



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Diseño del modelo de un dispositivo soft-robotics para rehabilitación del movimiento de pinza trípode estático de la mano humana

Shelly Nathalya Patiño Gutiérrez

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de ingeniería
Departamento de ingeniería Mecánica y Mecatrónica
Bogotá, Colombia
2021

Diseño del modelo de un dispositivo soft-robotics para rehabilitación del movimiento de pinza trípode estático de la mano humana

Shelly Nathalya Patiño Gutiérrez

Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Ingeniería Mecánica

Directora:

Silvia Cristina Duarte Torres, Mtr.

Codirector:

Edgar Bolívar Nieto, Ph.D.

Línea de Investigación:

Biomecánica

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de ingeniería

Departamento de ingeniería Mecánica y Mecatrónica

Bogotá, Colombia

2021

Agradecimientos

Agradezco a mi progenitora Lucía Gutiérrez Mendoza, por sus aportes y apoyos tanto económicos como académicos en el transcurrir de este proyecto.

También a mis hermanos Stefanny Patiño y Nicolás Suárez, quienes estuvieron conmigo brindandome su compañía y afectividad importante para llegar a lograr los objetivos de este proyecto, sobre todo en los momentos más críticos por mi estado de salud.

A mi tía Magdalena Gutiérrez, quien realizó importantes aportes académicos.

A mi tutora Silvia Cristina Duarte Torres y Codirector Edgar Bolívar Nieto, quienes en el ámbito académico y profesional me brindaron el acompañamiento y los conocimientos necesarios para desarrollar y culminar este proyecto de manera satisfactoria, por guiarme e inspirarme en este proceso y en mi crecimiento profesional.

También manifiesto mis agradecimientos a la Universidad Nacional De Colombia, casa de estudios que en todo momento me estuvo apoyando en los aspectos tanto administrativos como académicos, los cuales me permitieron avanzar para llegar a la culminación de este trabajo.

Resumen

DISEÑO DEL MODELO DE UN DISPOSITIVO SOFT-ROBOTICS PARA REHABILITACIÓN DEL MOVIMIENTO DE PINZA TRÍPODE ESTÁTICO DE LA MANO HUMANA

Este trabajo presenta el diseño de un dispositivo mecánico, antropomórfico y antropométrico flexible (soft-robotics) de rehabilitación del movimiento pinza trípoде estático de la mano, para aquellos individuos que presentan ausencia de movilidad en los dedos, pero conservan movimiento en la muñeca.

La metodología se basó en el estudio de exoesqueletos soft-robotics para rehabilitación de los movimientos de la mano, además teniendo en cuenta el estudio de la biomecánica y anatomía de la mano se tomaron muestras antropométricas a 50 personas entre 18 a 50 años de edad; de esta muestra se tomó los valores más comunes de la talla, el género y mano dominante, siendo estos la talla S del género femenino diestras.

El diseño del dispositivo se realizó en AutoCAD, los componentes se imprimieron en 3D y luego se ensamblaron. Este dispositivo incorpora un mecanismo biomecánico de accionamiento por variación de longitud simulando tendones, emulando así una dinámica de tenodesis; donde el accionamiento es generado a partir de la extensión y flexión de la muñeca, permitiendo al usuario un movimiento natural de flexión y extensión de los dedos II y III; como resultado del uso del dispositivo se tiene un engrama cerebral, permitiendo al usuario la posibilidad de realizar actividades básicas con su mano tales como el agarre de un lápiz y objetos pequeños, además el diseño es ergonómico, cómodo, liviano, de fácil adaptación y limpieza, siguiendo los protocolos de sanidad requeridos para Sars-cov-2.

Palabras clave: Robótica blanda, Férula flexible, Agarre de tenodesis, Rehabilitación de la mano, Portable, Háptica, Higiénico, Pinza trípoде .

Abstract

MODEL DESIGN OF A SOFT-ROBOTICS DEVICE FOR REHABILITATING THE MOVEMENT OF THE HUMAN HAND'S STATIC TRIPOD GRIPPER

This work presents the design of a flexible anthropomorphic and anthropometric mechanic device (soft-robotics) for rehabilitation of the static tripod movement of the hand, for those people who have no mobility in their fingers, but they still have full movement of the wrist.

The methodology was based on the study of soft-robotic exoskeletons for the rehabilitation of hand's movements; also taking into account previous biomechanics and anatomic studies of the hand, were taking anthropometric samples of 50 people between 18 and 50 years of age; from this sample were taken the modal values for the size, the gender and hand, were chosen size S and right hand for female people.

The design was done in AutoCAD, the components were 3D printed and then assembled. This mechanical device incorporates a biomechanical mechanism of actuation by variation of length simulating tendons, thus emulating a dynamic of tenodesis, where the actuation is generated from the extension and bending of the wrist, allowing the user a natural movement of flexion and extension of the fingers II and III; as a result of the use of this mechanical device generate brain engram, allowing the user the possibility to perform basic activities with their hands such as the grip of a pencil and small objects, in addition the design is ergonomic, comfortable, lightweight, easy to adapt and clean, following the required sanitation protocols for Sars-cov-2.

Keywords: Sof-robotics, Flexible splint, Tenodesis grasp, Soft glove, Hand rehabilitation, Portable, Haptics, Hygienic, Tripod grip.

Contenido

Agradecimientos	v
Resumen	vii
Lista de figuras	xi
Lista de tablas	1
1. Introducción	2
1.1. Sistemas mecánicos de exoesqueletos blandos para rehabilitar el movimiento de la mano y alcances del diseño	4
1.2. Estructura del documento	6
2. Anatomía y biomecánica de la mano humana	7
2.1. Anatomía y movimientos de los dedos de la mano humana	7
2.1.1. Acciones de los músculos de la mano	8
2.1.2. Músculos de la mano	9
2.1.3. Huesos de la mano	12
2.1.4. Articulaciones sinoviales de la mano	13
2.1.5. Modelo mecánico equivalente de la mano	14
2.1.6. Prensa pinza trípode	16
2.2. Antropometría de la mano	17
3. Diseño de la estructura y mecanismo de los dedos	19
3.1. Geometría	19
3.2. Análisis de elementos finitos en ANSYS	23
3.3. Condiciones de cargas empleadas	26
3.4. Diseño CAD del soporte de los dedos del dispositivo	45
3.5. Justificación del diseño CAD	46
3.6. Diseño preliminar CAD de los dedos	46
3.7. Diseño final CAD soporte de los dedos	48

4. Diseño mecanismo de accionamiento y manufactura	50
4.1. Férula de neopreno	50
4.2. Diseño riel	51
4.3. Mecanismo de accionamiento al ejercer flexión y extensión de muñeca.	53
4.4. Diseño estructura de la mano	57
4.5. Dispositivo ensamblado	58
4.6. Funcionamiento mecánico del dispositivo para ejercer la pinza trípode	60
4.7. Análisis de Potencia	62
5. Resultados y discusión	66
5.1. Como ubicar el dispositivo	66
5.2. Interacción con la persona	68
5.3. Resultados	70
6. Conclusiones y recomendaciones	72
6.1. Conclusiones	72
6.2. Recomendaciones y trabajos futuros	74
A. Anexo:Medidas antropométricas	75
B. Anexo: Presupuesto del proyecto	77
C. Información empresa de impresión 3D	78
Bibliografía	79

Lista de Figuras

2-1. Uniones musculares [1]	8
2-2. C Movimientos de los dedos, D Movimientos del pulgar [2].	9
2-3. Musculos intrínsecos de la mano [2].	10
2-4. Extensores [3].	11
2-5. Flexores [3].	12
2-6. Huesos de la mano [4].	13
2-7. Articulaciones sinoviales [5].	14
2-8. Modelo cinemático de la mano:, excepción del pulgar, los dígitos restantes son metacarpianos fijos [4].	16
2-9. Pinza trípode [6].	17
3-1. Configuración propiedades del material.	24
3-2. Simulación sin converger.	25
3-3. Detalles Analysis settings	26
3-4. Fuerzas aplicadas.	27
3-5. Probeta (PR).	27
3-6. Fuerza normal 2 N (PR)	28
3-7. Fuerza en voladizo 2 N (PR)	28
3-8. Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PR)	29
3-9. Probeta (PM).	29
3-10.Fuerza normal 2 N (PM)	29
3-11.Fuerza voladizo 2 N (PM)	30
3-12.Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PM)	30
3-13.Probeta (PRE).	31
3-14.Fuerza normal 2 N (PRE)	31
3-15.Fuerza voladizo 2 N (PRE)	32
3-16.Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PRE)	32
3-17.Probeta (PS1).	33
3-18.Fuerza normal 2 N (PS1)	33
3-19.Fuerza en voladizo 2 N (PS1)	33
3-20.Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS1)	34

3-21. Probeta (PS2).	34
3-22. Fuerza normal 2 N (PS2)	35
3-23. Fuerza en voladizo 2 N (PS2)	35
3-24. Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS2)	36
3-25. Probeta (PS3).	36
3-26. Fuerza normal 2 N (PS3)	36
3-27. Fuerza en voladizo 2 N (PS3)	37
3-28. Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS3)	37
3-29. Probeta (PS4).	38
3-30. Fuerza normal 2 N (PS4)	38
3-31. Fuerza en voladizo 2 N (PS4)	39
3-32. Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS4)	39
3-33. Probeta (PS5).	40
3-34. Fuerza normal 2 N (PS5)	40
3-35. Fuerza en voladizo 2 N (PS5)	41
3-36. Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS5)	41
3-37. probeta (PS6).	42
3-38. Fuerza normal 2 N (PS6).	42
3-39. Fuerza voladizo 2 N (PS6).	42
3-40. Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS6)	43
3-41. Soporte dedos 1	47
3-42. Estrutura 1 de los dedos impresa	48
3-43. Soporte dedos definitivo	49
3-44. Estrutura definitiva de los dedos impresa	49
4-1. Férula neopreno [7].	51
4-2. Corredera 1	51
4-3. Corredera dorsal 1	52
4-4. Flexión.	53
4-5. Extensión	54
4-6. Antebrazo neopreno	55
4-7. Estructura bioinspirada	55
4-8. Estructura bioinspirada flexión	56
4-9. Flexión sujetando un lápiz	56
4-10. Estructura de la mano	57
4-11. Estructura de la mano impresa	58
4-12. Estructura de la mano ensamblada	59
4-13. Vista isométrica	59

4-14. Vista interna	60
4-15. Puntos de anclaje dispositivo	61
4-16. Puntos de anclaje punto C	61
4-17. Flexión dedos II y III	62
4-18. Diagrama de cuerpo libre.	64
5-1. Pasos para poner el dispositivo	67
5-2. Sujetando un marcador escritura	68
5-3. Sujetando objetos de diferentes tamaños	69
5-4. Persona usando el dispositivo	70
B-1. Presupuesto general	77
B-2. Costo dispositivo final	77

Lista de Tablas

2-1. Músculos extrínsecos	11
2-2. valores normales del rago de movimiento [5].	15
3-1. Probeta rectangular maciza (PR)	20
3-2. Probeta con ondas rectangulares (PRE)	20
3-3. Probeta con rombos (PM)	21
3-4. Probeta con ondas seno 1 (PS1)	21
3-5. Probeta con ondas seno 2 (PS2)	21
3-6. Probeta con ondas seno 3 (PS3)	22
3-7. Probeta con ondas seno 4 (PS4)	22
3-8. Probeta con ondas seno 5 (PS5)	23
3-9. Probeta con ondas seno 6 (PS6)	23
3-10. Datos FEM de las probetas	44
4-1. Cálculo fuerzas	64
4-2. Cálculo Torque dedos	65
4-3. Cálculo de Potencia	65
5-1. Ventajas y desventajas	71
A-1. Convenciones	75
A-2. Datos personas género femenino	75
A-3. Datos personas género masculino	76

1. Introducción

Según el informe de discapacidad mundial de la Organización Mundial de la Salud (2011), en un estudio realizado con 59 países se encontró que: el porcentaje de personas que padecen de alguna discapacidad es de unos 785 millones, (15,6 %) de la población mundial son mayores de 15 años [8, 9]. Además se estima que esta cifra aumentaría a 975 millones (19,4 %) de personas debido a que ciertos de los factores causantes de estas discapacidades ha incrementado.

Algunos de estos factores son: lesión de médula espinal (SCI) [10], donde los sobrevivientes viven con daño neurológico sostenido, afectando la movilidad y sensibilidad de las extremidades. Los sobrevivientes de accidente cerebro vascular, normalmente presentan importantes déficits motores, la restauración óptima de la función motora del brazo y la mano es esencial, para permitir que los pacientes con accidente cerebrovascular realicen actividades de la vida diaria independientemente [11]. El trauma raquímedular es ocasionado por un golpe traumático repentino en la columna, provocando pérdida de la función motora y sensitiva, incluyendo las afecciones C5 y C6 por lo cual la persona no logra realizar agarres con la mano de manera activa [12, 13]. La esclerosis múltiple es una enfermedad que afecta el sistema nervioso, provocando la pérdida de comunicación entre el cerebro y el cuerpo, causando problemas con la coordinación y el equilibrio [14]. Las personas con Distrofia muscular de Duchenne DBMD se presenta en aproximadamente 1 de cada 3600 varones ya que es hereditaria [15], por lo cual pueden mostrar retraso en el desarrollo motor o retraso del desarrollo en general. También la parálisis cerebral donde una de las posibles afecciones es el mal funcionamiento del sistema nervioso provocando pérdida motriz en las extremidades. “El aumento de la accidentalidad, el conflicto armado, el uso de sustancias psicoactivas, el aumento de la población, principalmente la población de los adultos mayores, seguido de acrecentamiento de las enfermedades, el maltrato infantil y la violencia ” [16], entre otras.

A raíz de estos factores, que causan ausencia parcial o total de movimiento en la mano, se requieren técnicas y terapias para la recuperación o mejora motriz de miembro superior, según la condición que padezca la persona. Parte de las terapias son acompañadas y ejercidas por un terapeuta ocupacional o fisioterapeuta. Considerando la labor que ejercen estos profesionales, se evidencian casos donde un terapeuta puede tener hasta 20 pacientes por

día, provocando agotamiento y deterioro corporal del profesional de terapia [17]. Por lo cual, desde el campo de la ingeniería, se han desarrollado y probado soluciones de dispositivos que contribuyen con la mejora de la motricidad de la mano en los pacientes que están en rehabilitación, y así generar un aporte en este campo de la medicina; sin embargo, algunos de estos dispositivos fueron desarrollados sin tener en cuenta los factores que estudia la ergonomía física y cognitiva de la mano, causando molestias en los pacientes, debido a su estructura no modular, rígida y pesada derivada del uso de demasiados componentes mecánicos en su diseño.

De manera que se han presentado y desarrollado otros diseños que sean capaces de cumplir con la función de dar apoyo, ayudar a ejercer movimientos, rutinas repetitivas y/o aumentar las capacidades motoras del cuerpo humano [18, 19], sin provocar incomodidad a este. Por lo tanto, el campo de la ingeniería se ha visto motivada a utilizar y crear otros materiales para la construcción de estos dispositivos, como materiales elásticos, deformables y flexibles entre otras características que se mencionan más adelante, pero que al mismo tiempo tengan un grado de rigidez y resistencia al uso, todo esto con el fin de crear estructuras menos rígidas y más cómodas. A estos dispositivos se les denominan exoesqueletos blandos, consisten en una estructura flexible y se caracterizan por ser una ortesis de potencia avanzada [20], diseñada para ser usada en el cuerpo y se pueden describir como “robots vestibles” [21].

Estos exoesqueletos hacen parte del subcampo de la robótica llamada soft-robotics los cuales son dispositivos robóticos inspirados en los sistemas biológicos que permiten adaptarse a ambientes o entornos impredecibles, generalmente son compuestos de materiales suaves, blandos y/o elásticos cuyos módulos de Young se encuentran en un rango de $(10^4 - 10^9 Pa)$, permitiendo que se puedan torcer, doblarse, estirarse y comprimirse. Los robots blandos se caracterizan por tener un número relativamente grande de grados de libertad en comparación con sus contrapartes de diseños rígidos, y al igual que los robots rígidos también tienen la cualidad de sostener su propio peso y ejercer movimientos autónomos, los movimientos en un dispositivo blando se da gracias a la fuerza generada de los actuadores blandos [19]. Un actuador blando habitualmente está compuesto por materiales suaves como: polímeros blandos, ligeros, deformables y flexibles, aleaciones por memoria de forma (SMA), elastómero dieléctrico, PDMS entre otros. Existen diversas maneras para accionar el actuador según su respectivo diseño mecánico, algunos ejemplos son: la generación de presión por un fluido, magnética, óptica, termoquímica, eléctrica y mecánica (por ejemplo: bombas, motores)[22, 23].

1.1. Sistemas mecánicos de exoesqueletos blandos para rehabilitar el movimiento de la mano y alcances del diseño

Generalmente dentro de los dispositivos existentes de rehabilitación blandos de miembro superior como la mano, consisten en una estructura flexible compatible con las tallas y morfología de la mano humana. Estructura a la cual se le ubica un actuador blando por cada dedo de la mano, o a las articulaciones que se desean dar movimiento, inclusive en la muñeca, con la intención de generar los respectivos movimientos biomecánicos dependiendo el tipo de rehabilitación a ejercer, tratando de imitar el comportamiento, la rigidez y la elasticidad de diferentes tejidos biológicos blandos como ligamentos, músculos y tendones [24]. Por tal motivo, en estos dispositivos blandos, los mecanismos de accionamiento que más se han implementado son: actuación por longitud variable y presión por un fluido (neumáticamente o hidráulicamente). Dependiendo el tipo de actuación del mecanismo, el sistema de control y sistema electromecánico puede variar entre ellos.

En el caso de presión por un fluido, el accionamiento consiste en bombear el fluido a través de canales o micro canales, los cuales permiten que los compartimientos del diseño del actuador hechos de un material flexible y extensible se expandan y se contraigan para causar una deformación deseada [23, 25] denominados actuadores de elastómero fluídico (FEA), dado a la variedad que hay en los diseños existentes FEA, estos se categorizan en tres diferentes tipos: Actuadores de fibra reforzada, actuadores de red neumática y actuadores elaborados con un material elastómero contenidos en una capa limitadora. En otros casos es posible encontrar actuadores que producen patrones de flexión en cámaras llenas de aire a presión, y a través de la aplicación de una tensión se producen expansiones y contracciones similares al comportamiento de los músculos [25], por tal razón este tipo de actuadores se identifican como músculos artificiales neumáticos (PAM) o también son conocidos como músculos McKibben [23, 26]. Sin embargo, los mecanismos de accionamiento por longitud variable se basan en que el exoesqueleto transmite tensión por medio de un tendón o tendones incrustados en él al cuerpo humano, por medio de la estructura blanda inspirada en la mano humana, los tendones del exoesqueleto transmiten fuerzas musculares y así inducen flexión y extensión en los dedos[18]. Dentro de esta modalidad se encuentran los dispositivos por tensión por cables y actuadores por memoria de forma o Shape Memory Alloy (SMA).

Los actuadores SMA, son hechos de un material inteligente conocido por ser una aleación por memoria de forma, el cual consiste en una aleación metálica de níquel y titanio conocida

como Nitinol (NiTi), compuesta de 49/51 % en Ni, se caracteriza por tener súper-elasticidad y efecto memoria de forma[27], el comportamiento de este material consiste en recuperar la forma inicial después de ser sometido a una deformación de 8 % a 10 % de su forma inicial mediante la aplicación de calor o tensión. Este tipo de actuador cubierto por material aislante se ubica a lo largo de la estructura de cada dedo, donde varias guías están montadas en el guante para conectar y transferir la fuerza del tendón a las falanges del dedo que se desea dar movimiento como se ve en el dispositivo Prototyping of a wearable assistive tool for hand [28]. Sin embargo, rara vez han empleado actuadores SMA en el diseño de exoesqueletos blandos debido a las insuficiencias técnicas y al coste, además de que normalmente para implementar este material en el diseño se requiere: “temperatura de transformación al calentar, temperatura de reseteo (histéresis), fuerza (tensión), desplazamiento (deformación), estabilidad cíclica (fatiga), tiempo de respuesta al calentar y enfriar, dimensiones, “tolerancias de tensión y temperatura” entre otros[27].

En cambio, el accionamiento de tensión por cables, se basa en ubicar en la parte dorsal y palmar de la mano los puntos de inserción o ajuste para adherir el cable a estos puntos, por medio de la estructura flexible, considerando los puntos de articulación para no obstruir el movimiento de estos. El cable o tendón va adherido y guiado a la estructura por medio de tubos. los cuales en la mayoría de diseños son de teflón, con la intención de disminuir el impacto de fricción que se genera al aplicar tensión. El material del cable tiene que ser de fácil ajuste a la estructura y al mismo tiempo ser resistente, de manera que los cables que más se han empleado con estas características son cable Kevlar y Bowden [29, 30].

Una vez posicionado el cable en los puntos de inserción a lo largo de cada dedo, es posible transmitir tensión, por medio de un sistema de enrutamiento mecánico subactuado. Un sistema subactuado es aquel que tiene menor cantidad de actuadores en comparación con la cantidad de grados de libertad del dispositivo, por lo cual es posible encontrar sistemas accionados por un solo motor para generar movimiento a los cinco dedos hasta un motor por cada dedo [31]. Independientemente de la cantidad de los actuadores estos van sujetos a un carrete cada uno, según la necesidad del dispositivo, estos permiten y facilitan que el cable se deslice o enrollé dependiendo la acción a ejecutar (flexión o extensión).

Considerando la versatilidad que se observa en el accionamiento por actuación de tendones, y la variedad de materiales con los cuales se puede diseñar la estructura, el diseño del dispositivo blando de este trabajo se enfocó con un mecanismo de accionamiento por tendones gracias a la facilidad de adaptar a cualquier forma, además del liviano peso. También que permite proponer otros medios de accionamiento a los tendones, como por ejemplo que el mismo

usuario con ayuda de otras partes de su cuerpo de miembro superior que presenten movilidad como; hombro, codo, muñeca, ejerzan movimiento al sistema mecánico de los tendones del exoesqueleto, o como es el caso del dispositivo propuesto en este trabajo, el cual se basó en la función de agarre tenodesis, esto no sería posible con mecanismos de accionamiento por un fluido. Para el diseño de la estructura de los dedos se propone una nueva geometría basada en otros diseños de dispositivos blandos, teniendo en cuenta la elongación que se produciría en las Inter falanges de los dedos. La geometría empleada en la estructura del diseño, se eligió a partir de diferentes probetas realizadas en Inventor y evaluados con análisis y simulación por elementos finitos FEA. Es posible ejecutar el análisis de las probetas sometidas a posibles esfuerzos con ANSYS, así de esta manera resolver problemas físicos, en este caso encontrar un diseño intermedio y óptimo que permita la elongación deseada y que sea resistente a los esfuerzos que se generan, asimismo la geometría propuesta es reproducible en otros diseños, debido a las características de diseño empleadas.

1.2. Estructura del documento

En el capítulo 1, presenta la introducción general, exponiendo el contexto del trabajo realizado, los aspectos que motivaron trabajar sobre este tema, la identificación del problema, la justificación, los objetivos que se desarrollaron y la estructura del documento.

En el capítulo 2, se exponen los fundamentos teóricos de la anatomía y movimientos de la mano humana, del subcampo de la robótica soft-robotics,

En el capítulo 3, se realiza el análisis bibliométrico de acuerdo con la literatura bibliográfica en el subcampo de la robótica Soft-Robotics para rehabilitación de la mano humana.

En el capítulo 4, se describe la metodología propuesta, en la cual se establece las consideraciones de diseño, se expone el diseño en CAD.

En el capítulo 5, se presentan el análisis de los resultados obtenidos y las perspectivas de aplicación de la metodología propuesta

En el capítulo 6, se presenta las principales conclusiones de este trabajo y se proponen las futuras investigaciones que se pueden desarrollar a partir del trabajo realizado.

2. Anatomía y biomecánica de la mano humana

El objetivo fundamental de este capítulo es hacer una introducción a la anatomía de la mano, para identificar el sistema musculoesquelético y así comprender como se generan los diferentes movimientos en la mano, en especial la prensa pinza trípode, y de esta manera exponer un modelo mecánico equivalente.

2.1. Anatomía y movimientos de los dedos de la mano humana

Los músculos tienen la capacidad de contraerse y relajarse. En el cuerpo humano existen tres tipos de músculos según el tipo de fibra que los componen: los músculos lisos o involuntarios de contracción duradera, los músculos estriados o voluntarios de contracción rápida y de corta duración y músculos cardiacos compuestos por músculos lisos y estriados los cuales funcionan de forma autónoma.

Por lo tanto, se considera que los únicos músculos que hacen parte del sistema muscular son los músculos esqueléticos o voluntarios, debido a que son los que permiten la posibilidad mecánica de dar movimiento voluntario controlado por un organismo vivo. Los músculos voluntarios tienen la capacidad de contraerse y relajarse gracias a estímulos eléctricos procedentes del sistema nervioso, estos músculos se incrustan en los huesos por medio de tendones, donde al contraerse el músculo transmite tensión a los huesos provocando movimiento a una articulación[32].

- **Uniones musculares**

Un músculo esquelético normalmente se une al hueso u otros tejidos en dos o más lugares, uno de ellos es denominado origen o inserción proximal y la otra inserción terminal o inserción distal, ver figura **2-1** obtenida de [1].

- **Origen**

Es la unión del músculo al hueso que permanece inmóvil o no presenta casi movilidad siendo un punto de apoyo al generar tensión.

■ Inserción

Es la unión del músculo en el hueso que presenta más movilidad [1, 5].

