

# TRABAJO FIN DE GRADO

---

Diseño y fabricación de  
prótesis mediante tecnologías de  
prototipado rápido

---

Design and manufacturing of  
prosthesis through rapid prototyping  
technologies



- DOSSIER -

**Autor**

SEDANO SÁNCHEZ, ALBERTO

**Directores**

JUAN JOSÉ AGUILAR MARTÍN  
JOSÉ ANTONIO DIESTE MARCIAL

**EINA**

2018/2019

# 0. ÍNDICE

---

FASE 0	5	5. Conocimientos previos	17
1. Introducción	6	5.1. Tipos de malformación o amputación superior	17
1.1. Descripción de proyecto	6	5.2. Definición de prótesis	18
1.2. Historial	7	5.3. Tipos de agarre	19
1.3 Plan de acción	8	5.4. Bastón blanco	20
1.4. Calendario	9	5.4.1. Características del bastón blanco	20
FASE 1	10	5.4.2 Partes del bastón blanco	20
2. Listado de problemas	11	5.5. Uso del bastón blanco	21
2.1. Hora de utilización	11	5.5.1. Tipos de agarre	21
2.2. Mantenimiento	12	5.5.2. Técnicas de uso del bastón	21
2.3. Comunicación con la empresa	13	5.6. Servicio de perro guía	23
3. Prótesis actuales	14	5.6.1. Adquisición de perro guía	23
4. Herramientas del proyecto	15	5.7. Arnés de perro guía	24
4.1. Prototipado rápido	15	5.8. Tipos de prótesis	25
4.1.1. Impresión FDM	15	5.8.1. Tracción muscular	25
4.1.2. Cura	15	5.8.2. Acción mioeléctrica	26
4.2. Ingeniería inversa	16	5.8.3. Híbridas	27
4.2.1. Brazo de medición FARO	16	5.9. Liners	29
4.2.2. Software Geomagic	16	5.9.1. Materiales disponibles	29
		5.9.2. Consideraciones de encaje de liners	30

# 0. ÍNDICE

---

5.10. Sistemas de fijación	32	FASE 2	47
5.10.1. Unión atornillada	32	9. Prótesis modular	48
5.10.2. Unión mediante arnés	32	9.1. Descripción de elementos	48
5.10.3. Unión por vacío	33	9.2. Obtención de componentes	49
6. Estudio de mercado	34	9.2.1. Piezas fabricadas en plástico	49
6.1. Marcas	34	9.2.2. Piezas fabricadas en silicona	49
6.2. Modelos	35	9.2.3. Piezas comerciales	49
6.2.1. Prótesis de mano	35	9.3. Investigación de sistemas de unión	50
6.2.2. Prótesis de brazo	38	9.3.1. Distinción de clipajes	51
6.3. Tabla resumen	39	9.4. Clip de tubo elegido	53
6.4. Mano Michelangelo	40	9.5. Sistema de unión - Conceptos 1 y 2	54
6.4.1. Agarres	40	9.6. Sistema de unión - Concepto 3	55
7. Análisis de usuario	41	9.7. Elección de módulos	56
7.1. Secuencia de uso actual	42	10. Diseño del encaje	59
7.1.1. Colocación de prótesis	42	10.1. Planteamiento inicial	59
7.1.2. Retirada de prótesis	42	10.2. Bocetado de soluciones	60
7.2. Medidas básicas - Bastón	43	11. Diseño de módulos	61
7.3. Medidas básicas - Antebrazo y prótesis	44	11.1. Diseño de concepto I	61
7.4. Listado de necesidades	45	11.2. Diseño de concepto II	64
8. Conclusiones de fase 1	46	11.3. Diseño de concepto III	66
		11.4. Diseño de concepto IV	68

# 0. ÍNDICE

---

12. Diseño del soporte de módulos	70	17. Diseño de módulo	88
13. Obtención del liner - Versión 1	71	17.1. Modelado de concepto IV	88
13.1. Proceso de medición	71	17.2. Impresión de módulo	90
13.2. Obtención del modelo	72	18. Diseño del encaje	91
13.3. Obtención del molde	75	18.1. Modelado y evolución	91
13.4. Colado de silicona	76	18.2. Ensamblaje del conjunto encaje	93
14. Obtención del liner - Versión 2	77	18.3. Optimización de impresión	94
14.1. Segunda medición	77	18.4. Impresión del encaje	95
14.2. Obtención del molde	78	19. Conclusiones de proyecto	96
14.3. Segundo colado de silicona	79	FASE 4	97
15. Obtención del liner - Versión 3	80	20. Diseño de nuevos módulos	98
15.1. Obtención del molde	80	21. Mejora de encaje de antebrazo	99
15.2. Tercer colado de silicona	81	22. Uso de elementos comerciales	100
15.3. Conclusiones	82	23. Mejora del proceso de fabricación	101
FASE 3	83	24. Evolución del mueble soporte de módulos	102
16. Diseño de pieza de muñeca	84	25. Referencias bibliográficas	103
16.1. Evolución de diseño	84	ANEXOS	104
16.2. Vista estallada de elementos	85	Días de prueba	105
16.3. Proceso de anclaje	86	Galería de imágenes	107
16.4. Ensamblaje con el conjunto	87		

# FASE 0

Conocimientos básicos del proyecto, como el calendario, historial y descripción de proyecto.



# 1. INTRODUCCIÓN

---

## 1.1. DESCRIPCIÓN DE PROYECTO

---

El objetivo de este Trabajo de Fin de Grado es el **diseño y desarrollo para su fabricación** mediante técnicas de prototipado rápido de una prótesis transradial para invidentes, centrado en el caso de un paciente concreto sobre el cual se basarán las medidas para diseñar dicha prótesis, Alberto Villalba. Alberto perdió la vista y sufrió la amputación de ambos antebrazos. La prótesis tendrá la capacidad de ser **modular** para adaptarse a las actividades más relevantes realizadas por el paciente, siendo puramente mecánica, complementará y/o sustituirá a las prótesis electrónicas que ya posee el paciente. Para ello se utilizarán métodos de **ingeniería inversa** y posterior fabricación mediante prototipado rápido para su máxima adaptación a los miembros de dicho paciente.

Es dirigido por Juan José Aguilar Martín, y Jose Antonio Dieste Marcial, ambos miembros docentes en el área de Ingeniería de Procesos de Fabricación de la Universidad de Zaragoza.

El proyecto fue planteado por el técnico de rehabilitación del usuario objetivo de la prótesis a diseñar, Manuel Martín. Todo el trabajo de fin de grado que se presenta a continuación es parte de un **proyecto mayor** en el que se pretenden fabricar por completo las dos prótesis transradiales que necesita Alberto mediante técnicas más avanzadas de fabricación, pero, debido a lo extenso, muchas de estas tareas quedan fuera del alcance del proyecto actual.

Por ello, el alcance se reduce a la **fabricación de un prototipo** de encaje, guante de silicona y uno de los módulos que se vayan a diseñar, el más relevante. Se utilizan herramientas proporcionadas por la Universidad de Zaragoza, como softwares específicos de ingeniería inversa, aparatos de medición por nubes de puntos y máquinas de **impresión en 3D**. El autor también proporciona una impresora de estas características propia en caso de ser necesaria.

El proyecto se basa en mejorar la calidad de vida de un paciente en concreto, Alberto Villalba, que perdió las manos y la vista al detonar una granada italiana de la Guerra Civil en el año 2013 mientras manipulaba objetos en un garaje.

Alberto dispone actualmente de dos prótesis transradiales mioeléctricas del fabricante alemán Ottobock. Este tipo de prótesis cubren en las necesidades que puede tener en su día a día. Las prótesis transtibiales se refieren a que se adaptan a la forma del antebrazo, que contiene el hueso radio, de ahí su nombre. La tecnología de mioelectricidad funciona mediante los impulsos eléctricos generados por el cerebro a la hora de dar una orden a los músculos encargados de mover un miembro. Así cada vez que un usuario con este tipo de prótesis realiza un esfuerzo determinado en una zona determinada, la prótesis recibe esta información y actúa acorde impulso eléctrico, cerrando, abriendo la mano, o movimientos concretos de dedos.

Sin embargo, este tipo de prótesis entrañan una serie de problemas, entre ellos su peso, su poca resistencia al sudor, su precio, etc. El trabajo pretende compensar todas las carencias de sus prótesis actuales, mediante la fabricación por prototipado rápido de nuevos dispositivos más simples para tareas concretas.

# 1. INTRODUCCIÓN

---

## 1.2. HISTORIAL

---

Después del accidente y de que los muñones curaran hasta la fecha en la que los médicos aconsejaron, Alberto y su familia se dispusieron a encontrar una prótesis transradial superior.

El proceso que, según sus propios testimonios, siguieron, fue buscar por internet la prótesis más asequible para suplir la mayor cantidad de necesidades que Alberto pudiera necesitar. En un momento dado dieron con el **Centro Ortopédico Tecnológico en Barcelona**, que ofrece soluciones protésicas tanto de miembros superiores como inferiores. Una de las ventajas que ofrecía esta empresa comparada con los centros aragoneses es el precio. La mano biónica que se contemplaba adquirir costaba **5.000 € menos** en el centro catalán que en las ortopedias cercanas, por lo que se decantaron por esta opción pese a la distancia que debían recorrer.

Una vez concretada una cita, se le hace una toma de medidas de ambos antebrazos en Barcelona, mediante escáner con escayolas. El encaje de antebrazo que eligieron fue uno que no existe de forma comercial, de hecho, en un principio el encaje iba a ser el producto Myofacil que ofertan varias empresas, una de ellas **Ottobock**, la fabricante de la mano Michelangelo que posee Alberto. El myofacil presenta unas desventajas que hicieron que la decisión fuera tomada en favor de otra alternativa, ya que la movilidad de este encaje se ve algo reducida por el hecho de que llegue tanto a antebrazo como a parte del codo.

Este encaje escogido fue manufacturado en la propia instalación del centro ortopédico, y costó alrededor de **3.000 € cada uno**. Desde un primer momento, este encaje no genera confianza ya que se informa que es de la marca Ottobock pero claramente se puede apreciar que no tiene el mismo proceso de manufactura que los ofrecidos de manera comercial por la empresa.

El precio total de todos los elementos se puede desglosar de la siguiente forma:

- **Cada mano biónica** (modelo Michelangelo, de la marca Ottobock) cuesta alrededor de **45.000€** cada una, 5.000€ más barata que la de Zaragoza. Esto hace un total de 90.000€ solo en prótesis transcarpianas.

- Añadido a esto se encuentra cada **encaje rígido** con su respectiva silicona para poder permitir el amarre con el antebrazo, en total unos 6.000 € cada uno.

El total al que asciende todo el equipo asciende a **96.000€**, sin contar las reparaciones, ya que muchas veces han tenido que ser revisadas por problemas de funcionamiento.

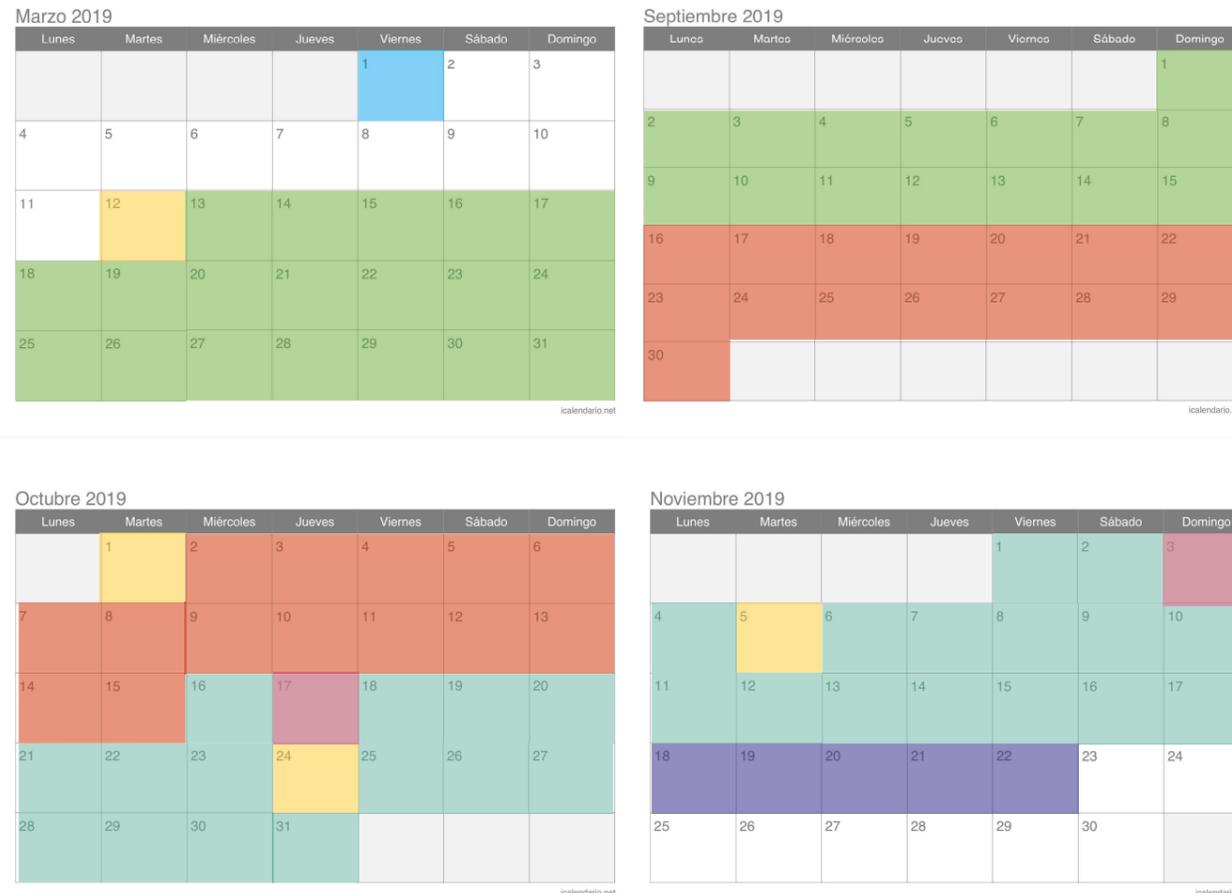
# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.3. PLAN DE ACCIÓN

FASE 1	Esta fase se caracteriza por ser de tipo menos activo en cuanto a diseño, es decir, se hacen <b>estudios</b> de diversos tipos para garantizar que las siguientes fases tienen una base consistente y no se fundamentan en ningún ejemplo o investigación previa. Se cubren las actividades de listado de problemas de las prótesis mioeléctricas que dispone Alberto actualmente, conocimientos previos, que abarcan desde definiciones, tecnologías a usar, tipos de prótesis, etc.
FASE 2	En la segunda fase del proyecto, fase en la que ya se ha realizado el estudio de mercado y se ha investigado debidamente todo lo referente a tipos de prótesis, se comienza con la parte activa del proyecto, <b>referente a diseño y evolución de ideas</b> . Se trata la descripción mediante análisis estructural de la nueva prótesis a diseñar, el criterio de selección de módulos a partir del listado de necesidades o el diseño de los módulos más importantes.
FASE 3	En la tercera fase se da el <b>desarrollo de los componentes</b> elegidos anteriormente, hasta llegar al punto de finalización del proyecto. Engloba el desarrollo del concepto de la pieza de muñeca definida en la anterior fase, el desarrollo de los conceptos de módulo elegidos en la anterior fase, la evolución de uno del módulo de bastón, hasta el punto de fabricación del módulo y el planteamiento y desarrollo hasta la impresión del encaje, en fase prototipo.
FASE 4	Se recogen todas las acciones que se llevarán a cabo <b>fuera del alcance del proyecto</b> . Por las características del proyecto, afrontar todas las actividades que se citan en esta fase es una tarea que sobrepasa por mucho los límites de peso del proyecto. Se describen las actividades de diseño y fabricación de nuevos módulos, mejora del encaje de antebrazo, utilización de nuevos elementos comerciales, planteamientos para obtener el liner definitivo, mejora de proceso de fabricación y evolución y fabricación del mueble de intercambio de módulos

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.4. CALENDARIO



En los meses de verano no se disponía de la herramienta de medición FARO, además de que el proyecto durante estos meses avanzó en cuanto al estudio de mercado y la investigación de formas de unión de encaje y módulos, lo que no requería de la asistencia de Alberto.

Las fechas rodeadas son puntos clave del desarrollo del proyecto.

- Fecha de **asignación** del proyecto.
- Fechas de **reunión** con Alberto. Mediciones, muestras de avances, etc.
- Fecha de **colado de silicona**.
- Período de ejecución de **fase 1**
- Período de ejecución de **fase 2**
- Período de ejecución de **fase 3**
- Revisiones y **finalización** del proyecto

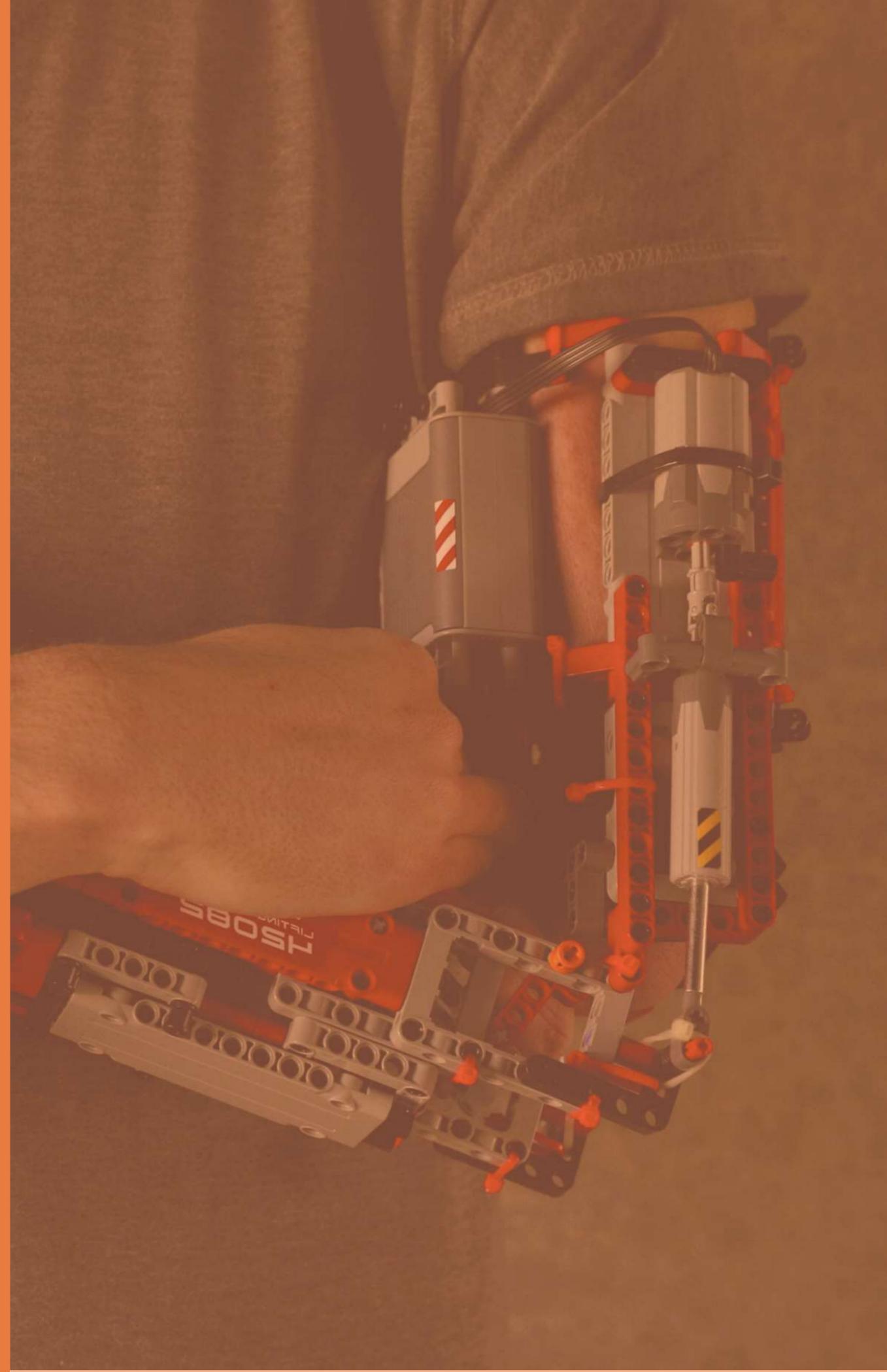
El transcurso del proyecto de fin de grado se desarrolla entre los meses de **marzo y noviembre de 2019**. Aunque la asignación del proyecto tuvo lugar a primeros de marzo, no se puede considerar el inicio del trabajo hasta el primer día en que tuvo lugar la sesión de reunión con Alberto.

Entre los meses marzo y septiembre no se concertó ninguna reunión con Alberto, debido principalmente a que durante el transcurso de los meses hasta junio el proyecto no evolucionó lo suficiente como para considerar relevante otra sesión de pruebas o mediciones.

# FASE 1

Esta fase se caracteriza por ser de tipo pasivo, es decir, se hacen estudios de diversos tipos para garantizar que las siguientes fases tienen una base consistente y no se fundamentan en ningún ejemplo o investigación previa. Se cubren las siguientes actividades:

- **Listado de problemas** de las prótesis mioeléctricas que dispone Alberto actualmente.
- **Conocimientos previos**, que abarcan desde definiciones, tecnologías a usar, tipos de prótesis, etc.
- **Estudio de mercado.**
- **Estudio de la prótesis actual**, que cubre tanto medidas como secuencia de uso.
- **Listado de necesidades** que surgen a partir del uso de estas prótesis.



## 2. LISTADO DE PROBLEMAS

---

### 2.1. HORA DE UTILIZACIÓN

---

El día que se pudo concertar la cita con Alberto, se tuvo un mayor acceso a las prótesis Michelangelo de Ottobock que llevaba puestas. Estas prótesis, como se ha comentado anteriormente, funcionan mediante **impulsos eléctricos** generados por el usuario, que son captados por los dispositivos receptores encontrados a los lados del brazo del usuario y transforman estos impulsos en órdenes que mueven motores, que se traduce en mover la palma, cerrar los dedos en algo cercano a un puño u oponer los pulgares, lo que en cierta medida dan versatilidad de uso.

Al requerir cada vez más del sentido del tacto, una prótesis como la que posee sólo genera más problemas porque reduce sus zonas más sensitivas, que se encuentran en la zona final de los muñones, a un mero punto de anclaje para las prótesis, muy lejos de la zona donde podría tener mayor sensibilidad. También, como se pudo comprobar allí, las prótesis son **dispositivos muy pesados**, que incluyen baterías para alimentar la autonomía del conjunto, motores/servos para controlar los dedos, sistema de vacío, electrónica, etc. Lo que hace que el peso de cada prótesis aumente hasta los 1,2 Kg..

Otro problema con el que no se contaba en un principio es el de poder asir correctamente un **bastón para invidentes**. La mano no podía agarrar con firmeza el bastón de forma natural, por lo que se tuvo que modificar el agarre del bastón para que la prótesis hiciera su función correctamente. Tampoco se puede realizar correctamente la función de asir correas de perros guía, muy necesaria para paseos por la ciudad. Por esto este proyecto busca añadir versatilidad, pudiendo adaptarse con diferentes prótesis a cada situación cotidiana. Según sus propias palabras, muchas veces las manos biónicas entorpecen más que ayudan.

Con los cambios de peso que Alberto experimentó durante el proceso después del accidente, y su posterior vuelta a hacer **ejercicio** y vida cotidiana, muchas medidas tuvieron que ser reajustadas para que las prótesis no fueran incómodas, otra prueba más de la baja versatilidad de estos aparatos.

También es necesario destacar que el proceso de desencajar las prótesis de sus brazos también es complicado, siendo a veces necesaria la ayuda de una persona que le asista en el proceso de **desacople**.

Por último y algo muy importante en este aspecto es que muchas veces las prótesis no reaccionan como deberían ante los impulsos enviados por el usuario, se **abren y cierran cuando no deben** e incluso vienen con funciones que parecen haber sido programadas para la mano de otro usuario, error posiblemente de la empresa que se encarga del mantenimiento de los dispositivos ortopédicos.

## 2. LISTADO DE PROBLEMAS

---

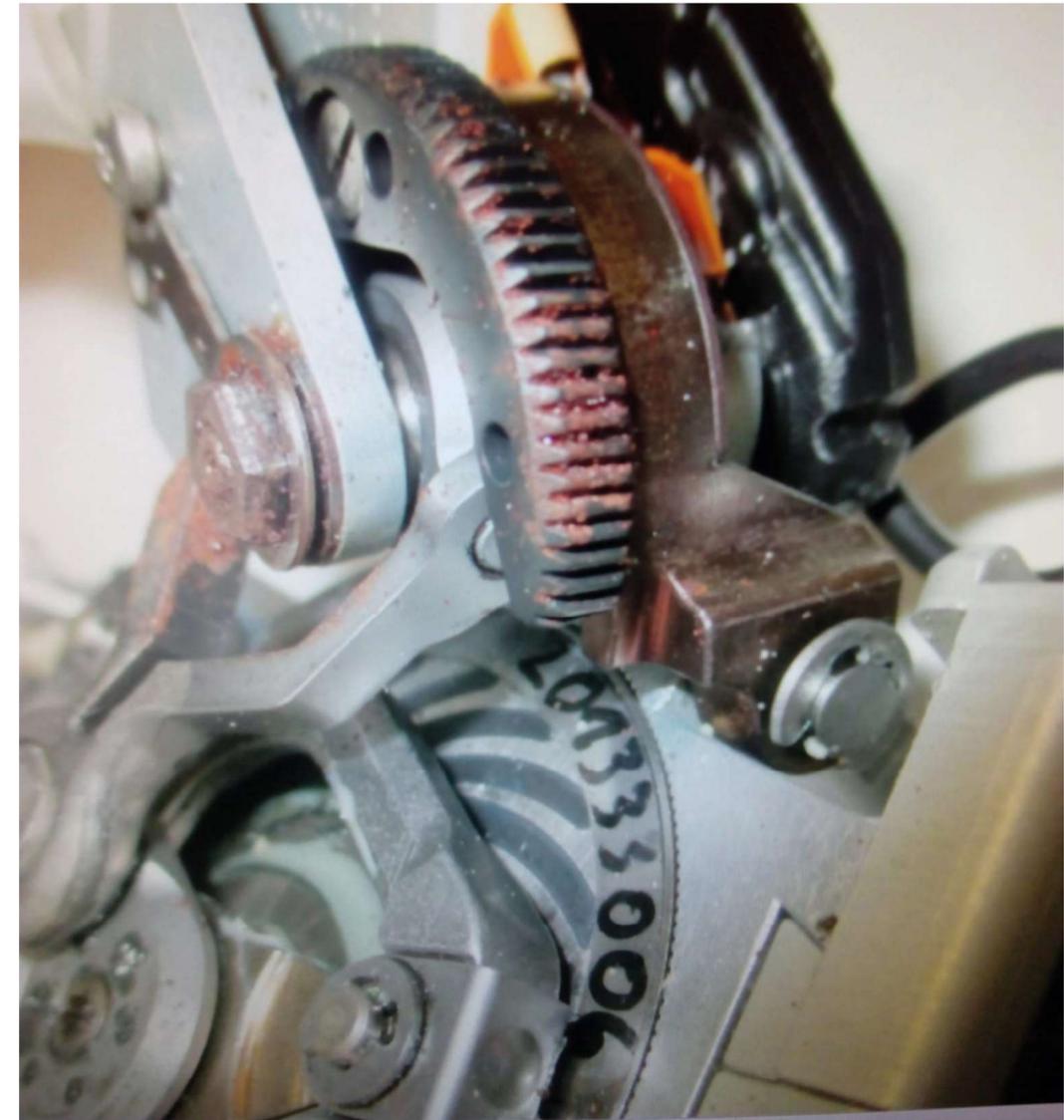
### 2.2. MANTENIMIENTO

---

Las prótesis transradiales presentan también otro problema crucial, la imposibilidad de realizar **ejercicio** con ellas. Alberto es aficionado al senderismo y las carreras de montaña y pese a que los fabricantes afirman que resisten a agentes como el sudor o la humedad, resulta no ser tan cierto como en un principio se creía, lo que es razón de que hayan habido problemas de averías inesperadas realizando ejercicios en gimnasio.

Estos dispositivos presentan una garantía de uso de 3-4 años, por lo que cada vez que se superan estos plazos, han de ser cambiadas parcial o totalmente. A lo largo de estos años, se han producido errores de:

- Problemas electrónicos con los electrodos cuando el sudor causado por el ejercicio físico entra en contacto con ellos.
- Configuraciones de otros usuarios una vez la mano ha vuelto de ser reparada en Austria.
- Problemas mecánicos de apertura y cierre, probablemente causados por el estado precario de engranajes y demás mecanismos de dichas prótesis, no solucionado debidamente por la empresa fabricante.



*Interior de la mano protésica, con evidente corrosión en la zona del engranaje, fotografía de la mano que actualmente sigue usando Alberto.*

## 2. LISTADO DE PROBLEMAS

### 2.3. COMUNICACIÓN CON LA EMPRESA

Como se ha comentado anteriormente, la empresa Ottobock es alemana, por lo que la comunicación muchas veces se debe realizar en inglés para posibles reparaciones o problemas con las manos biónicas. El problema que viene a raíz del corto período de vida de estas prótesis (añadido el problema de **fallos electrónicos** por los fluidos tipo sudor o humedad en los brazos) es que una vez envían las prótesis a ser reparadas, el proceso de repuesto suele ser muy prolongado, y esto incapacita a Alberto para determinadas acciones.

