

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

MÁSTER EN INGENIERÍA INDUSTRIAL



"DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE  
MEJORAS EN UN EXOESQUELETO PARA  
LA REHABILITACIÓN Y ASISTENCIA DE  
LA MANO"

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Febrero-2025

AUTOR: Manuel Arnau Papí

DIRECTOR/ES: Andrea Blanco Ivorra

David Martínez Pascual



# Resumen

Según la Alianza de Ictus para Europa (SAFE) alrededor de 780.000 personas sufrirán un ictus este año en el territorio europeo. La discapacidad física es el déficit más frecuente en las personas que han sufrido un ictus. Hay muchas causas por las que una persona puede desarrollar una discapacidad física: Daño Cerebral Adquirido, Parálisis cerebral, Lesión Medular y Enfermedades Neuromusculares.

En los últimos años, la robótica de rehabilitación ha demostrado tener un gran potencial para el apoyo de los pacientes con discapacidades físicas, provocando un gran impacto económico como en la eficiencia de la terapia. Por otro lado, la robótica de asistencia también ha demostrado tener un gran impacto en la vida diaria de pacientes con problemas neurológicos, mejorando su independencia durante la realización de las actividades de la vida diaria.

En el presente trabajo de fin de máster se describen las mejoras realizadas en un exoesqueleto de mano para rehabilitación y asistencia. Dichas mejoras realizadas en el módulo de pulgar, los sensores de fuerza y la ergonomía del dispositivo conllevaron a la obtención del marcado CE en el exoesqueleto Helium de la empresa Idrha. Gracias a esta certificación el Helium es utilizado a día de hoy con pacientes en hospitales siendo de gran ayuda en terapias rehabilitadoras viendo una mejora en la movilidad de la mano tras su utilización.



# Índice general

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>11</b>
1.1. Robótica de rehabilitación y de asistencia . . . . .	13
1.2. Objetivos . . . . .	17
<b>2. ANTECEDENTES</b>	<b>19</b>
2.1. Exoesqueleto de mano Helium . . . . .	19
2.2. Grados de libertad activos . . . . .	20
2.3. Ergonomía y Usabilidad . . . . .	22
2.4. Sensor de fuerza óptico . . . . .	23
<b>3. MATERIALES Y MÉTODOS</b>	<b>27</b>
3.1. Rediseño del exoesqueleto. . . . .	27
3.1.1. Módulo de pulgar . . . . .	27
3.1.2. Sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar . . . . .	30
3.1.3. Carcasas . . . . .	32
3.2. Anillos de fijación . . . . .	34
3.3. Sensor de fuerza . . . . .	38
<b>4. RESULTADOS</b>	<b>41</b>
4.1. Módulo de pulgar . . . . .	41
4.2. Nuevo sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar . . . . .	43
4.3. Sensor de fuerza . . . . .	46
4.4. Prototipo final . . . . .	50
<b>5. CONCLUSIONES</b>	<b>53</b>
<b>6. ANEXOS</b>	<b>55</b>



# Índice de figuras

1.1.	Exoesqueletos para la rehabilitación motora del miembro superior. . . . .	14
1.2.	Lokomat, creado en colaboración con la Universidad Balgrist de Zurich . . .	14
1.3.	Sistemas robóticos de efector final. . . . .	15
1.4.	Exoesqueletos rígidos y blandos para asistencia. . . . .	16
1.5.	Jaco, creado en colaboración con la Universidad de Canada. . . . .	16
1.6.	Nao, creado por la empresa Aldebarán . . . . .	17
2.1.	Prototipo inicial exoesqueleto de mano Helium. . . . .	20
2.2.	Trayectoria seguida por el extremo del dedo para agarres de tarjeta, rotular y CD. Se concluye en el artículo que los sujetos tendían a realizar movimientos siguiendo distintas porciones de la misma trayectoria, en lugar de crear nuevas[17]. Ilustración extraída de la tesis doctoral [16]. . . . .	20
2.3.	Representación esquemática del mecanismo de tres barras del módulo de dedo. Ilustración extraída de la tesis doctoral [16]. . . . .	21
2.4.	Representación esquemática del mecanismo de palanca de tercer grado del módulo de pulgar. Ilustración extraída de la tesis doctoral [16]. . . . .	21
2.5.	En la parte izquierda (a) se puede encontrar el punto de partida del exoesqueleto Helium. Por otro lado, en la parte derecha (b) se explica en detalle el principio de funcionamiento del sistema de extracción por presión con anillos. . . . .	23
2.6.	Principio de funcionamiento del sensor propuesto para medir con una superficie fotorreceptora el cambio de incidencia de luz producido. Esa variación puede darse debido a la oclusión de la luz incidente (parte izquierda ilustración) o debido al desplazamiento relativo entre foco de luz y superficie receptora(parte derecha ilustración). Ilustración extraída de la tesis doctoral [16]. . . . .	24
2.7.	Tren óptico y explicación de la compensación del fotodiodo. Ilustraciones extraídas de la tesis doctoral [16]. . . . .	25
3.1.	Diseño de la primera versión propuesta (mecanismo de tijera) para el módulo del pulgar. . . . .	28

3.2.	Detalles de la segunda versión propuesta para el módulo de pulgar. . . . .	29
3.3.	Vista de planta y trasera de la primera versión del sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar. Se indican en color azul, marrón y negro los nuevos componentes introducidos. . . . .	31
3.4.	Vista trasera y frontal de la segunda versión del sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar. Se indican en color rojo, verde y azul los nuevos componentes introducidos. . . . .	32
3.5.	Evolución del diseño de las carcasas que se ha llevado a cabo para el módulo de pulgar. . . . .	33
3.6.	Diseño inicial del sistema de fijación a presión con anillos. Ilustración extraída de la tesis doctoral [16]. . . . .	34
3.7.	Explicación del sistema de extracción de los anillos tras la introducción del nuevo diseño de la anilla realizada con material flexible. . . . .	35
3.8.	En la parte izquierda (a) se puede encontrar la versión que se utilizaba antes de la realización del trabajo y en la parte derecha (b) se encuentra el diseño final con los ajustes realizados. Las mejoras incluyen el reajuste de las pestañas situando las mismas de forma paralela para hacer mas sencilla la trayectoria del anillo una vez entrase en contacto con la pieza que se encargaba de su extracción. . . . .	36
3.9.	Evolución en el diseño de la pieza encargada de la extracción por presión de los anillos del exoesqueleto de mano Helium . . . . .	37
3.10.	Punto de partida o diseño inicial del sensor de fuerza óptico. . . . .	38
3.11.	Nuevo diseño del sensor de fuerza óptico cambiando la disposición de los elementos. . . . .	39
4.1.	Prototipo final del módulo de pulgar. . . . .	42
4.2.	Explosionado de la parte trasera del módulo del pulgar. . . . .	42
4.3.	Explosionado de componentes de la parte delantera del módulo pulgar. . . . .	43
4.4.	Explosionado de las piezas de ajuste del módulo de pulgar incluyendo el dedo y la órtesis. . . . .	44
4.5.	Desplazamientos lineales para la adaptación del módulo de pulgar. . . . .	45
4.6.	Posiciones angulares para la adaptación del módulo pulgar. . . . .	45
4.7.	Posiciones angulares para el ajuste del ángulo de trabajo del módulo pulgar. . . . .	46
4.8.	Resultados obtenidos con Matlab sin aplicar ningún tipo de deformación. . . . .	46
4.9.	Resultados obtenidos con Matlab con una deformación de 0.5 mm. . . . .	47
4.10.	En la gráfica superior se encuentran los resultados de la célula de carga calibrada comercial y en la gráfica inferior los resultados del sensor óptico. . . . .	47
4.11.	Regresión lineal para relacionar los Newton de la célula de carga con las medidas del sensor óptico. . . . .	48

4.12. Resultados tras la realización de tres pruebas. Cada color de gráfica (rojo, azul y verde) hace referencia a un ajuste de disposición geométrica del sensor óptico. Siendo la gráfica de color negro la original o punto de partida de este trabajo. . . . . 49

4.13. Exoesqueleto de mano Helium fabricado con todas las mejoras implementadas. 50

4.14. El robot exoesqueleto Helium utilizándose con pacientes en varios hospitales de la provincia de Alicante. . . . . 51





# Capítulo 1

## INTRODUCCIÓN

En la Unión Europea y en los países europeos no pertenecientes a la UE, según SAFE alrededor de 780.000 personas sufrirán un ictus este año, se espera que haya una incidencia de más de un ictus por minuto[1]. De acuerdo con el informe se espera que entre 2015 y 2035 el número de personas con ictus aumente en un 34% debido al envejecimiento de la población y que en Europa el número de personas que han sufrido un accidente cerebrovascular aumente en un millón, es decir, que alcance la cifra de 4.631.050 personas.

Según la Federación Española de Daño Cerebral (Daño Cerebral Estatal) o FEDACE tras los datos facilitados por el Instituto Nacional de Estadística (INE) en 2022 solo en España habían más 435.400 personas con **Daño Cerebral Adquirido (DCA)**[2]. Las causas de los DCA son diversas: Accidente cerebro vasculares (ACVs), Traumatismos Craneoencefálicos, Tumores Cerebrales, etc. Según confirmó FEDACE en los datos anteriormente mencionados, alrededor de un 84% de las personas con DCA lo tendrían a causa de un ictus y el resto debido a Traumatismos Craneoencefálicos y otras causas. La mitad de las personas que han sufrido un ictus presentan algún tipo de discapacidad, siendo más de un tercio de los casos graves[3]. Los déficits más frecuentes son la pérdida de función motora (50-85% ), función cognitiva (50% ) y función comunicativa (33% ). La **discapacidad física** es el déficit más frecuente para las personas que han sufrido un ictus.

En otros casos, la discapacidad física puede aparecer en las primeras etapas de desarrollo del cerebro, **la parálisis cerebral (CP)**[4]. La prematuridad y el bajo peso al nacer son factores de riesgo importante así como las infecciones maternas o la gestación múltiple. La incidencia se ha mantenido bastante estable pese a los cambios en la atención prenatal y perinatal siendo de 2 a 3 por cada 1000 nacimientos vivos.

A diferencia de los casos ya mencionados donde las lesiones ocurren en el cerebro, si la discapacidad física proviene por una afectación en la médula espinal se denomina **Lesión**

**medular (LM)**[5]. Las causas pueden ser de origen congénito, traumático, infeccioso, tumoral o secundario a enfermedades sistémicas. En la mayoría de los casos, estas lesiones vienen causadas por origen traumático (accidentes tránsito, herida por armas, caídas de altura...). Las lesiones se pueden clasificar de acuerdo con la zona donde está afectada la médula espinal así como la preservación de funciones sensitivas y motoras que se disponen después de la lesión.

Por último, se precisa incluir las **enfermedades neuromusculares** como patologías que provocan una discapacidad física para el usuario. En este caso, ocurre en el sistema nervioso implicando una disfunción de los nervios periféricos, los músculos o la comunicación entre ellos[6]. En este grupo se incluyen diversas enfermedades como la Esclerosis Lateral Amiotrófica o la Atrofia Muscular Espinal.

Muchos estudios científicos demuestran que los ejercicios terapéuticos influyen en la recuperación en una lesión cerebral [7]. Esta recuperación del sistema nervioso central es posible gracias a mecanismos como la plasticidad neuronal o neuroplasticidad, entendiendo este término como los cambios funcionales logrados transitoriamente en el contexto del aprendizaje y recuperación así como a cambios estructurales (plásticos) que ocurren en el sistema nervioso.

Las enfermedades neurológicas tienen efectos directos con una pérdida parcial o total de la movilidad. La rehabilitación, que implica ejercicios repetitivos, de alta intensidad y específicos de la tarea, es capaz de restaurar completa o parcialmente las capacidades deterioradas a causa de este tipo de patologías [8]. En los últimos años, la robótica de rehabilitación ha demostrado tener un gran potencial para el apoyo de la rehabilitación de este tipo de pacientes, provocando un gran impacto tanto económico, como en la eficiencia de la terapia. Por otro lado, la robótica de asistencia también ha demostrado tener un gran impacto en la vida diaria de pacientes con problemas neurológicos, mejorando su independencia durante la realización de actividades de la vida diaria.

## 1.1. Robótica de rehabilitación y de asistencia

En los últimos años, hemos visto como los avances en robótica han abierto nuevos caminos para la rehabilitación, ofreciendo tratamientos más efectivos y personalizados. **Los sistemas robóticos de rehabilitación** introducen un nivel de precisión, repetibilidad y adaptabilidad sin precedentes en la terapia tradicional al tiempo que brindan retroalimentación sensorial y motora[9]. Permiten ejercicios terapéuticos controlados y personalizados adaptados al progreso y a las necesidades de cada paciente, lo que contribuye a una rehabilitación individual mucho más eficiente. Por último, la implementación de sistemas robóticos reduce la carga y mejora la eficiencia del trabajo de los terapeutas, permitiendo que se centren en aspectos que requieren una intervención humana directa.

**La robótica de asistencia** son dispositivos diseñados para ayudar a personas con limitaciones físicas o cognitivas a realizar tareas que de otro modo serían difíciles o imposibles. [10]. A menudo se utilizan para apoyar las actividades diarias, mejorar la movilidad y mejorar la independencia y la calidad de vida de los usuarios, incluidos los ancianos, las personas con discapacidades o las personas en recuperación. Estos robots integran tecnologías como sensores, inteligencia artificial y componentes mecánicos para interactuar de forma segura y eficaz con los humanos en diversos entornos, como hogares, hospitales y centros de atención. Estos sistemas robóticos abarcan desde exoesqueletos y sillas de ruedas inteligentes hasta máquinas de rehabilitación y miembros biónicos [11]. La propia ONU destacó su potencial para reducir las desigualdades en la última cumbre mundial sobre la IA para el bien en Ginebra, Suiza.

Entre los tipos de robots de rehabilitación más comunes se encuentran los siguientes:

- **Exoesqueletos:** son dispositivos robóticos externos que se montan en el cuerpo y proporcionan asistencia a personas con discapacidades. Facilitan el movimiento de las extremidades superiores e inferiores.

En la rehabilitación de miembros superiores se utilizan dispositivos diseñados para ayudar y mejorar la función motora de brazos y manos. Algunos ejemplos son el exoesqueleto de mano Amadeo (Figura 1.1a) así como el exoesqueleto del tren superior Harmony SHR (Figura 1.1b).

En cuanto a los miembros inferiores, los sistemas robóticos facilitan la rehabilitación de la marcha al soportar el peso corporal y guiar los movimientos de las piernas imitando la marcha natural. Un ejemplo es el Lokomat, un sistema robótico de rehabilitación de la marcha que consiste en un exoesqueleto de piernas, un sistema para el soporte del peso corporal y una cinta de andar (Figura 1.2).



(a) Amadeo, robot de la empresa Tyromotion, se utiliza para la rehabilitación de la mano.



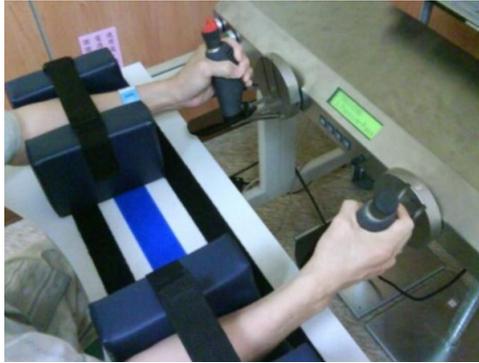
(b) Harmony SHR, creado por la Universidad de Texas [12]

Figura 1.1: Exoesqueletos para la rehabilitación motora del miembro superior.