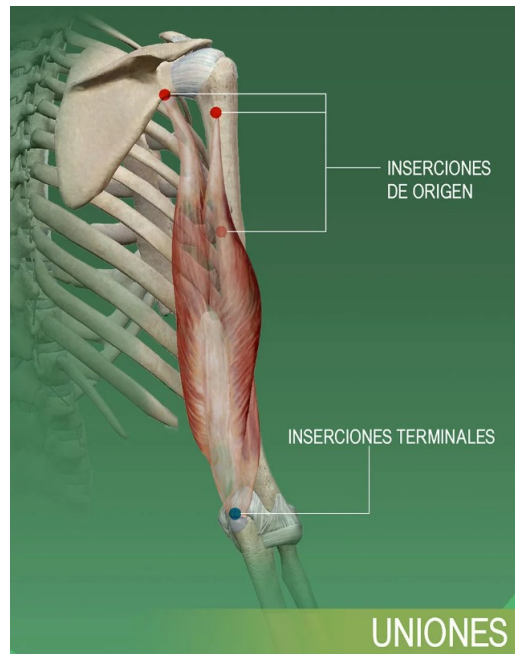


Figura 2-1.: Uniones musculares [1]

2.1.1. Acciones de los músculos de la mano

El accionamiento de un músculo en el cuerpo normalmente sucede de a pares que se oponen entre sí moderando la velocidad y el rango de movimiento entre dos huesos. Los músculos que generan acción en los dedos de la mano humana más importantes para agarrar objetos son los que generan flexión y extensión o abducción y aducción. **La flexión y extensión:** son los movimientos de la mano o de las falanges de los dedos en dirección palmar y posición cero de la mano respectivamente. La flexión es cuando existe disminución del ángulo entre dos huesos, es decir tiende a doblarse o inclinarse, casi siempre en el plano sagital. La extensión es cuando hay aumento del ángulo entre dos huesos, estirando la parte que se encuentra doblada o inclinada, suele dejar una articulación en sentido recto o posición cero. **La abducción y aducción:** Es el movimiento de un lado hacia al otro con respecto a la línea media de la mano. La **abducción** alejamiento de la línea media de la mano. la **aducción** provoca acercamiento a la línea media de la mano. En la figura 2-2, puede observar los movimientos de la mano, imagen obtenida de [2].

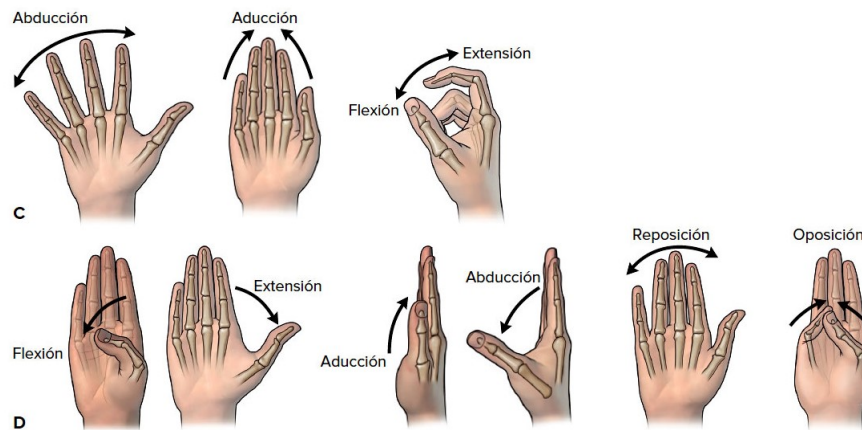
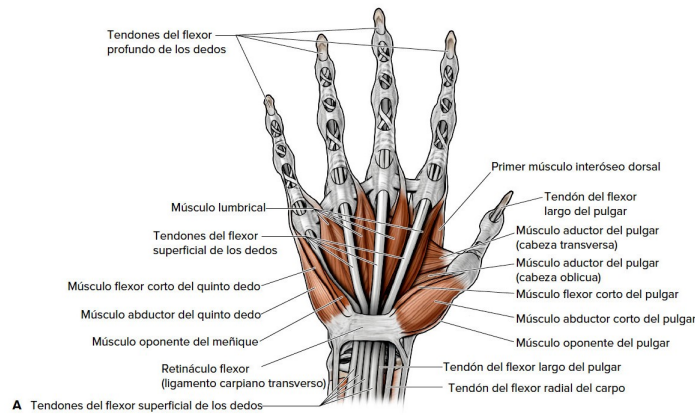


Figura 2-2.: C Movimientos de los dedos, D Movimientos del pulgar [2].

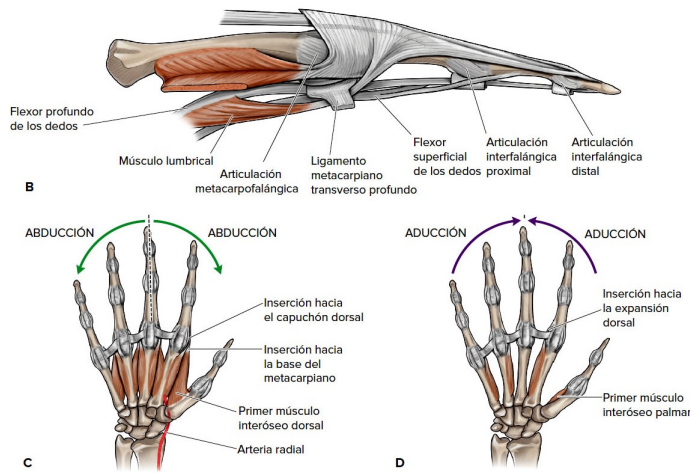
2.1.2. Músculos de la mano

Los músculos que generan las diferentes acciones en los dedos y muñeca de la mano se dividen en músculos extrínsecos e intrínsecos. los extrínsecos son aquellos músculos que se originan fuera de la estructura de la mano y son provenientes del antebrazo [2], pero actúan sobre ella a través de tendones que unen el músculo con los huesos de los dedos. Los músculos intrínsecos se originan dentro de la mano y actúan sobre una sola articulación o sobre múltiples articulaciones generando tres tipos de acciones flexión-extensión, abducción-aducción, supinación-pronación, como se observan en las figuras **2-3** obtenidas de [2].

■ Músculos intrínsecos



(a) Músculos de la palma de la mano



(b) . B. Músculos lumbricales. C. Músculos interóseos dorsales. D. Músculos interóseos palmares

Figura 2-3.: Musculos intrínsecos de la mano [2].

■ Músculos del antebrazo o extrínsecos

En la tabla 2-1 se presentan los músculos extrínsecos que permiten el movimiento a los dedos y muñeca de la mano, con su respectiva imagen, las cuales se obtuvieron de [3], ver figura 2-4 y 2-5.

Tabla 2-1.: Músculos extrínsecos

Músculo	Origen	Inserción	Acción	Fig
Músculo extensor propio del meñique	Epicóndilo lateral del húmero	Expansión digital dorsal del dedo 5	Extensión del dedo 5	2-4a
Extensor del índice	Se fija en posición proximal a la superficie posterior del cúbito y la membrana interósea	Expansión digital dorsal del dedo 2	Extensión del dedo 2	2-4b
Extensor largo del pulgar	Se fija en posición proximal a la superficie posterior del cúbito, y la membrana interósea	Falange distal del dedo 1	Extensión del pulgar en las articulaciones metacarpofalángica y carpometacarpiana	2-4c
Extensor común de los dedos	Epicóndilo lateral del húmero	Expansión digital dorsal de los dedos 2 a 5	Extensión de la muñeca y los dedos	2-4d
Flexor largo del pulgar	húmero del antebrazo	Falange distal del dedo 1	Flexión del pulgar	2-5a
Flexor común de los dedos	Húmero del antebrazo	Falanges distales de los dedos 2 a 5	Flexión de articulaciones desde la muñeca hasta las articulaciones interfalángicas distales	2-5b
Flexor común superficial de los dedos	Húmero del antebrazo	Superficies laterales de la falange media de los dedos 2 a 5	Flexión de la muñeca y las articulaciones metacarpofalángicas, e interfalángicas proximales	2-5c

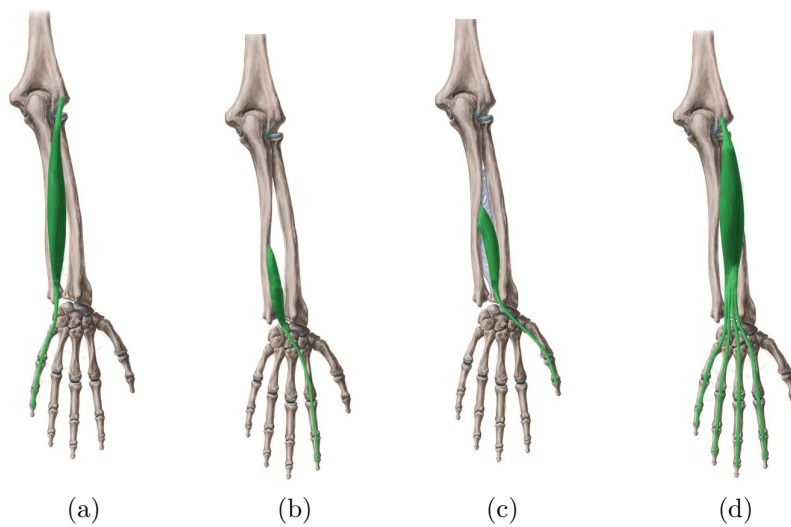


Figura 2-4.: Extensores [3].

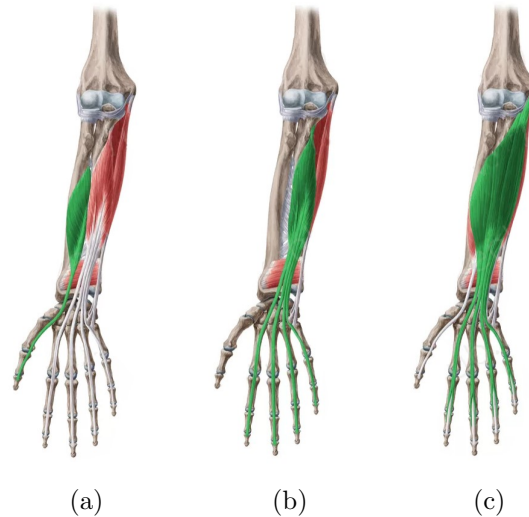


Figura 2-5.: Flexores [3].

2.1.3. Huesos de la mano

La mano humana se caracteriza por ser prensil, hace parte del cuarto segmento del miembro superior, se une al antebrazo por medio del carpo, siendo la base de la mano, formado por los huesos carpianos proximales y distales que conforman la muñeca, permiten su movimiento de un lado a otro. Seguidos y articulados con ellos, se encuentran cinco radios óseos metacarpianos que constituyen el metacarpo y hacen parte de la palma.

Continuo de cada parte distal de los metacarpianos se derivan los cinco dedos que caracterizan la mano humana, cada dedo está conformado por huesos llamados falanges, hay dos en el dedo pulgar y tres en cada uno de los otros cuatro dedos, éstas se identifican por medio de números romanos anteceditos por la palabra proximal, medial y distal. Los dedos se nombran con números romanos de fuera hacia dentro, por la parte palmar mirando hacia arriba, como se observa en la figura 2-6 [4].

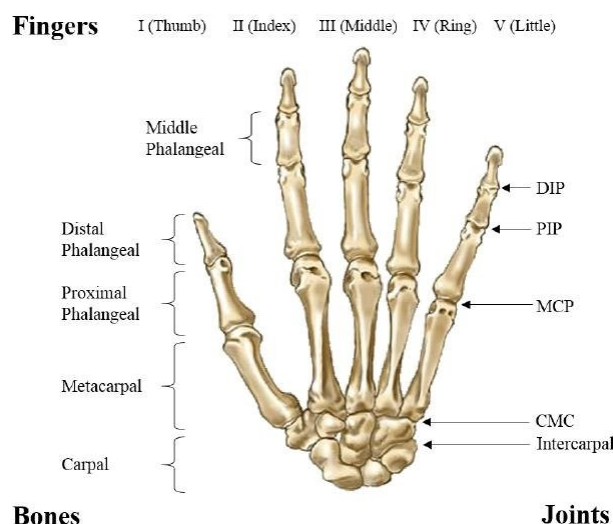


Figura 2-6.: Huesos de la mano [4].

2.1.4. Articulaciones sinoviales de la mano

Existen seis tipos de articulaciones sinoviales en el cuerpo humano, estas se diferencian por la forma de sus superficies articulares y según sus ejes de movimiento o grados de libertad ya sean mono axiales, biaxiales o multiaxiales. A continuación, se revisan solo cuatro tipos de articulaciones de las 6 existentes, ya que son las que permiten los diferentes movimientos de los dedos y muñeca de la mano humana.

Articulaciones condíleas (elipsoides). Esta articulación es biaxial, tiene la capacidad de moverse en dos planos en el sagital y frontal, muestran “una superficie convexa oval que cabe en una depresión con una forma complementaria en el otro” [5], esta articulación se encuentra en la parte radiocarpiana de la muñeca y metacarpofalángica de las bases de los dedos, permitiendo los movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción y circunducción.

Articulaciones en silla de montar. Esta articulación es biaxial, la superficie de ambos huesos de esta articulación tiene forma de silla para montar, una de forma cóncava y la otra de forma convexa y tiene la capacidad de moverse en dos planos en el sagital y frontal, se encuentra ubicada entre el trapecio de la muñeca y el metacarpo I, en la base del pulgar provocando movimientos de flexión, extensión, aducción, abducción y circunducción.

Articulaciones planas (artrodias). Esta articulación es biaxial, la superficie de los huesos de esta articulación suele ser plana con respecto a los otros tipos de articulaciones, de manera que suele ser levemente cóncava o convexa, sólo permite pequeños desplazamientos entre sí los cuales pueden llegar a ser complejos, este tipo de articulación se ubica entre los huesos carpianos de la muñeca.

Gínglimos. Son articulaciones mono axiales, la superficie de uno de los huesos tiene forma de puela con un canal y dos vertientes los huesos de, estas articulaciones se encuentran en las articulaciones interfalángicas de los dedos provocando solamente movimientos de flexión y extensión, con limitado movimiento en el plano frontal y libre movimiento en el plano sagital, con 1 solo grado de libertad en las articulaciones interfalángicas de los dedos. El pulgar está rotado 90 grados respecto a los dedos 2 a 5; por consiguiente, la abducción y aducción ocurren en el plano sagital, y la flexión y extensión, en el plano frontal [5] [33]. Las distintas articulación se evidencian en la figura 2-7[5].

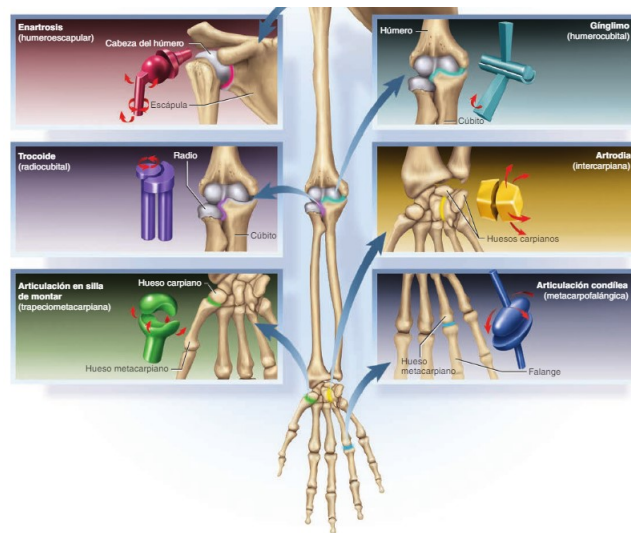


Figura 2-7.: Articulaciones sinoviales [5].

2.1.5. Modelo mecánico equivalente de la mano

Una vez comprendido como se da el movimiento locomotor, en el que intervienen músculos y huesos, se reconocen los accionamientos y grados de libertad de cada una de las articulaciones como se mostró en la sección 2.1.4, permitiendo obtener un modelo mecánico equivalente.

A cada dedo de la mano le corresponde una articulación carpometacarpiana, metacarpofalángica y al dedo pulgar-I una articulación, dos articulaciones en el caso de cada uno de los dedos (II a v).

Entre el trapecio de la muñeca y el metacarpo I en la base del pulgar se considera con dos grados de libertad provocando movimientos de flexión, extensión, aducción, abducción

y circunducción, con respecto al dedo pulgar es posible afirmar que las articulaciones metacarpianas producen algo de rotación cuando se combina con otros movimientos del pulgar, de manera que esta articulación se modela con 3 grados de libertad o multiaxial. las articulaciones interfalángicas de los dedos generan movimientos de flexión y extensión, así que se asumen con un solo grado de libertad.

Es importante tener en cuenta los rangos máximos y mínimos que pueden llegar alcanzar los grados de libertad de cada articulación, para obtener la respectiva cinemática de la mano. Con respecto al diseño de dispositivos de rehabilitación y/o asistencia, es conveniente tener en cuenta estos datos, ya que permite un buen diseño y adecuación biomecánica del dispositivo, así de esta manera se evita sobrepasar los límites de los rangos de movimiento, al ejercer acción o fuerza sobre la mano, de lo contrario podría causar lesiones en el usuario, para ello se exponen los rangos de movimiento angular flexión y extensión en las articulaciones interfalángicas de interés, ver tabla **2-2** obtenida de [4].

Tabla 2-2.: valores normales del rango de movimiento [5].

finger joint	Angular motion range ($^{\circ}$)
MCP	[-90,30]
PIP	[-120, 0]
DIP	[-80, 0]

Considerando lo anterior se propone un modelo biomecánico del comportamiento de la mano humana, para así comprender de una forma más adecuada los movimientos que se generan en los dedos. Por consiguiente se tienen en cuenta rangos de movimiento de los grados de libertad, y se implementan tres tipos de articulaciones angulares simplificadas, con el fin de asemejarse al comportamiento biológico de las articulaciones que componen la mano. Las tres articulaciones son silla de montar, bisagra y esférico, partiendo de esto el equivalente mecánico se observa en la figura **2-8** extraída de [4].

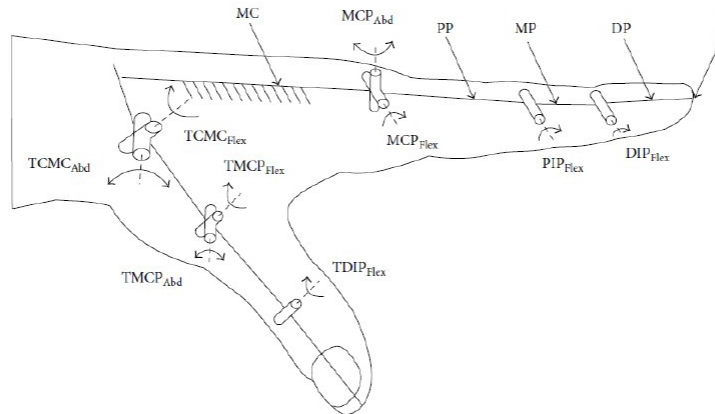


Figura 2-8.: Modelo cinemático de la mano; excepción del pulgar, los dígitos restantes son metacarpianos fijos [4].

2.1.6. Prensa pinza trípode

“La función prensil de la mano depende de la integridad de la cadena cinética de huesos y articulaciones extendida desde la muñeca hasta las falanges distales, y que el compromiso de sus arcos longitudinales o transversales altera la morfología de la mano e implica la ruptura de un ensamblaje coordinado necesario para la realización de agarres de fuerza y de precisión.” [6]

La presión es la capacidad de agarre de la mano del ser humano, además de ser determinante de la independencia humana, y se clasifica en tres grupos; prensas de precisión, de gravedad y de acción. Dentro de las clasificaciones la presión trípode hace parte de la prensa de precisión digital [6] .

La pinza de precisión es aquella que se implementa para el agarre de objetos pequeños y facilitan actividades de destreza manual fina, esto se debe a la interacción entre el pulgar y las caras flexoras de los dedos, la muñeca se posiciona en dorsiflexión, los dedos permanecen semiflexionados y el pulgar se aduce y se opone como se observa en la fig **2-9** obtenida de [6, 34].

La pinza trípode permite una presión mucho más firme que la bidigital, y permite el agarre de un lápiz siendo también base para poder escribir, así como también el agarre tridigital de una pelota pequeña entre otros objetos [34]. De modo que esta prensa es muy direccional y se parece tanto a las presas centradas como a las presas activas, además de ser la prensa que con mayor frecuencia se utiliza en las actividades de la vida diaria y es soporte de otros tipos de prensas.



Figura 2-9.: Pinza trípode [6].

Segmentos óseos, musculares y de ligamentos de la pinza trípode

Dentro del tipo de prensa tridigital, hacen parte el dedo pulgar, dedo índice y dedo corazón. Para realizar este agarre y sujetar un objeto pequeño, se requiere la flexión del pulgar, extensión del dedo corazón e intervención del dedo índice en abducción bajo la acción del primer músculo interóseo dorsal.

El pulgar opone su pulpejo al del dedo índice y al del dedo corazón con relación al objeto. “ Esta prensa a veces es muy direccional , de manera que se provocan la intervención del músculo flexor largo propio del pulgar y del flexor superficial del dedo índice, músculos sesamoideos externos y segundo interóseo palmar, músculos tenares del dedo I y III ”[34].

2.2. Antropometría de la mano

Se recopilieron medidas antropométricas de la mano en personas mayores de edad entre 18 a 50 años, con ayuda y guía de la directora Silvia Cristina Duarte quien es terapeuta ocupacional, con el objetivo de sacar un promedio de las correspondientes medidas y así adecuar el dispositivo teniendo en cuenta las consideraciones de rehabilitación indicadas y guiadas por la terapeuta.

Los parámetros que se tuvieron en cuenta para la toma de las medidas fueron la edad, El género de la persona, la estatura, el peso, mano dominante es decir si es zurdo o diestro, longitud del antebrazo, diámetro proximal del antebrazo, diámetro distal del antebrazo, medida metacarpofalángica de la mano, longitud entre articulación desde el carpo hacia la falange distal de cada dedo de la mano, diámetro distal de cada dedo, diámetro proximal de cada dedo, parte de esta información se expone la tabla **A-2**, en la cual solo se muestran los datos

de la población femenina, datos que se tuvieron en cuenta para la elaboración del dispositivo.

Se observó que de las 50 personas 38 de ellas son diestras, representando esto el 76% de la población elegida, esta información se tomó como indicador, para diseñar el prototipo para personas diestras, puesto que uno de los objetivos del diseño es que este pueda ser utilizado por varias personas que presenten una discapacidad motora en la mano, motivo por el cual el prototipo también debe ser ajustable a diferentes tamaños de mano de la misma talla.

3. Diseño de la estructura y mecanismo de los dedos

Una vez identificada la anatomía y antropometría de la mano humana y considerando los diferentes mecanismos existentes empleados para dispositivos de rehabilitación con soft-robotics, se propone un diseño acorde con la morfología de los dedos, además de entender que función cumplen los músculos extrínsecos de extensión y flexión en la mano y dedos, se acondiciona un mecanismo de accionamiento a la estructura de los dedos por medio de cables, ya que esto permite imitar el comportamiento de estos músculos en cada dedo, además de que los cables son de fácil adaptación a cualquier forma y son de liviano peso, por tal razón los hacen una opción muy agradable para una persona que requiera hacer uso de este dispositivo, contrario de actuadores de accionamiento por un fluido, donde usualmente tienden a ser bultosos y no se muestran cómodos a la vista para usar, donde esto también influye en el usuario.

Para soportar cómodamente la flexión y extensión de los dedos II y III de la mano, los actuadores blandos deben seguir la gama de movimiento de un dedo naturalmente y generar la fuerza adecuada para realizar el movimiento apropiado [35], donde la función del accionamiento por cables debe ser capaz de ejercer tres grados de libertad (dof) de flexión para cada dedo (i.e. índice, medio). Del mismo modo dos Dofs de flexión y uno rotacional (combinación de flexión y abducción) alrededor la articulación del pulgar el carpometacarpal (CMC) son necesarios para permitir agarre de oposición[35] y así lograr el agarre de pinza trípode.

3.1. Geometría

Para el diseño de la estructura del soporte de los dedos, se propusieron diversas geometrías que permitan la flexión y extensión de los dedos sin causar obstrucción o incomodidad, sobre todo en el movimiento de las articulaciones interfalángicas y que al mismo tiempo sea flexible y resista los esfuerzos generados al aplicar tensión sobre la estructura. Para ello se diseñaron 10 probetas rectangulares con la misma dimensión 47 mm de largo ,14 mm de ancho y 2 mm de espesor, donde en cada una varía el área y volumen dependiendo la geometría propuesta, los diseños se muestra a continuación.