Un caso excepcional, relatado por el mismo Alberto es que a la hora de volver la mano biónica de **Austria** donde iba a ser reparada, esta vuelve con configuraciones de otros usuarios (las prótesis de este tipo permiten diferentes modos con diferentes acciones del brazo, lo que genera múltiples configuraciones).

Esto se traduce en , a parte de volver a tener que configurarlo, supone perder confianza en el proveedor **Alemán Ottobock**, lo que hizo a Alberto plantearse una alternativa, lo que dio origen a este trabajo.

En **Barcelona** es donde se realizaron las medidas de los brazos, en el centro tecnológico de Barcelona, y la mayoría de interacciones directas para las sesiones de mantenimiento también se realizaron en este emplazamiento, a cientos de kilómetros del lugar de residencia de Alberto.



ottobock.



# 3. PRÓTESIS ACTUALES



Prótesis actuales comparadas con los modelos ofrecidos por la empresa en la página web de Ottobock (1).



# 4. HERRAMIENTAS DEL PROYECTO

## 4.1. PROTOTIPADO RÁPIDO

### 4.1.1. Impresión FDM

Desde un primer momento, una de las herramientas clave del proyecto son las **máquinas de impresión 3D**. La tecnología usada es la de FDM (Fused Deposition Modeling), es decir, construir modelos en tres dimensiones mediante la fusión de un material que se almacena en forma de filamento en una bobina. Este filamento se hace pasar mediante motores a un extrusor a una temperatura del orden de los 200° C, y con la acción de otros elementos que hacen mover la cabeza extrusora en los ejes XYZ.

La cabeza describe el dibujo de la sección de la pieza a imprimir y una vez terminado dicho dibujo, asciende una cierta altura (del orden de 0.2 mm) en el eje Z, volviendo a repetir el proceso. Así, capa a capa, se conforma la pieza final. Estas potentes herramientas permiten visualizar y **manipular objetos modelados en un ordenador** en la vida real, con diferentes aplicaciones. Algunas de estas, en este proyecto en concreto son:

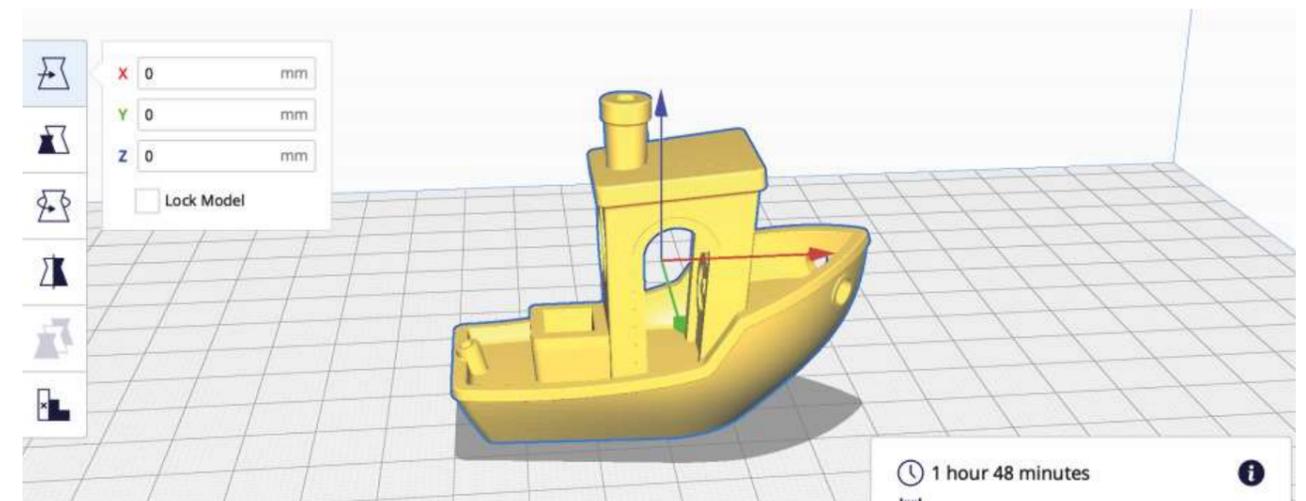
- Permitir poner en **escala real los modelos** con objetos reales, como por ejemplo las piezas que se imprimirán de antebrazos, cabezales de mano y demás elementos.

- Permitir a Alberto **poder decidir** acerca de los procesos de diseño, ya que debido a su incapacidad de decisión ante los resultados en ordenador, estas piezas tangibles son las que podrá gestionar, aprobar o desaprobado según sus experiencias con ellas.

- Permitir la **comprobación de correcto funcionamiento** de elementos mecánicos, como uniones de cabezal intercambiable de mano+antebrazo. Para decidir qué método de unión entre estas piezas usar, deberán realizarse prototipos rápidos.

### 4.1.2. Cura

Este es un software especializado para la impresión 3D, donde se pueden especificar **parámetros** relacionados con impresoras FDM.



# 4. HERRAMIENTAS DEL PROYECTO

## 4.2. INGENIERÍA INVERSA

Estas son herramientas que permiten **convertir un objeto**, pieza o en este caso una parte del cuerpo a un modelado en 3D en un ordenador. Se deben tener en cuenta tanto los productos y máquinas capaces de transferir datos desde la realidad física a un software y los programas capaces de traducir estos resultados para poder manipular el objeto dentro de programas de modelado, impresión, etc.

### 4.2.1 Brazo de medición FARO

Esta máquina permite **escanear objetos reales** mediante su tecnología láser y traducir los resultados a una nube de puntos que posteriormente se procesarán mediante técnicas de conversión de puntos a modelado CAD.



### 4.2.2 Software Geomagic

Este programa de ingeniería inversa sirve principalmente para **reconstruir modelos parametrizables** desde una nube de puntos, en este caso aportada por el brazo de medición. La nube de puntos solo representa un listado de resultados del láser mientras que un modelo CAD puede ser manipulado posteriormente. Para el proyecto basta con un paso intermedio entre un modelo CAD y nube de puntos, que es la malla poligonal del modelo. Esta malla es la que puede llevarse posteriormente a softwares de impresión 3D.

- **Geomagic Qualify** analiza los resultados ligados al brazo FARO y genera la nube de puntos del modelo real.

- **Geomagic Studio** se encarga de corregir la nube de puntos hasta llegar al modelo final CAD.



# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.1. TIPOS DE MALFORMACIÓN O AMPUTACIÓN SUPERIOR

**1 - Amputación de los dedos (Amputación transdigital):** La retención de un dedo anestésico o parte del mismo en las mismas condiciones.. En general, el nivel de amputación viene determinado por el nivel de la lesión.

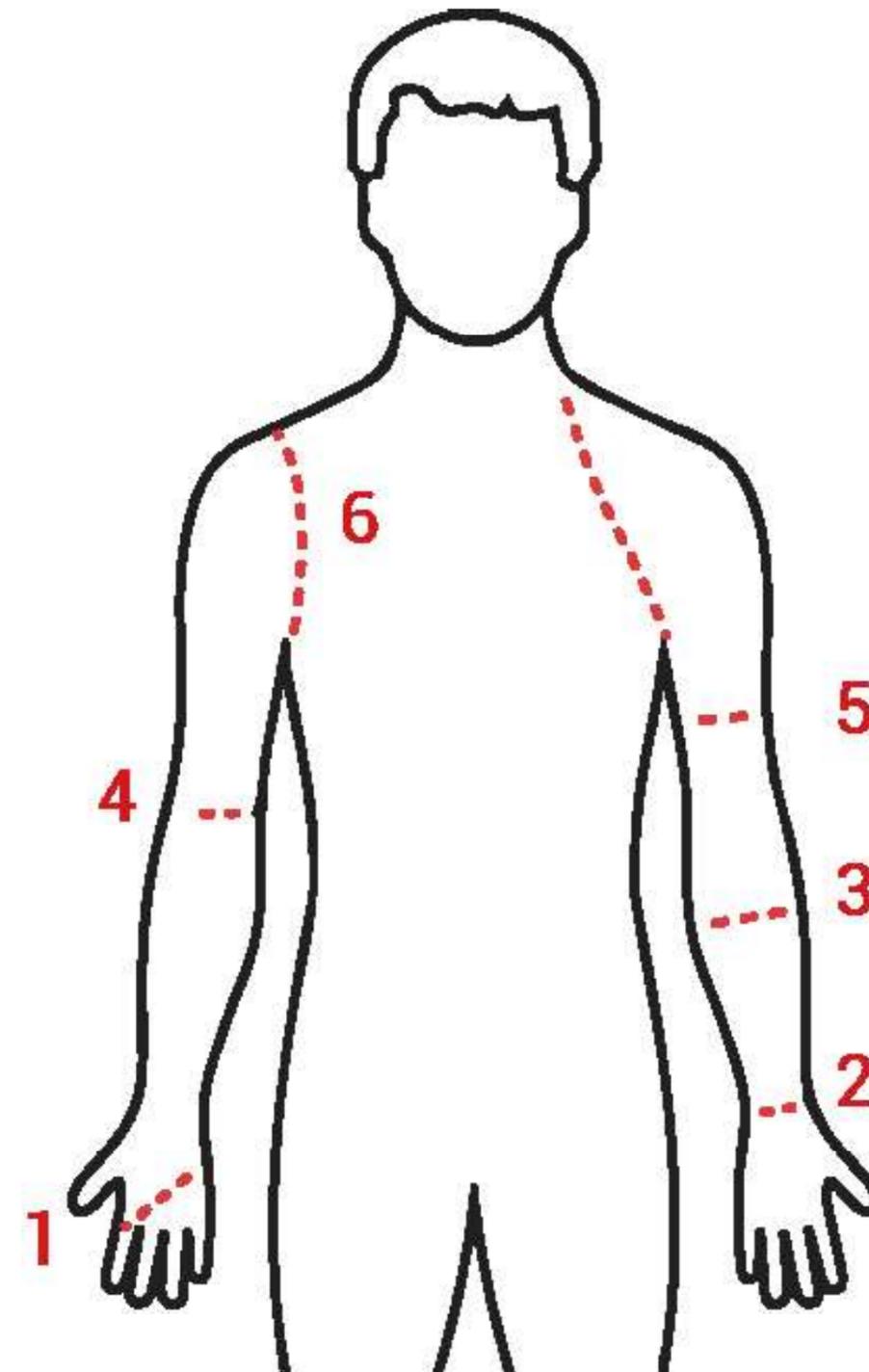
**2 - Desarticulación de muñeca:** Puede ser transcarpiana, o puede ser la desarticulación misma de la articulación. Se amputa la mano a la altura de la muñeca, con lo que se pierde la movilidad de la mano. Son necesarios tanto una mano protésica como un adaptador y elementos de unión con el encaje protésico.

**3 - Amputaciones del antebrazo (Amputación transadial):** en las amputaciones a éste nivel, es deseable conservar la mayor longitud de extremidad posible. Siendo muy importante conservar la articulación del codo.

**4 - Desarticulación de codo:** Se amputa el antebrazo a la altura del codo. El brazo generalmente se mantiene en su totalidad. Para un ajuste protésico se necesita una mano protésica, una articulación de codo, un adaptador y elementos de fijación al encaje protésico.

**5 - Amputaciones del brazo (Amputación transhumeral):** Este tipo de amputación se define como aquella realizada a cualquier nivel deseado entre la región supracondílea del húmero y el nivel del pliegue axilar.

**6 - Desarticulación de hombro:** Supone la falta de todo el brazo, antebrazo incluido. Para un ajuste protésico se necesita una mano protésica, una articulación de codo, una articulación de hombro así como un adaptador y elementos de fijación al encaje.

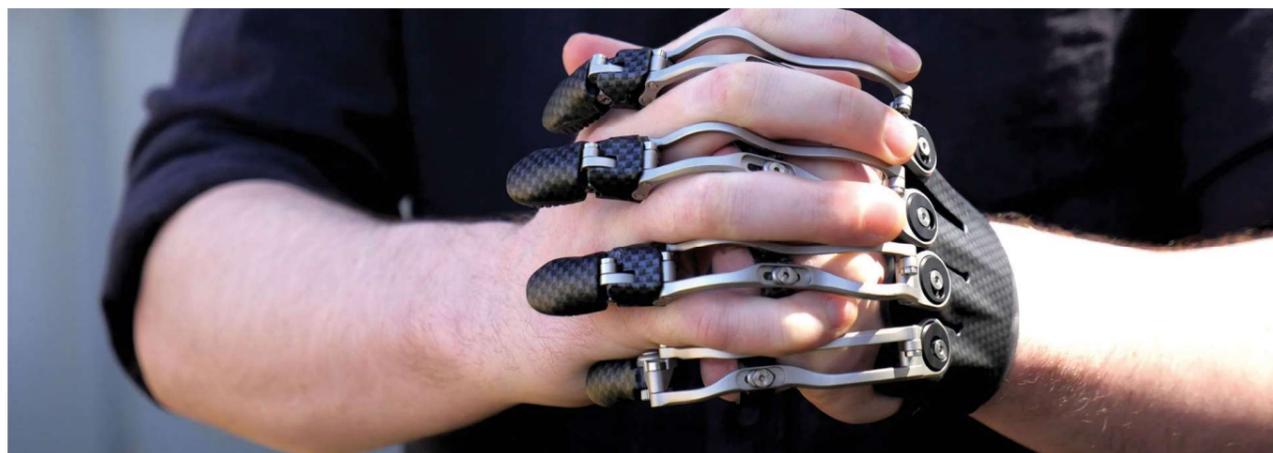


# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.2. DEFINICIÓN DE PRÓTESIS

Una prótesis no es más que un **reemplazo de un miembro o una parte del cuerpo que no posee un usuario**. Esta extensión pretende suplir diversas funciones en el cuerpo del ser vivo que la lleve puesta, desde cosmética a completamente funcional. Se conocen como prótesis ortopédicas las que reemplazan miembros, ya sean manos, brazos, piernas o dedos.

Para miembros superiores, pueden ser de tres tipos, ya sean accionadas por fuerza de, usuario, por mioelectricidad o solo estéticas ante la falta de una parte del cuerpo. Pueden haber ortopédicas, dentales, auditivas, faciales, mamarias, y un largo etcétera.

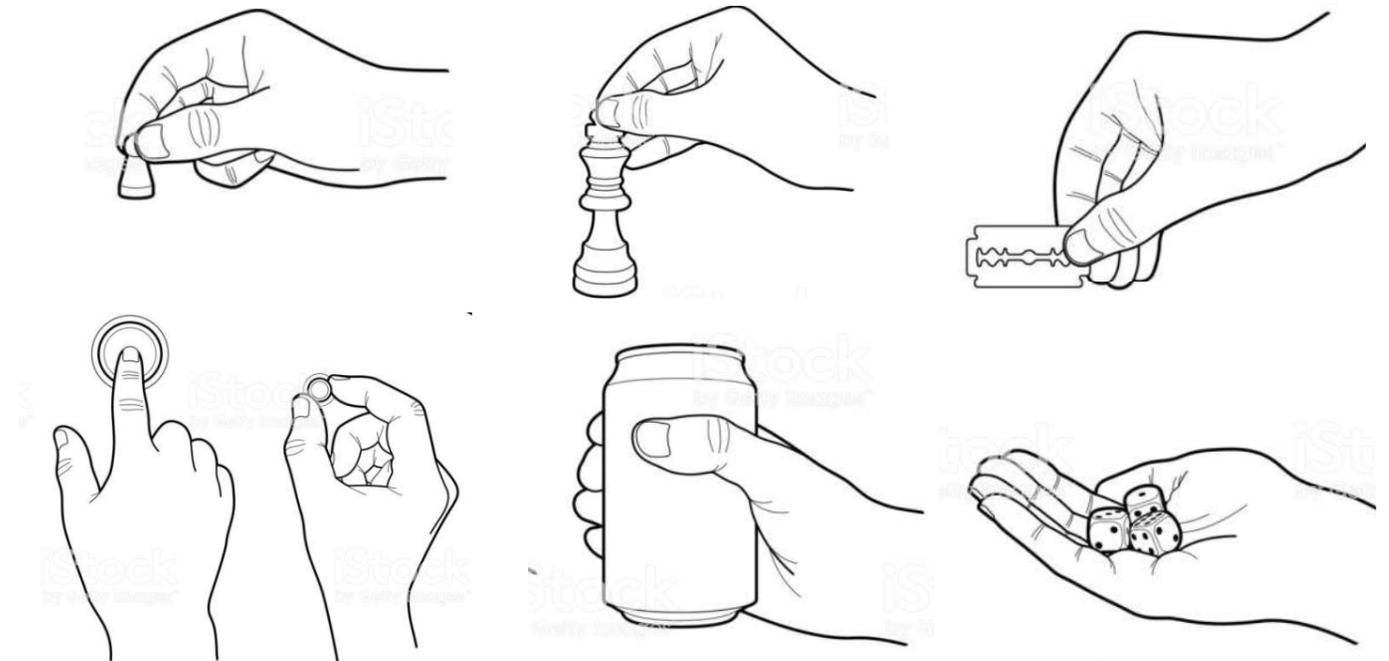


# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.3. TIPOS DE AGARRE

La mano constituye una **herramienta perfecta**, con movimientos especializados para realizar cada actividad. Tiene diferentes funciones, ya sea manipulativa, prensil, receptora, de apoyo o percusión. Es un medio de comunicación, y son necesarias para realizar muchos trabajos o actividades de ocio. La prensión es la capacidad de agarrar, y se clasificarán en tres grupos.

En la siguiente tabla se resumen los tipos y subgrupos de agarre que tienen algunos de los más comunes, que servirán para conocer qué es lo que puede realizar la prótesis a diseñar y qué no puede, además de poder comparar los tipos de agarre con las posibles configuraciones de la mano Michelangelo.



Pinza de precisión	Pinza digital	Bidigital	Permite agarre preciso, solo uso de dos dedos.	Coger una tarjeta, una moneda, etc.
		Pluridigital	Permiten prensión más firme, de tres a cinco dedos.	Coger un balón, un pomo de puerta, etc.
	Presa Palmar	Digitopalmar	Oposición de la palma a los cuatro últimos dedos.	Coger un vaso, lata, etc.
		Prensión palmar	Prensión de fuerza.	Acción de sujetar un asa.
Presas contra gravedad	La mano sirve de soporte, ya sea aplanada horizontalmente en máxima supinación, o ahuecada con los dedos aducidos.			Es la posición utilizada para portar bandejas, hacer cuenco con las manos para recibir objetos, etc.
Presas de acción	La mano es capaz de actuar a la vez que agarra.			Esto es útil para realizar acciones complejas como encender un mechero, pulsar el botón de difusor de un spray, utilizar mandos a distancia, etc.

# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.4. BASTÓN BLANCO

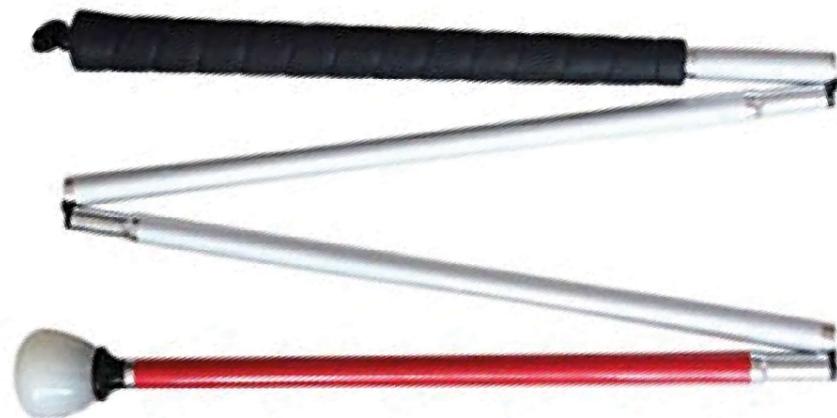
### 5.4.1. Características del bastón blanco

- **Longitud:** Generalmente se comercializan desde 0,90 m hasta 1,60 m, aumentando en tramos de 5 y 10 cm, dependiendo del fabricante. La mayoría de los modelos son adaptables a la medida que se necesite. La elección de la altura para cada usuario depende de diferentes aspectos, que se detallarán más adelante.

- Pueden ser de un solo **cuerpo** (también llamados rígidos) o plegables. Estos últimos están formados por varios elementos que se encajan al ser desplegados, unidos interiormente por una goma que va desde la empuñadura hasta la contera y que le aporta consistencia. La goma permite, además, doblarlo en tantas partes como elementos lo formen.

- **Peso:** Varía desde los 180 g hasta los 280 g, en proporción a su longitud.

- **Conductividad:** Las decisiones que tome el usuario van a depender de la información (táctil y sonora) que reciba a través de la contera.



### 5.4.2. Partes del bastón blanco

La **contera** es la pieza con del extremo con forma que normalmente es un objeto de revolución como un cilindro, una esfera u otras formas que favorezcan que el objeto ruede libremente en la punta del bastón al hacer contacto con el suelo. Es el punto donde el usuario invidente se encuentra con los objetos que puedan suponer un peligro, o que aporten información como baldosas con relieve en la acera.



El **cuerpo** suele ser plegable o no, normalmente fabricado en aluminio debido a su ligereza y resistencia. Los plegables tienen una correa que atraviesa el cuerpo y sirve para poder plegar el bastón sobre sí mismo. El lazo del extremo opuesto a la contera permite mantener compacta la estructura. Si es de color **blanco**, el usuario es invidente. Si el cuerpo es **blanco y rojo**, el usuario es sordo-ciego.

# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.5. USO DEL BASTÓN BLANCO

### 5.5.1. Tipos de agarre

Desde la primera técnica de bastón conocida, sistematizada por Hoover en la década de los cuarenta, la experiencia cotidiana ha permitido evolucionar hasta las técnicas actuales.

**Forma básica:** Sujeción del bastón en forma básica. Colocar la mano lateralmente en la empuñadura, apoyando la palma en la parte plana de la misma; el dedo índice estirado y proyectado hacia la contera; el pulgar sobre la parte superior de la empuñadura y el resto rodeándola por el lado inferior. La mano se coloca en la línea media del cuerpo, con el brazo extendido hacia delante.

**Forma diagonal:** Rodear la empuñadura con los dedos, extendiendo sobre ella el índice o el pulgar (las dos opciones son válidas); los nudillos quedan hacia arriba. Si la empuñadura del bastón presenta un lado plano, facilita la sujeción y evita enganches.

**Forma lápiz:** La posición de los dedos es semejante a la que se adopta cuando se coge un lápiz. El bastón se sujeta por la parte de la empuñadura más cercana a la caña, ejerciendo la fuerza con los dedos índice y pulgar, mientras los demás estarán doblados y juntos, dirigidos hacia la contera.

### 5.5.2. Técnicas de uso del bastón

#### Forma diagonal

Con el bastón cruzando el cuerpo en diagonal, el brazo se extiende hacia delante, quedando la empuñadura aproximadamente a la altura de la cintura y en el lado de la mano que lo sujeta.

La contera sobresaldrá unos 5 cm del extremo del hombro opuesto. Se deslizará mientras se camina.

#### Usos principales

- Interiores conocidos.
- Zonas conocidas, lugares congestionados y andenes.
- Subida de escaleras.
- Localización de puertas de tren y autobús.



# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.5. USO DEL BASTÓN BLANCO

### Técnica de dos puntos y deslizamiento

El bastón se mueve de un lado a otro, haciendo un arco desde el centro del cuerpo y sobrepasando ligeramente el ancho del mismo. En la técnica de dos puntos, la contera del bastón toca el suelo únicamente en ambos extremos del arco, elevándose unos 3 cm en el centro de la trayectoria de este.

En la técnica de deslizamiento, el contacto con el suelo es constante.

### Usos principales

- Desplazamiento por exteriores (en general, la técnica de deslizamiento se considera muy segura, y la de dos puntos adecuada para superficies rugosas).
- Interiores desconocidos.

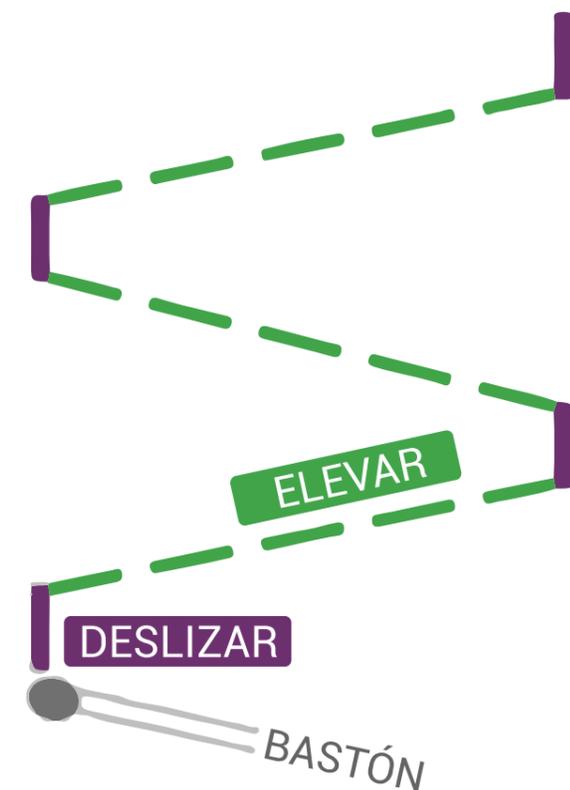


### Técnica de tocar y deslizar

El bastón tocará la superficie a cada lado del arco, deslizándolo hacia delante entre 3 y 5 cm, hasta levantarlo del suelo.

### Usos principales

- Detectar cambios de textura e irregularidades que se encuentran perpendiculares a la marcha.
- Localizar cambios en el terreno o desniveles, o para percibir la acera y evitar desviaciones cuando se camina sobre la nieve o capas de hojas.



# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.6. SERVICIO DE PERRO GUÍA

La segunda herramienta usada por personas invidentes para mejorar la movilidad en el desplazamiento urbano es el perro guía o lazarillo. Aunque actualmente Alberto no dispone de un perro guía personal, es cuestión de tiempo y de aprobar los **requisitos necesarios** para que le asignen uno. Para poder manejar el arnés y seguir las indicaciones de manera adecuada, se debe diseñar un módulo que tenga en cuenta todas las acciones que pueda realizar en el día a día.

El perro será quien descubra los **posibles peligros** a los que puede enfrentarse una persona invidente en un desplazamiento por ciudad, como cruzar calles, detenerse ante peligros, evitar a los transeúntes, etc.



La ONCE es la encargada de **entrenar y certificar** como aptos los perros guía que se asignan a las personas invidentes que así lo pidan. Para ello, la persona debe pasar el test junto al perro guía, certificando que puede tratar con él sin problema. El objetivo del módulo que se diseñe para esta tarea será poder conseguir la certificación de apta para uso del perro.

### 5.6.1. Adquisición de perro guía

No solo basta con que la persona se afilie a la organización ONCE, sino que además debe certificarse por parte de la organización que esa persona lo necesita. Esto es lo que diferencia a este tipo de perros de los llamados animales de terapia o de compañía. Se trata de una ayuda y medio de movilidad, es decir, de desplazamiento en núcleos urbanos.

Para poder solicitar un perro guía, la ONCE ofrece un **programa completo** en el que se especifica lo que supone tener uno de estos animales como ayudante de movilidad. Ver anexos para conocer estos requisitos. Este servicio está regulado por normativa, que también se exponen también en anexos.

El servicio de perro guía no se limita a la entrega de un perro guía adiestrado, sino que incluye unas cuantas cosas más. Comienza con el curso de usuario de perro guía, en el que un instructor imparte la formación teórica y práctica necesaria para aprender a utilizar el perro y consigue que perro y usuario se vinculen para **formar un equipo de trabajo** que funcione, lo que se conoce como unidad.



# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.7. ARNÉS DE PERRO GUÍA

Además, se entrega al usuario el **material de manejo** adecuado para su perro (asa, arnés, collar, correa, silbato, etc.) Y se le garantiza su reposición. También se proporciona al usuario el apoyo y asesoramiento necesario en aspectos técnicos, veterinarios y legales (trámites y registros, defensa de su derecho de acceso al entorno, etc.).

Por último, el servicio se completa con la supervisión y control del funcionamiento de la unidad durante su vida útil, asegurando que el perro guía trabaja correctamente y que su usuario lo cuida y utiliza bien.

Para poder manejar un perro guía, se debe poder controlar el **arnés especial** que poseen este tipo de animales entrenados. El arnés tiene las siguientes características generales:

- Suelen tener **diferentes tamaños**, no solo para ajustarse a la raza de perro sino también para llegar cómodamente a la mano de la persona invidente. Ningún arnés de este tipo tiene correas libres porque dificultaría el uso apropiado de la herramienta.

- Se afianza al perro a lo largo del **tórax y no del cuello** como un collar al uso, para facilitar que el perro pueda ejercer más fuerza de tracción en caso de ser necesario.

- Se debe tener en consideración que e



El **ansa** es la barra que sirve para asir todo el arnés. Es una barra fija normalmente fabricada en aluminio debido a su bajo peso y resistencia..

perro **no conoce la ruta** por lo que la persona es realmente quien deber saber como llegar a un sitio concreto de destino. El perro actuará en caso de peligro, pero si se debe variar de rumbo, el arnés debe responder a tiempo a las **órdenes del usuario**.

Esto quiere decir que debe afianzarse **sin holguras** a la zona de agarre, haciendo presión constante con la mano. Este es uno de los factores que deberán tenerse en cuenta para la realización del módulo encargado de esta función básica.

- El asa fija fabrica en aluminio, por sus características de relativa resistencia comparada con su bajo peso. Se puede retirar del arnés por medio de una serie de **clips colocados en el arnés**, con el fin de que el perro pueda moverse con libertad estando en la vivienda, sin tener que retirar todo el arnés y que se **agilice la tarea** de colocación en caso de querer salir de la vivienda.

# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

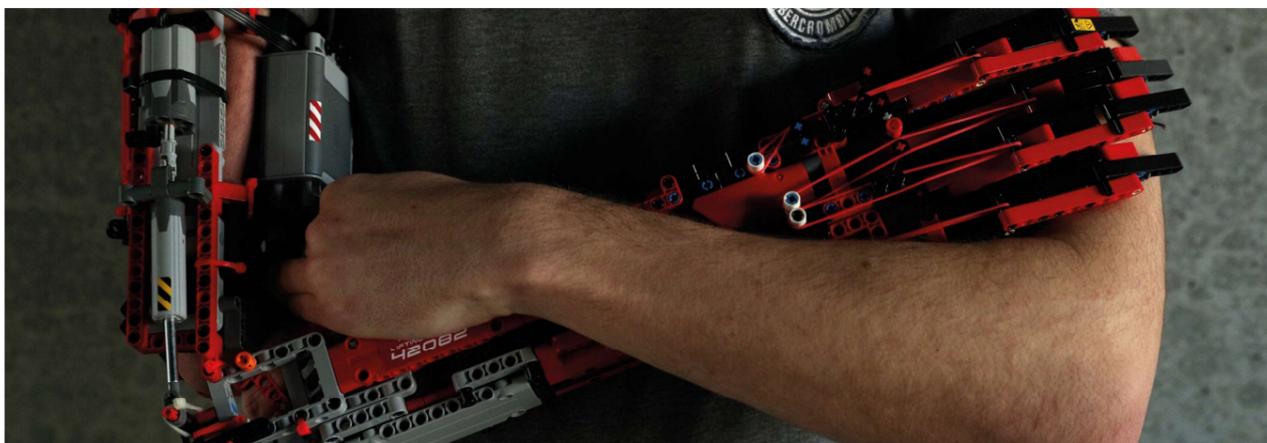
## 5.8. TIPOS DE PRÓTESIS

Esta investigación se centrará en los **miembros superiores**, dado que Alberto posee esta carencia en su cuerpo. La principal discriminación que se puede hacer en este tipo de prótesis es discernir entre prótesis pasivas y activas.

- Las **prótesis pasivas** tienen como función principal la estética o la cosmética. Se encargan de volver a convertir en simétrico el cuerpo humano y restablecer el aspecto exterior. Se centran en confort, aspecto, peso y háptica.



- Las **prótesis activas** se diferencian en varios grupos, siendo los tipos de prótesis tanto mecánicas, en la que el cuerpo del usuario es quien realiza de forma activa los movimientos necesarios para accionar la prótesis.



### 5.8.1. Tracción muscular (Mecánicas)

Llamadas prótesis activas de fuerza propia. Utilizan sistemas de cables comandados por movimientos del muñón o de la cintura escapular. Indicada para todos los niveles de amputación. Los grupos principales son según el grupo de miembros que falten:

- **Prótesis de antebrazo:** sistema de control acciona solamente el dispositivo terminal (garfio o mano mecánica).

- **Prótesis de brazo:** 2 sistemas de control. Uno sirve de trabe-destrabe de codo y el otro de cierre y apertura de dispositivo terminal (garfio o mano mecánica).



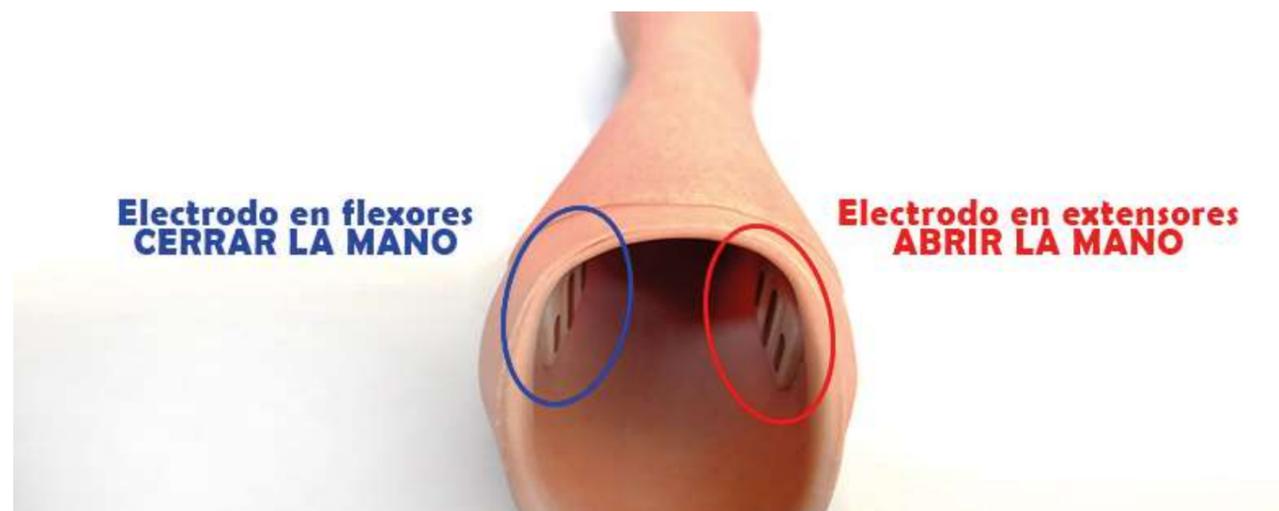
# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.8. TIPOS DE PRÓTESIS

### 5.8.2 Acción mioeléctrica

Son las denominadas prótesis activas de fuerza **ajena**. Se utilizan potenciales eléctricos (microvoltios) detectables en la superficie de la piel cuando existe una **contracción del músculo** del muñón.

Esta forma de electricidad tiene su base en el electromagnetismo, muchas veces denominada bioelectricidad o biomagnetismo, consiste en producir campos electromagnéticos producidos por organismos vivos. Estos organismos pueden ser tanto células, tejidos u otros tipos de organismos, que generan este fenómeno biológico. La mioelectricidad consiste en **impulsos bioeléctricos** de amplitud comprendida entre 10 y 1.000 micro Voltios producido por la actividad muscular y detectable por la aplicación de electrodos a la superficie de la piel.



Como su nombre indica, las prótesis mioeléctricas son las controladas electrónicamente mediante contracciones musculares voluntarias del usuario. Para ello normalmente, se disponen **dos electrodos** dentro del encaje que están en todo momento en contacto con la superficie de la piel.

Estos recogen la actividad eléctrica generada por el músculo durante la contracción y la traducen en tensión para el control de la mano protésica.

Se usan electrodos para recibir la información del músculo flexionado, por lo que la colocación de los electrodos será de vital importancia en la facilidad para manejar la prótesis. Se busca siempre la zona de mayor intensidad de señal electromiográfica (EMG) en dos grupos **musculares antagonistas**, es decir, de acción contraria. Por ejemplo un músculo flexor cuya activación cerrará la mano y otro extensor que la abrirá, pudiendo controlar así ambos movimientos voluntariamente.

Para el correcto funcionamiento de la prótesis será necesario **discriminar ambas señales** (las de abrir de las de cerrar) sin mover otras partes del cuerpo (contracción isométrica) lo que requiere aprendizaje. Existen programas informáticos que ofrecen retroalimentación visual al usuario sobre la amplitud y duración de su señal EMG para que aprenda a modularla a voluntad. La mezcla de señales (co-contracción) dificultará el uso de la prótesis.



# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.8. TIPOS DE PRÓTESIS

La apertura y cierre de las manos biónicas o del giro eléctrico de la muñeca se controlan de la misma forma aunque se suman otros tipos de contracciones para cambiar entre patrones de agarre que complican su uso. El ajuste del encaje también influye en la señal EMG ya que tiene que asegurar que los electrodos se adaptan los contornos de la piel y no se desplazan. Si el encaje es grande o demasiado ajustado, se cae o se rota, puede provocar que la prótesis no responda adecuadamente.

Los encajes de silicona son especialmente adecuados para el control mioeléctrico ya que se adaptan perfectamente y permiten la expansión de los electrodos durante la contracción de la musculatura, permitiendo mejor modulación de la señal.

- En la **prótesis de antebrazo** se colocan los electrodos de tal forma que los que los extensores abren la mano y los flexores cierran la mano.
- En las **prótesis de brazo** los electrodos van colocados de tal modo que el tríceps abre la mano y el bíceps cierra la mano.

### 5.8.3 Híbridas

Unen ambos principios, **tanto fuerza interna como externa** proveniente de motores eléctricos. Se basan en la combinación de sistemas de fuerza propia (corpórea) y de la fuerza ajena (mioeléctrica) en una sola prótesis. Más comúnmente son usadas por amputados transhumerales.

Se puede utilizar por ejemplo, un codo de control mecánico y un dispositivo terminal (garfio o mano) de control mioeléctrico o un codo controlado eléctricamente y un dispositivo terminal de control mecánico.

Pueden haber muchos tipos de lesiones que lleven a un usuario a tener que contar con una prótesis de miembro superior, pero a grandes rasgos, existen de tres tipos:

- **Prótesis transhumeral:** Cuando el muñón se encuentra por encima del codo, por lo que no se tiene esta articulación y la prótesis precisa de un conjunto de piezas nuevo que repliquen este movimiento. Un ejemplo de este tipo de prótesis sería el DynamicArm, que incluye tanto mano, muñeca, antebrazo, adaptador al muñón del brazo y ensamblaje del codo.
- **Prótesis transradial:** Cuando el muñón se encuentra por debajo del codo por lo que aún se conserva esta articulación, no es necesario el anterior ensamblaje, lo necesario sería un adaptador de antebrazo con su respectiva silicona de ajuste y mediante vacío se ajustaría al contorno del antebrazo del remanente del antebrazo del usuario. Con una pieza de mano como el modelo Michelangelo que ostenta Alberto, se completa la prótesis.
- **Prótesis (parcial o total) transcarpiana:** Es únicamente la pieza que conforma la mano de la prótesis, puede ser completa como la I-Limb, Michelangelo o Be-bionic, o parcial como las mostradas de la marca NakedProsthesis, de carácter mecánico debido a que no sería tan necesario un motor que accionase los dedos.

# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.8. TIPOS DE PRÓTESIS

Se estudiarán con más profundidad las partes de una prótesis transradial dado que esta es la que posee Alberto, cuyas partes principales son:

- **Guante de silicona:** Se fabrica en materiales biocompatibles, y desde el momento de la medición de los brazos del paciente, esta debe asegurarse que encaja de forma cómoda y se adapta de manera correcta a él, sin fugas de aire para tener una fijación máxima con lo que será el resto de la prótesis. Son comercialmente conocidos como liners.

- **Adaptador de antebrazo:** En esta pieza se esconden tanto los circuitos encargados de que funcionen diversas funciones de la mano que se vaya a encajar en él como los electrodos encargados de recibir la señal eléctrica proveniente de los músculos.

La unión con la mano se sitúa en una pieza contigua en la "muñeca" de esta pieza, que puede tener diversos adaptadores para encajar con la gran cantidad de manos, garfios y demás piezas para aportar versatilidad a la prótesis.

- **Pieza de muñeca:** Esta parte puede variar de una prótesis a otra en cuanto a la forma del encaje, su complejidad o sus funciones, como poder realizar movimientos en varios ejes para que la mano mantenga esa postura una vez anclada la pieza muñeca en esa posición).

- **Prótesis transcarpiana:** Esta es pieza que hará las veces de mano en el ensamblaje. Puede ser de muchos tipos, según el modelo tendrá más posiciones o "agarres", desde poder abrir y cerrar la mano para coger objetos a hacer señalizaciones, posiciones individuales de dedos, agarres más sutiles y precisos como pinzas de pulgar e índice, etc.

La que se ha estudiado con más profundidad es el modelo **Michelangelo**, ya que este es el tipo de prótesis transcarpiana que tiene el usuario objetivo del proyecto.



# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.9. LINERS

Como se ha mencionado anteriormente, las prótesis ortopédicas requieren de una pieza de un material flexible que permita la **acomodación del miembro** y el posterior encaje de la prótesis de forma segura y firme. Este tipo de "guantes" reciben el nombre de liners.

El Liner es una cubierta protectora hecha de un material **flexible y acolchado**. Se coloca sobre el miembro residual (muñón) de forma tal que lo cubra, para que reduzca el movimiento y el roce entre la piel del usuario y el encaje protésico.

Los Liners están diseñados con características específicas, lo que les permite trabajar con diferentes sistemas de suspensión de miembros protésicos. Escoger el Liner adecuado ayuda a asegurar que su prótesis ajuste de forma correcta y confortable. Hay muchos modelos disponibles de Liner, los modelos "estándar" están disponibles en tres tipos diferentes de materiales:

### 5.9.1 Materiales disponibles

- **Silicona (SIL)**: Un Liner de silicona ofrece al usuario una muy buena adhesión si su miembro residual tiene muchos tejidos blandos. Este tipo de Liner se desempeña mejor con sistema de suspensión con lanzaderas ("Lanzadera" implica que habrá un pin localizado en la parte más distal del Liner, el cual será insertado dentro de un mecanismo instalado en la parte inferior del sistema de encaje, el cual lo sujetara y servirá como conexión del usuario al resto de la prótesis.

La Silicona es suave pero resiste muy bien la presión, además es duradera y fácil de limpiar. Se recomienda este tipo de Liner a individuos con un nivel de actividad Bajo-Medio o Medio-Alto.

- **Poliuretano (PUR)**: El Poliuretano tiene una propiedad casi única para amoldarse a altos niveles de presión. Gracias a esto, con un Liner de poliuretano, la presión se encontrara bien distribuida en su encaje protésico. Sus características de amoldarse y amortiguar la presión de su muñón lo convierten en una excelente opción para extremidades residuales sensibles o huesudas. Los Liner de poliuretano se desempeñan mejor en sistemas de suspensión por vacío o por succión. Se recomienda el poliuretano para usuarios con niveles tanto bajos como altos de actividad, siempre dependiendo del tipo de encaje a utilizar.

- **Copolimero (COP)**: El copolimero es un material suave, acolchado y muy elástico que ofrece protección para los usuarios con un bajo nivel de actividad, que posean diferentes tipos de miembros residuales. Usualmente el copolimero es un elastómero de termoplástico bañado en aceites, lo que lo hace especialmente útil para aquellos usuarios con muñones que sufren de resequedad en la piel. Además, este tipo de Liner solo se recomienda a usuarios con un nivel Bajo o Bajo-Medio de actividad.

Los Liners también están disponibles con algunas características especiales, estas son algunas de las más comunes:



# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.9. LINERS

- **Aditivos antibacteriales:** Algunos Liner están bañados en iones de plata, esta tecnología es conocida como Sanitized. En líneas generales, los iones de plata ayudan a combatir la vida bacteriana que surge producto de la transpiración en el área cerrada del muñón. De esta forma se combate el mal olor del miembro residual y se colabora con su higiene.

- **Recubrimientos de tela:** Ciertos modelos de Liner vienen con recubrimientos textiles externos, lo que los hace mucho más fáciles de manipular e introducir o sacar del encaje protésico.

- **Niveles de espesor:** Hay Liner que tienen diseños con niveles variados de espesor, por ejemplo, teniendo más centímetros de espesor en la parte donde reposa la sección más distal del muñón, lo que da como resultado que sean mucho más cómodos para los usuarios con miembro residuales sensibles.

### 5.9.2 - Consideraciones de encaje de liners

Lo primero que se debe tener en cuenta previo al inicio de fabricación del molde para la fabricación de un encaje de vacío es la elección del liner. Para esto se debe tener el liner final que usará el paciente en su prótesis y hay dos aspectos cruciales a tener en cuenta a la hora de realizar los modelados del revestimiento:

- **El revestimiento debe encajar** perfectamente en la geometría del muñón sin huecos ni bolsas de aire.

- **El revestimiento no debe alterar la forma** de este.



*Liner de una prótesis inferior transhumeral (gris) en el interior de la pieza de encaje*

# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

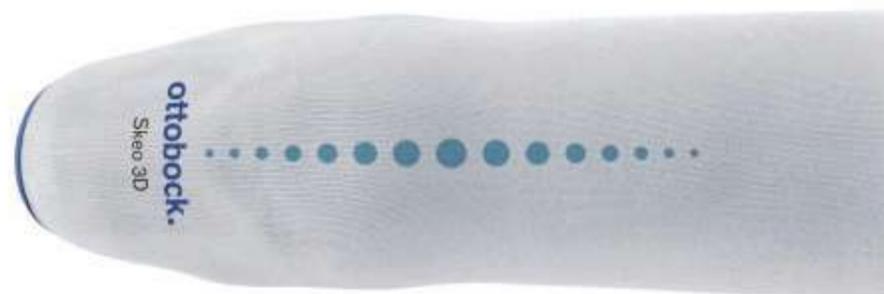
## 5.9. LINERS

### 5.9.3 Algunos modelos comunes de liner

Existen numerosos modelos de Liners que se pueden utilizar para una prótesis transradial, transfemoral, transcarpiana parcial, etc. Aquí se exponen dos de los que la web de la fabricante **Ottobock** oferta en su catálogo, dado que esta es la empresa que fabricó las prótesis ortopédicas de Alberto:

- **Liner de copolímero 6Y90:** Además de proteger contra las fuerzas que actúan dentro del encaje protésico, el liner debería poseer propiedades para el cuidado de la piel. Los liners 6Y90 y 6Y92, hechos de un copolímero termodeformable, presentan una forma cilíndrica y un revestimiento textil. Este material agradable no solo evita que la piel se seque, sino que también ofrece protección contra los radicales libres.

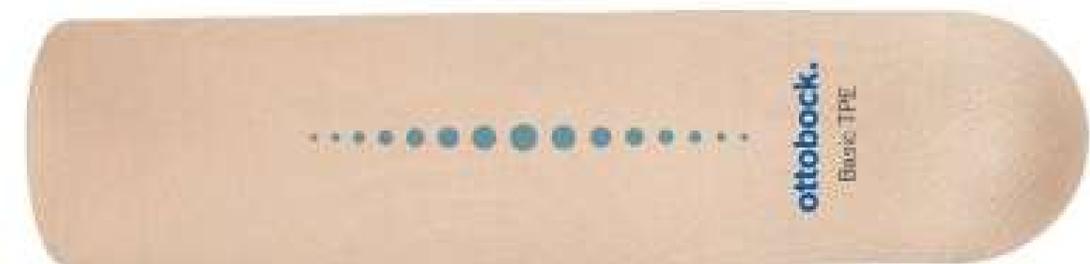
Ambos liners son adecuados para muchos tipos de muñón, especialmente para muñones con piel seca. Se recomienda usar los liners 6Y90 y 6Y92 con un encaje de carga total y son adecuados para usuarios de prótesis con niveles de actividad de bajos a moderados.



- **Liner Skeo 3D:** La silicona es muy resistente en el uso cotidiano, duradera y fácil de limpiar. Especialmente indicado para personas con amputación trans-tibial, el liner anatómico Skeo 3D 6Y77 con grosores de pared diferentes.

Su diseño se basa en el modelo anatómico de la parte inferior de la pierna, y no solo acolcha las zonas sensibles del muñón, sino que también proporciona una mayor libertad a la hora de doblar la rodilla gracias a que la zona de la corva lleva menos material.

Para personas con amputación transfemoral cuyos muñones están normalmente bien cubiertos por tejido blando, el Skeo 3D6Y87 es un innovador liner para el muslo que cubre el muñón y lo sujeta eficazmente.



# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.10. SISTEMAS DE FIJACIÓN

Para conseguir que la prótesis ortopédica no se mueva con respecto al miembro residual, se debe hallar una manera para, mediante técnicas no agresivas y confortables para el usuario. Las tres técnicas que existen para ello son las siguientes:

### 5.10.1 Unión atornillada

Muchas veces, tratándose de malformaciones transfemorales o transhumerales (también en prótesis de cadera y dentales) y dependiendo de esta, al paciente se le puede colocar una pieza **metálica fabricada en materiales biocompatibles como el titanio**.

Esta pieza se ensambla directamente con el hueso, y queda firmemente encajada con él. De esta forma, hace muy fácil la tarea de acoplar el resto de la prótesis, ya que la base de ella está asegurada.



### 5.10.2 Unión mediante arnés

Sobretudo en prótesis transhumerales por estar cerca del torso, se puede realizar este tipo de anclaje mediante **cinchas que recorren el torso** del usuario y se anclan en un arnés especializado para este tipo de tareas. La prótesis se engancha luego con una serie de cuerdas o cinchas que la mantienen en su sitio. Es más económica que las otras dos formas, pero es evidentemente menos segura, con posibles desplazamientos y falta de confort en el paciente.



# 5. CONOCIMIENTOS PREVIOS

## 5.10. SISTEMAS DE FIJACIÓN

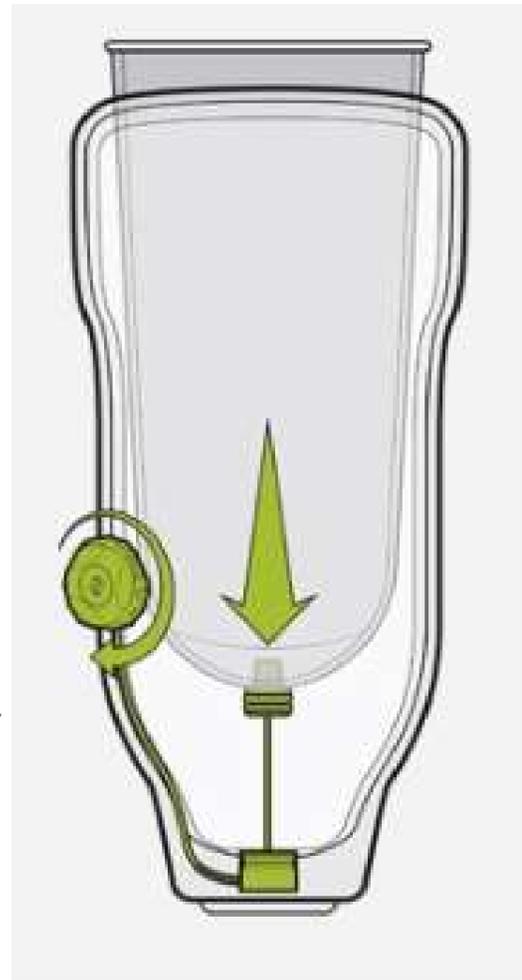
### 5.10.3 Unión por vacío

La forma más común de encaje, tanto en miembros superiores como inferiores. Como en las anteriores formas de fijación, también hay varias formas de implementarlo, siendo las más comunes las siguientes:

**Vacío por sistema BOA:** Es un sencillo sistema de trinquete que funciona mediante un cable conectado a un trinquete. Dicho trinquete rota por la acción del usuario, que recoge el cable y así estira el liner o guante que recubre el miembro amputado.

Esta acción hace que se succione el aire que existe entre miembro y liner, como la acción de una jeringuilla, lo que hace que permanezcan unidos el uno a otro.

El sistema RevoFit Lanyard usa este método, lo que ofrece la ventaja de ser fácilmente modificable a través de ropa y que los sistemas permanecen ocultos. Suelen encontrarse en prótesis de miembro inferior.



**Bomba de vacío:** Este tipo de ajuste se consigue con una pequeña bomba neumática que succiona el aire en el espacio de unión con el muñón.

Se acciona mediante el propio peso del usuario, por lo que el momento donde más presión actúa sobre ella, mejor es el rendimiento de esta. Suelen poder recubrirse mediante fundas estéticas, por lo que su tamaño abultado se atenúa en el uso cotidiano.

El modelo Harmony P3 de la marca Ottobock ofrece una de estas bombas y aseguran que permite minimizar además las fuerzas de impacto, rotación y tracción además de reducir fluctuaciones del contorno del muñón. Suelen encontrarse en prótesis de miembro inferior.

- **Vacío por presión:** Cuando el miembro amputado es lo suficientemente robusto y no tiene mucha sensibilidad que pueda acarrear daño, se puede hacer el vacío aprovechando las formas naturales del muñón.

El guante o liner de silicona debe tener una forma concreta, para poder permitir unas condiciones de vacío adecuadas. Alberto dispone de este tipo de encaje por ser de los más comunes en prótesis de miembro superior, además por su relativo bajo coste. Para retirar este tipo dispositivos con encaje a presión, es necesario disponer de una varilla o elemento alargado que poder introducir entre un hueco en el brazo y el liner de silicona, lo que disuelve el vacío.

# 6. ESTUDIO DE MERCADO

## 6.1. MARCAS

Empresa	Campos cubiertos	Especialización.
Aesthetic Prosthesis (Illinois, USA)	Su principal objetivo son las prótesis cosméticas, se centran en el confort del usuario y para ello se hacen prótesis personalizadas dependiendo del usuario, cuidando hasta el mínimo detalle de la fisionomía del paciente. Ya sean prótesis de miembro superior o inferior.	Prótesis cosméticas hiperrealistas.
ProtUni (Francia)	Realizan prótesis sobre miembros superiores e inferiores, tanto cosméticas como funcionales. Tienen un gran mercado de prótesis superiores, entre ellas la I-Limb ultra, Bebionic, o Michelangelo.	Prótesis funcionales de miembro superior e inferior.
NakedProsthetics (Washington, USA)	Únicamente miembros superiores, en concreto lesiones o falta de dedos de la mano, suplidas con prótesis únicas como el MCPdriver o Thumbdriver basadas en principios mecánicos.	Prótesis parciales transcarpianas.
Steeper (Londres)	Se ofertan tanto prótesis mioeléctricas como mecánicas, para miembros superiores e inferiores, desde garfios, cables, cinchas y accesorios típicos de este tipo de prótesis de accionamiento mediante fuerza humana. Ofrecen también soluciones cosméticas en menor medida.	Prótesis mecánicas e híbridas (Unión de mecánica y electrónica). También venta de recambios.
Ottobock (Alemania)	Soluciones para miembros superiores, inferiores, cosméticas y funcionales. La mano Michelangelo de Alberto fue adquirida mediante esta empresa. También se encuentra la I-Limb ultra, DyanmicArm, Myofacil entre otras, y ganchos como remedios más asequibles.	Prótesis mioeléctricas de miembros superiores.
Össur (Islandia)	Prótesis para miembros superiores e inferiores, aunque sobretodo se ofertan recambios y piezas que puedan deteriorarse con el uso continuado de estos elementos. La mano Michelangelo también se oferta desde esta empresa.	Recambios y multitud de guantes de silicona especializados para prótesis transradiales.
Deka (New Hampshire, USA)	Muy innovadora en los métodos de control de prótesis electrónicas, dando el salto desde la mioelectricidad al control mediante la mente del propio usuario. Colabora con DARPA en tareas de rehabilitación de soldados y otros pacientes.	Prótesis con controles avanzados mediante neurotransmisores.
Fillauer (Tennessee, USA)	Ofrece prótesis de todos los miembros, garfios, brazos, rodillas, etc. Se centra más en los miembros inferiores y en deporte. Tiene una línea de productos con prótesis recreacionales para realizar deportes como bolos, béisbol, pesca o conducir entre otros.	Prótesis de miembros inferiores y de uso recreacional.

# 6. ESTUDIO DE MERCADO

---

## 6.2. MODELOS

---

### 6.2.1 Prótesis de mano

- **i-Limb Ultra:** Se trata de una mano protésica multi-articulada con cinco dedos individuales que funcionan gracias a una batería que se encuentra externa a la mano. También cuenta con rotación de pulgar, que se puede cambiar de forma manual. Esta prótesis mioeléctrica usa señales específicas del músculo para ordenar a la mano qué tipo de agarre hacer. Incluye 18 tipos de agarres diferentes, según la configuración que el usuario proporcione. Está disponible en 4 tallas (XS, S, M, L) y los dedos están disponibles en tres tallas (S, M, L).



- **Michelangelo:** Esta prótesis se trata de un modelo más simple que la i-limb ultra. Prótesis dispone de 7 tipos de agarres, muchos menos que la anterior prótesis expuesta. Se explicará con más atención posteriormente, al ser el modelo que utiliza Alberto y en el que se prestará más atención. Es un modelo más asequible que el modelo anterior, con menos funcionalidades que la mano i-Limb



La que se muestra en la foto es un mano Michelangelo con la parte del antebrazo integrada en la mano, se pueden apreciar los electrodos que permiten el movimiento de los motores.

# 6. ESTUDIO DE MERCADO

---

## 6.2. MODELOS

---

- **Bebionic:** La mano protésica se vende como la más natural en la página de la fabricante alemana Ottobock. Posee 14 patrones de agarre y posiciones de mano. Está diseñada para llevar a cabo cualquier actividad de un día normal. Cuenta con motores individuales en cada dedo como la ya mencionada I-limb, y está disponible en dos tamaños diferentes y con tres versiones de diseño de muñeca.



- **Vincent:** Es la prótesis multi-articulada de 6 motores más pequeña del mercado, tiene 3 variantes Evolution 3, Partial 3 Active, y Young 3. Active y Young se centran tanto en pérdidas parciales en el brazo como para usuarios jóvenes, así que el estudio se centra en el modelo Evolution. Este modelo es muy ligero comparado con otras prótesis del mercado con las mismas o menores prestaciones, (Consultar tablas comparativas). Tiene 14 tipos de agarre, 4 opciones de muñecas disponibles (Cada una con más movilidad que la anterior) y 5 tamaños de mano. Se fabrican para poder ser usadas sin guante dado a su hermeticidad de componentes.



# 6. ESTUDIO DE MERCADO

---

## 6.2. MODELOS

---

- **Greifer eléctrico DMC VariPlus 8E33:** Permite control de precisión. Unos componentes de control nuevos permiten también adaptarlo mejor a las necesidades particulares del usuario. Es particularmente adecuado para realizar trabajos manuales. La particularidad es que las manos pueden abrir para una reacción rápida – en tiempo real – similar a una mano natural. A la velocidad máxima, la prótesis de mano se abre cerca de tres veces más rápido que las manos protésicas comparables. Con una velocidad proporcional de 300 mm por segundo, que incluso son capaces de reaccionar con rapidez mientras se sujeta. Están disponibles en tres tamaños diferentes.