Figura 1.2: Lokomat, creado en colaboración con la Universidad Balgrist de Zurich

- **Robots de efector final:** se centran en la interacción del robot con una o más partes específicas del cuerpo. Proporcionan retroalimentación sensorial y movimiento asistido para realizar ejercicios de rehabilitación específicos. Un ejemplo es el caso del Bi-Manu-Track, un robot de rehabilitación (Figura 1.3a) y el Helper, un robot neumático de tres grados de libertad (Figura 1.3b).



(a) Bi-Manu-Track, creado por un grupo de investigación en Alemania[13].



(b) Helper, creado por un grupo de investigación en la UMH

Figura 1.3: Sistemas robóticos de efector final.

Entre los tipos de robots de asistencia más comunes se encuentran los siguientes:

- **Exoesqueletos:** son dispositivos ligeros y flexibles que proporcionan apoyo continuo en las actividades diarias. Proporcionan asistencia a personas con movilidad reducida para la realización de tareas cotidianas. Les permite recuperar su independencia y libertad de movimiento. Los exoesqueletos pueden ser rígidos o blandos.

Los exoesqueletos rígidos son mucho más livianos que los de rehabilitación y permite que el usuario se los pueda llevar a casa. Se encuentran ejemplos para la asistencia de la marcha como en el caso del EXO-H3 (Figura 1.4a) y de la realización de los movimientos de la mano como ocurre con el HandMATE (Figura 1.4b).

Los exoesqueletos blandos representan lo más innovador en cuanto a asistencia. Están contruidos a partir de materiales que pueden estirarse, comprimirse y torcerse, lo que les permite realizar movimientos suaves y complejos similares a los seres vivos. [14] (Figura 1.4c).



(a) EXO-H3, creado en España por el CSIC.



(b) HandMATE, creado por la Universidad Católica de América.



(c) SPRG, creado por la Universidad de Irán. [11]

Figura 1.4: Exoesqueletos rígidos y blandos para asistencia.

- **Brazos robóticos:** es un tipo de brazo mecánico, programable, con funciones parecidas a las de un brazo humano[15]. Puede ser la suma total del mecanismo o puede ser parte de un robot más complejo. Un ejemplo es el caso del robot Jaco, un brazo robótico para las personas que han perdido la funcionalidad de brazos y manos. (Figura 1.5).



Figura 1.5: Jaco, creado en colaboración con la Universidad de Canada.

- **Robots sociales:** destinados a mejorar las habilidades sociales y emocionales. proporcionar estimulación cognitiva, mejorar bienestar y reducir el sentimiento de aislamiento. Un ejemplo es el caso del Nao, se ilustra en la Figura 1.6.



Figura 1.6: Nao, creado por la empresa Aldebarán

Es preciso puntualizar que el exoesqueleto de mano Helium en el que se centra este trabajo debido a sus características puede ser englobado dentro de los exoesqueletos de rehabilitación de igual modo que el Amadeo (Figura 1.1a), y dentro de los exoesqueletos de asistencia de manera homóloga al Handmate (Figura 1.4b), ambos vistos anteriormente.

## 1.2. Objetivos

En este proyecto se va a trabajar con el exoesqueleto de mano Helium comercializado por la empresa Idrha que fue desarrollado dentro de la tesis doctoral [16]. Es un exoesqueleto diseñado para la rehabilitación y/o la asistencia de la mano. Durante el proceso de certificación del dispositivo se han detectado una serie de deficiencias. El objetivo de este trabajo es proponer mejoras para este dispositivo con el objetivo de mitigar estos problemas. A continuación, se listan los objetivos de este trabajo:

1. Diseño e implementación de un nuevo módulo de pulgar con un mejor ajuste a la morfología de cada usuario y una mejor asistencia al movimiento de flexión/extensión de pulgar
2. Mejorar la experiencia y comodidad del usuario modificando el diseño de la órtesis y del sistema de fijación.
3. Rediseño de los sensores de fuerza integrados para mejorar la sensibilidad y la repetibilidad de las medidas.



## Capítulo 2

# ANTECEDENTES

### 2.1. Exoesqueleto de mano Helium

El exoesqueleto de mano Helium se trata de un exoesqueleto de mano desarrollado y comercializado por la empresa Idrha. Este dispositivo está diseñado para la asistencia y rehabilitación de la mano. Su estructura mecánica está formada por mecanismos de barras situados por encima de las falanges de los dedos índice, dedo corazón y uno común que incluye el dedo anular y meñique. En cada uno de estos mecanismos (módulos de dedos) se adaptaba un sistema de fijación a colocar en la falange medial formados por anillos de fácil extracción y colocación para el usuario.

Para la colocación de la mano del usuario, se creó una órtesis semirrígida que sirve como base de todo el exoesqueleto. En esta órtesis se encuentran cada uno de los módulos de dedo pudiendo ajustar la longitud del dedo de cada usuario mediante unas ranuras en forma de guía. Cada una de las piezas utilizadas tanto para los módulos como para la órtesis han sido diseñadas según los esfuerzos previstos (Figura 2.1). Tras los experimentos realizados en pacientes se han podido revisar las sensaciones por parte de los terapeutas/pacientes y los datos adquiridos para poder enumerar los aspectos mejorables del exoesqueleto.



Figura 2.1: Prototipo inicial exoesqueleto de mano Helium.

## 2.2. Grados de libertad activos

La mano humana posee un total de 21 GDL, sin embargo, no todos ellos pueden actuar de forma independiente [16]. Según varios estudios, se concluye que la trayectoria del extremo de los dedos se aproxima a una espiral logarítmica y que los ángulos de las articulaciones MCP (Articulación metacarpofalángica), PIP (Articulación interfalángica proximal) y DIP (Articulación interfalángica distal) están relacionados. (Figura 2.2).

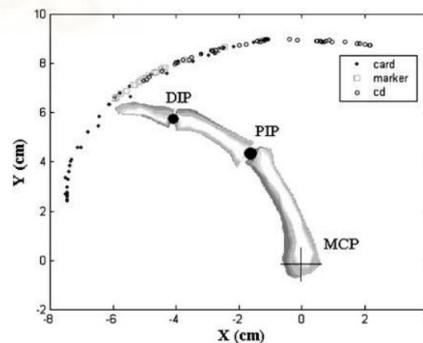


Figura 2.2: Trayectoria seguida por el extremo del dedo para agarres de tarjeta, rotular y CD. Se concluye en el artículo que los sujetos tendían a realizar movimientos siguiendo distintas porciones de la misma trayectoria, en lugar de crear nuevas[17]. Ilustración extraída de la tesis doctoral [16].

Según la relación del movimiento de las articulaciones del dedo, junto a la constancia de la trayectoria seguida, permiten la simplificación de la actuación de los movimientos de Flexión/Extensión, siendo suficiente un único grado de libertad activo por dedo para agarrar la mayoría de objetos. Por otro lado, se justifica el acoplamiento y la realización del movimiento conjunto entre los dedos anular y meñique sin perder las capacidades prensiles

de la mano al disponer unicamente de un único grado de libertad.

El módulo de dedo se encuentra acoplado mediante un mecanismo de tres barras, de forma que el mecanismo resultante presenta un único grado de libertad. Este grado de libertad a su vez es controlado por el actuador lineal que se encuentra fijado al bastidor y a la barra 2 del mecanismo, formando un paralelogramo articulado cruzado. (Figura 2.3).

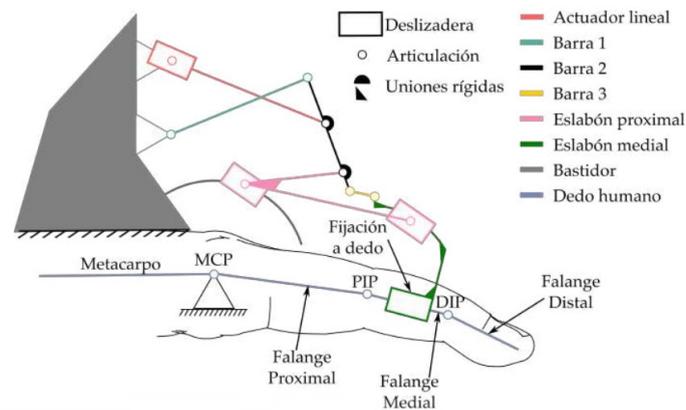


Figura 2.3: Representación esquemática del mecanismo de tres barras del módulo de dedo. Ilustración extraída de la tesis doctoral [16].

En cuanto al pulgar, a diferencia del resto de dedos dispone de una serie de grados de libertad que le permiten realizar movimientos tridimensionales complejos [18]. La movilización activa del pulgar requiere un número de grados de libertad equiparable a la suma de los dedos. En la tesis que sirve de punto de partida para este trabajo, se optó por desarrollar una solución de efector final llevada a cabo con un mecanismo de palanca de tercer grado. (Figura 2.4).

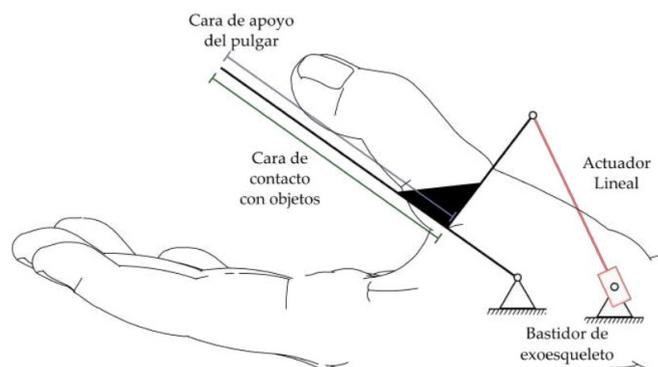


Figura 2.4: Representación esquemática del mecanismo de palanca de tercer grado del módulo de pulgar. Ilustración extraída de la tesis doctoral [16].

En la tesis [16] se optó por este diseño de pulgar ya que la morfología de los pulgares

de los usuarios era demasiado dispar para llevar a cabo el mecanismo de tres barras del módulo de dedo. Por este motivo, se decidió mantener el pulgar en postura de oposición y controlar la flexión y extensión. Sin embargo, tras hacer pruebas con el exoesqueleto en diversas experimentaciones, se observó que este diseño de pala suponía una limitación a la hora de llevar a cabo la rehabilitación correctamente. Surge entonces este Trabajo de Fin de Máster, que tiene como objetivo adaptar el mecanismo de los módulos de dedos para adaptarlo a las necesidades del pulgar. Para adaptarlo a las diferentes morfologías de cada uno de los usuarios se llevo a cabo un proceso de rediseño de la órtesis y del módulo del pulgar implementando varias ruedas ajustables con eje y guías con freno para facilitar su ajuste y poder modificar el ángulo de trabajo.

Este nuevo rediseño permitirá eliminar la antigua postura de oposición del módulo de pulgar y que funcione como el resto de dedos del exoesqueleto Helium. Hasta este momento, el módulo del pulgar era igual para todos los usuarios sin poder adaptar a cada morfología. El nuevo módulo contará con todos los ajustes disponibles para adaptarlo a las características específicas de cada usuario y que el terapeuta decida la trayectoria a trabajar siendo esta solución completamente anatómica.

### 2.3. Ergonomía y Usabilidad

La ergonomía es uno de los aspectos de diseño más importantes para los exoesqueletos ya que el objetivo de los mismos es que se ajusten perfectamente al cuerpo humano o a alguna de sus partes.

Como se pudo apreciar con los ejemplos indicados en la introducción, la mayor parte de dispositivos de rehabilitación se utilizan en entornos estáticos y controlados. Por otro lado, los sistemas robóticos para asistencia deben tener un tamaño y peso reducidos para que sea posible manejarlos en las actividades de la vida cotidiana. La usabilidad fue un reto para que su funcionalidad permitiera que el Helium pudiera ser tanto un robot de rehabilitación como un robot de asistencia. En el caso de la mano, el ajuste de un tamaño del dedo puede implicar modificaciones en el dedo que impliquen modificaciones en el mecanismo y en su cinemática. Lo que se realiza en la mayoría de los exoesqueletos de mano es realizar un diseño único que se adapte a un tipo de mano intermedia, y confiar en la elasticidad de las fijaciones y la piel para asumir la desviaciones de las dimensiones de la mano real con respecto a la diseñada.

Cabe mencionar que la fácil y rápida instalación del dispositivo es un factor clave para desempeñar correctamente sus funciones. En las sesiones de rehabilitación el tiempo es limitado y la pérdida de tiempo en caso de ser complicada su instalación conllevaría un retraso en la evolución de la terapia. Debido a que el exoesqueleto está destinado también

a uso doméstico, el robot debería ser apto para que la instalación del mismo pueda ser realizada por sujetos con limitada formación técnica y sin herramientas.

En el caso del exoesqueleto Helium para fijar las falanges de los dedos al exoesqueleto se usa un sistema de fijación a presión con anillos. (Figura 2.5a).

En la versión que se establece como punto de partida, se han detectado diversas deficiencias como la dificultad para la extracción de los anillos para las falanges del usuario. Su sencilla extracción era un factor clave, ya que de esta forma no sólo se podía llevar a cabo la rehabilitación por parte de un terapeuta, sino que brinda al paciente la posibilidad de utilizar el dispositivo en el entorno doméstico sin necesidad de personal especializado. Por este motivo, se decidieron llevar a cabo las mejoras para que pudiera haber una correcta extracción del sistema de fijación del exoesqueleto de mano manteniendo una buena ergonomía. (Figura 2.5b).



Figura 2.5: En la parte izquierda (a) se puede encontrar el punto de partida del exoesqueleto Helium. Por otro lado, en la parte derecha (b) se explica en detalle el principio de funcionamiento del sistema de extracción por presión con anillos.

## 2.4. Sensor de fuerza óptico

El exoesqueleto de mano Helium incorpora en cada uno de los módulos de dedos un sensor de fuerza capaz de medir la interacción con el usuario. Este aspecto es clave para la implementación de algoritmos de control que permitan una mayor adaptación a las capacidades del paciente, permitiendo desarrollar métodos de asistencia que potencien la participación del paciente, asistiéndole solo cuando lo necesite.

El sensor de fuerza permite obtener datos específicos de todas las falanges. Cabe destacar que esta implementación por su dificultad solo esta presente en un número muy reducidos de exoesqueletos de mano, por lo que resulta un valor añadido. Este sensor per-

mite al terapeuta ajustar el funcionamiento exoesqueleto según la gravedad de la lesión. Los sensores que integra el dispositivo Helium son de tecnología óptica. Estos sensores son capaces de medir la fuerza ejercida en base a medir un desplazamiento en un haz de luz incidente en una superficie fotorreceptora.

Las variaciones pueden darse por reducir el flujo de incidencia de la luz haciendo que una parte choque con otro elemento (Figura 2.6, izquierda) o al modificar la posición relativa entre el foco de luz y la superficie receptora (Figura 2.6, derecha). Cuando el desplazamiento del componente es debido a la deformación elástica de un material, esta distorsión geométrica puede relacionarse con la fuerza que lo produce.

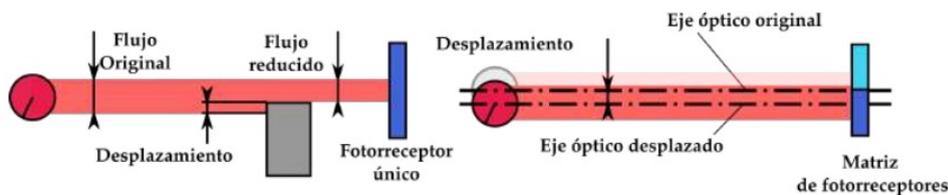
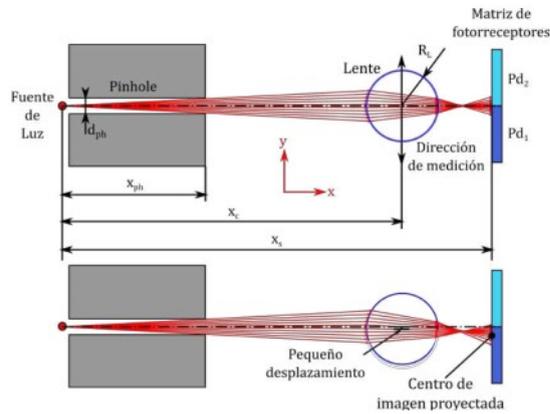


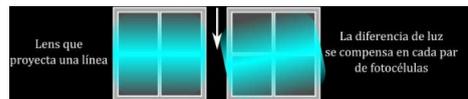
Figura 2.6: Principio de funcionamiento del sensor propuesto para medir con una superficie fotorreceptora el cambio de incidencia de luz producido. Esa variación puede darse debido a la oclusión de la luz incidente (parte izquierda ilustración) o debido al desplazamiento relativo entre foco de luz y superficie receptora (parte derecha ilustración). Ilustración extraída de la tesis doctoral [16].

