitadores de dedos de la mano, dando uso a las fibras musculares (SMA) para así alivianar el peso del rehabilitador, debido a que la flexión de los dedos es independiente; y se requiere aplicar un actuador por cada dedo.

Debido a que los dedos pulgar e índice son los principales al ejecutar una acción de la mano como agarre de fuerza y agarre de precisión o pinza bidigital [7], se enfoca en la rehabilitación de los dedos antes mencionados de manera individual y los dedos anular, medio y meñique están como un apoyo en la realización del agarre, serán considerados como un tercer dedo [8]

el cual realizarán la flexión en conjunto. Los dedos para rehabilitarse serán de la mano derecha debido a que la mayoría de la población es diestra.

Por lo tanto, alcanza gran relevancia en implementar un prototipo de rehabilitación de dedos de la mano como una primera etapa, para en una posterior investigación con los respectivos resultados obtenidos de la flexión realizada en el prototipo, se podrá cumplir con las funciones principales de flexión y extensión desarrollando movimientos adecuados para realizar la rehabilitación exitosa.

Alcance y Limitaciones

El exoesqueleto rehabilitador de la mano se realizará a través del SMA (Aleación de memoria de forma) que se utilizarán como actuador, permitirá la flexión de los dedos pulgar e índice y los dedos medio, anular y meñique se les considerará como un tercer dedo el cual flexionará al mismo tiempo los tres dedos, para el actuador se aplicará un control sobre las SMA, que permitirá realizar un movimiento de flexión sobre exoesqueleto rehabilitador de la mano; el exoesqueleto será diseñado para la mano derecha de las personas.

Para el diseño mecánico del prototipo rehabilitador se empleará un software, generando así un modelo que contenga todos los requerimientos que permita realizar un análisis de esfuerzos del exoesqueleto, para la manufactura se empleará la impresión 3D.

Capítulo I.

1. Marco Teórico

1.1. Fisiología de la mano

La fisiología de la mano establece un estudio sobre los comportamientos y movimientos de la mano, los cuales son: Aducción, Abducción, Flexión, Extensión y Oposición; los cuales son el producto de los músculos, tendones y nervios [5]. A continuación, se detalla los movimientos posibles de realizar dependiendo de la acción a desempeñar.

1.1.1. Aducción y Abducción

La abducción del dedo pulgar consiste en el alejamiento del plano perpendicular de la palma y la aducción es el acercamiento a dicho plano. La abducción y la aducción del dedo índice se realiza en referencia del plano de la palma con una separación de 20° [9]. En la figura 1 se indica la aducción y abducción de la mano.

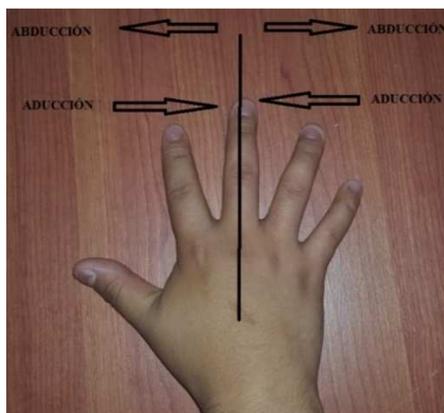


Figura 1. Abducción y Aducción de los dedos de la mano

1.1.2. Flexión

La flexión de los dedos, realizan el movimiento hacia delante de la posición anatómica de la mano en el plano sagital 0° [10], ver figura 2.

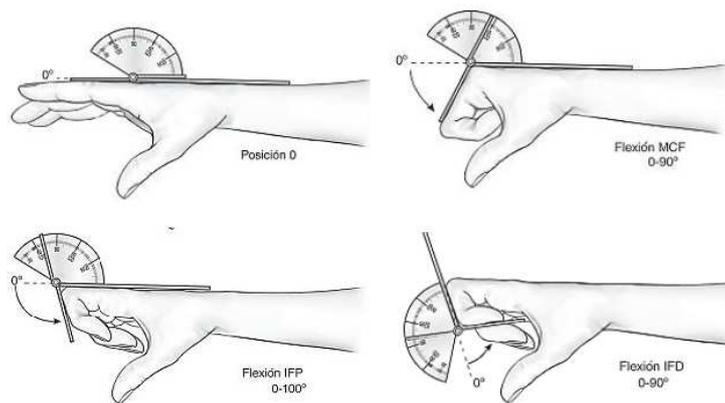


Figura 2. Flexión de dedos a partir del plano sagital [10]

1.1.3. Extensión

La extensión de los dedos se genera a partir del plano sagital 0°, hasta el desplazamiento posterior de dicho plano, registra un ángulo entre la posición final y el plano sagital 0° [10], ver figura 3.

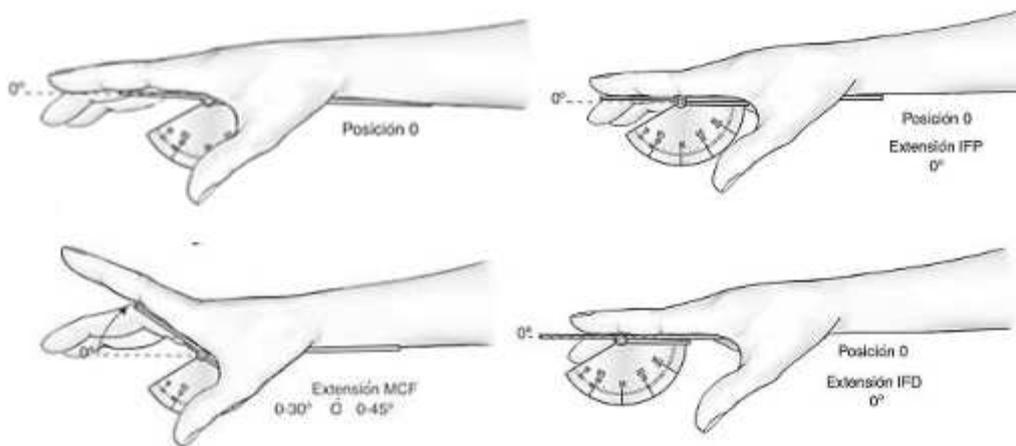


Figura 3. Extensión de dedos a partir del plano sagital [10]

1.1.4. Oposición del dedo pulgar

La oposición, es el movimiento por el cual la parte blanda del pulgar alcanza la base del meñique, a ello se denomina oposición, y es normal cuando llega a dicho punto; cuando es menor a 8 cm es anormal [10], ver figura 4.



Figura 4. Oposición del dedo pulgar [10]

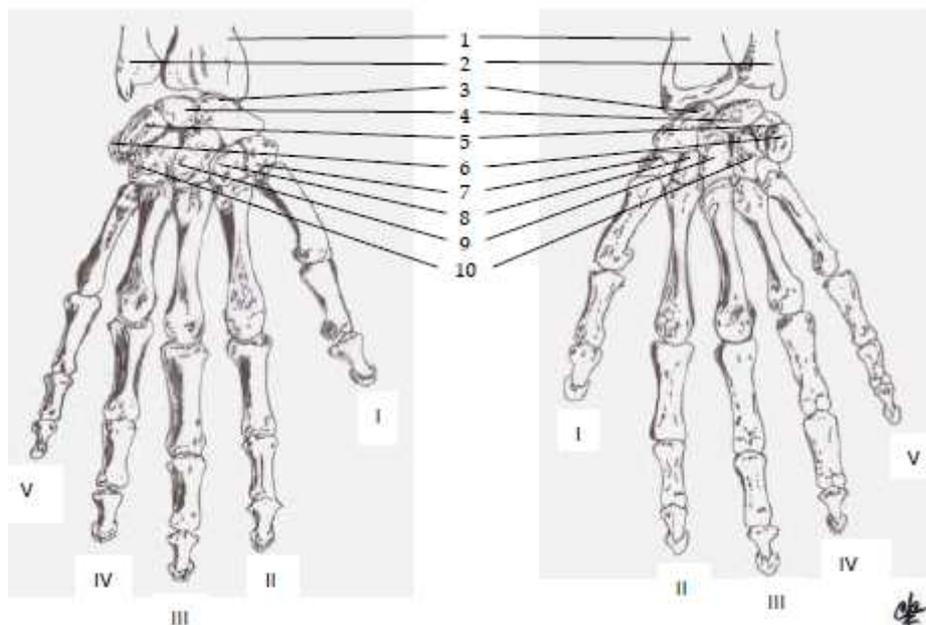
1.2. Biomecánica de la mano

Se nos ha otorgado un sin número de adaptaciones funcionales dependiendo de las necesidades de cada persona, partiendo de la disposición anatómica de la mano. El ser humano para interactuar con el medio, debe constantemente adoptar su mano a distintas formas o posiciones y movimientos [7].

1.2.1. Arquitectura de la mano

La mano tiene 8 huesos carpianos, los mismos que están divididos en dos filas; la fila proximal articulada con las porciones distales del radio y el cúbito, forman el esqueleto óseo. Las unidades arquitectónicas de la mano se descomponen en unidades fijas y móviles, la unidad fija está constituida por el segundo y tercer carpiano; la unidad móvil, el cual carece de un

movimiento muy limitado entre las articulaciones intermetacarpianas la segunda y tercera articulación metacarpiana [7], ver figura 5.



1. Radio; 2. Cúbito; 3. Escafoides; 4. Semilunar; 5. Piramidal; 6. Pisiforme; 7. Trapecio; 8. Trapezoide; 9. Grande; 10. Ganchoso; I. Pulgar; II. Indice; III. Dedo Medio; IV. Anular; V. Meñique.

Figura 5. Huesos de la mano [7]

1.2.2. Patrones Funcionales

Los patrones funcionales o movimientos de agarre están en convergencia con la función de prensión o función prensil, a su vez tiene una dependencia de la cadena cinética de huesos con las articulaciones en extensión. Los patrones funcionales están clasificados en agarre de fuerza y agarre de precisión, los mismos que están presentes en todos los movimientos o funciones de la mano [7].

1.2.2.1. Agarres de fuerza

El agarre de fuerza es una función de la mano que está en aducción con posición frontal a la palma, los demás dedos están en flexión acorde al objeto; y este a su vez está en medio del pulgar con el resto de los dedos juntamente con la palma [7], como muestra en la figura 6.



Figura 6. Agarre de Fuerza

1.2.2.2. Agarres de precisión

Este tipo de agarre está encargado de la manipulación de objetos pequeños, se coloca el pulgar en una posición de aducción y oposición a la vez, y los dedos restantes se encuentran en una posición de semiflexionado, [7] como se muestra en la figura 7.

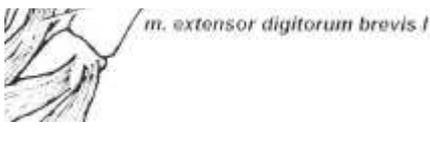


Figura 7. Agarre de precisión

1.2.3. Músculos flexores y extensores

Los músculos flexores y extensores ayudan a dar movimiento a los dedos, se detalla cada uno de ellos más adelante, la tabla 1 y tabla 2 corresponden a los músculos flexores y músculos extensores respectivamente.

Tabla 1. Músculos extensores

Nombre del Músculo	Origen	Gráfico
Extensor digitorum longus	Se origina en la cabeza distal del húmero a través de una lámina compartida con el extensor carpi radialis con el primer tercio, mientras los dos tercios de longitud se separa una banda angosta y gruesa.	 <p><i>m. extensor digitorum longus</i></p>
Abductor longus pollicis	Se origina en la superficie dorsal externa del extremo distal del cúbito. Rodea la región de articulación mano-brazo en forma de una pulsera, la cual está cubierto ligeramente.	 <p><i>m. abductor longus pollicis</i></p>
Extensor carpi ulnaris	Se origina en la cabeza distal del humero con un tendón corto que rodea en forma de gancho el borde radial del tendón triceps.	 <p><i>m. extensor carpi ulnaris</i></p>
Extensor carpi radialis	Nace de un tendón corto, ancho y muy notable de la cara distal del húmero, el tendón se prolonga sobre la superficie del músculo aproximadamente un tercio de la longitud total de sí mismo.	 <p><i>m. extensor carpi radialis</i></p>
Extensor digitorum brevis	Conjunto de cinco músculos los cuales parten del cúbito, estos músculos son cortos, alargados y angostos, se inserta en un tendón corto y notable.	 <p><i>m. extensor digitorum brevis I</i></p>
Dorsometacarpales	Son un conjunto de músculos los cuales son angostos, acintados y se prolongan en tendones muy largos en el extremo de la inserción.	 <p><i>mm. dorsometacarpales</i></p>

Fuente: [11]

Tabla 2. Músculos Flexores

Nombre del Músculo	del	Origen	Gráfico
Flexor ulnaris	carpi	Se origina mediante un tendón corto y ancho sobre la superficie del extremo distal del húmero,	
Flexor radialis	carpi	Se origina sobre la superficie de la cabeza distal del húmero en el cual es amplio.	
Flexor digitorum longus	digitorum	Presenta un músculo complejo con varias divisiones, las cuales cada una de ellas tiene diferente punto de origen.	
Flexores brevis superficialis	digiti	Se origina de una membrana común que corresponde al tendón flexor digital, de allí se acerca y luego se ratifica en la palma de la mano.	
Lumbricalis		Grupo de cinco músculos las cuales nacen de la superficie profunda de la placa flexora, sus fibras se insertan sobre la superficie de la primera falange.	
Flexor digitorum V transversus I		Es un músculo plano, el cual nace del metacarpal I. Esta cruza transversalmente la palma de la mano.	
Pronator profundus		se origina en la cara del tercio distal del cúbito, está dividido en dos ramas en uno una es proximal y la otra distal, la proximal nace de la cara ventral de los dos tercios proximales del cúbito.	

Fuente: [11]

1.3. Técnicas de rehabilitación de la mano

En la actualidad existen diversas técnicas de rehabilitación que se aplican de acuerdo con el tipo de lesión, las actividades de rehabilitación se pueden realizar de manera manual cumpliendo patrones impartidos por un especialista en esa área; o también a través de dispositivos externos (exoesqueletos), que ayuden a realizar el movimiento requerido por el especialista de una forma automática. Antes de realizar alguna técnica de rehabilitación se debe tomar en cuenta el lenguaje de patrones [12], a continuación, en la figura 8 detalla la clasificación.

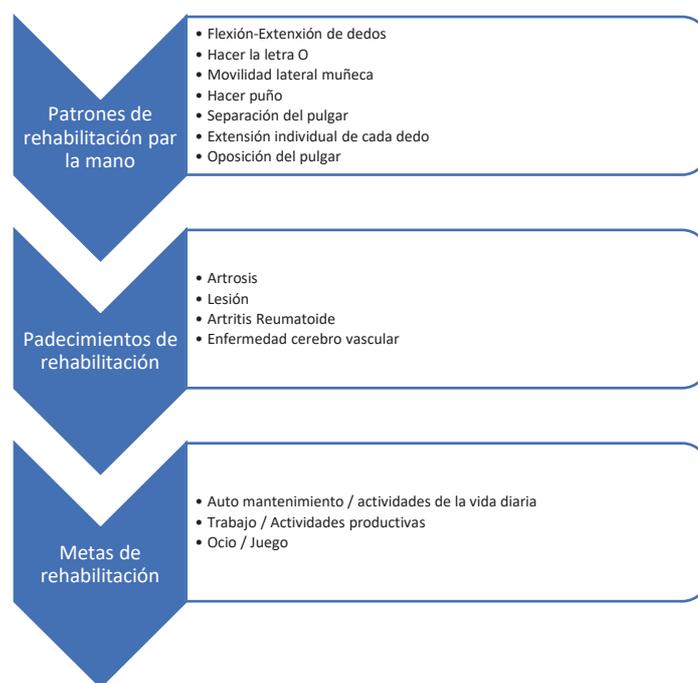


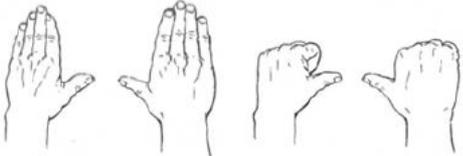
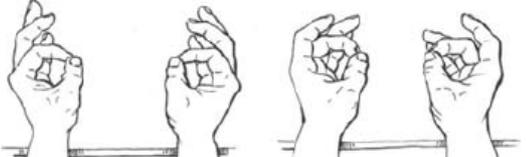
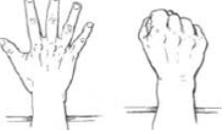
Figura 8. Clasificación de acuerdo el lenguaje de patrones [12]

En la tabla 3 se detalla los patrones de rehabilitación, después de aplicar dichos patrones, se espera obtener los siguientes beneficios:

- Solucionar los problemas de rehabilitación y terapia física en forma rápida y certera.

- Poner a disposición de forma adecuada los resultados a las personas que no cuenta con ese conocimiento.
- Ofrecer servicios accesibles y disponibles que permitan aprender de las experiencias de otros [12].

Tabla 3. Patrones de rehabilitación

Actividad	Gráfico
Flexión-Extensión de dedos	
Hacer la letra O	
Extensión individual de cada dedo	
Hacer puño	
Movilidad lateral de la muñeca	

Fuente: [12]

1.3.1. Etapas para la rehabilitación de los dedos de la mano

Mientras se encuentra con una lesión, se le realiza procedimientos terapéuticos, las mismas que brindan una restauración funcional rápida y segura. Para ello es importante tener conocimiento sobre anatomía y funcionalidad de la mano, todo esto conlleva a diagnosticar de forma positiva, así plantear una forma lógica y eficaz de un plan terapéutico para la correcta rehabilitación [13].

Para iniciar el proceso de terapia, primero se baja la inflamación al 100 % y se reduce el dolor entre un 50-60 % en la zona afectada, para la desinflamación se puede aplicar compresas frías, calientes o químicas [14] como muestra la figura 9.



Figura 9. Aplicación de compresas en la mano afectada [14]

Como segundo paso, se opta por aplicar la electroterapia, conformado por ondas de choque, ultrasonido, laserterapia, laser de alta intensidad o magnetoterapia [14], como muestra las figuras 10 y 11.



Figura 10. Aplicación de gel antes de la electroterapia [14]



Figura 11. Terapia aplicando gel antes del Ultrasonido [14]

Después de finalizar la preparación del paciente, se aplica los procedimientos de rehabilitación, ya sea activa o pasiva dependiendo de la lesión.

1.3.1.1. Rehabilitación pasiva

La rehabilitación pasiva consiste en mantener al paciente relajado, se aplica una fuerza externa, manual o mecánica, sin hacer uso de su esfuerzo mismo; para ello se emplea equipos

o dispositivos dependiendo de la lesión. En la figura 12, indica un proceso de rehabilitación pasiva haciendo uso una fuerza externa manual [15].



Figura 12. Rehabilitación pasiva con fuerza externa manual [14]

Una rehabilitación pasiva se realiza ejercicios que reactiva la motricidad y entre ellos tenemos los siguientes:

- Motricidad Fina. - Se aplica un movimiento de pinza bi-digital, el cual involucra al dedo índice y pulgar. El objetivo de esta motricidad es adquirir habilidades y manipulaciones de objetos. En la figura 13, ilustra la motricidad fina [16].



Figura 13. Motricidad Fina con movimiento de pinza bidigital.

- Motricidad Gruesa. – Se emplea movimientos amplios, mismos que intervienen los movimientos de flexión y extensión de los dedos. En la figura 14 indica un proceso de terapia pasiva asistida con motricidad Gruesa [17].



Figura 14. Terapia pasiva con motricidad gruesa [14]

La motricidad Gruesa tiene tres grados de movilidad, entre ellos están.

- ❖ Grado I: Movimiento pasivo de pequeña amplitud, próximo a la posición de partida del recorrido y alejado de la sintomatología.
- ❖ Grado II: Movimiento pasivo de gran amplitud que puede ocupar cualquier punto del recorrido, siempre que esté libre de la sintomatología.
- ❖ Grado III: Movimiento pasivo de gran amplitud, no debe iniciarse necesariamente desde el punto de partida, y puede llevarse a cabo con rigidez y resistencia [18].

1.3.1.2. Rehabilitación Activa

En la rehabilitación activa, el paciente es quien realiza los ejercicios, así practica maniobras que ayudarán a mejorar el funcionamiento de los músculos tensos o entumecidos. A continuación, en la figura 15, se observa una rehabilitación activa, el paciente con la ayuda de una pelota realiza movimientos de terapia [14].



Figura 15. Rehabilitación activa con pelota [14]

1.4. Dispositivos de rehabilitación de manos

En el área de fisioterapia se han implementado exoesqueletos para la rehabilitación, para el diseño han puesto en práctica requisitos que debe cumplir como la seguridad, debido a que un mal funcionamiento podría ser perjudicial para el usuario.

Para la elaboración de un exoesqueleto es primordial el diseño de su mecanismo, que debe hacer coincidir el centro de rotación del miembro afectado y el exoesqueleto en sí, para ello existen algunos mecanismos que nos ayudarán a realizar el movimiento de rehabilitación, coincidiendo los centros de rotación [19]. En la figura 16 muestra los mecanismos empleados en exoesqueletos comerciales.

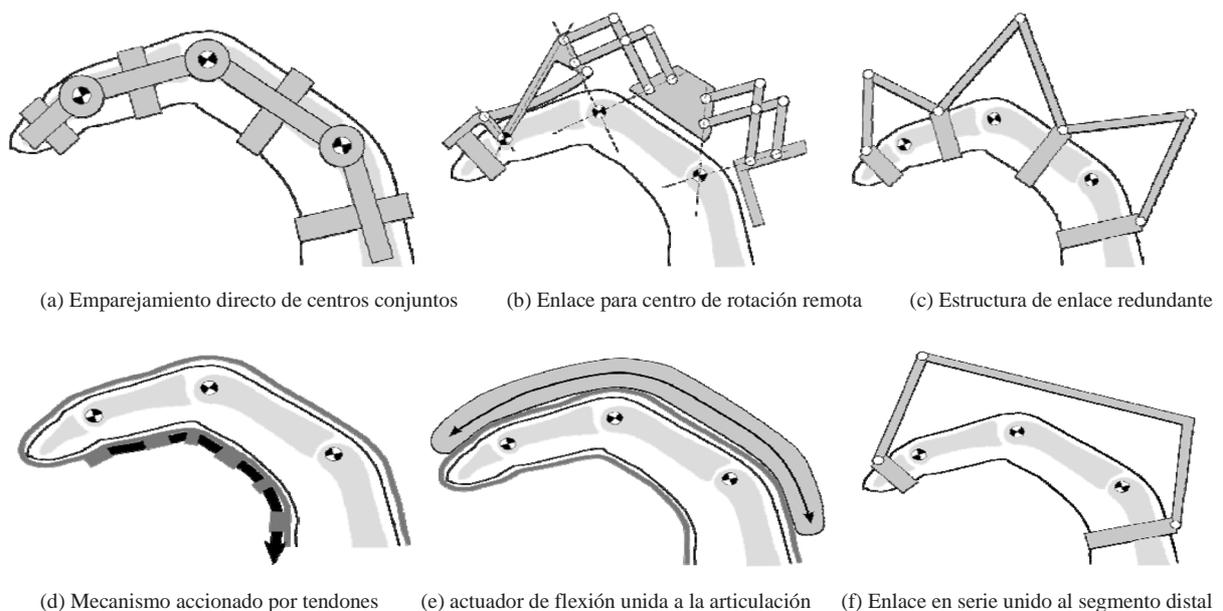


Figura 16. Mecanismos coincidentes con el centro de rotación [19]

Existen diferentes exoesqueletos, pueden variar dependiendo del sector del cuerpo humano lesionado en el que se aplica la rehabilitación. El exoesqueleto se clasifica de acuerdo con el tipo de actuador, control aplicado, forma de transmisión de potencia [19]. Tomando en cuenta estos criterios en la figura 17 detalla una clasificación de los exoesqueletos.

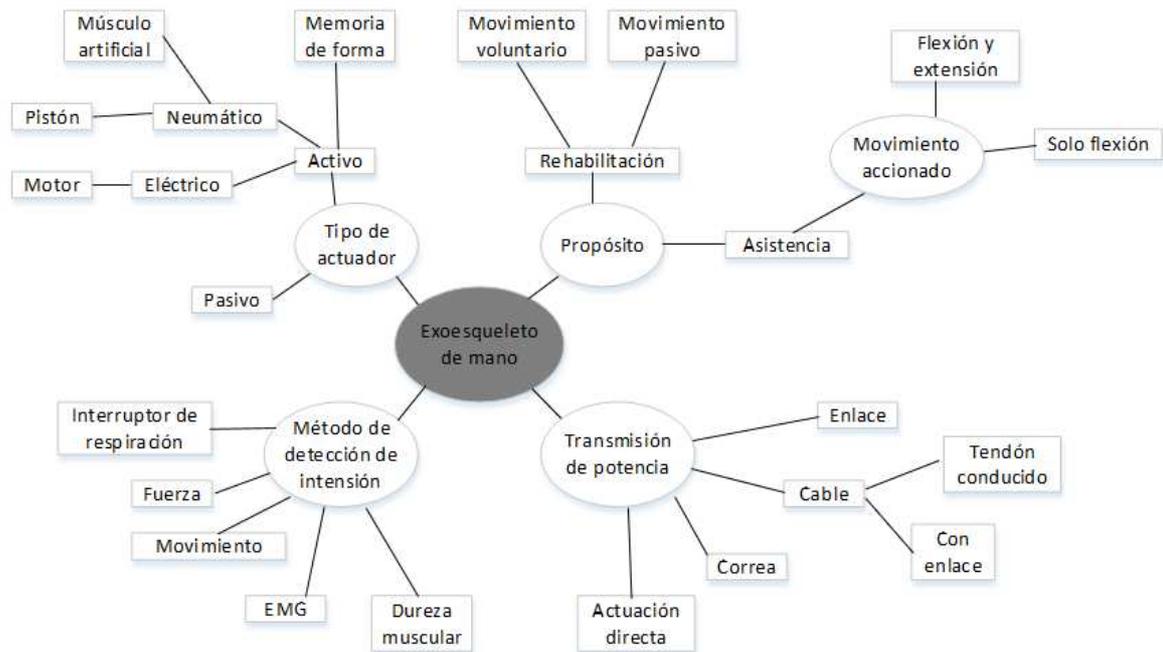


Figura 17. Clasificación de exoesqueletos de rehabilitación [19]

1.4.1. Tecnologías de actuadores aplicados en exoesqueletos rehabilitadores

Los actuadores son dispositivos que, por medio de la transformación de energía, son capaces de generar fuerza que involucra un cambio de posición, velocidad o algún estado de tipo mecánico. Los actuadores convencionales se clasifican en tres grandes grupos, en la figura 18 se observa su clasificación [20].

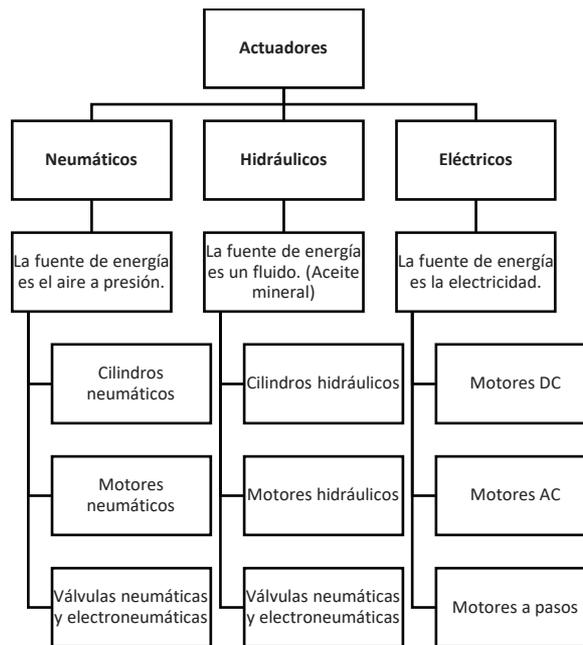


Figura 18. Actuadores [20]

1.4.1.1. Actuadores Eléctricos

Los actuadores eléctricos transforman la energía eléctrica en energía mecánica de rotación, también existen diferentes actuadores que tienen diferente comportamiento en presencia de la energía eléctrica [20]. A continuación, en la tabla 4 detalla las ventajas y desventajas de los actuadores eléctricos.

Tabla 4. Ventajas y Desventajas de los actuadores eléctricos

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Precisos • Fácil de control • Sencilla Instalación • Silenciosos 	<ul style="list-style-type: none"> • Potencia Limitada

Fuente: [20]

Existen actuadores eléctricos que tienen otro tipo de comportamiento, más adelante menciona al actuador a emplear con más detalle.

1.4.1.2. Actuadores Neumáticos

Los actuadores neumáticos tienen como principio la transformación de la energía mecánica del aire comprimido en energía mecánica rotacional o lineal dependiendo del actuador neumático [20]. A continuación, en la tabla 5 detalla las ventajas y desventajas de estos.

Tabla 5. Ventajas y desventajas de los actuadores Neumáticos

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Baratos • Rápidos • Robustos • Sencillos 	<ul style="list-style-type: none"> • Dificultad de control Continuo • Instalación especial • Ruidoso • Cargas Medias

Fuente: [20]

1.4.1.3. Actuadores Hidráulicos

Los actuadores Hidráulicos presentan el mismo principio de funcionamiento que los actuadores neumáticos, la transformación mecánica a movimientos lineales o rotativos, pero su diferencia parte en el fluido a presurizar como el aceite en este caso [20]. A continuación, en la tabla 6 detalla las ventajas y desventajas de los actuadores hidráulicos.

Tabla 6. Ventajas y desventajas de los actuadores Hidráulicos

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Alta relación Potencia-Peso • Rápidos • Auto lubricantes • Alta capacidad de carga • Estabilidad frente a cargas estáticas 	<ul style="list-style-type: none"> • Costosos • Difícil Mantenimiento • Fugas frecuentes • Instalación especial

Fuente: [20]

1.4.2. Aleaciones con memoria de forma (SMA)

Las aleaciones con memoria de forma tienen la capacidad de recordar su forma original. Este metal puede volver a su forma original al mantener la temperatura por encima de transformación, ya sea por conducción, convección o radiación. Puede sufrir deformaciones de flexión o doblado y torsión [21].