- **Mano MyoFacil:** Es una adaptación protésica sólida básica. La mano se puede encender y apagar con un interruptor lateral, independientemente de cuán abierta esté. Permite dos posiciones, apertura y cierre según se presionen o no los músculos encargados del agarre.



# 6. ESTUDIO DE MERCADO

## 6.2. MODELOS

- **Manos gancho:** Los ganchos ofrecen un agarre altamente preciso. Pueden utilizar en lugar de las manos protésicas mencionadas anteriormente ya que es que funciona mediante un mecanismo de muelle y no necesita baterías para funcionar. Está indicado para realizar tareas donde se necesita un agarre competición y para trabajos manuales mediante un tirante en el brazo se abren y se cierran automáticamente mediante estos elementos elásticos ya sean gomas o muelles. Se fabrican tanto en acero inoxidable como aleaciones de aluminio resistente a la corrosión y biocompatibles.



### 6.2.2. Prótesis de brazo

- **DynamicArm 12K100N:** Esta es una prótesis destinada para amputaciones por encima del codo, las cuales suponen un reto especial, ya que hay que reemplazar tanto la función del codo como la de la mano. La unidad de control de DynamicArm también transmite las señales musculares a la mano protésica, de modo que se es capaz de rotar la unidad de muñeca además de abrir y cerrar la mano en tiempos de reacción cortos. También puede extender y flexionar la articulación.

Se recomienda combinar DynamicArm con la mano VariPlus Speed. Está equipada con una unidad de transmisión de gran rendimiento, capaz de abrir y cerrar la mano casi tres veces más rápido que otras manos eléctricas. Un sistema auxiliar para la flexión con control electrónico permite flexionar la articulación de codo. Cuando el antebrazo oscila libremente al caminar, este movimiento se desacelera de forma natural. Esto ocurre discretamente y sin producir ningún sonido.



## 6. ESTUDIO DE MERCADO

### 6.3. TABLA RESUMEN

En la siguiente tabla se pueden comprobar las especificaciones generales de algunos de los productos mencionados anteriormente (Se han tenido en cuenta los competidores directos de la mano Michelangelo de Alberto).

Mano	Desarrollador	Peso (Kg)	Tamaños (mm)	Grados de Libertad	Agarres
SensorHand	OttoBock	0,35-0,50	184 (largo)	1	1
Vincent	Vincent Systems	-	-	6	14
l'Limb Ultra	Touch Bionics	0,46	180 (Largo) x80 (Ancho) x40 (Alto)	6	18
Bebionic	Steeper	0,5-0,53	198 (Largo) x90 (Ancho) x50 (Alto)	6	14
Michelangelo	OttoBock	0,42	195 (Largo) x85 (Ancho) x50 (Alto)	2	7

# 6. ESTUDIO DE MERCADO

## 6.4. MANO MICHELANGELO

Como ya se ha comentado anteriormente, este es el sistema mecánico-electrónico que posee Alberto para desenvolverse en el día a día. Para comprender como suplir las necesidades que actualmente proporciona, se realizará un estudio más intensivo en las siguientes páginas.

Dispone de un mecanismo denominado sistema **AxonWrist** que permite flexionar o extender hacia dentro y hacia fuera la mano, todo esto accionado por el usuario de forma manual, es decir, el usuario es que es quien mediante tú otro brazo con la ayuda del resto de su cuerpo es el que deforma esta posición de la muñeca, un motor eléctrico.

Al tener motores individuales permite aparte de diferentes tipos de agarres genéricos también posiciones de mano diferentes como el índice activo para señalar lugares, el dedo puntero teclear o usar dispositivos móviles táctiles, presionar botones, etc.

También dispone de agarre de ratón para manejar estos periféricos. A parte de este tipo de funciones cuenta también con el juego de agarres de la prótesis Michelangelo.



### 6.4.1. Agarres

Como muchas otras prótesis, dispone de elementos que consiguen asemejarse a una mano biológica mediante el uso tanto de siliconas exteriores, como de materiales blandos y duros imitando así la mano natural al detalle. Las 7 posiciones que se especificaban anteriormente son:

- **Pinza lateral:** También conocido como el agarre de llave, el pulgar se ladea hacia el índice mucho más cerca que otros agarres y permite agarrar objetos muy finos como tarjetas de crédito o papeles.
- **Agarre fuerte lateral:** El pulgar tiene una posición ligeramente ladeada hacia el dedo índice lo que permite agarrado objetos de tamaño medio como un móvil.
- **Abducción/Aducción de los dedos:** Separa los dedos para permitir el agarre de objetos pequeños y finos como billetes (Normalmente entre índice y corazón)
- **Pinza tridigital:** O agarre de pinza, los dedos pulgar, índice y corazón forman un soporte de tres puntos para que usted pueda sostener de forma segura objetos pequeños como un bolígrafo.
- **Agarre fuerte en oposición:** El amplio ancho de apertura de la mano le permite sostener de forma segura objetos de gran diámetro.
- **Palma abierta:** Con la mano abierta se consigue una postura de mano plana, de modo que se pueden portar objetos como un platos.
- **Modo natural:** Es la postura de descanso. En el modo flexible, la unidad de muñeca cede fácilmente a la presión. Cuando se relajan los músculos, la mano se relajará con ellos.

# 7. ANÁLISIS DE USUARIO

## 7.1. SECUENCIA DE USO ACTUAL

### 7.1.1 Colocación de la prótesis

Actualmente, el ciclo de utilización, es decir, la secuencia de uso de los brazo biónicos en el caso específico de Alberto (tratándose de él solo y sin ayuda externa) consta de los siguientes pasos:

**1** Antes de usar los dispositivos, debe asegurarse que el brazo se encuentra en las condiciones de entrar en la prótesis, no solo de limpieza sino de lubricación adecuada. Es necesario que el **brazo resbale** para que se acomode adecuadamente en su zona de reposo.

**2** **Acomodación de la prótesis:** Alberto deberá colocar como pueda la prótesis en su regazo (por lo que se debe colocar estando sentado). La posición que debe adoptar la prótesis es boca abajo, es decir, con la extremidad de la mano sujeta por las piernas de Alberto. Esto deja el hueco por el que entrará el brazo en a parte de arriba.

**3** **Introducción del brazo:** En la posición anterior, el brazo derecho deberá adentrarse en la prótesis lo suficiente, es decir, hasta que se genere el vacío. Una vez sobrepasada la zona de presión, de la que se habla en esta misma fase, la prótesis queda afianzada.

**4** Una vez afianzada, para accionar los motores que abren y cierran la mano, Alberto deberá **accionar determinados músculos** del antebrazo, y los sensores mioeléctricos de ambos lados de la prótesis recibirán las órdenes que actuarán para generar el movimiento.

### 7.1.2. Retirada de la prótesis

**1** Para retirarse las prótesis, el primer paso será **colocar el brazo en la misma posición** en la que estaba cuando pretendía colocarse la prótesis, con el fin de volver a contar con las piernas como punto de apoyo para la acción.

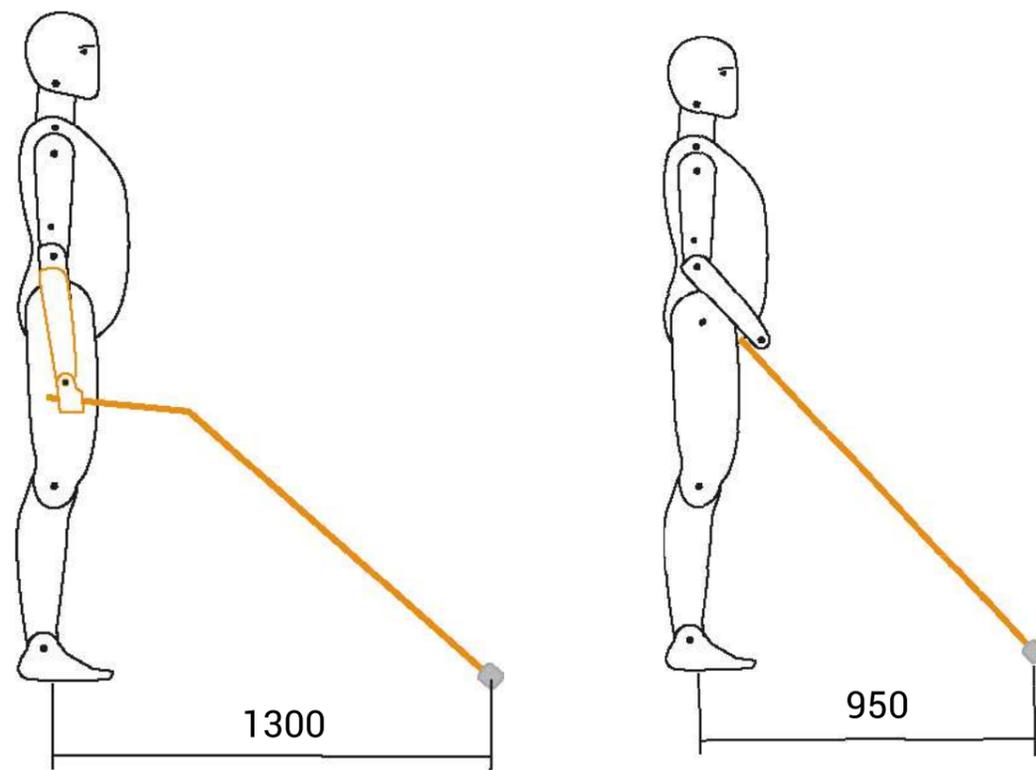
**2** Con ayuda de una varilla lo suficientemente larga, se debe introducir en el resquicio que deje la carne del brazo entre la prótesis y la zona de vacío. Al hacer esto, la varilla **rompe el vacío** generado dentro y como si se tratara de una ventosa, al hacer fuerza con el antebrazo con la finalidad de retirar el brazo, se consigue desanclar la prótesis.

# 7. ANÁLISIS DE USUARIO

## 7.2. MEDIDAS BÁSICAS - BASTÓN

Como es imprescindible que las prótesis **se ajusten a las funciones** que han de realizar, han de considerarse también las medidas de los objetos a los que se acoplen. El más importante al que se deberá prestar atención es el bastón para invidentes, que tiene unas **dimensiones específicas**, que sumadas a las medidas de Alberto, determinarán los ángulos generales y medidas del módulo especializado para este instrumento.

Actualmente y debido a las prótesis no adaptadas para el cumplimiento correcto de la función para la cual se las necesita, se necesita una **corrección en el bastón para poder utilizarlo**. Así son las cotas generales de esta modificación:



- **La distancia resultante** de esta modificación es de 1300, debido a que el bastón se ha modificado en ángulo, alargando la distancia hasta la contera (punta del bastón).

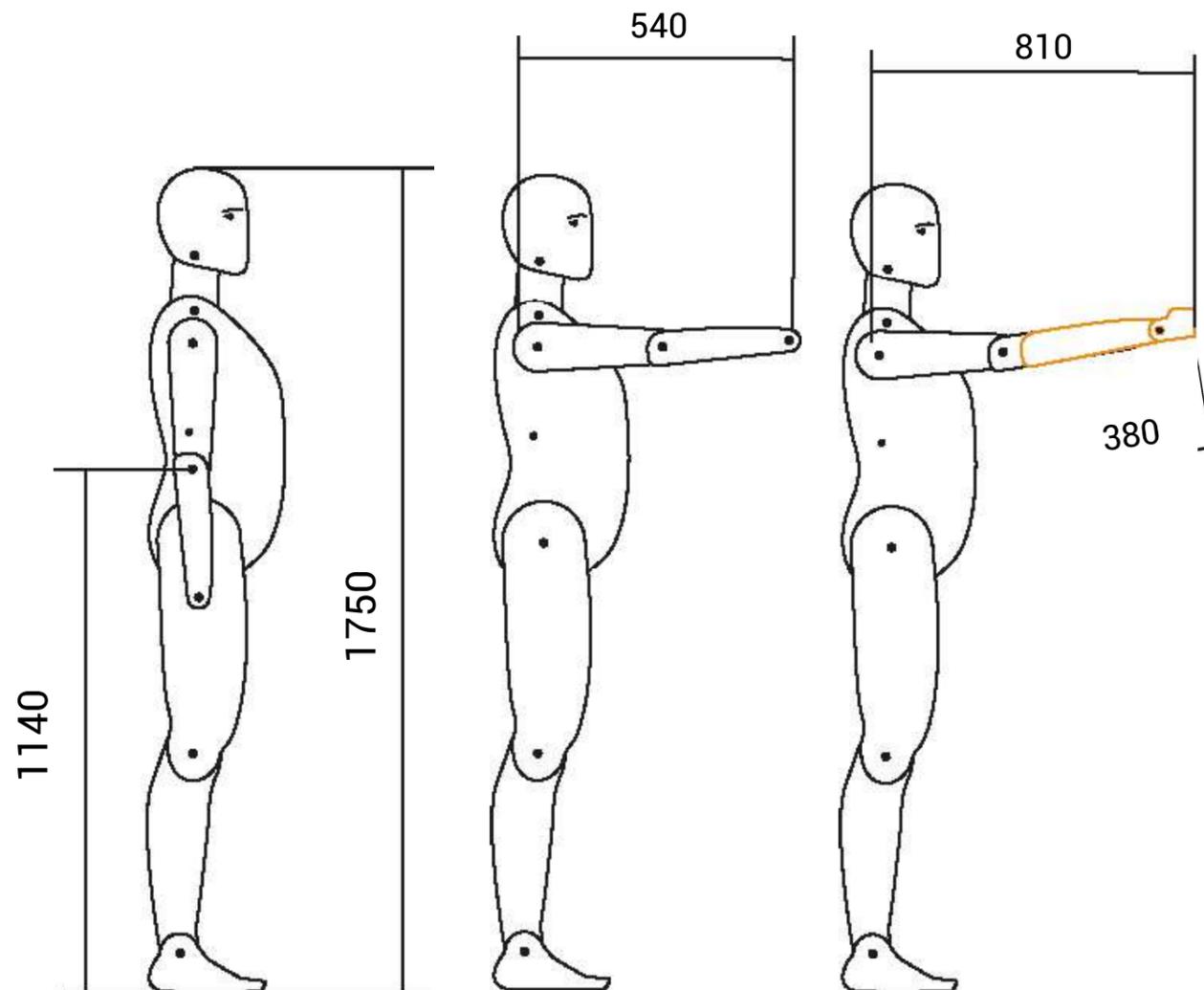
- **El bastón original** tiene una longitud de **1270** milímetros, por lo que una distancia adecuada de separación de la contera con los pies del usuario son unos **950** mm. Teniendo en cuenta esta medida se puede tomar la medida del ángulo correcto de actuación, que serán los **48~50°**.

- También es importante **conocer el ángulo barrido a cada lado** en cada movimiento, siendo un tanto mayor tratándose del lado izquierdo (debe cubrir tanto el lado izquierdo como lo que tiene delante) que en el derecho. La suma de ángulos resultante de 60° por la izquierda y 40° por la derecha hace ver que en un movimiento normal (en una calle abierta, por ejemplo) se barren unos 100°. Este cálculo es **aproximado** y solo se restringe a la calle, dado que puede variar mucho según el entorno.

# 7. ANÁLISIS DE USUARIO

## 7.3. MEDIDAS BÁSICAS - ANTEBRAZO Y PRÓTESIS

Para poder hacer un correcto diseño de la prótesis, primero es necesario conocer las **medidas generales** que luego servirán para, comparadas con las medidas de las prótesis actuales, diseñar las nuevas con proporciones adecuadas con respecto a su anatomía.



- La altura de 114 mm se corresponde con la de la distancia que hay entre el suelo y el codo, se tiene cuenta a fin de conocer el ángulo adecuado que deberá mantener el módulo de bastón que se diseñe, y que éste se adapte de la forma más ergonómica posible a la anatomía de Alberto.

- La altura total de 1750 también sirve para determinar una proporción general a todos los módulos, además de la parte fija de la prótesis.

- La cota de 540 mm se refiere a las medidas correspondientes desde el eje del hombro hasta el final del muñón del brazo derecho, ya que será este en el que el proyecto se va a basar para la prótesis final.

- 810 mm es la distancia que hay desde el eje del hombro hasta la punta del dedo corazón de la prótesis mioeléctrica debidamente colocada.

- 380 mm es la dimensión total de la **prótesis mioeléctrica derecha**, por lo que se puede ver cuánto del antebrazo queda dentro y cuanto no. Esto servirá principalmente para poder diseñar correctamente la parte fija de la prótesis.

# 7. ANÁLISIS DE USUARIO

## 7.3 MEDIDAS BÁSICAS - ANTEBRAZO Y PRÓTESIS

Dentro del proyecto solo se estudia fabricar la prótesis del brazo derecho de Alberto, por una serie de ventajas que presenta con respecto al izquierdo:

- **Es el brazo dominante de Alberto**, lo que hace que la mayoría de acciones que vaya a realizar las hará con este brazo. El hecho de que sea diestro para prácticamente todas las actividades que requieren habilidad, como el uso del bastón, comer, escribir, uso de herramientas en general, etc. hace que la decisión de qué brazo estudiar se simplifique.

- **Posee una geometría mucho más sencilla** para poder realizar la acción de vacío en caso de que se precise, por lo que se disminuirá la cantidad de trabajo para esta parte.

La prótesis usada tiene una serie de características que luego servirán para fabricar la versión modular. Aquí se exponen varias cotas de galibo para poder proporcionar el modelo que se diseñe posteriormente.

Parte de la prótesis	Medida (mm)
Tamaño total	380
Módulo mano Michelangelo	140
Hueco de antebrazo (anterior)	180
Hueco de antebrazo (posterior)	170

La parte correspondiente al muñón tiene unas medidas concretas que, en parte, son las que mantienen las prótesis mioeléctricas en su sitio, debido a un efecto de vacío generado gracias a la forma resultante del muñón.

Esta zona, o "pera", como la denomina Alberto, es la zona más importante del antebrazo ya que supone un engrosamiento del mismo, lo que **permite encajar la prótesis** y una vez dentro, no permita la salida sin tener que utilizar un elemento externo para eliminar el vacío. Posteriormente, se hablará del modo en el que se deben colocar las prótesis actuales, pero en esta parte del proyecto, se describirá esta zona del brazo, **imprescindible para el ajuste** de los dispositivos.

Esta zona de engrose del antebrazo está colocada a unos **70 mm del final del muñón**, y supone un engrosamiento de varios centímetros hacia el final del brazo. Esta zona es la que se denominará "**zona de presión**" posteriormente, debido a que esta es la parte donde las prótesis actuales acortan su perímetro para hacer más presión sobre el brazo y de esta manera conseguir el efecto de vacío.

Otra medida importante del brazo derecho es la del perímetro de la zona de presión. Esta medida se divide en dos, una de cuando no se le aplica presión y otra de cuando se encuentra bajo presión de la prótesis.

- **Sin apriete:** Perímetro de 140 mm.

- **Con apriete:** Perímetro de 135 mm.

Esta diferencia habrá de tenerse en cuenta en el modelado de los moldes de la silicona que generarán el liner. El apriete se estimará **reduciendo un porcentaje** del perímetro de la zona a 70 mm del final del muñón.

# 7. ANÁLISIS DE USUARIO

---

## 7.4. LISTADO DE NECESIDADES

---

De entre todos los problemas con los que puede llegar a enfrentar una persona invidente en el que se requiera el uso de los miembros superiores, aquí se presenta una lista de los más importantes, de los cuales posteriormente se hará un sesgado para encontrar las funciones básicas que se convertirán en los diferentes cabezales intercambiables.

**Utilizar bastón para invidentes:** Una de las actividades que más requieren de atención a la hora del diseño, ya que es de las más solicitadas en el día a día de cualquier invidente que quiera desplazarse.

**Escritura:** Aunque no se suele escribir como se suele hacer normalmente, para realizar firmas es bastante útil, además que mediante un bolígrafo adaptado para escribir electrónicamente, se puede utilizar el teléfono de forma más sencilla. Esta fue una de las peticiones que se requirieron en reuniones con Alberto, por ser de gran utilidad de cara al uso de tecnología.

**Asir arnés de perro guía:** Aunque aún no se le ha asignado un perro entrenado para la ayuda a personas invidentes, se debe tener en consideración este posible módulo. Complementaría a la función del módulo de bastón para invidentes, de forma que siempre tenga un modo de desplazarse por un entorno extenso y desconocido como es una ciudad, dado el caso de tener que hacerlo.

**Asir objetos cilíndricos/cónicos:** En infinidad de situaciones el agarre de pinza de la mano con el pulgar opuesto a los cuatro dedos restantes en forma de garra es útil, tanto para coger vasos, latas, objetos más irregulares, etc. Entra dentro de las más requeridas en el transcurso cotidiano, por lo que merecerá también especial atención.

**Alimentación:** Actualmente, Alberto utiliza un reemplazo completamente provisional ante la imposibilidad de ingerir alimentos de la forma convencional, mediante cubiertos remachados a chapas que se le acoplan al muñón de una forma precaria. Tanto que muchas veces necesita asistencia a la hora de comer, por lo que es una materia muy importante en su día a día.

**Utilización de herramientas:** Aunque no sea una tarea primaria como desplazarse, comer o beber, el uso de herramientas básicas también es necesario cada día. La idea inicial parte de poder hacer un agarre ajustable para poder adaptar mangos de herramienta.

**Manejo de ordenadores:** Normalmente, las personas invidentes aprenden las técnicas de escritura basadas en la respuesta háptica de las yemas de los dedos con diferentes relieves en teclas del ordenador, lo que les ayuda a introducir caracteres. También disponen de la llamada línea braille electrónica, que les puede servir para leer textos en caso de no disponer un medio auditivo.

**Apertura de puertas:** Las prótesis mioeléctricas de las que dispone Alberto actualmente pueden suplir esta necesidad, pero dado que no funcionan correctamente y no siempre puede llevarlas por esta razón, no dispone más que de sus antebrazos para realizar esta tarea.

## 8. CONCLUSIONES DE FASE 1

---

---

Una vez concluido el estudio de mercado y todos los análisis pertinentes, la fase que comienza en la siguiente hoja utilizará los conocimientos adquiridos en esta parte para empezar a dibujar las líneas base de lo que terminará siendo el diseño final de la prótesis. Las conclusiones extraídas de esta fase y que constituyen la base para la siguiente son:

- La vasta amplitud de agarres que puede ofrecer una mano real es incapaz de ser igualada por ninguno de los brazos protésicos ofertados en el mercado, lo que quiere decir que la adaptabilidad del diseño es clave a la hora de plantear qué módulos elegir. Esto quiere decir que será imposible recrear todas las acciones que pueda realizar Alberto, por lo que deberán elegirse antes puntos clave durante el día a día antes que un módulo para cada acción que pueda realizar, puesto que supondría una cantidad inmensa de módulos que deja de ser eficiente.

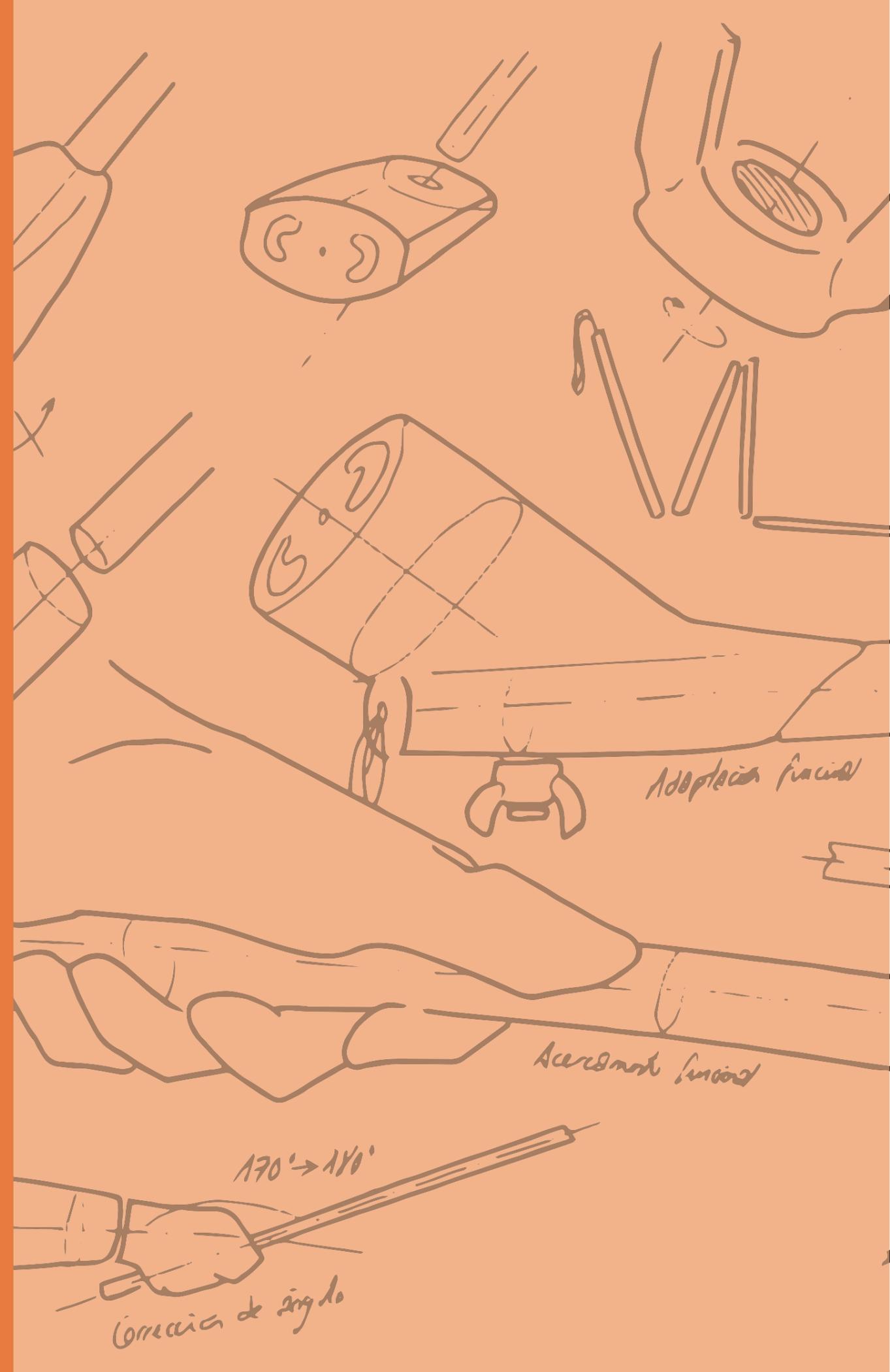
- Las medidas de cada brazo, como se ha explicado, son diferentes, por lo que las geometrías de cada prótesis cambian dependiendo de qué extremidad esté siendo estudiada. Como se comentará más tarde, el brazo que se estudiará y sobre el que se realizarán las actividades de creación de moldes, encaje y módulos es el derecho, tanto por geometría como por ser el brazo dominante de Alberto.

- Los módulos a diseñar se regirán por la facilidad y eficiencia en el uso. Los módulos tendrán el menor número de piezas posible para su uso, dado que un menor número de piezas significa un número menor de potenciales fallos del módulo.

# FASE 2

En la segunda fase del proyecto, fase en la que ya se ha realizado el estudio de mercado y se ha investigado debidamente todo lo referente a tipos de prótesis, se comienza con la parte activa del proyecto, referente a diseño y evolución de ideas. Se tratan los siguientes puntos:

- Descripción mediante análisis estructural de la nueva prótesis a diseñar.
- Criterio de selección de módulos a partir del listado de necesidades.
- Diseño de los módulos más importantes.
- Diseño del sistema de unión de la parte fija y los diferentes módulos.
- Obtención del liner, proceso y diseño de las tres pruebas y sus iteraciones una respecto a la otra.



# 9. PRÓTESIS MODULAR

## 9.1. DESCRIPCIÓN DE ELEMENTOS

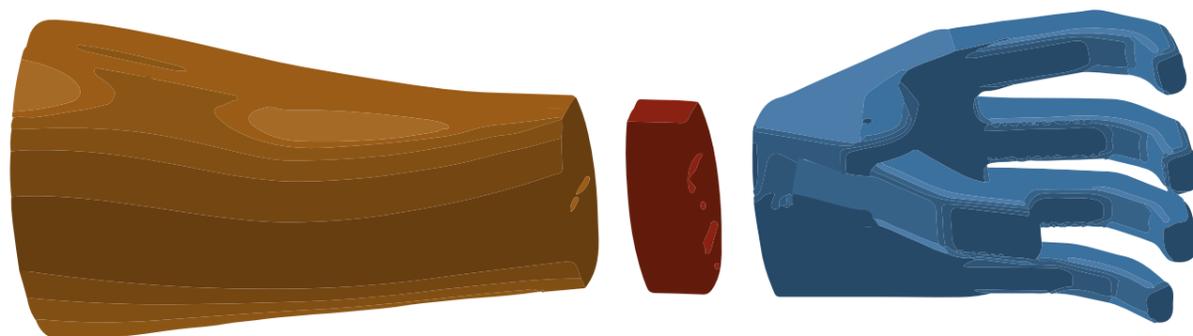
Desde un primer momento, el proyecto parte como una alternativa más útil frente a la idea de una prótesis mecánica/mioeléctrica (o cualquiera con partes móviles que pudieran afectar negativamente a la utilización de la prótesis en el día a día de Alberto) sería el **encaje modular**.

Esto quiere decir que la prótesis a diseñar deberá poder dividirse en "dos" partes:

Una **parte fija o encaje**, que estará en constante contacto con el brazo de Alberto, es la que alberga el liner de silicona y hace el efecto de vacío que permite a todo el conjunto permanecer solidario con el miembro superior.