De los métodos expuestos anteriormente se descartó el método de oclusión al requerir un fotorreceptor con una sensibilidad demasiado elevada. El principio de funcionamiento elegido fue el desplazamiento relativo entre emisor y receptor, lo que permite introducir elementos ópticos intermedios que refracten el haz de luz con el fin de ampliar la desviación inducida por el desplazamiento, con el consecuente incremento de la sensibilidad del sistema.

El tren óptico está formado por un pinhole, una lente cilíndrica y una matriz de fotorreceptores. El pinhole se ocupa del filtrado de haces de luz que van en otras direcciones que no sean la lente, con su presencia se reduce las reflexiones de luz en el fotodiodo. Posteriormente, la lente cilíndrica hace que todos los haces de luz se concentren en una misma línea. Por último, la matriz de fotorreceptores es la encargada de medir el desplazamiento de la lente, está formada por 4 fotodiodos (2x2) para su compensación. (Figura 2.7).



(a) Tren óptico en posición de reposo (superior) y aplicando desplazamiento en la lente (inferior).



(b) Esquema donde se muestra la imagen que se vería en el fotodiodo.

Figura 2.7: Tren óptico y explicación de la compensación del fotodiodo. Ilustraciones extraídas de la tesis doctoral [16].

El esquema óptico tiene cinco parámetros geométricos de diseño que corresponden a la distancia a la que se encuentra la salida del pinhole ( $x_p$ ), su diámetro ( $d_p$ ), la distancia al centro de la lente ( $x_c$ ), su radio ( $R_L$ ) y la distancia a la superficie foto-sensible ( $x_s$ ). Todos ellos están medidos desde la posición de la fuente de luz.

Se estableció la relación entre el desplazamiento de la lente ( $y_c$ ) y la respuesta del fotorreceptor. Para relacionar cuánto se desplaza la lente con la fuerza que lo genera era necesario fijar la lente a un elemento elástico con gran rigidez en todas las direcciones excepto en la que se desea medir. En esta dirección, el elemento elástico tendrá un ajuste fino de la rigidez para ajustar el comportamiento del sensor a los requisitos de trabajo. Para ello, se comprendió que fijar la lente entre dos flejes biapoyados era la solución óptima. Para que el fleje tuviera la suficiente rigidez ante momentos torsores y no hubiera problema en caso de que la fuerza aplicada no se encuentre perfectamente centrada en la sección transversal, se añadió un segundo fleje en paralelo. Además con la elección de estos elementos elásticos haría que las simulaciones se pudieran calcular con la teoría de vigas clásica para modelar el comportamiento de los flejes.



## Capítulo 3

# MATERIALES Y MÉTODOS

A continuación, se explicará cómo se llevaron a cabo cada una de las mejoras en el robot.

### 3.1. Rediseño del exoesqueleto.

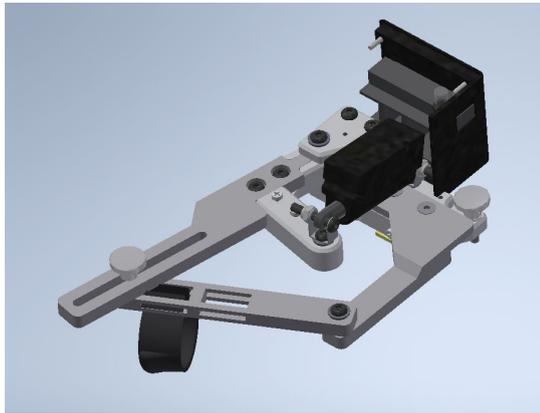
Para el rediseño del exoesqueleto se realizaron diferentes versiones antes de llegar a la versión definitiva para la inclusión del nuevo módulo de pulgar. Estas modificaciones fueron realizadas en diferentes componentes del exoesqueleto para ajustar la funcionalidad de todo el sistema robótico. Se clasifican los cambios realizados en el módulo de pulgar, el sistema de ajuste de la órtesis y las carcasas.

#### 3.1.1. Módulo de pulgar

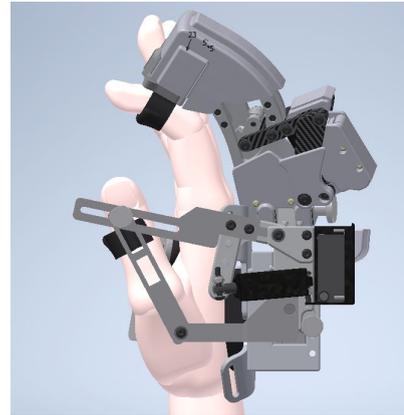
En la primera versión se propuso realizar un mecanismo de tijera. Se establecen como ventajas que en este nuevo módulo dejaremos atrás el sistema de palanca en oposición al resto de módulos y se empezará a usar el mismo sistema de fijación a presión con anillos que el resto de módulos de dedos. Este nuevo modelo se podía ajustar a la longitud de falange a cada usuario en dos posiciones únicamente. De igual modo, otro punto positivo es que esta nueva versión sufría muy pocos cambios de diseño respecto a la propuesta inicial manteniendo la órtesis.

Por otro lado, desde los inconvenientes se puede incluir el ajuste pobre a la morfología de pulgares de los usuarios con únicamente dos posiciones, la rehabilitación en una única trayectoria del movimiento de apertura y cierre y la dificultad de realización de un diseño de carcasa en caso de haber elegido el presente modelo. Para este modelo se adaptaron piezas de la solución anterior del pulgar adaptándolas para este nuevo modelo de tijera.

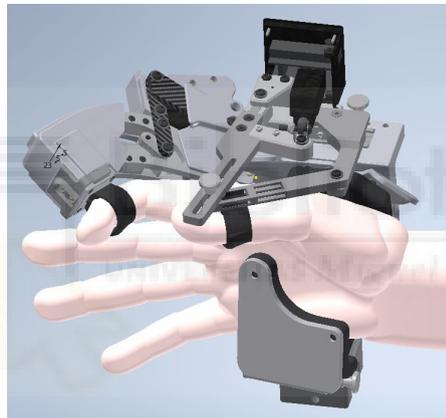
(Figura 3.1.)



(a) Mecanismo de tijera



(b) Vista de planta de la primera versión propuesta



(c) Modelo 3D del exoesqueleto de mano con la solución del pulgar en forma de tijera.

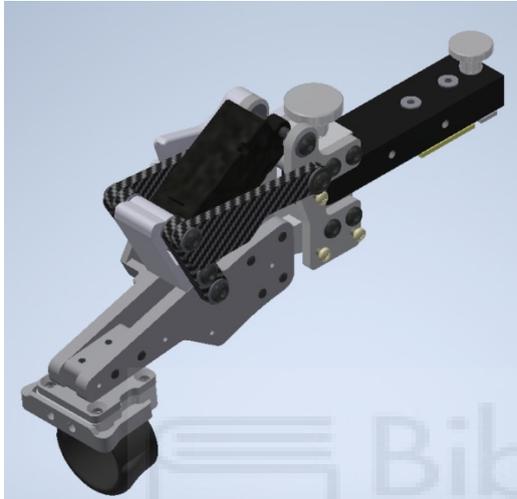
Figura 3.1: Diseño de la primera versión propuesta (mecanismo de tijera) para el módulo del pulgar.

Posteriormente, se propuso una segunda versión para el módulo de pulgar inspirada en el diseño de los módulos de dedo. (Figura 3.2). Se hizo una adaptación modificando varias piezas para que el módulo de pulgar quedara cómodo al usuario y el actuador lineal hiciera el movimiento en la dirección deseada para llevar a cabo una correcta rehabilitación.

Se establecen como ventajas la posibilidad de ajustar con una rueda con un eje el ángulo del módulo para adaptar a la morfología del pulgar así como el ángulo de trabajo para definir la trayectoria del pulgar en el movimiento de apertura y cierre. También, se incluyó el ajuste del módulo a la medida de las falanges de cada mano un carro con una guía lineal que permitía personalizar la posición a cada usuario. Por último, la reutilización de ciertas piezas del resto de módulos hacía más simple y menos costosa la fabricación respecto a la

opción inicial. Únicamente habían ciertas piezas diferentes de tamaño reducido.

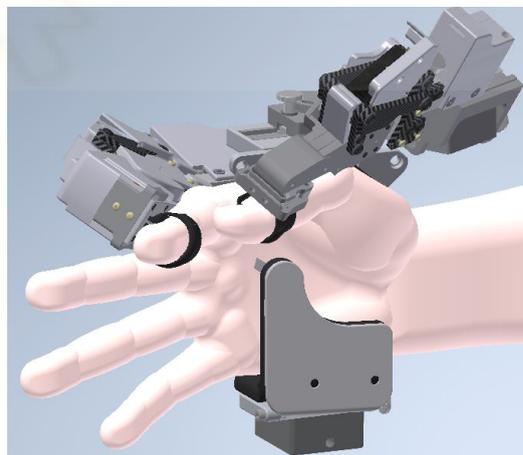
Como único inconveniente cabe mencionar que durante las pruebas que se realizaron con el primer prototipo de esta segunda versión el módulo de pulgar no era ergonómico ya que el nudillo del pulgar en cierta posición rozaba con el conjunto. Sin embargo, se ajustaron las longitudes de las barras para que el actuador lineal hiciera el movimiento correctamente, solucionándose así el problema observado. (Figura 3.2).



(a) Mecanismo de la segunda versión en la posición totalmente retraída.



(b) Mecanismo de la segunda versión en la posición totalmente extendida.



(c) Ensamblaje incluyendo el mecanismo de la segunda versión del pulgar.

Figura 3.2: Detalles de la segunda versión propuesta para el módulo de pulgar.

Para el módulo de pulgar se utiliza el mismo soporte del mecanismo (pieza negra en la derecha de las Figuras 3.2 a) y b)) que en el resto de módulos de dedos. En un principio, se decidió realizar su fabricación con aluminio por el peso y el esfuerzo que debía soportar, sin embargo, las pruebas realizadas también permitieron su fabricación con filamento de fibra de carbono o resina. Esta pieza soporta todo el mecanismo y es donde se alberga el patín

y el freno para su desplazamiento a través de la guía lineal. El freno estaba mecanizado con aluminio y el patín es un componente comercial de la marca Igus de la serie NW. Para controlar el freno se dispuso de un mando con una rueda junto con una arandela Grower para que el mismo disponga de presión y se pueda realizar un ajuste sencillo por parte del terapeuta hacia el usuario.

Para la conexión con la guía circular donde debía deslizar el mecanismo de dedo se utiliza un mando con una rueda junto con una arandela Grower (Figura 3.2 a) y b)). La presencia de este mando permitía la separación de los dedos (abducción), favoreciendo el ajuste del exoesqueleto y adaptándose a distintos tipos de mano, pero se valoraron otras opciones para el pulgar, como se describe a continuación.

### 3.1.2. Sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar

Para la implementación del nuevo módulo de pulgar inspirado en el diseño de los módulos de dedo y poder aumentar significativamente el número de personas que pueden acceder a la terapia fue necesario realizar un sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar.

En la primera versión, se propuso la instalación de tres nuevas piezas de ajuste sobre la órtesis para conseguir que el mecanismo quedara alineada con la trayectoria de falanges del pulgar según la morfología de cada usuario. El primer componente (Figura 3.3, pieza azul) apoyaba sobre la misma y permitía el desplazamiento lineal del nuevo mecanismo del pulgar. Esta pieza sería intercambiable en ciertas posiciones fijas y se fijaban con pernos que el terapeuta debía ajustar previamente a cada sesión. Resultaba muy poco práctico y ralentizaba mucho el inicio de la sesión.

El segundo componente (pieza marrón) permitía el ajuste angular en el plano horizontal. Disponía de un perno que une la pieza con la de abajo (color azul) y que actúa de eje de giro. Disponía de un mando para ajustar de forma manual la posición de giro mediante una ranura circular. Dicho mando apretaba sobre los insertos instalados en la pieza azul.

Por último, el tercer componente (color negro) se basaba en una superficie inclinada con un cierto ángulo para simular la orientación del pulgar cuando realiza el movimiento de pinza. Esta pieza únicamente iba apoyada y fijada sobre la pieza marrón.

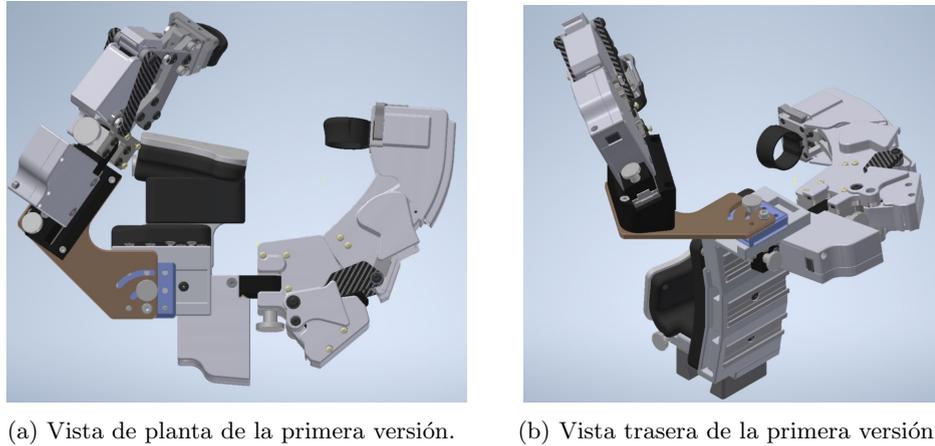
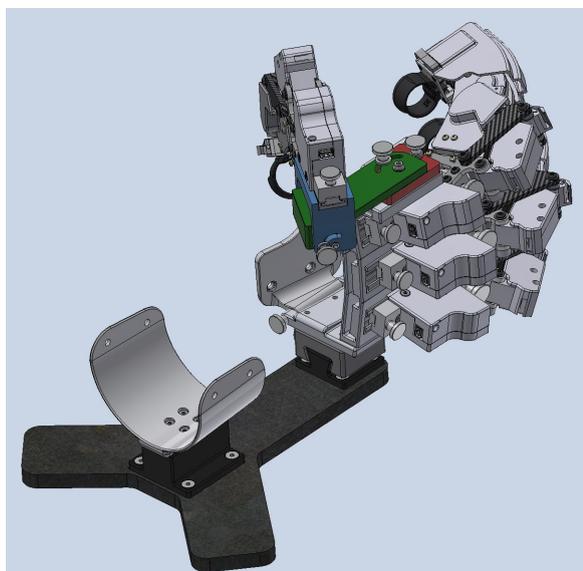


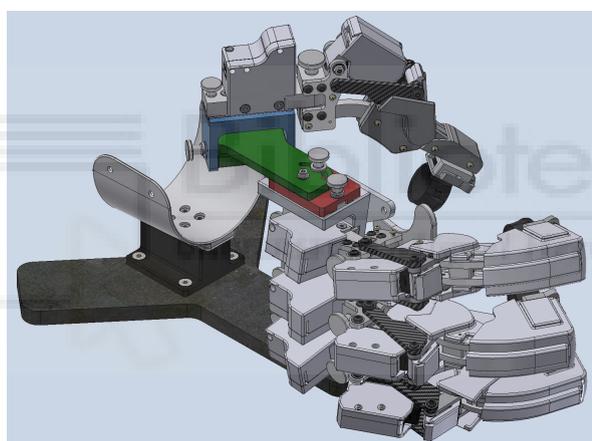
Figura 3.3: Vista de planta y trasera de la primera versión del sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar. Se indican en color azul, marrón y negro los nuevos componentes introducidos.