1.4.2.1. Funcionamiento de las fibras musculares SMA

Las fibras musculares o cables musculares son aleaciones de níquel y titanio que actúan con temperatura, pero cuando esta debajo de la temperatura de transición este puede ser estirada y deformada con facilidad sin daño alguno, manteniendo su vida infinita; pero si está por encima de la temperatura de transición este afectará la vida del cable disminuyendo su ciclaje, tendiendo a una vida finita, el fabricante recomienda un buen cuidado del cable [22].

Se debe mantener en los rangos máximos de temperatura de transición y dentro de los rangos en porcentajes de longitudes totales para la contracción [23]. Para aplicar temperatura al cable se aplica corriente y este actúa por efecto Joule.

Las razones por lo que el SMA demuestra la propiedad de recuperación de forma, se debe a una transformación de fase cristalina como se observa en la figura 19, este involucra a la austenita y también posee una baja simetría con menor orden que involucra a la martensita, presenta una estructura de cristal monoclinica. En algunos casos presenta una fase de premartensita con simetría romboédrica la cual está presente en la transformación [21].

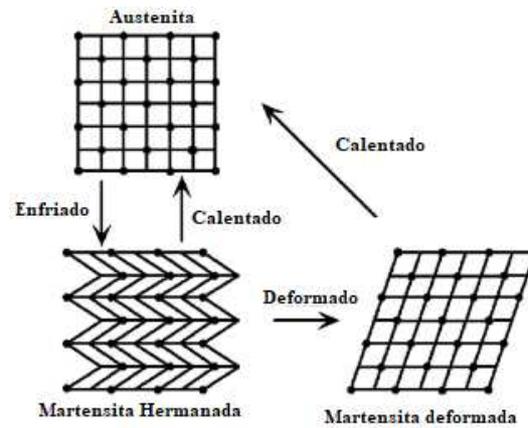


Figura 19. Fases del SMA [21]

La transformación de estructura cristalina del SMA es un proceso termodinámico no reversible, esto se debe a que se da una disipación de energía, interactúan las fricciones internas y la aparición de defectos estructurales y en consecuencia provoca un comportamiento de histéresis de temperatura, tanto a la hora de su calentamiento como enfriamiento [23] como se observa en la figura 20.

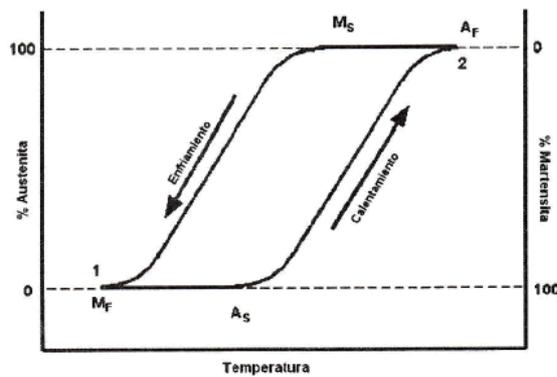


Figura 20. Histéresis de temperatura del SMA [23]

En la figura 21 indica el comportamiento de la curva de histéresis de temperatura – deformación del SMA.

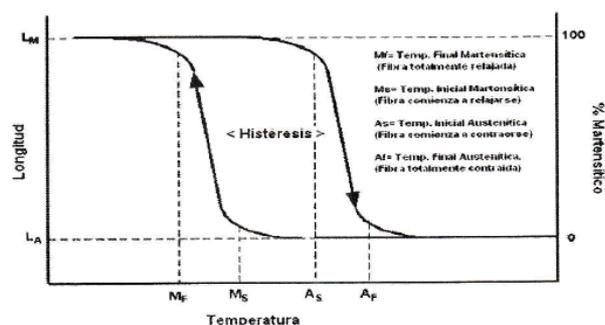


Figura 21. Histéresis de temperatura - deformación del SMA [23]

1.4.2.2. Propiedades de los cables musculares

El SMA presenta otras características como alta resistencia a la corrosión, maleable y dúctil, además presenta una biocompatibilidad. En características de elongación, permite hasta un 25% lo cual personaliza un SMA, [23] en la tabla 7 aprecia las propiedades del SMA.

Tabla 7. Propiedades del SMA.

Térmicas y de material	Temp. De temple	540 °C	
	Temp. De fusión	1300 °C	
	Calor específico	0,077 cal/g°C	
	Calor latente	24,2	
	Coefficiente Poisson	0,33	
	Densidad	6,45 g/cm ³	
	Máximo esfuerzo recup.	600 MPa	
	Esfuerzo de deformación rec.	35 MPa	
	Esfuerzo de ruptura	1000 MPa	
	Prop. máxima de deformación	8,50%	
	Prop. rec. de deformación	3-5%	
Relación con fase	Fase	Martensita	Austenita
	Resistividad $\mu\Omega\cdot\text{cm}$	76	82
	Módulo de Young (GPa)	28	75
	Conductividad térmica (W/cm °C)	0,08	0,8

Fuente: [23]

1.4.2.3. SMA

En la tabla 8, detalla algunas ventajas respectivas al área médica por ser silenciosas, livianas, bajo costo, etc.; y algunas desventajas como actuador.

Tabla 8. *Ventajas y Desventajas del SMA.*

SMA	
Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Disminuyen drásticamente tamaños, peso y complejidades de sistemas robóticos. • Posee una razón alta de fuerza – peso, capas de aplicar tensión de hasta 600 MPa. • Presenta un bajo costo. • Son silenciosos. • Los métodos de calentamiento pueden ser lo más simple posible como conducción, convección y radiación natural. 	<ul style="list-style-type: none"> • Presentan una baja eficiencia debido a que es una máquina de calor y es por ello no supera el ciclo de Carnot. • Su elongación neta es baja, la cual permite hasta un máximo de 8.5% de estiramiento disponible para el nitinol. • La memoria de forma no es una relación lineal.

Fuente: [23]

1.4.2.4. *Sistemas de Control para el SMA*

Para un manejo preciso del SMA se requiere de un control complejo, debido a que actúa en modalidad de todo o nada cuando superan la temperatura. Existen tres razones principales por lo que ha sido muy difícil lograr desarrollos de sistemas precisos, entre ellos está:

- La dinámica del actuador debido a que no es lineal,
- La segunda razón es que su respuesta de sistema es altamente dependiente de los cambios de temperatura,
- Como tercer y última razón es que los actuadores son impredecibles en voltajes bajos [23].

Tomando en cuenta las razones antes mencionadas como condiciones iniciales para el control de un SMA, se necesita tareas de alta precisión, los controles convencionales no serán capaces de alcanzar precisiones tan deseadas, como el control robusto. Los controles clásicos a la hora de implementar es el PI, PD y PID, las cuales han sido estudiadas desde décadas pasadas.

1.4.3. Sistemas de control de los exoesqueletos

1.4.3.1. Sistemas de control basados en modelos

Existen sistemas de control para el exoesqueleto, uno de ellos es el sistema de control basado en modelos: el modelo dinámico y el control basado en modelo muscular.

- El modelo dinámico, está dado por el modelado del cuerpo humano como enlaces rígidos, mismos que pueden ser obtenidas de tres maneras como: el modelado matemático, identificación de sistema y el método inteligente artificial; para llegar a la obtención del modelo es necesario tomar en cuenta que está compuesta por una combinación de efectos inerciales, gravitacionales, Coriolis y centrífugos.
- El modelo muscular realiza predicciones de las fuerzas musculares, generadas por los músculos de las articulaciones de cada miembro a implementar, en función de las actividades neuronales musculares. Para la obtención del modelo muscular, puede ser empleando el modelo muscular paramétrico o modelo muscular no

paramétrico. La diferencia entre los modelos es que el modelo muscular no paramétrico no necesita información del músculo ni de la junta dinámica, el modelo paramétrico si necesita información del músculo y de la junta dinámica [24].

1.4.3.2. Sistema de control basado en la jerarquía

Este sistema de control como su mismo nombre lo menciona, esta agrupada por tres niveles: controladores de nivel de tarea, controlador de alto nivel y controlador de bajo nivel.

- El controlador de nivel de tarea realiza en función en una tarea diseñada.
- El controlador de alto nivel tiene como responsabilidad controlar la fuerza de interacción entre la persona y exoesqueleto, se basa en la información del controlador de nivel de tarea.
- El controlador de bajo nivel tiene un contacto directo con el exoesqueleto la cual controla la posición o fuerza de las juntas o articulaciones del exoesqueleto [24].

1.4.3.3. Sistema de control basado en parámetros físicos

Los sistemas de control basados en parámetros físicos se caracterizan por su clasificación en controladores de posición, controladores de torque/fuerza y controladores de fuerza. El controlador de posición es comúnmente empleado para garantizar la posición deseada de los ángulos de las articulaciones del exoesqueleto. Este tipo de controlador es considerado como controlador de bajo nivel; el controlador de torque/fuerza también se le considera como un controlador de bajo nivel, debido a que no tiene interacción Humano-Exoesqueleto y el controlador de fuerza; se considera como un controlador de alto nivel porque, si tiene una interacción Humano-Exoesqueleto y aquello ayuda adaptar los altos cambios externos como la condición física del usuario [24].

1.4.3.4. Sistema de Control basado en el uso

Los sistemas de control aplicados en exoesqueletos también pueden ser categorizados según la clase de aplicaciones, entre ellas tenemos: controlador de realidad virtual, controlador de tele operación y el controlador de marcha [24].

- ❖ El gran porcentaje de los exoesqueletos de las extremidades superiores, implementan el controlador virtual debido a que se realizan ejercicios de terapia.
- ❖ Los controladores de tele operación implementa la forma maestro-esclavo, el exoesqueleto que usa el operador es el maestro y el manipulador es el esclavo, este se mueve acorde con lo que envié el maestro.
- ❖ El controlador de marcha generalmente es más implementado en extremidades inferiores y presentan tres niveles: en el primer nivel observa las fases del paciente y sus seguridades, en el segundo nivel es el VCM que representa la intervención de entrenamiento y el tercer nivel es el controlador de fuerza/torque, el cual mantiene ejercida la fuerza/torque al exoesqueleto [24].

1.4.4. Exoesqueletos rehabilitadores de mano comerciales

1.4.4.1. HandSOME

HandSOME es un dispositivo que opera pasivamente en la extensión de las falanges, la lesión es ocasionada por un derrame cerebral, este dispositivo está construido para seguir la trayectoria de las falanges al momento del agarre de pinza. El HandSOME consta de un mecanismo de cuatro barras vinculados entre el pulgar y los demás dedos, para así perfeccionar y vincular el agarre de la pinza, a continuación, en la figura 22 ilustra al dispositivo HandSOME [19].

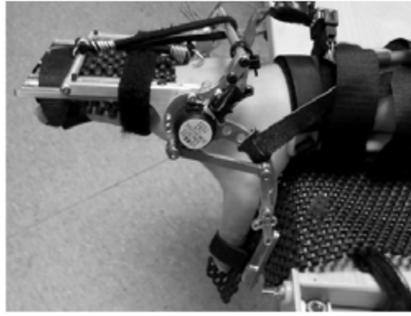


Figura 22. HandSOME [19]

1.4.4.2. HandEXOS

HandEXOS es un dispositivo que consta de 5 módulos individuales, uno para cada dedo, que se compone de 3 enlaces para las falanges, permite la flexión y extensión de las falanges. El mecanismo que acciona cada módulo es una manivela y a su vez por un cable bowden. Este dispositivo consta de 3 sensores que detectan la fuerza de interacción, en la figura 23 ilustra al HandEXOS [19].

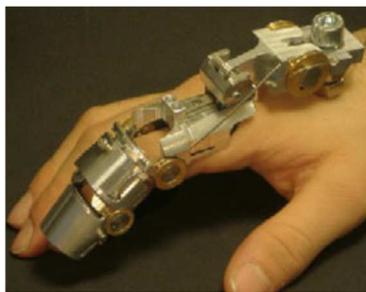


Figura 23. HandEXOS [19]

1.4.4.3. Exoesqueleto de mano desarrollado por Wege et al

El exoesqueleto de mano desarrollado por Wege et al, es un dispositivo accionado por motores eléctricos, que a su vez se conecta con un cable de tracción dentro de un cable bowden, un motor es empleado para cada flexión o extensión de cada dedo, mismo que contiene un mecanismo accionado con dos poleas: una en la parte final y al inicio de las falanges. Se

controla con señales EMG y este dispositivo calcula la fuerza lineal. A continuación, en la figura 24 ilustra al Wege et al [19].

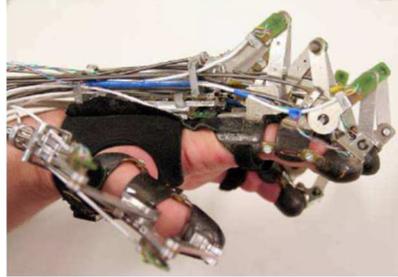


Figura 24. Wege et al [19]

1.4.4.4. Hand of Hope

Hand of Hope es un dispositivo que realiza los movimientos de flexión y extensión de forma pasiva y activa, después de que el paciente haya obtenido una lesión cerebral o cualquier otro tipo de lesión, para accionar al dispositivo se enlaza con señales EMG que interactúan juntamente con la mano. Posee niveles de dificultad para las rehabilitaciones y a través del enlace con un software, permite dar los resultados de la rehabilitación ejercida. En la figura 25 ilustra a Hand of Hope [25].



Figura 25. Hand of Hope [25]

Capítulo II

2. Metodología

2.1. Diseño Conceptual del Exoesqueleto Rehabilitador

2.1.1. Matriz Morfológica

La matriz morfológica ayuda a seleccionar el mecanismo, actuador, sensores y tarjeta de adquisición de datos; juntamente con la evaluación de criterios ponderados, para el funcionamiento del exoesqueleto rehabilitador. Para el desarrollo de la matriz, primero se determina el diagrama funcional del exoesqueleto, seguidamente la descomposición funcional y así se determina la matriz morfológica, la misma que tiene posibles alternativas de diseño tanto mecánico como electrónico.

2.1.1.1. Diagrama Funcional

Para el diagrama funcional del exoesqueleto rehabilitador, se subdivide en tres ejemplares: la generación de movimientos, controlador y sensado. En la figura 26 detalla el diagrama.

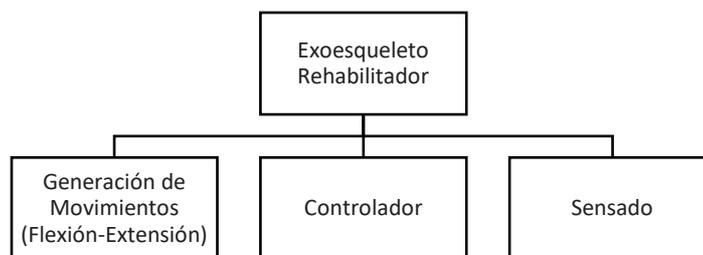


Figura 26. Diagrama Funcional del Exoesqueleto

2.1.1.2. Descomposición Funcional

En la descomposición funcional, detalla los parámetros de cada función. En la figura 27 detalla la descomposición de las funciones.

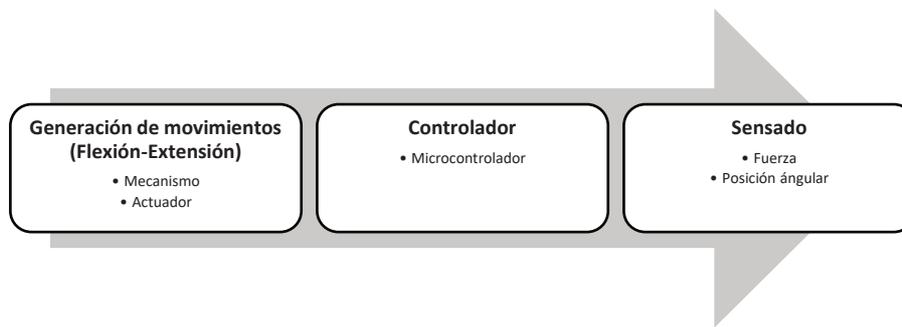
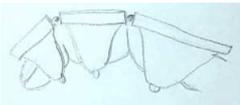
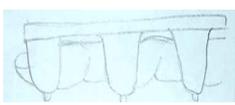
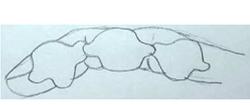


Figura 27. Descomposición Funcional del Exoesqueleto

En la matriz morfológica indica cada una de las posibles soluciones a cada subfunción, ayuda a obtener la solución óptima en el diseño mecánico y electrónico del exoesqueleto rehabilitador. A continuación, en la tabla 9, tabla 10 y tabla 11, detalla la matriz morfológica para cada función respectiva.

En la tabla 9, primeramente selecciona el posible mecanismo y luego se determina el actuador.

Tabla 9. Matriz Morfológica. función de generar movimiento

Generar Movimiento de Flexión-Extensión				
Mecanismo				
	Con Pasador	Sin pasador	Con rotación en la unión de las falanges	
Actuador	Neumáticos		Hidráulicos	
				
	Cilindros	Motores	Cilindros	Motores
	Eléctricos			
				
motores	Servomotores	Motores a pasos	SMA	

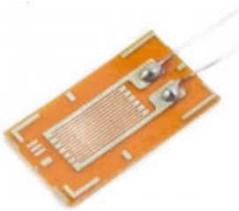
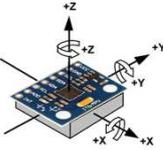
En la tabla 10 determina el tipo de tarjeta de adquisición de datos como puede ser: Raspberry Pi, Arduino o Stm32f4 Discovery.

Tabla 10. Matriz morfológica. Función del Controlador

Controlador				
Microcontrolador				
	Raspberry pi	Arduino	Stm32F407	

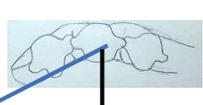
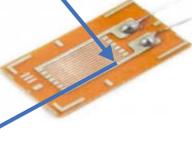
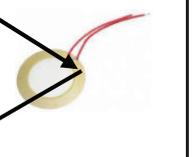
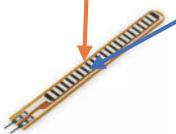
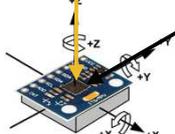
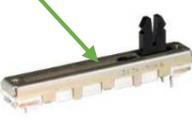
En la tabla 11 permite la selección de los sensores de fuerza y posición angular. Presenta algunas opciones para implementar en el exoesqueleto.

Tabla 11. Matriz morfológica. Función de sensado

Sensado de fuerza y posición angular				
Sensor de Fuerza				
	FSR402	FSR A201	Galga Extensiométrica	Piezoeléctrico
Sensor de posición angular				
	Flex Sensor	acelerómetro	Potenciómetro Longitudinal	

En la tabla 12 muestra la matriz morfológica completa con cinco posibles opciones de selección para el exoesqueleto, con líneas de color diferente para cada variante.

Tabla 12. Matriz morfológica Completa con sus variantes posibles

Flexión de dedos				
Generar Movimiento de Flexión-Extensión				
Mecanismo				
	Con Pasador	Sin pasador	Con rotación en la unión de las falanges	
Actuador	Neumáticos		Hidráulicos	
				
	Cilindros	Motores	Cilindros	Motores
	Eléctricos			
				
	motores	Servomotores	Motores a pasos	SMA
Microcontrolador	Controlador			
				
	Raspberry pi	Arduino	Stm32F4	
Sensor de Fuerza	Sensado de fuerza y posición angular			
				
	FSR 402	FSR A201	Galga Extensiométrica	Piezoelectrico
Sensor de posición angular				
	Flex Sensor	acelerómetro	Potenciómetro Longitudinal	

2.1.2. Evaluación de variantes

A continuación, se detalla cada solución establecida en la matriz morfológica:

Amarillo: Mecanismo con pasador que emplea un actuador eléctrico como el servomotor, se maneja un controlador una Raspberry Pi. Para el sensado de fuerza se emplea un sensor FSR A20, y para el sensado de la posición angular de las falanges se utiliza un acelerómetro.

Verde: Mecanismo con pasador en el cual se emplea un actuador eléctrico como el SMA, se aplica el controlador Stm32f4, para el sensado de fuerza se emplea FSR402, y para el sensado de posición angular un potenciómetro longitudinal.

Negro: Mecanismo con rotación en la unión de las falanges en el cual consta de un actuador neumático como el cilindro, para el controlador es el Arduino, para el sensado de fuerza se emplea un sensor piezoeléctrico y para el sensado de posición angular un acelerómetro.

Naranja: Mecanismo sin pasador con material flexible, se emplea un actuador eléctrico el cual es SMA, una tarjeta Stm32f4, también un sensor FSR402 para la medición de fuerza y un Flex sensor para la medición de la posición angular.

Azul: Mecanismo con rotación en la unión de las falanges, se emplea un cilindro neumático y Arduino como controlador, para el sensado de fuerza se utiliza una galga extensiométrica y para la posición angular un Flex sensor.

A continuación, se realiza una evaluación Pugh, se determinan varios parámetros a las variantes que están puestas a prueba en la tabla 13, muestra dicha evaluación Pugh por criterios ponderados, dando así una variante óptima.

Tabla 13. Evaluación de criterios ponderados del exoesqueleto rehabilitador

Criterios	Variantes de diseño					
	Importancia	Amarillo	Verde	Negro	Naranja	Azul
Hergonomía	5	-1	-1	0	1	1
Dimensiones	4	1	1	1	1	1
Resistencia de Materiales	5	0	0	0	0	0
Peso	5	1	1	-1	1	-1
Vida útil	4	1	1	1	1	1
Facilidad de Operación	5	1	1	1	1	1
Portable	5	1	1	-1	1	-1
Estético	3	1	1	1	1	1
Costo	2	-1	-1	-1	-1	-1
Stock de materiales en el país	4	-1	0	0	0	0
Total +		6	6	4	7	5
Total -		-3	-2	-3	-1	-3
Total		3	4	1	6	2
Total Ponderado		15	19	4	29	9

La variante óptima es la de color naranja, partiendo de la evaluación de criterios ponderados, que consiste en un mecanismo sin pasador con material flexible, emplea un actuador eléctrico SMA, una tarjeta Stm32f4 como controlador, un sensor FSR402 para la medición de fuerza y sensor flex para la medición de la posición angular.

2.2. Sistema Mecánico

2.2.1. Dimensionamiento del Exoesqueleto Rehabilitador

Para el dimensionamiento del exoesqueleto rehabilitador, aplica un estudio de campo con una muestra de 10 personas con un rango de edad de 20 a 30 años, con los valores medidos se calcula la media aritmética, para que la mayor parte de la muestra pueda acceder al prototipo.

En el estudio de campo se realizan tomas de medidas de largo, ancho y espesor de cada falange de la mano derecha; también se incluyen las medidas de largo, ancho y espesor de la palma, muñeca y antebrazo. Todas las medidas están presentes en la tabla 14, que parten del Anexo A. Para la toma de mediciones se usa un calibrador pie de rey (Vernier).

Tabla 14. Dimensiones de las falanges de la mano

Medidas			US1	US2	US3	US4	US5	US6	US7	US8	US9	US10	Promedio	Promedio Redondeado	
Meñique	Falange	Distal	Largo	21,5	22,54	19,8	23,82	22,64	22,13	20,89	19,29	20,95	22,83	21,639	22
			Ancho	12,77	14,05	12,02	16,37	15,23	15,83	13,95	15,58	14,11	17,32	14,723	15
			Espesor	11,15	12,57	10,57	13,03	12,38	11,89	11,68	9,94	10,55	13,76	11,752	12
	Medial	Largo	26,26	25,24	24,52	26,22	27,94	26,53	25,36	23,07	24,03	30,07	25,924	26	
		Ancho	15,99	14,33	14,44	18,23	15,74	16,19	15,97	26,34	14,72	20,68	17,263	17	
		Espesor	13,56	12,59	12,27	16	14	14,57	12,8	13,4	10,4	15,89	13,548	14	
	Próximal	Largo	42,57	43,04	38,86	41,73	43,76	42,23	37,66	38,1	43,59	43,55	41,509	42	
		Ancho	15,85	19,19	16,59	19,46	17,62	18,27	17,3	19,83	15,72	21,64	18,147	18	
		Espesor	16,8	16,06	13,83	23,61	16,27	16,67	16,17	15,24	12,79	18,27	16,571	17	
Anular	Falange	Distal	Largo	26,36	26,73	31,81	25,22	25,14	26,12	24,48	23,14	24,68	28,72	26,24	26
			Ancho	14,41	15,58	12,89	18,39	16,76	17	14,39	15,91	14,13	18,07	15,753	16
			Espesor	13,21	12,27	11,32	15,43	13,5	13,76	12,83	11,65	12,8	15,31	13,208	13
	Medial	Largo	35,93	36,54	33,13	38,45	34,6	37,06	32,63	32,76	33,98	39,95	35,503	36	
		Ancho	19,61	17,62	18,23	34,14	18,02	19,07	16,51	17,85	16,37	21,53	19,895	20	
		Espesor	15,87	14,7	15,89	20,24	16,52	16,12	12,85	13,36	13,15	18,31	15,701	16	
	Próximal	Largo	54,73	55	49,25	55,64	57,42	56,39	49,84	51,34	54,07	58	54,168	54	
		Ancho	21,33	17,92	20,4	20,58	18,88	18,93	17,98	14,85	20,11	24	19,498	19	
		Espesor	17,24	18,34	17,5	14,6	15,5	18,7	17,94	13,13	15,26	21,67	16,988	17	
Medio	Falange	Distal	Largo	26,26	25,68	23,46	26,11	25,17	27,11	23,76	23,14	24,76	29,86	25,531	26
			Ancho	15,83	15,31	13,31	18,32	18,1	18,47	14,84	16,94	14,59	18,94	16,465	16
			Espesor	13,74	13,16	11,61	16,77	13,46	14,29	12,98	11,84	11,81	15,58	13,524	14
	Medial	Largo	36,46	35,33	35,4	36,3	38,67	39,58	31,58	32,88	35,79	39,09	36,108	36	
		Ancho	14,27	18,87	17,5	22,22	18,44	20,05	17,92	18,02	18,39	22,52	18,82	19	
		Espesor	13,38	16,53	16,8	21,81	19,3	18,62	14,46	14,67	13,65	20,3	16,952	17	
	Próximal	Largo	59,36	61,22	52,18	60,72	59,81	61,89	53,09	51,64	54,62	62,45	57,698	58	
		Ancho	15,48	22,05	18,46	23,82	19,64	20,56	18,81	20,96	19,12	26,99	20,589	21	
		Espesor	17,23	18,75	17,87	22,1	20,16	19,93	17,24	16,81	16,72	22,8	18,961	19	
Índice	Falange	Distal	Largo	24,44	25,94	21,47	26,8	25,92	27,92	21,25	21,21	23,95	27,1	24,6	25
			Ancho	14,88	14,37	13,82	18,01	17,27	18,04	14,85	16,37	14,57	17,18	15,936	16
			Espesor	12,68	11,88	11,86	14,04	14,9	14,54	12,57	11,98	11,57	13,38	12,94	13
	Medial	Largo	30,9	29,91	30,61	30,05	31,03	32,67	27,58	26,53	31,43	34,6	30,531	31	
		Ancho	18,66	17,87	16,85	22,17	18,89	19,55	17,92	18,24	18,12	22,84	19,111	19	
		Espesor	16,23	14,45	14,46	14,32	18,5	18,11	14,46	13,46	12,65	18,65	15,529	16	
	Próximal	Largo	50,6	51,95	47,59	52,37	53,37	52,17	47,09	47,76	49,59	54,2	50,27667	50	
		Ancho	20,44	21,35	20,62	23,18	19,52	28,48	18,81	22,73	21,47	28,05	22,465	22	
		Espesor	22,45	18,21	17,88	19,33	20,76	19,45	17,24	17,64	16,99	22,13	19,208	19	
Pulgar	Falange	Distal	Largo	34,74	29,61	27,02	31,5	29,19	34,11	26,64	28,44	34	32,56	30,781	31
			Ancho	22,34	18,75	17,67	23,28	22,47	22,12	19,68	20,21	19,98	22,54	20,904	21
			Espesor	12,04	15,71	15,08	20,06	18,52	20,72	14,53	15,88	15,74	19,37	16,765	17
	Próximal	Largo	37,36	35,05	40,11	36,65	35,8	37,07	32,71	34,51	40,01	40,66	36,993	37	
		Ancho	16,98	19,84	20,82	26,46	22,86	22,82	19,45	21,55	19,5	24,86	21,514	22	
		Espesor	15,52	16,71	15,68	21,88	19,16	20,6	17,1	16,85	17,45	21,39	18,234	18	

La tabla 15 muestra las medidas de campo como el dimensionamiento de la muñeca, palma y antebrazo de la mano derecha.

Tabla 15. Dimensiones de la palma, muñeca y antebrazo

Medidas		US1	US2	US3	US4	US5	US6	US7	US8	US9	US10	Promedio	Promedio Redondeado
Palma de la mano	Largo	97,46	98,44	85,14	93,41	99,4	100	91,35	89,44	100,74	102,76	95,814	96
	Ancho sin pulgar	86,51	80,85	73,59	87,8	81,3	85,38	73,53	73,71	72,23	90,82	80,572	81
	Ancho con pulgar	95,2	97,36	88,7	104,35	98,82	104,11	85,92	83,28	90,71	105,49	95,394	95
	Espesor lado del pulgar	46,67	45,38	41,12	51,04	45,25	42,82	40,47	41,86	41,53	49,54	44,568	45
	espesor opuesto del pulg	33,06	26,74	26,48	30,15	25,74	27,88	26,47	23,02	23,47	32,61	27,562	28
Muñeca	Ancho	61,28	57,35	53,28	64,62	60,32	58,07	51,02	58,1	52,96	62,53	57,953	58
	Espesor	43,14	41,91	39,58	42,02	35,88	39,02	38,46	39,3	37,91	43,04	40,026	40
Ante brazo	Ancho	71,4	66,82	72,64	76,31	68,32	66,02	61,72	65,43	66,05	79,76	69,447	69
	Espesor	69,34	54,01	58,12	62,16	50,85	53,65	41,54	40,82	51,95	63,24	54,568	55

2.2.2. CAD del exoesqueleto rehabilitador

2.2.2.1. Diseño de Dorso y Falanges

Partiendo de los datos del estudio de campo y de la matriz morfológica, se realiza un bosquejo para el mecanismo de flexión de los dedos. En la figura 28 indica el bosquejo que se emplea en el exoesqueleto, el prototipo se basa en los mecanismos mostrados en la figura 16d y 16e, también en el modelo del exoesqueleto comercial Hand of hope [25] y de los modelos de exoesqueletos que exhiben en páginas Web: [26], [27].