Una **parte modular**, es decir, intercambiable. El objetivo es tener a disposición de Alberto una serie de cabezales intercambiables, para cada acción básica que necesite a lo largo del día.

Para simplificar el proceso de diseño, basándose en otras prótesis transradiales, la **pieza de la muñeca** encargada de ensamblar el módulo de la mano será otra pieza independiente, intercambiable en el caso de romperse.



La prótesis además se plantea con una pieza externa no fabricada en plástico PLA, que hará las veces de liner de silicona.

Este **liner** será una parte igual de importante que el resto, dado que él depende, junto a la geometría del encaje fijo, la encargada de asegurar el **efecto de vacío** en la prótesis y que no se separe accidentalmente del antebrazo.

Esta manera de satisfacer las necesidades básicas presenta una serie de mejoras con respecto a las prótesis comerciales actuales, entre ellas:

- **Adaptación a necesidades concretas** que no se contemplan en el listado de funciones de los dispositivos ortopédicos del mercado, como por ejemplo salir a correr, actividades con perro guía, etc.

- **Mayor sencillez de manejo**, al ser funciones estáticas no se tiene el problema que tienen actualmente de accionamiento involuntario de funciones, apertura y cierre no correspondido con impulsos, etc.

- **El peso se ve reducido**, actualmente cada dispositivo (antebrazo + mano biónica) pesan 1.200 gramos, una cantidad considerable teniéndose en cuenta que muchas veces se portan durante todo el día.

- **Necesitarán escaso nivel de reparación** con respecto al modelo actual, y de necesitarla sería de un coste mucho menor al que ofrecen empresas dedicadas al sector.

# 9. PRÓTESIS MODULAR

## 9.2. OBTENCIÓN DE COMPONENTES

### 9.2.1. Piezas fabricadas en plástico

Se fabrican mediante técnicas de prototipado rápido, del tipo FDM, explicado anteriormente. Los modelos de impresora disponibles son:

- **BQ Prusa i3 Hefestos:** Es el modelo de impresora que posee la sección de prototipado rápido por FDM de la universidad, se disponen de dos impresoras con la longitud de cama de trabajo modificada.

- **Ender 3 Pro:** Impresora del alumno, se dispone como impresora complementaria en caso de que los modelos de la universidad no se encuentren disponibles. (Más información de ambos modelos en Anexos)

Con estas impresoras se imprimirán en 3D los siguientes componentes:

- **Encaje de antebrazo:** El modelado se hará con base el modelo escaneado del brazo derecho de Alberto, y sobre él se creará la estructura a la que ensamblar la muñeca y otros posibles componentes.

- **Pieza de muñeca:** Debe seguir la geometría marcada por el encaje del antebrazo, y deberá albergar los componentes necesarios, ya sean uniones atornilladas, clips u otro tipo de unión desmontable que permita el acople rápido de los módulos.

- **Módulos intercambiables:** Deben tener en cuenta los dos anteriores componentes para encajar uno dentro del otro, y respetar la escala del encaje de antebrazo para no resultar molesto en el uso debido a una desproporción.

### 9.2.2. Piezas fabricadas en silicona

La única pieza que se fabrica en silicona de todo el proyecto es el **liner** que servirá de acomodación del antebrazo y también como método de generación de vacío.

Se usarán dos tipos de silicona disponible:

- Silicona de dos componentes (Proporciones de 3:1) con un tiempo de curación de un día, de tipo **no biocompatible** pero con propiedades mecánicas interesantes como su alta resistencia a la rotura, dada su **mayor densidad**.

- Silicona Silpuran 2420 de dos componentes. El resultado es **más elástico y endeble** y con menor resistencia a la rotura, pero es un material **biocompatible**, comparado con el anterior tipo de silicona.

### 9.2.3. Piezas comerciales

- Los elementos de **unión de componentes**, como **tornillos, tuercas e insertos**. Los insertos son elementos muy útiles en el campo de la impresión 3D, dado que hacen las veces de alojamiento para un tornillo de métrica mayor y no dañan la pieza con el uso. De otro modo, el tornillo acabaría dejando insertible el orificio de rosca.

# 9. PRÓTESIS MODULAR

## 9.3. INVESTIGACIÓN DE SISTEMAS DE UNIÓN

Para unir varias piezas de forma no fija (como lo son la soldadura, las uniones remachadas y las clavadas) existen varios procedimientos de unión, que necesitan tanto de elementos externos (unión atornillada, clipajes y pasadores) como de la misma forma de las piezas a ensamblar (raíles).

De todas las formas de unión se han escogido estas cuatro principalmente por su amplio uso en la industria y seguridad en la fijación, ya que existen formas como las uniones de cremallera o velcro, usados en la industria textil, que no proporcionan la fiabilidad adecuada para la tarea que se necesita en este proyecto.

- **Unión atornillada:** Necesitan de elementos roscados externos a las dos piezas a unir, o bien al menos uno de ellos si una de las piezas está pensada para funcionar a rosca-chapa.

Proporcionaría una ventaja de la dificultad de desensamblado involuntario porque normalmente estas uniones no se ven afectadas por las acciones a las que se sometan las piezas.

La desventaja de este sistema en este proyecto es que necesita una manipulación extra (enroscar tornillo o tornillo/tuerca) que se considera demasiado complejo para ser utilizado por Alberto dadas sus condiciones.



- **Clipajes:** Son elementos que aprovechan las propiedades elásticas del material en el que están fabricados para poder unir dos piezas. Pueden ser piezas propias de la geometría de una de las dos partes o elementos externos, como clips comerciales para paneles eléctricos o tubos. Se fabrican tanto en metal como en plástico.



Son fáciles de manejar por lo que poseen un punto a favor con respecto a las anteriores dos uniones, con la desventaja de que son de más fácil separación. Esto puede conllevar desanclajes involuntarios si se unen de forma que no tengan en cuenta los movimientos naturales de acción cotidiana del usuario.

- **Guías:** Su objetivo es permitir el desplazamiento en una dirección de una pieza respecto a otra fija. Así, no son elementos que permitan un movimiento relativo completamente cancelado, sino que anulan los grados de libertad de movimiento en varios ejes tanto de rotación como de desplazamiento.



No pueden servir para este proyecto como elemento único de fijación, pero sí para complementar la unión y que sea más fácil el encaje.

# 9. PRÓTESIS MODULAR

## 9.3. INVESTIGACIÓN DE SISTEMAS DE UNIÓN

### 9.3.1 Distinción de clipajes

Como se ha visto los clips presentan una serie de ventajas que el resto de uniones desmontables no poseen, como la facilidad de uso y la gran variedad de clips que existen en el mercado. Para suplir el problema de desanclajes involuntarios, el sistema a fabricar tiene que combinarse con otro tipo de unión que dificultará posibles sucesos.

Las guías pueden ayudar en este punto dado que pueden compatibilizar con las uniones mediante clipaje. El sistema pensado debe intercalar una serie de movimientos no naturales que aseguran que el cabezal modular cumple con su función y permanece anclado durante su uso.

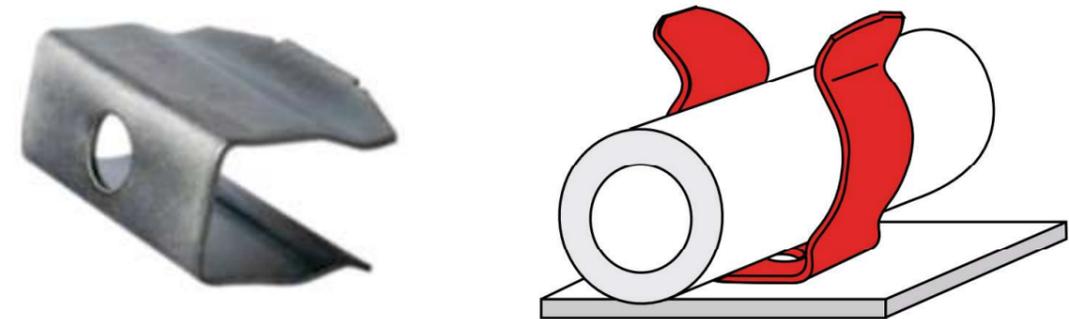
Estos movimientos pueden ser tanto de rotación como traslación, a través de guías, y además asegurarán su fácil colocación y ajuste. A continuación se muestran los tipos de clips más comunes mercado, principalmente los aplicados para abrazar y fijar tubos de montaje eléctrico, por tener un diámetro adecuado.

Con la información de catálogos de empresas especializadas en fabricación de clips metálicos, se han seleccionado una serie de clips que podrían ser útiles en la fabricación de la unión de muñeca.

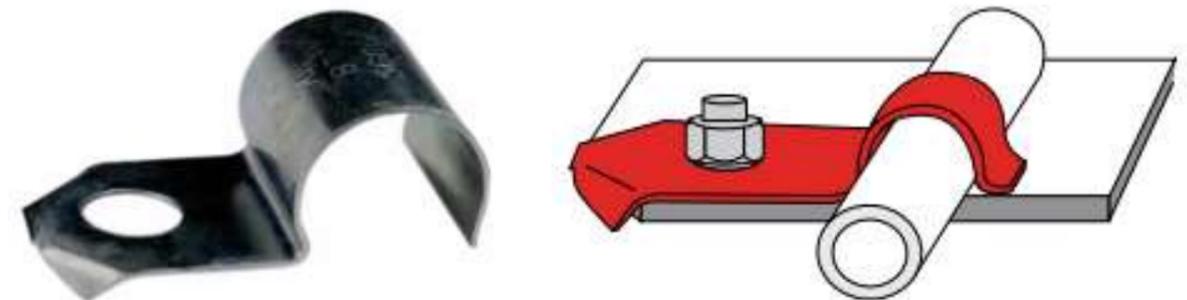
**Clips para cable estándar.** Permite la fijación de un elemento cilíndrico a lo largo del borde de un panel.



**Clips en V.** Permite el anclaje del tubo sin necesidad de un borde, también posee orificios para ser atornillado o remachado.

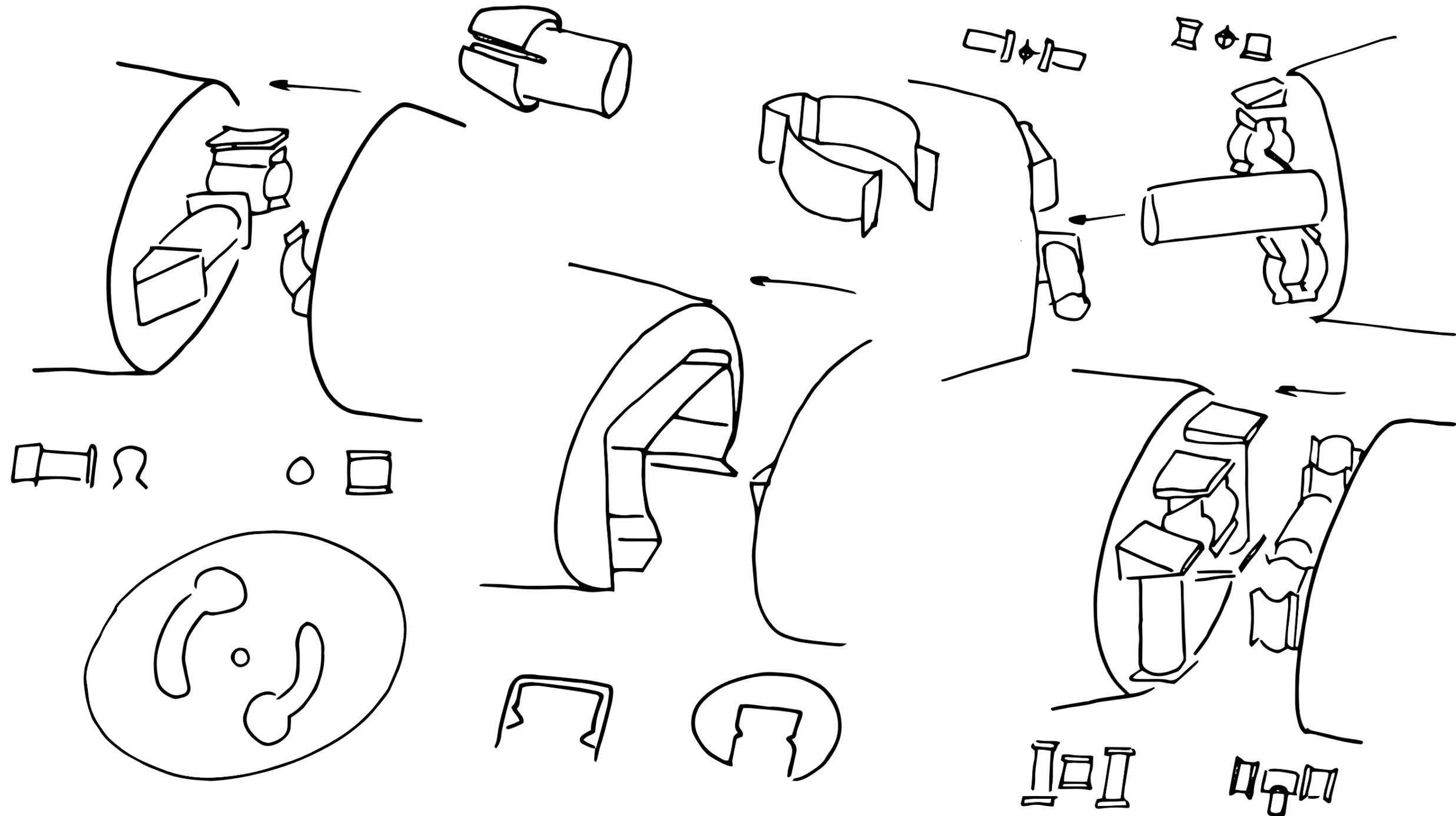


**Clips en P.** Fija el tubo pegado a un panel, pensado para atornillar sobre materiales blandos, ya que la lengüeta impide la rotación una vez atornillada.



# 9. PRÓTESIS MODULAR

## 9.3. INVESTIGACIÓN DE SISTEMAS DE UNIÓN



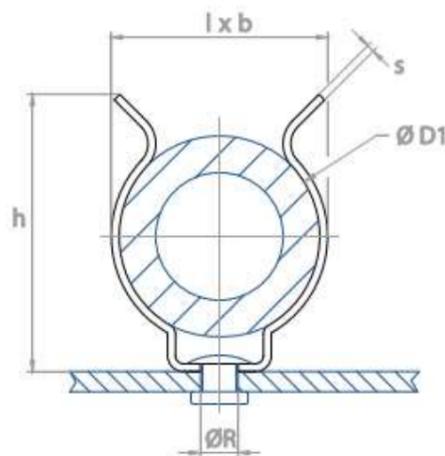
# 9. PRÓTESIS MODULAR

## 9.4. CLIP DE TUBO ELEGIDO

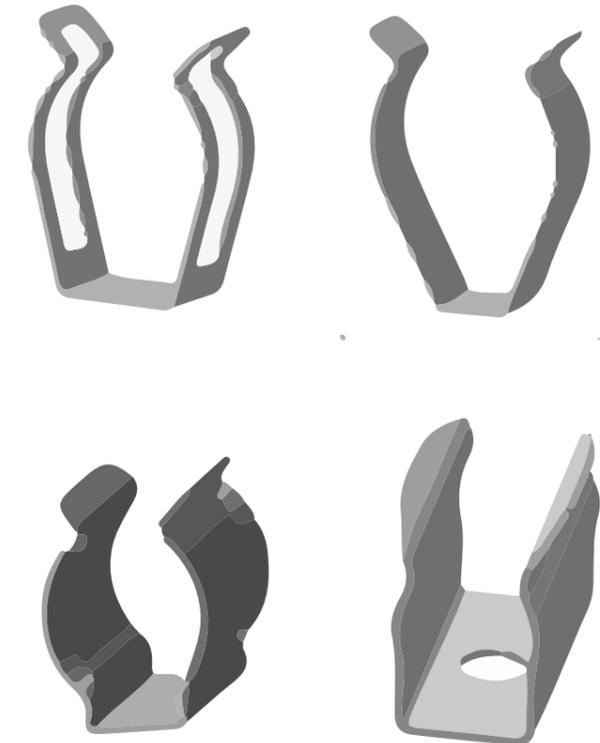
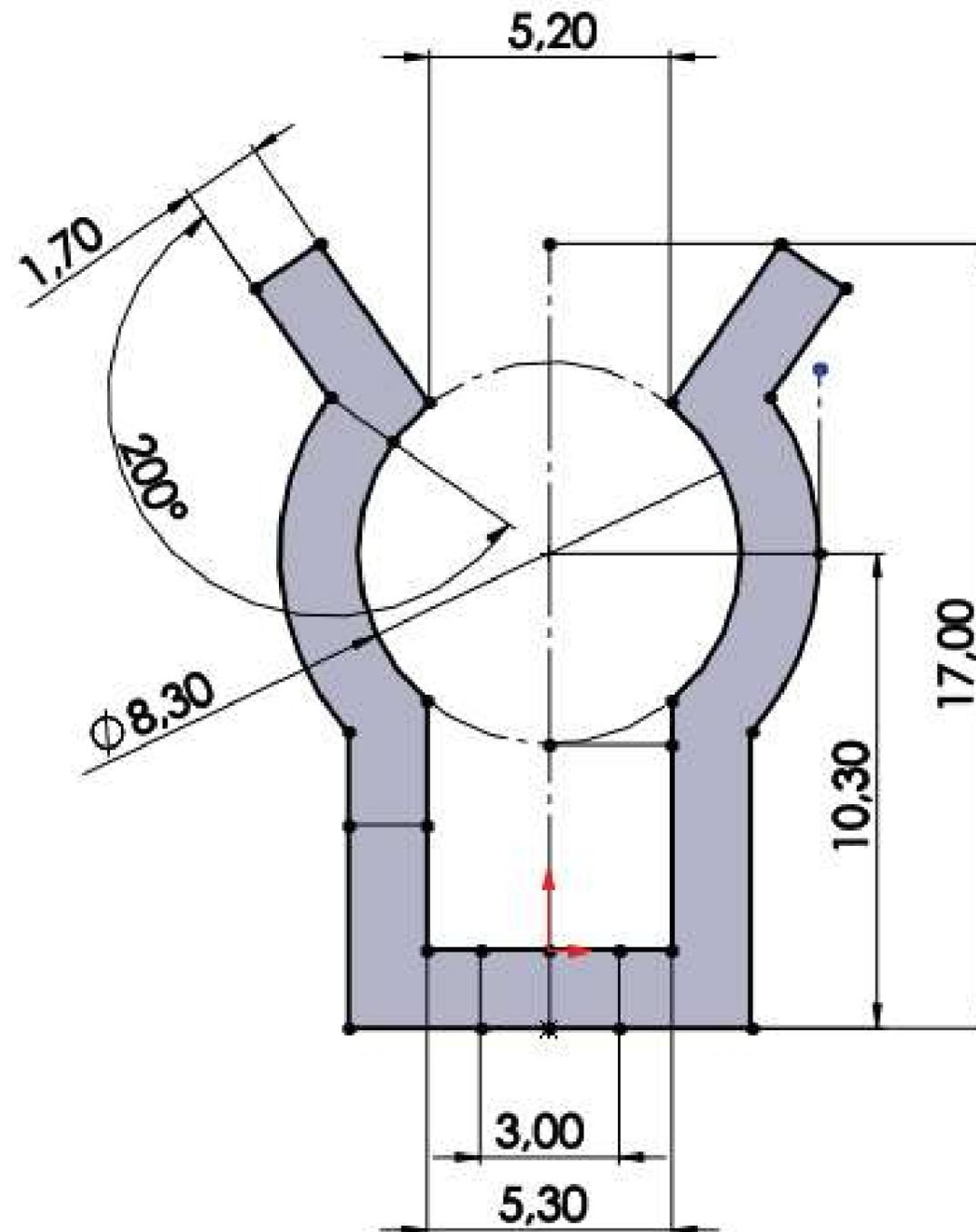
El modelo de clip escogido para el proyecto es el **clip de tubo**, con las dimensiones especificadas en el croquis de la imagen.

Los modelos de clip que ofrece la empresa Araymond Industrial en su catálogo de clipajes. Este catálogo se encuentra en la sección de anexos de este dossier de proyecto.

El modelo en concreto tiene el número de referencia 053133010. Este modelo tiene como **cotas de gálibo** las siguientes medidas.



Diámetro	lxb	h
7,5-8,5	9,3	11.5



Algunos modelos de clips en los que se basa el diseño de la geometría del clip de fabricación propia.

**Las medidas están ligeramente modificadas** dado que las características del material (PLA) son diferentes a las del acero con el que se fabrican los clips comerciales.

# 9. PRÓTESIS MODULAR

## 9.5. SISTEMA DE UNIÓN - CONCEPTOS 1 Y 2

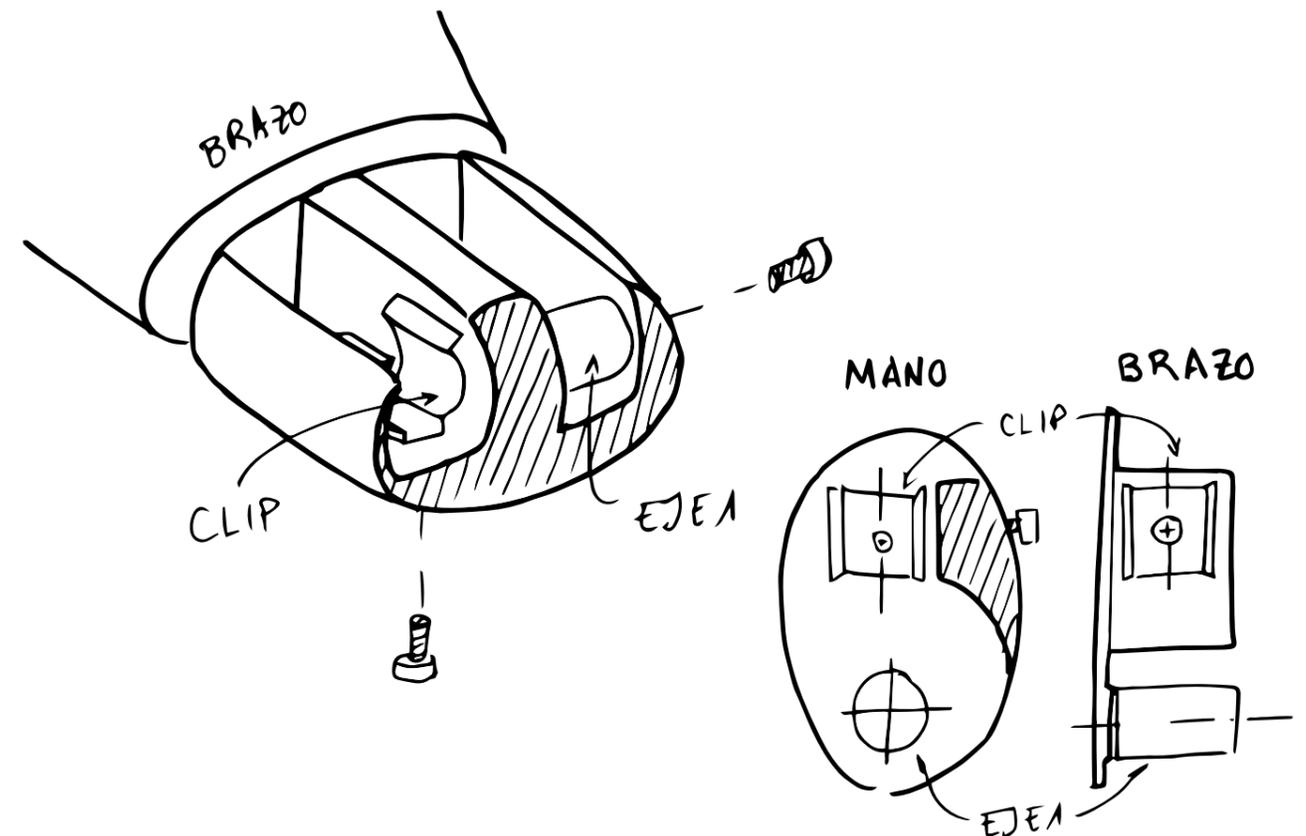
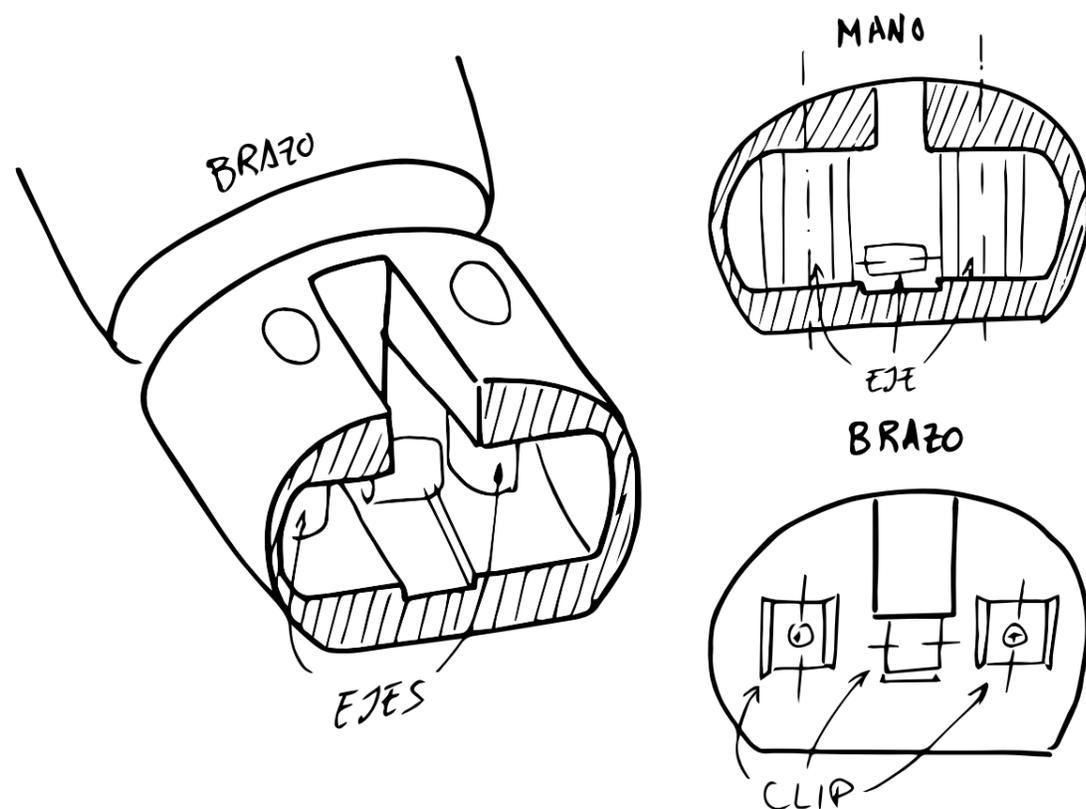
Una vez evolucionado el concepto de unión desmontable mediante clips y haber estado experimentando tanto en el entorno de ensamblaje digital cómo haciendo pruebas impresas en 3D (mirar la parte de anexos correspondiente) si llego a tres formas finales de unión, cada una con diferentes características, ventajas e inconvenientes.

La primera forma se basa en un sistema de dos pasos: Movimiento **desplazamiento hacia delante** para ensamblar clips en un sentido, y de **desplazamiento hacia abajo** para unir un último clip en este sentido de movimiento.

La principal desventaja es que es un movimiento con una **relativa facilidad de desanclaje involuntario**, al ser movimientos que pueden realizarse de forma natural en el día a día de uso de las prótesis.

El segundo modo de anclaje cuenta con un primer movimiento de **desplazamiento en sentido vertical hacia abajo**, y un segundo desplazamiento en **rotación a favor de las agujas del reloj**, con centro de rotación en el eje ensamblado en un principio. Al llegar hasta determinado. Esta pieza en rotación choca con un clip que permite la fijación de los dos elementos de forma solidaria.

Aunque los movimientos **dejan de ser tan naturales** como el del primer tipo de anclaje, la desventaja en este caso de este sistema es que **no es simétrico** en sus ejes de fijación, por lo que la unión no es del todo inmóvil.