Posteriormente, se hicieron variaciones en el sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar que dieron lugar a una segunda versión. En primer lugar, en la pieza que apoyaba sobre la órtesis (pieza roja de la Figura 3.4) se instaló un carro y un freno permitiendo el desplazamiento lineal sobre la guía instalada en la órtesis. Este cambio suponía una mejora al eliminar la fijación con los pernos, no sólo por su sencillez al realizar el ajuste, sino porque pasábamos de tener un ajuste de posiciones fijas a un ajuste mucho más dinámico.

Por otro lado, se reemplazó la pieza con inclinación fija de la anterior versión por una pieza (pieza azul) capaz de variar ese ángulo para decidir la trayectoria de rehabilitación del pulgar. Gracias a esta variación será posible hacer la rehabilitación de varias trayectorias del movimiento de apertura y cierre. Se trataba de una pieza que contenía la guía para la colocación del módulo de pulgar y se unía con la pieza intermedia (color verde) mediante dos ejes situados a ambos lados de la misma y una ranura circular que selecciona la posición con una mando con rueda.



(a) Vista trasera de la segunda versión.



(b) Vista frontal de la segunda versión.

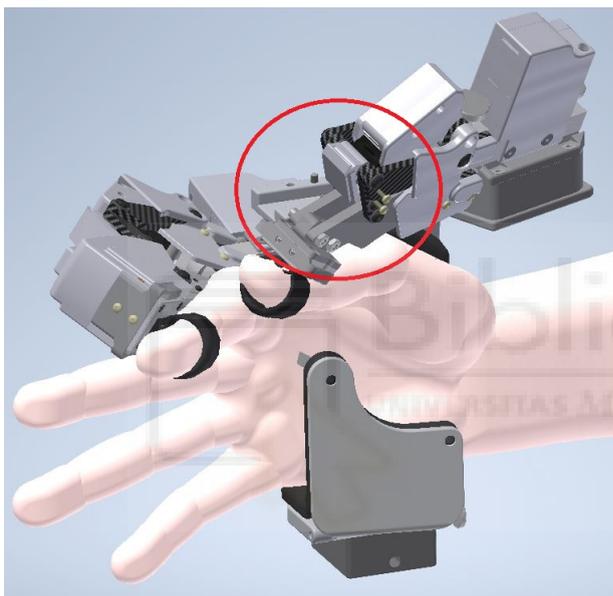
Figura 3.4: Vista trasera y frontal de la segunda versión del sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar. Se indican en color rojo, verde y azul los nuevos componentes introducidos.

### 3.1.3. Carcasas

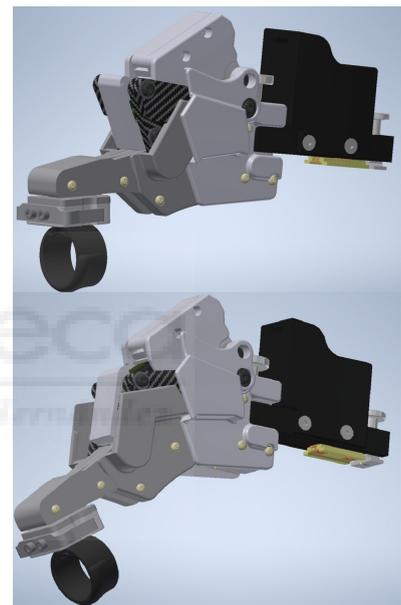
Durante la realización de la segunda versión del mecanismo del pulgar, se detectaron problemas con la ergonomía ya que según el diseño probado en 3D el nudillo del pulgar rozaba con el conjunto en determinadas posiciones y llegaba a causar molestia tras la realización de ciertas repeticiones. El otro motivo por el que esta versión fue ajustada posteriormente era la presencia de cierta complicación a la hora de realizar su carcasa en las proximidades del actuador lineal. Había muy poco espacio y era complicado cubrir todo el sistema en las posiciones límite de flexión/extensión. (Figura 3.5a).

Era fundamental que la carcasa cubriera todos los huecos ya que en caso de soltarse el sistema de fijación a presión con anillos podría llegar a comprometer la seguridad del dispositivo. Sin una carcasa correctamente diseñada e instalada podrían aparecer problemas de atrapamientos con el movimiento de las barras que iban conectadas al actuador lineal.

Se rediseñó el pulgar ampliando las barras del actuador lineal y ajustando las nuevas piezas de la órtesis. Con este nuevo diseño se logró que no hubiera ningún atrapamiento que pudiera ser peligroso para el usuario consiguiendo un pulgar anatómico y con carcasas protegiendo todo el conjunto. En la Figura 3.5b se puede apreciar como las carcasas cubren el mecanismo durante todo el rango de funcionamiento.



(a) Problemas encontrados con la segunda versión del módulo de pulgar. Detalle de la localización donde debería haber ido la carcasa.



(b) Mecanismo del módulo de pulgar cubierto por las carcasas durante todo el rango de funcionamiento.

Figura 3.5: Evolución del diseño de las carcasas que se ha llevado a cabo para el módulo de pulgar.

Por último, cabe destacar que con la implementación de este nuevo módulo de pulgar, el nuevo sistema de ajuste de la órtesis y la instalación de las carcasas se modifican los grados de libertad del sistema robótico. En un principio se partía de 3 grados de libertad en cada uno de los módulos de dedos más un grado de libertad de oposición en el caso de la palanca del módulo del pulgar.

Tras todas y cada una de las pruebas y diseños llevados a cabo se logró conseguir el grado de libertad de flexión/extensión también en el pulgar, como el resto de módulos de dedos.

### 3.2. Anillos de fijación

En el primer prototipo del Helium se utilizaba un sistema de fijación de anillos a presión con un diseño hecho en ácido poliláctico (PLA) de un semicírculo con dos pestañas superiores. El semicírculo era abierto y el principal inconveniente se debe a que está fabricado en un material rígido. Esto presentaba problemas de ergonomía llegando incluso a provocar rozaduras al usuario tras varias repeticiones de apertura y cierre. (Figura 3.6.)

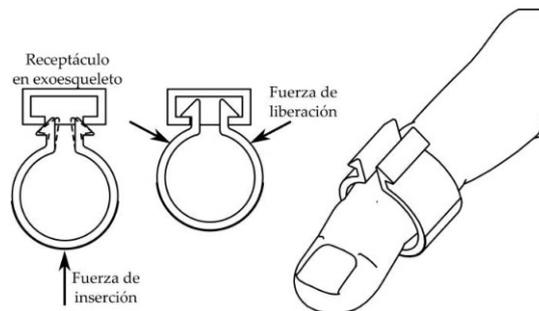


Figura 3.6: Diseño inicial del sistema de fijación a presión con anillos. Ilustración extraída de la tesis doctoral [16].

En la segunda versión, tras detectar el problema de falta de ergonomía, se decidió cambiar el diseño del anillo de fijación. Primero de todo, se buscaba un material más cómodo. Para ello se sustituyó un material rígido por uno flexible como es el Poliuretano termoplástico o TPU que se ajustara a cada una de las falanges de los usuarios. El inconveniente principal de este material radica en su baja consistencia, lo cual puede ocasionar que se desprenda con facilidad del módulo de dedo del exoesqueleto. Por ese motivo, hubo que cerrar el semicírculo y que la parte inferior de las dos pestañas se uniera. Este cambio de diseño hizo que el sistema de fijación ya no se pudiera liberar aplicando la fuerza en el mismo sitio donde se hacía con el diseño inicial.

Se llevó a cabo entonces el diseño de otro sistema de liberación, que se basaba en la instalación en el receptáculo de otra pieza con el fin de realizar el empuje lateral hacia dentro las dos pestañas para conseguir que pasaran por la ranura y poder liberar el anillo de fijación. (Figura 3.7).

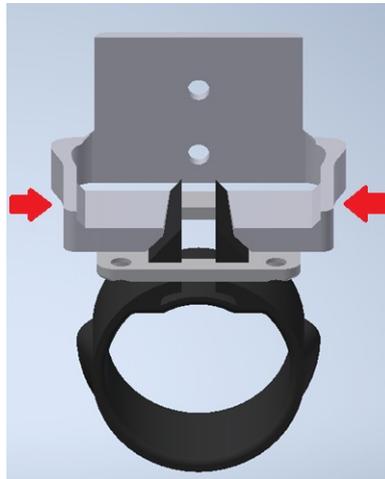


Figura 3.7: Explicación del sistema de extracción de los anillos tras la introducción del nuevo diseño de la anilla realizada con material flexible.

Con la implantación del material flexible, la nueva versión del anillo y la nueva pieza creada para su extracción se consiguió que fuera ergonómico. Sin embargo, su nuevo sistema para quitar los anillos hacía muy complicada tanto para el personal encargado de llevar a cabo la terapia su extracción. Este hecho ralentizaba la sesión de rehabilitación de los pacientes y hacía más complicada la labor de los profesionales. Por este motivo, se decidieron llevar a cabo las mejoras para una correcta extracción del sistema de fijación de las falanges al exoesqueleto de mano.

En la tercera versión, se ajustó el diseño de los anillos así como de la pieza de extracción para llevar a cabo su eliminación del exoesqueleto sin problemas. Su sencilla extracción era un factor clave para que se pudiera llevar a cabo el ejercicio por parte del terapeuta en un entorno de rehabilitación o por el mismo usuario o algún familiar en un entorno doméstico. La modificación que se realizó fue cambiar la posición de las pestañas y colocarlas en una posición paralela de tal forma que cuando se presionaba la pieza para quitar los anillos resultaba más sencilla su trayectoria para la extracción. Todo esto se conseguía sin comprometer su solidez durante el funcionamiento. La segunda propuesta o diseño inicial establecido como punto de partida del trabajo se ilustra en la parte izquierda y el diseño final en la parte derecha. (Figura 3.8).

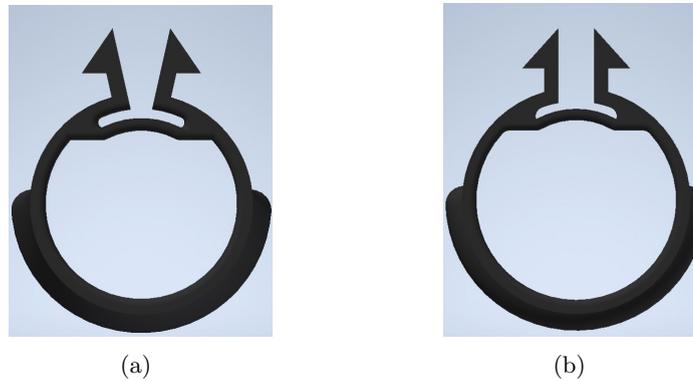
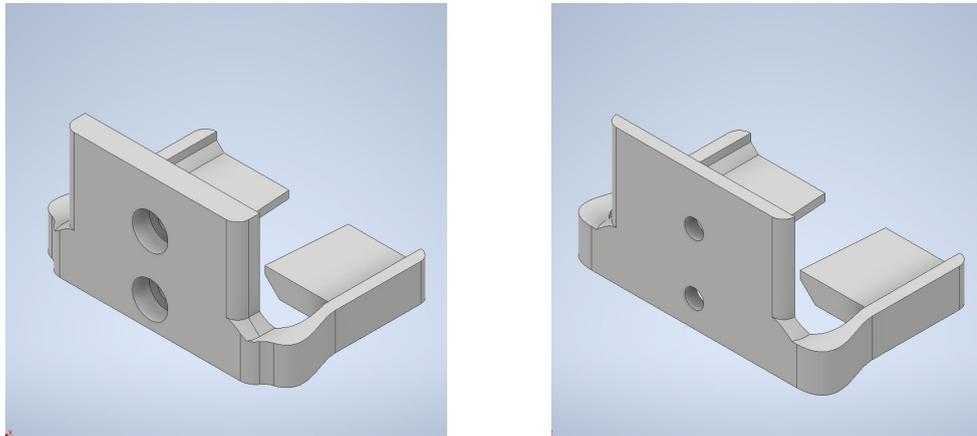


Figura 3.8: En la parte izquierda (a) se puede encontrar la versión que se utilizaba antes de la realización del trabajo y en la parte derecha (b) se encuentra el diseño final con los ajustes realizados. Las mejoras incluyen el reajuste de las pestañas situando las mismas de forma paralela para hacer mas sencilla la trayectoria del anillo una vez entrase en contacto con la pieza que se encargaba de su extracción.

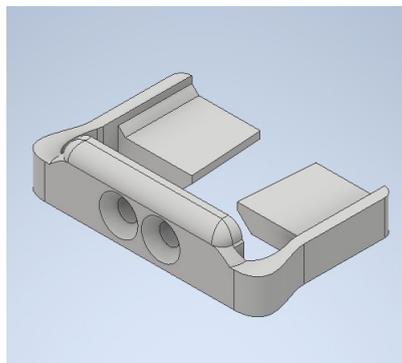
De igual modo, las piezas que facilitaban la sustracción de los anillos del Helium sufrieron unos ajustes para adaptarse completamente a la nueva localización de las pestañas. Se testeó en diversas ocasiones el diseño mediante piezas fabricadas en 3D hasta llegar a su ajuste óptimo. Se pueden apreciar la dos vistas de la pieza para la extracción del anillo así como la del módulo del pulgar, en la parte izquierda de las dos primeras filas se pueden encontrar la segunda propuesta o el diseño inicial desde el que parte este trabajo y en la parte derecha el diseño final. (Figura 3.9).



(a) En la parte izquierda se encuentra el punto de partida y en la parte derecha el diseño final. Se ajustó el tamaño y el espesor de la pieza para que el ajuste para la extracción del anillo fuera óptimo



(b) Vista de planta de la pieza «quita anillos» del Helium, a la izquierda punto de partida y a la derecha diseño final



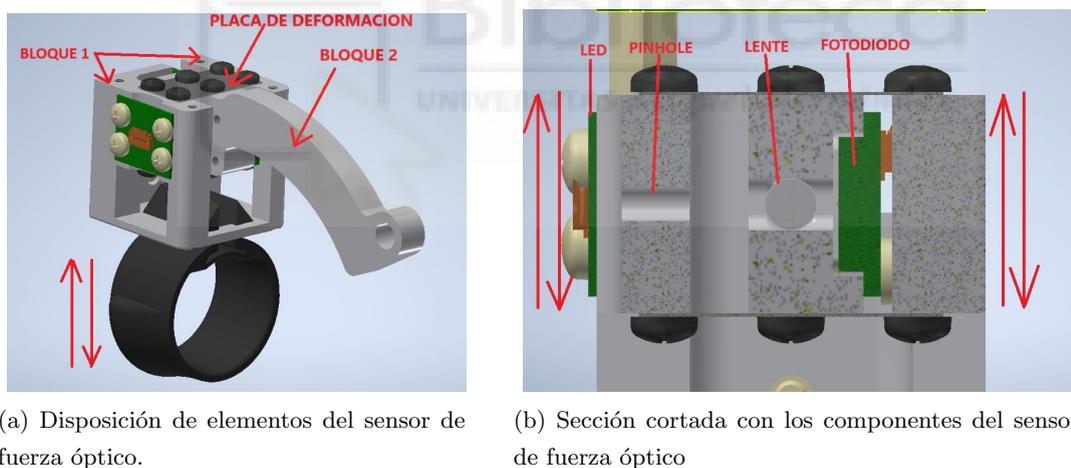
(c) Diseño de la pieza para la extracción del sistema de fijación a presión con anillos en el módulo de pulgar

Figura 3.9: Evolución en el diseño de la pieza encargada de la extracción por presión de los anillos del exoesqueleto de mano Helium

### 3.3. Sensor de fuerza

Partiendo del principio de funcionamiento visto anteriormente del sensor de fuerza óptico se analizará un problema detectado durante las experimentaciones con pacientes. Cuando se llevaba a cabo la calibración variaba mucho de un día a otro, demostrando una mala repetibilidad de las medidas proporcionadas por el sensor, lo que obligaba a calibrar el exoesqueleto cada día. Además, se detectó que la sensibilidad del sensor no era suficientemente buena, dependiendo mucho de la fabricación y montaje del sensor.