Tabla 3-1.: Probeta rectangular maciza (PR)

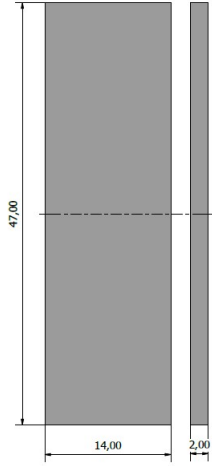
<p>Largo :47 mm Ancho: 14 mm Espesor :2mm Área vista superior: 328,489 mm² Perímetro vista superior : 126,891</p>	
--	--

Tabla 3-2.: Probeta con ondas rectangulares (PRE)

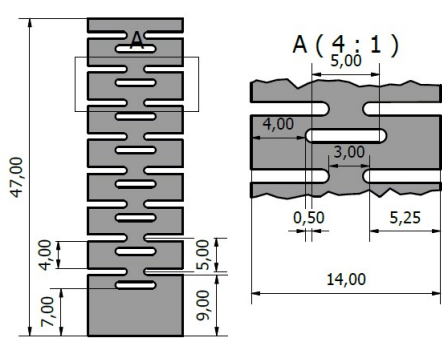
<p>Período:5 mm Área vista superior: 521,366 mm² Perímetro vista superior:299,112 mm Número de agujeros: 8</p>	
--	--

Tabla 3-3.: Probeta con rombos (PM)

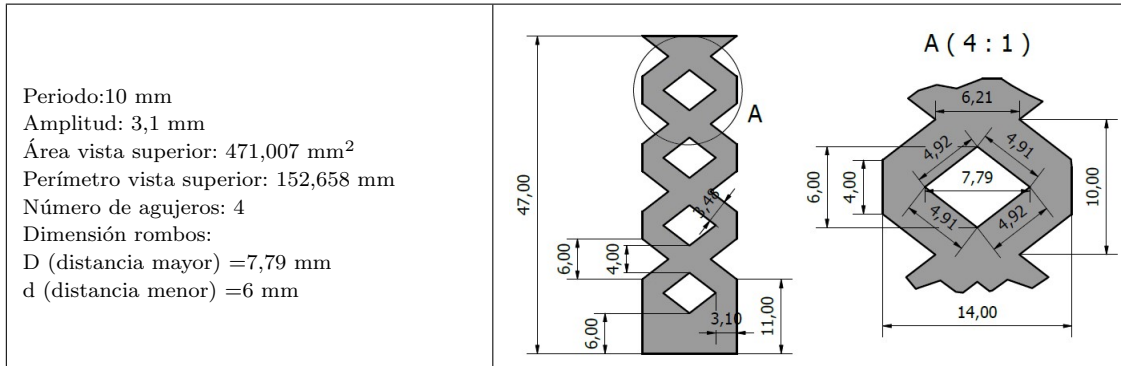


Tabla 3-4.: Probeta con ondas seno 1 (PS1)

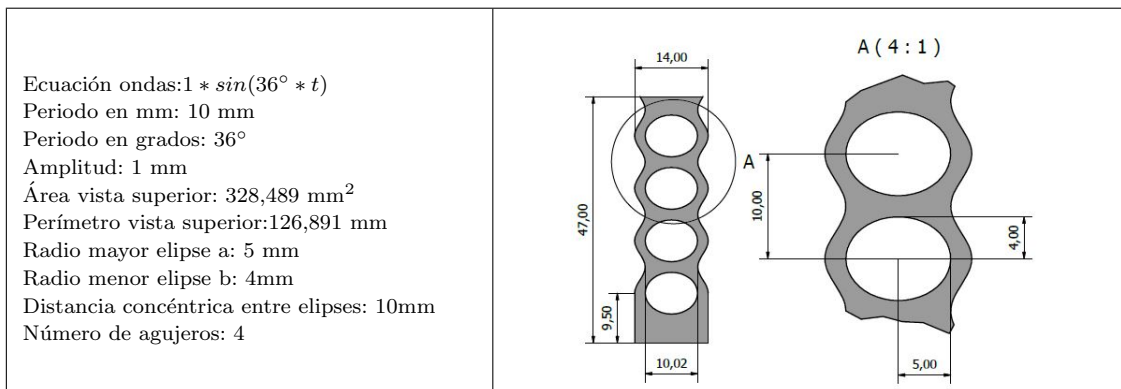


Tabla 3-5.: Probeta con ondas seno 2 (PS2)

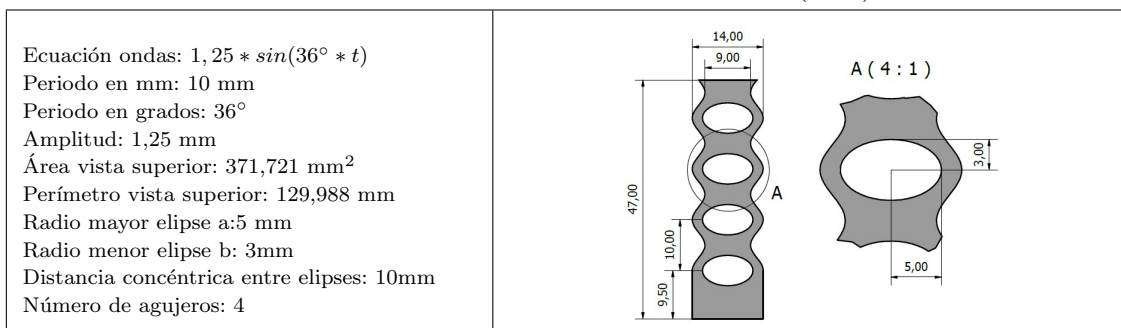


Tabla 3-6.: Probeta con ondas seno 3 (PS3)

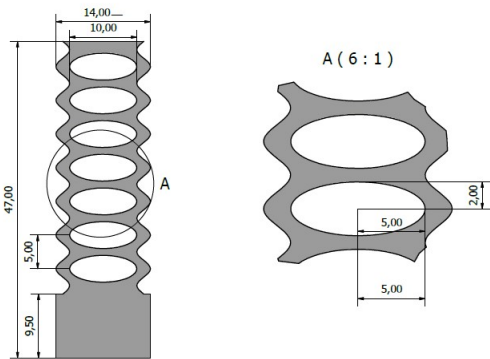
<p>Ecuación ondas: $1 * \sin(72^\circ * t)$ Período en mm : 5 mm Período en grados : 72° Amplitud: 1 mm Área vista superior: 359,979 mm² Perímetro vista superior: 146,049 mm Radio mayor elipse a: 5 mm Radio menor elipse b: 2mm Distancia concéntrica entre elipses: 5mm Número de agujeros: 7</p>	
--	--

Tabla 3-7.: Probeta con ondas seno 4 (PS4)

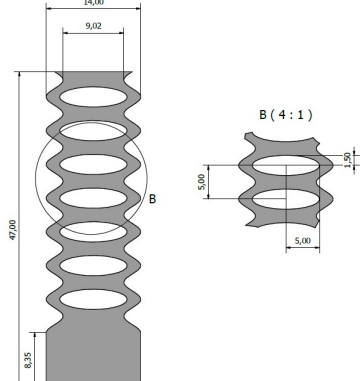
<p>Ecuación ondas: $1,25 * \sin(72^\circ * t)$ Período en mm : 5 mm Período en grados : 72° Amplitud: 1,25 mm Área vista superior: 308,812 mm² Perímetro vista superior: 155,305 mm Radio mayor elipse a: 5 mm Radio menor elipse b: 1,5mm Distancia concéntrica entre elipses: 5mm Número de agujeros: 7</p>	
--	--

Tabla 3-8.: Probeta con ondas seno 5 (PS5)

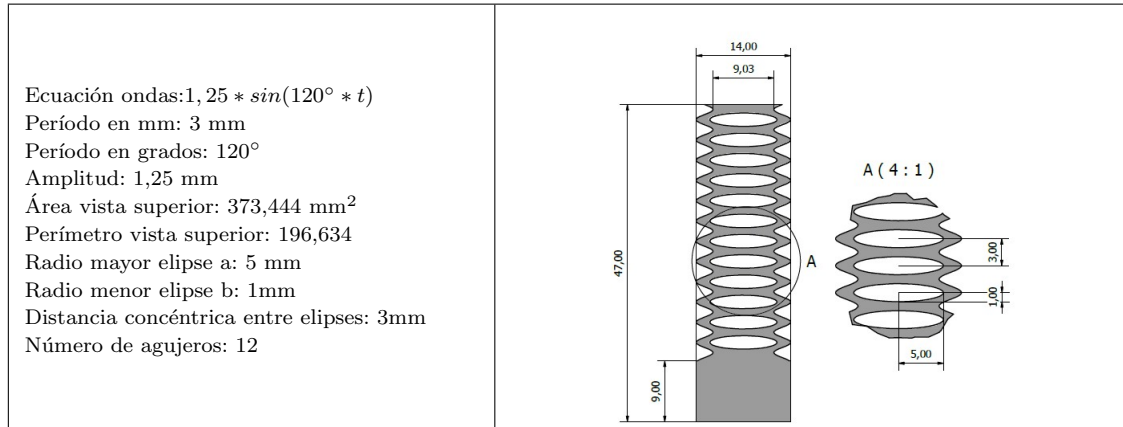
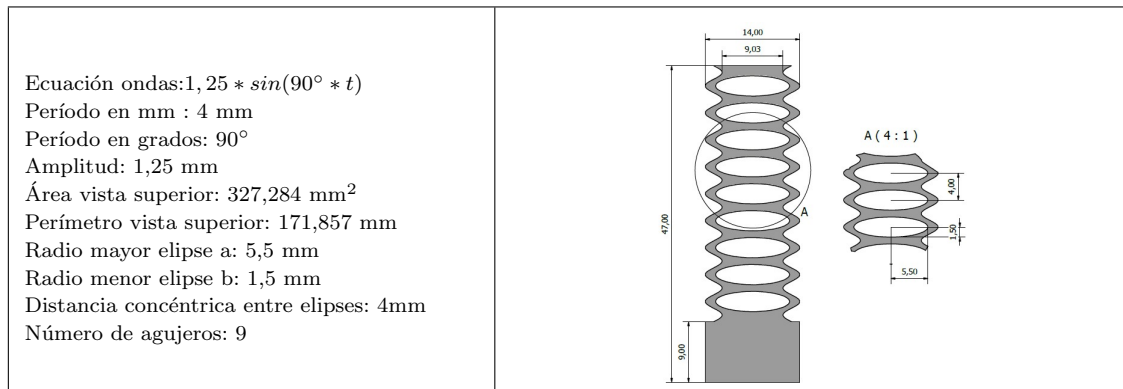


Tabla 3-9.: Probeta con ondas seno 6 (PS6)



3.2. Análisis de elementos finitos en ANSYS

Al llevar acabo el respectivo análisis de las probetas, es indispensable tener en cuenta que tipo de análisis se requiere hacer y que propiedades se desean analizar , ya que para poder obtener resultados óptimos , es necesario realizar unas configuraciones previas.

Configuración de ANSYS

El software utilizado es ANSYS 2020-R1 VERSIÓN ESTUDIANTIL. Se ejecutó el WORK-BENCH 2020-R1 , donde se prosigue a elegir el tipo de análisis que se desea realizar, en este

caso es estático estructural (Static structural) , una vez seleccionado, se ingresan los datos del material de las probetas el cual se llama Ninja Flex , los datos de las propiedades del material se obtuvieron de [36].

Este material se considera como un material elástico y con un comportamiento de elasticidad isotrópica, y dentro de las opciones para simular el material se eligieron las siguientes:

- **Configuración WORKBENCH 2020R1- Engineering Data:**

Nombre del material: NinjaFlex

- **Physical properties**

Density :1.9 g/cm³

- **Linear elastic**

Isotropic elasticity

Young's Modulus : 12 Mpa

Poisson's Ratio : 0,4

- **Strength**

Tensile yield Strength : 4 Mpa

Tensile Ultimate strength: 26 Mpa

Properties of Outline Row 3: Ninja flex			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	1,9	g cm ⁻³
4	Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's Modulus and Poisson's R...	
6	Young's Modulus	1,2E+07	Pa
7	Poisson's Ratio	0,4	
8	Bulk Modulus	2E+07	Pa
9	Shear Modulus	4,2857E+06	Pa
10	Tensile Yield Strength	4E+06	Pa
11	Tensile Ultimate Strength	2,6E+07	Pa

Figura 3-1.: Configuración propiedades del material.

[36] El siguiente paso a seguir es cargar el modelo CAD de la probeta en GEOMETRY, una vez hecho esto se prosigue a la opción Model , y se ejecuta **MECHANICAL 2020-R1**. Justo después se tiene en cuenta la geometría del objeto a simular, las características del material y las fuerzas deseadas a aplicar, en vista de lo anterior se da un indicio de como realizar la correspondiente configuración del análisis.

Analysis settings

En la configuración del análisis se deja por defecto la aproximación del comportamiento de la geometría como solución lineal, donde la mayor parte de las veces el resultado coincide con calculos realizados previamente para corroborar el correcto resultado, siempre y cuando los desplazamientos sean relativamente pequeños asociados a estructuras de baja carga y cuando esta no sobrepasa los límites elásticos del material . Sin embargo, cuando no se cumplen estas características el resultado tendrá un error significativo de la solución no lineal como se observa en la imagen **3-2** ó en otros casos la solución no converge.

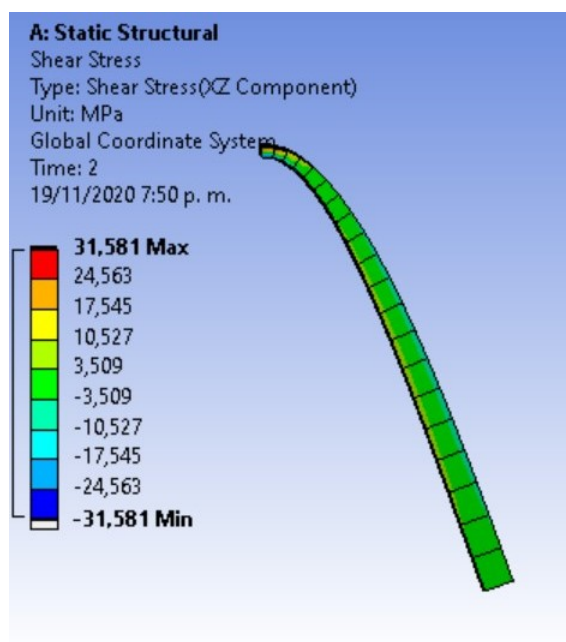


Figura 3-2.: Simulación sin converger.

De manera que para solucionar este inconveniente en solver controls se optó por activar la configuración de grandes deformaciones (Large deflection: ON) ver figura **3-3**, en esta opción utilizan criterios de convergencia para decidir si la solución está en equilibrio. Si no es así, el solucionador actualiza la matriz de rigidez y vuelve a intentarlo, lo que se denomina iteración. Y a esto se le nombra como solución no lineal.

Si se aplica una gran carga a la vez, el solucionador no podrá satisfacer los criterios de convergencia y renunciar a la iteración, además si el 100 % de la carga se divide en pequeños incrementos, el solucionador iterará exitosamente a la convergencia en el primer incremento, luego añadirá el siguiente incremento, iterará y convergerá y así sucesivamente hasta que se

aplique el 100 % de la carga.

Por lo tanto en **steps controls** se modificó las siguientes opciones: **Auto time stepping** : ON , **Initial Substeps**: 40 y **Maximum Substeps**: 2000, ya que con esa configuración permitió converger las simulaciones , de manera que si sólo tenemos un paso con 2 N de carga estática, y los primeros pasos secundarios=50, pasos secundarios Min= 40, así como pasos secundarios Max 2000, la carga se divide por 50 y en cada paso secundario 0,04 N.

Details of "Analysis Settings"	
Step Controls	
Number Of Steps	1,
Current Step Number	1,
Step End Time	2, s
Auto Time Stepping	On
Define By	Substeps
Initial Substeps	50,
Minimum Substeps	40,
Maximum Substeps	2000,
Solver Controls	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Off
Solver Pivot Checking	Program Controlled
Large Deflection	On
Inertia Relief	Off
Quasi-Static Solution	Off

Figura 3-3.: Detalles Analysis settings

Las demás configuraciones se dejaron por defecto del software y se obtuvo los siguientes resultados:

3.3. Condiciones de cargas empleadas

Para realizar el correspondiente análisis de esfuerzos de cada una de las probetas, se sometió a tres diferentes tipos de carga, considerando que la probeta va a estar sujeta a este tipo de fuerzas. En primer lugar se aplicó una fuerza normal como si fuera una viga empotrada ver fig 3-4a, con el fin de simular que la base de la probeta esta sujeta a la estructura de la parte dorsal de la mano y el otro extremo esta unido al primer anillo de ajuste proximal de la estructura del dedo expuesto a una fuerza normal. Por otro lado se tuvo en cuenta un análisis de carga en el punto medio de la viga sujeto a dos puntos fijos, ya que en medio de las interfalanges de los dedos queda ubicada otra probeta, entre dos de los anillos de la estructura de los dedos, y al flexionar el dedo la interfalange hace presión en medio de esta, de manera que se asumió que el comportamiento es similar al ejercer fuerza a una viga sostenida en dos puntos fijos ver fig 3-4c. y por último el análisis en voladizo se realizó con la

intención de ver cuanto carga soporta y que elongación tiene para no sobrepasar ese rango , ya que lo que también se buscaba es una elongación adecuada sometida a ciertos esfuerzos.

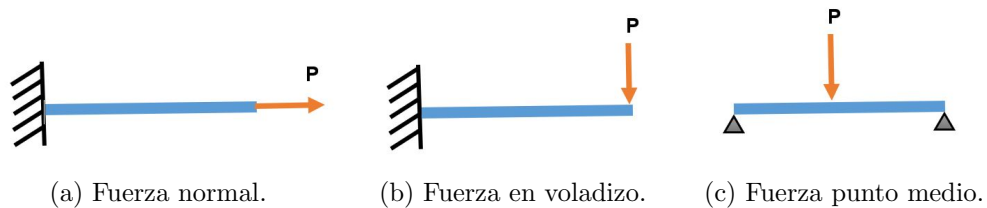


Figura 3-4.: Fuerzas aplicadas.

Probeta rectangular (PR)

Analizar una estructura rectangular maciza permite comparar los datos de esfuerzo y deformación con respecto a los resultados de las otras probetas, además que también se puede observar el resultado del comportamiento mecánico para las zonas del diseño que no presenten agujeros.

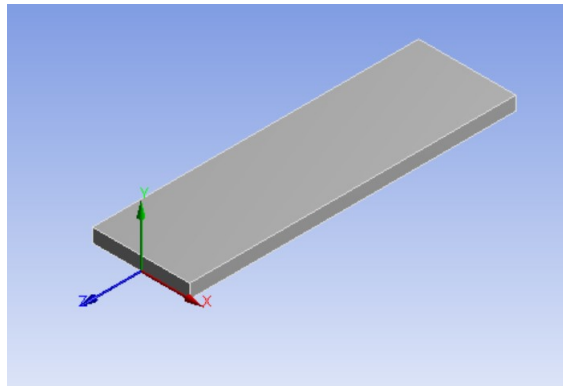


Figura 3-5.: Probeta (PR).

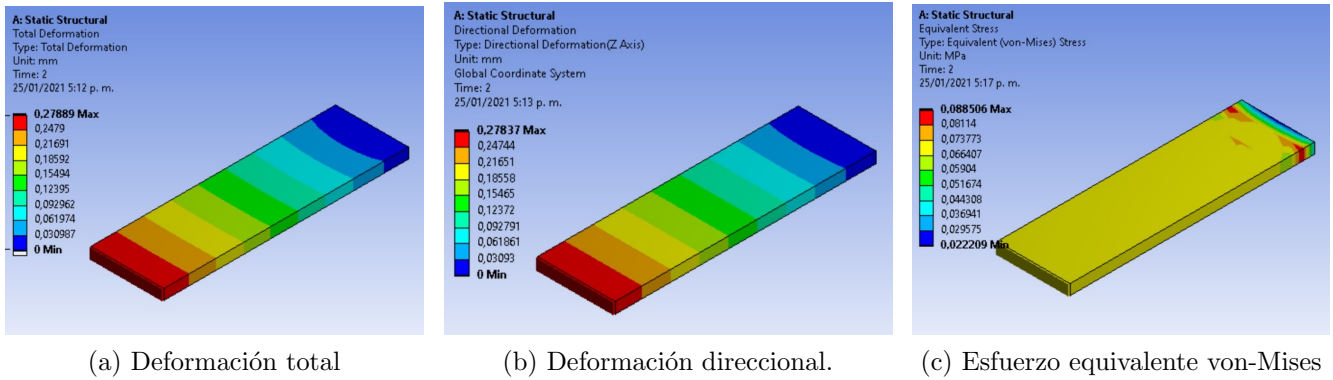


Figura 3-6.: Fuerza normal 2 N (PR)

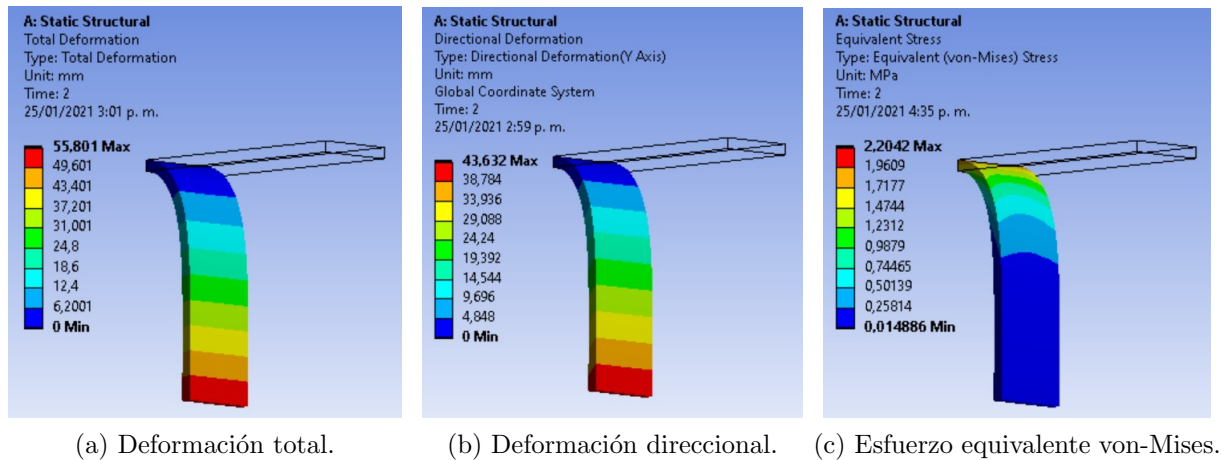


Figura 3-7.: Fuerza en voladizo 2 N (PR)

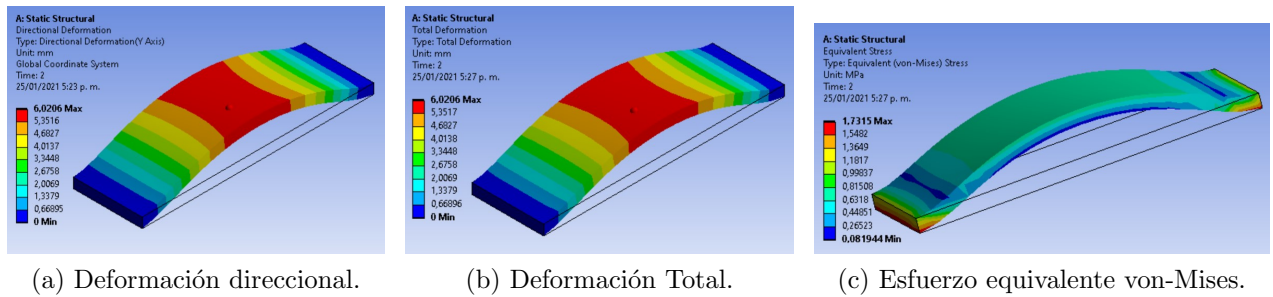


Figura 3-8.: Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PR)

Probeta con rombos (PM)

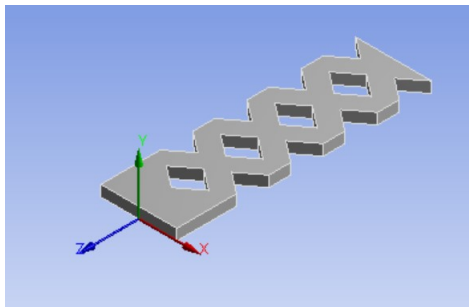


Figura 3-9.: Probeta (PM).

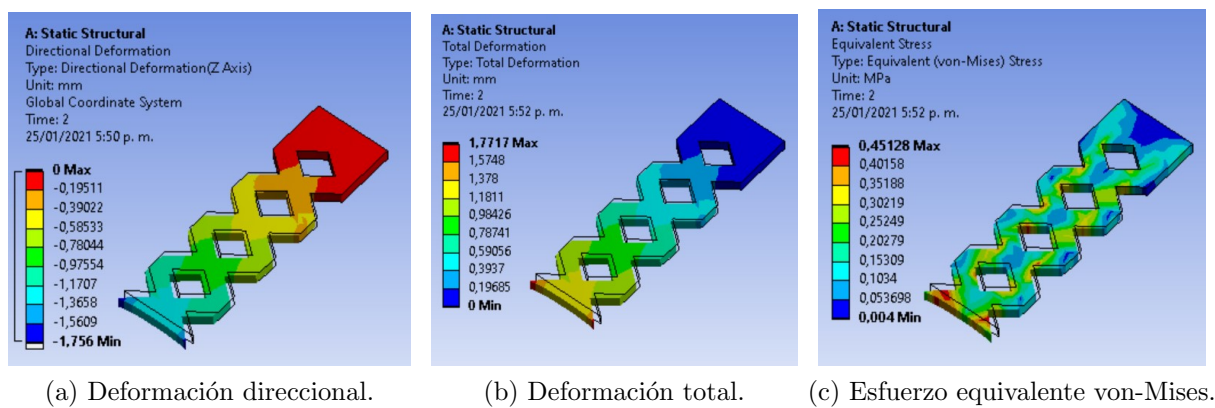


Figura 3-10.: Fuerza normal 2 N (PM)

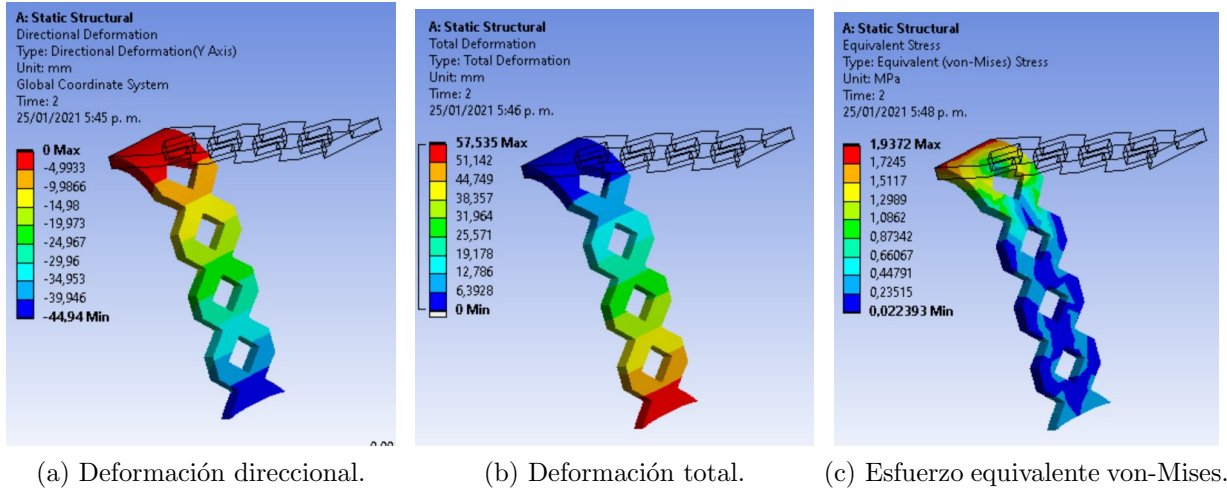


Figura 3-11.: Fuerza voladizo 2 N (PM)

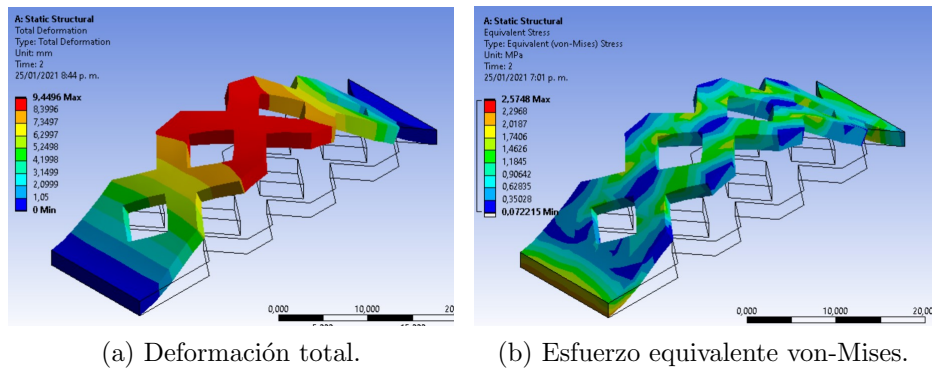


Figura 3-12.: Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PM)

Probeta con ondas rectangulares (PRE)

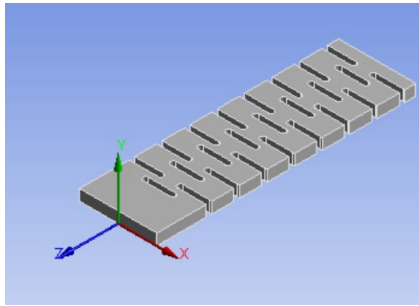
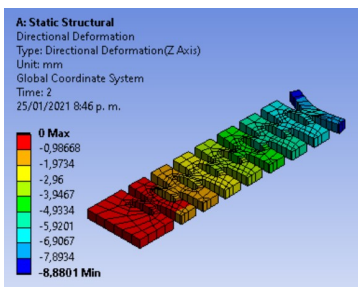
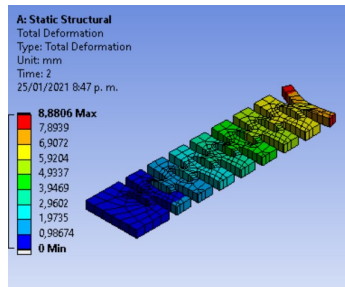


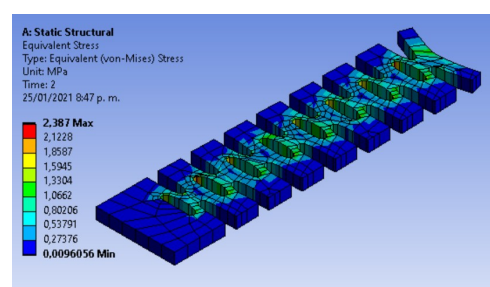
Figura 3-13.: Probeta (PRE).