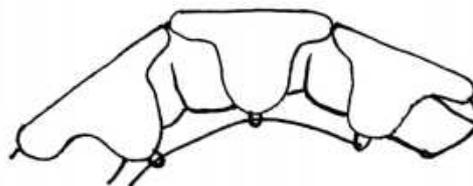


Figura 28. Bosquejo del mecanismo de movimiento de falanges

A continuación, se realiza el CAD del mecanismo, la estructura se ensambla al mecanismo de las falanges, guías de poleas y guías de actuadores. El mecanismo de flexión se aplica en los 5 dedos y uno extra en el movimiento de abducción del pulgar.

En la figura 29 indica el CAD del exoesqueleto de dorso y falanges, cada flexión permitida consta de una ranura para el sensor que ayudará a determinar su deformación que más adelante se detalla.

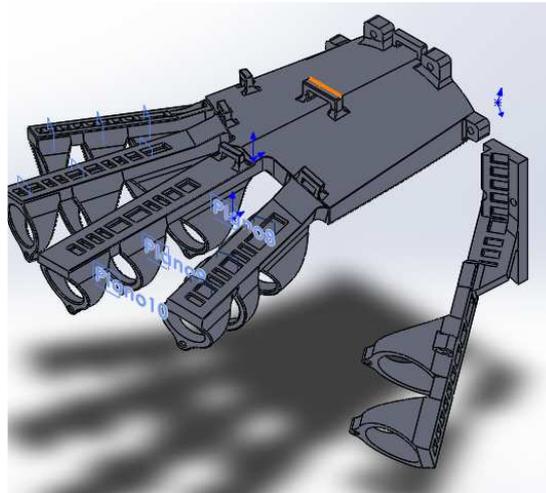


Figura 29. CAD de dorso y Falanges

2.2.2.2. Diseño del Multiplicador Mecánico

Una vez obtenido el CAD del mecanismo de las falanges ensamblado al dorso como un solo sólido, se implementa la actuación que permita la interacción entre el mecanismo de flexión de las falanges y el SMA. Debido a que el SMA realiza una contracción del 3 % de su longitud total, se emplea 1000 mm. Para el cálculo del diámetro del multiplicador es necesario analizar el desplazamiento del Nylon, que tiene la función similar a un tendón humano, como el dedo medio es el más largo, se inicia desde su dimensión. El mayor desplazamiento del Nylon al momento de la flexión completa es de 55 mm. Para el multiplicador se aplica un polipasto de dos poleas sincronizadas en su rotación para cada actuación. En la figura 30 indica el DCL (Diagrama de cuerpo libre) del multiplicador.

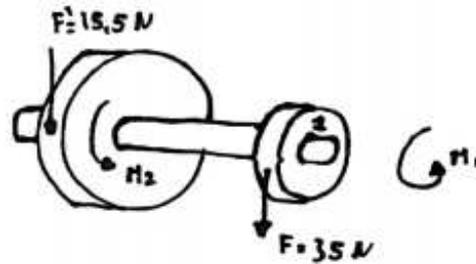


Figura 30. DCL del Multiplicador

La fuerza F es ejercida por el actuador SMA y la fuerza F' es la fuerza de tracción del Nylon y las falanges, su magnitud depende de la fuerza F y de los radios de las poleas.

Para el cálculo de la polea mayor, se asigna un valor a la polea menor de 7,75 mm de radio y una fuerza F de 35 N, obtenida de la hoja técnica (datasheet) del actuador, con estos datos se calcula el perímetro de la polea menor.

$$\text{Perímetro de polea menor} = 2 \times \pi \times 7,75 \text{ mm}$$

$$\text{Perímetro de polea menor} = 48,695 \text{ mm}$$

Una vez obtenido el perímetro de la polea menor, se calcula el porcentaje del perímetro de la polea menor con respecto a los 30 mm de contracción del SMA. Considerando que los 48,695 mm corresponden al 100%, el porcentaje está a continuación.

$$\% \text{ de } 30 \text{ mm} = \frac{30 \text{ mm} * 100 \%}{48,695 \text{ mm}}$$

$$\% \text{ de } 30 \text{ mm} = 61,61 \%$$

Al obtener el porcentaje de 30 mm del perímetro total de la polea menor, se relaciona que el 61,61 % del perímetro total recorre 30 mm y al 61,61% del perímetro total de la polea mayor

recorre 60 mm de desplazamiento del Nylon. Para el cálculo del perímetro total de la polea mayor se emplea una regla de tres simple, el 61,61% equivale a 60 mm cuanto equivale el 100%, más adelante observa el porcentaje al 100% del perímetro de la polea mayor y su radio correspondiente.

$$\text{Perímetro de 100\%} = \frac{100\% * 60\text{mm}}{61,61\%}$$

$$\text{Perímetro de 100\%} = 97,39\text{mm}$$

$$\text{Radio de la polea mayor} = \frac{97,39\text{mm}}{2 * \pi} = 15,50\text{mm}$$

Como se desea ser conservador en el diseño de la polea y no trabajar al límite de contracción del SMA, se incrementa en 2 unidades de mm al radio, para ello se emplea el nuevo valor de 17,5mm y el radio de la polea menor a 7,75mm. En la figura 31 se observa la polea doble, la polea mayor está junta a la polea menor como un solo sólido para que los movimientos de las poleas sean sincronizadas y así generar la multiplicación de desplazamientos.

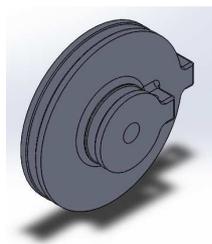


Figura 31. Multiplicador de desplazamiento

El multiplicador de la figura 31 se utiliza en los accionamientos de los actuadores, se ensambla a un soporte con sus respectivas guías, tanto para el actuador como para el Nylon, ya que las guías ayudan a bobinar en el multiplicador sin desalinearse. En la figura 32 se observa el exoesqueleto completo. En el Anexo I indica los planos del exoesqueleto con su ensamble.

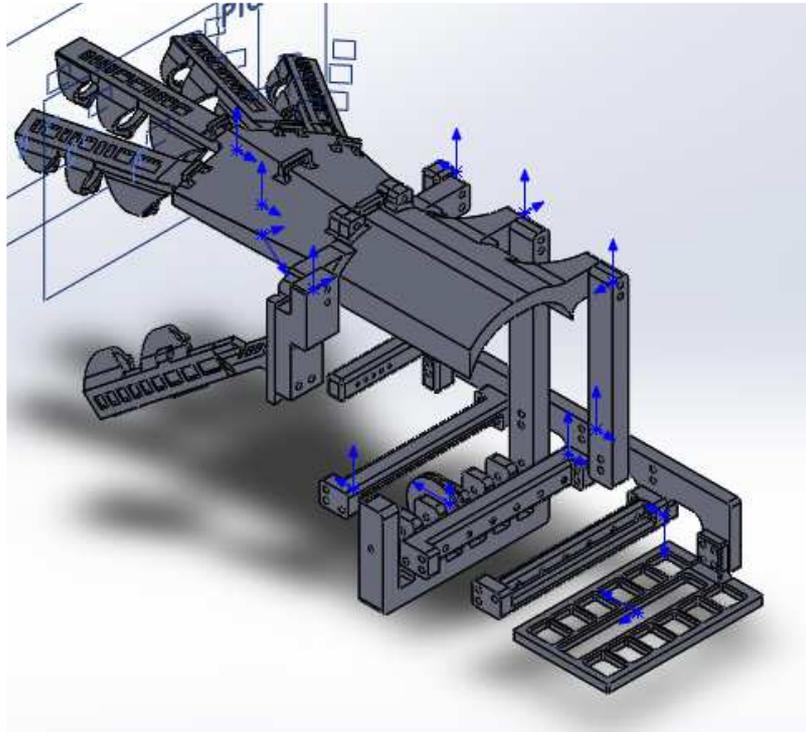
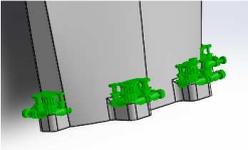
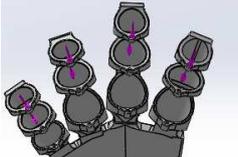


Figura 32. CAD del Exoesqueleto

2.2.3. Análisis de elementos finitos

Mediante el análisis de elementos finitos se puede determinar las tensiones que tiene el mecanismo de flexión, así como también las deformaciones unitarias y los desplazamientos. En dicha evaluación se emplea un mallado fino debido a que proporciona datos cercanos a los reales y para el material se establece el TPU. En la tabla 16 detalla las cargas asignadas a las falanges distales, así como también la sujeción fija del exoesqueleto. La figura 33 presenta los esfuerzos máximos y mínimos del exoesqueleto a compresión, la figura 34 presenta el análisis de deformaciones unitarias y la figura 35 presenta el análisis de desplazamiento.

Tabla 16. Asignación de cargas a compresión y sujeciones del exoesqueleto

Fuerza/Sujeción	Imagen	Detalles
Sujeción		Sujeción Fija
Fuerza		Valor: 15,5 Newton

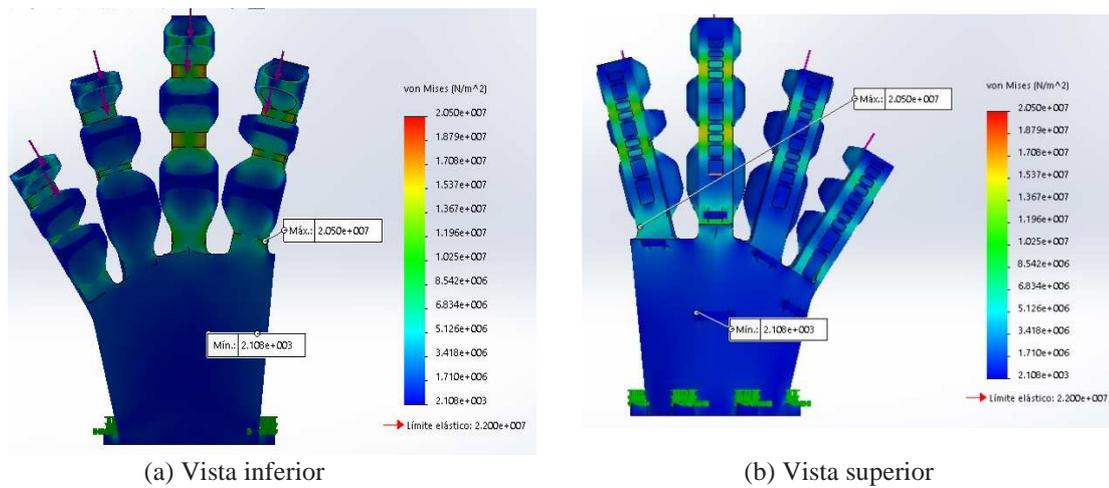


Figura 33. Esfuerzo máximo y mínimo generados en el exoesqueleto

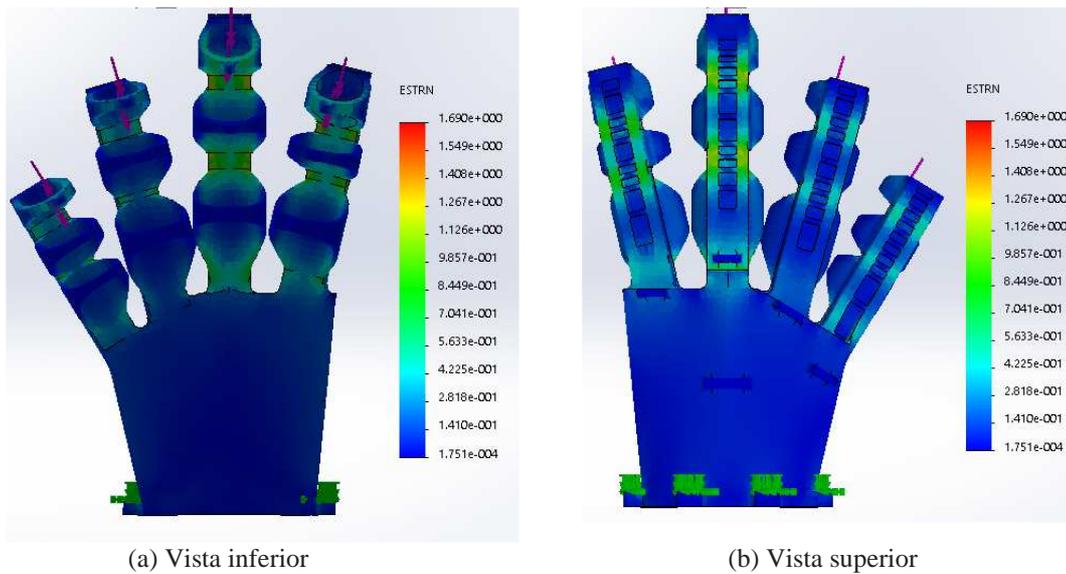


Figura 34. Análisis de deformaciones unitarias en el exoesqueleto

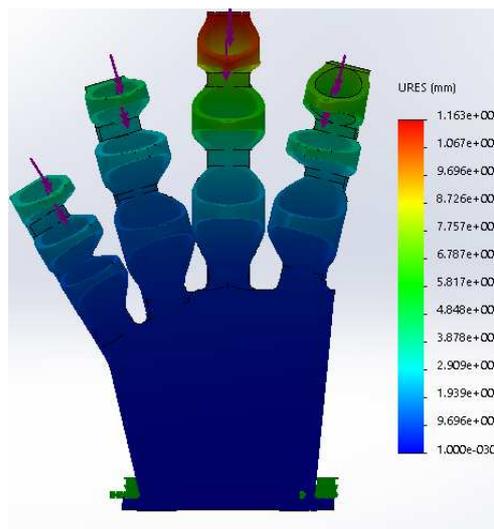


Figura 35. Análisis de desplazamiento del exoesqueleto

2.3. Sistema Eléctrico

El principal objetivo de la parte eléctrica es la actuación y sensado de los movimientos de las falanges del exoesqueleto rehabilitador, para ello se emplea como actuadores SMA.

Según una entrevista realizada a la fisioterapeuta Catherine de la Cruz, se determina que el primer prototipo se enfoque en la flexión de los dedos, debido a que el ser humano realiza más

acciones de agarre tanto de fuerza como precisión. El sistema eléctrico del exoesqueleto está dividido en varias fases como son: adquisición, acondicionamiento, amplificación, potencia y control.

2.3.1. Sensado y acondicionamiento de señal

Para el sensado de la flexión de los dedos se aplica una selección de elementos por criterios ponderados. Se requiere dos tipos de sensores entre ellos están: medición de fuerza y posición angular.

2.3.1.1. Selección del sensor de fuerza

Se desea determinar la fuerza de los músculos, en la tabla 17 detalla diferentes sensores de medición de fuerza.

Tabla 17. Sensores de Fuerza

Tipos de sensores de fuerza
<ul style="list-style-type: none"> • Flexiforce A201 • FSR 402 • Galgas Extensiométricas • Piezoeléctricos

Evaluación de criterios ponderados de los sensores de fuerza

En la evaluación de criterios ponderados considera algunos criterios como: accesibilidad, costo, sensibilidad, salida de señal, no sensibilidad a vibraciones, tamaño y peso. En la tabla 18 presenta la evaluación Pugh.

Tabla 18. Evaluación de criterios ponderados de sensores de fuerza

Variantes de diseño					
Criterios	Importancia	Flexiforce	FSR 402	Galgas Ext.	Piezoeléctricos
Accesibilidad	5	-1	1	1	1
Costo	3	-1	0	0	1
Sensibilidad	5	1	1	0	0
Salida de señal	3	0	0	-1	0
No Sensibilidad a vibraciones	4	1	1	-1	1
Tamaño	5	1	1	1	1
peso	5	1	1	1	1
Total +		3	5	3	5
Total -		-2	0	-2	0
Total		1	5	1	5
Total Ponderado		11	24	8	22

Al analizar las ventajas y desventajas de cada sensor, se determina el sensor FSR402 para el sensado de fuerza debido: accesibilidad y modo de operación, obteniendo un puntaje de 24 en la evaluación según la tabla 18.

FSR 402

El FSR es un sensor que tiene el comportamiento como una resistencia eléctrica la cual varía dependiendo de la fuerza ejercida, teniendo una relación inversamente proporcional, a más fuerza se aplicada menor será la resistencia [28], en la figura 36 se observa el sensor FSR y en la tabla 19 detalla las ventajas y desventajas de este. El rango de fuerza a medir es de (0-7000) g o de (0 68,7) Newtons.



Figura 36. Sensor FSR [28]

Tabla 19. *Ventajas y desventajas del FSR*

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Rango de sensibilidad de fuerza (<100g a > 10Kg). • Resolución de fuerza 0.5%. • Bajo costo 	<ul style="list-style-type: none"> • Rango de temperatura -30 °C a + 70 °C.

Fuente: [28]

2.3.1.2. Selección del sensor de posición angular

Para el sensado de la posición angular, se analiza diferentes sensores, en la tabla 20 se enumeran cada uno de ellos.

Tabla 20. *Sensores para posible posición angular*

Sensores de posición angular
Flex Sensor
Acelerómetro
Potenciómetro longitudinal

Evaluación de criterios ponderados de los sensores de posición angular

En la evaluación considera algunos parámetros como: Accesibilidad, Costo, Sensibilidad, Salida de señal, no Sensibilidad a vibraciones, Facilidad de ensamble y Tamaño. En la tabla 21 presenta la evaluación Pugh.

Tabla 21. Evaluación de criterios ponderados de los sensores de posición angular

Variantes de diseño				
Criterios	Importancia	Flex sensor	Acelerómetro	Potenciómetro longitudinal
Accesibilidad	5	1	1	1
Costo	3	0	1	1
Sensibilidad	5	1	1	1
Salida de señal	3	0	1	0
No Sensibilidad a vibraciones	4	1	-1	1
Facilidad de ensamble	4	1	0	0
Tamaño	4	1	0	1
Total +		3	5	3
Total -		-2	0	-2
Total		1	5	1
Total, Ponderado		22	12	21

Al evaluar las ventajas y desventajas de cada sensor, se determina emplear el Flex Sensor para la medición angular, debido a la accesibilidad y sensibilidad, obteniendo un puntaje de 22 en la evaluación de criterios ponderados según la tabla 21.

Flex Sensor

El presente sensor es capaz de determinar la flexión a través de la variación de la resistencia acorde a la deformación aplicada al sensor [29]. Se muestra el sensor en la figura 37.

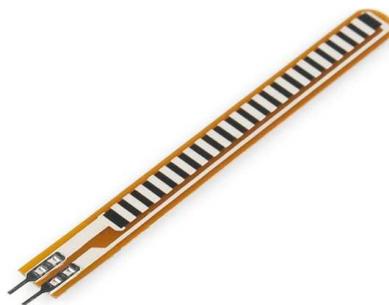


Figura 37. Flex Sensor [29]

2.3.1.3. Acondicionamiento de los sensores de fuerza y posición angular

Para el acondicionamiento de las señales, utiliza un divisor de voltaje para cada sensor, debido a que el comportamiento de los sensores es resistivo. En las figuras 38 y 39, muestra la configuración del divisor de voltaje con un amplificador operacional LM324.

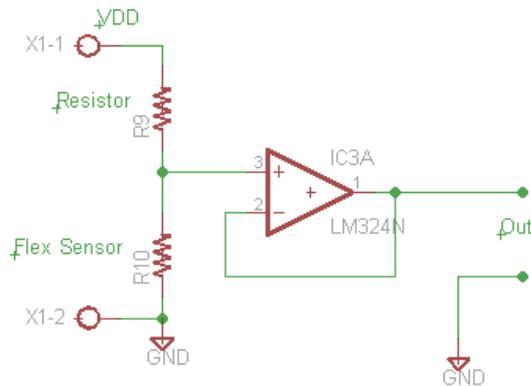


Figura 38. Divisor de voltaje del Flex Sensor

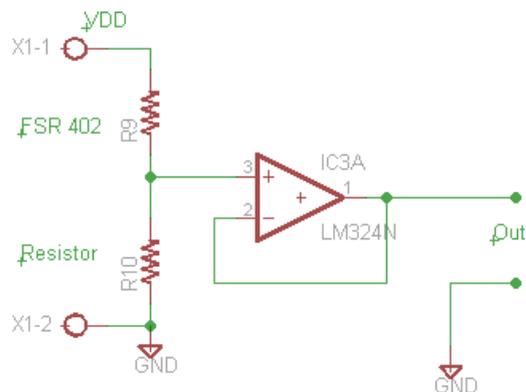


Figura 39. Divisor de voltaje del sensor de fuerza FSR 402

Para el cálculo de las resistencias del divisor de voltaje de los sensores de posición angular se aplica la ecuación 1, para la resistencia del divisor de voltaje del sensor de fuerza se aplica la ecuación 2. Conociendo que el voltaje VDD es de 5,6 V y Vout es de 1 V para los Flex Sensor, el valor de la resistencia calculada se aproxima a las resistencias comerciales detalladas

en la tabla 22. El valor de la resistencia para el FSR 402 es de 560 Ω para que el rango de voltaje sea de 0 a 3 Voltios, empleando todo el rango del sensor de 30 k Ω a 9,23030 k Ω con una fuerza de 0 a 7000 gramos.

$$V_{out} = \frac{R_{sensor}}{R_{sensor} + Resistor} * VDD$$

Ecuación 1. Divisor de voltaje del Flex Sensor

$$V_{out} = \frac{VDD}{1 + \frac{R_{sensor}}{Resistor}}$$

Ecuación 2. Divisor de voltaje del FSR-402

Tabla 22. Valores de las resistencias para cada sensor (Flex sensor)

Flexión	valor inicial del sensor	Valor de resistencia
Índice	32 k Ω	150 k Ω
Medio	95 k Ω	560 k Ω
Anular	34 k Ω	150 k Ω
Meñique	23 k Ω	100 k Ω
Pulgar 1	40 k Ω	180 k Ω
Pulgar 2	22 k Ω	100 k Ω

La PCB del circuito eléctrico del acondicionamiento de los sensores, se realiza en el software EAGLE, en el Anexo F1 muestra la PCB del circuito de acondicionamiento.

2.3.2. Amplificación y Potencia

- *Amplificación*

La etapa de amplificación se implementa debido a que las salidas del microcontrolador son de 3 V y para la activación del transistor es necesario 5 V, por lo tanto, es necesario amplificar la señal. Utiliza un buffer de acoplamiento de voltaje, el 74ls541, siendo la mejor opción para

el dispositivo. En la figura 40 muestra el circuito de amplificación y en el Anexo F2 muestra la PCB del circuito de Amplificación.

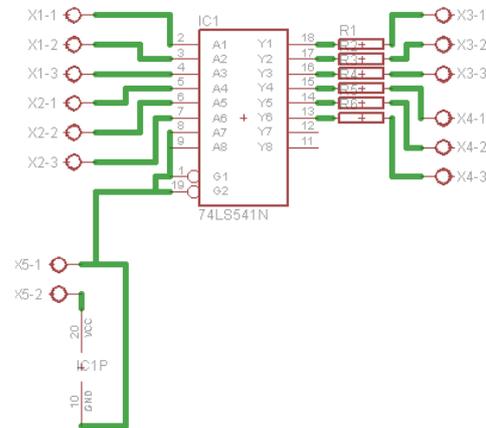


Figura 40. Circuito de Amplificación

- **Potencia**

En la etapa de potencia se utiliza un transistor Mosfet, debido a que son capaces de manipular grandes corrientes con pequeños voltajes de activación, se emplea el Mosfet IRF630 que maneja hasta 15 A, y para su activación se necesita de 5 V a la compuerta. En la figura 41 muestra el circuito de potencia y en el Anexo F3 muestra la PCB de todo el circuito.

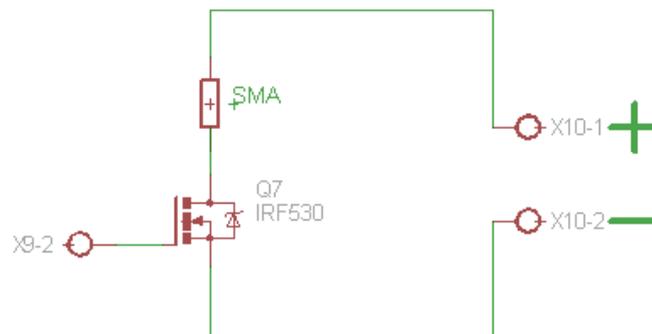


Figura 41. Circuito de Potencia

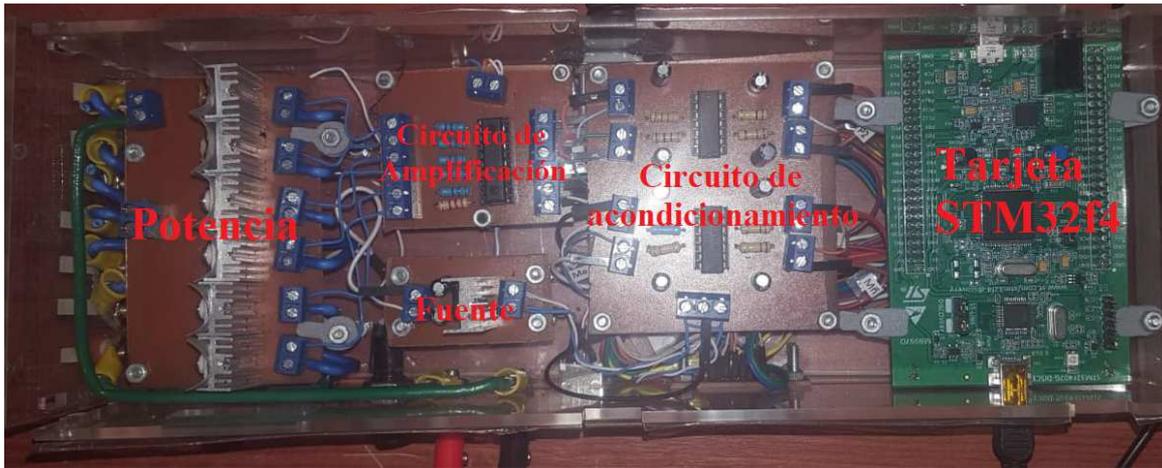


Figura 42. Circuito eléctrico del Exoesqueleto

El plano eléctrico de conexión de la figura 42 se encuentra en el anexo H, con sus respectivas etiquetas de conexión a cada bornera, y cada circuito se obtiene de las PCBs del anexo F.

2.3.3. Cable de Aleación con memoria de Forma SMA

El SMA se establece de 0,51 mm de diámetro por soportar una fuerza hasta de 35 Newtons de contracción, que supera la fuerza promedio de los dedos [14].

Como el cable muscular SMA llega de 90°C a 100°C de temperatura, se debe aislar térmicamente del usuario porque podría entrar en contacto y sufrir quemaduras, para ello se aplica un recubrimiento con Teflón PTFE100 que soporta hasta los 260°C.

Para la contracción del cable muscular, se realiza la interacción del cable bowden y el SMA, similar al mecanismo de freno de las bicicletas. En la figura 43 muestra la interacción del cable muscular SMA y el cable bowden enrollado para reducir espacio, cada interacción está conectado al multiplicador de desplazamiento.



Figura 43. Interacción del SMA y cable bowden

2.3.4. Tarjeta de control

- *Selección de la tarjeta de control*

Existen diversas tarjetas utilizadas para la adquisición y control, en la tabla 23 detalla las tarjetas que se encuentran disponibles en el mercado.

Tabla 23. Tarjetas de control

Tarjeta de adquisición de datos
<ul style="list-style-type: none"> • Arduino • Raspberry pi • Stm32f4 Discovery

Evaluación de criterios ponderados de la tarjeta de control

Para la evaluación de criterios ponderados, considerando los siguientes parámetros técnicos como: accesibilidad, costo, latencia menor, salida de señal, número de pines, frecuencia de operación y tamaño. En la tabla 24 muestra la evaluación Pugh de las tarjetas de control

Tabla 24. Evaluación de criterios ponderados de la tarjeta de control

Variantes de diseño				
Criterios	Importancia	Arduino Uno	Raspberry Pi	Stm32f4-Discovery
Accesibilidad	5	1	1	1
Costo	3	1	1	1
Latencia menor	5	-1	1	1
Salida de señal	2	1	1	1
Número de pines	4	1	-1	1
Frecuencia de operación	3	-1	1	0
Tamaño	4	1	1	1
Total +		5	6	6
Total -		-2	-1	0
Total		3	5	6
Total Ponderado		10	18	23

De todo lo detallado en la tabla 24, se debe resaltar que la placa de control a utilizar es la STM32F4 Discovery, presenta latencia menor y ello ayuda a reducir el retardo producido por demoras en la lectura y escritura de periféricos de entrada y salida.

STM32f407-Discovery

La tarjeta de adquisición de datos y control STM32f407G, tiene un microcontrolador de 32 bits ARM, presenta un bajo consumo de energía, un alto rendimiento, con accesibilidad de bajo costo. La tarjeta presenta una arquitectura Cortex-M3. Emplea el lenguaje de programación C/C++, pero también puede ser programada desde la plataforma de Matlab-Simulink, teniendo previamente instalado la librería Waijung. En la figura 44 indica la tarjeta STM32f407G-Discovery [30].



Figura 44. STM32f407 [30]

A continuación, en la tabla 25 detalla algunas características técnicas sobre la tarjeta STM32f407 la cual emplea en el exoesqueleto rehabilitador.