En el diseño inicial del sensor óptico cada una de las piezas estaban distribuidas entre el bloque 1, el bloque 2 y las placas de deformación que unía los bloques entre sí. (Figura 3.10a). En el bloque 1, donde se alberga el sistema de fijación del anillo por presión estaba incluido el LED y el Pinhole. Dicho bloque se conectaba al bloque 2 a través de dos placas de deformación de metal, en este último es donde residía la lente y el fotodiodo. Con esta disposición, se movía en bloque el LED y el pinhole con respecto a la lente y al fotodiodo. (Figura 3.10b). Se ha comprobado que con esta disposición del sistema óptico no se consigue que el foco de la lente se desplace adecuadamente en función de la deformación.



(a) Disposición de elementos del sensor de fuerza óptico.

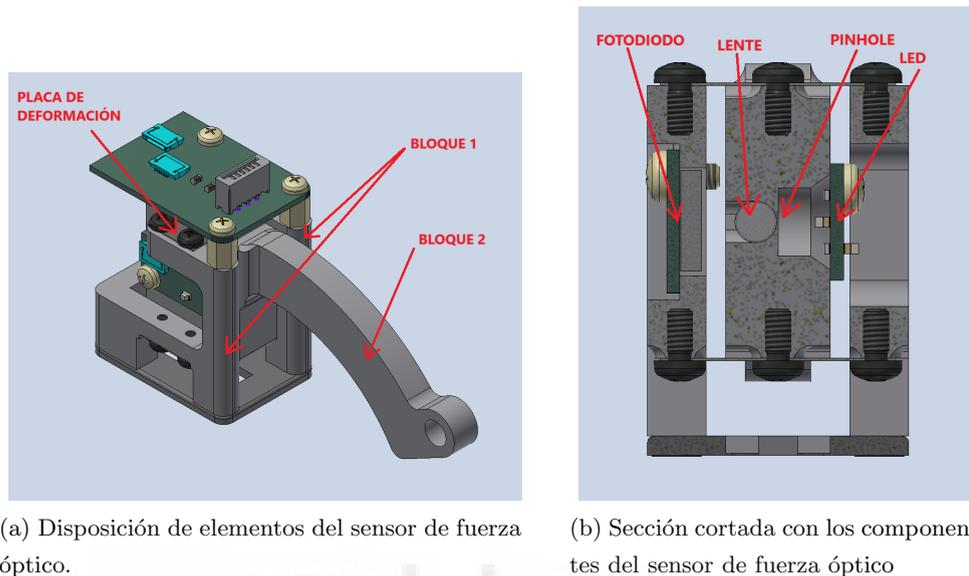
(b) Sección cortada con los componentes del sensor de fuerza óptico

Figura 3.10: Punto de partida o diseño inicial del sensor de fuerza óptico.

Con el fin de mejorar los problemas detectados se decidió variar el principio de funcionamiento del sensor de fuerza óptico. Se descubrió que para que el foco de la lente se desplace, la lente debe moverse junto con el led y el pinhole siendo el único elemento fijo del sistema el fotodiodo. De igual modo, podría moverse el fotodiodo con el conjunto led, pinhole y lente fijo. Cualquiera de las posibilidades sería válida siempre que led, pinhole y lente vayan juntos y no pueda haber movimiento entre ellos.

A partir de lo explicado en el párrafo anterior, se decidió cambiar la disposición y colocación de los elementos. Ahora en el bloque 2 se encontraban instalados LED, pinhole y lente, lo que favorecía que el haz de luz cuando pasara por la lente lo hiciera siempre

de la misma forma y solo se vería en el fotodiodo esa variación de distancia al haberse deformado la placa. (Figura 3.11 a) y b)). El bloque 1 ahora solo disponía del elemento fotodiodo.



(a) Disposición de elementos del sensor de fuerza óptico.

(b) Sección cortada con los componentes del sensor de fuerza óptico

Figura 3.11: Nuevo diseño del sensor de fuerza óptico cambiando la disposición de los elementos.

El esquema óptico tiene cinco parámetros geométricos de diseño que corresponden a la distancia a la que se encuentra la salida del pinhole ( $x_p$ ), su diámetro ( $d_p$ ), la distancia al centro de la lente ( $x_c$ ), su radio ( $R_L$ ) y la distancia a la superficie foto-sensible ( $x_s$ ). Todos ellos están medidos desde la posición de la fuente de luz.

Para la implementación de esta nueva disposición de los elementos se buscó la disposición óptima de los elementos del sistema óptico del sensor. Las comparaciones se llevaron a cabo con el software de Matlab, en concreto con la librería «Optometrika». Esta herramienta te permite simular de forma analítica e iterativa el trazado de rayos para la formación de imágenes ópticas.

Mediante este software se configuró de forma paramétrica la simulación del sistema óptico del sensor de fuerza del dispositivo Helium, de esta manera se pueden probar en simulación diferentes disposiciones de los elementos. De igual modo, el programa permitiría simular el desplazamiento del conjunto óptico para simular la deformación que se provoca en el Helium.



## Capítulo 4

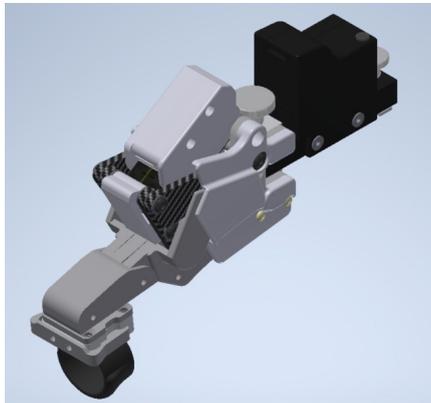
# RESULTADOS

El resultado de este TFM es la obtención de un nuevo módulo de pulgar que permite ajustar su rotación sobre la mano del usuario gracias a las modificaciones llevadas a cabo sobre la órtesis del exoesqueleto de mano Helium, favoreciendo así la comodidad del usuario durante la rehabilitación, y ampliando el grupo de pacientes que pueden utilizar el dispositivo, ya que se han reducido las limitaciones que tenía la versión anterior del exoesqueleto. En este capítulo se presentan más detalles de los diseños finales anteriormente presentados. Además, se ha optimizado el sensor de fuerza y se han obtenido unas lecturas más estables con una mayor resolución, como se muestra más adelante en los resultados presentados en este capítulo.

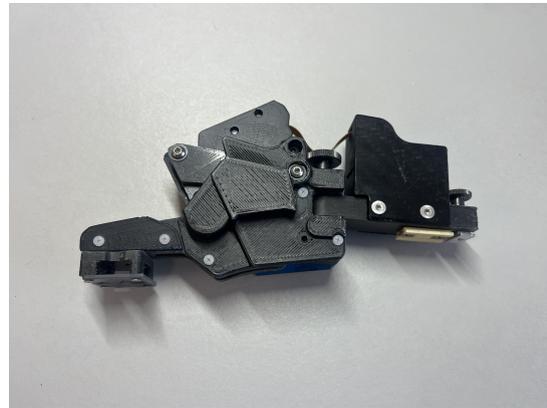
### 4.1. Módulo de pulgar

Tras los desarrollos descritos en el capítulo Materiales y Métodos, se ha llevado a cabo la fabricación de la versión definitiva del módulo de pulgar, que es el que se muestra en la Figura 4.1. Es importante destacar que, para que el resto de los diseños fueran descartados, se fabricó previamente un prototipo de cada una de las versiones desarrolladas en este Trabajo de Fin de Máster, lo que ha favorecido la implementación de mejoras que da como resultado el prototipo final.

El módulo de pulgar fabricado cuenta con un rango de movimiento de más de 27 grados (Anexo 1). Como puede observarse en la Figura 4.1, las carcasas impiden que haya atrapamientos cuando el mecanismo se encuentra en movimiento, requisito necesario para superar las pruebas de seguridad mecánica en la certificación. Para la conexión con la guía circular donde debía deslizarse el mecanismo de dedo se utiliza un mando con una rueda junto con una arandela Grower (Figura 4.2). Este mando permite el ajuste en ángulo del módulo de pulgar.



(a) Módulo de pulgar con carcasas.



(b) Módulo de pulgar con carcasas fabricado.

Figura 4.1: Prototipo final del módulo de pulgar.



Figura 4.2: Explosionado de la parte trasera del módulo del pulgar.

La parte delantera del módulo de pulgar (Figura 4.3) conecta con la parte trasera a través de las dos piezas laterales simétricas (1). Estas dos piezas laterales tienen agujeros pasantes en su parte superior y mediante un perno y casquillos de la misma longitud sirven de bastidor del actuador lineal eléctrico Actuonix PQ12 (2). La fuerza de empuje del actuador la transmite a las barras (3) a través de un perno con dos casquillos de la misma longitud para que la misma se ejerza en el punto adecuado. Los casquillos utilizados para el montaje de piezas móviles son en todo momento casquillos de fricción (7).

A través de la unión inferior de las barras de carbono se transmite el movimiento a las dos placas (3) localizadas a cada lado de la guía circular (4) que mediante casquillos deslizantes (5) siguen el camino de la misma. La parte delantera (8) es la encargada de

soportar el receptáculo donde irán instaladas la pieza quita anillos del pulgar y el anillo para el sistema de fijación.

Se pueden obtener más detalles del diseño y movimiento del pulgar en el plano del Anexo 1.

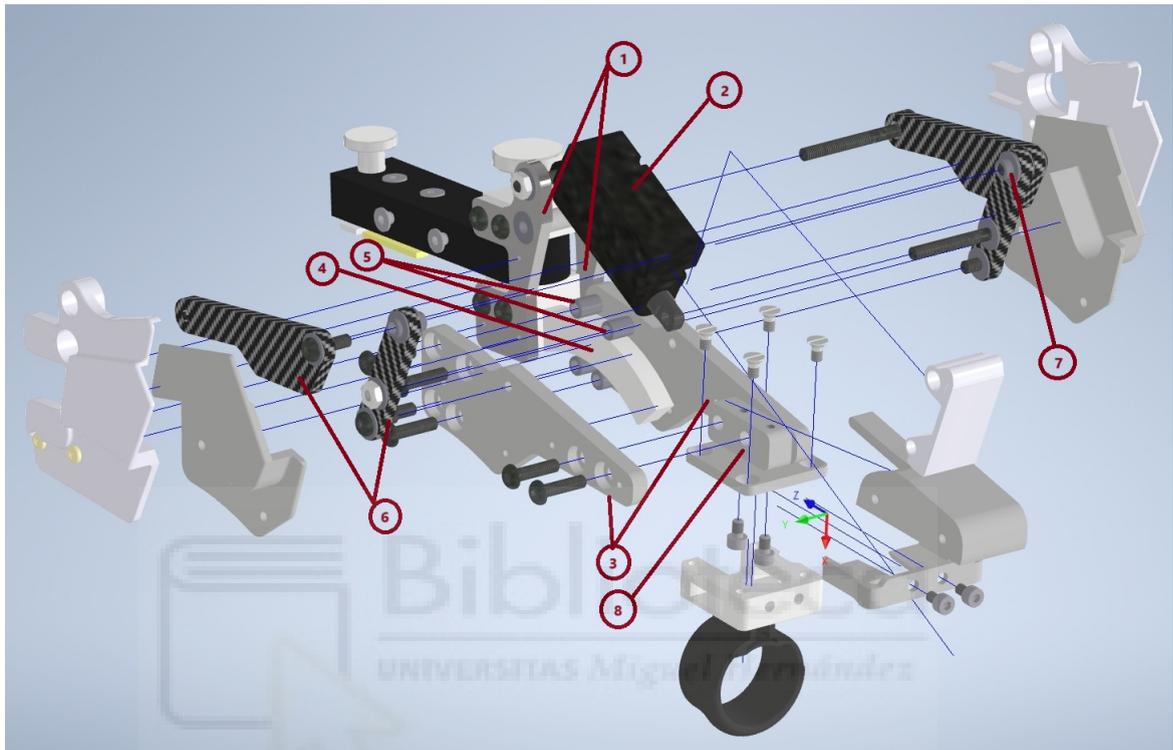


Figura 4.3: Explosionado de componentes de la parte delantera del módulo pulgar.

## 4.2. Nuevo sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar

En esta sección se presenta el diseño definitivo de la órtesis con el sistema de ajuste del pulgar (Figura 4.4). Para diseñar el mecanismo de ajuste del módulo de pulgar se intentó que permitiera adoptar una posición para el módulo del pulgar que fuera cómoda para el usuario, permitiendo a su vez que el mecanismo quedara alineado con la trayectoria de las falanges del pulgar.

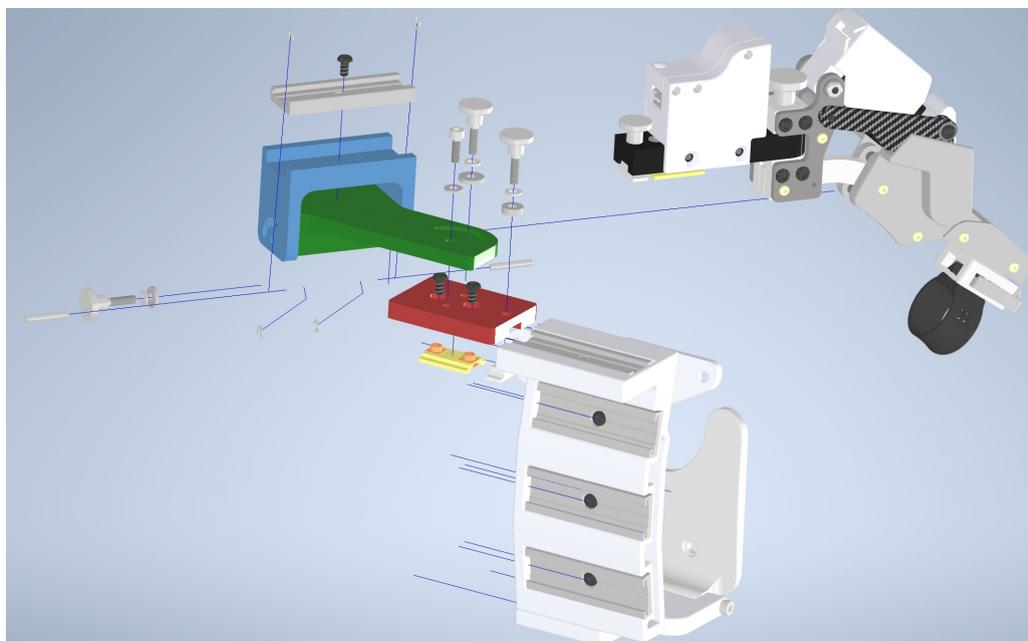


Figura 4.4: Explosión de las piezas de ajuste del módulo de pulgar incluyendo el dedo y la órtesis.