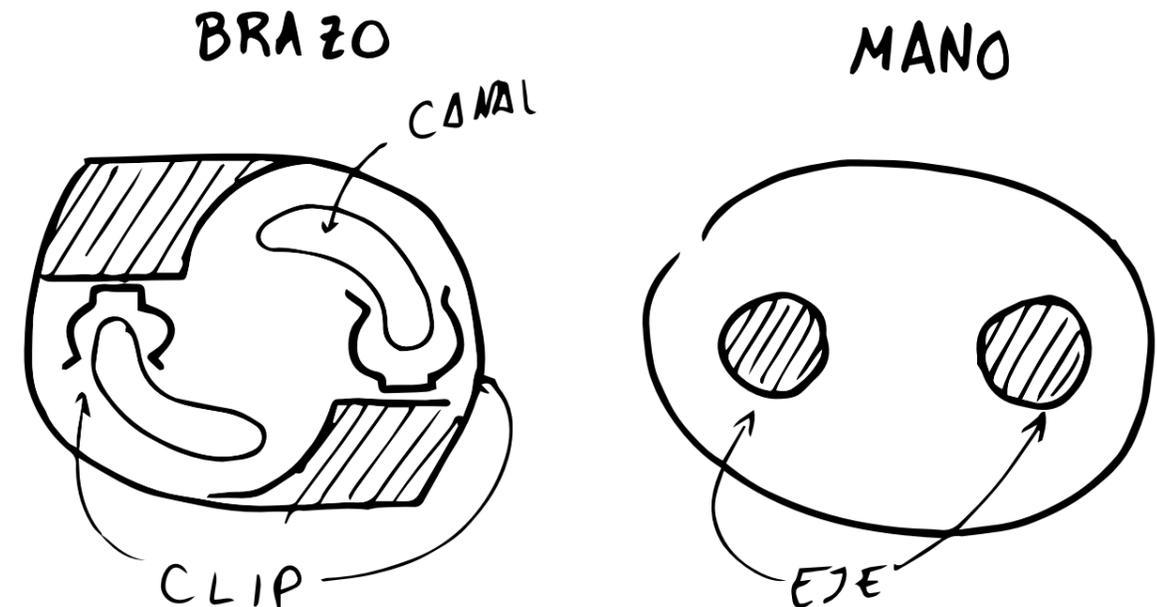
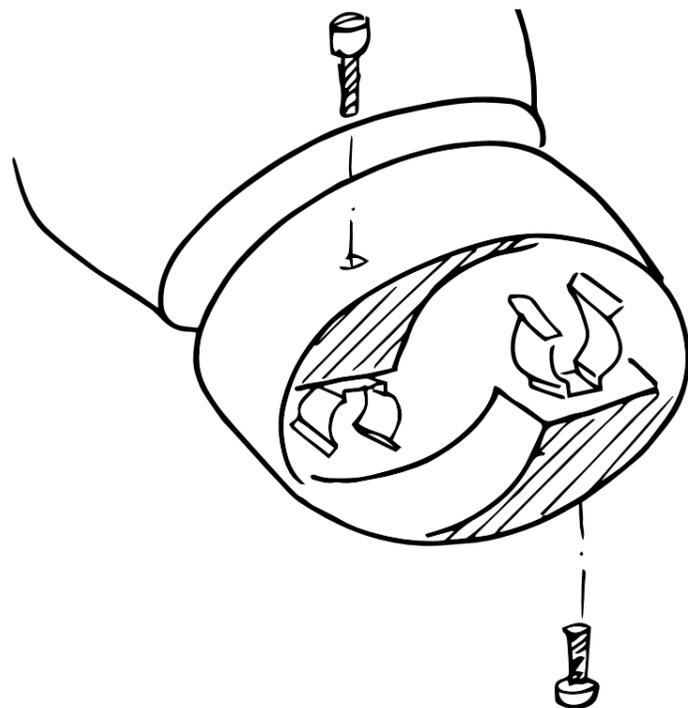


# 9. PRÓTESIS MODULAR

## 9.6. SISTEMA DE UNIÓN - CONCEPTO 3

El tercer y último tipo tiene como dos movimientos principales el desplazamiento en el eje horizontal hacia delante alineando un eje central. **Este eje central es producto de la evolución formal** de un primer boceto de posible unión. Gracias a este eje central no solo permite al usuario encontrar de forma más fácil el cabezal sin tener que mirar, y no te ayuda en el mismo movimiento de rotación posterior. **La rotación mencionada se realiza a favor de las agujas del reloj** y tiene como objetivo anclar dos varillas en dos clips de forma simultánea. Una tercera pieza colocada hija en el cabezal con dibujos de ranuras circulares se encarga de que no pueda desensamblar sin haber girado en el sentido contrario previamente, lo que permite al usuario cambiar de cabezal.

La principal desventaja es que pese a que en un sentido de rotación inmoviliza el giro, en el otro podría haber problemas de desanclaje, por lo que el sentido de rotación es importante en este caso.



Este último es el sistema elegido por tener un buen número de **ventajas** con respecto a los anteriores diseños, siendo las más importantes:

**El movimiento es simétrico.** Al contrario que en el anterior diseño con el eje de rotación en un lado de la estructura, este modelo cuenta con dos canales para guiar el movimiento centrado en los ejes de simetría de la pieza.

**Es un movimiento basado en la rotación.** Esto quiere decir que será más difícil de desacoplar con movimientos naturales, ya que es mucho más frecuente un movimiento de desplazamiento que uno de rotación de muñeca en el día a día.

**El diseño resulta reconocible por su simpleza,** al contrario que los otros sistemas, es más intuitivo que los otros diseños. Esto es de gran ayuda a la hora de encontrar el punto donde se introducirán los ejes del mecanismo, ya que hay que contar con que debe poder ser colocado sin el sentido de la vista.

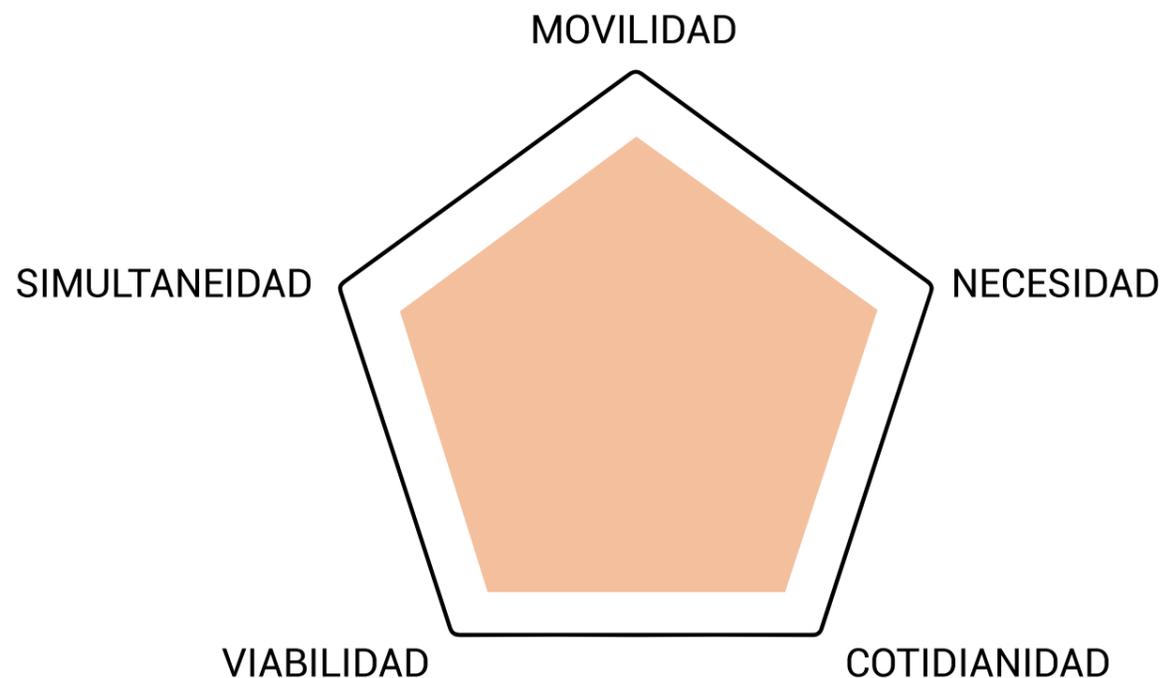
El diseño será desarrollado con más detalle en la **fase 3** del proyecto.

# 9. PRÓTESIS MODULAR

## 9.7. ELECCIÓN DE MÓDULOS

Como existen muchas acciones que se pueden realizar en el día a día y es inviable tener un módulo diferente para cada una de ellas, en estas páginas se procede a realizar una técnica creativa de **discriminación de acciones** basada en la fragmentación de dicha acción en **cinco puntos**, y comprobar como satisface esos puntos.

En función de cómo rellene el siguiente diagrama, se podrá ver cuáles son los puntos fuertes y débiles de cada posible módulo con respecto a cada uno de estos puntos básicos. La acción que rellene el pentágono de ponderación de forma más satisfactoria será la elegida, así hasta llegar a la elección de tres módulos diferentes que suplan la mayor necesidad.



**La movilidad** hace referencia a la característica que la acción pueda suplir en cuanto a los desplazamientos de un lugar a otro, ya sea dentro de la casa como en un núcleo urbano.

**La necesidad** es el grado de importancia que merece la acción, esta importancia es definida por la urgencia de la acción para poder ser completada por uno mismo en el día a día, siendo crítica si dicha acción cuanta la dependencia del usuario de forma drástica.

**La cotidianidad** es el grado de regularidad que la acción se produce en el tiempo, es decir, cuantas más veces se realice en una jornada será más cotidiana.

**La viabilidad** de la acción irá determinada con vistas a la viabilidad de diseño del módulo, siendo determinadas acciones, como un módulo para controlar el móvil o el control de sistemas complejos actividades que requieren de tanta ayuda que resulta más práctico contar con un tercero.

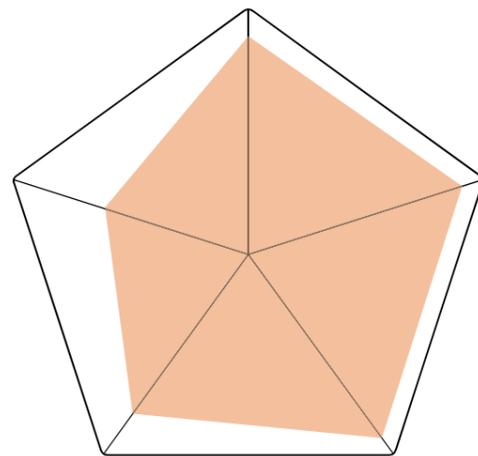
**La simultaneidad** en este caso permite conocer si esta acción puede solaparse con otras, o por el contrario requiere de la máxima concentración en la acción principal, lo que elimina la opción de completar otras funciones secundarias durante su ejecución.

# 9. PRÓTESIS MODULAR

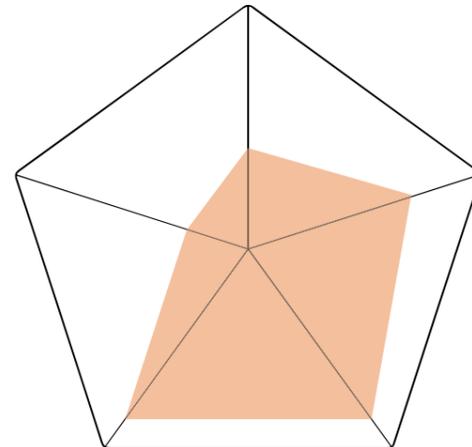
## 9.7. ELECCIÓN DE MÓDULOS

En los gráficos ponderados se pueden ver las **características de cada módulo**, (elegidos durante la fase 1 durante las reuniones con Alberto) basándose en puntos de ponderación anteriores.

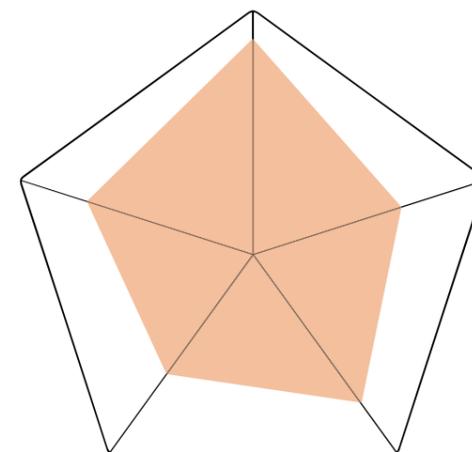
Bastón



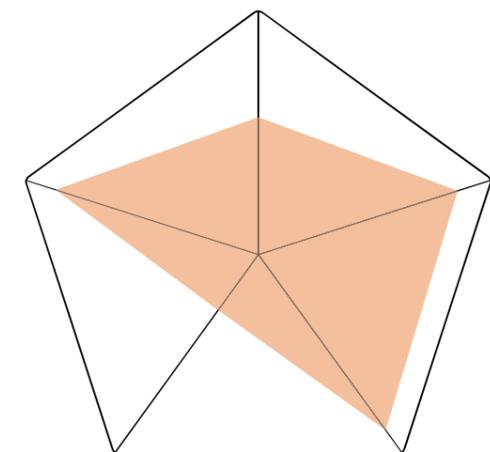
Escritura  
(Paneles táctiles)



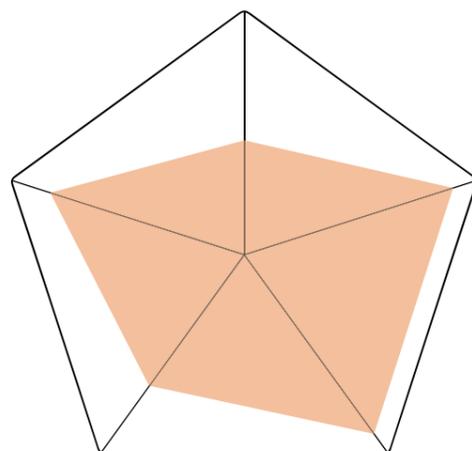
Asir arnés  
(perro guía)



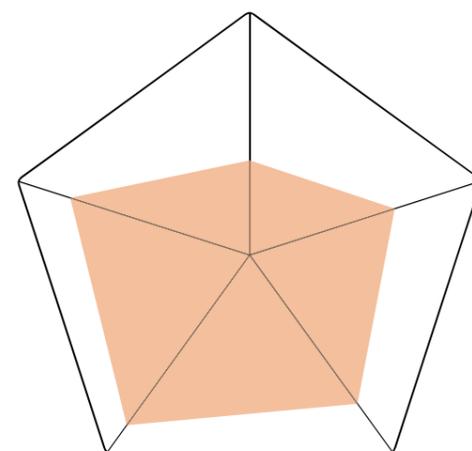
Asir objetos  
(Tamaño medio)



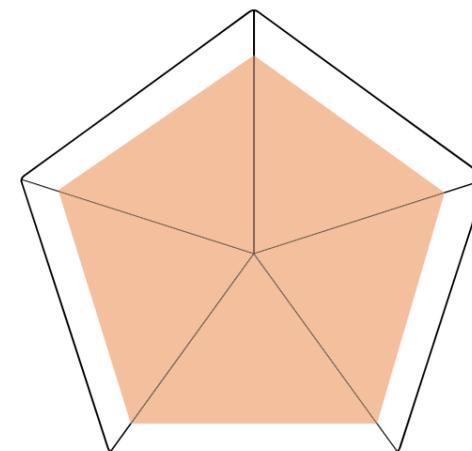
Alimentación  
(Cubiertos)



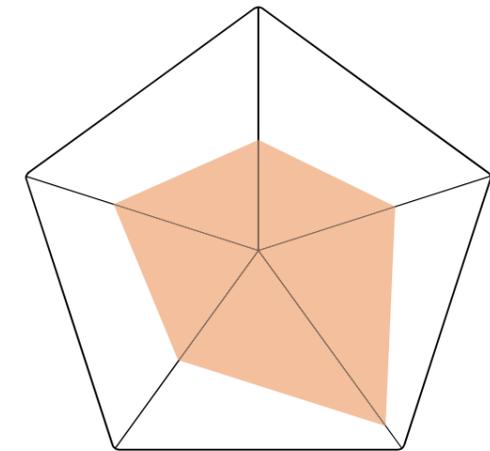
Uso de herramientas  
con mango



Apertura de puertas



Uso de elementos  
electrónicos



# 9. PRÓTESIS MODULAR

## 9.7. ELECCIÓN DE MÓDULOS

Este análisis previo ha logrado aportar de forma clara qué puntos son los **más importantes** en el día a día de Alberto, y gracias a la forma gráfica de los polígonos anteriores se pueden ver e incluso **complementar diferentes acciones** valorando su compatibilidad para ser realizadas en el mismo momento.

Hay varias acciones que **han sido suprimidas de la ponderación**, ya que aunque son importantes, los testimonios de Alberto afirman que resulta más sencillo desenvolverse sin las prótesis que con ellas para determinadas acciones.

El uso de cubiertos no puede ser **suplido por un cabezal modular**, dado que los utensilios que utiliza actualmente Alberto para comer son una versión mejorada de estos rudimentarios brazaletes.



En vez de estos, utiliza una muñequera que afianzada a su brazo derecho, permite introducir en ella los cubiertos necesarios.

Una prótesis en este caso no serviría de ayuda dado que la zona de anclaje está **mucho más cercana al codo** que a la zona donde van colocados estos anclajes.

En su defecto, **se estudiará posteriormente** cómo integrar las funciones de esta muñequera en la prótesis fija, para tener los cubiertos disponibles de una forma más sencilla y con una maniobrabilidad más óptima durante la ejecución de la acción de comer.

Los cabezales escogidos para ser desarrollados en fases posteriores del proyecto son:

**El módulo de bastón**, un imprescindible en la vida cotidiana, dadas las mejoras que aporta, de movilidad, eficiencia con respecto al sistema que usa actualmente Alberto y viabilidad de diseño, dado que el bastón es un modelo único, lo que hará que el módulo no requiera de un amplio grado de libertad para adaptarse a diferentes tamaños.

**El módulo de perro guía** principalmente para complementar la función del bastón, en trayectos donde el bastón quizá no sea suficiente, como en grandes ciudades o desplazamientos con un peligro de perderse considerable, podrá cubrir las necesidades que el bastón no puede.

El tercer módulo a desarrollar es el la **capacidad de asir herramientas de mango**. Para ello, se planteará un módulo con receptáculo para poder afianzar las diferentes herramientas. La decisión de elegir este módulo es el de la adaptabilidad, ya que puede suplir muchas acciones si se es planteado correctamente.

El último módulo a elegir es el del **agarre de vasos y objetos cilíndricos**, como latas y productos que puedan cogerse con una mano naturalmente sin realizar mucha fuerza.

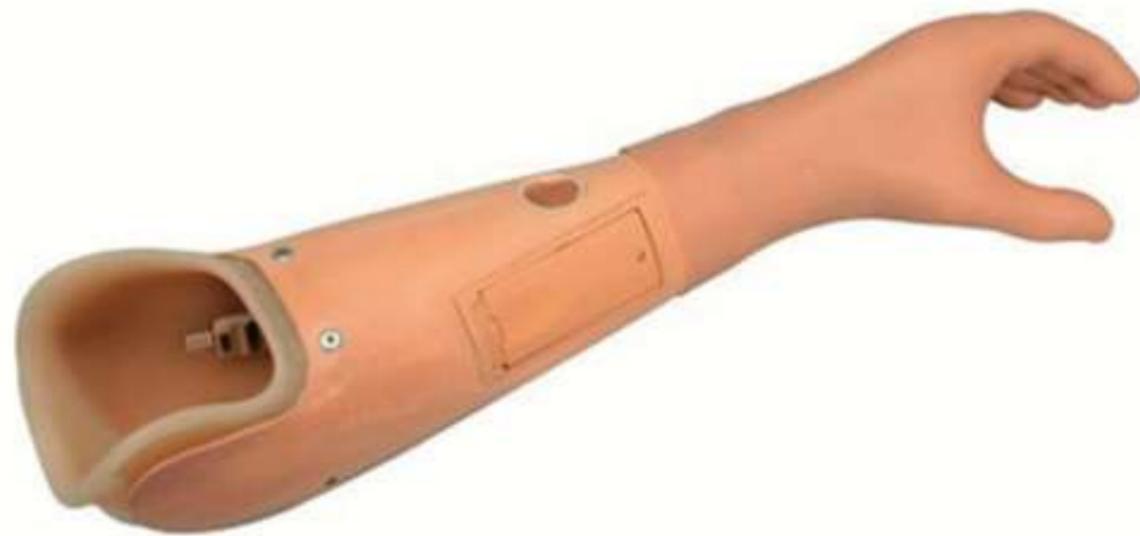
# 10. DISEÑO DEL ENCAJE

## 10.1. PLANTEAMIENTO INICIAL

El encaje de la prótesis es la **parte que va directamente unida al antebrazo en una prótesis transradial**, es decir, es la base donde se ancla todo el sistema de manos, garfios y demás útiles para que el usuario que sufra de amputación pueda utilizar dichos mecanismos y terminaciones.

El diseño de este encaje no varía de la visión típica de un encaje convencional,, de hecho el diseño final incluirá un liner que servirá de acomodación para el miembro.

En una prótesis mecánica accionada por fuerza humana, el anclaje tiene principalmente la función de anclaje al cuerpo, mediante una serie de arneses que se afianzan al hombro y torso del usuario, mientras que en una prótesis mioeléctrica se añade la función de que albergará los electrodos que permiten el movimiento de los terminales conectados a ella, como la mano Michelangelo de Ottobock.



*Muestra de un encaje comercial, en este caso el brazo Myofacil de Ottobock*

Entre los objetivos del proyecto, se encuentra el diseño y desarrollo con posterior fabricación mediante técnicas de prototipado rápido de un encaje funcional para el usuario objetivo del proyecto.

Debe quedar claro que este diseño de encaje transradial **solo es un acercamiento puramente funcional, un prototipo para que Alberto compruebe los resultados del trabajo** y dé constancia de la mejoría que supone la alternativa planteada en el proyecto ante sus necesidades más básicas. Por esto, el diseño final se corresponde al del final del proyecto y su alcance, no al diseño final que acabará por tener.

Dicho esto, el encaje a diseñar debe tener en cuenta una serie de consideraciones iniciales:

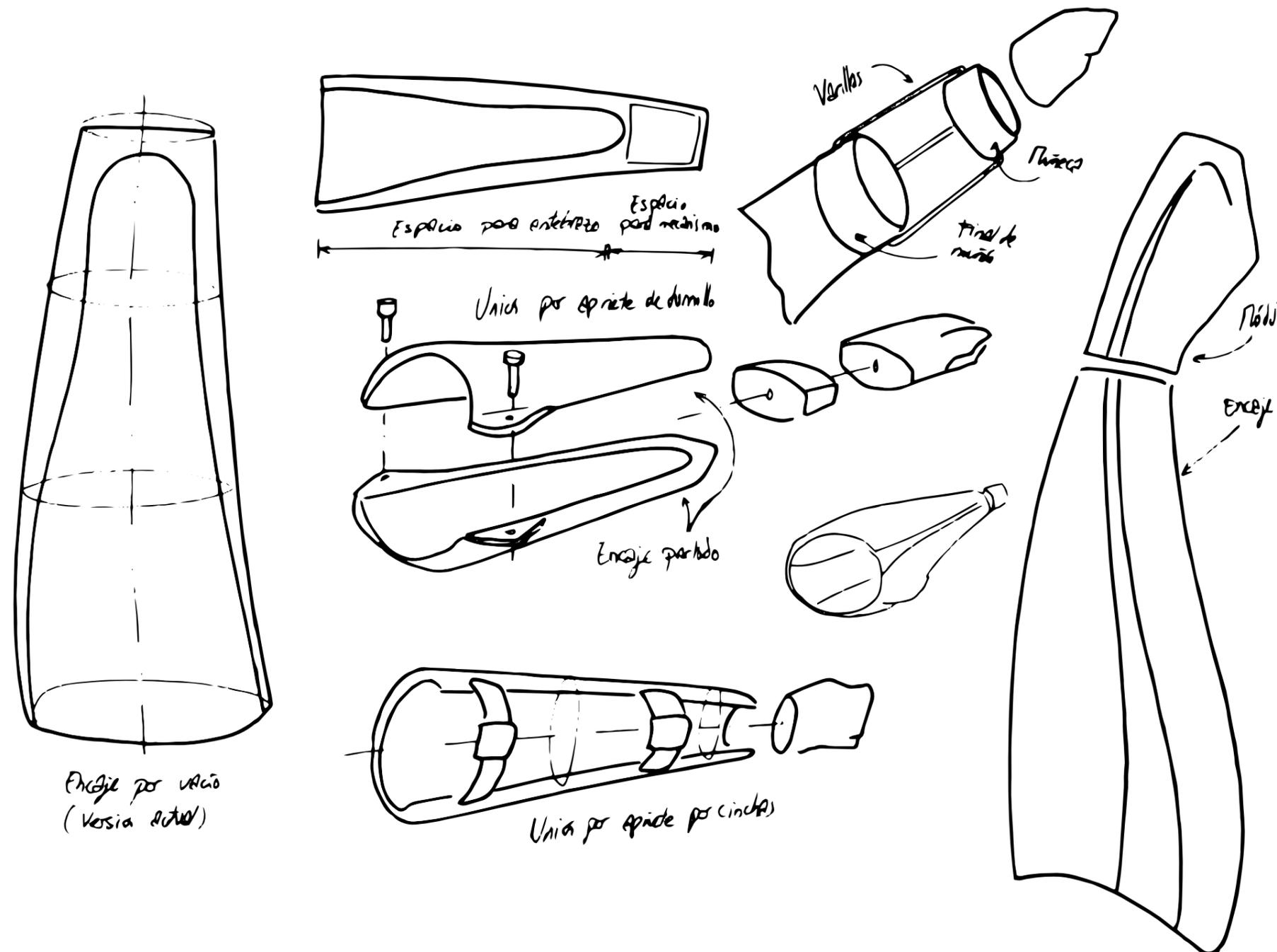
- **Debe poder albergar el liner de silicona** que se consigue mediante el colado en los moldes específicos para el brazo derecho de Alberto, por lo que aparte del hueco del antebrazo, deberá tener un leve engrosamiento en todo el volumen interior para poder tener en cuenta el espesor del propio guante.

- **Debe seguir la dirección natural del brazo de Alberto**, no referido a la estructura ósea del cúbito y radio, sino a la geometría del muñón y su característica forma de engrosar al llegar al final del brazo.

- **Debe almacenar dentro una de las partes del sistema de unión planteado anteriormente**, que servirá para anclar cada uno de los módulos gracias a la serie de movimientos de antebrazo a realizar para la ejecución del sellado del mecanismo.

# 10. DISEÑO DEL ENCAJE

## 10.2. BOCETADO DE SOLUCIONES



Gracias al estudio de mercado sobre los actuales formas de realizar el encaje, se pudo tener en cuenta todas las formas de anclaje del mismo al antebrazo del usuario.

Desde un primer momento del proyecto el modo de anclaje final sería el de unión por vacío y silicona, pero para este encaje, que es un primer acercamiento a la solución final y por tanto sólo un prototipo, se plantean otras formas de encaje como la unión por cintas, unión por presión atornillada y por supuesto, el vacío.

El encaje no tiene por qué tener líneas puramente rectas, y, de hecho, las formas orgánicas ayudan mucho a la hora del diseño por lo que ya desde esta fase, la orientación inicial para el modelado será una combinación de solevados mediante croquis a diferentes alturas.

# 11. DISEÑO DE MÓDULOS

---

## 11.1. DISEÑO DE CONCEPTO I - SUJECIÓN DE OBJETOS

---

Otra actividad muy importante en el día a día es sujetar diferentes objetos de un volumen considerable que quizá no quepan en un bolsillo, como vasos. El primer módulo que se presenta es útil no solo para la sujeción de objetos sino que también se piensa como medio para coger latas, asirse a barras de transporte público, etc.

Para suplir todas esas carencias, el módulo debe poder permitir la sujeción de un elemento de estas características, y además adaptarse a diferentes tamaños, debido a la gran cantidad de objetos, cada uno con un tamaño único, que puede sujetar una persona a lo largo del día.

Para ello, se debe pensar en una forma que pueda permitir esta adaptabilidad. Como el sistema debe permanecer lo más simple posible, ha de tenerse en cuenta que haya el **mínimo de piezas** dentro del mecanismo que permita amoldarse a los diferentes tamaños de vaso.



Para este proyecto, solo se contempla desarrollar el módulo 1, de agarre de bastón, dado que fue considerado el más importante según los análisis de la fase anterior. **Este módulo y los siguientes se plantean únicamente en fase de diseño y desarrollo**, pero no se plantea la fase de impresión y diseño posteriores.

Como este módulo presenta una viabilidad de fabricación más compleja, se plantean dos formas de acercamiento a los objetivos de planteados, en forma de dos posibles conceptos únicamente planteados, sin llegar a la decisión de escoger uno de ellos.

**El primero se plantea para ser fabricado en una sola pieza**, y mediante el espesor de las partes que componen la geometría de lo que se asemejarían a los dedos de la mano, el objeto en cuestión a agarrar, sea vaso, lata u otro objeto, pudiera ser asido gracias a las propiedades elásticas del material plástico.

**El segundo diseño sustituye el efecto elástico del material** del que se compone el módulo con la adición de un **componente móvil** al sistema. Este componente móvil haría las veces de pulgar, que accionado por un muelle u otro sistema elástico metálico, haría que esta pieza ofreciera la suficiente fuerza para poder asir el objeto.