Tabla 25. Características técnicas de STM32f4

Características	STM32f4 Discovery
Microcontrolador	STM32F407VGT6
Memoria Flash	1 MB
Pines	80 de propósito general
Alimentación	5 V (USB)
Tensión de operación	1,8 V- 3,6 V
Frecuencia de operación	168 MHz

Fuente: [31]

- *Programación de la tarjeta STM32f407-Discovery*

Para la programación de la tarjeta se usa la plataforma de Matlab-Simulink, utiliza la librería Waijung de distribución gratuita. Antes de continuar con la programación se establece los pines a emplear en el exoesqueleto como son: entradas analógicas, entradas digitales y salidas PWM. En la tabla 26 detalla los pines de conexión

Tabla 26. Pines de conexión de la tarjeta STM32f407

Entradas Digitales		Salidas PWM	
Elemento	PIN	Elemento	PIN
Selec. Índice	PA5	Índice	PE9
Selec. Medio	PA6	Medio	PE11
Selec. Anular	PA7	Anular	PE13
Selec. Meñique	PC4	Meñique	PC6
Selec. Pulgar 1	PC5	Pulgar 1	PC7
Selec. Pulgar 2	PB0	Pulgar 2	PC8
33% de Flexión	PB1	Pantalla LCD 16x2	
66% de Flexión	PB2	Elemento	PIN
100% de Flexión	PE7	RS	PC13
Entradas Analógicas		RW	PC14
Elemento	PIN	EN	PC15
Sensor Flex Índice	PC0	D4	PB4
Sensor Flex Medio	PC1	D5	PB5
Sensor Flex Anular	PC2	D6	PB6
Sensor Flex Meñique	PC3	D7	PB7
Sensor Flex Pulgar 1	PA1	Pulgar 1: Flexión del Pulgar Pulgar 2: Abducción del Pulgar	
Sensor Flex Pulgar 2	PA2		
Sensor Fuerza	PA3		

Configuración de la tarjeta

Para la configuración de la tarjeta STM32f407, se selecciona el bloque Target Setup. Permite escoger el tipo de tarjeta de la familia STM con su respectivo compilador, en la figura 45 indica al bloque de configuración de la tarjeta.



Figura 45. Bloque de configuración de la tarjeta STM

Lectura y filtrado de datos

Para la lectura de los sensores se emplea el bloque Regular ADC, selecciona los pines a utilizar para la lectura, los mismos que se detallan en la tabla 26. A cada entrada se le multiplica una ganancia dependiendo del valor inicial del sensor, porque no todos los sensores presentan la misma señal de salida en una posición inicial de reposo, este valor debe ser igual a cinco con rango de 0 a 1023, se filtra con Butterworth pasa bajo de orden 10. En la figura 46 indica la conexión del bloque Regular ADC con sus respectivas ganancias y filtro.

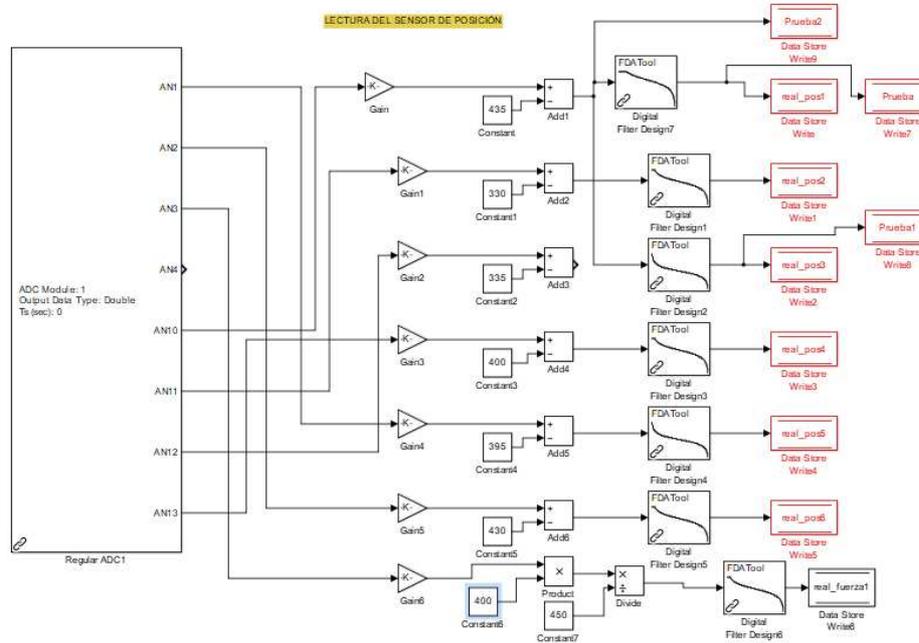


Figura 46. Lectura y filtrado de los sensores

Implementación del sistema de control

Para el sistema de control se utiliza un controlador Bilineal, encargado de controlar la posición de cada una de las falanges dependiendo del movimiento. Además, esta señal de control es enviada a un generador PWM que envía una señal de control a los actuadores. La figura 47 indica el control Bilineal de posición y en la figura 48 indica el PID en diagrama de bloques, las ganancias PID fueron asignados a prueba y error partiendo del concepto de control.

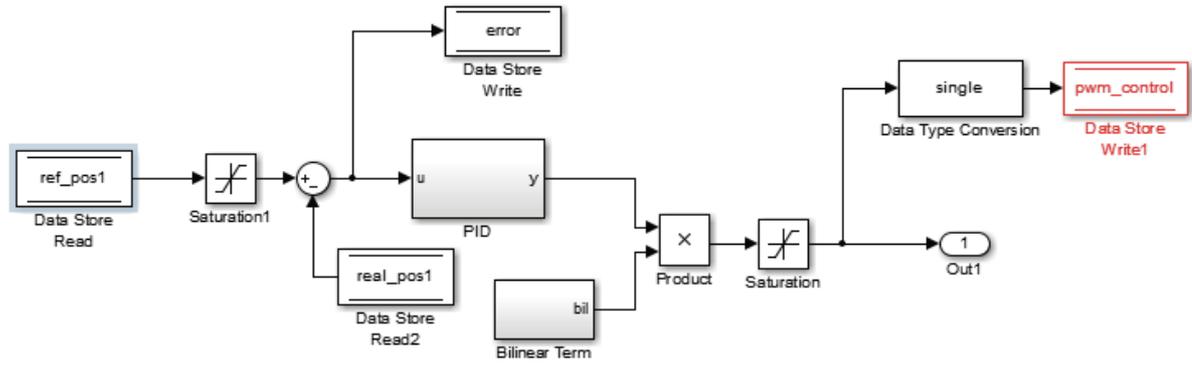


Figura 47. Control bilineal de posición

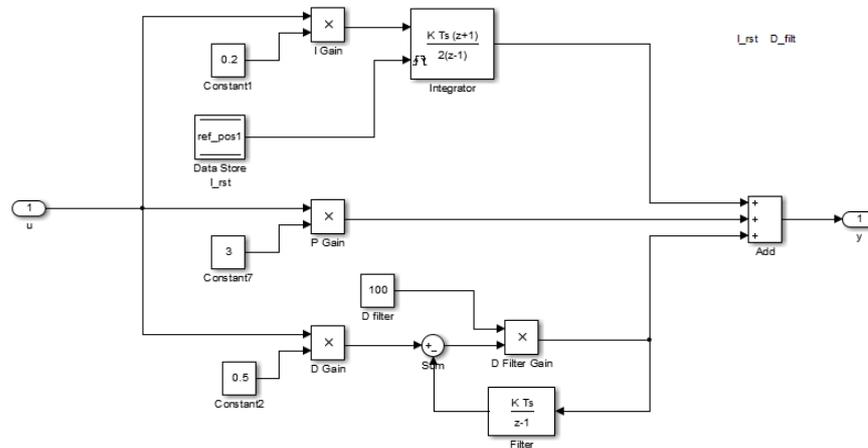


Figura 48. Control PID

Debido a que el comportamiento del SMA no es lineal, por su histéresis térmica, se puede aplicar alguna técnica de control no lineal, la figura 49 indica el termino Bilineal a implementar.

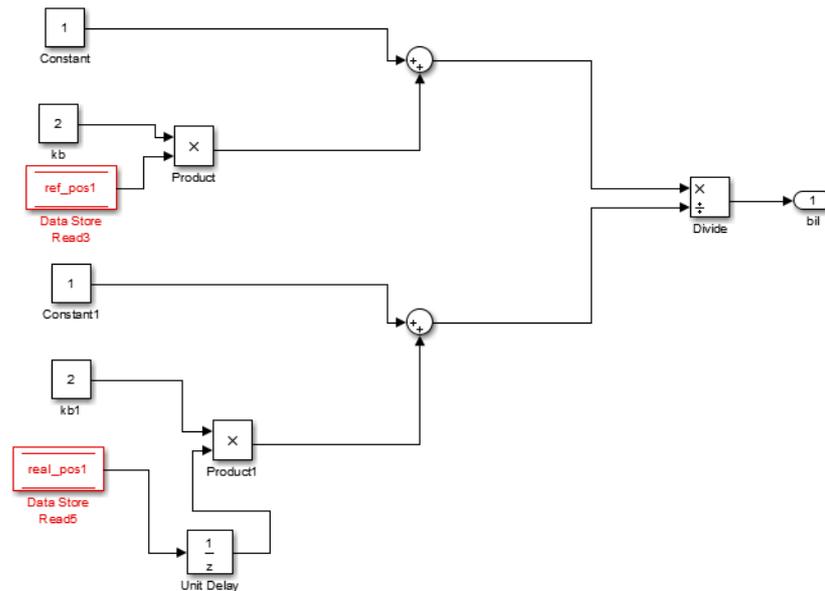


Figura 49. Término Bilineal

El sistema de control trabaja de manera independiente a un ordenador por lo que solo necesita de su propio mando de control, el cual selecciona el dedo y su respectiva flexión a controlar.

Basándose en el trabajo propuesto en [32] quien tiene implementado un controlador bilineal que pertenece al conjunto de los controladores no lineales, el cual consiste en un controlador PID convencional en cascada, con un compensador bilineal conocido como BPID, mismo que es un buen candidato para el control de los SMA [33], porque transforma la dinámica no lineal del sistema a una dinámica lineal compensando la no-linealidad de la planta, aplicando el método por retroalimentación.

Para el control de posición de cada dedo mediante el regulador ADC, se obtiene la posición de cada dedo y desde el controlador quien tiene precargado la programación de Matlab-Simulink, envía la señal a un amplificador de tensión elevando al voltaje necesario para la activación de los Mosfet y este a su vez por efecto Joule aplica corriente al cable muscular y por acción de memoria de forma se contrae y genera el movimiento de flexión alcanzando el valor de la posición deseada.

Salida PWM

Para la generación PWM que activa el Buffer y secuencialmente a los transistores, se emplea el bloque Basic PWM, la cual configura los pines a emplear y el periodo, en la figura 50 ilustra la conexión del control a la salida del PWM.

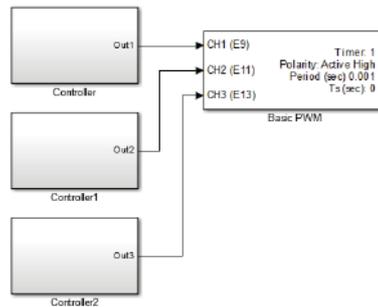


Figura 50. Salida PWM

2.4. Principio de Funcionamiento del Exoesqueleto Rehabilitador

Para la realización de movimientos en el proceso de rehabilitación, se emplea un mecanismo el cual realiza el movimiento de flexión, con este movimiento se puede poner los dedos en posiciones angulares adecuados e indicadas por el terapeuta para cada tipo de lesión, de acuerdo con la experiencia y recomendación de la fisioterapeuta se determina que la flexión se realice en tres rangos; 33%, 66% y 100%.

Para llevar a cabo el movimiento se utiliza los SMA que conectan al Nylon y así realizar la flexión en cada uno de los dedos al aplicar corriente por medio del efecto Joule, este se contrae y ayuda a cumplir la función principal de un tendón humano.

La flexión se puede realizar de forma individual a cada dedo, además, se agregó un movimiento de abducción del dedo pulgar debido a que este movimiento ayuda a realizar los tipos de agarre, ya sea de precisión o fuerza, por ende, cuenta el exoesqueleto con 6 movimientos de entre ellos 5 de flexión y 1 de abducción del pulgar.

Capítulo III

3. Análisis de Resultados

3.1. Manufactura y ensamblaje del Exoesqueleto rehabilitador

La manufactura del exoesqueleto se realiza en impresión 3D, usando dos diferentes tipos de materiales, como: el PLA y TPU, en la figura 51 indica la impresora 3D convencional construida en la Universidad Técnica del Norte la cual manufactura el exoesqueleto.



Figura 51. Impresora 3D convencional

Las velocidades que se emplea en la impresora son de 50 mm/s para la impresión de PLA y de 30 a 40 mm/s para el TPU; la temperatura es de 210 °C para el PLA y 225 °C para el TPU, no se emplea cama caliente. En la figura 52 presenta al exoesqueleto impreso en 3D y su ensamblado.

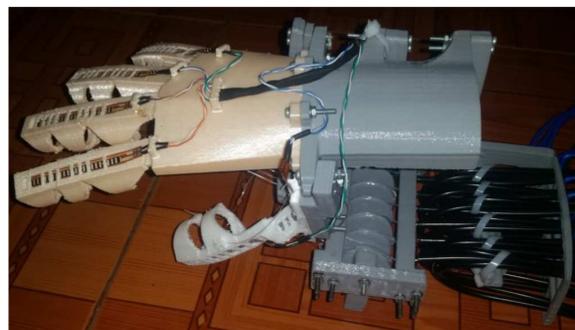


Figura 52. Exoesqueleto Manufacturado en impresora 3D

3.2. Sistema mecánico

3.2.1. Material

El material empleado para la manufactura del exoesqueleto es PLA por ser amigable con el medio ambiente y TPU por ser ergonómico, eso permite tener una comodidad al usar el exoesqueleto. El dorso con los eslabones de las falanges es impreso con TPU y el resto del exoesqueleto se manufactura con PLA. En la figura 53 ilustra al exoesqueleto de rehabilitación

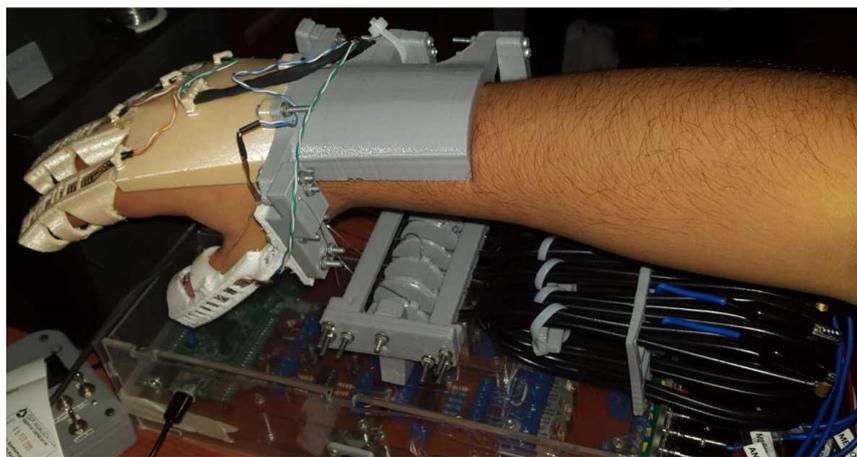


Figura 53. Exoesqueleto de rehabilitación

3.2.2. Multiplicador

El multiplicador de desplazamiento es construido con material PLA, el cual permite manufacturar de una manera fácil y rápida, el multiplicador es capaz de halar el Nylon con una relación 2 a 1, cuando el actuador se contrae 30 mm el multiplicador hala 60 mm. En la figura 54 muestra a los 6 multiplicadores de desplazamiento.



Figura 54. Multiplicador de desplazamiento del SMA y del tendón

3.2.3. Análisis de elementos finitos

Al realizar las simulaciones respectivas del exoesqueleto se obtienen los esfuerzos combinados de Von Misses, llegando a determinar el esfuerzo máximo de 22,05 MPa dando como resultado un esfuerzo menor que el límite de elasticidad. Por ende, las falanges regresarán a su posición inicial al retirar la carga.

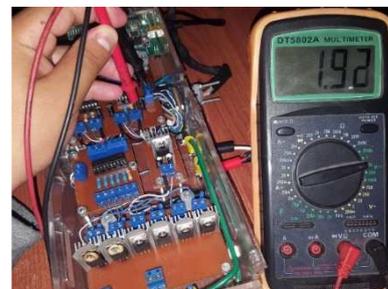
3.3. Sistema eléctrico

3.3.1. Circuito de acondicionamiento

La señal de entrada a la tarjeta se acondiciona debido a la inestabilidad ocasionada por los flex sensor y gracias a los amplificadores operacionales configuradas como divisor de voltaje, la salida se obtiene de 0,96 a 1,92 V, cual es óptimo para la entrada de la tarjeta. En la figura 55 indica el acondicionamiento al mínimo y máximo valor.



a). Acondicionamiento al mínimo valor



b). Acondicionamiento al máximo valor

Figura 55. Acondicionamiento de los sensores

3.3.2. Circuito de amplificación y potencia

El buffer 74LS541 amplifica de 2,8 a 4,5 V debido a que los transistores necesitan desde los 4 voltios para conducir 1 A y con los 4,56 V circula 1,6 A y aquello es óptimo para la flexión completa ocurre en 6 segundos de retardo, al aplicarle más corriente la contracción de la fibra es más rápida y en una rehabilitación es necesario que sea lento. En la figura 56 presenta los valores al mínimo y máximo de la salida de la tarjeta STM32f407, en la figura 57 presenta los valores al mínimo y máximo valor de la salida del Buffer, y en la figura 58 presenta la corriente que consume el cable muscular SMA en Amperios.

Una vez realizado una flexión de un dedo se debe esperar alrededor de 2 min para volverle a emplear el mismo dedo, esto se debe a cuestiones de enfriamiento de la fibra y de los transistores ya que al sobrecalentarse no trabajan de una forma correcta.

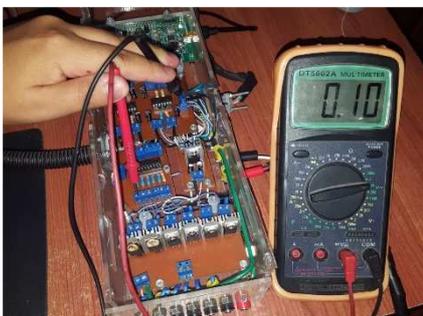


a). Mínimo valor



b). Máximo valor

Figura 56. Salida de la tarjeta



a). Mínimo valor



b). Máximo valor

Figura 57. Salida del Buffer



Figura 58. Corriente que consume el cable muscular SMA

3.3.3. Sensor de Flexión

La salida del divisor de voltaje del Flex-sensor presenta una salida precisa pero no exacta por lo cual se le aplicó un filtro para que la señal trate de ser exacta. A continuación, en la figura 59 presenta tres tipos de señales de entrada a la tarjeta STM32f407.

- La primera señal carece de un filtro Butterworth, de orden 10 con frecuencia de muestreo de 250 Hz y la frecuencia de corte de 15 Hz.
- La segunda señal presenta un filtro Butterworth, de orden 10 con frecuencia de muestreo de 250 Hz y la frecuencia de corte de 0.5 Hz.
- La tercera señal es cruda (Sin filtro).

El eje de las abscisas representa el tiempo en segundos que va de 0 segundos a 40 segundos, el eje de las coordenadas es el porcentaje de flexión que va de 0 % al 100 %, pero este caso se aplica una flexión del 0% para determinar el comportamiento del sensor en reposo.

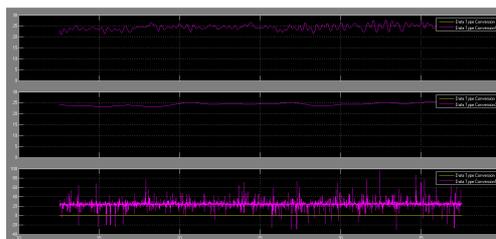


Figura 59. Tipos de señales de entrada

3.3.4. Sistema de Control

El sistema de control aplicado es el PID, cual da un posicionamiento angular de las falanges de acuerdo con el referencial, en tres porcentajes de flexión como: 33 %, 66 % y 100 %, en la figura 60 se puede observar el comportamiento real vs la referencial, la línea azul es la señal de entrada y la señal verde es el comportamiento del exoesqueleto. Los valores del eje de las coordenadas corresponden al porcentaje de flexión con sus tres rangos de flexión.

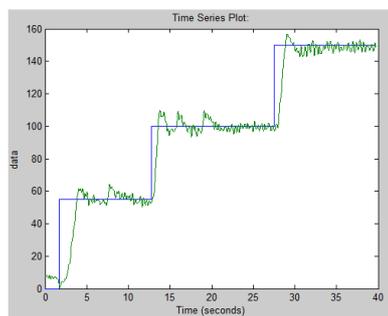


Figura 60. Curva de comportamiento de señal ideal vs real con rango de 0 a 100% de flexión

Para la extensión completa, se necesita una fuerza adicional que debe ser ejercida por los dedos de la mano del fisioterapeuta, al momento de realizar el movimiento de extensión y permitir que la mano este en una posición de reposo. Esta ayuda adicional es necesario porque no está implementado algún tipo de control de enfriamiento del SMA. En la tabla 27 detalla los grados de flexión entre las falanges de la mano derecha al 33 %, 66 % y 100 % de flexión.

Tabla 27. Grados de flexión de las falanges.

Porcentaje de flexión	Grados de flexión entre falanges	
	Proximal y Medial	Medial y Distal
33%	15°	10°
66%	25°	16,5°
100%	34°	22°

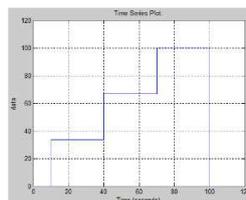
Al aplicar el control se obtuvo que el máximo sobreimpulso (Mp) al 33% de flexión es 4%, el Mp al 66 % de flexión es 5 % y el Mp al 100 % de flexión es de 7%, los movimientos de flexión se realizaron de manera escalonada sin descanso de acuerdo con la figura 60. En la tabla 28 detalla los ángulos que genera entre la falange proximal y medial, así como también los ángulos que genera los falanges Medial y Distal.

Tabla 28. Grados de flexión entre falanges a cada Mp

Porcentaje de flexión	Máximo sobre impulso (Mp)	Grados de flexión entre falanges	
		Proximal y Medial	Medial y Distal
33%	4%	0,6°	0,4°
66%	5%	1,25°	0,825°
100%	7%	2,38°	1,54°

3.3.4.1. Prueba 1: Flexión de la mano con sus respectivos rangos

Esta primera prueba consiste en realizar el movimiento de flexión de los 5 dedos incluyendo la Aducción del pulgar. Cada movimiento se realiza de forma individual con flexión del 100 % haciendo escalas en 33 % y 66 % de flexión. Cada escala tiene el tiempo de 30 Segundos como se observa en la figura 61.



Señal de entrada para cada movimiento de flexión



Posición Inicial



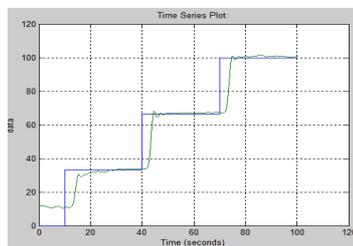
Flexión del Índice, Anular y Pulgar



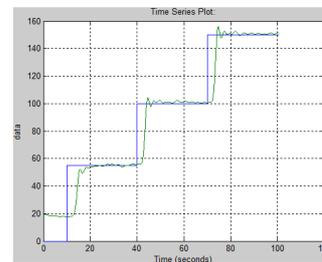
Flexión del Medio, Meñique, Aducción del Pulgar

Figura 61. Señal de entrada de la prueba 1.

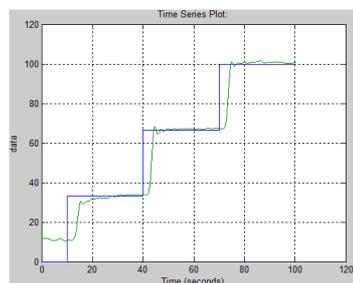
En la figura 62 pertenece a la prueba 1, presenta las curvas de comportamiento de todos los dedos incluyen el movimiento de aducción del pulgar, al igual que la figura 60 la línea azul es la señal de entrada y la señal verde es el comportamiento del exoesqueleto, el eje de las abscisas es el Tiempo en segundos y el eje de las coordenadas es el porcentaje de flexión del 0 % a 100 %. La figura 62f solo tiene un rango de flexión de 0 al 100 % sin intervalos. A comparación de las demás gráficas que presentan tres rangos de flexión. Esta primera prueba se me aplica como autor para determinar su funcionamiento correcto.



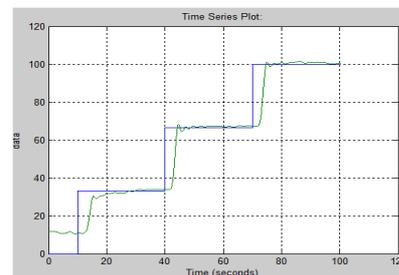
a). Gráfica del dedo Índice



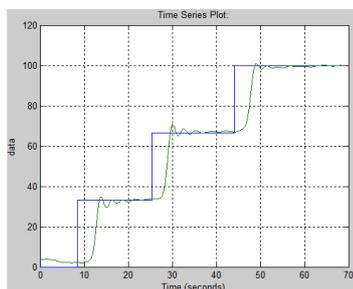
b). Gráfica del dedo Medio



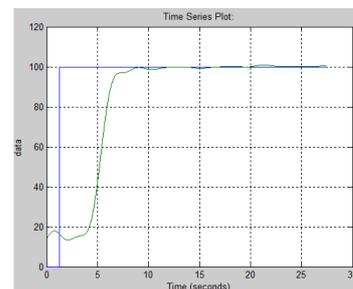
c). Gráfica del dedo Anular



d). Gráfica del dedo Meñique



e). Gráfica del dedo Pulgar



f). Gráfica del dedo pulgar (Aducción)

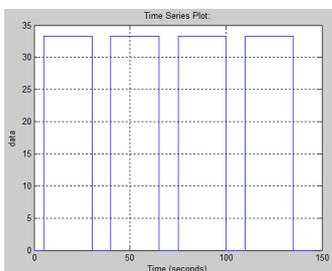
Figura 62. Graficas de flexión de los dedos

Al obtener las gráficas del control de la prueba 1, se determina que todos los dedos tienen comportamiento similar ante el movimiento de flexión careciendo un Mp bajo, siendo admisible para la rehabilitación.

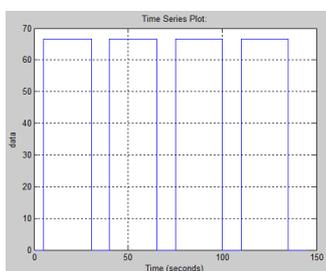
3.3.4.2. Prueba 2: Repetitividad del movimiento de flexión:

Como el comportamiento de las señales de flexión del exoesqueleto son similares en todos los dedos, se aplica esta segunda prueba de repetitividad del movimiento a un solo dedo como es el Índice tanto en 33%, 66% y 100% de flexión.

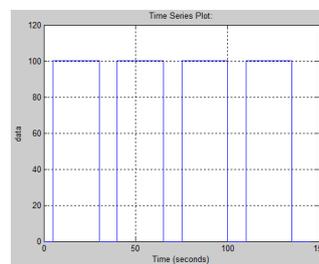
Para cada repetitividad del movimiento se envía pulsos con duración en alto de 25 segundos y con intervalos entremedias en bajo de 10 segundos debido a que se aplica a una persona sin carecer de lesiones ni dificultades en sus movimientos de flexión ni extensión. Por esa razón carece un tiempo pequeño de descanso o tiempo de pulso en bajo. En la figura 63 indica la señal de entrada y su comportamiento respectivamente.



Repetición al 33% de flexión



Repetición al 66% de flexión



Repetición al 100% de flexión



Dedo Índice al 33% de flexión



Dedo Índice al 66% de flexión



Dedo Índice al 100% de flexión

Figura 63. Señal de entrada y comportamiento del exoesqueleto de la prueba 2

En la figura 64 presenta la repetitividad de cuatro periodos al 33 % de flexión con un tiempo de establecimiento (t_s) de 20 segundos, presenta máximo sobre impulso (Mp) de 0 % (Mp), en la figura 65 muestra la repetitividad de cuatro periodos al 66% de flexión con un tiempo de establecimiento (t_s) de 12,1 y presenta un máximo sobre impulso (Mp) del 7 %. En la figura 66 muestra la repetitividad de cuatro periodos al 100 % de flexión con un tiempo de establecimiento (t_s) de 9,4 segundos y un máximo sobre impulso (Mp) de 3%, esta prueba 2 se me aplica como autor y por carecer las dimensiones antropométricas similares al del exoesqueleto.