El sistema cuenta con dos sistemas de ajuste lineal compuestas por un carro sobre una guía lineal las cuales permiten ajustar para la colocación del módulo del pulgar en función del tamaño de mano del usuario (Figura 4.5). Las piezas que se mueven a lo largo de la guía lineal, tal y como se ha comentado anteriormente, emplean un patín de iGUS serie NW. Además, incluyen un freno de accionamiento manual mediante un mando, implementado mediante una pieza de aluminio también insertada dentro de la guía lineal. Para el montaje de este mando, además de la arandela Grower se añadió un casquillo para que la presión no dañara la pieza.

Tal y como se muestra en la Figura 4.5, la primera guía (pieza roja) permite un desplazamiento máximo de 14.5mm del sistema de ajuste completo, mientras que la última guía (pieza azul) permite desplazar el módulo de pulgar hacia adelante y hacia atrás con un desplazamiento máximos de 20.5mm. Para más detalles pueden consultarse los planos del Anexo 4.

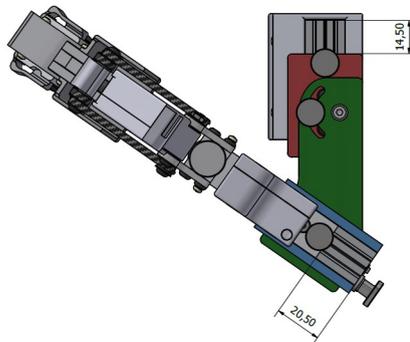


Figura 4.5: Desplazamientos lineales para la adaptación del módulo de pulgar.

Posteriormente, el sistema de ajuste cuenta con dos piezas que permiten articular giros durante la colocación del módulo de dedo. La primera, representada en color verde (Figura 4.6) permite el giro en el plano horizontal de todo el módulo de pulgar. Esta dispone de un perno que une esta pieza con la anterior (color rojo) y que actúa de eje de giro. Además, dispone de un mando para ajustar de forma manual la posición de giro mediante una ranura circular. Esta pieza tiene un rango total de 100 grados. La posición normal de operación es en el centro de la guía circular, de esta manera, el mecanismo permite un ajuste de 50 grados hacia ambos lados. Para más detalles se puede consultar el plano del Anexo 2.

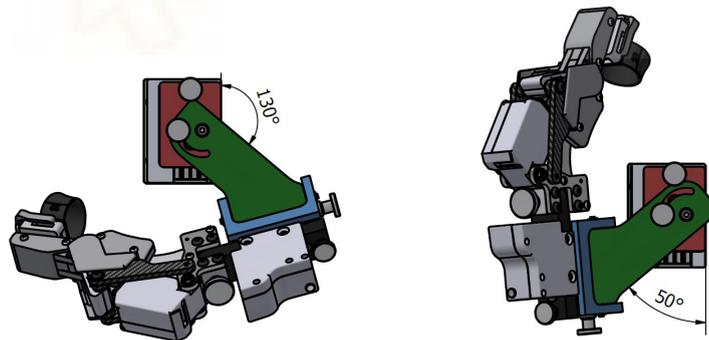


Figura 4.6: Posiciones angulares para la adaptación del módulo pulgar.

La tercera parte del mecanismo (pieza azul, Figura 4.7) permite rotar lateralmente el módulo de pulgar, siendo a su vez, la pieza sobre la que se coloca la guía lineal presentada anteriormente, encargada de sujetar el módulo de pulgar. El mecanismo para permitir el ajuste de giro es el mismo que el del plano horizontal presentado anteriormente. En este caso, esta pieza permite un ajuste total de 110 grados. Igual que antes, la ranura circular está diseñada para que el punto de trabajo más habitual sea en el centro. Por tanto, en este caso la guía permite un ajuste de 55 grados a ambos lados. Para más detalles se puede consultar los planos del Anexo 3.

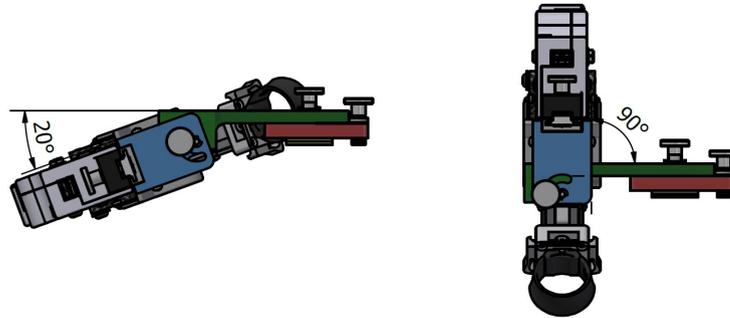


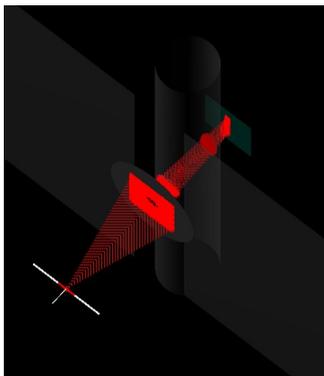
Figura 4.7: Posiciones angulares para el ajuste del ángulo de trabajo del módulo pulgar.

### 4.3. Sensor de fuerza

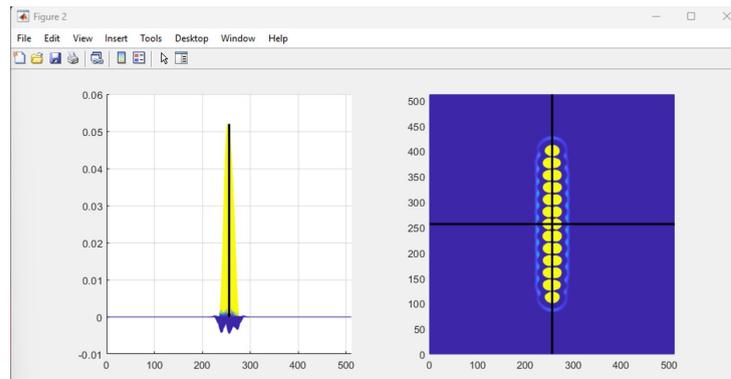
En esta sección se muestran los resultados obtenidos con el nuevo sensor de fuerza óptico.

Gracias a Matlab se realizó la simulación del sistema óptico del sensor de fuerza del dispositivo Helium, de esta manera se pueden probar en simulación diferentes disposiciones de los elementos.

En primer lugar, se realizó una primera simulación del sensor óptico de fuerza en estático, sin producirse ninguna deformación (Figura 4.8).



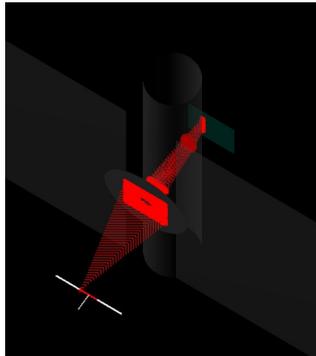
(a) Simulación de la disposición de los elementos y cómo incide el haz de luz pasa por ellos.



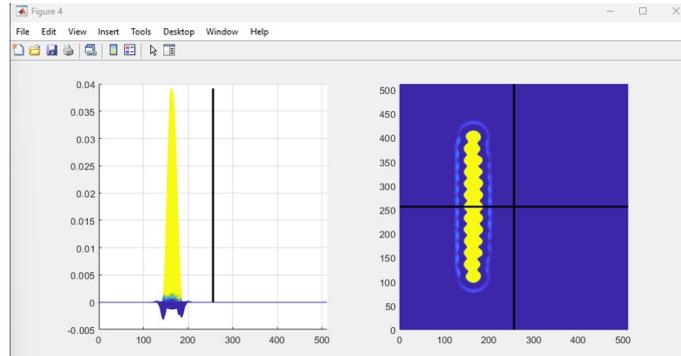
(b) Simulación del haz de luz que recibiría el fotodiodo tras la disposición de elementos aplicada.

Figura 4.8: Resultados obtenidos con Matlab sin aplicar ningún tipo de deformación.

A continuación, se probaba la misma disposición de elementos pero con una variación de 0.5mm. Se puede apreciar que con solo 0.5 mm se percibe un desplazamiento muy grande en el haz de luz. (Figura 4.9).



(a) Simulación de la disposición de los elementos y cómo incide el haz de luz pasa por ellos.



(b) Simulación del haz de luz que recibiría el fotodiodo tras la disposición de elementos aplicada.

Figura 4.9: Resultados obtenidos con Matlab con una deformación de 0.5 mm.

Gracias al simulador se hallaron diferentes valores de los parámetros del sensor que lograban un funcionamiento adecuado. Para hallar la solución óptima se decidió fabricar cada solución encontrada para examinar el rendimiento en la realidad. Tras fabricar cada solución, se calibraron los sensores empleando una célula de carga comercial modelo OMEGA LCM201-100. De esta forma, se pudo obtener resultados experimentales para validar la sensibilidad y repetibilidad de cada sensor. El proceso de calibración consistió en acoplar la galga del sensor óptico y medir los dos a la vez (del sistema de fijación del dedo se colocó una anilla rígida con la célula de carga acoplada.) Mediante este proceso se obtienen las señales representadas en la Figura 4.10.

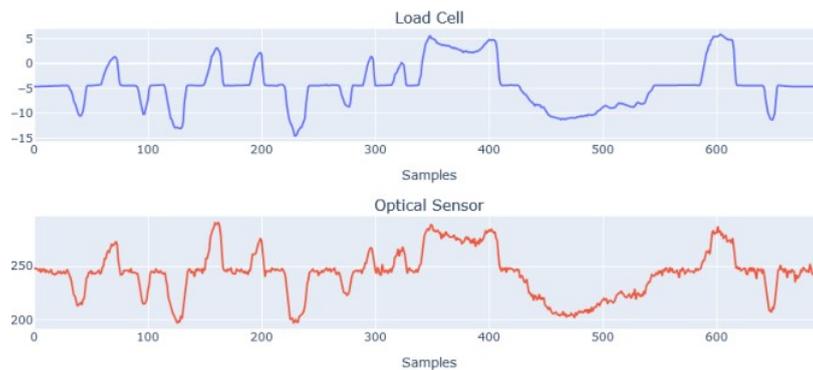


Figura 4.10: En la gráfica superior se encuentran los resultados de la célula de carga calibrada comercial y en la gráfica inferior los resultados del sensor óptico.

Ambas gráficas son muy similares porque están acoplados a ambos sensores. El objetivo de esta calibración es obtener la relación que existe entre ambas gráficas. De acuerdo con el fabricante, la célula de carga que se ha empleado tiene una respuesta lineal. Además, en la hoja de características de la célula de carga se especifica la relación entre tensión en milivoltios (mV) y la fuerza en Newtons (N). Lo que vamos a asumir, para poder calibrar nuestro sensor, es que existe una relación lineal entre la medida de la célula de carga y nuestro sensor. Para ello se realizó una regresión lineal, se encontró la recta que mejor representaba la respuesta del sensor asumiendo que su respuesta es lineal. (Figura 4.11).

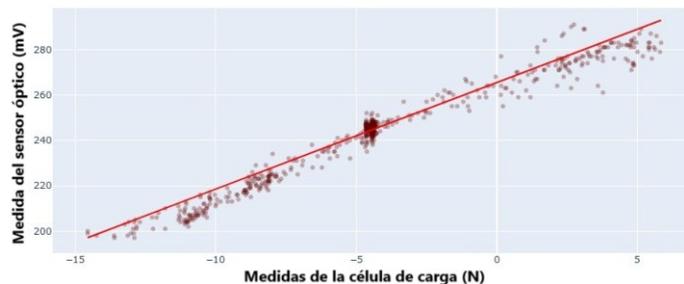


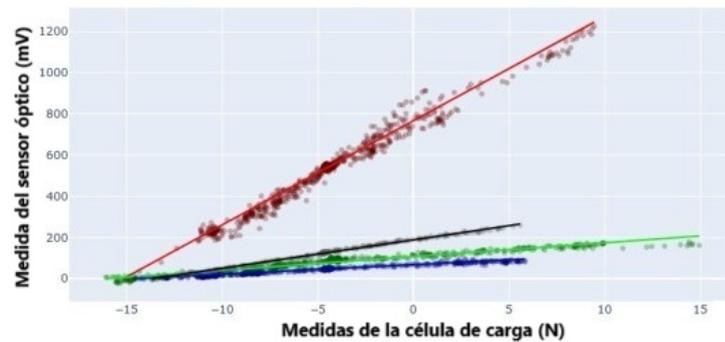
Figura 4.11: Regresión lineal para relacionar los Newton de la célula de carga con las medidas del sensor óptico.

A continuación, se exponen los resultados de las pruebas que se hicieron con 3 parámetros geométricos diferentes. En total se realizaron tres pruebas en tres días consecutivos para cada uno de los 3 diseños, con el objetivo de evaluar y comparar la repetibilidad y la sensibilidad de las medidas de los 3 diseños. Los tres diseños del sensor se diferencian únicamente en la disposición de los elementos que conforman la óptica del sensor de fuerza. La Tabla 4.1 muestra los valores de los parámetros geométricos de diseño de las ópticas de los 3 sensores.

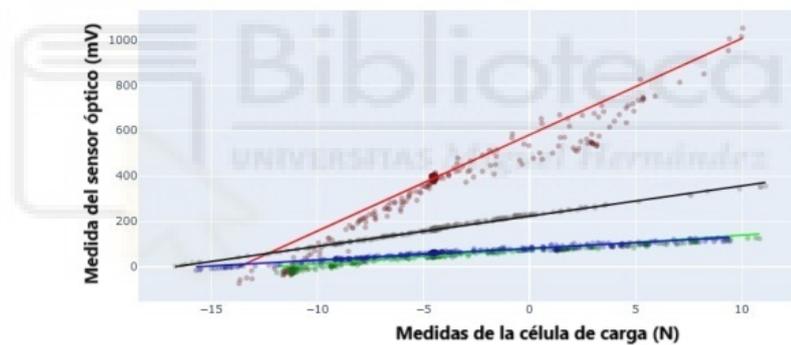
	Distancia de la fuente de la luz a la salida del pinole (Xp)	Distancia de la fuente de la luz al centro de la lente (Xc)	Distancia de la fuente de la luz al fotodiodo (Xs)
Diseño 1 (ROJO)	3mm	4.7mm	9mm
Diseño 2 (VERDE)	5mm	11.5mm	15.5mm
Diseño 3 (AZUL)	5mm	9mm	11mm

Cuadro 4.1: Valores de los parámetros geométricos de diseño de las ópticas de los 3 diseños de sensores ópticos evaluados.

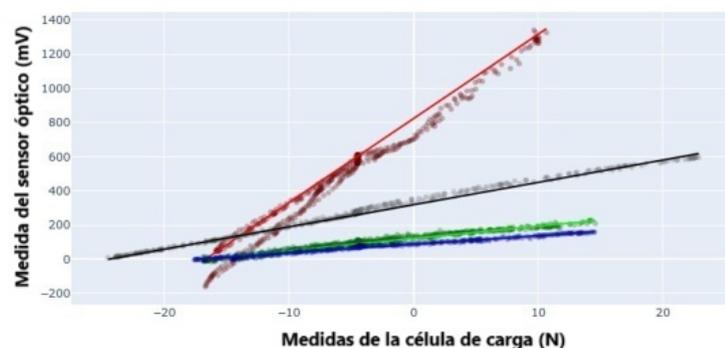
En la Figura 4.12 se muestran los resultados de las pruebas, donde se comparan los resultados de los 3 sensores diseñadas a partir de las mejoras realizadas en este Trabajo Fin de Master (Tabla 1) con los resultados obtenidos mediante el sensor anterior (color negro). En esta figura se muestra la relación de medida de la célula de carga comercial calibrada OMEGA LCM201-100 (tomada como medida real de referencia), con la medida proporcionada con cada uno de los sensores.