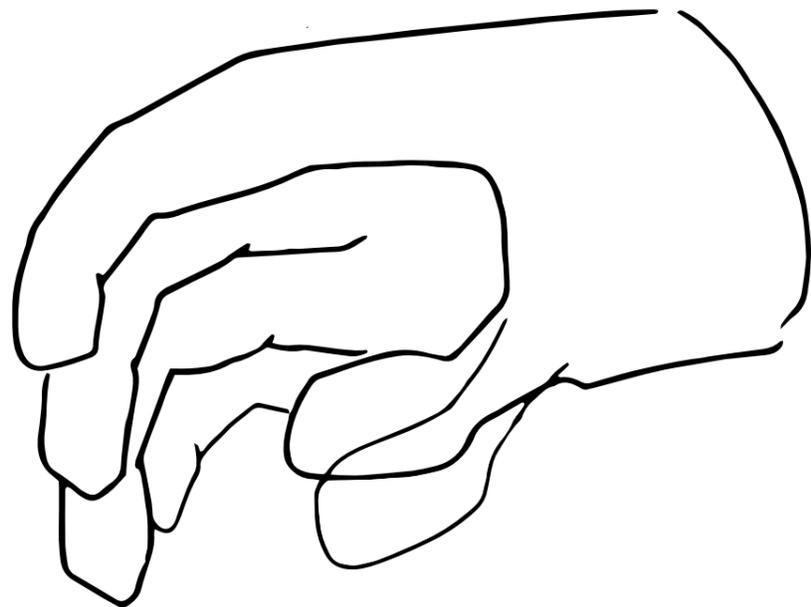
# 11. DISEÑO DE MÓDULOS

## 11.1. DISEÑO DE CONCEPTO I - SUJECIÓN DE OBJETOS

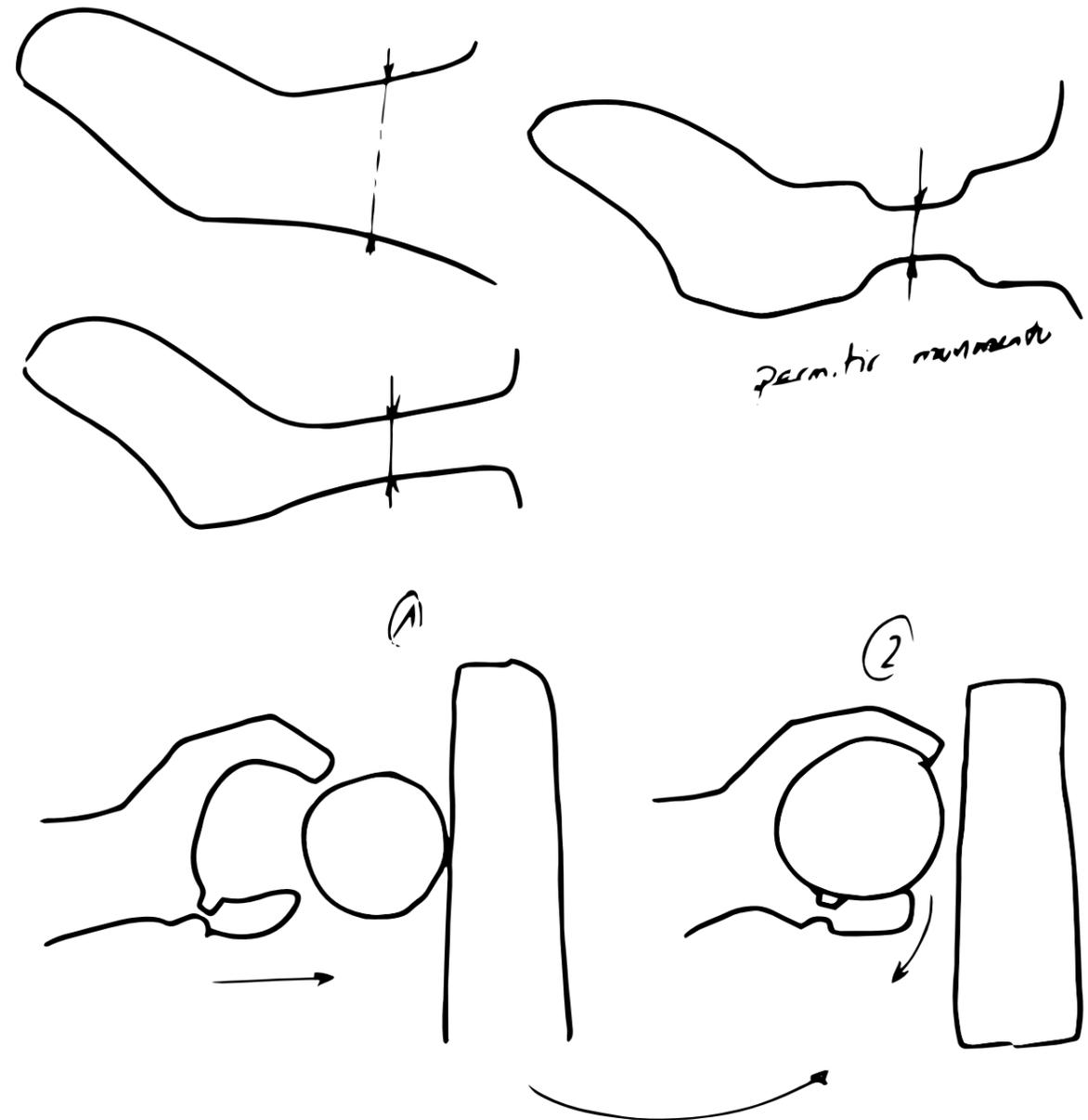
### Solución inicial - Pulgar elástico

Para darle cierta forma anatómica se conservan los cuatro dedos índice, corazón, anular y meñique que adoptan una posición en forma de semicírculo con ayuda de la palma de la mano, que hará de pared para que el objeto no se caiga. Se le ha ido dando cierta "conicidad" a cada dedo con respecto al anterior, lo que hace que la forma resultante se parezca más a si se agarrara un cono invertido que un cilindro. La razón de esto es que sea más difícil para el objeto que resbale de la prótesis.

La idea inicial era mantener una forma común a todos los objetos que se pudieran asir, pero esto restringe tanto las posibles funciones que puede adoptar en cuanto a agarre de diferentes objetos, como al tamaño de estos objetos. No es lo mismo agarrar una lata que un vaso, u objetos más irregulares como frutas.



Formas de elasticidad



# 11. DISEÑO DE MÓDULOS

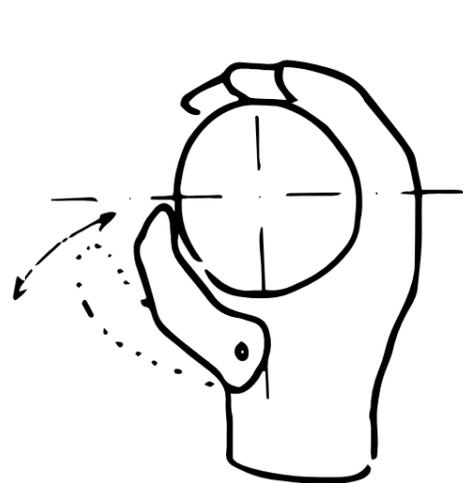
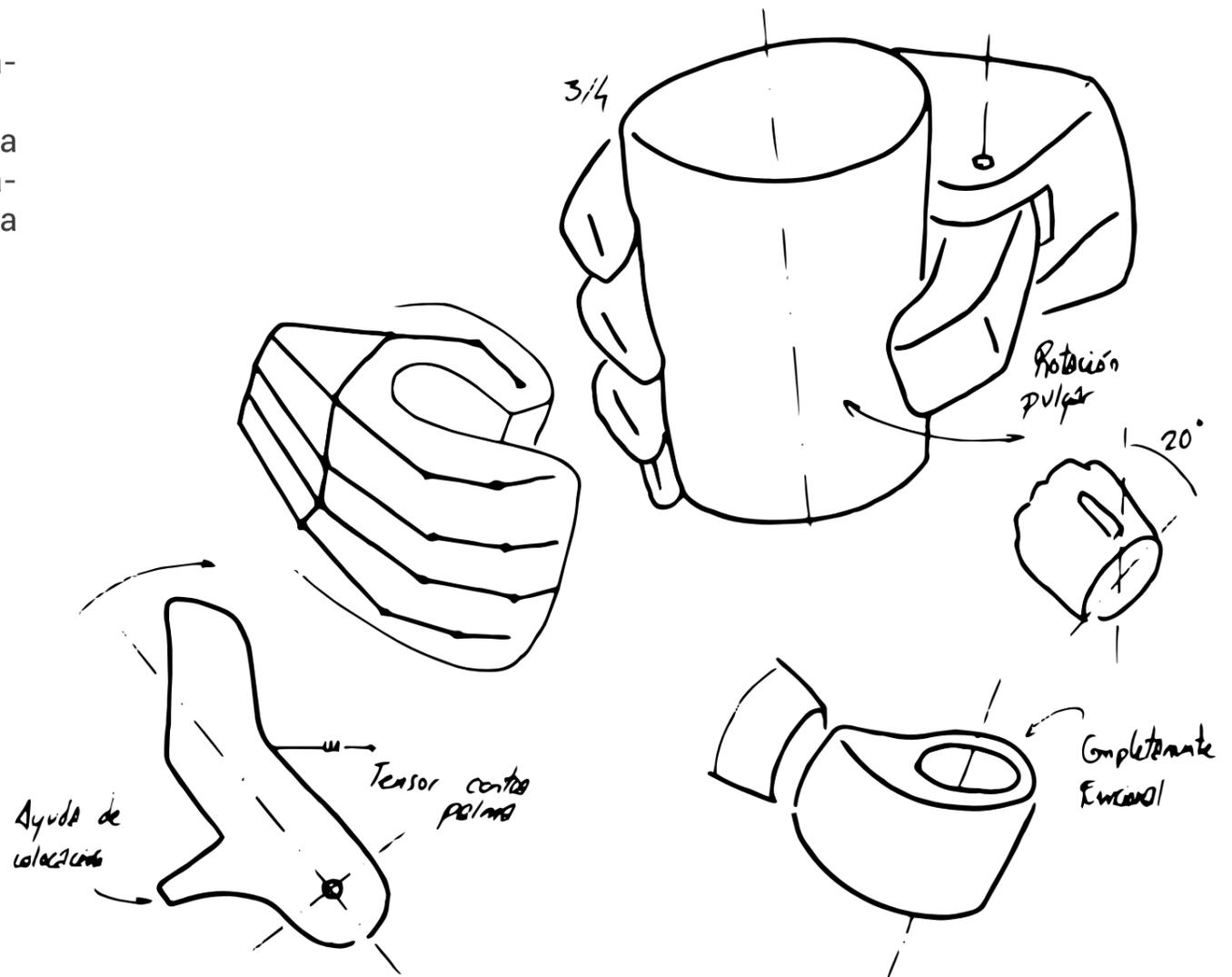
## 11.1. DISEÑO DE CONCEPTO I - SUJECIÓN DE OBJETOS

### Solución 2: Pulgar oponible

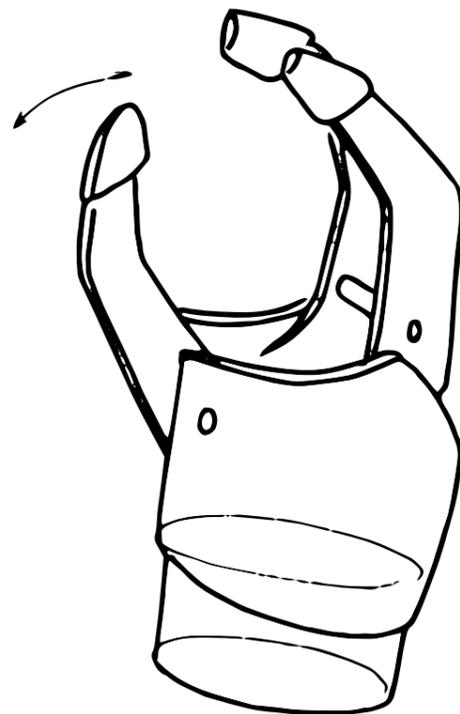
Como no se puede hacer un tamaño de mano para cada uso, debe haber una parte móvil que permita adaptarse a cada situación. Esta parte será el dedo pulgar, que, mediante un sistema tensor permitirá tanto hacer presión en el objeto e impedir que caiga, como hacer más fácil la tarea de ensanchar la mano y poder "reabrir" este agarre.

Una palomilla conllevaría hacer un gran esfuerzo al usuario dado el gran tamaño que puede abarcar este agarre.

Se tendrá en especial cuenta el material de este cabezal en concreto dado a que al depender de la fricción, no se puede tomar a la ligera la elección de materiales que cubrirán las yemas de los dedos, así como el dorso interior de cada dedo y la palma.



- Bisqueña adaptabilidad a diferentes tamaños
- Sin ayudas externas



# 11. DISEÑO DE MÓDULOS

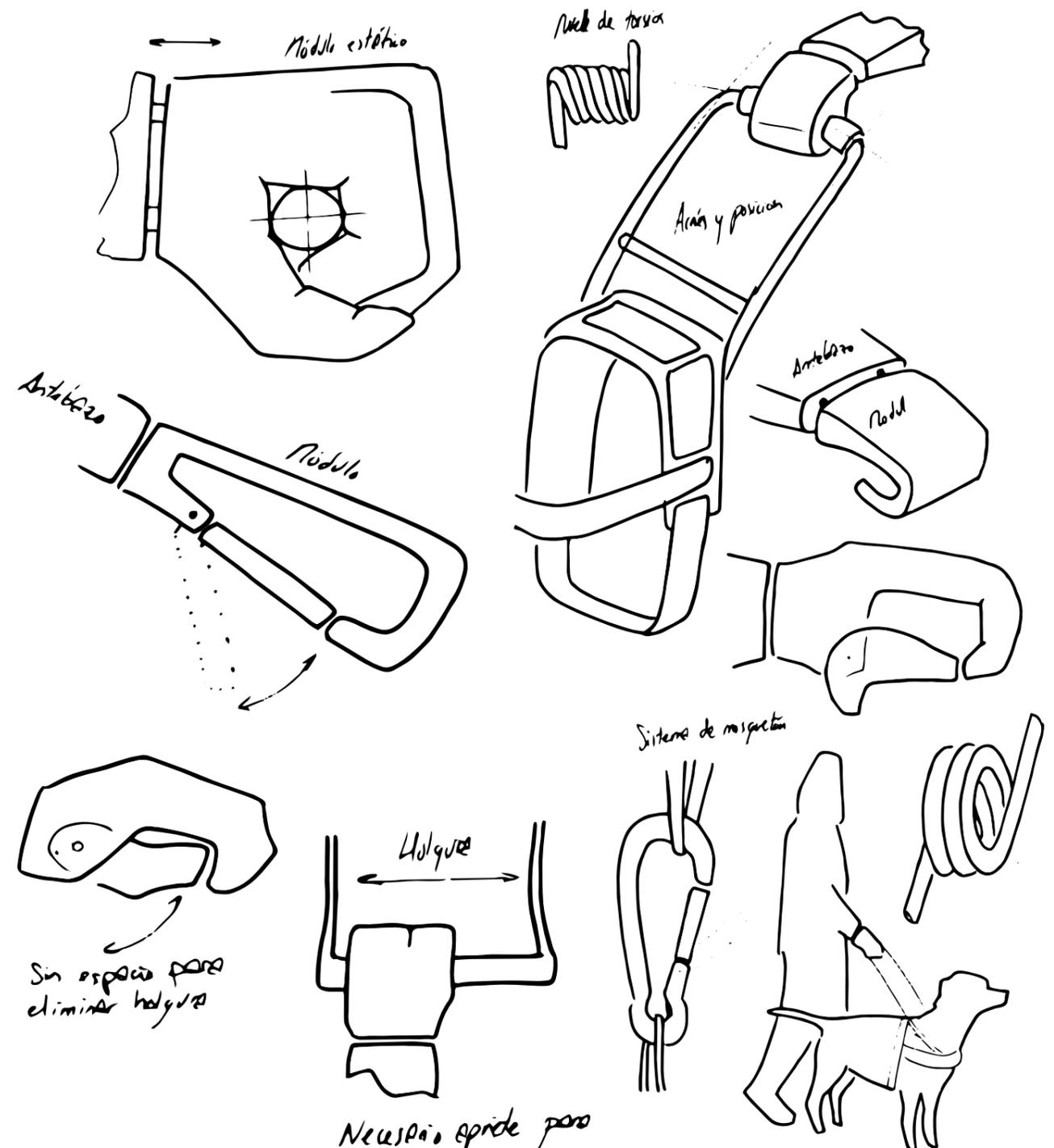
## 11.2. DISEÑO DE CONCEPTO II - SUJECIÓN DE ARNÉS

Como se ha comentado anteriormente, un perro guía es una herramienta de lo más útil en el día a día de una persona invidente. Teniendo en cuenta las consideraciones vistas en la fase 1, el diseño de este módulo en concreto debe cumplir dos condiciones básicas:

- **Afianzamiento de la correa en una posición fija.** Esto quiere decir que no puede haber holgura en el uso de la herramienta con el arnés del perro, porque de haberla se perdería sensibilidad sobre las indicaciones que pudiera dar ante algún peligro. Además, a la inversa también es necesario, dado que como la persona es el verdadero piloto en la acción de desplazamiento, si diera la orden de giro a un lado o de un alto en la marcha, la orden deberá ser recibida al instante por el animal.

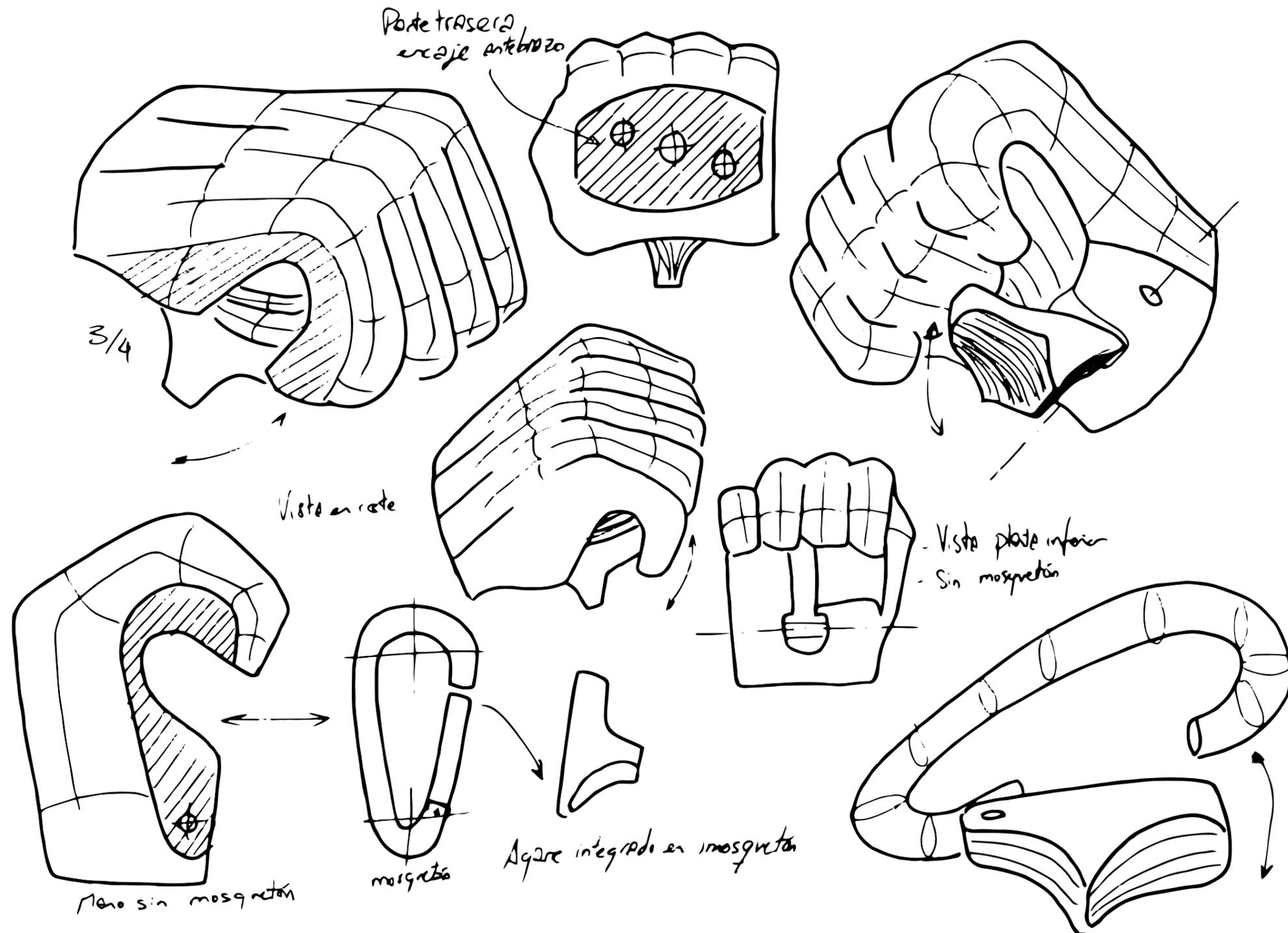
- **Deber poder desanclarse del arnés de forma lo más fácil posible.** Esto quiere decir que en el momento en el que se deje de usar, y con objetivo de poder ser desanclado del arnés, debe tener un sistema sencillo de desbloqueo que pueda ser utilizado por el mismo usuario. La pieza que haga las veces de bloqueo deberá tener un claro punto de acción para que el antebrazo de Alberto pueda ejercer la fuerza correcta sobre él.

Como se puede ver en los bocetos, se plantea un sistema de **mosquetón con presión constante sobre el objeto a asir**, que además tendrá añadido el sistema de desanclaje fácil en la misma pieza.



# 11. DISEÑO DE MÓDULOS

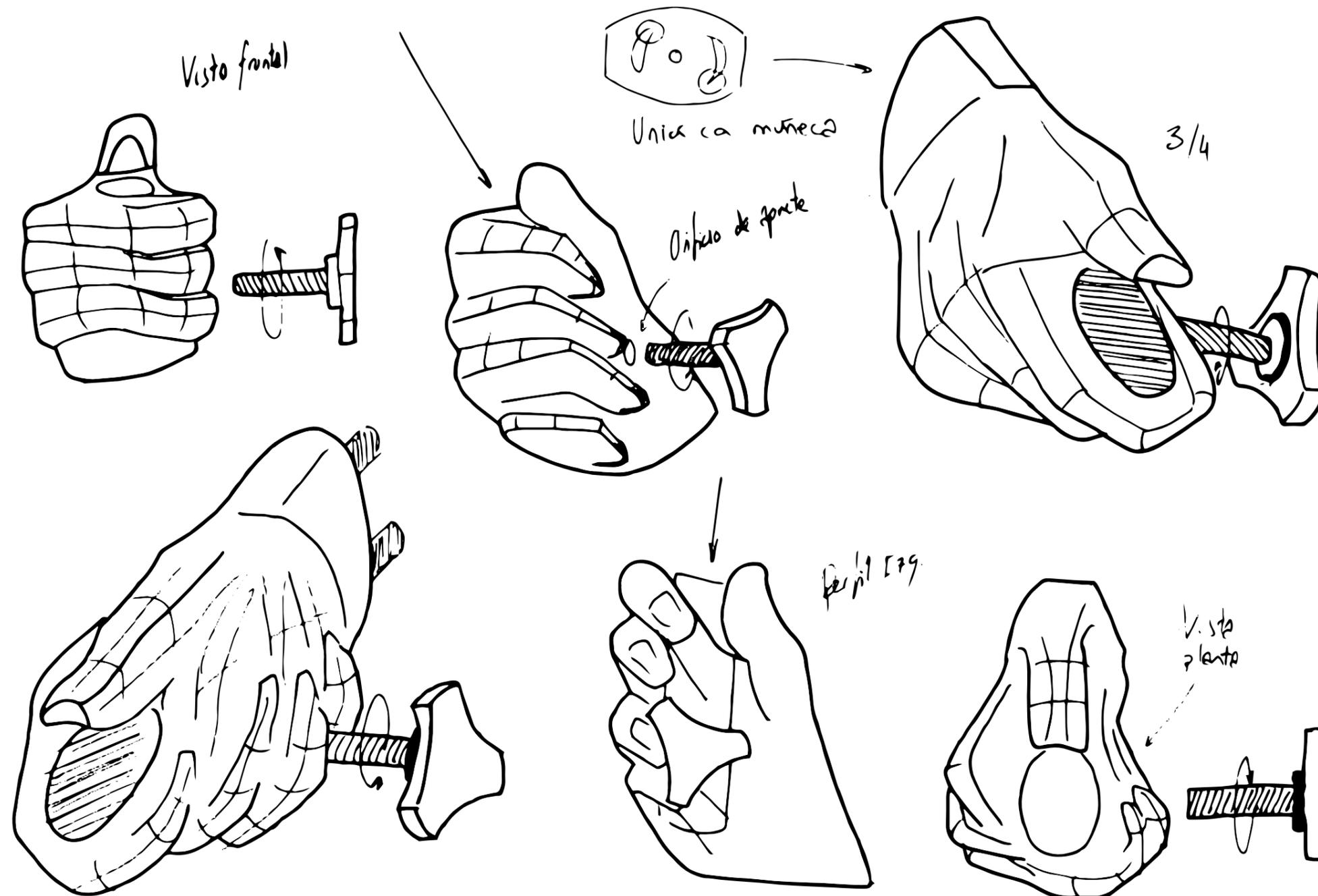
## 11.2. DISEÑO DE CONCEPTO II - SUJECIÓN DE ARNÉS





# 11. DISEÑO DE MÓDULOS

## 11.3. DISEÑO DE CONCEPTO III - SUJECIÓN DE HERRAMIENTAS



# 11. DISEÑO DE MÓDULOS

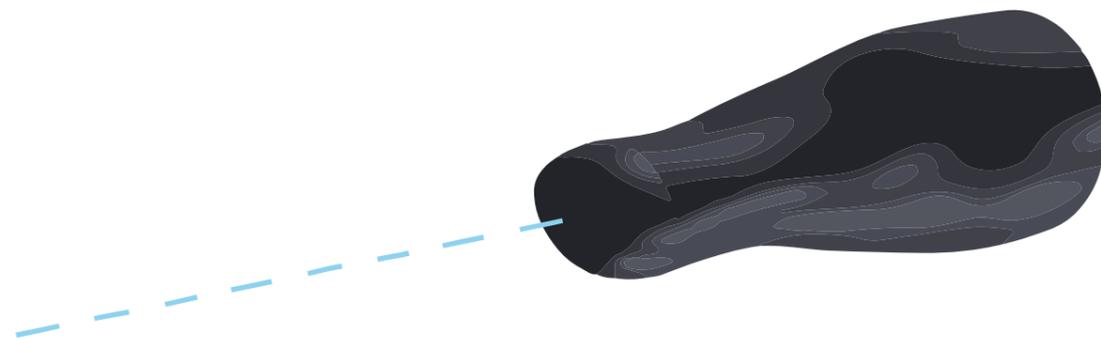
## 11.4. DISEÑO DE CONCEPTO IV - SUJECIÓN DE BASTÓN BLANCO

Este elemento básico para la ayuda a personas con tanto incapacidad parcial o total del sentido de la vista es uno de los módulos que se desarrollan para el proyecto, **dada su alta importancia** en las tareas de desplazamiento de un lugar a otro dentro de una ciudad o cualquier sitio desconocido para el usuario.

El sistema actual que utiliza Alberto en su día a día es un bastón modificado, dada la incapacidad de las prótesis para poder realizar correctamente esta tarea de forma independiente. Este bastón modificado **presenta una notable rectificación en la dirección** para poder orientar al suelo la contera (la punta rotatoria del bastón). Además, esta pieza también está modificada. Cuenta con un volumen de metal para hacer más fácil la toma de contacto con el suelo, lo que hace que el peso de todo el bastón aumente considerablemente.

El nuevo sistema pretende eliminar la carga innecesaria **de la pesa en la contera, lo que hará más fácil el manejo diario**. Para hacerlo, se debe orientar el bastón con un vector de dirección cercano al vector del brazo del usuario.

Con esto no solo se consigue redirigir de forma instantánea la manera en la que se apoya el bastón, sino que al realizar el movimiento con el codo y no la com-



*Vector de dirección del brazo, se intentará hacer que el bastón siga un vector colineal o como mínimo, paralelo en la medida de lo posible.*

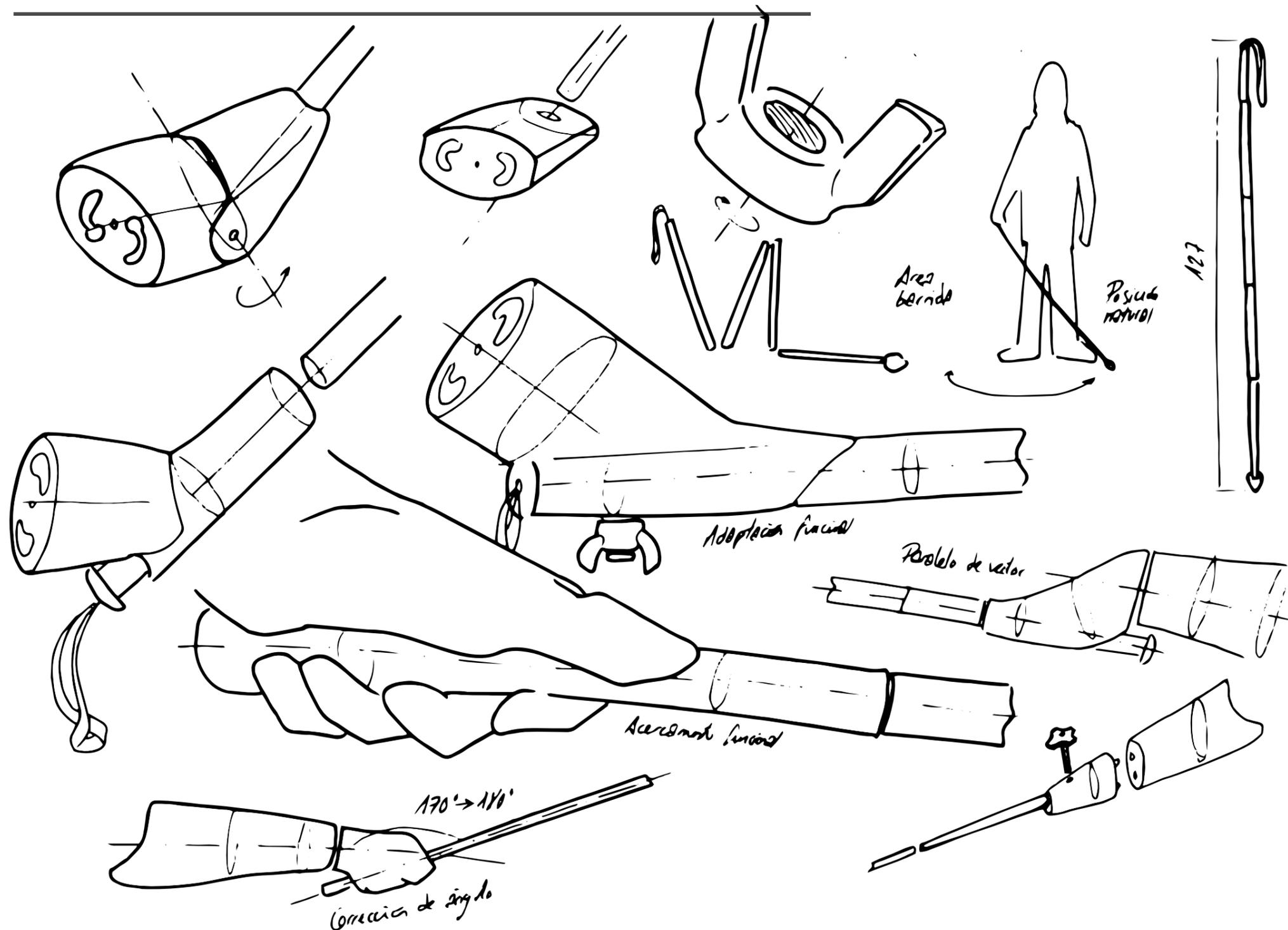
binación de huesos del antebrazo, se **reduce la posibilidad de que un mal giro pueda desencajar el sistema** de anclaje de la prótesis modular con su parte fija. El módulo debe ser una simplificación de la mano humana, tanto en estética como funcionalidad.