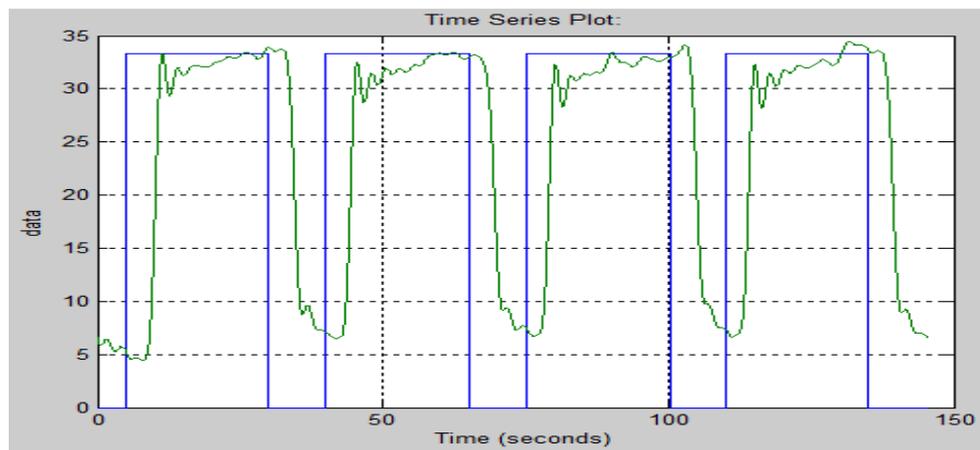


Figura 64. Prueba de repetitividad al 33% de flexión

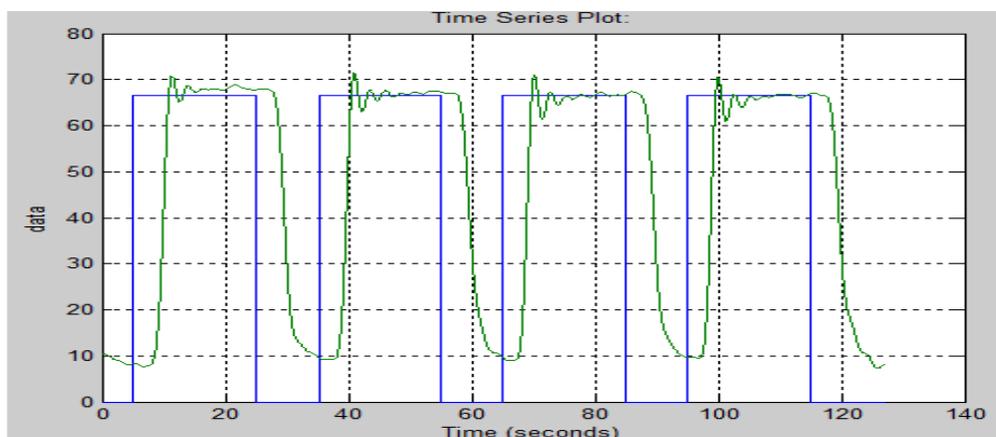


Figura 65. Prueba de repetitividad al 66% de flexión

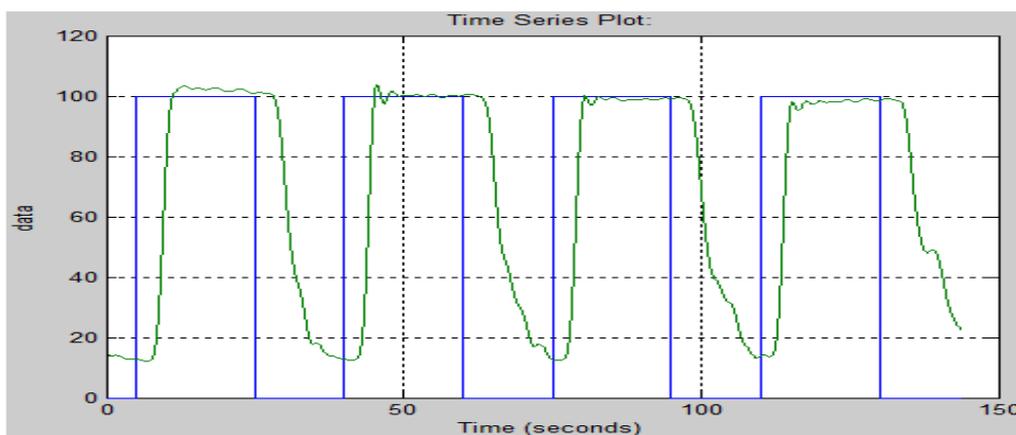


Figura 66. Prueba de repetitividad al 100 % de flexión

Al obtener las curvas de comportamiento de control a cada porcentaje de flexión se tiene como resultado que la señal de flexión es similar en cada repetición y que el Mp va cada vez más bajo mientras avanzan las repeticiones; iniciando con 7 % de Mp, con 5 segundos que le toma en alcanzar el máximo valor, 10 segundos en estabilizarse (ts) y 15 segundos en regresar a la posición inicial aplicándole una fuerza externa para su retorno.

3.3.4.3. Prueba 3: Flexión al 100 %

Las pruebas de flexión al 100 %, se aplicó a tres pacientes, el primer y segundo paciente son del sexo Masculino y el tercer paciente del sexo Femenino, en la tabla 29 detalla los parámetros de los pacientes.

Tabla 29. Parámetros de los pacientes

Parámetros	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3
Largo (mm)	175	185	164
Ancho (mm)	100	103	62
Índice (mm)	90	94	86
Medio (mm)	103	109	98
Anular (mm)	95	96	95
Meñique (mm)	70	75	74
Pulgar (mm)	64	70	60

A continuación, se realiza la tercera prueba aplicando una rehabilitación al 100% de flexión para el mismo dedo aplicado en la segunda prueba. La rehabilitación al 100% se realiza de acuerdo con lo recomendado a la profesional en fisioterapia; consiste en realizar un movimiento de flexión al 33%, luego retornar a la posición inicial; seguidamente se realiza el movimiento de flexión al 66% haciendo previamente una escala en 33% de flexión, para luego retornar a la posición inicial y finalmente se realiza la flexión al 100% haciendo previamente escalas en 33% y 66% de flexión, para después retornar a la posición inicial, cada descanso debe tener 30 segundos. Cada escala tiene un tiempo de 20 segundos y el descanso que consiste en regresar a la posición inicial tiene un tiempo de 30 segundos como muestra en la figura 67.

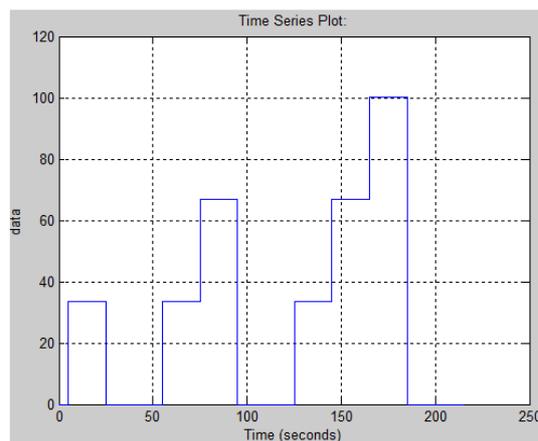


Figura 67. Señal de entrada para la prueba 3

El Primer paciente carece de medias antropométricas similares al del promedio calculado, el segundo paciente carece de medidas antropométricas mayores a las del promedio calculado y el tercer paciente carece de medidas antropométricas menores a las del promedio calculado. Estas curvas están presentes en la figura 68, figura 69 y figura 70 respectivamente.

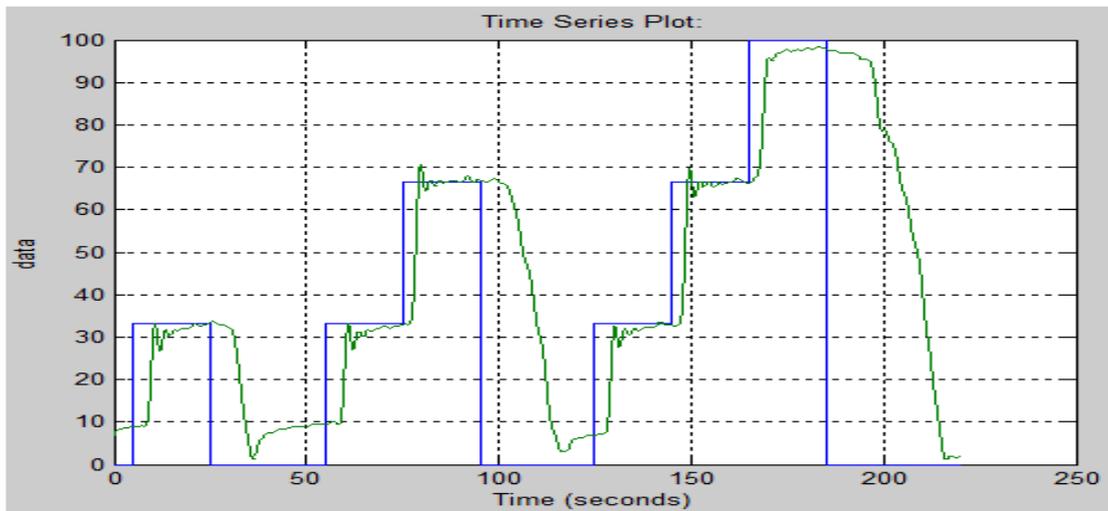


Figura 68. Prueba 1er paciente

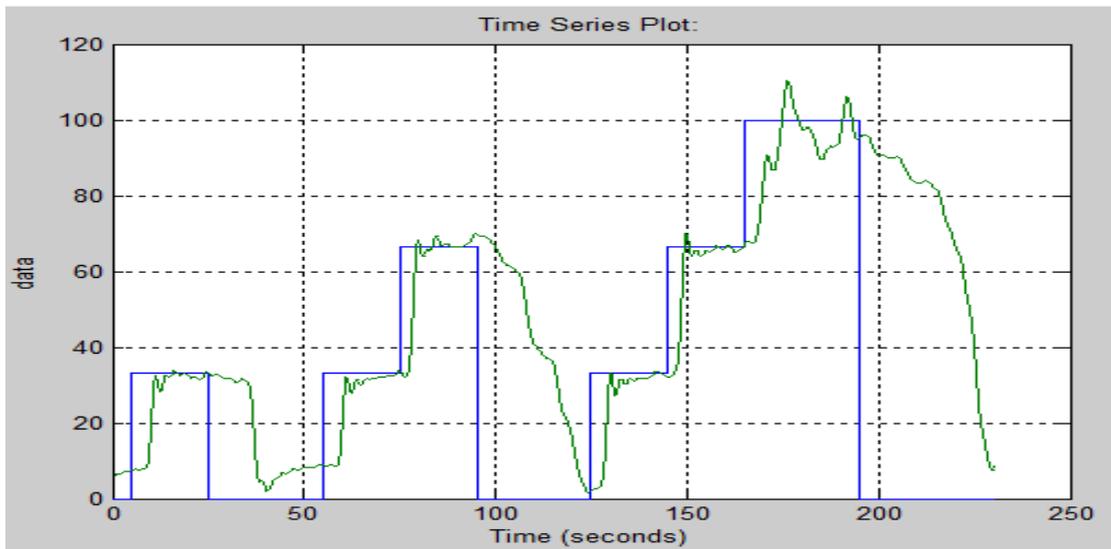


Figura 69. Prueba 2do paciente

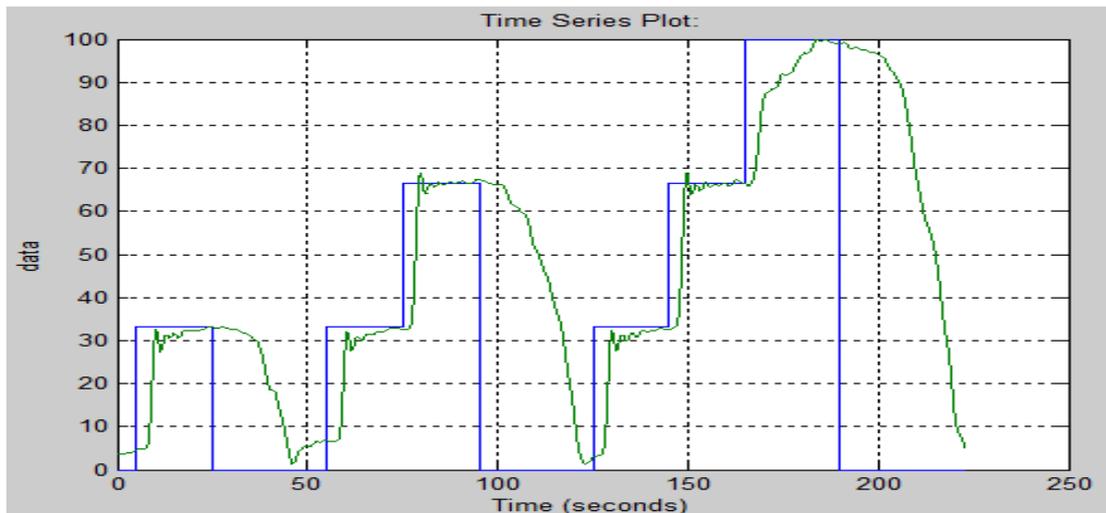


Figura 70. Prueba 3er paciente

El Mp mayor alcanzado del primer paciente es de 6% en el 66% de flexión, el Mp mayor alcanzado para el segundo paciente es de 10% en el 100% de flexión y el Mp mayor alcanzado para el tercer paciente es de 5% en el 66% de flexión.

El comportamiento de la curva en la figura 68 es similar a la curva de la figura 70, por lo tanto, el exoesqueleto podrá rehabilitar a personas con medidas antropométricas menores a la del exoesqueleto y similares a la del mismo.

3.3.5. Sensor de Fuerza

El sensor aplicado para la medición de fuerza (FSR 402) presenta un rango de medición de 0 a 7000 gramos que al pasar a unidades de fuerza va de 0 a 69 Newton. Para el sensado de fuerza se utiliza una pelota con memoria de forma, para ello es necesario que el paciente se coloque el sensor en el dedo a evaluar, luego realiza un agarre de fuerza hacia la pelota. En la figura 71a presenta al sensor de fuerza con la respectiva protección y en la figura 71b presenta el sensado de fuerza del dedo índice.



(a) Sensor de fuerza con protección a la flexión



(b) Sensado de fuerza del dedo Índice

Figura 71. Sensado de fuerza

En la figura 72, se observa los valores de peso expresado en gramos y Newtons que se encuentran respectivamente en la primera y segunda fila de la pantalla.



Figura 72. Sensado de fuerza del dedo Índice

Capítulo IV

4. Conclusiones y Recomendaciones

4.1. Conclusiones

- Los requerimientos necesarios tanto eléctricos como mecánicos fueron analizados mediante la metodología del diseño conceptual, el cual permitió determinar los requerimientos óptimos dando así una solución de diseño mecánico y eléctrico.
- En la construcción de la parte mecánica del exoesqueleto rehabilitador, cada elemento o pieza mecánica tiene su material diferente, el cual varía de acuerdo con la función a desempeñar: como el dorso y el pulgar que requieren flexionar sus falanges y retornar a su posición inicial, necesitan un material flexible es por ello se emplea el material TPU (flexible), así como las poleas del multiplicador, bases, soportes, guías del SMA y del Nylon exigen un material rígido como el PLA. Ambos materiales se pueden manufacturar en impresoras 3D.
- Con los resultados obtenidos se afirma que el controlador BPID implementado en el exoesqueleto rehabilitador de mano es viable porque alcanza la posición deseada, con valores menores a 10% de Máximo Sobre Impulso (Mp), además tiene la ventaja de ser simple a la hora de implementarlo en comparación con otros controladores no lineales. Debido a que el término bilineal linealiza el comportamiento dinámico de la planta.
- Mediante las pruebas realizadas del prototipo en las distintas etapas como: adquisición y acondicionamiento de señal, amplificación, potencia y comunicación de la tarjeta STM32f407vg con Matlab se pudo observar un funcionamiento correcto en términos de comunicación, programación y actuación en cada movimiento de flexión.

4.2. Recomendaciones

- Al momento de diseñar un prototipo de rehabilitación se recomienda como primer punto, la definición de los parámetros mecánicos y eléctricos necesarios, los cuales conlleva a un producto más eficiente y eficaz.
- Se recomienda realizar un estudio de campo (censado de las medidas antropométricas) para así determinar los valores promedios de los usuarios a trabajar partiendo del rango de edad y del género.
- Se recomienda aplicar un sistema de control al enfriamiento de la fibra porque el exoesqueleto no realiza movimientos de extensión.
- Se recomienda realizar un cambio de sensores de posición angular como podría ser los potenciómetros lineales que poseen mayor exactitud y precisión en su salida.
- Al instante de rehabilitar la mano se recomienda tener dorsos rehabilitadores de diferentes tallas porque cada mano presenta diferentes dimensiones antropométricas dependiendo de su edad y género
- Se recomienda cambiar el tipo de material de las poleas del multiplicador debido a que al entrar en contacto con el actuador por su alta temperatura de tiende a deformar y aquello puede generar atascos de la polea con los soportes.
- Como resultado del presente trabajo se ha desarrollado un prototipo del exoesqueleto para mano derecha el cual, a través de su funcionamiento correcto en términos mencionados anteriormente, es capaz de rehabilitar lesiones como: tendinitis, esguinces, luxaciones y fracturas que van desde leves, moderadas y severas de acuerdo con el anexo J

Bibliografía

- [1] C. N. p. I. I. d. D. (CONADIS), «Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS),» 02 Abril 2019. [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.
- [2] J. L. Brito, M. X. Quinde, D. Cusco y J. I. Calle, «Estudio del estado del arte de las prótesis de mano,» *INGENIUS*, pp. 57-64, 2013.
- [3] É. A. Flores Portilla, O. F. Áviles Sánchez, R. Piña Quintero, P. A. Niño Suárez, E. Moya Sánchez y M. A. Molina Vilchis, «Análisis cinemático y diseño de un mecanismo de cuatro barras para falange proximal de dedo antropomórfico,» *Redalyc.org*, pp. 44-59, 2010.
- [4] E. Peña Pitarch, N. Ticó Falguera, J. A. López Martínez, M. Abenoza Guardiola y G. Romero Culleres, «Universidad Politécnica de Catalunya BarcelonaTech,» 2012. [En línea]. Available: https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/17562/TRABAJO_OT.pdf?sequence=1.
- [5] S. C. Enriquez, Y. Narváez, O. A. Vivas, J. Diez, F. J. Badesa, J. M. Sabater y N. Garcia Aracil, «Sistema robótico de tipo exoesqueleto para rehabilitación de la mano,» *Actas de las XXXV Jornadas de Automática*, pp. 306-312, 2014.
- [6] P. Álvaro Villoslava, «Universidad Carlos III de Madrid Biblioteca,» Noviembre 2010. [En línea]. Available: <https://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/10484#preview>.
- [7] L. A. Arias López, «Biomecánica y patrones funcionales de la mano,» *SIUN*, pp. 14-24, 2012.

- [8] N. Palastanga, D. Field y R. Soames, Anatomía y movimiento humano estructura y funcionamiento, España: Editor Service, 2000.
- [9] C. Palacios García, R. Prieto Prieto y A. Anguiano García, «Determinación de Contingencia en Patología de Muñeca y Mano,» Barcelona, 2009.
- [10] C. H. Taboadela, Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales, Buenos Aires: Asociart ART, 2007.
- [11] S. Moro y V. Abdala, «ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LA MIOLOGÍA FLEXORA Y EXTENSORA DEL MIEMBRO,» *Papéis Avulsos de Zoología*, vol. 44(5), pp. 81-89, 2004.
- [12] J. M. Arteaga, H. C. Reyes y F. A. Escalante, «Patrones de rehabilitación de manos para diseñar entornos interactivos,» *PATRONES DE REHABILITACIÓN DE MANOS*, vol. 14, n° 2, pp. 922-929, 2016.
- [13] P. G. Quiñodez, Cirugía de la mano, Maracay, 2005.
- [14] M. E. Andrade Pastaz, «Diseño y contrucción mecánica de un prototipo rehabilitador pasivo de los dedos de la mano,» Ibarra, 2016.
- [15] E. Lopategi Corsino, «Ejercicios Terapéuticos: Movilidad, Articular y Flexibilidad,» 2012.
- [16] V. D. Fonseca, Ontogénesis de la motricidad, Madrid, 1988.
- [17] T. D. Castillo Moncayo y P. V. Pauta Ayavaca, «Guía de estrategias metodológicas dirigidas a docentes para desarrollar la motricidad fina en los niños de 4 a 5 años,» Cuenca, 2011.
- [18] N. d. Val Sánchez, «Efectividad de la Movilización Neuromeníngea Frente a la Efectividad del Ejercicio Terapéutico en Pacientes con Lumbociática Crónica,» 5 Julio 2010. [En línea]. Available:

- https://ebuah.uah.es/dspace/bitstream/handle/10017/7106/TFG_Val_S%c3%a1nchez_2010.pdf?sequence=4&isAllowed=y.
- [19] P. Heo, G. Min Gu, S.-J. Lee, K. Rhee y J. Kim, «Tecnologías actuales de exoesqueleto manual para rehabilitación e ingeniería de asistencia,» *REVISTA INTERNACIONAL DE INGENIERÍA Y FABRICACIÓN DE PRECISIÓN*, vol. 13, n° 5, pp. 807-824, 2012.
- [20] L. G. Corona Ramírez, G. S. Abarca Jiménez y J. Mares Carreño, *Sensores y Actuadores: Aplicaciones con Arduino*, Azcapotzalco: Grupo Editorial Patria, 2014.
- [21] Á. Villoslada Peciña, «Diseño y aplicación de un actuador SMA en el control de manos robóticas,» Madrid, 2010.
- [22] Flexinol, «Dinalloy,» 2019. [En línea]. Available: <http://www.dynalloy.com/pdfs/TCF1140.pdf>.
- [23] A. Gómez y C. A. Restrepo, «Cables Musculares,» *EIA*, pp. 103-111, 2005.
- [24] K. Anama y A. A. Al-Jumaily, «Sistemas activos de control del exoesqueleto: estado del arte,» *Ingeniería de procedimientos*, n° 41, pp. 988-994, 2012.
- [25] Rehab-Robotics, «enable me,» 2019. [En línea]. Available: <http://enableme.com/wp-content/uploads/2015/12/Hand-of-Hope.pdf>.
- [26] A. Gonzales, «Cults 3D,» [En línea]. Available: <https://cults3d.com/es/modelo-3d/artilugios/iron-man-fingers>.
- [27] J. Maldonado, «GrabCad,» 6 Julio 2018. [En línea]. Available: <https://grabcad.com/library/rehabilitation-hand-1>.
- [28] Interlink Electronics , «Electrónica Embajadores,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.electronicaembajadores.com/es/Productos/Detalle/SSFR100/sensores/sensores-de-fuerza/sensor-de-fuerza-resistivo-circular-fsr>.

- [29] «Avelectronics,» 2019. [En línea]. Available: <https://avelectronics.cc/producto/flex-sensor-2-2/>.
- [30] STMicroelectronics, «ST,» 2017. [En línea]. Available: <https://www.st.com/en/evaluation-tools/stm32f4discovery.html>.
- [31] E. López Serrano , «Hapkit: Interfase Háptica con control de fuerza,» Leganés, 2015.
- [32] Á. villaslada, N. Escudero, F. Martín y A. Flores Caballero, «Researchgate,» Octubre 2015. [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/publication/282667351_Position_control_of_a_shape_memory_alloy_actuator_using_a_four-term_bilinear_PID_controller.
- [33] Z. Ye Fu, «UC3M,» Julio 2016. [En línea]. Available: https://archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/26610/TFG_Zhisheng_Ye_Fu.pdf.
- [34] Dynalloy, «Dynalloy,» 2019. [En línea]. Available: http://www.dynalloy.com/tech_data_wire.php.
- [35] R. E. Walpole, R. H. Myers, S. L. Myers y K. Ye, Probabilidad y estadística para ingeniería y ciencias, México: PEARSON, 2012.
- [36] R. L. Norton, Diseño de Máquinas, un enfoque integrado, PEARSON.
- [37] B. Bellini, «Sensores de presión utilizados en las plataformas de fuerza aplicadas al estudio de la posturografía.,» *Nucleo de ingeniería biomédica, facultades de ingeniería y medicina*, pp. 1-10, 2009.
- [38] Tekscan, «Tekscan,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a201>.
- [39] «Ecured,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.ecured.cu/Potenci%C3%B3metro>.

Anexo A

Estudio de campo (Censado de dimensiones antropométricas)



Nombre: Brayan Andrade
Sexo: M Edad: 20

Encuesta para la obtención de medidas de la mano

Dimensiones de la mano en milímetros									
Meñique	Falange	Distal	Largo	22,54	Medio	Falange	Distal	Largo	25,68
			Ancho	14,05				Ancho	15,31
			Espesor	12,57				Espesor	13,16
		Medial	Largo	25,24			Medial	Largo	33,33
			Ancho	14,33				Ancho	18,87
			Espesor	12,59				Espesor	16,53
		Próximal	Largo	44,04			Próximal	Largo	49,22
			Ancho	19,19				Ancho	22,05
			Espesor	16,06				Espesor	18,70
Anular	Falange	Distal	Largo	26,73	Índice	Falange	Distal	Largo	22,94
			Ancho	15,58				Ancho	14,37
			Espesor	12,27				Espesor	11,88
		Medial	Largo	33,54			Medial	Largo	29,91
			Ancho	17,62				Ancho	17,87
			Espesor	14,70				Espesor	14,45
		Próximal	Largo	47,00			Próximal	Largo	41,95
			Ancho	18,34				Ancho	21,35
			Espesor	17,92				Espesor	18,21
Pulgar	Falange	Distal	Largo	29,61	Palma de la mano	Largo	98,44		
			Ancho	18,75		Ancho sin pulgar	80,83		
			Espesor	13,71		Ancho con pulgar	47,36		
		Próximal	Largo	35,05		Espesor lado del pulgar	45,38		
			Ancho	19,84		Espesor opuesto del pulgar	26,74		
			Espesor	16,71					
Muñeca	Ancho	57,35							
	Espesor	41,91							
Antebrazo	Ancho	66,82							
	Espesor	54,01							



Nombre: Kevin Perugach
Sexo: M Edad: 22

Encuesta para la obtención de medidas de la mano

Dimensiones de la mano en milímetros									
Meñique	Falange	Distal	Largo	22,82	Medio	Falange	Distal	Largo	26,11
			Ancho	16,37				Ancho	18,32
			Espesor	13,03				Espesor	16,77
		Medial	Largo	23,22			Medial	Largo	36,30
			Ancho	18,23				Ancho	22,22
			Espesor	16,00				Espesor	21,81
		Próximal	Largo	43,77			Próximal	Largo	57,72
			Ancho	19,46				Ancho	23,82
			Espesor	23,64				Espesor	22,10
Anular	Falange	Distal	Largo	25,22	Índice	Falange	Distal	Largo	25,80
			Ancho	34,14 ^{38,39}				Ancho	18,01
			Espesor	15,47				Espesor	14,04
		Medial	Largo	34,14			Medial	Largo	30,05
			Ancho	19,45				Ancho	27,17
			Espesor	20,74				Espesor	19,32
		Próximal	Largo	55,64			Próximal	Largo	49,37
			Ancho	20,58				Ancho	23,18
			Espesor	19,6				Espesor	19,33
Pulgar	Falange	Distal	Largo	31,50	Palma de la mano	Largo	93,41		
			Ancho	23,28		Ancho sin pulgar	87,8		
			Espesor	20,06		Ancho con pulgar	104,35		
		Próximal	Largo	41,65		Espesor lado del pulgar	51,04		
			Ancho	26,46		Espesor opuesto del pulgar	30,45		
			Espesor	21,63					
Muñeca	Ancho	64,02							
	Espesor	42,04							
Antebrazo	Ancho	76,31							
	Espesor	62,16							



Nombre: Edison Flores
Sexo: M Edad: 29

Encuesta para la obtención de medidas de la mano

Dimensiones de la mano en milímetros									
Meñique	Falange	Distal	Largo	21,64	Medio	Falange	Distal	Largo	25,17
			Ancho	15,23				Ancho	18,10
			Espesor	12,38				Espesor	13,46
		Medial	Largo	23,94			Medial	Largo	31,67
			Ancho	15,74				Ancho	18,44
			Espesor	14,00				Espesor	19,30
		Próximal	Largo	40,76			Próximal	Largo	51,81
			Ancho	17,62				Ancho	19,64
			Espesor	16,27				Espesor	20,66
Anular	Falange	Distal	Largo	25,14	Índice	Falange	Distal	Largo	22,92
			Ancho	16,76				Ancho	17,27
			Espesor	13,50				Espesor	14,40
		Medial	Largo	31,60			Medial	Largo	28,03
			Ancho	18,02				Ancho	18,83
			Espesor	16,52				Espesor	18,50
		Próximal	Largo	51,92			Próximal	Largo	45,37
			Ancho	18,89				Ancho	19,52
			Espesor	17,5				Espesor	20,76
Pulgar	Falange	Distal	Largo	29,14	Palma de la mano	Largo	99,40		
			Ancho	23,47		Ancho sin pulgar	81,30		
			Espesor	18,52		Ancho con pulgar	98,87		
		Próximal	Largo	35,8		Espesor lado del pulgar	45,25		
			Ancho	22,86		Espesor opuesto del pulgar	25,74		
			Espesor	19,16					
Muñeca	Ancho	60,32							
	Espesor	35,83							
Antebrazo	Ancho	68,32							
	Espesor	50,85							



Nombre: Kevin Albuja
Sexo: M Edad: 22

Encuesta para la obtención de medidas de la mano

Dimensiones de la mano en milímetros									
Meñique	Falange	Distal	Largo	24,13	Medio	Falange	Distal	Largo	27,11
			Ancho	15,83				Ancho	18,47
			Espesor	11,89				Espesor	14,29
		Medial	Largo	26,53			Medial	Largo	29,58
			Ancho	16,59				Ancho	20,05
			Espesor	14,57				Espesor	18,62
		Próximal	Largo	41,23			Próximal	Largo	52,89
			Ancho	18,27				Ancho	20,56
			Espesor	16,67				Espesor	19,93
Anular	Falange	Distal	Largo	26,10	Índice	Falange	Distal	Largo	23,92
			Ancho	17,00				Ancho	18,09
			Espesor	13,76				Espesor	14,54
		Medial	Largo	36,06			Medial	Largo	30,00
			Ancho	19,07				Ancho	19,55
			Espesor	16,12				Espesor	18,11
		Próximal	Largo	51,39			Próximal	Largo	47,17
			Ancho	18,93				Ancho	21,48
			Espesor	18,70				Espesor	19,45
Pulgar	Falange	Distal	Largo	34,11	Palma de la mano	Largo	102,00		
			Ancho	22,12		Ancho sin pulgar	85,38		
			Espesor	20,72		Ancho con pulgar	104,11		
		Próximal	Largo	37,07		Espesor lado del pulgar	42,82		
			Ancho	22,82		Espesor opuesto del pulgar	27,88		
			Espesor	20,60					
Muñeca	Ancho	58,07							
	Espesor	39,02							
Antebrazo	Ancho	66,62							
	Espesor	53,65							



Nombre: Adriana Chaves
Sexo: F Edad: 25

Encuesta para la obtención de medidas de la mano

Dimensiones de la mano en milímetros									
Meñique	Falange	Distal	Largo	20.89	Medio	Falange	Distal	Largo	23.76
			Ancho	13.95				Ancho	14.84
			Espesor	11.68				Espesor	12.98
		Medial	Largo	25.36			Medial	Largo	35.14
			Ancho	15.97				Ancho	18.49
			Espesor	12.80				Espesor	4.95
		Próximal	Largo	37.66			Próximal	Largo	49.14
			Ancho	17.20				Ancho	18.73
			Espesor	16.17				Espesor	18.91
Anular	Falange	Distal	Largo	24.98	Índice	Falange	Distal	Largo	21.25
			Ancho	14.39				Ancho	14.85
			Espesor	12.83				Espesor	12.57
		Medial	Largo	32.63			Medial	Largo	27.58
			Ancho	16.51				Ancho	17.92
			Espesor	12.85				Espesor	14.46
		Próximal	Largo	46.84			Próximal	Largo	46.09
			Ancho	17.98				Ancho	18.81
			Espesor	17.94				Espesor	17.24
Pulgar	Falange	Distal	Largo	26.64	Palma de la mano	Largo	91.35		
			Ancho	19.68		Ancho sin pulgar	73.53		
			Espesor	14.53		Ancho con pulgar	85.92		
		Próximal	Largo	32.71		Espesor lado del pulgar	26.47		
			Ancho	19.45		Espesor opuesto del pulgar	40.47		
			Espesor	17.10					
Muñeca	Ancho	51.02							
	Espesor	38.97							
Antebrazo	Ancho	61.72							
	Espesor	41.54							