(a) Resultados prueba 1 día 1



(b) Resultados prueba 2 día 2



(c) Resultados prueba 3 día 3

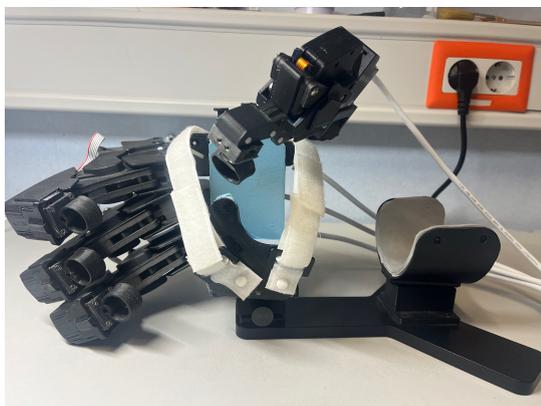
Figura 4.12: Resultados tras la realización de tres pruebas. Cada color de gráfica (rojo, azul y verde) hace referencia a un ajuste de disposición geométrica del sensor óptico. Siendo la gráfica de color negro la original o punto de partida de este trabajo.

Tal y como puede observarse en la Figura 4.12, los resultados parecen indicar que, mientras que la versión anterior (negro) muestra una alta variabilidad de medidas de un día a otro, los tres sensores nuevos (rojo, verde y azul) muestran una mejor repetibilidad en sus medidas. Por otro lado, si estudiamos la sensibilidad de los sensores en relación con la pendiente que muestran las medidas, teniendo en cuenta que una mayor pendiente indica una mejor respuesta ante pequeñas deformaciones, podemos concluir que el Diseño 1 (Figura 4.12, color rojo) es el que mejor sensibilidad muestra.

#### 4.4. Prototipo final

Es importante destacar que todos los diseños y mejoras creados para mitigar las deficiencias detectadas durante el proceso de certificación en el exoesqueleto Helium no han sido realizadas solo en fase de estudio, sino que todas y cada una de ellas se han fabricado y llevado a cabo. La realización de diversos prototipos fue de gran ayuda para verificar el movimiento del módulo de pulgar, la comodidad del sistema de fijación por anillos de todos los módulos de dedo y la disposición de elementos correcta para la mejora del funcionamiento del sensor de fuerza óptico.

Se ha fabricado el nuevo módulo de pulgar con su nuevo sistema de fijación con anillos y la órtesis donde va colocado (Figura 4.13). Es importante destacar la facilidad de adaptación a la morfología de cada usuario y la posibilidad de ajuste del ángulo de trabajo para la rehabilitación del movimiento del pulgar. De igual modo, se han reemplazado los módulos de dedo por los renovados que incluyen los nuevos diseños para el sensor de fuerza óptico.



(a) Exoesqueleto de mano Helium fabricado con las mejoras implementadas.



(b) Exoesqueleto de mano Helium variando el ángulo de trabajo.

Figura 4.13: Exoesqueleto de mano Helium fabricado con todas las mejoras implementadas.

Las mejoras realizadas en este Trabajo Fin de Master fueron claves para la obtención del marcado CE del exoesqueleto Helium por parte de la empresa iDRhA, la cual comercializa este dispositivo. En particular permitieron cumplir con éxito la normativa de seguridad de máquinas del proceso de certificación.

Este nuevo diseño del exoesqueleto Helium está siendo utilizado hoy en día con pacientes de varios hospitales de la provincia de Alicante (Figura 4.14). Esto ha permitido evaluar con diversos pacientes las mejoras en robustez, en ergonomía y en ajuste con respecto la versión anterior.

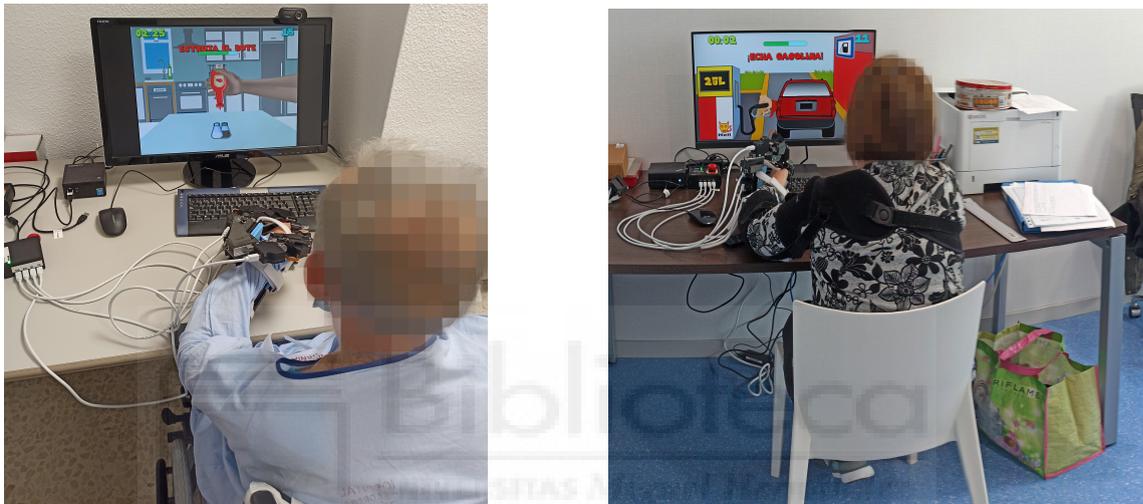


Figura 4.14: El robot exoesqueleto Helium utilizándose con pacientes en varios hospitales de la provincia de Alicante.



## Capítulo 5

# CONCLUSIONES

En primer lugar, se ha logrado que el nuevo módulo de pulgar se ajuste a la morfología de cada usuario y que mejore el movimiento de flexión/extensión durante la terapia del agarre de pinza. Tras la realización de este trabajo, se ha podido verificar que el ajuste personalizado a cada usuario y la variación del ángulo de trabajo resultan muy útiles durante el proceso de recuperación de la movilidad de la mano en los pacientes.

A continuación, se ha mejorado la experiencia del usuario con la implementación de un sistema de ajuste de la órtesis para el pulgar y la renovación del sistema de fijación de las anillas. La comodidad y ergonomía del exoesqueleto es muy importante para la recuperación del movimiento natural de agarre y pinza de la mano. Es fundamental que sea el exoesqueleto el que se ajuste a las medidas de cada paciente y nunca sea al contrario.

Por último, gracias al rediseño de los sensores de fuerza integrados se han mejorado la sensibilidad y la repetibilidad de las medidas. Con esta modificación, se hará más sencilla y menos repetitiva la calibración del robot facilitando el trabajo del terapeuta. De igual modo, los datos que se obtendrán del paciente podrán ser más útiles para verificar su evolución.

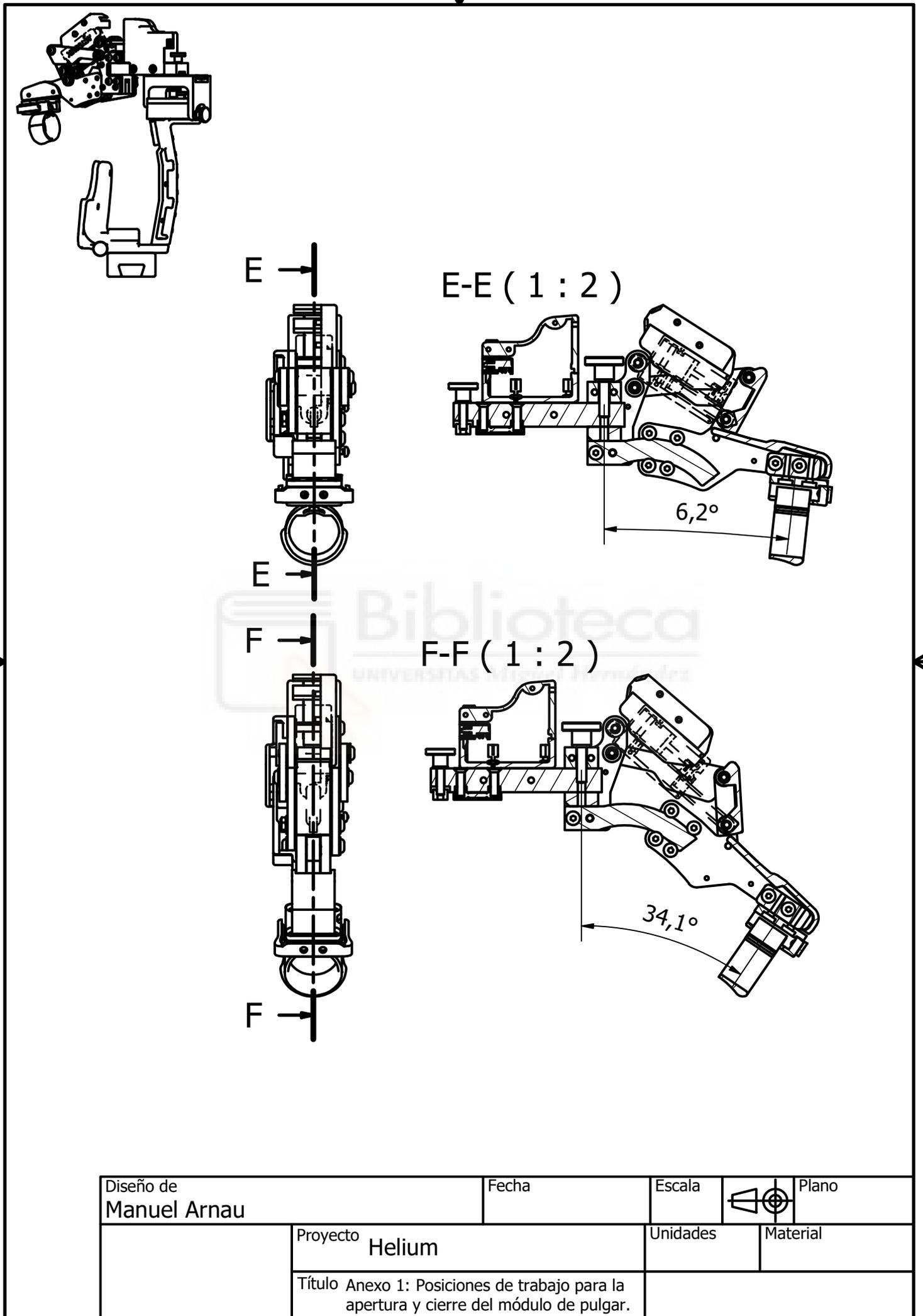
Como futuros trabajos se pueden incluir la implementación del sensor de fuerza óptico en el módulo del pulgar así como la implementación de una órtesis más liviana para el uso del robot como asistente fuera del entorno doméstico.



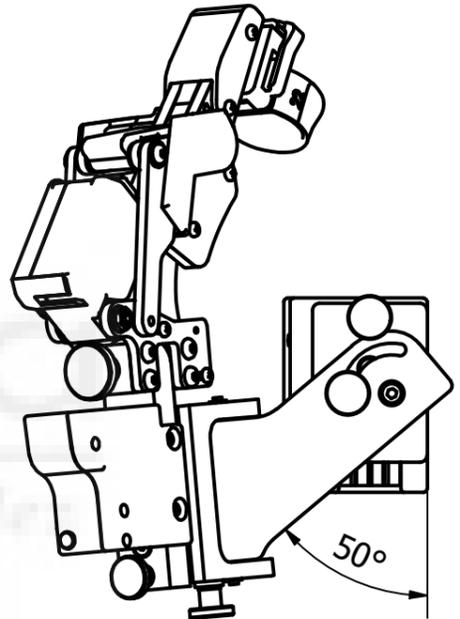
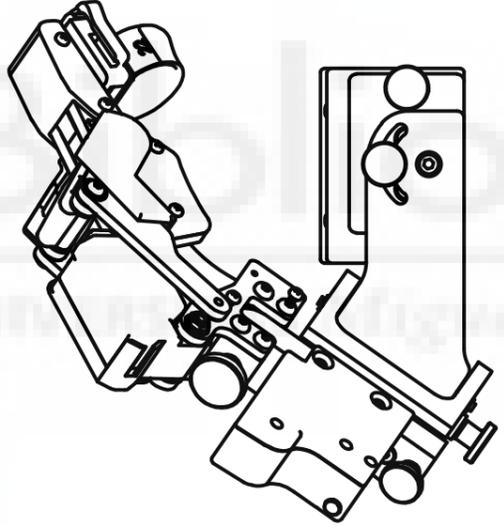
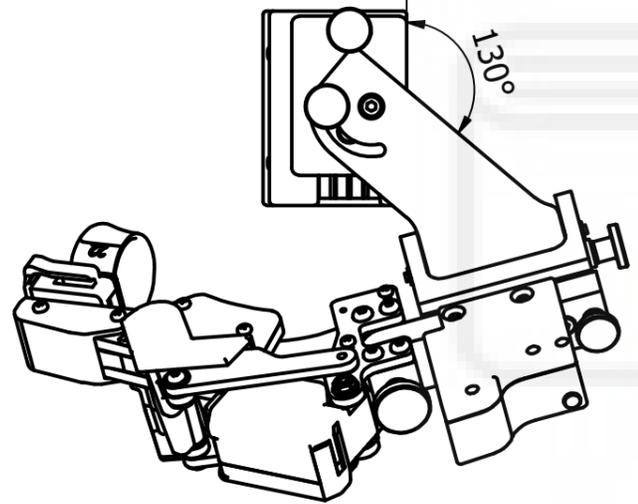
## Capítulo 6

# ANEXOS

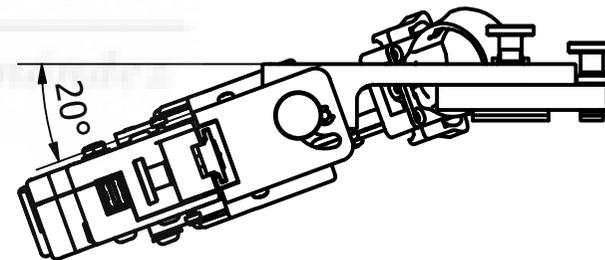
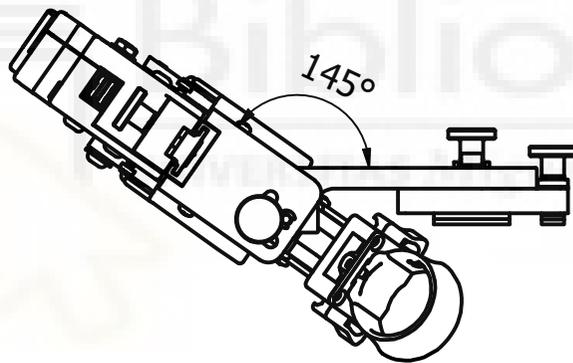
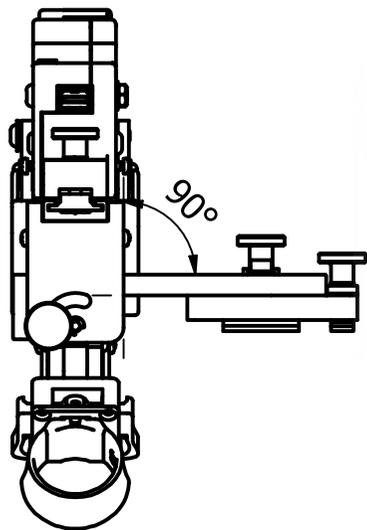