(a) Deformación direccional.

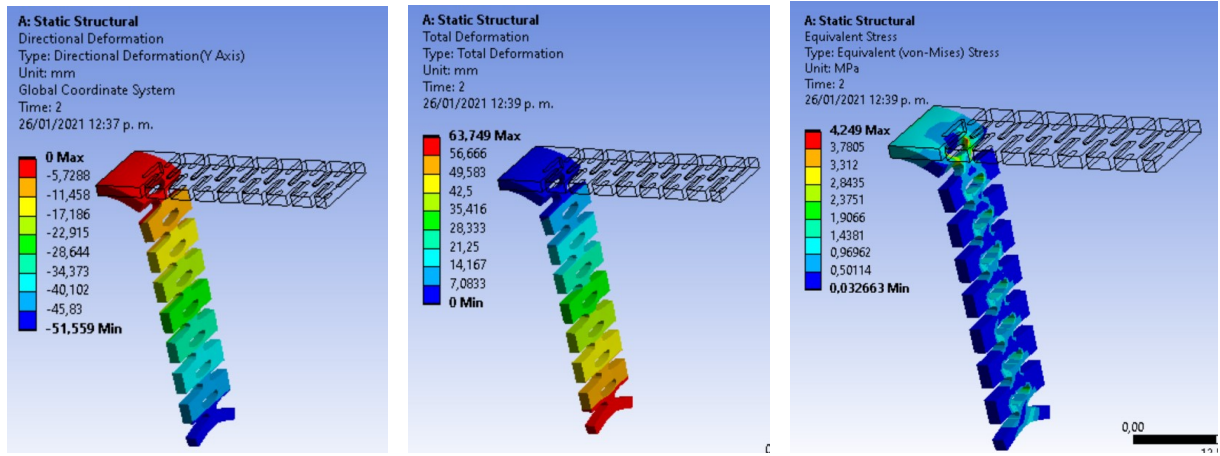


(b) Deformación total.



(c) Esfuerzo equivalente von-Mises.

Figura 3-14.: Fuerza normal 2 N (PRE)

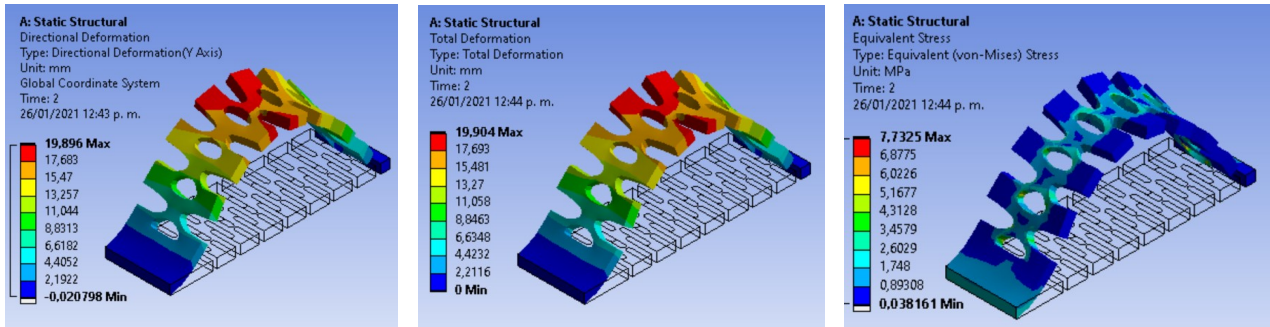


(a) Deformación direccional.

(b) Deformación total.

(c) Esfuerzo equivalente von-Mises.

Figura 3-15.: Fuerza voladizo 2 N (PRE)



(a) Deformación direccional.

(b) Deformación total.

(c) Esfuerzo equivalente von-Mises.

Figura 3-16.: Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PRE)

Probeta con ondas seno 1 (PS1)

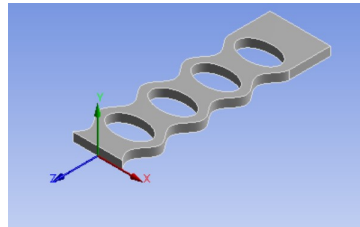


Figura 3-17.: Probeta (PS1).

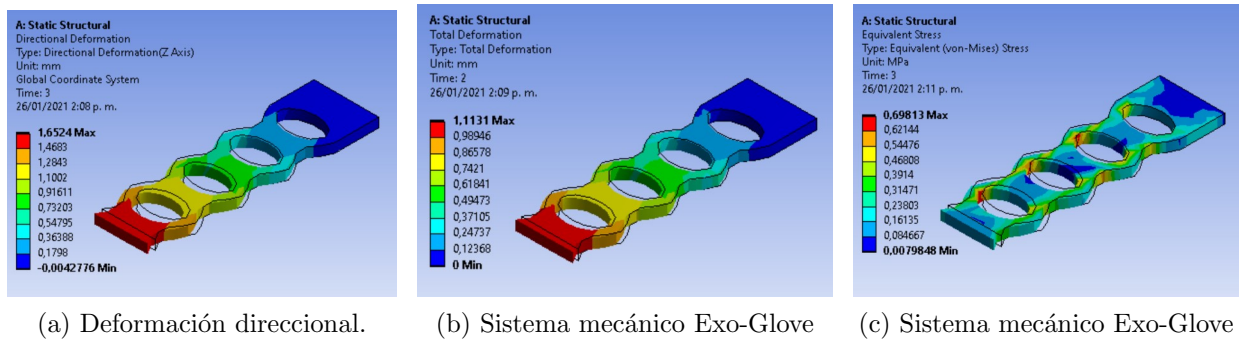


Figura 3-18.: Fuerza normal 2 N (PS1)

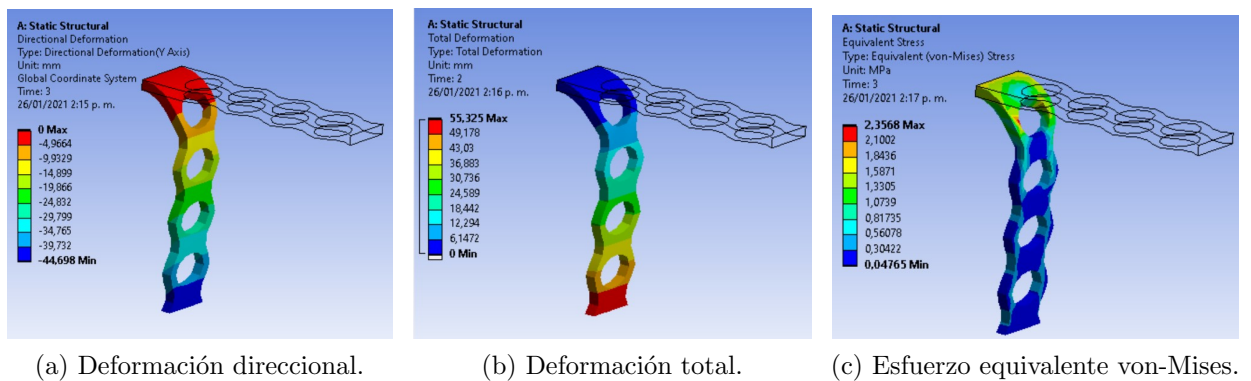


Figura 3-19.: Fuerza en voladizo 2 N (PS1)

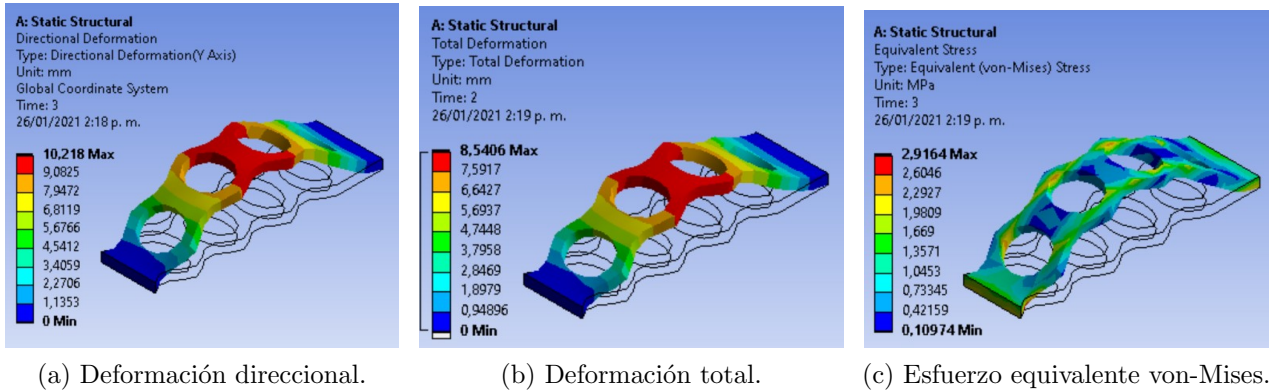


Figura 3-20.: Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS1)

Probeta con ondas seno 2 (PS2)

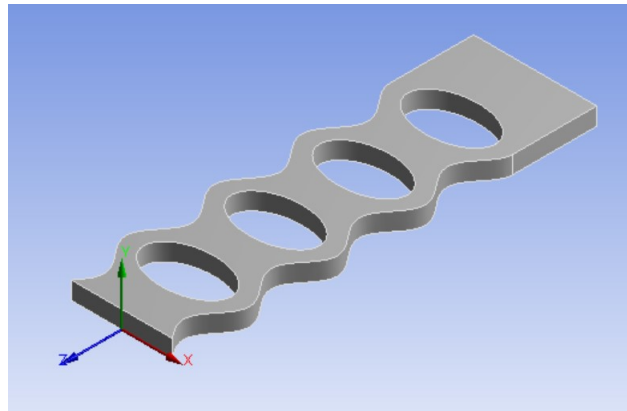


Figura 3-21.: Probeta (PS2).

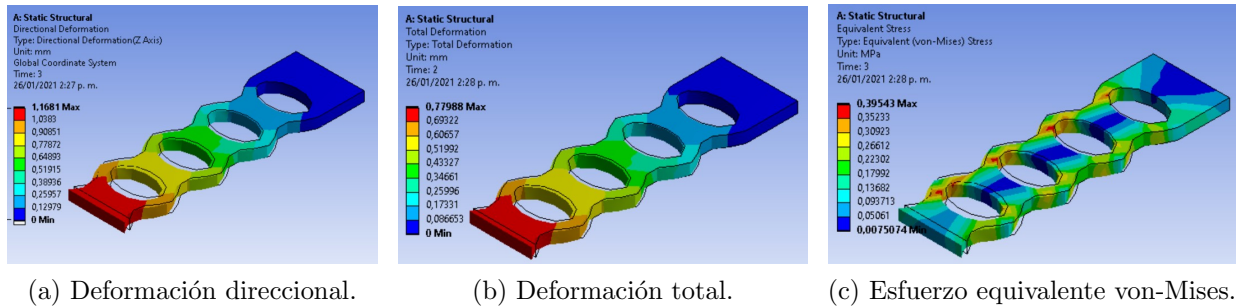


Figura 3-22.: Fuerza normal 2 N (PS2)

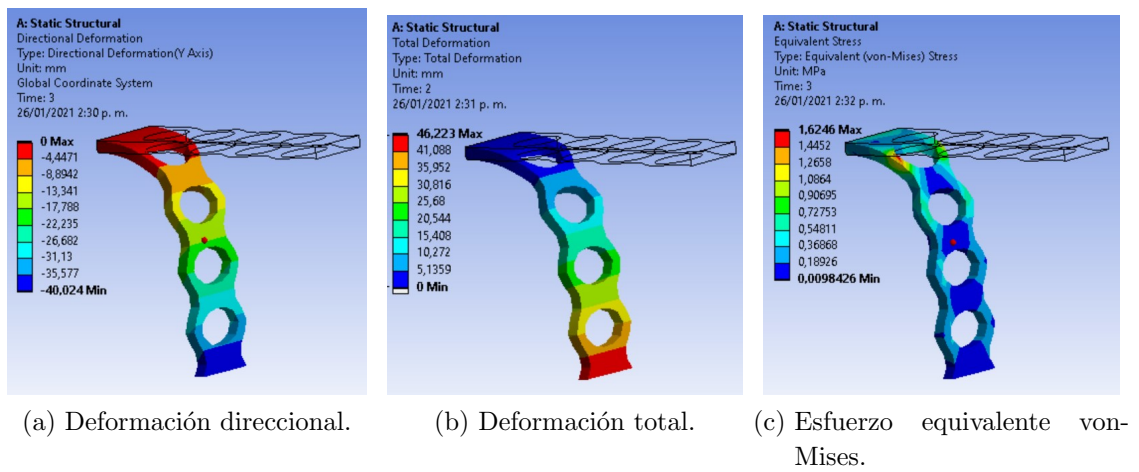


Figura 3-23.: Fuerza en voladizo 2 N (PS2)

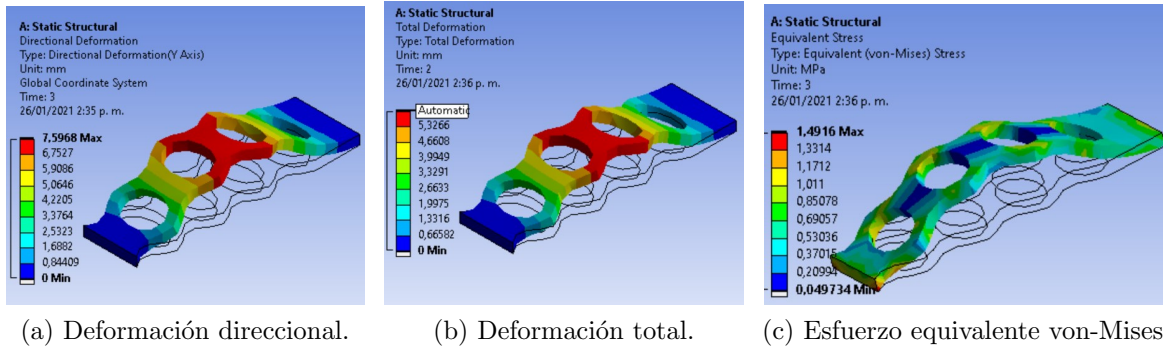


Figura 3-24.: Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS2)

Probeta con ondas seno 3 (PS3)

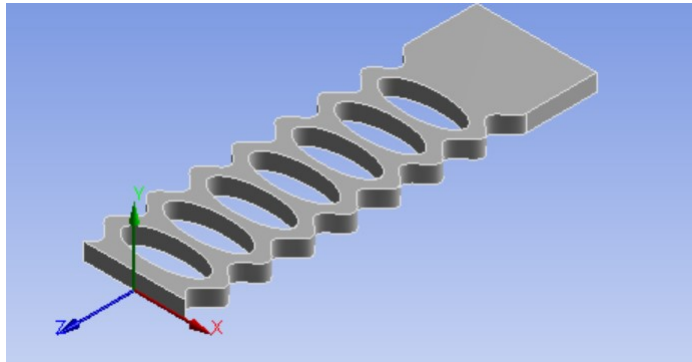


Figura 3-25.: Probeta (PS3).

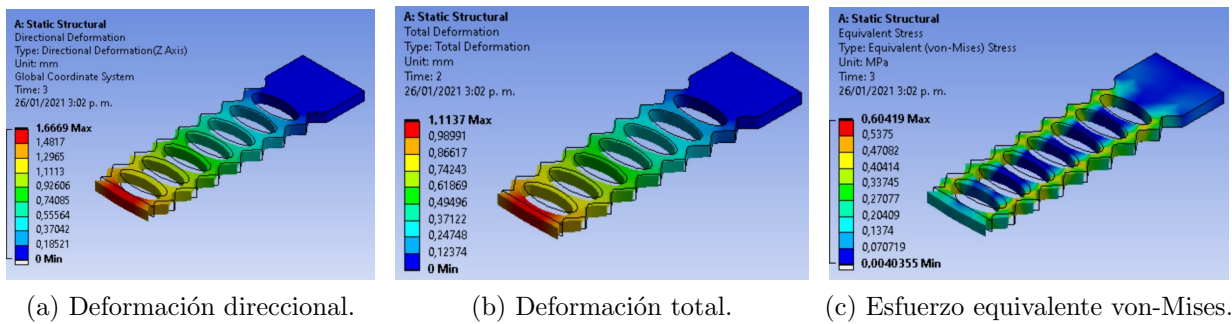
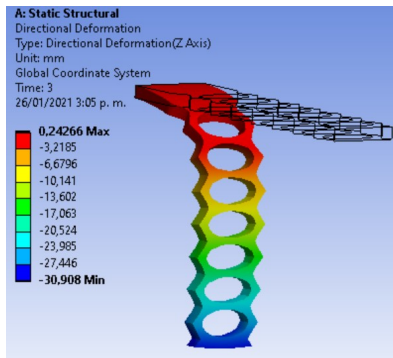
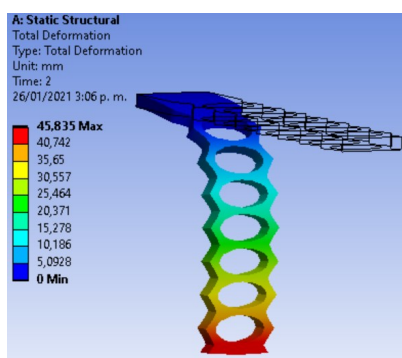


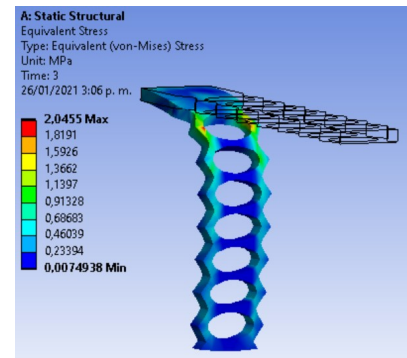
Figura 3-26.: Fuerza normal 2 N (PS3)



(a) Deformación direccional.

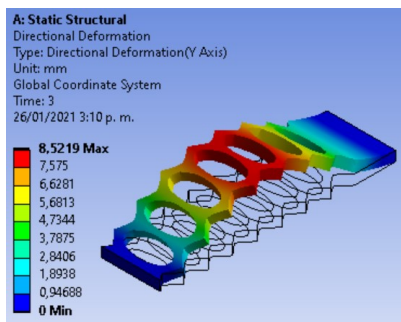


(b) Deformación total.

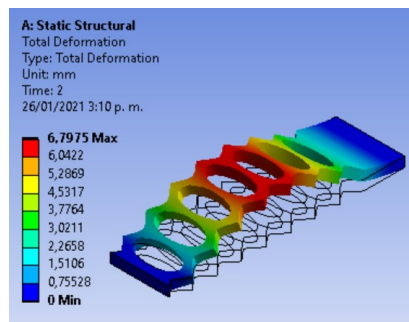


(c) Esfuerzo equivalente von-Mises

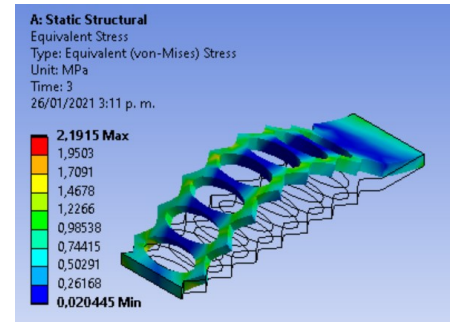
Figura 3-27.: Fuerza en voladizo 2 N (PS3)



(a) Deformación direccional.



(b) Deformación total.



(c) Esfuerzo equivalente von-Mises

Figura 3-28.: Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS3)

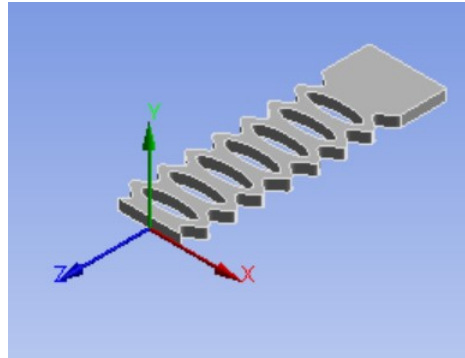


Figura 3-29.: Probeta (PS4).