Nombre: Daniel Calderón
Sexo: M Edad: 24

Encuesta para la obtención de medidas de la mano

Dimensiones de la mano en milímetros									
Meñique	Falange	Distal	Largo	23.88	Medio	Falange	Distal	Largo	29.86
			Ancho	17.38				Ancho	18.94
			Espesor	13.76				Espesor	15.58
		Medial	Largo	30.07			Medial	Largo	39.09
			Ancho	20.68				Ancho	22.52
			Espesor	15.81				Espesor	20.30
		Próximal	Largo	46.55			Próximal	Largo	60.45
			Ancho	21.64				Ancho	26.99
			Espesor	18.27				Espesor	22.80
Anular	Falange	Distal	Largo	28.72	Índice	Falange	Distal	Largo	25.10
			Ancho	18.07				Ancho	17.18
			Espesor	15.31				Espesor	13.38
		Medial	Largo	37.95			Medial	Largo	32.60
			Ancho	21.33				Ancho	22.84
			Espesor	18.31				Espesor	18.65
		Próximal	Largo	58.00			Próximal	Largo	54.20
			Ancho	24.00				Ancho	28.05
			Espesor	21.67				Espesor	22.13
Pulgar	Falange	Distal	Largo	32.56	Palma de la mano	Largo	102.76		
			Ancho	22.54		Ancho sin pulgar	90.82		
			Espesor	19.37		Ancho con pulgar	105.49		
		Próximal	Largo	40.66		Espesor lado del pulgar	49.54		
			Ancho	24.86		Espesor opuesto del pulgar	32.61		
			Espesor	21.39					
Muñeca	Ancho	68.53							
	Espesor	43.04							
Antebrazo	Ancho	79.76							
	Espesor	63.24							



Nombre: María Helena Hano
Sexo: F Edad: 26

Encuesta para la obtención de medidas de la mano

Dimensiones de la mano en milímetros									
Meñique	Falange	Distal	Largo	22.95	Medio	Falange	Distal	Largo	24.76
			Ancho	14.11				Ancho	14.59
			Espesor	10.55				Espesor	11.81
		Medial	Largo	24.03			Medial	Largo	35.79
			Ancho	14.72				Ancho	18.39
			Espesor	10.40				Espesor	13.65
		Próximal	Largo	43.59			Próximal	Largo	57.62
			Ancho	15.72				Ancho	19.12
			Espesor	12.79				Espesor	16.72
Anular	Falange	Distal	Largo	24.68	Índice	Falange	Distal	Largo	23.95
			Ancho	14.13				Ancho	14.57
			Espesor	12.80				Espesor	11.57
		Medial	Largo	33.98			Medial	Largo	31.43
			Ancho	16.37				Ancho	18.12
			Espesor	13.15				Espesor	12.65
		Próximal	Largo	54.07			Próximal	Largo	48.59
			Ancho	20.11				Ancho	21.47
			Espesor	15.26				Espesor	16.99
Pulgar	Falange	Distal	Largo	34.00	Palma de la mano	Largo	100.74		
			Ancho	19.98		Ancho sin pulgar	72.23		
			Espesor	18.74		Ancho con pulgar	90.71		
		Próximal	Largo	40.01		Espesor lado del pulgar	41.53		
			Ancho	19.50		Espesor opuesto del pulgar	23.47		
			Espesor	17.45					
Muñeca	Ancho	52.96							
	Espesor	37.91							
Antebrazo	Ancho	66.05							
	Espesor	51.95							



Nombre: Fernanda Haro
Sexo: F Edad: 30

Encuesta para la obtención de medidas de la mano

Dimensiones de la mano en milímetros									
Meñique	Falange	Distal	Largo	19.29	Medio	Falange	Distal	Largo	23.14
			Ancho	15.58				Ancho	16.94
			Espesor	9.94				Espesor	11.84
		Medial	Largo	23.07			Medial	Largo	32.88
			Ancho	26.34				Ancho	18.02
			Espesor	13.40				Espesor	14.67
		Próximal	Largo	41.10			Próximal	Largo	49.64
			Ancho	19.83				Ancho	20.96
			Espesor	13.24				Espesor	16.81
Anular	Falange	Distal	Largo	23.14	Índice	Falange	Distal	Largo	21.21
			Ancho	15.91				Ancho	16.37
			Espesor	11.65				Espesor	11.98
		Medial	Largo	32.76			Medial	Largo	26.53
			Ancho	17.85				Ancho	18.24
			Espesor	13.36				Espesor	13.46
		Próximal	Largo	49.34			Próximal	Largo	47.76
			Ancho	17.85				Ancho	22.73
			Espesor	16.13				Espesor	17.64
Pulgar	Falange	Distal	Largo	28.44	Palma de la mano	Largo	89.44		
			Ancho	20.21		Ancho sin pulgar	73.71		
			Espesor	15.88		Ancho con pulgar	83.28		
		Próximal	Largo	34.51		Espesor lado del pulgar	41.86		
			Ancho	21.55		Espesor opuesto del pulgar	23.02		
			Espesor	16.85					
Muñeca	Ancho	58.10							
	Espesor	39.30							
Antebrazo	Ancho	65.43							
	Espesor	40.82							



Nombre: Rommel Calderon
Sexo: M Edad: 22

Encuesta para la obtención de medidas de la mano

Dimensiones de la mano en milímetros									
Meñique	Falange	Distal	Largo	19,60	Medio	Falange	Distal	Largo	15,26
			Ancho	12,77				Ancho	19,80
			Espesor	11,15				Espesor	13,74
		Medial	Largo	24,06			Medial	Largo	28,46
			Ancho	15,97				Ancho	14,77
			Espesor	13,56				Espesor	13,38
		Próximal	Largo	43,57			Próximal	Largo	51,36
			Ancho	15,85				Ancho	15,48
			Espesor	16,80				Espesor	17,23
Anular	Falange	Distal	Largo	24,36	Índice	Falange	Distal	Largo	22,40
			Ancho	14,41				Ancho	14,88
			Espesor	13,21				Espesor	12,68
		Medial	Largo	33,97			Medial	Largo	28,90
			Ancho	19,61				Ancho	18,66
			Espesor	15,87				Espesor	16,23
		Próximal	Largo	51,58			Próximal	Largo	41,60
			Ancho	21,33				Ancho	20,44
			Espesor	17,24				Espesor	22,45
Pulgar	Falange	Distal	Largo	29,74	Palma de la mano	Largo	97,46		
			Ancho	27,34		Ancho sin pulgar	86,51		
			Espesor	12,04		Ancho con pulgar	95,20		
		Próximal	Largo	33,76		Espesor lado del pulgar	46,67		
			Ancho	16,98		Espesor opuesto del pulgar	33,06		
			Espesor	15,52					
Muñeca	Ancho	61,28							
	Espesor	43,14							
Antebrazo	Ancho	71,40							
	Espesor	69,34							



Nombre: Janot Cuollo
Sexo: F Edad: 24

Encuesta para la obtención de medidas de la mano

Dimensiones de la mano en milímetros									
Meñique	Falange	Distal	Largo	19,80	Medio	Falange	Distal	Largo	23,46
			Ancho	12,02				Ancho	13,71
			Espesor	10,92				Espesor	11,61
		Medial	Largo	24,52			Medial	Largo	25,40
			Ancho	14,44				Ancho	17,50
			Espesor	12,77				Espesor	16,80
		Próximal	Largo	37,86			Próximal	Largo	52,18
			Ancho	16,59				Ancho	18,96
			Espesor	13,83				Espesor	17,67
Anular	Falange	Distal	Largo	27,84	Índice	Falange	Distal	Largo	21,47
			Ancho	12,84				Ancho	13,07
			Espesor	11,32				Espesor	11,56
		Medial	Largo	23,13			Medial	Largo	30,68
			Ancho	18,23				Ancho	16,95
			Espesor	15,89				Espesor	14,46
		Próximal	Largo	49,25			Próximal	Largo	42,50
			Ancho	20,40				Ancho	20,62
			Espesor	17,50				Espesor	17,88
Pulgar	Falange	Distal	Largo	27,02	Palma de la mano	Largo	85,14		
			Ancho	17,07		Ancho sin pulgar	73,59		
			Espesor	15,08		Ancho con pulgar	88,70		
		Próximal	Largo	40,11		Espesor lado del pulgar	41,12		
			Ancho	20,88		Espesor opuesto del pulgar	26,48		
			Espesor	15,63					
Muñeca	Ancho	53,20							
	Espesor	39,58							
Antebrazo	Ancho	72,64							
	Espesor	58,12							

Anexo B

Evaluación inicial para el exoesqueleto



Universidad Técnica del Norte

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica



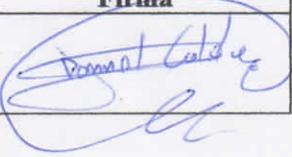
Exoesqueleto Rehabilitador de mano mediante fibras musculares (SMA)

Evaluación de los eslabones manufacturados

- Utilizar un material menos rígido
- Realizar todas las mediciones correctamente y tener muy presente que la mano de cada persona es diferente.
- Graduar el exoesqueleto para que pueda funcionar de forma pasiva, dependiendo del grado de lesión del paciente.
- Se debe utilizar como parte de la terapia y siguiendo las indicaciones del fisioterapeuta. En caso de utilizarlo en la casa, su uso debe ser limitado.

 Lic. Catherine De la Cruz
FISIOTERAPEUTA
Cod. MSP. 1015-14-1264792

Tesista

Nombre	C.I.	Firma
Rommel Andrés Calderón Mancheno	100387018-3	



Universidad Técnica del Norte

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica



Exoesqueleto Rehabilitador de mano mediante fibras musculares (SMA)

Características para la rehabilitación de los dedos de la mano

- Conocer bien la biomecánica general de la mano
- Flexión metacarpofalángica = 0 a 90°
- Extensión metacarpofalángica = 0 a 30 o 45° = Grados normales de movilidad.
- Flexión interfalángica proximal = 0 a 100°
- Flexión interfalángica distal = 0 a 90°
- Extensión IFP y Extensión IFD = 0
- Músculos flexores y extensores. (fuerza muscular).
- Conocer todo sobre la lesión que presenta cada paciente:
 - Como fue?
 - Hace cuanto tiempo?
 - Si presenta dolor = leve - moderado - severo?
 - Observar si presenta hinchazón.
 - RX. si es necesario, tras una evaluación.

 Lic. Catherine De la Cruz
FISIOTERAPEUTA
Cod. MSP. 1015-14-1264792

Tesista

Nombre	C.I.	Firma
Rommel Andrés Calderón Mancheno	1003870183	

Anexo C

Datasheet SMA (Cable muscular)



Section 2. Electrical Guidelines

If Flexinol® actuator wire is used in the appropriate conditions, then obtaining repeatable motion from the wire for tens of millions of cycles is reasonable. If higher stresses or strains are imposed, then the memory strain is likely to slowly decrease and good motion may be obtained for only hundreds or a few thousands of cycles. The permanent deformation that occurs in the wire during cycling is heavily a function of the stress imposed and the temperature under which the actuator wire is operating. Flexinol® wire has been specially processed to minimize this straining, but if the stress is too great or the temperature too high, some permanent strain will occur. Since temperature is directly related to current density passing through the wire, care should be taken to heat, but not overheat, the actuator wire. The following charts give rough guidelines as to how much current and force to expect with various wire sizes.

Diameter Size inches (mm)	Resistance ohms/inch (ohms/meter)	Pull Force* pounds (grams)	Cooling Deformation Force* pounds (grams)	Approximate** Current for 1 Second Contraction (mA)	Cooling Time 158°F, 70°C "LT" Wire *** (seconds)	Cooling Time 194°F, 90°C "HT" Wire *** (seconds)
0.001 (0.025)	36.2 (1425)	0.02 (8.9)	0.008 (3.6)	45	0.18	0.15
0.0015 (0.038)	22.6 (890)	0.04 (20)	0.016 (8)	55	0.24	0.20
0.002 (0.050)	12.7 (500)	0.08 (36)	0.032 (14)	85	0.4	0.3
0.003 (0.076)	5.9 (232)	0.18 (80)	0.07 (32)	150	0.8	0.7
0.004 (0.10)	3.2 (126)	0.31 (143)	0.12 (57)	200	1.1	0.9
0.005, (0.13)	1.9 (75)	0.49 (223)	0.20 (89)	320	1.6	1.4
0.006 (0.15)	1.4 (55)	0.71 (321)	0.28 (128)	410	2.0	1.7
0.008 (0.20)	0.74 (29)	1.26 (570)	0.50 (228)	660	3.2	2.7
0.010 (0.25)	0.47 (18.5)	1.96 (891)	0.78 (356)	1050	5.4	4.5
0.012 (0.31)	0.31 (12.2)	2.83 (1280)	1.13 (512)	1500	8.1	6.8
0.015 (0.38)	0.21 (8.3)	4.42 (2004)	1.77 (802)	2250	10.5	8.8
0.020 (0.51)	0.11 (4.3)	7.85 (3560)	3.14 (1424)	4000	16.8	14.0

* The Heating pull force is based on 25,000 psi (172 MPa), which for many applications is the maximum safe stress for the wire. However, many applications use higher and lower stress levels. This depends on the specific conditions of a given design. The cooling deformation force is based on 10,000 psi (70 MPa), which is a good starting point in a design. Nonetheless, this value can also vary depending on how the material is used.

** The contraction time is directly related to current input. The figures used here are only approximate since room temperatures, air currents, and heat sinking of specific devices vary. On small diameter wires (<= 0.006" diameter) currents that heat the wire in 1 second can typically be left on without over-heating it.

*** Approximate cooling time, at room temperature in static air, using a vertical wire. The last 0.5% of deformation is not used in these approximations.

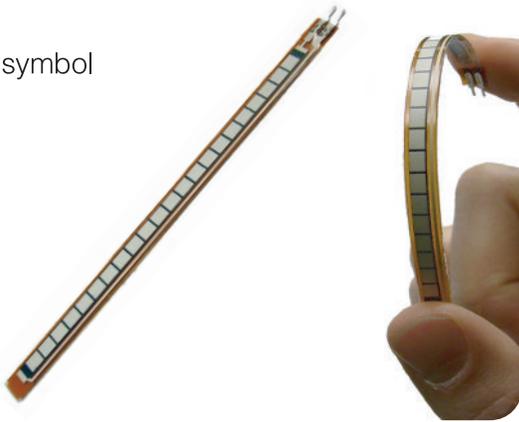
Anexo D

Datasheet Flex-sensor



FLEX SENSOR FS

Special Edition Length



Features

- Angle Displacement Measurement
- Bends and Flexes physically with motion device
- Possible Uses
 - Robotics
 - Gaming (Virtual Motion)
 - Medical Devices
 - Computer Peripherals
 - Musical Instruments
 - Physical Therapy
- Simple Construction
- Low Profile

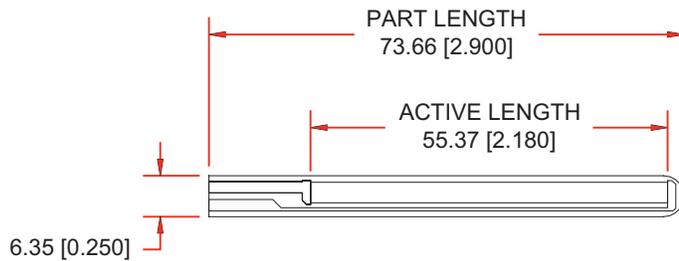
Mechanical Specifications

- Life Cycle: >1 million
- Height: $\leq 0.43\text{mm}$ (0.017")
- Temperature Range: -35°C to $+80^{\circ}\text{C}$

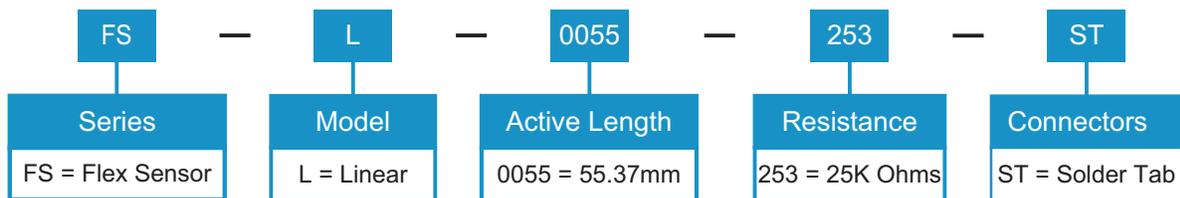
Electrical Specifications

- Flat Resistance: 25K Ohms
- Resistance Tolerance: $\pm 30\%$
- Bend Resistance Range: 45K to 125K Ohms (depending on bend radius)
- Power Rating : 0.50 Watts continuous. 1 Watt Peak

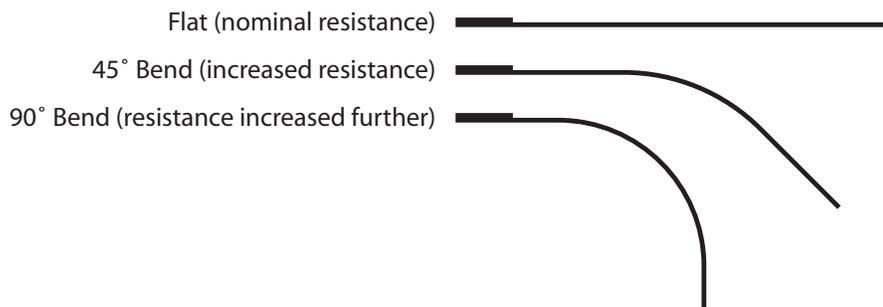
Dimensional Diagram - Stock Flex Sensor

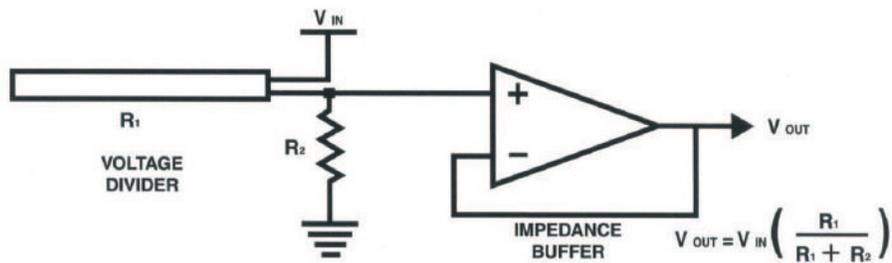


How to Order - Stock Flex Sensor



How It Works



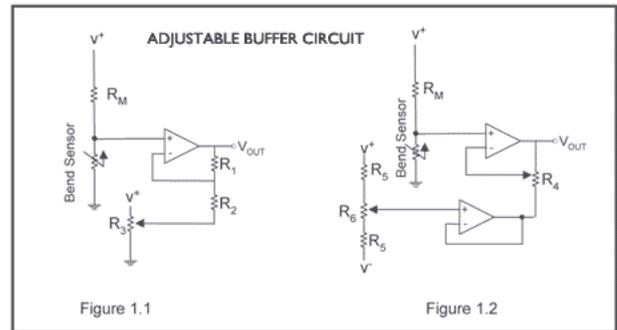
BASIC FLEX SENSOR CIRCUIT:

Following are notes from the ITP Flex Sensor Workshop

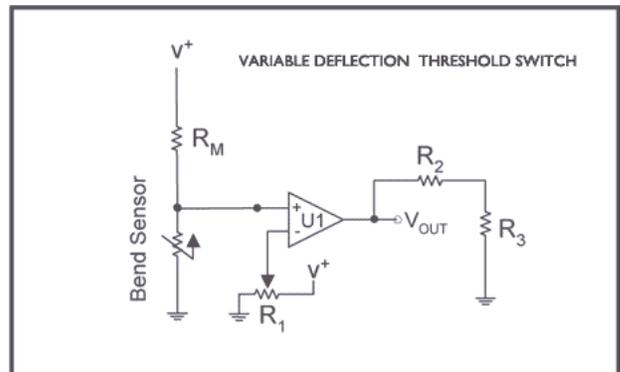
"The impedance buffer in the [Basic Flex Sensor Circuit] (above) is a single sided operational amplifier, used with these sensors because the low bias current of the op amp reduces error due to source impedance of the flex sensor as voltage divider. Suggested op amps are the LM358 or LM324."

"You can also test your flex sensor using the simplest circuit, and skip the op amp."

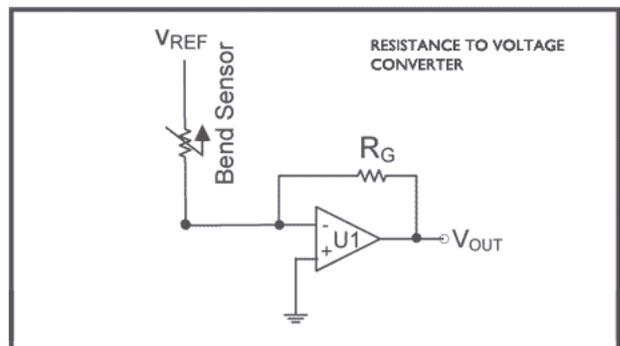
"Adjustable Buffer - a potentiometer can be added to the circuit to adjust the sensitivity range."



"Variable Deflection Threshold Switch - an op amp is used and outputs either high or low depending on the voltage of the inverting input. In this way you can use the flex sensor as a switch without going through a microcontroller."



"Resistance to Voltage Converter - use the sensor as the input of a resistance to voltage converter using a dual sided supply op-amp. A negative reference voltage will give a positive output. Should be used in situations when you want output at a low degree of bending."



Anexo E

Datasheet del sensor de fuerza (FSR-402)

General FSR Characteristics

These are typical parameters. The FSR is a custom device and can be made for use outside these characteristics. Consult Sales Engineering with your specific requirements.

Simple FSR Devices and Arrays

PARAMETER	VALUE	NOTES
Size Range	Max = 20" x 24" (51 x 61 cm) Min = 0.2" x 0.2" (0.5 x 0.5 cm)	Any shape
Device thickness	0.008" to 0.050" (0.20 to 1.25 mm)	Dependent on materials
Force Sensitivity Range	< 100 g to > 10 kg	Dependent on mechanics
Pressure Sensitivity Range	< 1.5 psi to > 150 psi (< 0.1 kg/cm ² to > 10 kg/cm ²)	Dependent on mechanics
Part-to-Part Force Repeatability	± 15% to ± 25% of established nominal resistance	With a repeatable actuation system
Single Part Force Repeatability	± 2% to ± 5% of established nominal resistance	With a repeatable actuation system
Force Resolution	Better than 0.5% full scale	
Break Force (Turn-on Force)	20 g to 100 g (0.7 oz to 3.5 oz)	Dependent on mechanics and FSR build
Stand-Off Resistance	> 1MΩ	Unloaded, unbent
Switch Characteristic	Essentially zero travel	
Device Rise Time	1-2 msec (mechanical)	
Lifetime	> 10 million actuations	
Temperature Range	-30°C to +70°C	Dependent on materials
Maximum Current	1 mA/cm ² of applied force	
Sensitivity to Noise/Vibration	Not significantly affected	
EMI / ESD	Passive device	
Lead Attachment	Standard flex circuit techniques	

Suggested Electrical Interfaces Basic FSRs

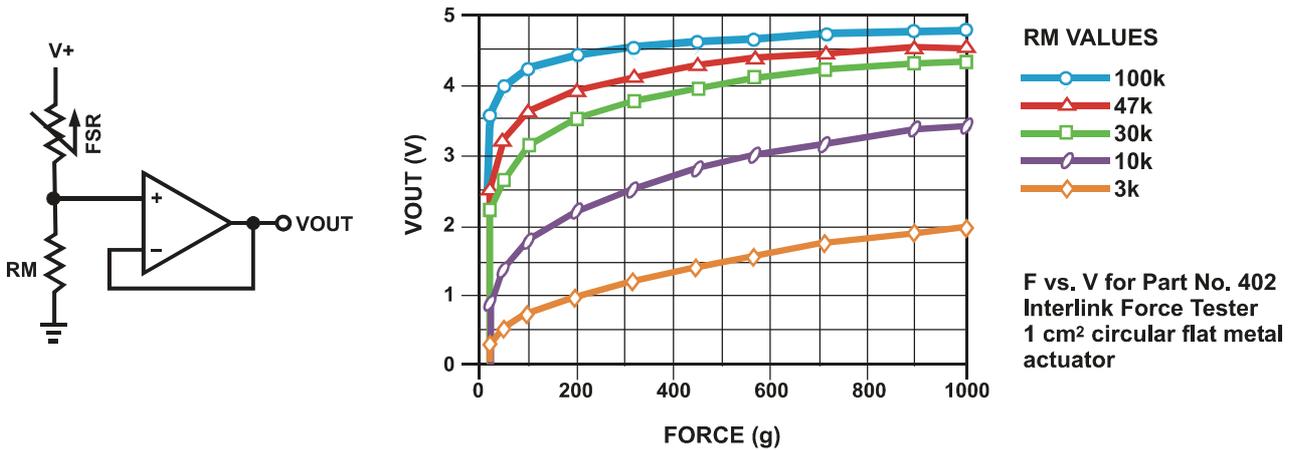


Figure 9
FSR Voltage Divider

FSR Voltage Divider

For a simple force-to-voltage conversion, the FSR device is tied to a measuring resistor in a voltage divider configuration. The output is described by the equation:

$$V_{OUT} = (V+) / [1 + R_{FSR}/R_M]$$

In the shown configuration, the output voltage increases with increasing force. If R_{FSR} and R_M are swapped, the output swing will decrease with increasing force. These two output forms are mirror images about the line $V_{OUT} = (V+) / 2$.

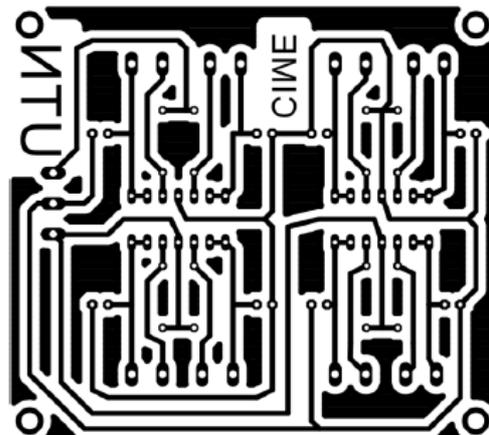
The measuring resistor, R_M , is chosen to maximize the desired force sensitivity range and to limit current. The current through the FSR should be limited to less than 1 mA/square cm of applied force. Suggested op-amps for single sided supply designs are LM358 and LM324. FET input devices such as LF355 and TL082 are also good. The low bias currents of these op-amps reduce the error due to the source impedance of the voltage divider.

A family of FORCE vs. V_{OUT} curves is shown on the graph above for a standard FSR in a voltage divider configuration with various R_M resistors. A $(V+)$ of +5V was used for these examples.

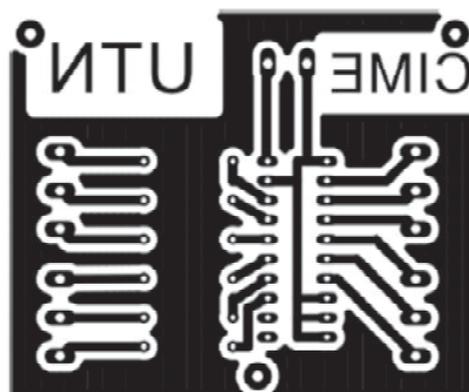
Anexo F

PCB de los circuitos eléctricos

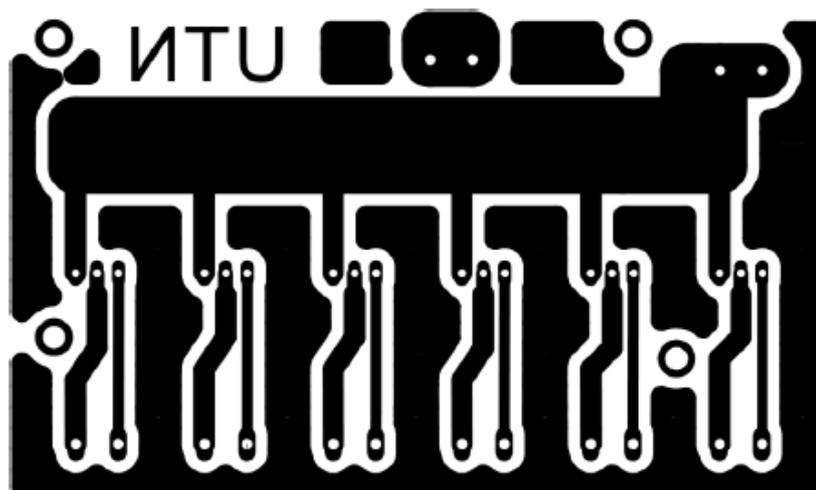
F1. PCB del circuito de acondicionamiento



F2. PCB del circuito de amplificación



F3. PCB del circuito de potencia



Anexo G

Manual de usuario “Hand of UTN”

Hand of UTN

Manual de usuario
UTN-CIME-HOU-V1



**Exoesqueleto portátil para la
rehabilitación de la mano
derecha con movimientos
de flexión**

Antes de usar Hand of UTN, lea detenidamente y con atención las siguientes instrucciones de uso hasta comprender su uso

Etiquetas

Ya sea en el exoesqueleto como en la caja de control o el mando de control, carecen de las mismas etiquetas quienes trabajan en el mismo movimiento si se referenciará de un movimiento en especial. La etiqueta de Índice se refiere al movimiento de flexión del mismo, si se trata del mando este da el comando de activar el movimiento, si se trata de la caja de control este activa la señal del actuador y si se tratase del exoesqueleto este conecta con el actuador a realizar el movimiento de flexión, así será para cada etiqueta.