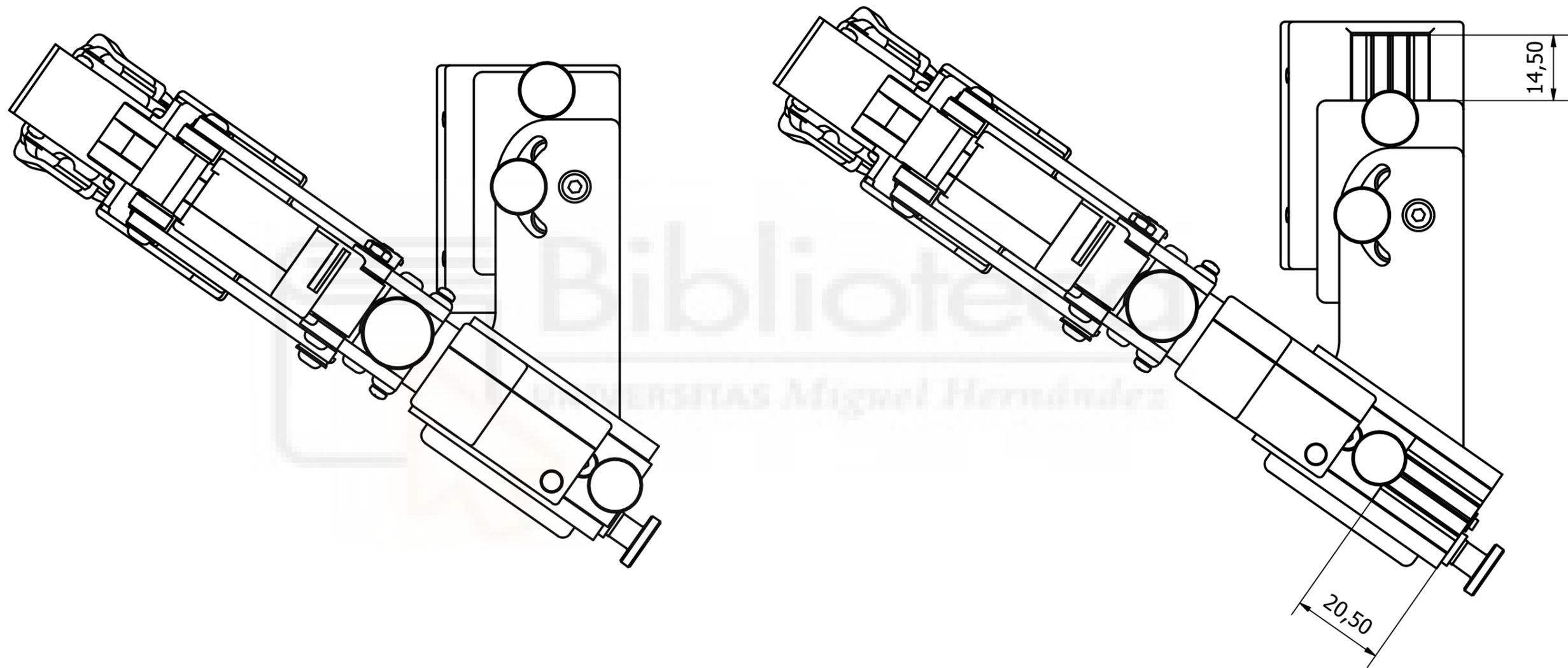
Diseño de Manuel Arnau	Fecha	Escala		Plano
	Proyecto Helium	Unidades	Material	
	Título Anexo 1: Posiciones de trabajo para la apertura y cierre del módulo de pulgar.			



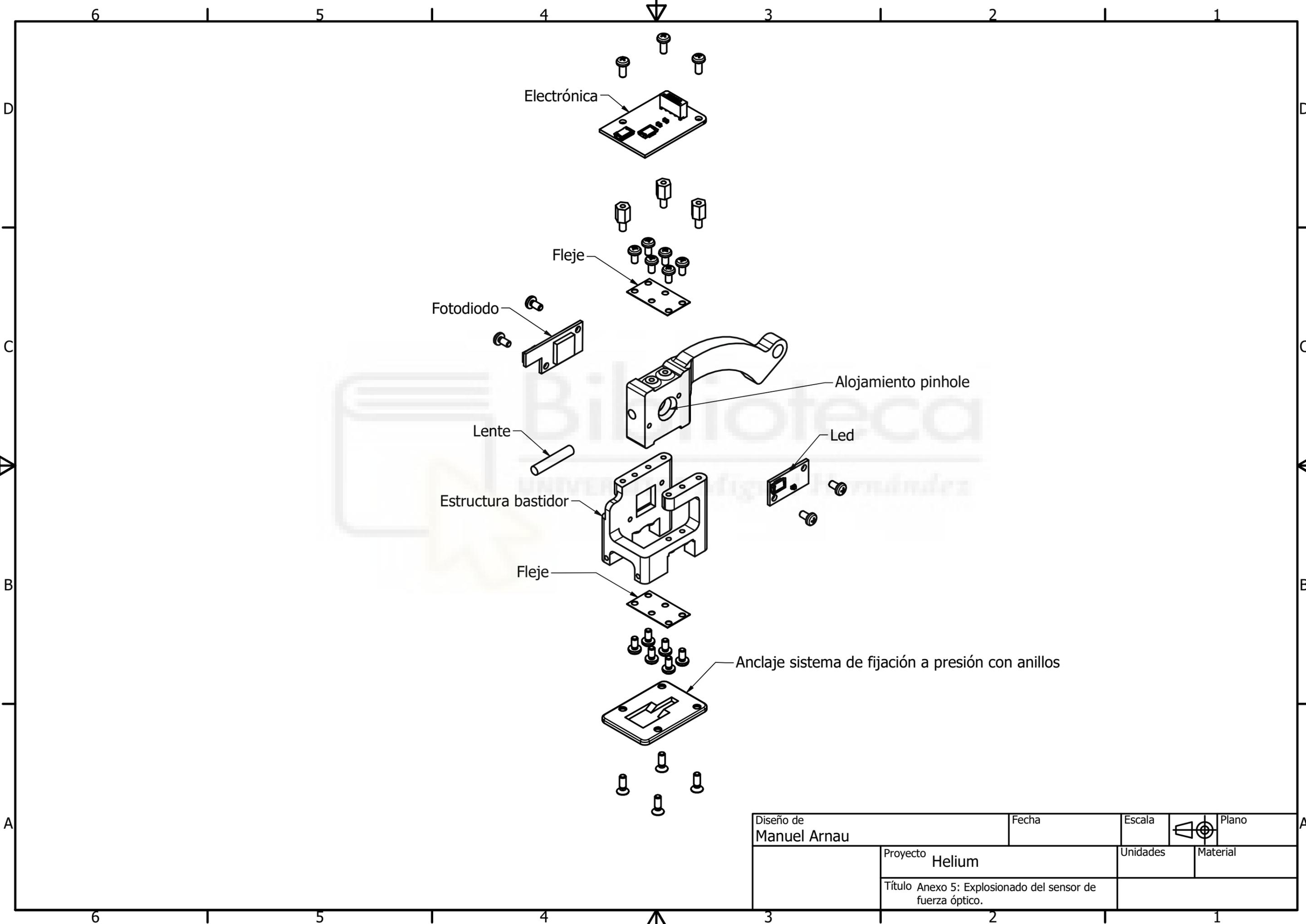
Diseño de Manuel Arnau	Fecha	Escala	Plano
	Proyecto Helium	Unidades	Material
Título Anexo 2: Posiciones angulares para adaptación módulo pulgar.			



Diseño de Manuel Arnau		Fecha	Escala	 Plano
	Proyecto <b>Helium</b>	Unidades	Material	
Título Anexo 3: Posiciones angulares para ajuste ángulo trabajo del módulo pulgar.				



Diseño de Manuel Arnau	Fecha	Escala	Plano
Proyecto Helium	Unidades	Material	
Título Anexo 4: Desplazamientos lineales para la adaptación del módulo del pulgar.			



Electrónica

Fleje

Fotodiodo

Lente

Estructura bastidor

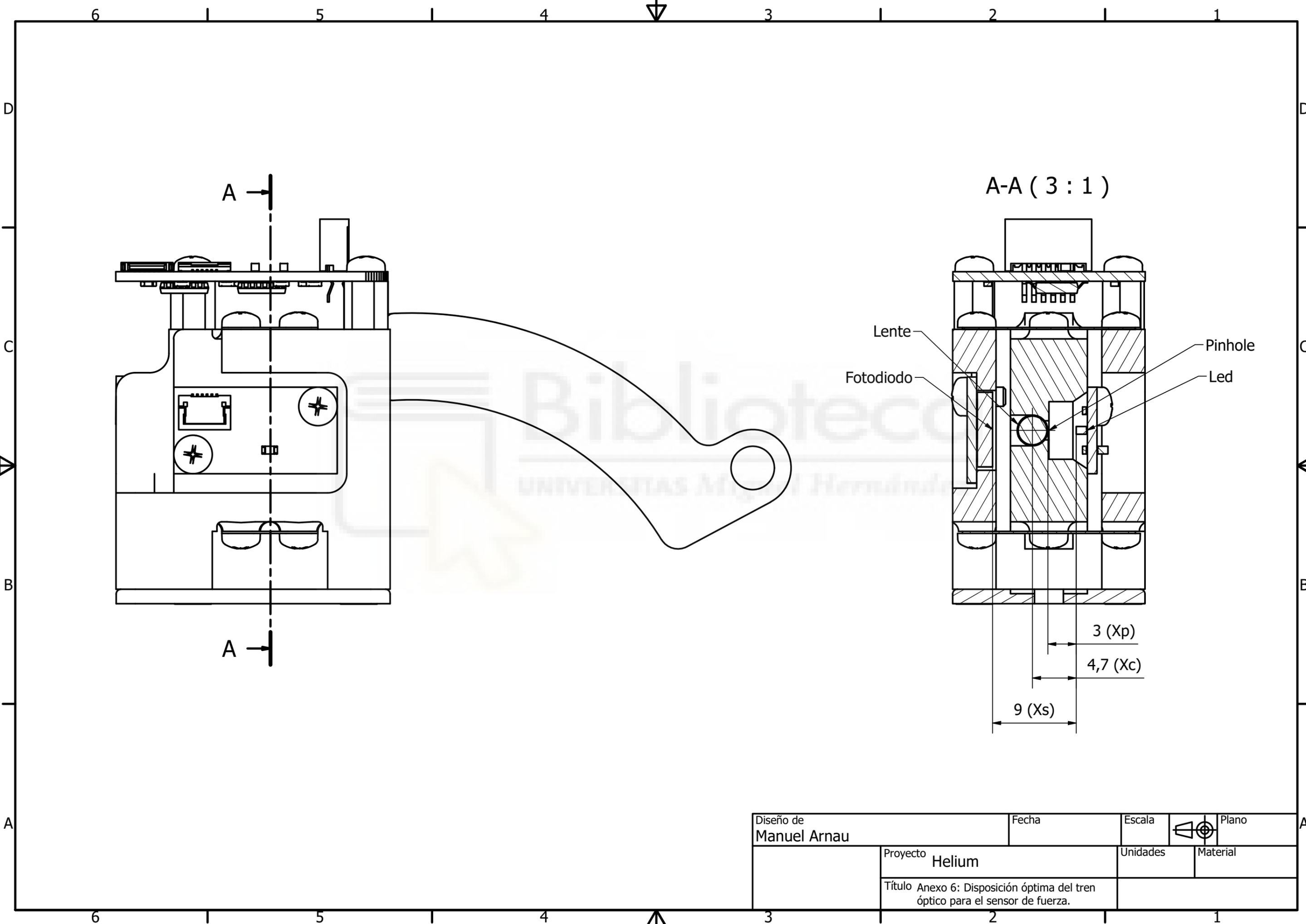
Fleje

Alojamiento pinhole

Led

Anclaje sistema de fijación a presión con anillos

Diseño de Manuel Arnau	Fecha	Escala		Plano
	Proyecto Helium	Unidades	Material	
Título Anexo 5: Explosionado del sensor de fuerza óptico.				



Biblioteca  
UNIVERSITAT MÀQUINA

Diseño de Manuel Arnau	Fecha	Escala	Plano
Proyecto Helium	Unidades	Material	
Título Anexo 6: Disposición óptima del tren óptico para el sensor de fuerza.			



# Bibliografía

- [1] Studio Mzlaki, Freepik.com, SAFE: Ictus: Plan de actuación en Europa 2018-2030
- [2] Federación Española de Daño Cerebral (Daño Cerebral Estatal) o FEDACE: Cifras del número de personas con Daños Cerebral Adquirido en España. (INE,2022)
- [3] Ministerio de Sanidad, las Comunidades y Ciudades Autónomas, las Sociedades Científicas y las Organizaciones de Pacientes:Estrategia en Ictus del sistema nacional de salud (Actualización 2024)
- [4] Patel, D. R., Neelakantan, M., Pandher, K., and Merrick, J. (2020). Cerebral palsy in children: a clinical overview. *Translational pediatrics*, 9(Suppl 1), S125.
- [5] Henao-Lema, C. P. and Pérez-Parra, J. E. (2010). Spinal cord injuries and disabilities: A review. *Aquichan*, 10(2), 157-172.
- [6] Deenen, J. C., Horlings, C. G., Verschuuren, J. J., Verbeek, A. L., and van Engelen, B. G. (2015). The epidemiology of neuromuscular disorders: a comprehensive overview of the literature. *Journal of neuromuscular diseases*, 2(1), 73-85.
- [7] Albert, S. J., and Kesselring, J. (2012). Neurorehabilitation of stroke. *Journal of neurology*, 259(5), 817-832.
- [8] Lo, K., Stephenson, M., and Lockwood, C. (2017). Effectiveness of robotic assisted rehabilitation for mobility and functional ability in adult stroke patients: a systematic review. *JBI database of systematic reviews and implementation reports*, 15(12), 3049–3091. <https://doi.org/10.11124/JBISRIR-2017-003456>
- [9] Banyai, A. D., and Brişan, C. (2024, August). Robotics in physical rehabilitation: Systematic Review. In *Healthcare* (Vol. 12, No. 17, p. 1720). MDPI.
- [10] European Patent Office: News and Events (2024): Inventions for assistive robotics increased more than 20-fold in just two decades
- [11] Jiryaei, Z., Alvar, A. A., Bani, M. A., Vahedi, M., Jafarpisheh, A. S., and Razfar, N. (2021). Development and feasibility of a soft pneumatic-robotic glove to assist im-

- paired hand function in quadriplegia patients:A pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 27, 731-736
- [12] Kim B, Deshpande AD. An upper-body rehabilitation exoskeleton Harmony with an anatomical shoulder mechanism: Design, modeling, control, and performance evaluation. *The International Journal of Robotics Research*. 2017;36(4):414-435. doi:10.1177/0278364917706743
- [13] Wu, Ching-Yi and Yang, Chieh-ling and Chen, Ming-De and Lin, Keh-Chung and Wu, Li-Ling. (2013). Unilateral versus bilateral robot-assisted rehabilitation on arm-trunk control and functions post stroke: A randomized controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 10. 35. 10.1186/1743-0003-10-35.
- [14] Aicad Business School: ¿Qué es la Robótica Blanda?. (Feb,2024)
- [15] Brazo robótico. (2024, 5 de septiembre). Wikipedia, La enciclopedia libre. Fecha de consulta: 14:03, septiembre 5, 2024
- [16] Díez, J. A. (2021). Diseño y control de exoesqueleto robótico para la rehabilitación y asistencia de los movimientos de la mano. [Tesis de Doctorado, Universidad Miguel Hernández de Elche]. Repositorio Institucional – Universidad Miguel Hernández de Elche.
- [17] Kamper, D. G., Cruz, E. G., and Siegel, M. (2003). Stereotypical fingertip trajectories during grasp. *Journal of Neurophysiology*, 90(6), 3702-3710. <https://doi.org/10.1152/jn.00546.2003>
- [18] Zong-Ming Li, Jie Tang (2007) Coordination of thumb joints during opposition, *Journal of Biomechanics*, Volume 40, Issue 3, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.019>.
- [19] Sandison, M., Phan, K., Casas, R., Nguyen, L., Lum, M., Pergami-Peries, M., and Lum, P. S. (2020). HandMATE: Wearable Robotic Hand Exoskeleton and Integrated Android App for At Home Stroke Rehabilitation. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2020, 4867–4872. <https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9175332>