Probeta con ondas seno 4 (PS4)

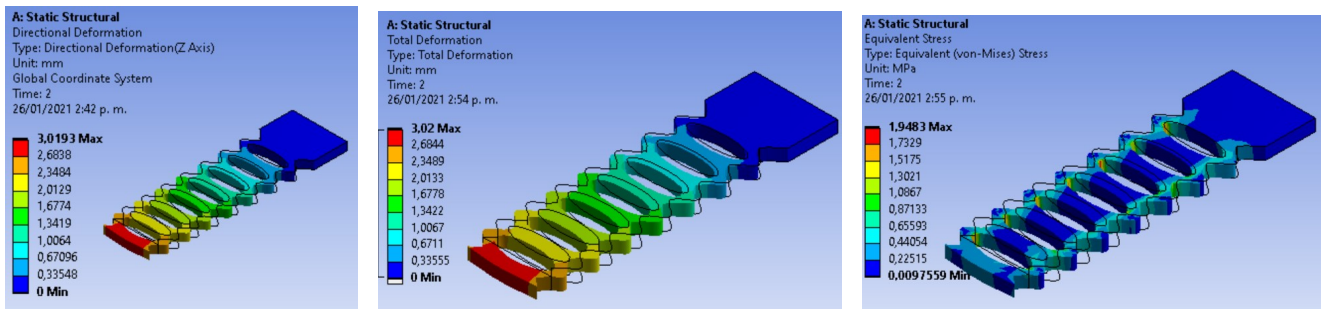


Figura 3-30.: Fuerza normal 2 N (PS4)

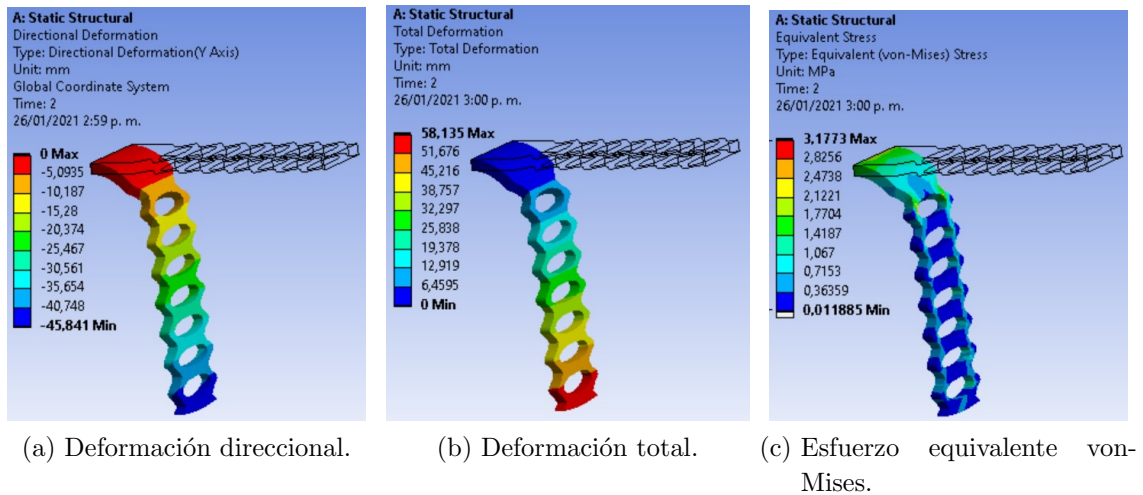


Figura 3-31.: Fuerza en voladizo 2 N (PS4)

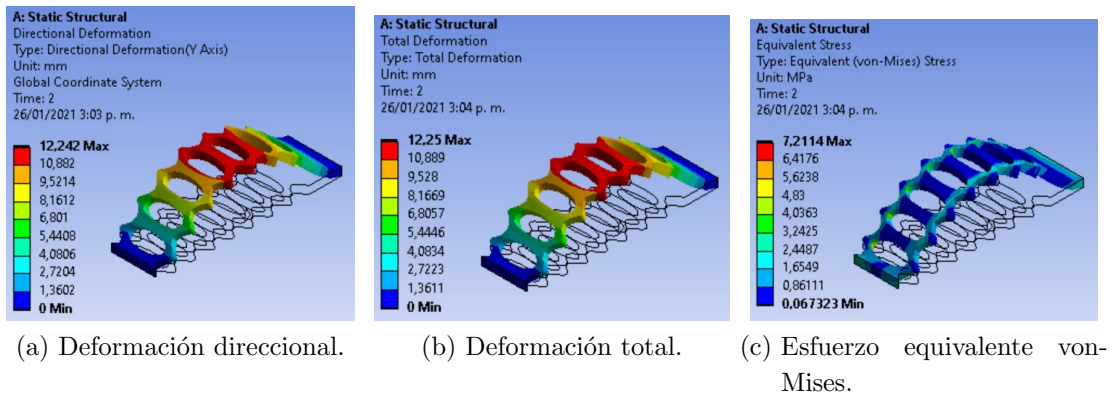


Figura 3-32.: Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS4)

Probeta con ondas seno 5 (PS5)

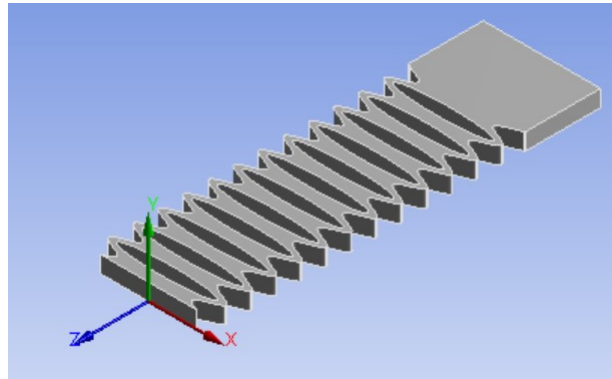
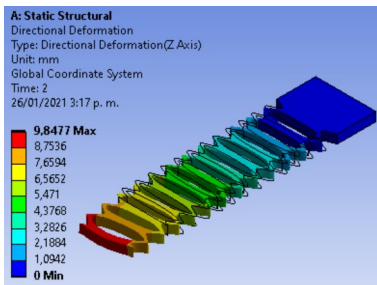
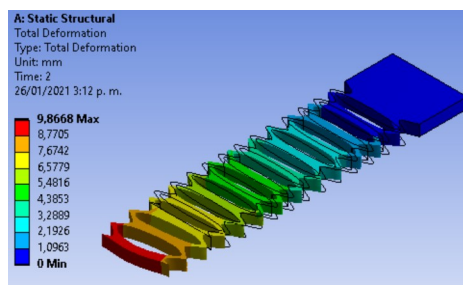


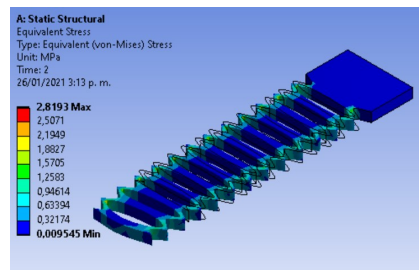
Figura 3-33.: Probeta (PS5).



(a) Deformación direccional.

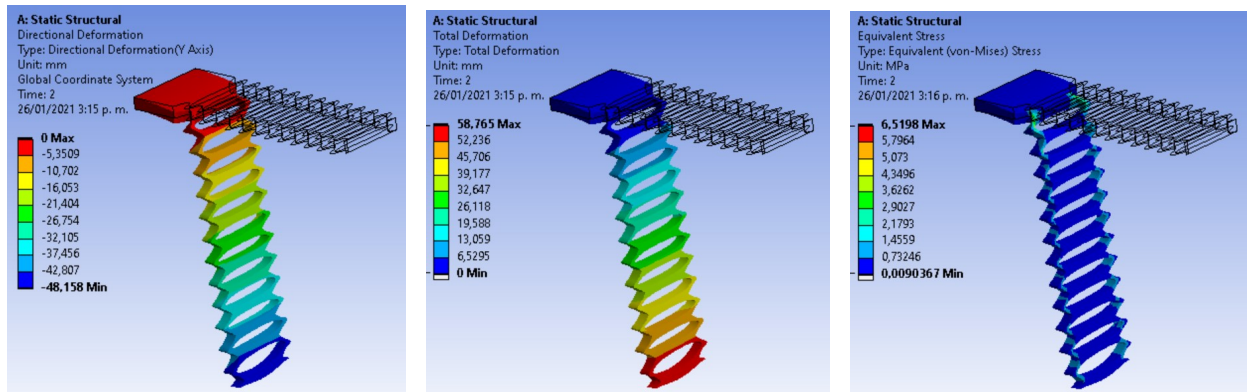


(b) Deformación total.



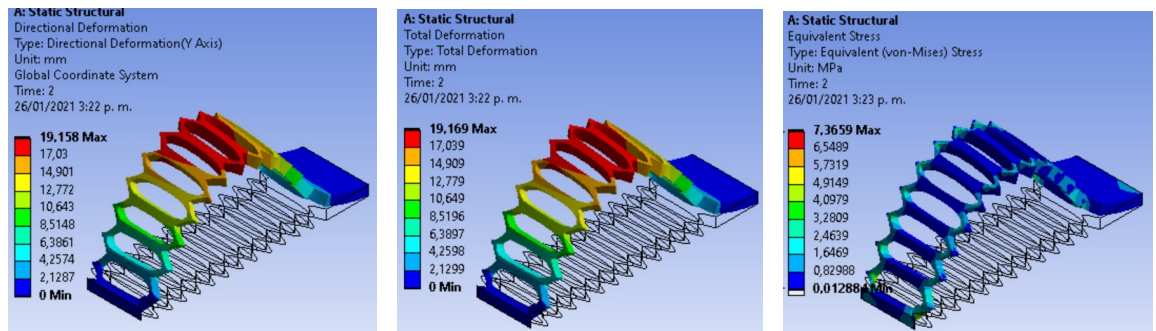
(c) Esfuerzo equivalente von-Mises.

Figura 3-34.: Fuerza normal 2 N (PS5)



(a) Deformación direccional. (b) Deformación total. (c) Esfuerzo equivalente von-Mises.

Figura 3-35.: Fuerza en voladizo 2 N (PS5)



(a) Deformación direccional. (b) Deformación total. (c) Esfuerzo equivalente von-Mises.

Figura 3-36.: Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS5)

Probeta con ondas seno 6 (PS6)

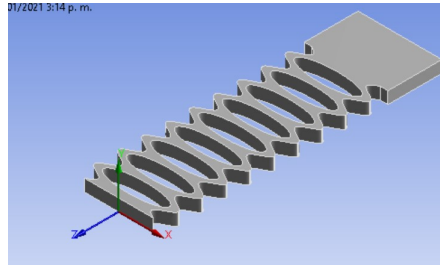


Figura 3-37.: probeta (PS6).

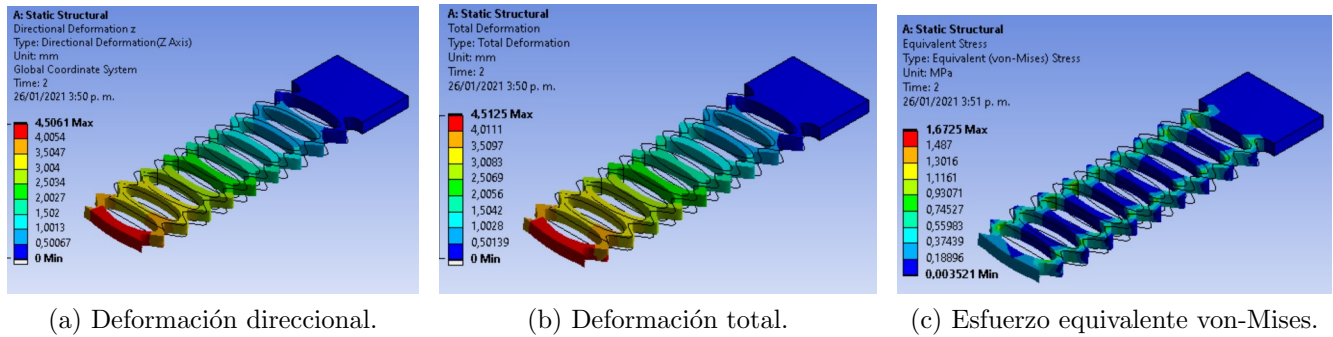


Figura 3-38.: Fuerza normal 2 N (PS6).

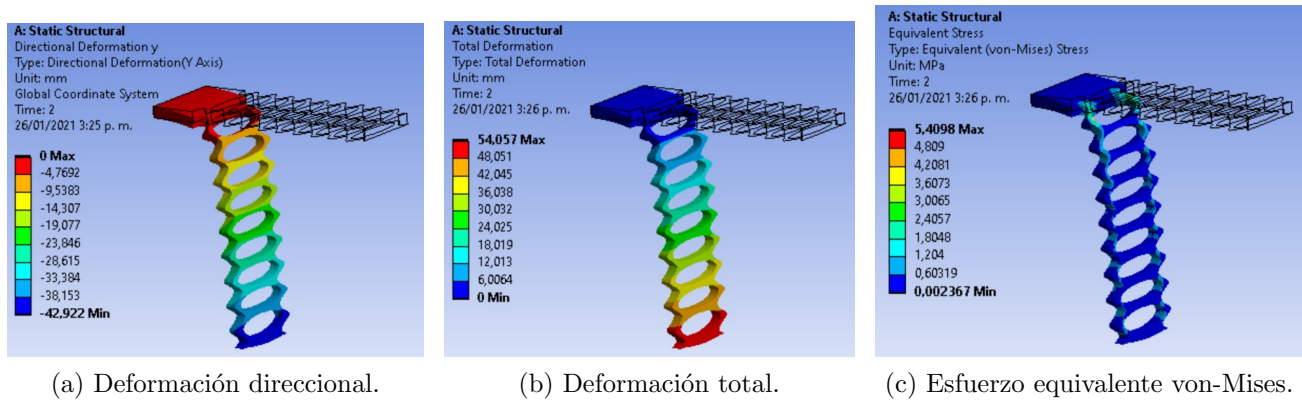


Figura 3-39.: Fuerza voladizo 2 N (PS6).

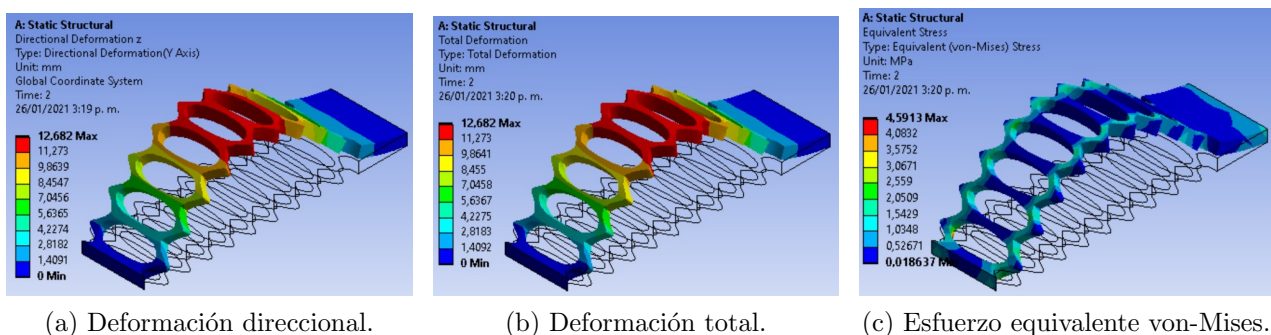


Figura 3-40.: Fuerza punto medio, extremos fijos 15 N(PS6)

Resultados del análisis por elementos finitos

Se diseñó una probeta maciza (PR), con la intención de observar los esfuerzos y elongación generados al aplicar una carga en voladizo y normal. Así de esta manera, identificar si se provocan cambios significativos en el esfuerzo y elongación con respecto a las simulaciones de las probetas con diferentes geometrías.

Considerando lo anterior, como primer paso se evaluó con diferentes cargas a (PR), para examinar el comportamiento y que carga máxima podría soportar. Dentro de las pruebas realizadas se observó que soporta una carga hasta 40 N en voladizo y normal, cargas superiores a esta magnitud se evidencia que la estructura supera el límite de fluencia, ya que el software muestra una deformación total.

En cambio las probetas (PM),(PRE), comparando con los resultados de la probeta (PR), evidencia que la deformación o elongación es mayor, pero el esfuerzo supera significativamente a (PR) a pesar de que la fuerza aplicada a (PRE) es 8 veces menor, dando un indicio de que no tiene buena resistencia a la carga, por lo tanto las fuerzas máximas a aplicar en estas probetas son de 5N. Para las probetas (PS1), (PS2) Y (PS3) soportan fuerzas máximas de 20N en voladizo y normal mientras que para las probetas (PS4) y (PS6) soportan una fuerza normal máxima de 10N y en voladizo de 7N, por último, la probeta (PS5) no soportó fuerzas más de 2N.**3-7**

Evaluando los resultados de la probeta (PS5), se tomó como referencia las fuerzas máximas que soporta (PS5) para aplicarlas a las simulaciones de las demás probetas y de esta manera poder realizar una comparación equitativa, donde se pretende observar los esfuerzos generados, áreas que más se ven afectadas y deformación o elongación de cada probeta como se ve

a continuación en la tabla **3-10**.

Tabla 3-10.: Datos FEM de las probetas

Probeta	Carga voladizo			Carga Normal			Carga mitad		
	σ equiv MPa	δ (y)mm	δ total mm	σ equiv MPa	δ (z)mm	δ total mm	σ equiv MPa	δ (y)mm	δ total mm
PR	2,2042	43,632	55,801	0,088506	0,27837	0,27889	1,7315	6,0206	6,0206
PM	1,9372	44,94	57,535	0,45128	1,756	1,7717	2,5748	9,4496	9,4496
PRE	4,249	51,559	63,749	8,8806	8,8801	2,387	7,7325	19,904	19,896
PS1	2,3568	44,698	55,325	0,698	1,6524	1,1131	2,9164	10,218	8,5406
PS2	1,6246	40,024	46,223	0,39543	1,168	0,77988	1,4916	7,5968	7,5968
PS3	2,0455	30,908	45,835	0,60419	1,6669	1,1137	2,1915	8,5219	6,7975
PS4	3,1773	45,841	58,135	1,9483	3,0193	3,02	7,2114	12,242	12,25
PS5	6,5198	48,158	58,765	2,8193	9,8477	9,8668	7,3659	19,158	19,169
PS6	5,4098	42,922	54,057	1,6725	4,5061	4,5125	4,5913	12,682	12,682

Basándose en la tabla **3-10**, se recopilaron y organizaron los datos obtenidos en las simulaciones en ANSYS, dejando comparar y analizar los resultados. Esto con el fin de encontrar una geometría que resista al esfuerzo generado por las fuerzas sin afectar a la probeta significativamente y al mismo tiempo que brinde una elongación ó deformación considerable que permita flexibilidad al diseño.

Observando los resultados de esfuerzo equivalente en la carga en voladizo y carga normal, las probetas en las cuales se genera menor esfuerzo sin tener en cuenta la probeta (PR), son (PM) Y (PS2), pero no muestran una elongación relevante con respecto a las demás probetas, esto es provocado a consecuencia de tener más volumen debido a su geometría, por lo cual se descartaron estas opciones, dado que se requiere un valor más alto de elongación.

En cambio, las probetas (PRE), (PS5) y (PS6) con una elongación direccional normal de 8,8 mm, 9,8 mm y 4,5 mm, respectivamente, son las probetas que mayor elongación presentaron. En la cual (PS5) es la que expone el valor más alto en elongación, seguido de (PRE). No obstante, estas dos probetas presentan esfuerzos considerablemente elevados con respecto a los esfuerzos de las demás probetas, sobre todo (PRE) con un esfuerzo de 8,88 Mpa y (PS5) con 2,819 Mpa. Además, se evidenció que estos esfuerzos se presentan en las áreas más pequeñas y vulnerables de las probetas, como por ejemplo en las orillas de las crestas de las geometrías de cada una, teniendo en cuenta esto se concluye, que las probetas presentarían rotura fácilmente y más rápido que las otras al exponerlas a cargas y elongaciones constantes, en consecuencia se optó por no considerarlas aptas en el diseño de la estructura de los dedos.

Por tal motivo la probeta que se considera más apropiada y cumple con las características que se buscan es la probeta (PS6), la cual muestra unos datos intermedios; en cuanto al

esfuerzo que se genera en las simulaciones y la elongación, como se registra en los datos de la tabla **3-10** con respecto a la simulación de las demás probetas.

3.4. Diseño CAD del soporte de los dedos del dispositivo

Tomando como referencias el exoesqueleto portable Exo-Glove, tiene un sistema de enrutamiento por tendones blandos y un mecanismo subactuado adaptable [37], en el cual adecuaron y distribuyeron la tensión por la mitad para ejercer flexión en cada parte lateral de los dedos, así de esta manera no generar inestabilidad en el movimiento.

El exoesqueleto CADEX acoplo también accionamiento por cable con recubrimiento [38], y utilizaron silicona (KE-1300T, Shin-Etsu Chemical Co.,Ltd., Nagoya, Japón) para realizar el exoesqueleto, y para ajustarlo situaron en las Inter falanges de los dedos soportes de ABS por impresión 3D, inspirado en el Exo-Glove Poly [39] . A diferencia de que en el Exo-Glove Poly todo el diseño fue elaborado con la misma referencia de silicona y insertaron tubos de teflón donde se quería dar movimiento para que no dañen el material y así permitir el paso de los cables para el accionamiento.

Por otro lado, diseñaron una geometría en diamante ubicada entre la correa interfalángica y el dedal de los dedos, con el propósito de crear un diseño extensible que permita el ajuste de longitud entre la correa y el dedal durante el accionamiento. Conjuntamente se acomoda a diferentes tamaños de dedos, adicionalmente previene la abrasión de la piel durante accionamiento causado por el contacto entre el alambre y la piel. Esta misma idea del diseño extensible con geometría de diamante se implementó en el exoesqueleto HEXO[40], el cual genera movimiento pasivo continuo para rehabilitación postoperatoria. Los diseños mencionados anteriormente, son modulares y toca acomodarlos a la mano del usuario, con el propósito de que sean adaptables a cualquier tamaño y forma de mano, lo que provoca que la persona que lo vaya a armar tenga pleno conocimiento de cómo adecuar cada pieza.

Por otra parte, el exoesqueleto Flexo-glove [41], es un exoesqueleto flexible y cómodo para usar, además resistente al desgaste del uso a largo plazo, el factor principal en este diseño fue la elección del material que consiste en poliuretano termoplástico (TPU), con una dureza (90 shore A), permitiendo imprimir diferentes secciones del guante en 3D y luego unirlos.

3.5. Justificación del diseño CAD

A partir de los dispositivos expuestos en la sección anterior, se consideraron ciertos criterios que fueron indispensables en el diseño de cada exoesqueleto. Para el diseño de cada dedo se tuvo en cuenta que para generar flexión era necesario acoplar un diseño extensible y ajustable al movimiento y a cualquier dedo tal y como lo expuso el diseño EXO-GLOVE-POLY, solo con la diferencia que se propuso una nueva geometría, en este caso senoidal con su respectiva función matemática y las respectivas medidas del agujero que la conforman, en este caso una elipse. Con la intención de que fuera flexible, reproducible en otros diseños y además que sea capaz de resistir fricción y una alta resistencia al uso prolongado, como se demuestra en la sección 3.1.

Para el ajuste del diseño al dedo, se propone utilizar la misma geometría senoidal, solo que se redujo al 50 % del tamaño con respecto al diseño propuesto originalmente, con el fin de que sea flexible y permita adaptar a diferentes diámetros de dedos de manos de la misma talla. Esta geometría se ubica transversalmente por la parte palmar y debajo de cada unión interfalángica de los dedos para permitir un movimiento natural si causar incomodidad al usuario, de manera que no habría que armar o colocar componentes adicionales para su respectivo ajuste. Teniendo en cuenta el sistema de enrutamiento por cable y además con un sistema adaptable, implementado en los dispositivos, se adoptó este mecanismo, en el cual la parte dorsal del diseño para los dedos, hay tres soportes con guías para el paso del cable, ubicadas en las uniones interfalángicas, con el fin de ejercer la extensión del dedo. Así como para la flexión se distribuye la tensión por los laterales de los dedos, y de la misma forma se ubican guías para el paso de los cables. Por último, se eligió que el diseño fuera imprimible en 3D, así que se eligió como material para su elaboración TPU con una dureza shore 85A, gracias a su flexibilidad y resistencia a la abrasión.

3.6. Diseño preliminar CAD de los dedos

En vista de que se tomaron las medidas antropométricas de las manos como se muestra en la tabla **A-2**, se optó por hacer el promedio de las medidas de las personas del género femenino con talla de mano S, esto con el fin de dar diámetro a los anillos que se ubican desde la base de los dedos hasta la inter falange distal. Así como la longitud de las correas extensibles senoidales ubicadas entre cada anillo.

El diámetro de paso del cable, en cada uno de los soportes ubicados en el diseño es de 1,7 mm con un espesor de 1,7 mm.

1. Dedal, con soporte guía para cable ubicada en la parte superior ver fig **3-41**.
2. Correa extensible de ajuste dorsal con geometría senoidal.
3. Anillo de ajuste interfalángico.
 - 3.1 Parte dorsal del anillo contiene un soporte guía para cable.
 - 3.2 Parte palmar, dos soportes guías para cable.
 - 3.3 Entre los dos soportes correa extensible ajustable posicionado transversalmente ver fig **3-41**.

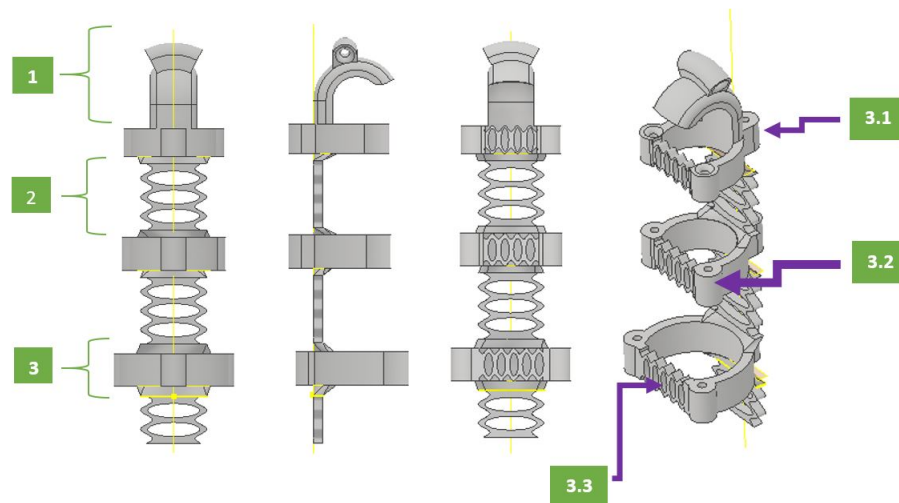


Figura 3-41.: Soporte dedos 1

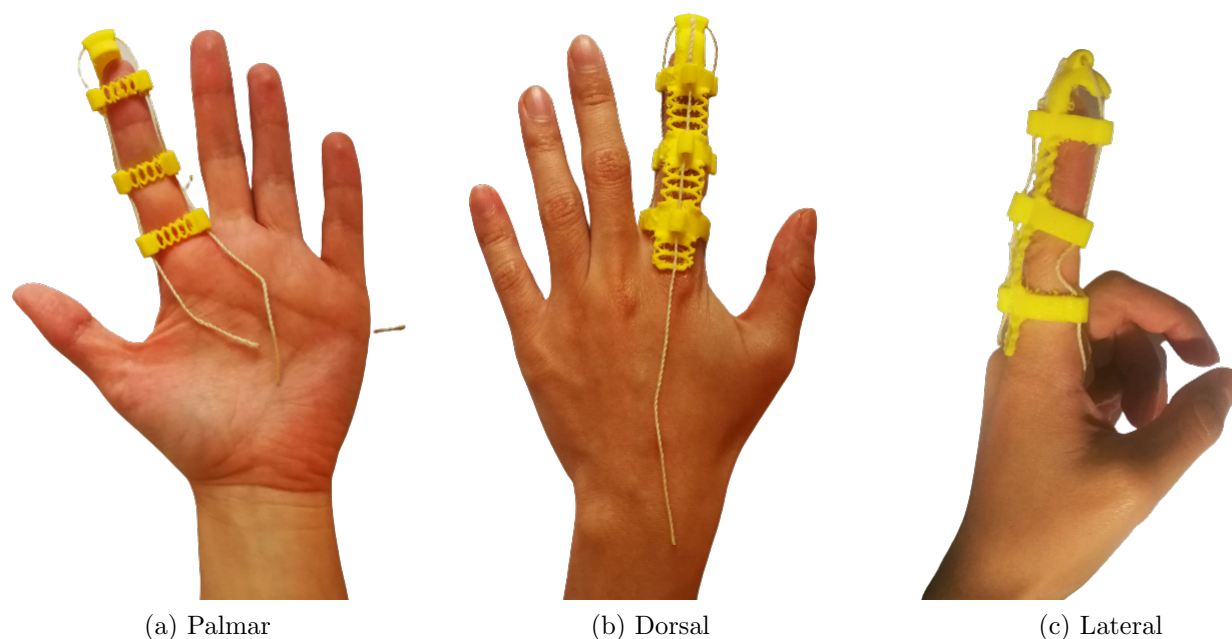


Figura 3-42.: Estructura 1 de los dedos impresa

3.7. Diseño final CAD soporte de los dedos

Al imprimir e interactuar con los modelos, se realizaron los siguientes cambios

1. Reducir la longitud del dedal el cual cubría toda la parte superior de los dedos, con la intención de que el pulpejo de los dedos quede descubierto, para que el usuario interactúe directamente con el objeto.
2. Ubicar los anillos de ajuste debajo de las uniones interfalángicas, para permitir flexionar sin obstruir el movimiento, y en el caso de la Inter falange distal no interferir con la interacción del pulpejo con el objeto, con el objetivo de estimular la sensibilidad de la persona.
3. Cambiar la posición de guía para el cable que estaba ubicada en la parte superior del dedal, ya que interfería al agarrar un objeto pequeño.
4. Por comodidad y eficacia en el momento de imprimir, el ancho mínimo para cada anillo es de 7 mm, de lo contrario la malla palmar podría romperse.