En la Tabla 1 muestra las etiquetas con su acción y también muestra las etiquetas referenciales de alimentación de voltaje.

Tabla 1. Etiquetas

Etiqueta	Acción
Índice	Flexiona el dedo Índice
Medio	Flexiona el dedo Medio
Anular	Flexiona el dedo Anular
Meñique	Flexiona el dedo Meñique
Pulgar1	Flexiona el dedo Pulgar
Pulgar2	Aducción del pulgar
VDD OUT	Alimenta los actuadores
VDD	Alimentación positiva de la caja de control
GND	Tierra

En la Tabla 2 referencia la etiqueta a los sensores de flexión. La entra de Fuerza 2 está reservado para agregar la el sensado de fuerza de un sensor 2.

Tabla 2. Etiquetas de sensores

Etiqueta	Acción
Índice	Determina la flexión del dedo Índice
Medio	Determina la flexión del dedo Medio
Anular	Determina la flexión del dedo Anular
Meñique	Determina la flexión del dedo Meñique
Pulgar1	Determina la flexión del dedo Pulgar
Pulgar2	Determina la flexión de la aducción del pulgar
Fuerza 1	Determina la fuerza aplicada del sensor
Fuerza 2	Determina la fuerza aplicada del sensor

Movimientos

- ✓ Los movimientos independientes que realiza el exoesqueleto son de flexión y se agrega un movimiento de Aducción del dedo pulgar.
- ✓ El exoesqueleto puede realizar los movimientos de flexión por individual, pero se restringe a realizar los movimientos de flexión de todos los dedos al mismo tiempo.
- ✓ Si se desea flexionar más de un dedo, estos movimientos podrán realizar si se alterna los dedos a trabajar, mientras no sea dos dedos seguidos.
- ✓ El exoesqueleto puede flexionar cada dedo a tres porcentajes ya sea el 33%, 66% y 100% se flexión.

Conexión

Antes de realizar las conexiones del exoesqueleto a la caja de control primero se debe cerciorarse que este desconectado la alimentación del voltaje (12V) a la caja de control.

- **Conexión de los actuadores**

En el exoesqueleto, de cada actuador se desprende un cable que tiene su respectiva etiqueta al cual pertenece el movimiento de flexión, al igual que la caja de control. Las etiquetas son Índice, Medio, Anular, Meñique, Pulgar1 y Pulgar2, para su conexión se muestra la conexión en la Ilustración 1.



Ilustración 1. Conexión de los actuadores

- **Conexión de sensores**

Los sensores de flexión tienen un socket de conexión general que abarca a todos los sensores en una sola conexión. El socket tiene una banda de color negro quien debe ir hacia arriba al momento de conectar el socket y la caja de control. En la Ilustración 2 se muestra la conexión



Ilustración 2. Conexión del socket de sensores de flexión

Quedan libres la entrada del sensor de fuerza 1 y 2 ya que se conectan de forma individual, pero solo se trabajará con el sensor de fuerza 1.

- **Conexión de alimentación de la caja de control**

Para la alimentación de la caja de control se debe de conectar los pines VDD y GND, los cables a conectar tienen los mismos colores de cada pin y vienen de una fuente independiente como se muestra en la Ilustración 3.



Ilustración 3. Conexión de alimentación

- **Conexión de la tarjeta de control**

La tarjeta de control se conecta de manera independiente con cable USB mini y con el cable USB micro de la tarjeta permite la comunicación con la PC para transmitir datos ya sea de envío o recepción.

Activación y Protección

Para prender la caja de control en medio de los portafusibles se encuentra el interruptor para prender la caja de control, al presionar a la izquierda se energiza la caja de control y al presionar a la derecha se apaga. Junto al interruptor está el portafusible de 0,5 Amperios (Izquierda), protege los circuitos de acondicionamiento y amplificación, y el portafusible de 10 Amperios (Derecha), protege la etapa de potencia. En la Ilustración 4 se muestra el interruptor y los portafusibles



Ilustración 4. Interruptor y portafusibles de 10 y 0,5 Amperios respectivamente

Mando de control

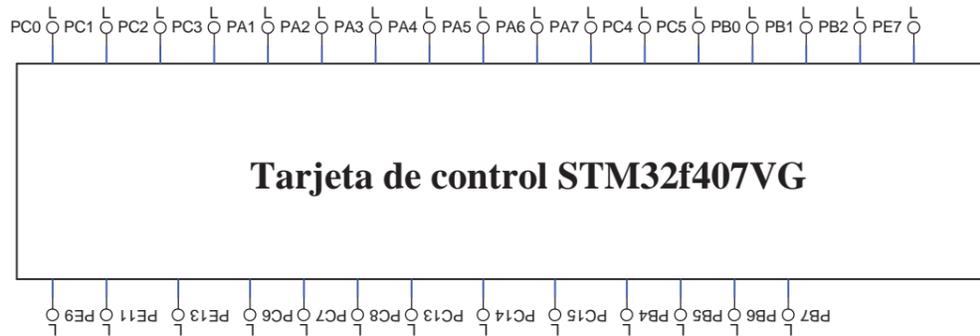
El mando de control da la señal para accionar el movimiento de flexión, para los movimientos de flexión de cada dedo en el mando se debe de seleccionar el dedo a trabajar y su porcentaje de flexión (33%, 66% o 100% de flexión). El mando tiene en su primera fila 6 interruptores ojo de cangrejo que seleccionan el dedo a flexionar, pero el dedo seleccionado no flexionará solo con activar el dedo en la primera fila porque se debe seleccionar el porcentaje a flexionar, en la fila segunda existen 3 interruptores que cada uno permite flexionar el 33%, 66% y 100% respectivamente de izquierda a derecha. En la parte superior izquierda hay un interruptor ojo de cangrejo que prende y apaga la pantalla lcd 16x2. En la Ilustración 5 se muestra el mando de control



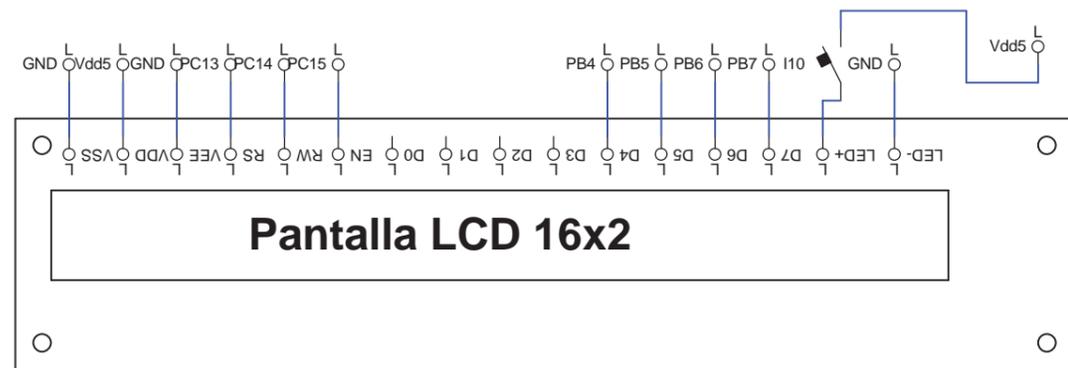
Ilustración 5. Mando de Control

Anexo H

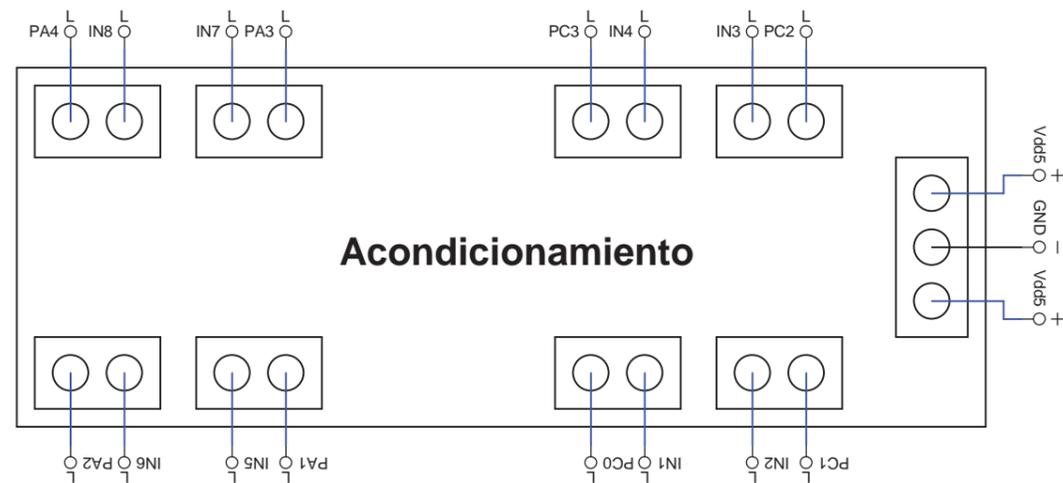
Plano Eléctrico



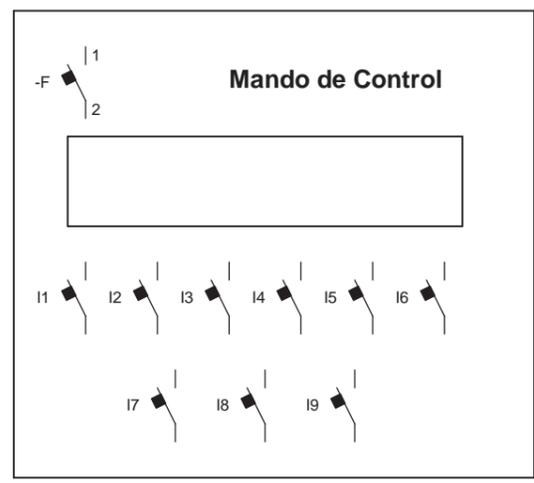
Tarjeta de control STM32f407VG



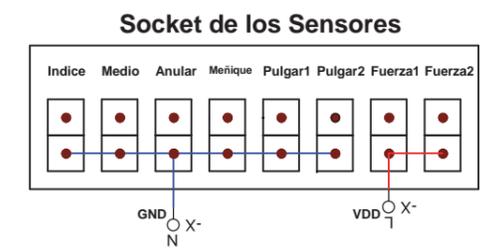
Pantalla LCD 16x2



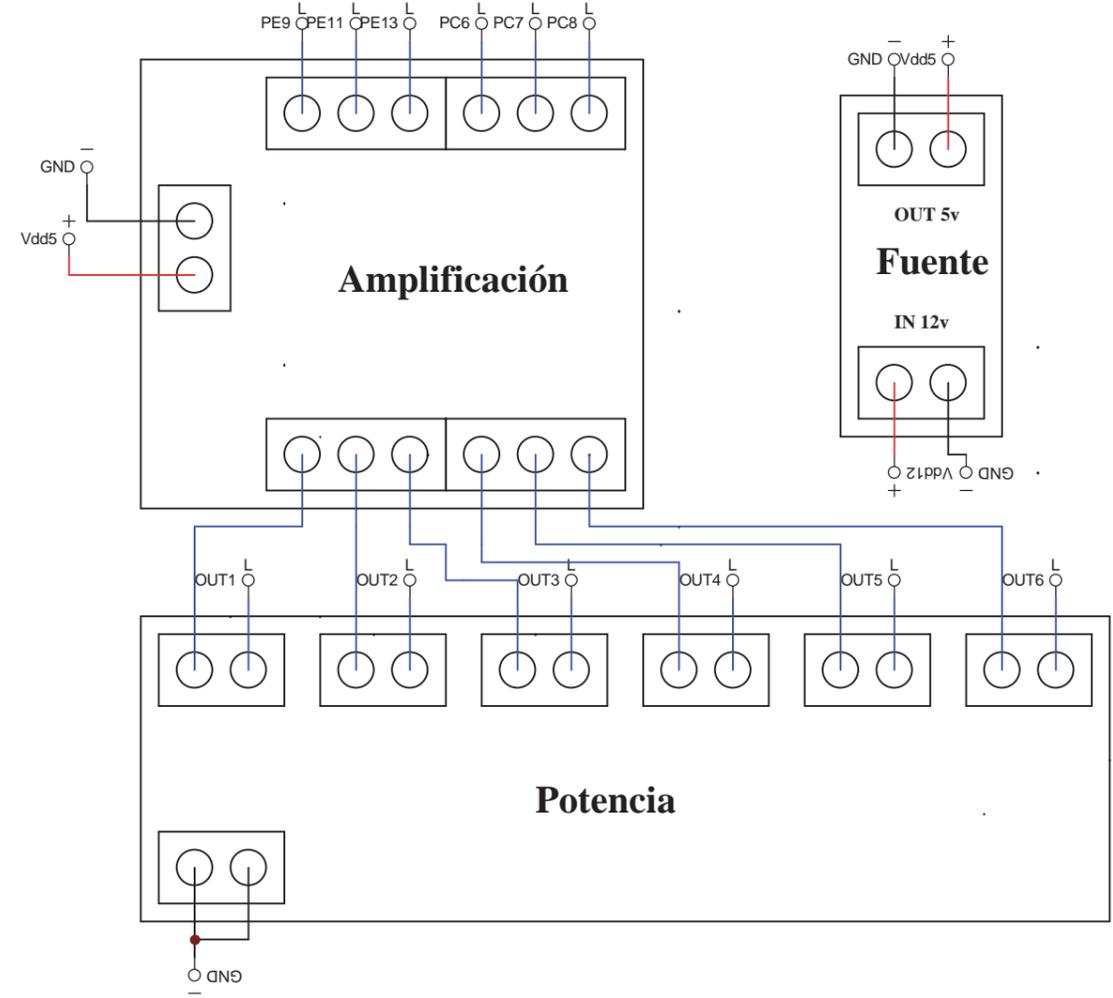
Acondicionamiento



Mando de Control



Socket de los Sensores



Amplificación

Fuente

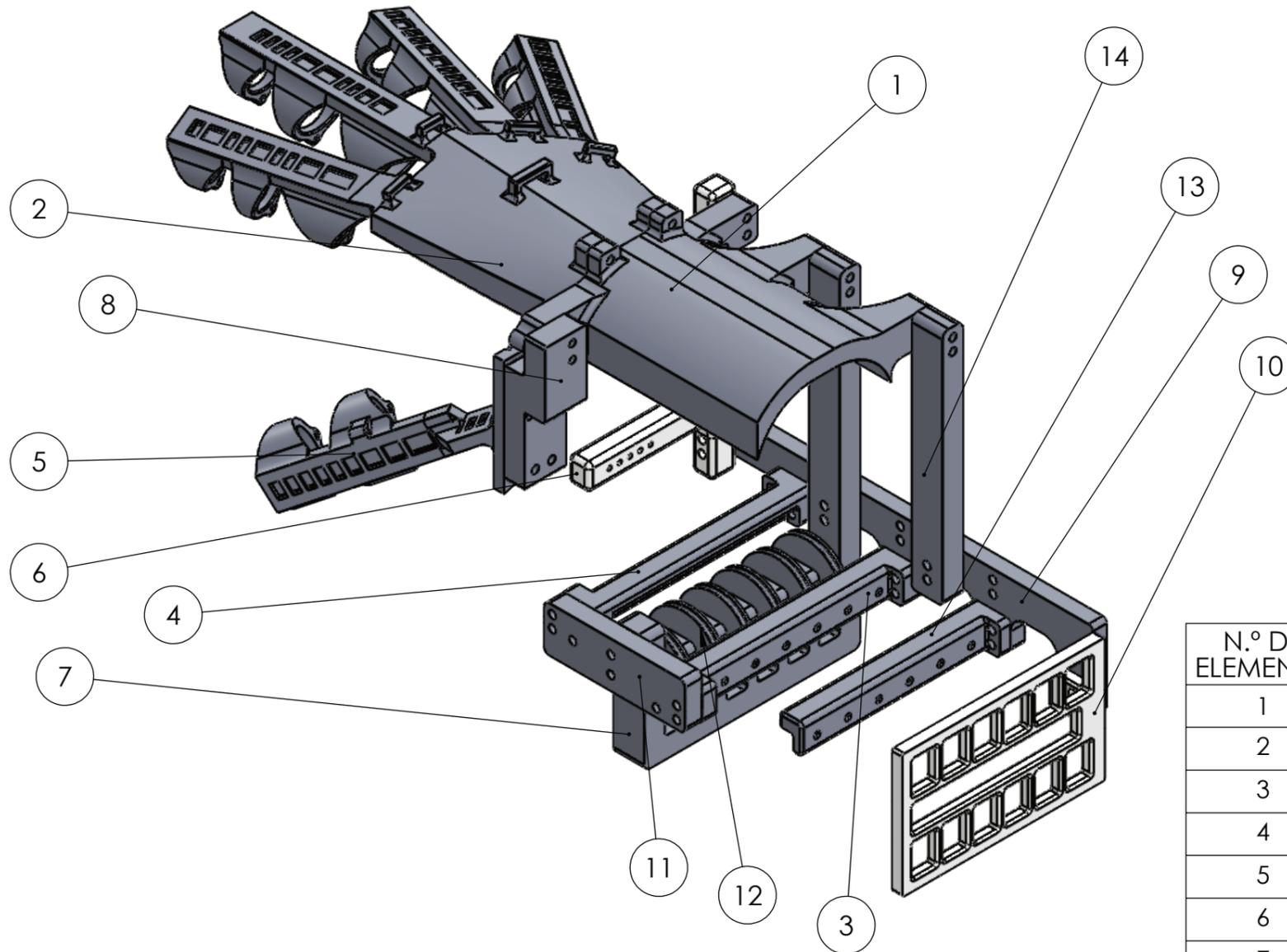
Potencia

ETIQUETA	DESCRIPCIÓN	PIN A CONECTAR	ETIQUETA	DESCRIPCIÓN	ETIQUETA	DESCRIPCIÓN
I1	Switch "Indice"	PA5	IN1	Conecta al socket "Indice"	OUT1	Conecta al borne "Indice"
I2	Switch "Medio"	PA6	IN2	Conecta al socket "Medio"	OUT2	Conecta al borne "Medio"
I3	Switch "Anular"	PA7	IN3	Conecta al socket "Anular"	OUT3	Conecta al borne "Anular"
I4	Switch "Meñique"	PC4	IN4	Conecta al socket "Meñique"	OUT4	Conecta al borne "Meñique"
I5	Switch "Pulgar1"	PC5	IN5	Conecta al socket "Pulgar1"	OUT5	Conecta al borne "Pulgar1"
I6	Switch "Pulgar2"	PB0	IN6	Conecta al socket "Pulgar2"	OUT6	Conecta al borne "Pulgar2"
I7	Switch "33%"	PB1	IN7	Conecta al socket "Fuerza 1"		
I8	Switch "66%"	PB2	IN8	Conecta al socket "Fuerza 2"		
I9	Switch "100%"	PE7				
I10	Switch "On-Off LCD"				Switchs con Pull down	

Fecha		Nombre Firmas		Entidad	
Dibujado		Calderón R.		U. Técnica del Norte	
Comprobado					
Fecha:		Título		Núm: 1 de 1	
06-Mar-2020		Circuito Eléctrico Exo		Archivo: Exo_CircuitoElectrico	

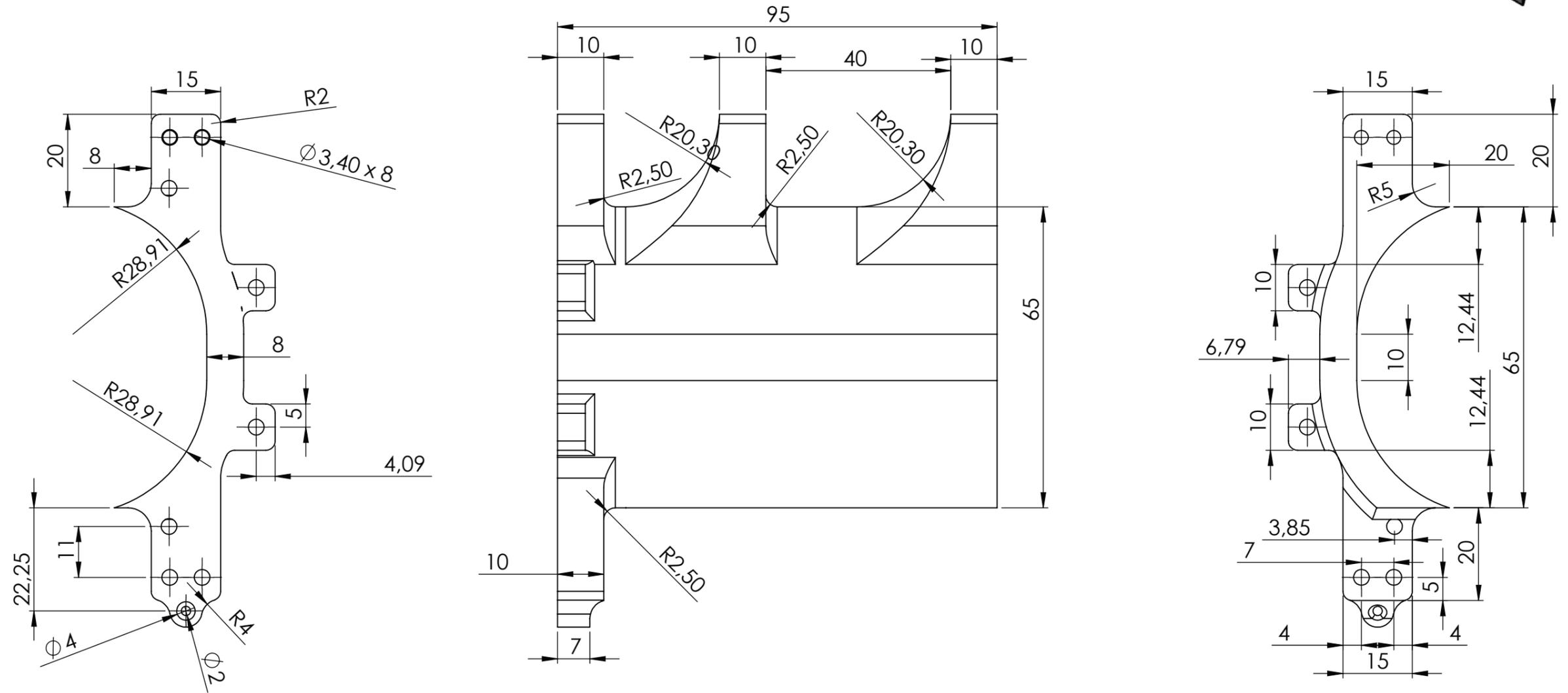
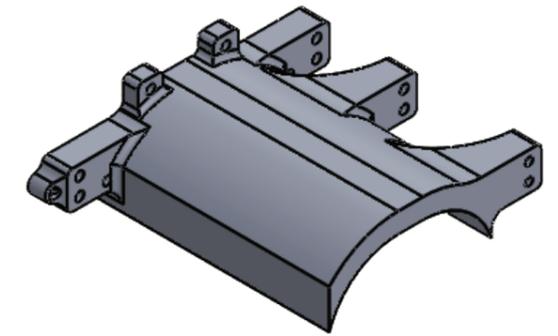
Anexo I

Planos Mecánicos

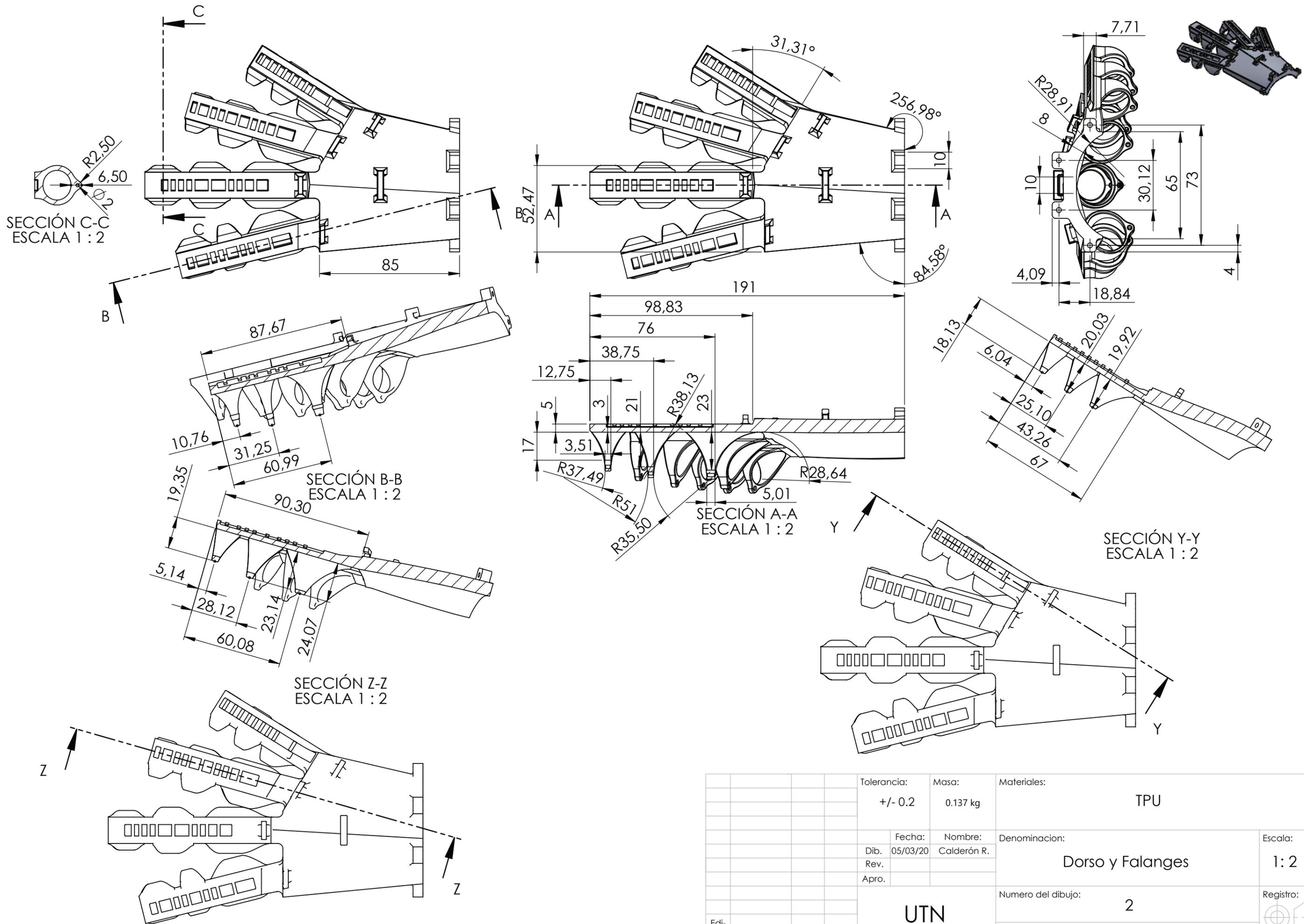


N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	Material	CANTIDAD
1	Muñeca_V2	PLA	1
2	dorso_y_Falanges	TPU	1
3	Guia Actuador-polea	PLA	1
4	Guia Nylon-Falanges	PLA	1
5	Pulgar V2	TPU	1
6	Soporte palma SMA	PLA	1
7	Soporte poleas_V2	PLA	1
8	Soporte Pulgar V2	PLA	1
9	Soporte templadores	PLA	1
10	Soporte_Actuadores	PLA	1
11	Placa	PLA	1
12	poleaV2	PLA	6
13	Guia Actuador	PLA	1
14	Soporte_Posterior	PLA	1

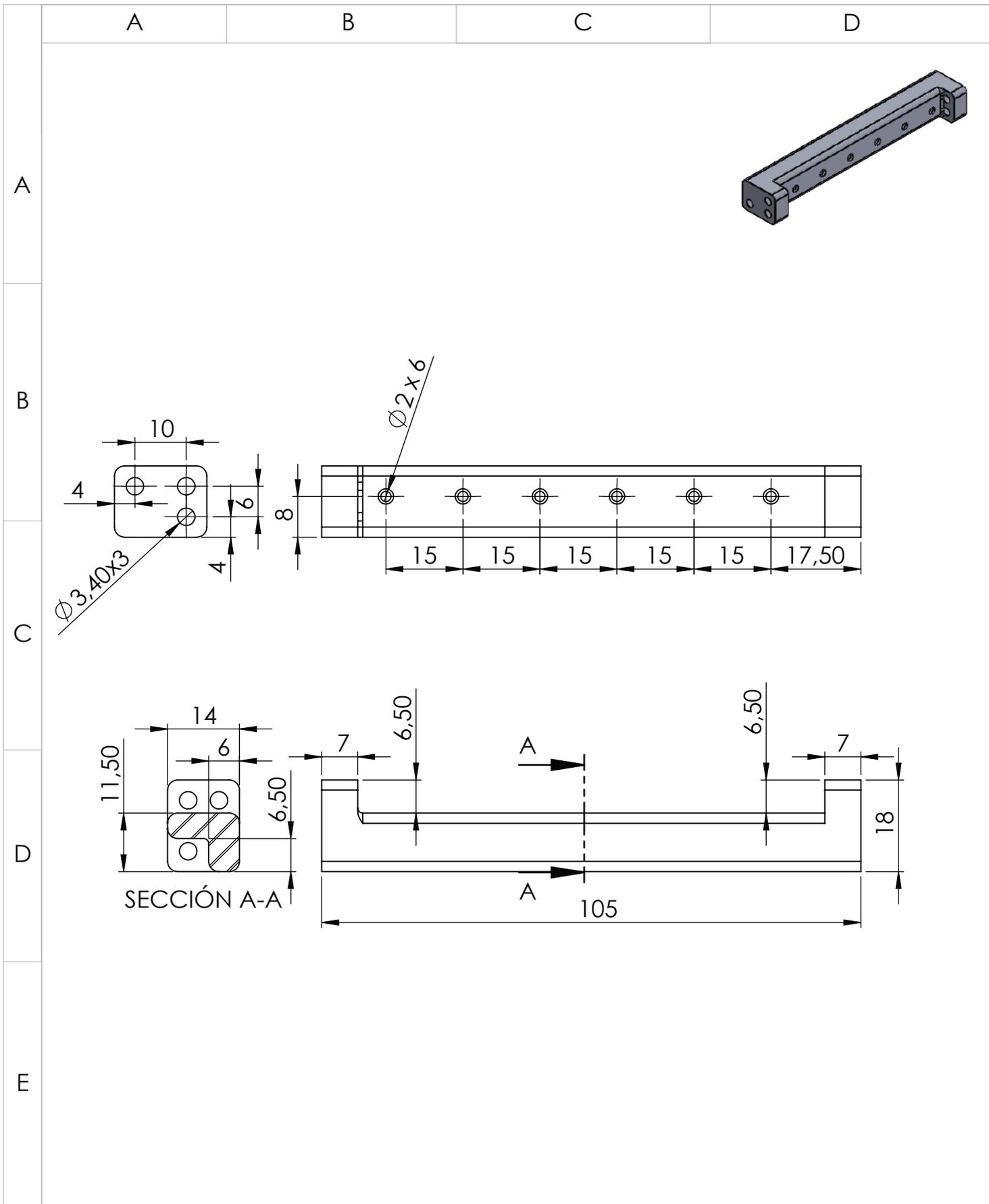
Tolerancia:		Masa:	Materiales:			
+/- 0.2			NINGUNA			
Fecha:		Nombre:	Denominación:	Escala:		
Dib.	05/03/20	Calderon R.			Exoesqueleto rehabilitador de mano	1:2
Rev.						
Apro.			Numero del dibujo:	Registro:		
UTN			Hand-UTN			
			Sustitución:		1 DE 12	
Edición:	Modificación:	Fecha:	Nombre:			



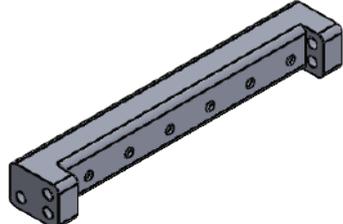
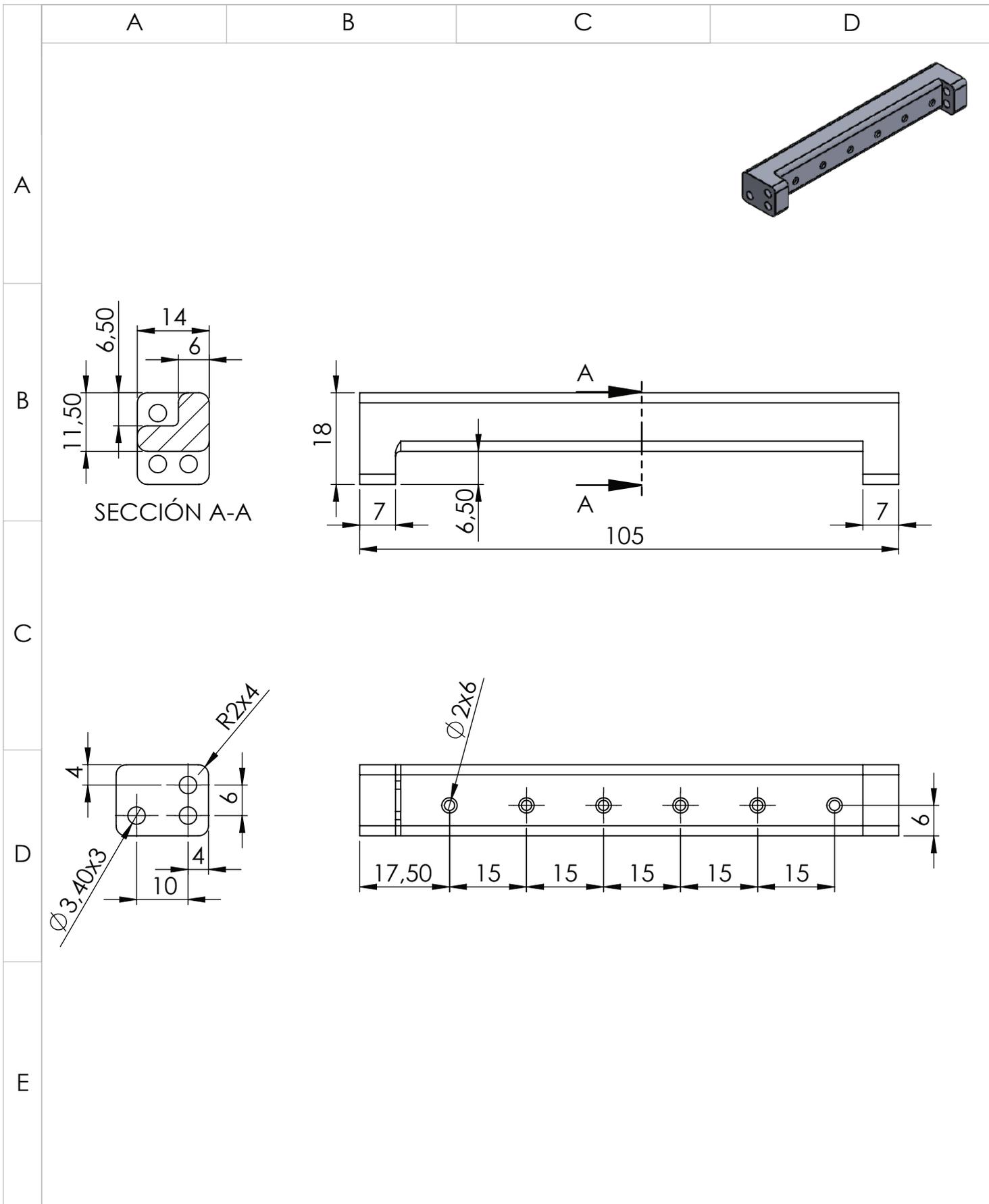
				Tolerancia: +/- 0.2	Masa: 0.0938 kg	Materiales: PLA	
						Denominacion: Muñeca V2	Escala: 1:1
						Numero del dibujo: 1	Registro:
						Sustitucion: 2 DE 12	
Edi- cion:	Modificacion:	Fecha:	Nombre:	UTN			



				Tolerancia:	Masa:	Materiales:	
				+/- 0.2	0.137 kg	TPU	
				Fecha:	Nombre:	Denominación:	Escala:
				Dib. 05/03/20	Calderón R.	Dorso y Falanges	1:2
				Rev.			
				Apro.			
				UTN		Numero del dibujo:	Registro:
						2	
Edi- cion:	Modificacion:	Fecha:	Nombre:			Sustitución:	3 DE 12



				Tolerancia: +/- 0.02	Masa: 0.0162 Kg	Materiales: PLA		
				Dib.	Fecha: 05/03/20	Nombre: Calderón R.	Denominación: Guia Actuador Polea	Escala: 1:1
				Rev.			Numero de dibujo: 3	Registro:
				Apro.			Sustitucion: 4 DE 12	
Edi- cion:	Modificacion:	Fecha:	Nombre:	UTN				



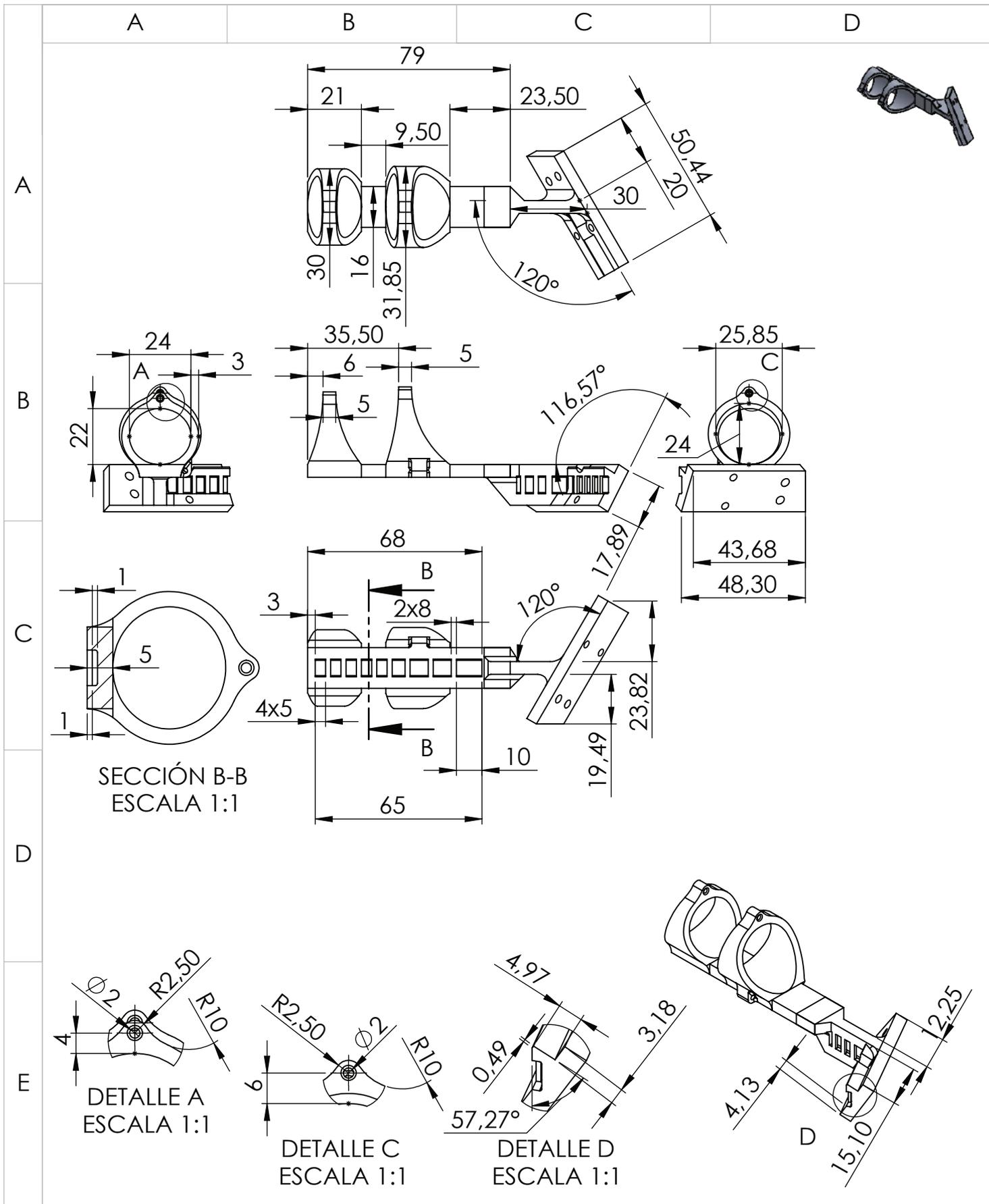
SECCIÓN A-A

Edi- cion: Modificación: Fecha: Nombre:

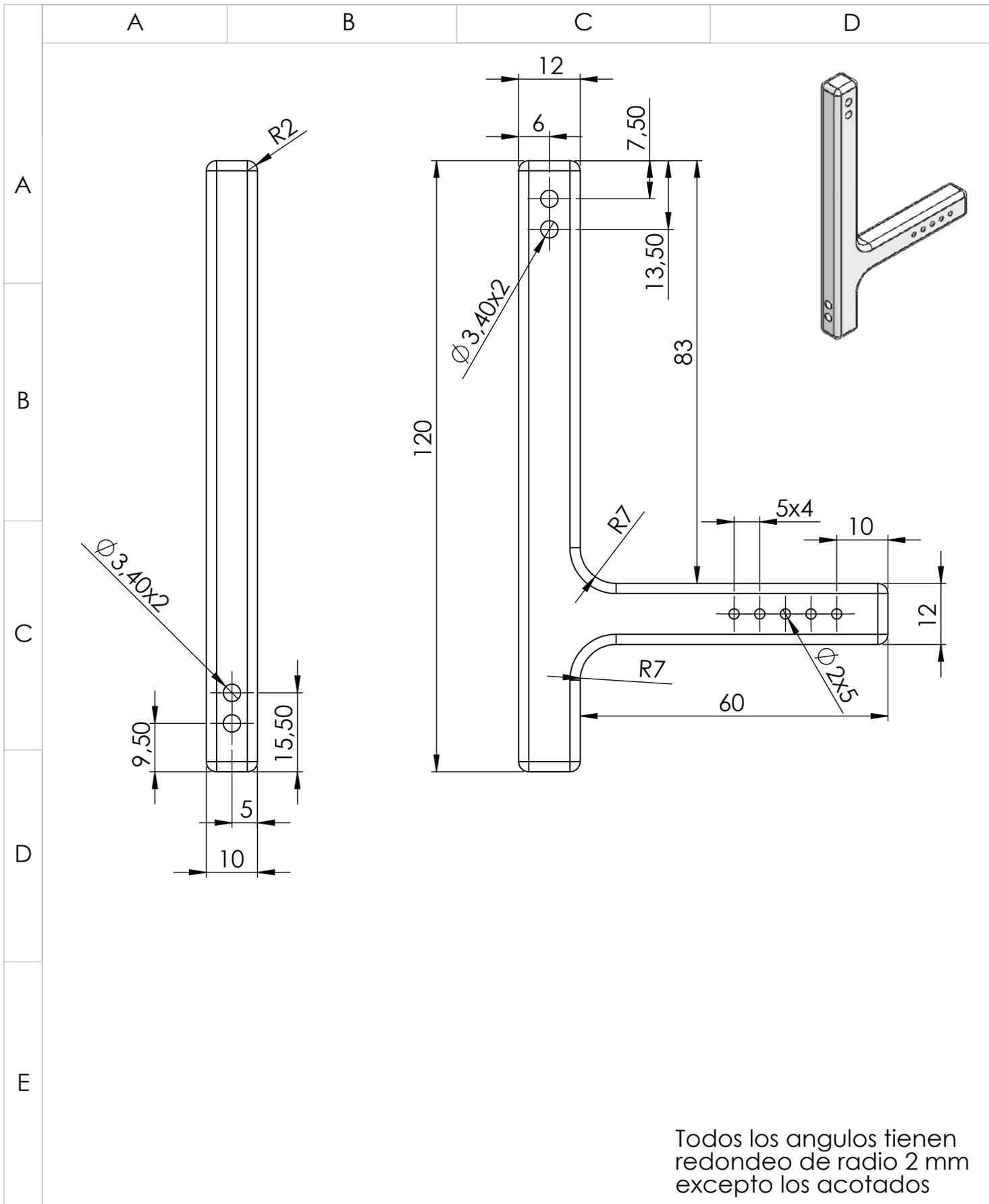
Tolerancia:	Masa:	Materiales:	
+/- 0.02	0.0162Kg	PLA	
Dib.	Fecha:	Nombre:	Denominación:
Rev.	05/03/20	Calderón R.	Guia Nylon Falanges
Apro.			Escala:
			1:1
		Numero de dibujo:	Registro:
		4	
		Sustitucion:	
		5 DE 12	

UTN





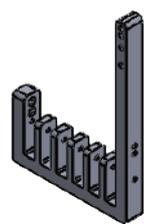
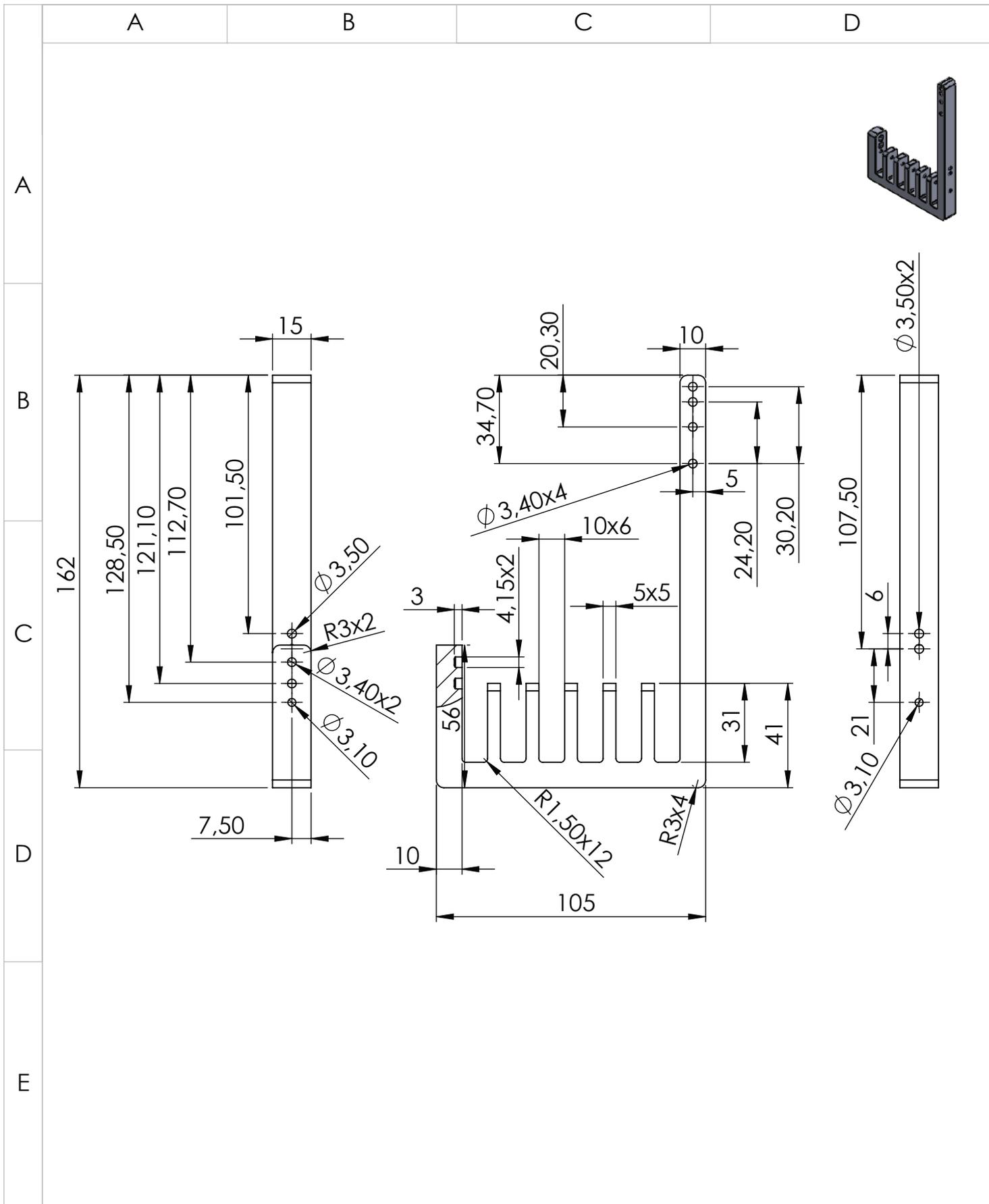
		Tolerancia: +/- 0.02	Masa: 0.0245 Kg	Materiales: TPU	
		Dib.	Fecha: 05/03/20	Nombre: Calderón R.	Denominación: Pulgar V2
		Rev.			Escala: 1:2
		Apro.			Registro:
		UTN		Numero de dibujo: 5	
Edición: Modificación:		Fecha:	Nombre:	Sustitución: 6 DE 12	



Todos los angulos tienen redondeo de radio 2 mm excepto los acotados

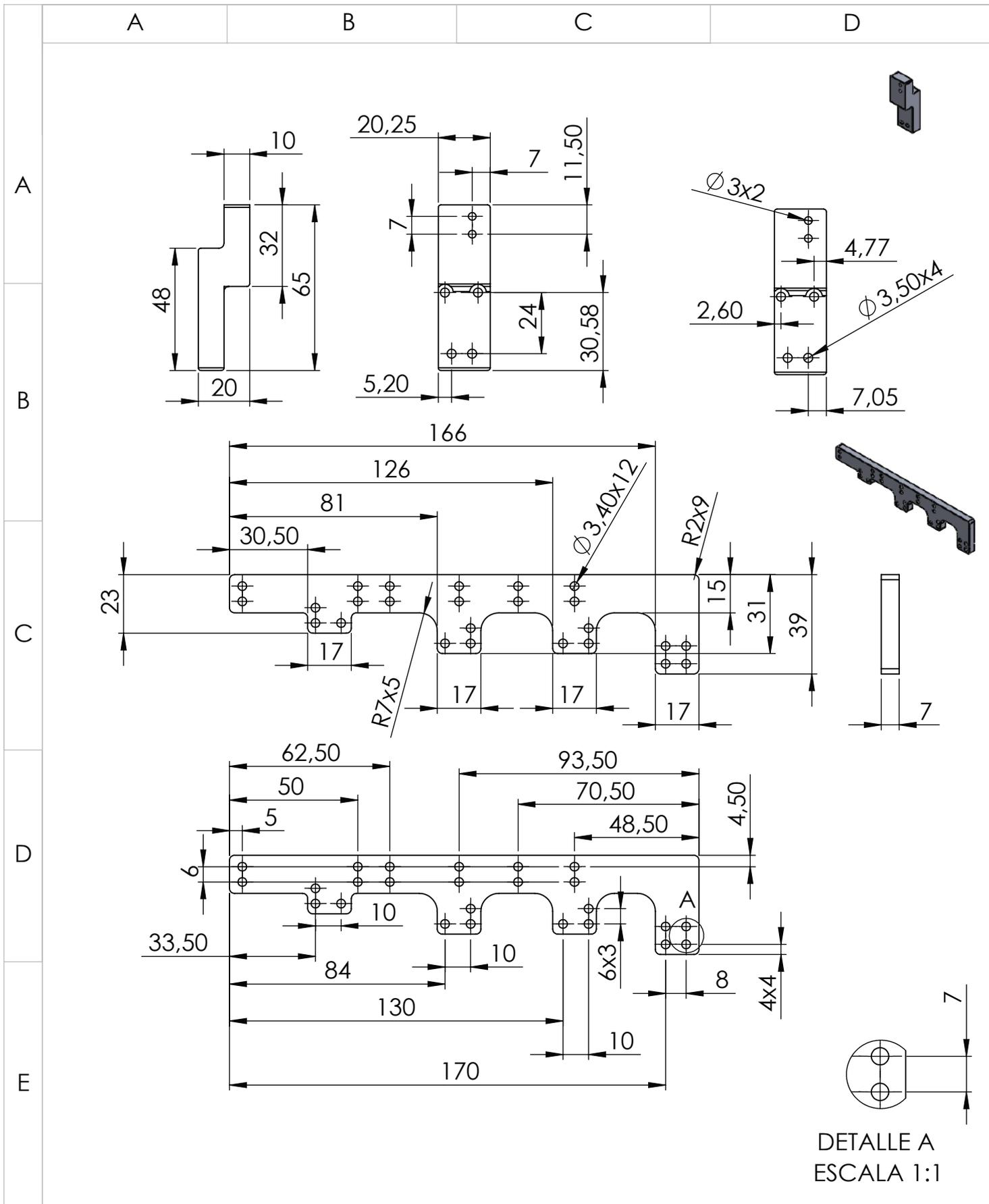
		Tolerancia:	Masa:	Materiales:	
		+/- 0.02	0.0266Kg	PLA	
		Fecha:	Nombre:	Denominación:	
		Dib. 05/03/20	Calderón R.	Soporte palma SMA	
		Rev.		Escala:	
		Apro.		1:1	
		UTN		Numero de dibujo:	Registro:
				6	
Edición:	Modificación:	Fecha:	Nombre:	Sustitución:	7 DE 12





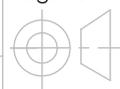
Edición:		Modificación:		Fecha:		Nombre:		Tolerancia:	Masa:	Materiales:	
								+/- 0.02	0.0716 Kg	PLA	
		Dib.		Fecha:		Nombre:				Denominación:	
		Rev.		05/03/20		Calderón R.				Soporte Poleas	
		Apro.								Escala:	
										1:2	
										Registro:	
										Numero de dibujo:	
										7	
										Sustitucion:	
										8 DE 12	

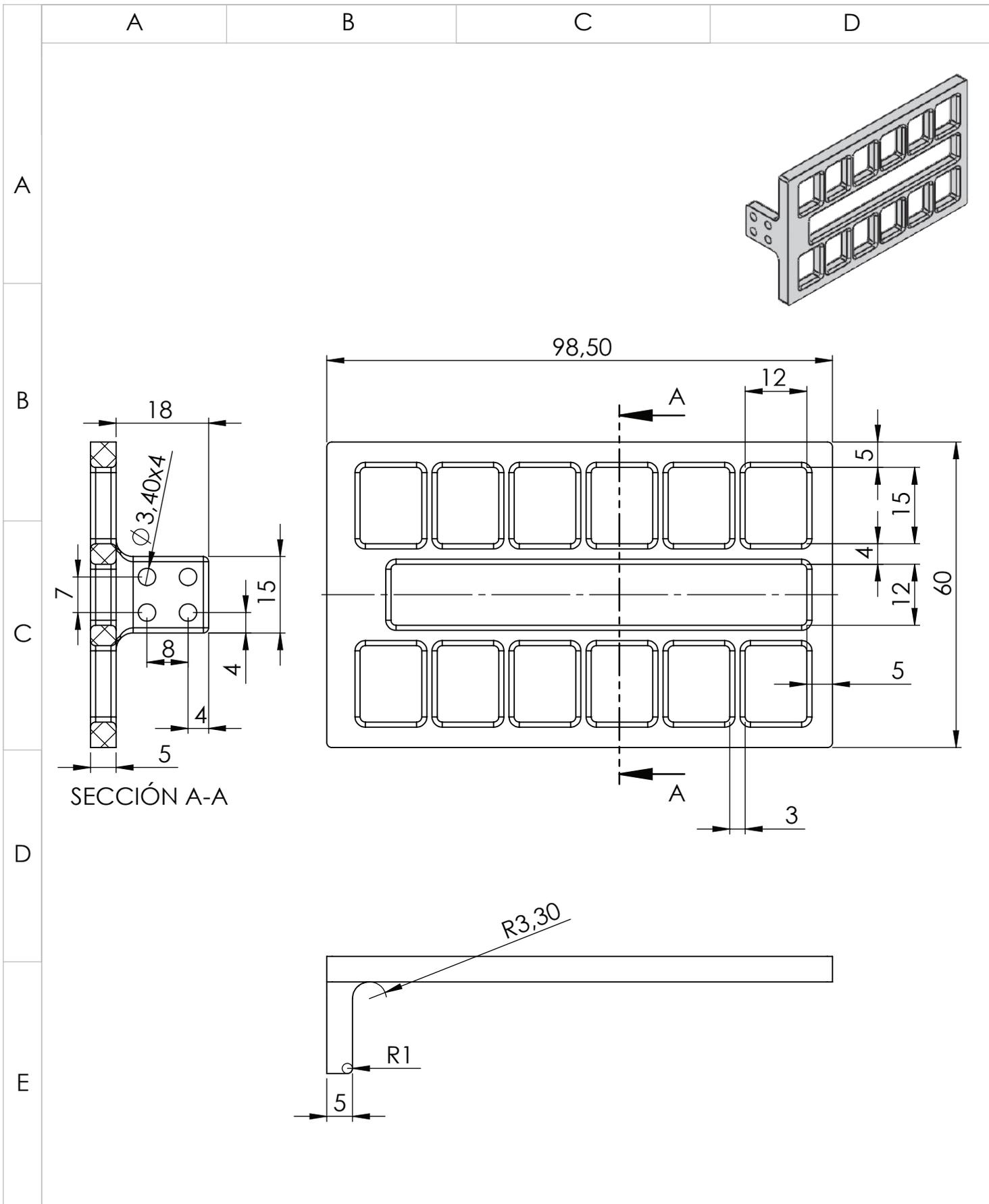
UTN



DETALLE A
ESCALA 1:1

		Tolerancia: +/- 0.02	Masa: 0.0202 Kg 0.033 kg	Materiales: PLA	
		Dib.	Fecha: 05/03/20	Nombre: Calderón R.	Denominación: Soporte Pulgar y Soporte Templadores
		Rev.			Numero de dibujo: 8 y 9
		Apro.			Sustitucion: 9 DE 12
		UTN			Registro:
Edi- cion:	Modificacion:	Fecha:	Nombre:		





		Tolerancia:	Masa:	Materiales:	
		+/- 0.02	0.055 Kg	PLA	
		Fecha:	Nombre:	Denominación:	Escala:
Dib.	05/03/20	Calderón R.		Soporte Actuadores	1:1
Rev.					
Apro.					
UTN			Numero de dibujo:	10	Registro:
			Sustitucion:	10 DE 12	
Edición:	Modificación:	Fecha:	Nombre:		

Anexo J

Certificado del exoesqueleto

Cotacachi 06 de Julio del 2020

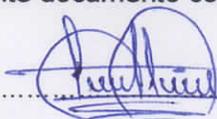
CERTIFICADO DE REVISIÓN DE TESIS

Yo Lizbeth Catherine De la Cruz Sarzosa. con cédula de ciudadanía 092356665-7 Fisioterapeuta y Master en Osteopatía, certifico haber revisado la tesis de grado, de Rommel Andrés Calderón Mancheno con cédula de ciudadanía 1003870183, que lleva por título: "Exoesqueleto rehabilitador de mano mediante fibras musculares (SMA)"

Tomando en cuenta que es un prototipo, aún tiene algunas cosas por mejorar, una de ellas sería que logre llegar a una flexión y extensión completa, adaptarle un mecanismo que realice dichos movimientos porque después de realizar la flexión toca esperar unos minutos para poder ir a la extensión y ese movimiento se lo realiza manualmente y no es muy óptimo, pero la idea de crear este equipo y utilizarlo en el ámbito de rehabilitación es excelente, se lo puede emplear en lesiones como: tendinitis, esguinces, luxaciones, fracturas, que van desde leves, moderadas y severas, gracias a que cuenta con un regulador porcentuado que brinda la movilidad articular dependiendo de la gravedad de la lesión, también cuenta con un dispositivo que mide la fuerza de los dedos de la mano de manera independiente a los movimientos de flexión.

El exoesqueleto rehabilitador de mano mediante fibras musculares (SMA), sería utilizado como parte de un plan de rehabilitación, que crea el fisioterapeuta con la finalidad de que el paciente logre recuperar la movilidad articular y la fuerza muscular en su totalidad.

Es todo cuanto puedo certificar en honor a la verdad, facultando a Rommel Andrés Calderón Mancheno hacer uso del presente documento conforme estime conveniente.



Atentamente

Lizbeth Catherine De la Cruz Sarzosa
FISIOTERAPEUTA
MASTER EN OSTEOPATIA

 Lic. Catherine De la Cruz
FISIOTERAPEUTA
Cod. MSP. 1015-14-1264792