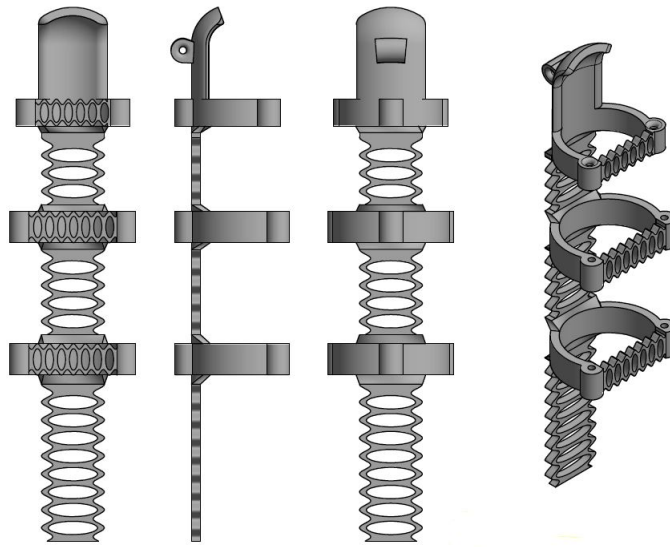


Figura 3-43.: Soporte dedos definitivo

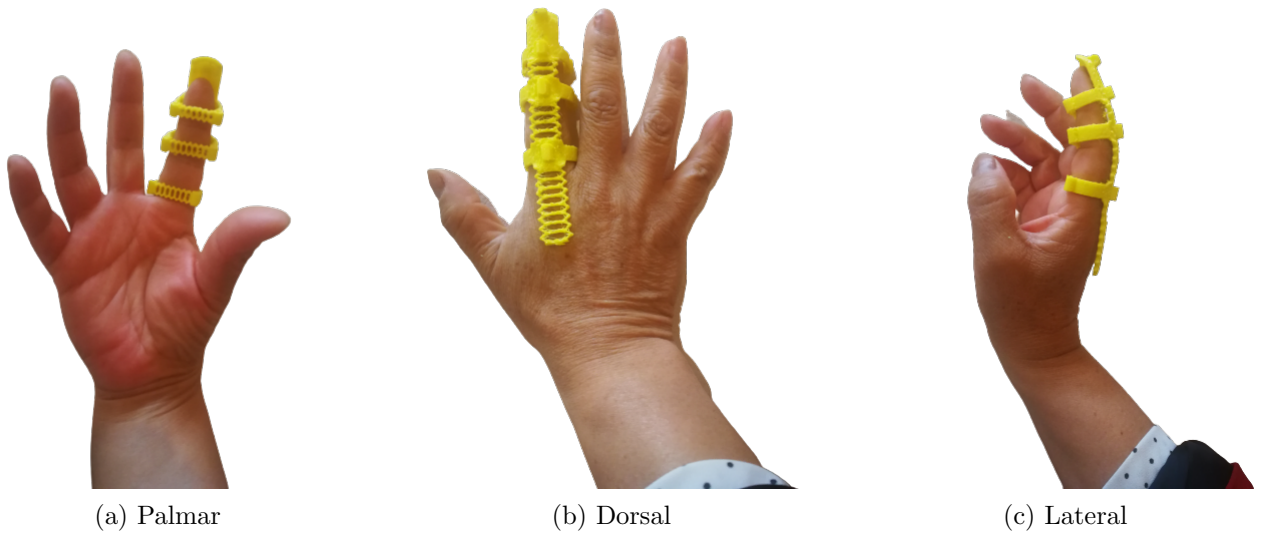


Figura 3-44.: Estructura definitiva de los dedos impresa

4. Diseño mecanismo de accionamiento y manufactura

El objetivo principal del diseño es lograr hacer la pinza tripode, para agarrar objetos como un lapiz, para este proceso, es indispensable que el dedo pulgar se encuentre en oposición, para lograr el debido contacto con los pulpejos del dedo II y III. De manera que se propuso que el accionamiento del mecanismo basado en tendones, ejerza flexión y extensión a los dedos II y III a travez de la estructura flexible de los dedos, movimientos que se generan y se transmiten cuando se ejerce extensión y flexión de la muñeca de la mano, aplicando una dinámica tipo tenodesis, la cual consiste en que cuando se extiende la muñeca se recogen los músculos extensores de los dedos y ocurre la aducción y flexión del pulgar, y cuando se flexiona la muñeca se provoca una extensión los dedos y abducción y extensión del pulgar. Sin embargo se muestran las diferentes fases que se realizaron para llegar a este sistema de accionamiento.

4.1. Férula de neopreno

Férula de neopreno con inmovilizador de pulgar, marca Tecnomed, se utilizó como base o estructura de parte de la mano, con el fin de adecuar el diseño de la estructura de los dedos. La razón por la cual se eligió este tipo de férula es porque tiene las siguientes características: es ortopedica, flexible, fácil lavar, además que permite la facilidad de adaptar y reubicar las veces requeridas los elementos de accionamiento para ejercer la extensión y flexión de los dedos, además de que por defecto ya viene diseñada para mantener el dedo pulgar en una posición determinada.



Figura 4-1.: Férula neopreno [7].

4.2. Diseño riel

Se diseñó un riel con su respectiva corredera para deslizarse en dirección distal de los dedos y hacía la muñeca. Se elaboró un riel para la parte dorsal y otro para la parte palmar del dispositivo, con el fin de generar flexión en los dedos desde la parte palmar y extensión desde la parte dorsal.

El primer riel se muestra en la figura 4-2 con su correspondiente corredera, La corredera dorsal tiene más agujeros puesto que las terminales de flexión se deriva en dos cables por cada estructura de los dedos, pero debido a que el tamaño era demasiado grande para el diseño se modificó.

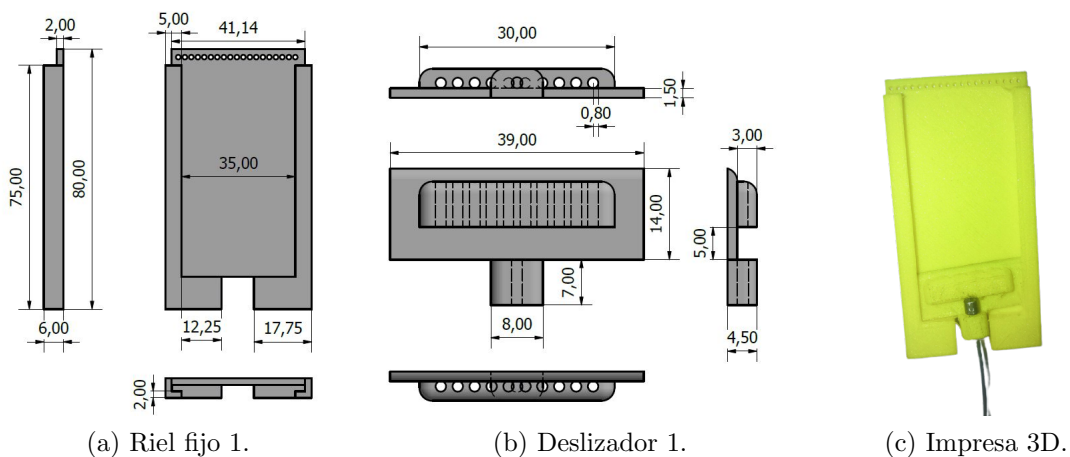
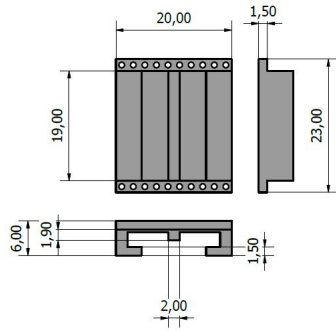
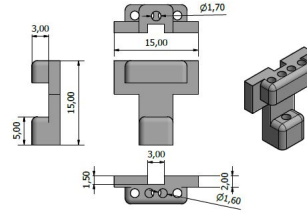
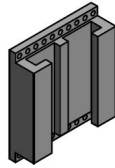


Figura 4-2.: Corredera 1

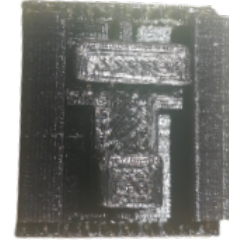
El riel definitivo tiene las medidas que se se muestra en la figura 4-3, y se le adicionó una guía en la mitad, con el fin de brindar más estabilidad a la corredera.



(a) Riel fijo.



(b) Deslizador.



(c) Riel y deslizador ensamblados Impresos en 3D.

Figura 4-3.: Corredera dorsal 1

4.3. Mecanismo de accionamiento al ejercer flexión y extensión de muñeca.

Como diseño preliminar , se adecuaron a la férula de neopreno , los elementos para poder ejercer flexión vistos en la sección 4.2, por la parte palmar de la mano como se observa en la fig 4-4. En el antebrazo se ubicó una guaya en forma de U, el origen de la guaya va ubicada entre el pulgar y el índice y la inserción va a la base de la corredera. Donde el mecanismo de movimiento esta basado en que cuando el usuario mantenga extendida o extiende la muñeca , se genere flexión en los dedos.

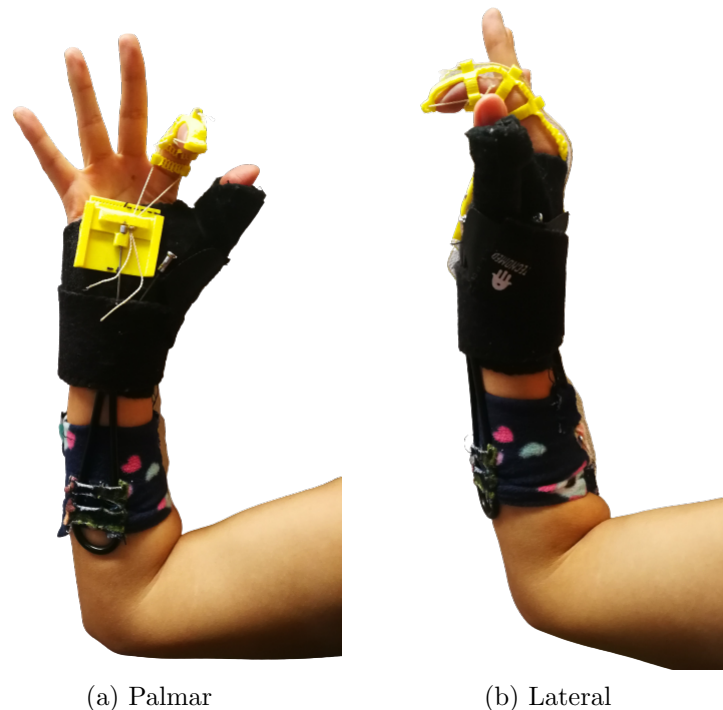


Figura 4-4.: Flexión.

Por otro lado, se adecuaron a la férula de neopreno, los elementos para poder ejercer extensión, vistos en la sección 4.2, por la parte dorsal de la mano como se observa en la fig 4-5, en el antebrazo se ubicó una guaya en forma de U, el origen de la guaya va ubicada entre el pulgar y el índice y la inserción va a la base de la corredera. Donde el mecanismo de movimiento consiste en que cuando el usuario mantenga o flexione la muñeca, se genere extensión en los dedos, todo con el fin de imitar el agarre de tenonesis.

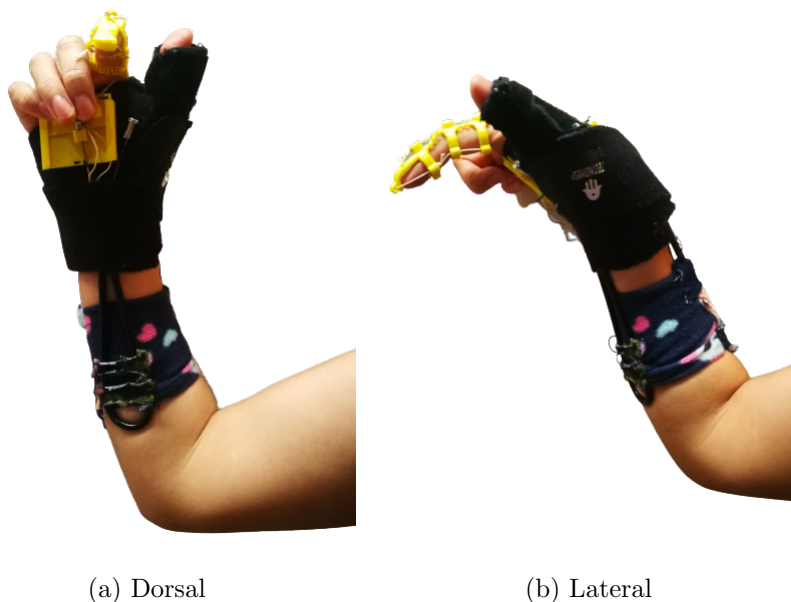


Figura 4-5.: Extensión

Al observar que se logró el objetivo de dar movimiento por accionamiento de la muñeca, se prosiguió a proponer un diseño para la estructura del antebrazo. Esta estructura se realizó en neopreno con una guía en forma de U para el cable o guaya, tanto como para la parte dorsal y distal ver figura 4-6, para adherir al antebrazo se utilizó velcro. Pero se decidió no utilizar este diseño por lo siguiente: cuando se ejercía la extensión o flexión, la estructura del antebrazo por más ajustada que estuviese tendía a moverse en dirección distal del antebrazo, y para comodidad del usuario visualmente se ve incómoda, abultada y se consideró pesada para la mano.

4.3 Mecanismo de accionamiento al ejercer flexión y extensión de muñeca



Figura 4-6.: Antebrazo neopreno

Considerando lo anterior, para dar solución al movimiento de la estructura del antebrazo a causa de la tensión, se propuso que el origen de la guaya quedará en la misma posición que el origen de los músculos extrínsecos extensor y flexor común de los dedos, en este caso este origen se ubicó un poco más arriba del codo, lo cual modificó el diseño mecánico en U, dejando el cable extendido por todo el antebrazo como se ve en la figura 4-7. Además de que se implementaron dos correas para dar soporte a los cables, una ubicada en el antebrazo y la otra superior al codo, las correas son elaboradas con TPE.



Figura 4-7.: Estructura bioinspirada

Se notó un cambio significativo en: la tensión del dispositivo es mayor, no se movía el soporte de los cables, visualmente más estético, liviano, y más cómodo de ajustar y de colocar. Además es posible ejercer movimientos de flexión y extensión con libertad de movimiento del codo sin intervenir con el accionamiento, como es posible ver las imágenes 4-7 vs 4-8.

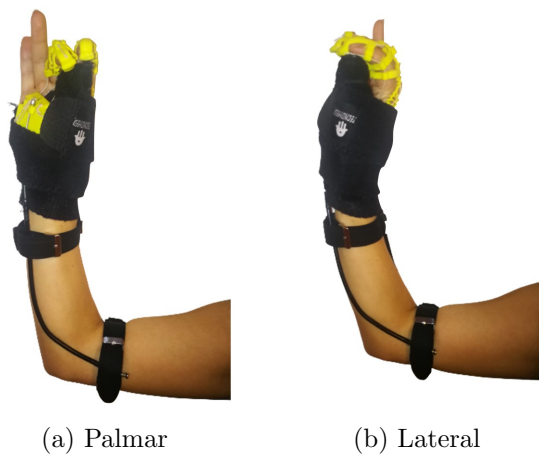


Figura 4-8.: Estructura bioinspirada flexión

Adicionalmente se modificó la estructura de neopreno para dejar el pulgar en oposición y así ejercer el agarre de pinza trípode como se ve a continuación.

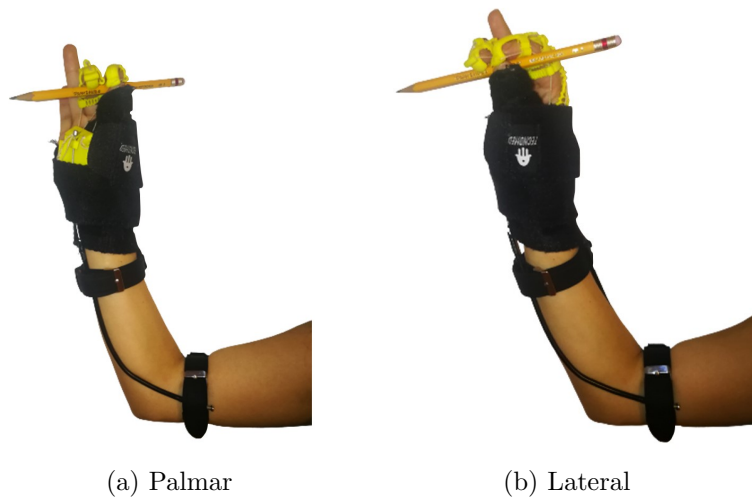


Figura 4-9.: Flexión sujetando un lápiz

4.4. Diseño estructura de la mano

La estructura de la mano se realizó en AutoCAD, el diseño tuvo en cuenta la morfología de la mano y se realizó de manera que fuera adaptable a diferentes tamaños de mano de talla s. La materialización de este diseño fue impresa en 3D en un material llamado TPE, material que fue esencial para el diseño debido a sus características mecánicas como cualitativas. El filamento de TPE elegido es de marca esun con una dureza 85 Shore A, resistencia a la tracción 30 MPa, es resistente ante una carga alternada, variable o en su defecto a la fatiga, cuando se trata de flexionar, es resistente al desgarro, a la abrasión y a los impactos. El material TPE también es capaz de soportar temperaturas tan bajas como -30 grados centígrados y tan altas como 140 grados centígrados. El filamento ha sido aprobado para el contacto con alimentos. Por lo tanto, a menudo se encuentra en cucharas para bebés y picos de taza para niños pequeños. Esto se debe a que está libre de sustancias químicas preocupantes. También se hace uso de este material en la medicina y atención sanitaria, como resultado de las altas regulaciones de seguridad en esta industria, el material TPE es la elección perfecta. Debido al hecho de que puede ser esterilizado usando autoclaves e incluso radiación gamma. También pueden ser diseñados para que sean biocompatibles con altos niveles de pureza y bajos niveles de sustancias lixiviables. En algunos casos, pueden ser usados en lugar del látex e incluso la silicona[42]. ES un material suave al tacto, de manera que es adecuado para la interacción con la persona y permite también seguir los protocolos de bioseguridad para el sars-cov-2 mejor conocida como covid-19.

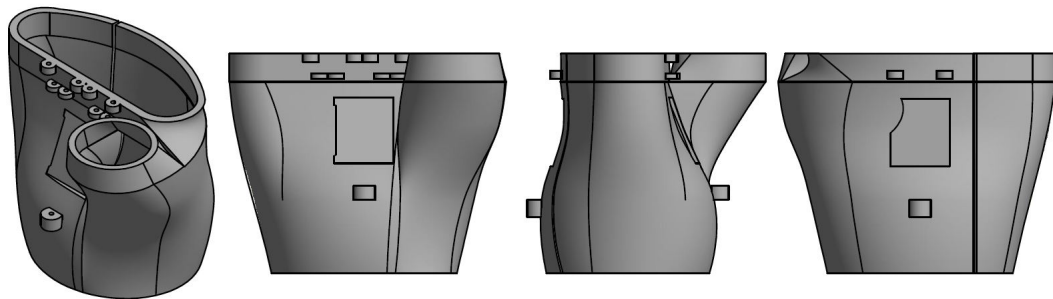


Figura 4-10.: Estructura de la mano



Figura 4-11.: Estructura de la mano impresa

4.5. Dispositivo ensamblado

A la estructura de la mano se adhirieron la caja de los rieles y la estructura de los dedos. En los rieles va ubicado un extremo de la guaya, la cual pasa por la correa distal y proximal, como se observa en la figura 4-12 .



Figura 4-12.: Estructura de la mano ensamblada

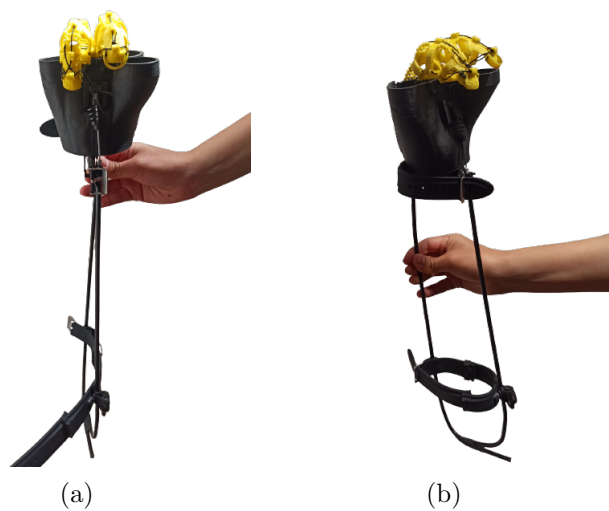


Figura 4-13.: Vista isométrica

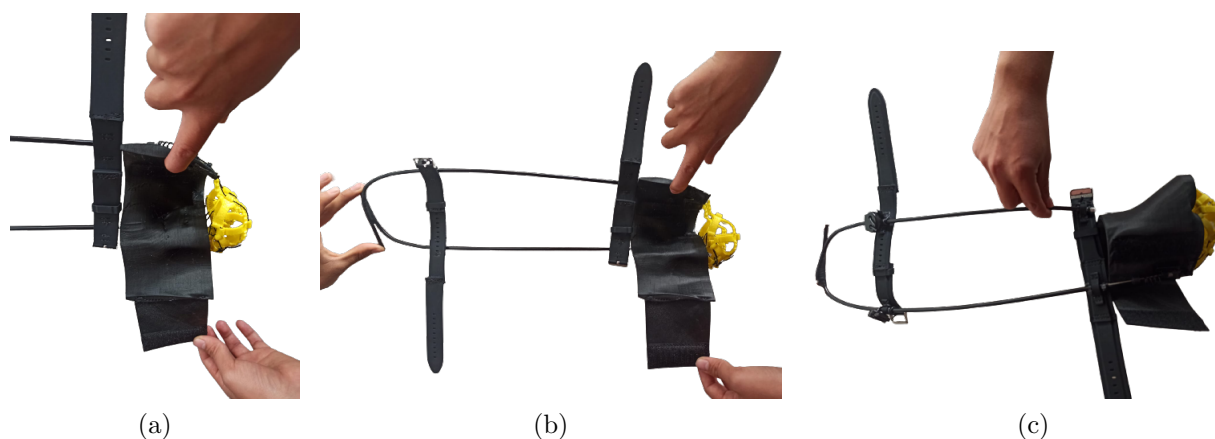


Figura 4-14.: Vista interna

4.6. Funcionamiento mecánico del dispositivo para ejercer la pinza trípode

El diseño mecánico se basó en un sistema de enrutamiento por tendones, donde a partir de la flexión y extensión de la muñeca se ejerce el accionamiento al mecanismo, como se explica a continuación: En los puntos fijos A y B ubicados encima del codo, van anclados los cables o guayas AC y BD, imitando la posición de origen de los músculos flexor común superficial de los dedos y extensor común de los dedos respectivamente como se observa en la figura 4-15. El otro extremo de los cables AC y BD se encuentran insertados en los puntos móviles C y D localizados en la parte dorsal y palmar de la mano, cada punto cuenta con un grado de libertad de movimiento lineal en un solo eje ver figura 4-16. Este movimiento se da a partir de la tensión que se genera cuando se aumenta la distancia entre los puntos AC y BD al flexionar o extender la muñeca respectivamente, actuando como músculos agonistas y antagonistas.

4.6 Funcionamiento mecánico del dispositivo para ejercer la pinza trípod61



Figura 4-15.: Puntos de anclaje dispositivo

Por la parte dorsal para compensar este cambio de distancia en el punto C, se derivan dos cables tal y como se ubican los tendones extensores de los dedos, donde se distribuye la tensión generada a los dedos II y III por medio de la estructura de cada uno, y como cada dedo cuenta con tres grados de libertad rotacionales, la estructura contiene 3 puntos de apoyo ubicados en cada falange, en el cual a partir de las reacciones generadas en cada punto de apoyo se ejerce una tensión provocando el movimiento angular de cada interfalángica en serie, generando la extensión de los dedos y así contraresta el aumento de tensión con respecto al cambio de la distancia generada por la muñeca.

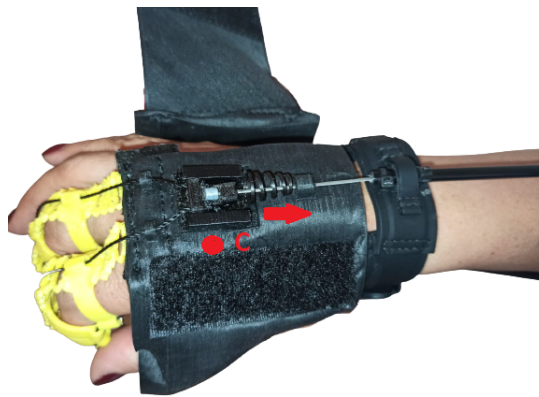


Figura 4-16.: Puntos de anclaje punto C

De la misma manera ocurre por la parte palmar, a fin de compensar el cambio de distancia que se produce, cuando la muñeca ejerce extensión siendo su estado inicial flexión. En el punto D se derivan dos cables como los tendones flexores superficiales de los dedos, los cuales pasan a través de la estructura de cada dedo II y III, en la cual la tensión de cada dedo

se deriva por los laterales de los dedos, para dar más estabilidad y no obstruir el movimiento natural y brindar un mejor agarre. La tensión ejercida también ejerce un movimiento rotacional en cada articulación interfalángica de los dedos, pero en este caso se genera flexión ver figura 4-17a.

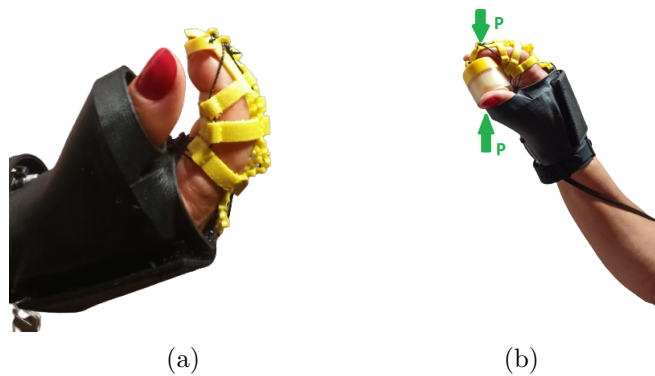


Figura 4-17.: Flexión dedos II y III

Una vez los dedos están en flexión, se transmite presión a través de estos para sostener un objeto pequeño con ayuda del pulgar ver figura 4-17b el cual se encuentra en oposición, y así lograr la pinza trípode con la dinámica de tenodesis, después de que se cumple este movimiento repetidas veces se provoca un engrama cerebral aumentando las capacidades motoras del cuerpo humano, y al tiempo se estimulan músculo extensor largo propio del pulgar y del extensor superficial del dedo índice, los músculos sesamoideos externos y segundo interoseo palmar, los músculos tenares del dedo I Y III .

4.7. Análisis de Potencia

Según el estudio realizado por Jonathan L. Morse et al [43] a 20 personas (10 mujeres y 10 hombres) sin lesiones en la mano, se basó en examinar los efectos del género, el esfuerzo de la dirección (flexión y extensión), velocidad angular y ángulo de la muñeca donde simultáneamente se examinó con la fuerza de agarre y el torque de la muñeca bajo condición isocinética. El estudio evidencia que existen diferencias en el registro de los datos influyendo el género,

estado físico y fuerza de los tendones de la mano y dirección (extensión flexión), motivación, dimesión atropométrica entre otros.

Dentro del experimento se encontro que la fuerza femenina en promedio es 50-70 % de la fuerza masculina, donde en promedio las mujeres ejercen una fuerza de (192N) y un torque de $(5.61 \pm 2.54 \text{ Nm})$, sin embargo, el efecto principal de la velocidad angular no fue un factor estadísticamente significativo para el torque de la muñeca. También los estudios han encontrado consistentemente que la fuerza de agarre máxima y el torque de la muñeca se producen alrededor de ángulo neutro a 0° de la muñeca y el rango estadísticamente significativo del ángulo de la muñeca que contiene la fuerza y el torque máximos es estrecho siendo entre 0° y 30° en extensión y condiciones estáticas[43].

A partir de los datos obtenidos en el estudio, se tuvo en cuenta los resultados del torque en la muñeca con respecto a una posición neutra 0° y velocidades angulares de $15^\circ/\text{s}$, $30^\circ/\text{s}$ y $75^\circ/\text{s}$ de las mujeres, considerando que el diseño del dispositivo es para la talla S género femenino y el accionamiento del mecanismo consiste en que al extender la muñeca hasta la posición neutra se ejerza el agarre de pinza trípode.

En el diagrama de cuerpo libre **4-18**, a lo largo del antebrazo hasta la muñeca se toma como eje principal y y perpendicular a este el eje x visto desde el plano sagital de la mano, siendo el origen la mueña. El punto de origen la muñeca hasta el riel hay un ángulo de 24° a travez del cual se ejerce la tensión.

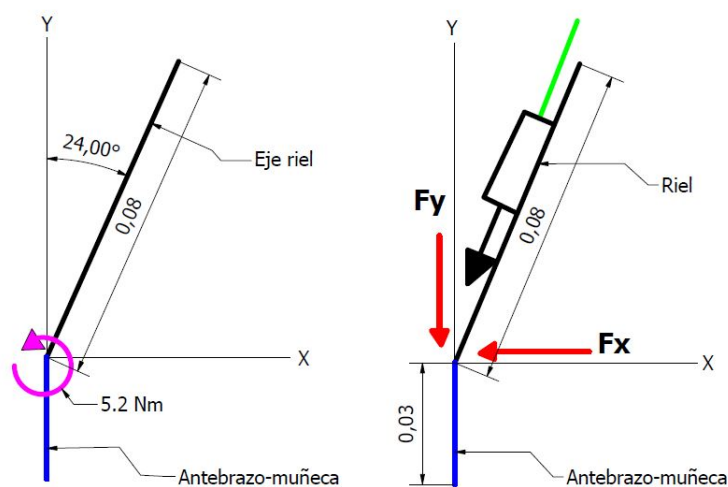


Figura 4-18.: Diagrama de cuerpo libre.

El torque de entrada es 5.2Nm del cual se obtiene la magnitud de la fuerza con respecto a la longitud que inicia desde la muñeca hasta el riel la cual es de 65N. Para cada una de las velocidades angulares a evaluar y partiendo del estudio [43] el cambio en la velocidad no fue significativo en la variación del torque en las mujeres. Además, se asume una relación 1:1 con respecto a la trasmisión de velocidad angular de la muñeca a las interfalángicas simulando poleas de los dedos II Y III, así de esta manera permite realizar un cálculo aproximado de la potencia de entrada con respecto a la potencia y torque de salida en las interfalángicas distales.

Tabla 4-1.: Cálculo fuerzas

Fuerza entrada muñeca (N)	65,00
$f_x(N)=$	26,44
$f_y(N) =$	59,38
Fuerza entrada por dedo (N)	26,62

Una vez obtenida la tensión en el eje Y que se ejerce en el riel, la cual es de 59,38N, esta se distribuye en 26,62N para cada dedo. Considerando lo anterior y comparando con la tensión de entrada del motor del dispositivo Exo-Glove [44], el cual también funciona por medio de un accionamiento por cables, ejerce 50N de tensión de entrada, con esta tensión explican que la suma de la fuerza de salida de los dedos II y III alcanza hasta 20N, es decir que en cada

dedo se genera una fuerza de 10N aproximadamente. Tomando como base este estudio y viendo la similitud con las tensiones ejercidas en el diseño del dispositivo de este trabajo, se asumieron los mismos datos de las fuerzas producidas en los dedos para un objeto de 48mm y un objeto de 76mm.

En función de las fuerzas de salida de los dedos se calcula el torque de la interfalángica distal, partiendo de los datos de la tabla **A-2** se toma una longitud intermedia de 25mm de la falange distal de los dedos II y III, para así finalmente calcular la potencia de salida como se observa a continuación:

Ecuaciones de torque , fuerza y potencia respectivamente ver 4-1

$$T = F * d \qquad F = \frac{T}{d} \qquad P = \omega * T \qquad (4-1)$$

Tabla 4-2.: Cálculo Torque dedos

Objeto	4.8cm	7.6 cm
Fuerza salida dedo(N)	10,3	12
Torque dedo(N*m)	0,2575	0,3

Tabla 4-3.: Cálculo de Potencia

Torque muñeca (N*m)	5,2		
Ángulo MUÑECA	0°		
Velocidad angular (°/S)	15	30	75
Velocidad angular(rad/S)	0,262	0,524	1,309
Potencia muñeca (W)	1,361	2,723	6,807
Potencia dedo (W)	0,067	0,135	0,337
Potencia dedo (W) f2	0,079	0,157	0,393
Eficiencia 1	4,952	4,952	4,952
Eficiencia 2	5,769	5,769	5,769

La fuerza de la punta de los dedos de 20N es suficiente para realizar actividades básicas de la vida diaria, dado que en el artículo [44] mencionan que la fuerza de pinza durante varias actividades diarias requieren menos de 20N.

5. Resultados y discusión

Una vez terminado el diseño y ensamblados los elementos, se prosiguió a realizar una prueba piloto con de 3 terapeutas ocupacionales del Hospital Universitario Nacional de Colombia y 3 estudiantes de último año de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia, a partir de eso se tuvo en cuenta como poner y retirar el dispositivo, y que ventajas y desventajas presentó el dispositivo en general.

5.1. Como ubicar el dispositivo

En primer lugar se ubica el dedo I en la férula de la mano, luego se colocan los dedos II y III a las respectiva estrucutra de los dedos, luego se ajusta la férula a la mano con el velcro, seguido por medio de la correa distal, se ajusta en el antebrazo a 3 cm de la muñeca, sin obstruir el libre movimiento de la muñeca, y finalmente la correa proximal se ubica por encima del codo de la persona con el antebrazo flexionado para que queden tensionados los cables ver figura 5-1.

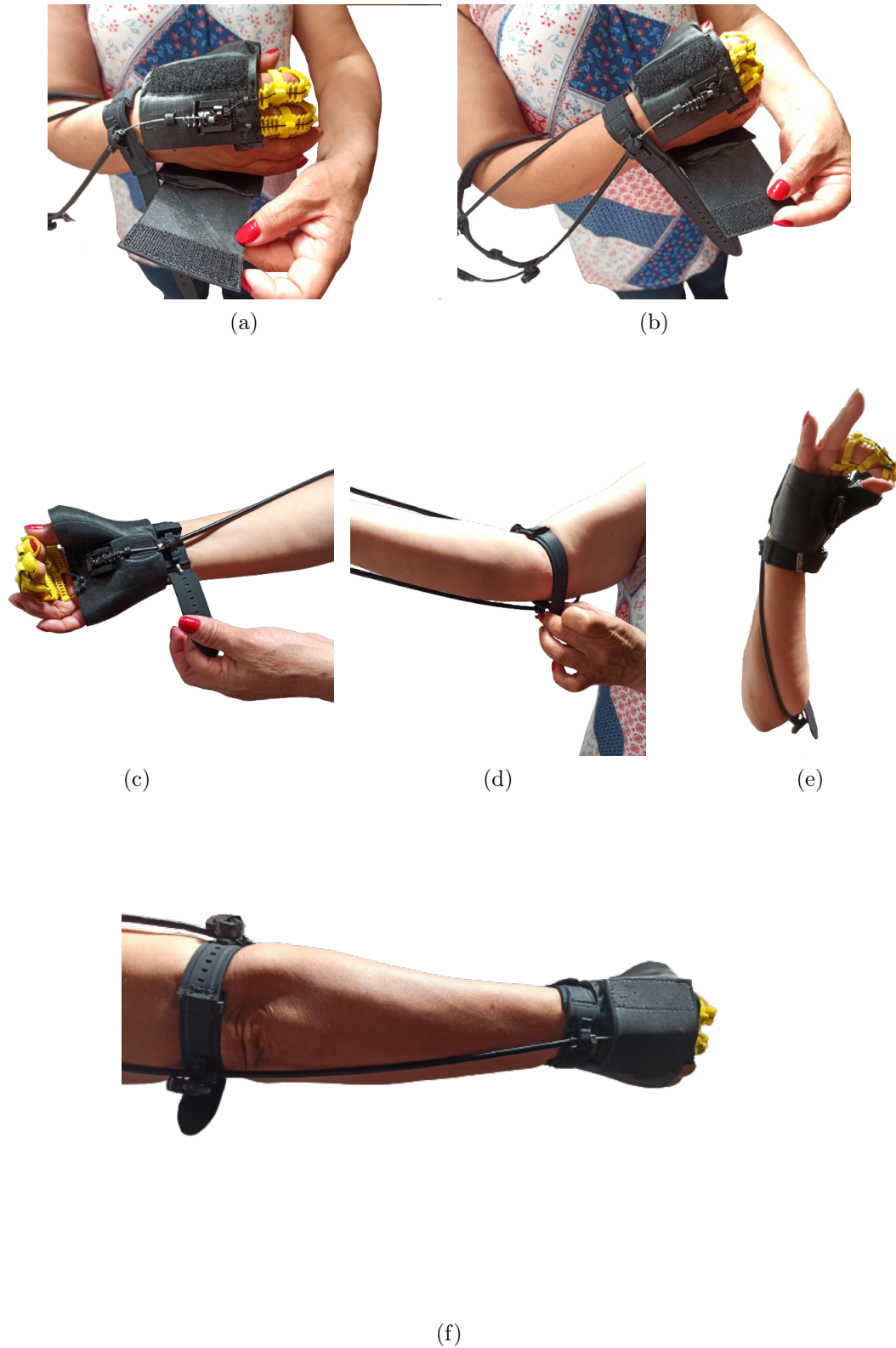


Figura 5-1.: Pasos para poner el dispositivo

5.2. Interacción con la persona

Se evidenció que la persona tiene que no presentar ninguna lesión en la muñeca o debilidad, de lo contrario el dispositivo no cumpliría con su función. Las pruebas se realizaron ejerciendo el agarre de esferos y marcadores de tablero, donde se visualiza que el dispositivo ayuda a sostener en pinza trípode los objetos. Se sujeta el marcador como se observa en la figura 5-2 y se ejerce una dinámica de escritura, evidenciando en ocasiones perdida de tensión para sujetar el objeto. Sin embargo, es posible ejercer la actividad de escritura.

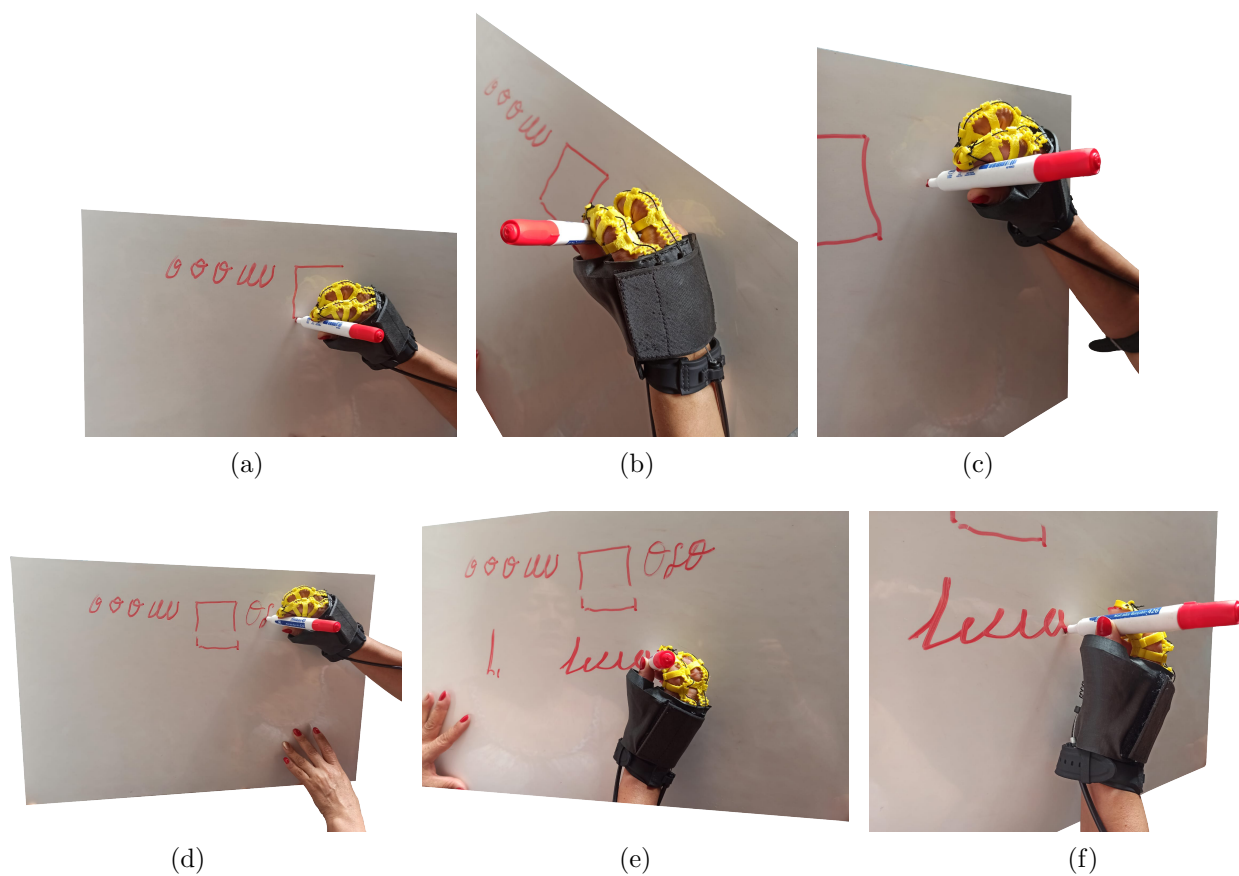


Figura 5-2.: Sujetando un marcador escritura

Se intento sostener objetos de diferentes tamaños, como un envase de crema con longitud de 5cm, donde se notó un buen agarre ver figura 5-4a y de igual manera un marcador de tablero con diametro de 1.1cm ver figura 5-4b, evidenciando que los pulpejos de los dedos II y III hacen contacto directo con el objeto.

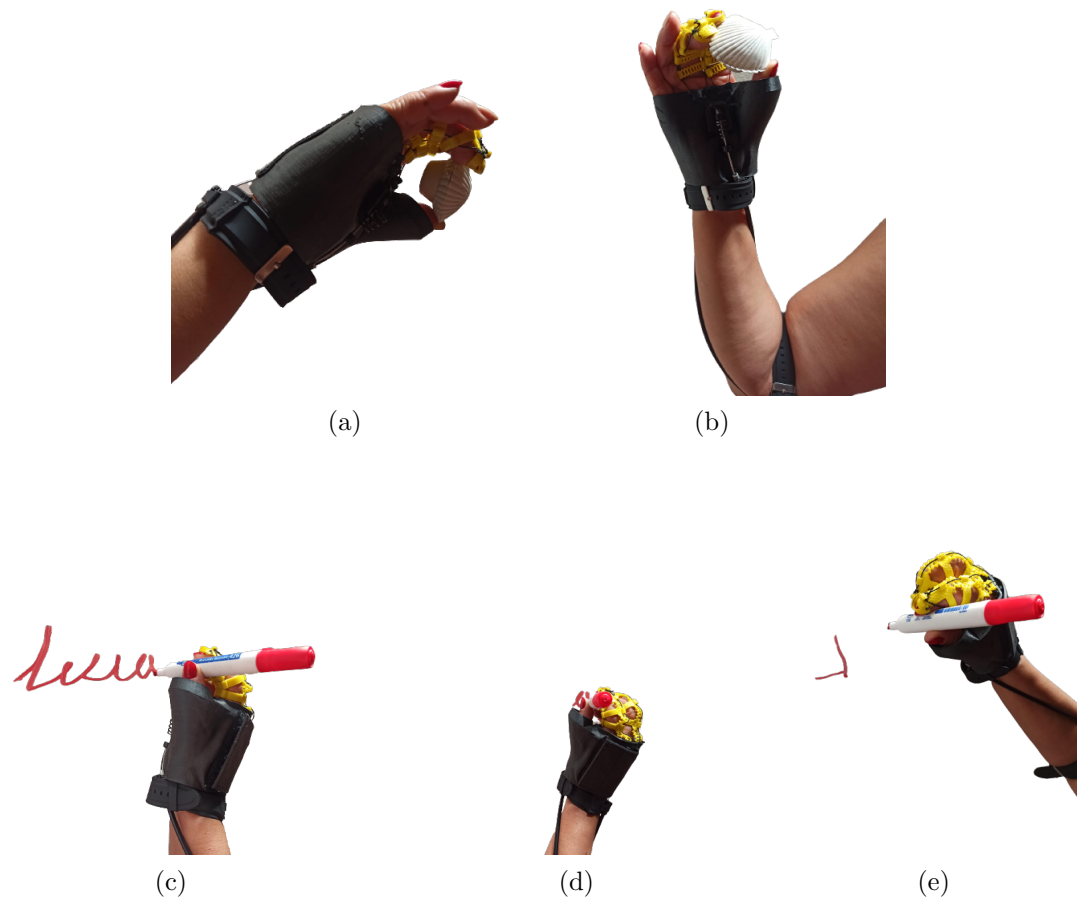


Figura 5-3.: Sujetando objetos de diferentes tamaños

En la figura 5-4 se muestra a una mujer de talla S utilizando el dispositivo.



Figura 5-4.: Persona usando el dispositivo

5.3. Resultados

A continuación se muestra en tabla 5-1 las ventajas y desventajas que presentó el dispositivo a nivel mecánico y de rehabilitación, establecidas por profesionales de la salud al hacer varias pruebas.

Tabla 5-1.: Ventajas y desventajas

	Mecanismo de accionamiento	Rehabilitación
Desventajas	Requiere del esfuerzo de una muñeca sana , de lo contrario no genera un movimiento notable	El dispositivo no es accesible a personas que presenten deformidad en los dedos y / o espasticidad
	Las horas de elaboración y costos son altos, en comparación de las ortesis que se diseñan por los terapeutas ocupacionales	El dispositivo puede ser no funcional para personas que presenten debilidad en la muñeca
	El mecanismo no tiene la suficiente tensión para sujetar objetos pesados.	Falta más tensión para sujetar un esfero al momento de escribir
Ventajas	Mecanismo con funcionamiento bioinspirado imitando una dinámica de tenodesis	Permite movimiento natural de la muñeca y dedos II y III por agarre de tenodesis
	Permite fácil impresión en 3d de cada elemento del mecanismo y es resistente al uso prolongado	Es para personas con movilidad completa de la muñeca
	El mecanismo es flexible y adaptable a las diferentes morfologías de antebrazo y mano talla S	El uso del dispositivo repetidas veces genera engrama cerebral
	Es liviano minimizando la carga en la persona, intuitivo de colocar , elaborado con materiales amigables al contacto con la piel	Cumple con el funcionamiento de Agarre de pinza tripode
	Trasmite una fuerza e 10N por cada dedo y la potencia de salida es de 0,13 W , para una velocidad angular de 30°/s	La estructura de los dedos permite propiocepción, además de que el pulpejo de los dedos hace contacto con los objetos directamente, estimulando la sensibilidad.

6. Conclusiones y recomendaciones

6.1. Conclusiones

Para la implementación del dispositivo de rehabilitación se requiere de una muñeca(mano) sana y sin ningún tipo de lesión física, para se pueda transmitir tensión al dispositivo por medio de los rieles y la guaya, también que no presente deformidades en la mano o espasticidad.

El dispositivo ejerce una fuerza aproximadamente de 10N por cada dedo, presenta una fuerza de salida total de 20N, la cual es suficiente para realizar actividades básicas de la vida diaria, y tiene como potencia de entrada aproximadamente 1,36W y una potencia de salida 0,13w por cada dedo a una velocidad angular de $30^\circ/s$.

El dispositivo sirve para que el usuario sujete objetos livianos (esferos, lápiz, borrador, cepillo), ya que este dispositivo no tiene suficiente fuerza para sujetar objetos con mayor masa a estos objetos mencionados.

En comparación con otros dispositivos, en el mecanismo del diseño propuesto se incorporó el funcionamiento bioinspirado de la mano emulando una dinámica de tenodesis, mecanismo que no se tuvo en cuenta en otros dispositivos, tomando como ventaja el comportamiento natural de la mano humana, además que el haber implementado este mecanismo brinda mejor funcionamiento con respecto a otros mecanismos propuestos.

Basado en la estructura de los dedos de otros diseños, Se adaptó y propuso el modelo geométrico senoidal con una elipse de vacío(agujero), cuando esta sometido a fuerzas (normal, voladizo, punto medio) con un esfuerzo menor y conserva una mayor elongación de la probeta con valor bajo de concentración de esfuerzos permitiendo una fácil elongación a la probeta sin llegar a afectar la probeta con grietas o rotura. Esto tiene como ventaja que en la estructura de los dedos cada probeta queda ubicada en las Interfalángicas de los dedos unido por los anillos que descansan en las falanges, permite un movimiento natural de los dedos II y III.

La estructura de los dedos (II y III), del dispositivo no cubre totalmente los dedos como los otros dispositivos, dejando libre el pulpejo de los dedos permitiendo el contacto directo de los dedos con los objetos estimulando la sensibilidad de los dedos, los cuales emiten información al cerebro activando nuevamente esta función. Otro aporte innovador es que el diseño en sí de la estructura con las geometrías que lo componen y con el material que se elaboró TPU, proporcionan al usuario estimular la capacidad de propiocepción.

Se imprimió dos muestras de las estructuras de los dedos, una de color amarillo y la otra de color negro, por lo tanto, se recomendó utilizar el color amarillo argumentando que es más estético y amigable para el usuario, motivándolos a utilizar el dispositivo ya que da la apariencia de ser manejable y visualmente puede observar la funcionalidad.

Es innovador utilizar el material TPE para la estructura de la mano, considerando que en otros dispositivos se utilizan siliconas, telas, o termoplásticos rígidos. Las ventajas de este material es que es flexible, permitiendo una fácil adaptación y ajuste a la mano por medio de velcro, es hipoalergénico, tiene alta resistencia al desgarre lo que lo hace ideal para adherir los componentes del mecanismo, por lo tanto, la piel no se irrita haciendo más comfortable el uso del producto y la experiencia del usuario en su recuperación.

Como valor agregado es de fácil limpieza en comparación de otros diseños, esto es posible gracias a los componentes y materiales con el que fue elaborado, de manera que se puede limpiar con alcohol antiséptico, teniendo en cuenta la emergencia sanitaria provocada por el Sars-cov-2 o mejor conocida como covid-19 y por higiene en general, permitiendo su uso en diferentes personas las veces necesarias.

La estructura de la mano y de los dedos II y III fueron impresos en 3D, eso facilita que se pueda modificar a la mano de otro usuario.

6.2. Recomendaciones y trabajos futuros

Contemplando el mecanismo de accionamiento propuesto para el dispositivo , se propone que: a partir del movimiento lineal de los punto C y D, se implemente un mecanismo electromecánico con su respectivo sistema de control, el cual permita controlar la posición final de los dedos del usuario, solo atravez de los puntos moviles, Además de tener en cuenta que este control puede variar, ya que se tendría que considerar diferentes referencias de posición, puesto que esta puede variar dependiendo la morfología de las diferentes personas.

Es factible modificar el diseño para que no solo se ejecute la pinza trípode, si no que es posible también dar movimiento a los dedos IV y V, y así realizar otros tipos de prensas.

Por otro lado, teniendo en cuenta que se encontró que a pesar de que una población de personas tengan la misma talla de mano, la morfología varía entre ellas de manera que se propone realizar el mismo diseño para otras tallas o personalizar el dispositivo.

A. Anexo: Medidas antropométricas

Tabla A-1.: Convenciones

CONVENCIONES	
G	Género
Md	mano dominante
A	largo antebrazo
D,PA	diámetro proximal antebrazo
D, DA	diámetro distal antebrazo
MTF	metacarpofalángica mano
IEI	?
1	Falange 1 ,dedo 1
2	Falange 2,dedo 2
3	Falange 3 ,dedo 3
4	Falange 4 ,dedo 4
5	Falange 5 ,dedo 5
LF	articulacion desde el carpo hacia la falnge distal
D.d	diámetro distal dedo
D.P	diámetro proximal dedo

Tabla A-2.: Datos personas género femenino

G	Md	Edad	Talla(m)	Peso (Kg)	A	D.PA	D.DA	MTF	IEI	LF1	D.d1	D.P1	LF2	LF2	LF2	D.d2	D.P2	LF3	LF3	LF3	D.d3	D.P3	LF4	LF4	LF4	D.d4	D.P4	LF5	LF5	LF5	D.d5	D.P5	
F	D	26	1.50	50	19	20	13.5	17	4	3	2.5	5.2	5.5	2.5	2	2	4.8	6	2.5	2.4	2.2	4.5	6	2.5	2.3	3	4.5	5.5	2	1.5	3	4.5	5.5
F	I	50	1.55	60	22	22.5	14	19	4	3	2.5	5.5	6.2	2.5	2	2	5.5	6.8	2.5	2.5	2.5	5	6.3	2.3	2	2.5	4.8	6.2	1.8	1.5	2	2.4	6
F	D	21	1.52	50	20	19	13	16	4	2.6	2.5	5.5	6	2.1	2	2	4.8	5.9	2.5	2.5	2.5	4.5	5.5	2.1	2	2.5	4	5.5	2	1.2	2.2	4	5.6
F	I	55	1.50	68	23	25	16	21	5.5	3	3	5.8	6.5	2.5	2.2	2.8	5.2	6.5	2.2	2.8	2.8	6	6.5	2.3	2.3	2.5	5.3	6.1	2	1.8	2.3	4.4	5.5
F	D	23	1.56	65	20.5	22.2	15	19	5	2	3	6.8	6	2	2.2	2	4.5	5.5	2.4	2.5	2.2	4.5	5.5	2.2	2	2.2	4.3	5.5	2	1.5	2.1	4	5
f	d	20	1.67	69	22	28	16.5	20	5	1.8	3	5.5	6.5	2.5	2	2.5	5	7	3	2.4	2.8	5	6.5	2.5	2	2.8	4.8	6.5	2	1.5	2.5	4.5	5.8
f	d	19	1.60	54	22	22	14	18.5	5	2.5	3.4	5.5	6.8	2.5	2	2.5	5	6	2.8	2.5	2.5	4.9	6	2.5	2.4	2.5	4.5	5.7	2	1.5	2.5	4	5
f	d	21	1.56	56	22	20	13	16	4	2.5	3	5	5.5	2	1.8	2.5	4.5	5.5	2	2	2.5	4.5	5.5	1.8	2	2.5	4.5	6	1.5	1.3	2	4	4.5
f	d	18	1.59	52	23.5	12.5	13.5	17	4	1.5	3.5	5	6	2.5	2.3	3	4.8	5.7	3	2.5	3	4.8	5.5	2.5	2	3	4.5	5	2	1.5	2.5	4	4.5
f	d	20	1.55	55	23	23	14	18	6	2.5	3.5	6.5	6.5	2	1.9	3	5.2	6.8	2.5	2.2	2.5	5	6	2	2.2	2.5	5	6	1.5	1.5	2.5	4.5	5.2
f	d	23	1.48	40	21	18.5	12.5	17	4.5	2.5	3	5.2	5.5	2	2	2.3	4.5	5.7	2.5	2	2	4.5	5.5	2	2	2.5	4.8	5.5	1.5	1	2	4	4.5
f	d	24	1.69	70	25	25	16	19	6	3	4	5.5	6	2.5	2.5	2.5	5	6	3	2.5	3	5	6.5	2.5	2.5	3.5	4.5	6	2.5	1.5	3	4.5	5
f	d	27	1.67	50	22.5	21	12	17.5	6	3	3.5	5	6	2.5	2	2.5	4.5	5.5	3.5	2.5	3	4.8	5.5	2	2	3	4.5	6	1.5	1.5	2	4	5
f	d	49	1.60	57	24.5	25.5	13.5	18.5	5	2	3.5	6	6.5	2.5	2.5	2.5	5	6.5	2.5	3	2.5	5	6.4	2.5	2.5	2.8	5	6.5	2	1	3	4.8	6
F	I	20	1.54	47	22.5	21	13.5	17	4	2.5	3	4.4	5.5	2.5	2	2.8	4.4	5.6	2.5	2	2.8	4.3	5.5	2	3	2.5	4.5	5.5	1.5	1.5	2	3.9	5
F	D	52	1.53	60	21	22.5	15	18.5	5	3	3.5	5.5	6.5	2	2	2.5	5	7	2.4	2	2.5	5	6	2	2	2.8	5	6	1.5	1	2	4.5	5.5
PROMEDIO					21.9	22.4	14.2	18	4.79	2.75	3.14	5.25	5.92	2	2	2.33	5	6.4	2.75	2.2	2.75	5.14	6	2	2.1	3	4.75	5.83	2	1	2.33	4	5.29

Tabla A-3.: Datos personas género masculino

G	Md	Edad	Talla[m]	Peso [K]	A	D.PA	D.DA	MTF	IEI	LF1	LF1	D.d.1	DP.1	LF2	LF2	LF2	D.d.2	DP.2	LF3	LF3	LF3	D.d.3	DP.3	LF4	LF4	LF4	D.d.4	DP.4	LF5	LF5	LF5	D.d.5	DP.5
M	D	18	1.64	60	23.5	23.5	16	20	4	1.5	3.5	5	6	2.5	2.3	3	4.8	5.7	3	2.5	3	4.8	5.5	2.5	2	3	4.5	5	2	1.5	2.5	4	4.5
M	D	35	1.65	76	24	28	16	20	6.5	3.3	3.3	6	7	2	2.5	2.8	5.2	6.8	2.5	2.5	2.5	5.3	6.5	2	2.3	2.6	5.3	7	2	1.5	2.5	5	6
M	D	62	1.68	81	26	25.5	17	22	6	3.5	3.5	6.6	7.3	2.8	2.4	2.8	6.5	7	2.8	2.5	3	5.5	6.5	3	2.3	3	5	7	2	1.6	2.5	4.7	6
M	I	34	1.65	79	22	27	16	22	6	3	3.2	6.5	6.8	2.1	2.5	2.8	5	6.5	2.4	2.6	2.8	5	6.5	2	2.2	2.5	5	6.2	2	1.5	2.8	4.8	5.5
M	d	23	1.80	68	27	25	15	20.4	6	3	3.5	6	5	2.5	2.5	3	4.5	6	3	2.5	3	4.5	6	2.5	2.3	3	4.5	6	2	1.5	3	4.5	5.5
M	d	22	1.78	68	27	23	15	19.5	6	2.2	4	6	6	2.8	2.8	3	5.5	6	3	2.5	3	5.5	5.8	2.5	2.5	3	4.5	5.5	2	1.8	3	4.5	5.8
M	I	19	1.76	66	24	23	15.5	17.5	5	2.3	3.2	4.8	6	2.5	2.5	2.5	5.5	6	3	2.5	3	4.5	6	2.5	2.5	2.5	4.6	5.5	1.8	1.8	2.5	4.5	5.3
M	d	26	1.65	60	24	23	14	18.5	5	2	3.5	5.9	6.5	2.5	2	2.5	5	6.5	2.5	2	3	5.6	6.5	2.5	2	3	4.9	6.5	2	1.5	2.5	4.5	5.5
M	d	19	1.68	57	23	24	14.5	18.5	4	3	3.5	6	6.5	2.5	2	2.5	4.5	6.2	2.5	2.5	2.5	4.5	6	2	2.5	2.5	4.5	5.5	2	1.8	2.5	4	5.5
M	d	29	1.65	62	20	24.5	15	20.5	5	2.5	3	6.5	6	2	1.8	2.5	4.5	6	3	2.5	2.8	5	6.5	2.5	2	2.8	4.5	6	2	1.5	2.5	4	5
M	d	26	1.66	66	25.5	25.5	15	20.5	6	3	4	6.5	7.3	2.2	2.5	3	4.8	6.8	2.5	2.5	3	5.5	6.7	2.5	2.5	3	5	6.2	2.5	1.8	3	4.5	5.6
M	d	23	1.78	65	27.5	22.5	14	18	6	3	3.5	5.8	6	2.5	2.5	4	4.5	5.5	2.6	2	3	5	6	2.5	2	3	4.5	6	2	2	3	4.2	5
M	d	27	1.76	69	26	26	16.5	20.5	6	2.5	4	7	6	3	2	3	5	6.5	2.5	2.5	3	5	6.5	2.5	2.2	3	4.8	6.6	2	1.5	3	6.5	7
M	d	34	1.80	67	25	25	15	20	7	3	3	5.5	6.5	3	2.5	3	5	6.4	3	2.5	3	5	6	2.5	2.5	3	4.5	6	2	2	2.5	4.5	5.5
M	d	24	1.65	57	24	24	15	20	5	2.5	3	6	6	2.2	2	3	4.5	6.2	2.5	3	2.5	5	6	2.5	2	2.5	5	5.9	1.5	1.5	3	4.5	5
M	d	30	1.70	60	22	25	16	23	5	2.5	3.2	6	7	3	2.5	3	6	7	3	3	3.2	5.5	6.8	2.5	2.5	3	5.4	6.5	1.5	2	3	5	5.5
M	d	26	1.83	70	26	27	15.5	21.5	9	3	4	6.7	6.7	3	2.5	3.5	5.5	6.5	3.5	2.5	4	5.5	6.5	2.5	2.5	3	5	6	2	2	3	5.5	5.5
M	d	31	1.78	85	25	28	17	23	6	4	5	5.5	7.4	3	2.5	3	5.6	7	3	3	3.5	6	7	3	2.5	3	6.6	6.5	2	1.5	3	5	6
M	d	34	1.62	59	23	25	18	20	5.5	4	4	6.5	6.5	2.5	2	3	5	6.5	3	2	3	5.5	6	2.5	2	3	6	6	2	1.5	3	5	6
M	d	33	1.78	84	27	29	17	23	8	3	4	6	6.5	3	2.5	3	5	6	3	3	3	6.5	6.9	2.5	2.5	3	5	6.5	2	1.5	3	4	5.5
M	d	29	1.76	62	25	23	14	19.5	5.5	3	3.5	6.5	6.4	2	2	3	5.4	6.5	2.5	2.5	3	5	6.5	2	2.5	3	5	6	1.5	1.5	3	4.5	5.5
M	d	25	1.70	64	25	25	15	21	6	3	4	5	6.5	2.5	2.5	3	4.8	6	3.5	2.5	3	5	6	2	2.5	3	4.5	5.5	2	1.5	2.5	4.5	5
M	d	25	1.72	67	24	25	15	20.5	6	2.5	3	5.5	7	2.5	2.5	2.5	5	6.5	3	3	3	4.5	6	2.5	2.4	3	5	6	1.5	1.5	2	4.5	5
M	d	37	1.68	84	23	28	16	22.5	5.5	3	4.5	7	7	2.5	2	3	6	7	2.5	2.5	3.5	6.5	7	2.5	2.5	3	6.4	6.5	2	1.5	3	7	7
M	d	23	1.70	54	25	24	16.8	21	6	3.5	4	5.5	6	2.5	2	3	5	6	3	2.5	3	5	6.4	2.5	2.5	3	4.5	6	2	2	2.5	4.5	5
M	d	18	1.85	90	26.5	29	18.5	24	5.5	2.5	4	6.5	7.5	2.9	2.5	3	5.5	7.5	3	3	3.5	6	7.5	2.5	2.5	3	5.2	7	2	1.5	2.5	5	6.5
M	I	52	1.75	75	26	27	17	14.5	6.5	3.5	4.5	7	8	3	2.5	2.8	6	8	2.5	3	2.5	7	8.3	3	2.5	3	6	7.5	2	2	3.5	6	7
M	D	33	1.78	63	25	25.5	16	22	6	2.8	4	6	7	3	2.5	2.8	5	7.5	3	2.5	3	5	6.8	2.5	2.5	3	4.8	6.5	2.5	2	2.5	4.5	6.3
prom					24.5	25.59	15.64	21.27	5,864	3,071	3,8	6,077	6,406	2,727	2	3,059	5,25	6,5	3	2,7	3,056	5,308	6,182	2,375	2	3	5,2	6,154	2	2	2,929	4,909	5,769

B. Anexo: Presupuesto del proyecto

Costos directos	\$ 834.250		Presupuesto	\$ 600.000	
Costos indirectos	0%		Total	-\$ 234.250	
Elemento	Tipo de recurso	Tipo de unidad	Unidades	Precio /cu	Costo
Hilo encerado	Prueba de tensión	Para emplear en diseño	1	\$ 10.000	\$ 10.000
Prototipo dedo	impresión 3D	Para hacer mejoras	6	\$ 18.000	\$ 108.000
Férula neopreno	Soporte de la mano	Hace parte del diseño	1	\$ 19.250	\$ 19.250
Correa antebrazo		Adherir al antebrazo	2	\$ 10.500	\$ 21.000
Riel	impresión 3D	Pieza que jala el hilo	4	\$ 5.000	\$ 20.000
Caja riel	impresión 3D	Sostiene pieza deslizante	4	\$ 10.000	\$ 40.000
Hilo	material	Para coser los elementos	1	\$ 5.000	\$ 5.000
Aguja	material	Para coser los elementos	1	\$ 1.000	\$ 1.000
Guaya	Prueba de tensión		4	\$ 5.000	\$ 20.000
TPE filamento negro	material	Pruebas impresión 3D	1	\$ 180.000	\$ 180.000
TPE filamento	material	Pruebas impresión 3D	1	\$ 130.000	\$ 130.000
horas de impresión 3D	material	Impresión 3D elementos finales, valor horas	28	\$ 10.000	\$ 280.000

Figura B-1.: Presupuesto general

Costos directos	\$ 373.740			Presupuesto	\$ 600.000	
Costos indirectos	0%			Total	\$ 226.260	
Elemento	U. metros	Precio/m	Precio/cu	Impresión 3D/H	Precio/H	Precio /cu
Hilo encerado	1	\$ 500	\$ 500	0		\$ 500
Guaya	1	\$ 5.000	\$ 5.000	0		\$ 5.000
Velcro	0,6	\$ 1.700	\$ 1.020	0		\$ 1.020
Correa distal	1	\$ 10.500	\$ 10.500	0		\$ 10.500
Correa proximal	1	\$ 10.500	\$ 10.500	0		\$ 10.500
Funda TPE	3,66	\$ 1.900	\$ 6.954	2,4	\$ 24.000	\$ 30.954
Férula mano TPE	19,9	\$ 1.900	\$ 37.810	16	\$ 160.000	\$ 197.810
caja riel TPU	0,59	\$ 1.400	\$ 826	2	\$ 20.000	\$ 20.826
Riel TPU	0,17	\$ 1.400	\$ 238	0,3	\$ 3.000	\$ 3.238
Estructura índice TPU	2,47	\$ 1.400	\$ 3.458	4	\$ 40.000	\$ 43.458
Estructura Medio TPU	2,81	\$ 1.400	\$ 3.934	4	\$ 40.000	\$ 43.934
Costura	1	\$ 6.000	\$ 6.000			\$ 6.000

Figura B-2.: Costo dispositivo final

C. Información empresa de impresión 3D

Los elementos impresos en 3D se elaboraron en la fundación Materialización 3D,
<https://materializacion3d.com/>

Bibliografía

- [1] V. Body, “Movimientos musculares: Aprenda anatomía muscular.” url=<https://www.visiblebody.com/es/learn/muscular/muscle-movements>.
- [2] K. H. A. David A. Morton, K. Bo Foreman, *Anatomía macroscópica: Un panorama general*. Mc Graw Hill Education, 2018.
- [3] “Musculo extensor común de los dedos.” url=<https://www.musculos.org/musculo-extensor-comun-dedos-mano.html>, Sep 2016.
- [4] I. B. Abdallah and Y. Bouteraa, “DESIGN AND DEVELOPMENT OF 3D PRINTED MYOELECTRIC ROBOTIC EXOSKELETON FOR HAND,” no. June, 2017.
- [5] K. S. C. & S. U. Saladin, *Anatomía fisiología*. México D.F: Mc Graw Hill Education, 6 ed., 2013.
- [6] L. Amparo, A. López, M. Segundo, S. Maestría, and H. Departamento, “ARTÍCULO ORIGINAL Biomecánica y patrones funcionales de la mano,” vol. 4, no. 1, pp. 14–24, 2012.
- [7] “Inmovilizador pulgar tecnomed.” url=<https://www.tecnomedica.com.co/producto/inmovilizador-de-pulgar-tecnomed/>, Sep 2021.
- [8] B. Mundial, “Informe mundial la discapacidad,” *Organización Mundial De La Salud*, pp. 4 – 27, 2011.
- [9] H. Collado, “Situacion Mundial De Discapacidad,” vol. 1, pp. 1–17, 2013.
- [10] J. C. Yeo, H. K. Yap, W. Xi, Z. Wang, C.-H. Yeow, and C. T. Lim, “Soft Robotics: Flexible and Stretchable Strain Sensing Actuator for Wearable Soft Robotic Applications (Adv. Mater. Technol. 3/2016),” *Advanced Materials Technologies*, vol. 1, no. 3, 2016.
- [11] S. Masiero, A. Celia, G. Rosati, and M. Armani, “Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 88, no. 2, pp. 142–149, 2007.

- [12] T. D. E. Alta, R. Policloruro, and D. E. V. P. V. C. Para, “DISEÑO Y ELABORACIÓN DE UNA FERULA TIPO TENODESIS FABRICADA EN RAQUIMEDULAR DESIGN AND DEVELOPMENT OF A TENODESIS-TYPE SPLINT MADE IN HIGH RESISTANCE THERMOPLASTIC POLYVINYL CHLORIDE (PVC) TO PROMOTE TRIPOD CLAMP GRIP IN PEOPLE WITH SPINAL CORD TRAUMA AFTERMATH Jorge Enrique Mayor B . 1 Resumen,” 2012.
- [13] G. Arriagada and N. Macchiavello, “Traumatismo raquimedular (trm). revisión bibliográfica,” *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 31, no. 5, pp. 423–429, 2020. Tema central: Columna.
- [14] “Esclerosis múltiple: Medlineplus enciclopedia médica.” url=<https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000705.htm>.
- [15] “Distrofia muscular de duchenne: Medlineplus enciclopedia médica.” url=<https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000705.htm>.
- [16] Fundación Saldarriaga Concha, “Caracterización sobre Discapacidad a Nivel Nacional,” pp. 1–60, 2008.
- [17] Colprensa, “Estudiantes crean máquina que apoya la rehabilitación de miembros superiores.” url = <https://www.larepublica.co/economia/estudiantes-crean-maquina-que-apoya-la-rehabilitacion-de-miembros-superiores-2585059>, 2017.
- [18] E. K. Jian and D. Gouwanda, “Wearable Hand Exoskeleton for Activities of Daily Living,” *2018 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, pp. 221–225, 2018.
- [19] J. W.-h. Gudiño, J. Gudiño, F. Chávez, S. Charre, and J. Alcalá, “Robótica suave: diseño y construcción,” vol. 7, pp. 42–49, 2019.
- [20] T. Martineau and R. Vaidyanathan, “Studying the implementation of iterative impedance control for assistive hand rehabilitation using an exoskeleton,” *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 1500–1505, 2017.
- [21] M. A. Chavez Cardona, F. Rodriguez Spitia, and A. Baradica Lopez, “EXOESQUELETOS PARA POTENCIAR LAS CAPACIDADES HUMANAS Y APOYAR LA REHABILITACION,” *Revista Ingenieria Biomedica*, vol. 4, pp. 63 – 73, 06 2010.
- [22] Y. Liu, W. Chen, and C. Xiong, “Simulation and fabrication of a pneumatic network actuator with capability of bending in multi-planes,” *2019 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, pp. 313–317, 2019.

- [23] C. Link, D. Rus, and M. T. Tolley, “Design , fabrication and control of soft robots,” 2018.
- [24] D. Rus and M. T. Tolley, “Design, fabrication and control of soft robots Terms of Use Design, fabrication and control of soft robots,” *Nature*, vol. 521, no. 7553, pp. 467–475, 2015.
- [25] C. Feast, “The applications and benefits of soft robotics,” 2016.
- [26] P. Polygerinos, K. C. Galloway, E. Savage, M. Herman, K. O’Donnell, and C. J. Walsh, “Soft robotic glove for hand rehabilitation and task specific training,” *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 2015-June, no. June, pp. 2913–2919, 2015.
- [27] S. M. Alloy, “Aleaciones con memoria de forma,” pp. 13–49.
- [28] A. Hadi, “SMASIS2016-9166 DESIGN AND PROTOTYPING OF A WEARABLE ASSISTIVE TOOL FOR HAND,” pp. 1–7, 2017.
- [29] S. Toochinda and W. Wannasuphprasit, “Design and development of an assistive hand device for enhancing compatibility and comfortability,” pp. 1–6, 2018.
- [30] M. A. D. Ii, S. A. Fischer, P. W. Gauthier, C. H. M. Luna, E. A. Clancy, and G. S. Fischer, “A soft robotic exomusculature glove with integrated semg sensing for hand rehabilitation,” pp. 24–26, 2013.
- [31] K. O. Thielbar, K. M. Triandafilou, H. C. Fischer, J. M. O. Toole, M. L. Corrigan, J. M. Ochoa, M. E. Stoykov, and D. G. Kamper, “Benefits of Using a Voice and EMG-Driven Actuated Glove to Support Occupational Therapy for Stroke Survivors,” vol. 25, no. 3, pp. 297–305, 2017.
- [32] I. E. S. Sabina, M. Roldán, C. Conceptuales, E. Física, and E. S. O. Trimestre, “CONTE-NIDOS CONCEPTUALES EDUCACIÓN FÍSICA. 4º ESO. 2º TRIMESTRE,” pp. 1–7.
- [33] “Sistema articular. generalidades.” url=<http://http://www7.uc.cl/sweduc/anatnorm/alocomot/htm/32.htm>, Sep 2021.
- [34] “Biomecánica de la mano.” url=<https://filadd.com/doc/biomecanica-de-la-manooctx-pdf-biomecanica>, Oct 2021.
- [35] P. Polygerinos, Z. Wang, K. C. Galloway, R. J. Wood, and C. J. Walsh, “Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, pp. 135–143, 2015.

-
- [36] “Ninjaflex 3d printing filament.” [url=https://ninjatek.com/wp-content/uploads/2019/10/NinjaFlex-TDS.pdf](https://ninjatek.com/wp-content/uploads/2019/10/NinjaFlex-TDS.pdf), Sep 2021.
- [37] H. In, B. B. Kang, M. Sin, and K.-j. Cho, “Exo-Glove: A Wearable Robot for the Hand with a Soft Tendon Routing System,” no. march 2015, pp. 97–105.
- [38] D. H. Kim and H.-s. Park, “Cable Actuated Dexterous (CADEX) Glove for Effective Rehabilitation of the Hand for Patients with Neurological diseases,” pp. 2305–2310, 2018.
- [39] B. B. Kang, H. Lee, H. In, U. Jeong, J. Chung, and K.-j. Cho, “Development of a Polymer-Based Tendon-Driven Wearable Robotic Hand,” pp. 3750–3755, 2016.
- [40] S. Uetsuji, “Hand Exoskeleton for Continuous Passive Motion Postoperative Rehabilitation,” 2017.
- [41] A. Mohammadi, J. Lavranos, P. Choong, and D. Oetomo, “Flexo-glove : A 3d printed soft exoskeleton robotic glove for impaired hand rehabilitation and assistance,” pp. 2120–2123, 2018.
- [42] “Filamento tpe - aprenda todo sobre el material tpe para la impresión 3d.” [url=https://tractus3d.com/es/materials/tpe/](https://tractus3d.com/es/materials/tpe/), Oct 2020.
- [43] J. L. Morse, M.-c. Jung, G. R. Bashford, and M. S. Hallbeck, “Maximal dynamic grip force and wrist torque : The effects of gender , exertion direction , angular velocity , and wrist angle,” vol. 37, pp. 737–742, 2006.
- [44] H. In, B. B. Kang, M. Sin, and K.-j. Cho, “Exo-Glove: A Wearable Robot for the Hand with a Soft Tendon Routing System,” *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 22, no. March 2015, pp. 97–105.