El modelo final resultante, y que servirá de base para realizar los siguientes módulos, es una mezcla entre la simplificación de la mano y la potenciación de la función para llegar a la forma siguiente. Es una deformación de la mano para poder llegar a este aprovechamiento máximo de la función y no guiarse por la forma anatómica de la mano.

# 11. DISEÑO DE MÓDULOS

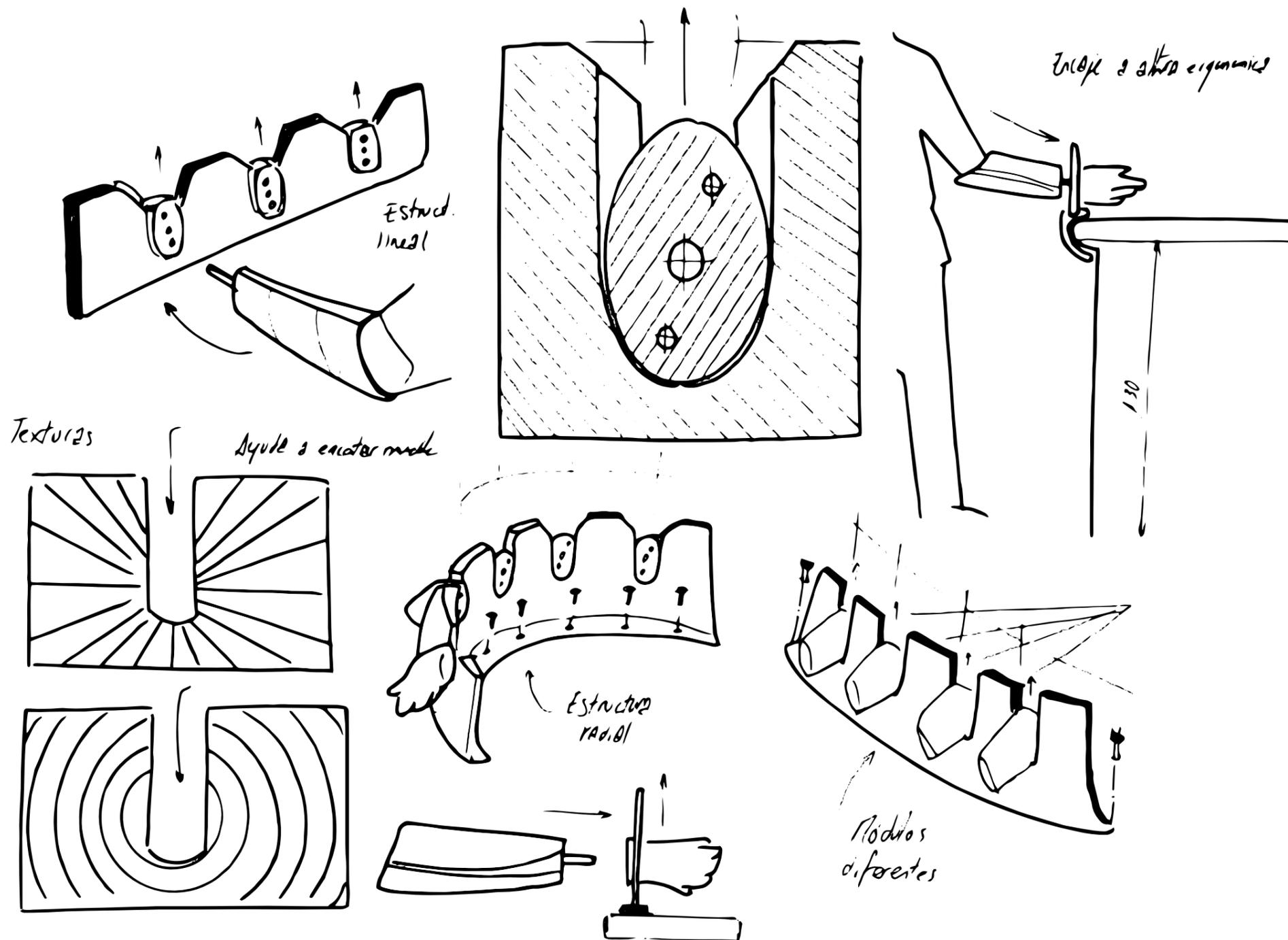
## 11.4. DISEÑO DE CONCEPTO IV - SUJECIÓN DE BASTÓN BLANCO



Se baraja en estos bocetos la presencia de una palomilla de apriete del bastón para afianzarlo dentro del módulo, así como la posibilidad de poder orientar el bastón según convenga al usuario.

Se debe tener en cuenta también el área barrida por el usuario, y que el barrido va a ser más cercano al lado derecho que al izquierdo, por lo que debe orientarse el módulo para que pueda barrer más fácilmente el lado opuesto a donde se encuentra el módulo.

# 12. DISEÑO DEL SOPORTE DE MÓDULOS



El mueble soporte de los módulos es el elemento del proyecto que **almacena de forma igual de accesible** todos los módulos que se disponen para ser usados.

No se define por completo dado que queda fuera del alcance del proyecto (No tiene sentido **seguir evolucionando el mueble si el encaje o algún módulo sufre evoluciones** que hagan inservibles los elementos ya diseñados). Las características que lo definen son:

La forma básica del mueble se basa en una **serie de ranurados** practicados en el tablero, donde se asentarán los diferentes módulos.

Una ayuda clave para hacer más fácil el proceso de colocación del módulo es el **texturizado de la cara del mueble**. Esta textura con relieve radial simplificaría la tarea de palpado hasta encontrar el orificio de entrada del eje del encaje.

Se colocará a una **altura considerable**, con el fin de que no haya que adoptar posturas no ergonómicas durante el proceso de colocación.

Se plantean varias formas, **radial, cóncava o lineal**, según el espacio disponible para colocar el soporte de módulos.

# 13. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 1

## 13.1. PROCESO DE MEDICIÓN

Para construir la prótesis, lo primero que se debe hacer es **obtener el liner o guante de silicona**, por lo que se necesitaba crear un molde donde colar dicha silicona. Para obtenerlo, se debe hacer a medida del paciente, por lo que una medición mediante sistemas de ingeniería inversa es necesaria.

Después de exponer los problemas de las prótesis de Alberto, se procedió a la reconstrucción de los brazos mediante **métodos de ingeniería inversa**.

El objetivo principal era recrear los guantes de silicona entre el brazo y la parte rígida de la prótesis a la cual se le aplica vacío posteriormente, para lo que se generaría un modelo de antebrazo.

Para esto, se dispuso de un **brazo escáner** de la empresa FARO, propiedad de la EINA, situado en el laboratorio de medición. Esta primera prueba no pretendía ser la versión final del modelo que se usaría posteriormente en el proyecto, ya que servía únicamente para comprobar la **viabilidad de los métodos de relleno de silicona**, que posteriormente se mencionará.

Para dicha medición, no se contaban con los medios para que los resultados fueran completamente fiables, debido al carácter provisional de ésta. El sujeto se dispuso con el **codo apoyado en una mesa y se le aplicaron diferentes dianas de medición** a lo largo de puntos estratégicos.



Estas dianas son **pequeñas pegatinas** que, una vez aplicado el proceso de escaneado, ayudan de forma considerable a la forma en la que se recogen los datos de la nube de puntos, además de contribuir a ver de **forma correcta el modelo** mientras y posteriormente a ser realizado el escaneado. Con el codo y el brazo paralelos a la mesa, el antebrazo se debía mantener erguido perpendicularmente a ella, con el fin de tener una **mayor maniobrabilidad** de movimientos con la herramienta de medición usada en el proceso.

# 13. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 1

## 13.1. PROCESO DE MEDICIÓN



Este es el brazo de **medición láser FARO**, usado en aplicaciones de ingeniería inversa para reconstruir productos de forma fiel a la realidad en un modelo digital. El sistema con el que lo hace es mediante un **haz lineal láser**, cuya función es arrojar una gran cantidad de puntos que rebotan contra el producto a medir, lo que luego se recogerá en forma de **nube de puntos** en el programa de ordenador.

Con el software **Geomagic Qualify 13**, instalado en los ordenadores de la universidad, se almacenaron los datos de la nube de puntos, para ser procesados por la herramienta **Geomagic Studio 12**.

El problema de esta medición fue que faltaban los medios adecuados para conseguir una **inmovilización completa** del brazo.

A raíz de esto, las mediciones tuvieron que repetirse, dos cada una, dado a pequeñas desviaciones de la nube de puntos causadas por estos **pequeños alabeos del brazo** a la hora de medirlo.

El resultado fueron cuatro archivos, dos por brazo, del escaneado de dichos miembros. Estos archivos son los que posteriormente **se tratarán para llegar a un modelo que pueda imprimirse**.



Para tratar estos archivos, se usan programas de tratado de nubes de puntos, como Geomagic Studio, Geomagic Wrap, o Autodesk 123Catch. La universidad es propietaria de licencias de Geomagic Studio 12, por lo que este procesado se realizó en dicho programa.

**El proceso de conversión es más sencillo** en este caso porque no se quiere obtener un modelo CAD ni un NURBS, sino que al ser provisional, con un resultado en forma de triángulos que se pudiera exportar a formato imprimible, (.stl, .obj, etc) es suficiente.

Los pasos a seguir siempre son más o menos los mismos, cuyo objetivo es obtener el modelo de polígonos, o Wrap. Las herramientas más usadas en esta fase son las siguientes, todas orientadas a la **eliminación de información no relevante** del modelo de la nube de puntos.

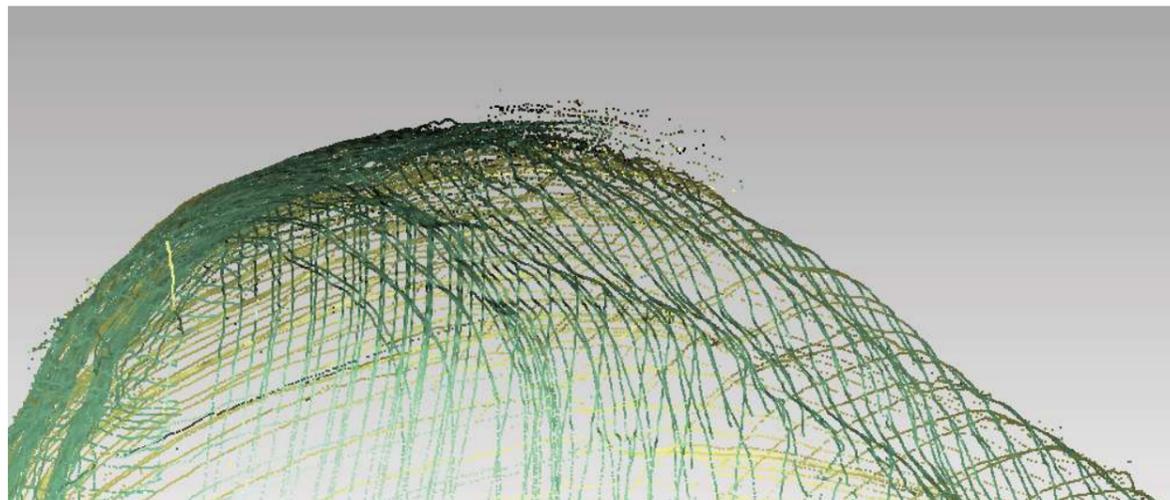
# 13. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 1

## 13.2. OBTENCIÓN DEL MODELO



**Eliminación de puntos ajenos al modelo a escanear.** Siempre que se escanea un objeto mediante este tipo de técnicas láser para generación de nubes de puntos, se cometen errores de recogida de datos en forma de elementos no pertenecientes al objeto que interesa extraer un modelo digital, este es el caso de elementos de apoyo del objetivo, como por ejemplo, la mesa donde descansaba el brazo a medir. El paso principal es eliminar de la nube todos los puntos pertenecientes a este tipo.

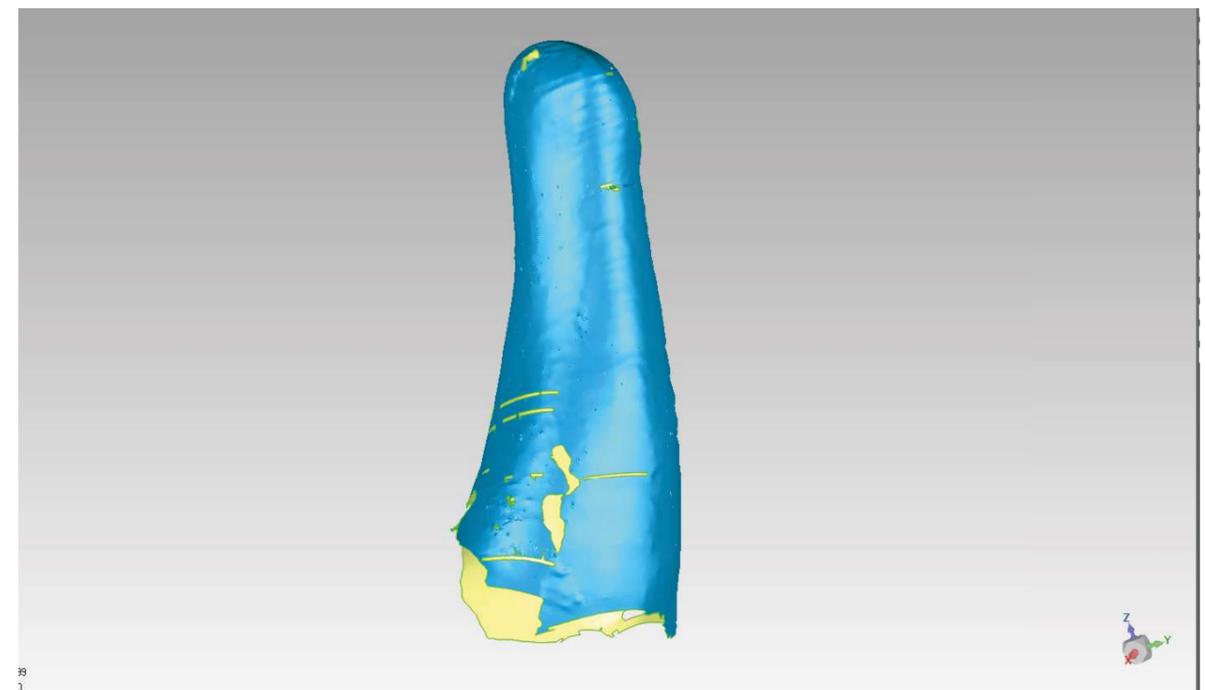
**Eliminación de ruido:** Cuando se termina esta primera parte, queda el modelo que interesa convertir, pero tiene una superficie difusa, debido a los errores de medición, en este caso mayores por la falta de medios de inmovilización del sujeto. Los errores por ruido se pueden apreciar por la alta dispersión de puntos.



Con herramientas del propio programa, se pueden reducir puntos de ruido automáticamente, y si fuera necesario, de forma manual. La variación del modelo previo a este retirado de ruido y el posterior se puede ver de forma clara en la siguiente comparativa.

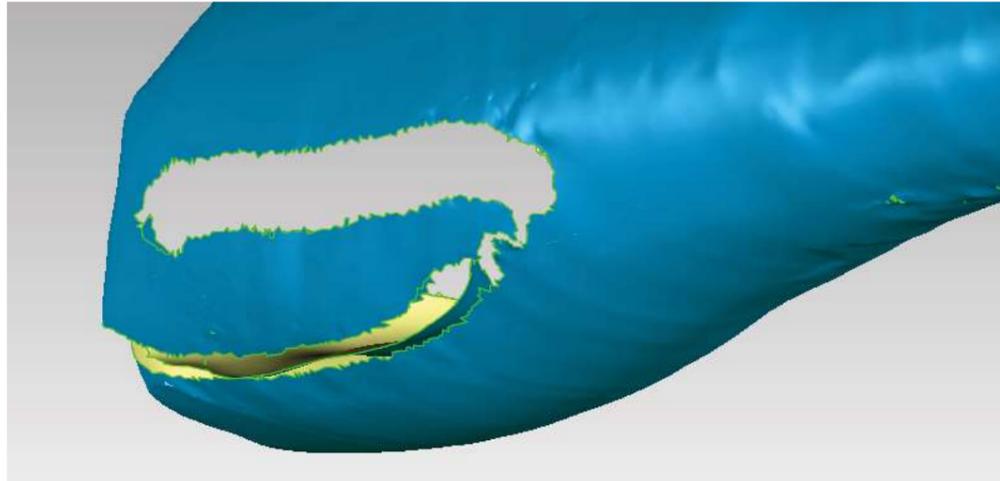
**Conversión a malla:** Una vez terminado con el procesado de puntos, se puede realizar un mallado con dichos puntos, convirtiendo así esta nube en un facetado de triángulos. A la hora de convertirlo, se debe tener en cuenta el número de triángulos de la malla final, dado que muchos programas no pueden mover un modelo con muchos triángulos y acaban fallando.

La cifra de triángulos debe ir por debajo de los **150.000** para que no sea un archivo muy pesado, por lo que se redujo a este número en un principio.



# 13. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 1

## 13.2. OBTENCIÓN DEL MODELO



**Eliminación de islas y facetas conflictivas:** Debido a los fallos intensificados por la falta de inmovilización, se dieron más problemas como cadenas de triángulos superpuestos a la superficie real, o triángulos volteados que impedían la correcta formación de una malla. Con herramientas de limpieza de malla y de forma manual, se pueden reducir y eliminar todos estos errores hasta dejar una superficie única.

Después, se puede proceder a cerrar la superficie, mediante las herramientas de esta sección de polígonos.

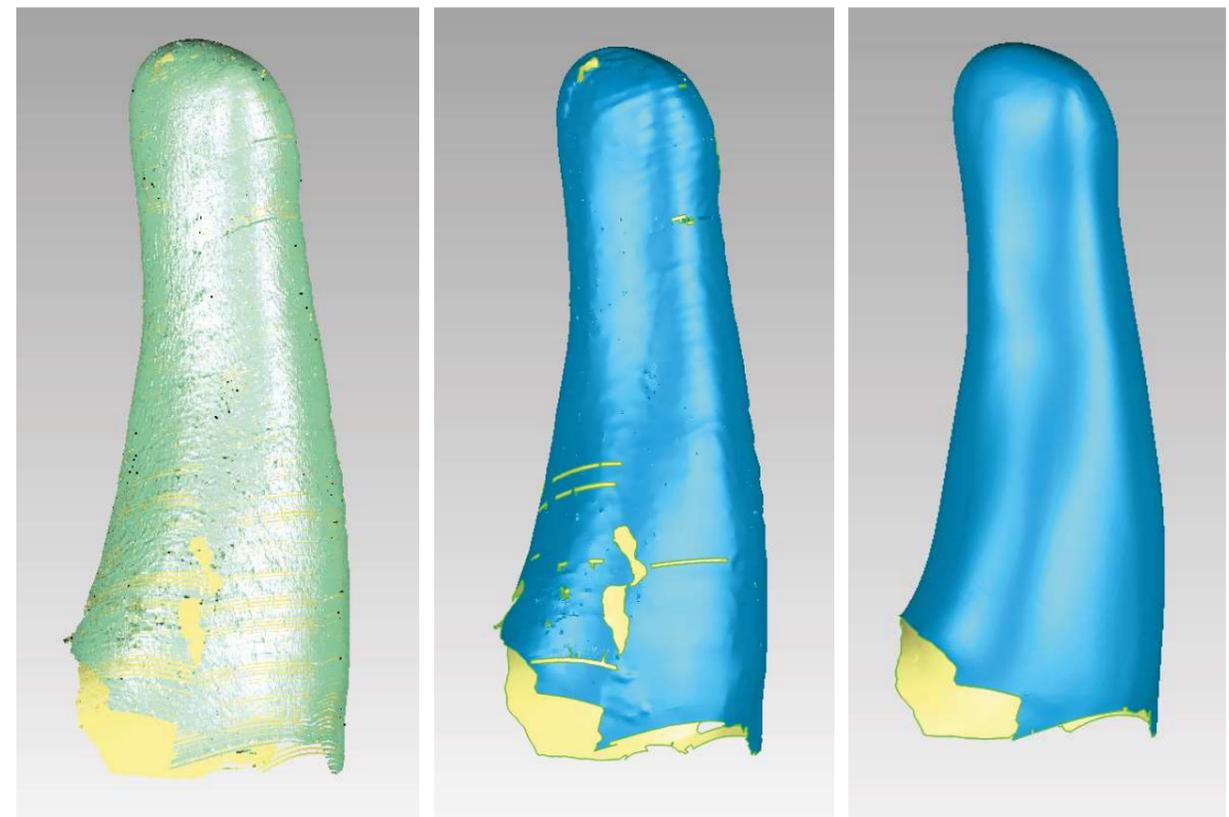


**Suavizado de superficie:** Aún sin ruido de puntos, la superficie resultante de malla no siempre es lisa, hay muchas zonas donde se mantiene "rugosa" por diferentes direcciones de normal de los triángulos.



Mediante la herramienta **Defeature** y el borrado y reconexión de zonas conflictivas demasiado complicadas de arreglar para el programa de forma automática, se consigue una superficie lo más lisa posible.

Aquí se puede ver la **evolución del archivo** desde que se tomó la medida con la nube de puntos al resultado poligonal, lo único que resta es eliminar las irregularidades de la base para completar el modelo poligonal con la superficie lo más lisa posible.

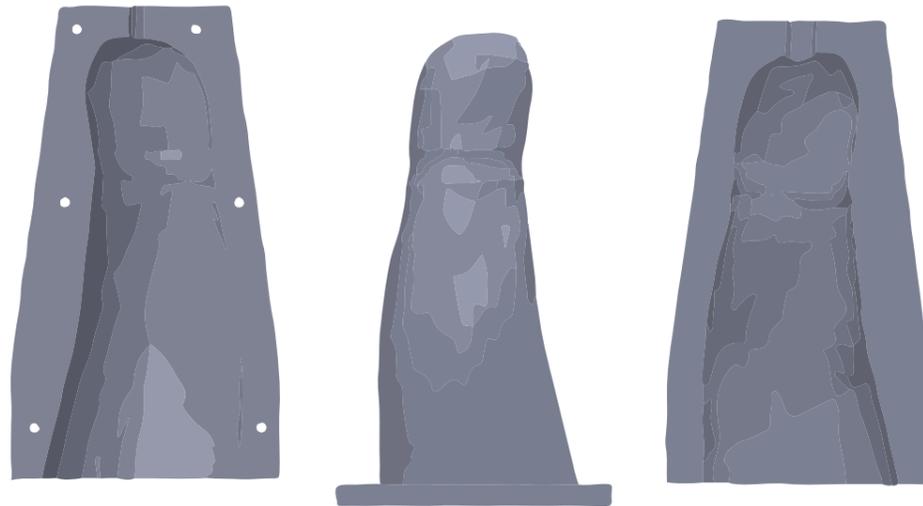


# 13. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 1

## 13.3. OBTENCIÓN DEL MOLDE

### 10.4.2 Diseño del molde

Cuando se obtiene el archivo STL del brazo, este debe ser modificado en programas paramétricos de CAD. En este caso se usó el programa Solidworks de Dassault Systems. Para poder ser útil en la creación del liner, el modelo debe ser alterado para obtener las piezas del molde final. El molde consiste en tres piezas:



- **Dos piezas hembra**, es decir, retienen el líquido de la silicona hasta la solidificación por la parte exterior. Se separa en dos mitades debido a que por la propia geometría del brazo derecho, sería imposible de sacar una vez solidificado. Estas piezas se generan restando a un cubo el modelo del brazo.

- **Una pieza basada en el brazo** escaneado, con una modificación en la base para poder ser anclada al molde hembra.

El objetivo es dejar una **separación de 2 mm** entre el molde macho y la hembra, que será el espesor final del liner de silicona. Se unirá por medio de tornillos e insertos en la pieza, que se fabricará mediante técnicas aditivas de impresión 3D.

### 10.2.1 - Fabricación del molde

Una vez obtenido el ensamblaje final del molde, se decidió que las piezas se fabricarían mediante fabricación aditiva en una de las impresoras 3D disponibles en la sección de fabricación de la EINA, de la marca BQ.

Al tener un volumen de impresión bajo, el componente macho del molde tuvo que ser **dividido en dos piezas** para posteriormente ser unido.



# 13. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 1

---

## 13.4. COLADO DE SILICONA

---

### 10.5.1 Preparación del liner

El último paso en la generación del guante de silicona, es el **colado** de ésta en el molde. La silicona en cuestión se trata de un producto de doble componente mezclado. El ensamblado el molde se dispuso en posición vertical, ya que al ser una versión provisional del molde final, se hizo mediante **gravedad**, dejando que la silicona rellenara por caída la oquedad que sería el guante al final del proceso.

El proceso tardó entre 45 min. 1 hora en rellenar el molde, debido al alto espesor de la silicona. El conjunto se dejó secar un día y el resultado después de abrir el molde es el-siguiente:

### 10.5.2 Resultado final

Este primer guante tiene una gran cantidad de burbujas acumuladas por el proceso irregular de colado de la silicona, pero la versión final es fabricada mediante presión en el molde, lo que garantiza la eliminación de burbujas.

Además, sirve de base para saber los espesores que deberá tener el siguiente guante, basándose en la resistencia y flexibilidad de este primero.



# 14. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 2

## 14.1. SEGUNDA MEDICIÓN

Se realizó el 17 de Octubre, de nuevo en las instalaciones de la universidad, con la misma herramienta FARO para obtener las nubes de puntos correspondientes. En esta ocasión, se tomaron las **medidas adecuadas para obtener una versión más fiel** de los antebrazos a escanear. Se mejoró la calidad de la medición en varios puntos:

- **Mejora de las condiciones posturales del antebrazo.** Para ello, el antebrazo pudo apoyarse en una pequeña barra de metal que hacía las veces de punto referencia (lo que en la anterior medición fueron las dianas adhesivas), a la vez que impedía los movimientos más involuntarios del brazo, debido tanto a los tiempos que se requerían para dejar inmovilizado el brazo como a posibles tics nerviosos.

- **Mayor cantidad de archivos generados.** Para cada antebrazo, se tomaron cinco mediciones, lo que aseguraba que se dispondrían de mediciones alternativas en caso de dar error de software en la lectura de la nube en pasos posteriores.

- **Menor tiempo de toma de mediciones:** Lo que conllevó en la primera prueba a los fallos de la toma de nube de puntos fueron en gran parte estos tiempos de medida, así que en esta ocasión se pretendió reducir el tiempo de lectura al máximo posible, del orden de un minuto y medio de promedio.

- **Se controló en tiempo real la calidad de la toma de medidas.** Los dos softwares (el de toma de datos y el de procesado de la nube) se encontraban abiertos y una vez acabada la medición en uno, se transferían los archivos al siguiente para poder constatar la calidad de cada una de las mediciones.

Una de las actividades **fue la reducción de triángulos** del modelo original, que se realizó mediante el programa Meshmixer. En el cuadro de diálogo se puede ver la opción de reducción sobre la malla, con el fin de llegar a un número de triángulos más moderado.

El procesado de la nube siguió una rutina parecida a la primera, solo que sabiendo los errores que podría ocasionar un mal procesado, se prestó especial atención a las siguientes fases:

- **Reducción aún más exhaustiva de ruido.**

- Mayor uso de las **herramientas de limpieza** dentro del programa, como la herramienta Defeature Manager, que esta vez se ha usado considerablemente más que la anterior vez

- **Reducción de triángulos más moderada.** En la anterior versión, el modelo STL resultante tenía del orden de 4.000 triángulos, en esta se dejó en la marca de 30.000.

# 14. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 2

## 14.2. OBTENCIÓN DEL MOLDE

Cuando llegó la parte de conseguir un molde adecuado para ser impreso y posteriormente hacer de receptáculo para el colado de la silicona, las medidas principales de mejora de eficiencia con respecto al anterior molde, fueron las siguientes:

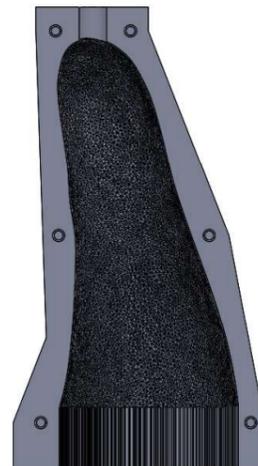
- **Reducción de zonas sin utilidad:** El anterior modelo tenía muchas zonas que no servían para el cumplimiento de la función de molde de silicona, por lo que se eliminaron mediante operaciones de resta de sólidos. De esta forma, los tiempos de impresión se veían reducidos considerablemente: De 35 h de impresión de cada molde inicial a 20h cada uno.

- **Mejora de la dirección del antebrazo.** En la anterior medición, se había seguido una dirección del vector marcado por el antebrazo de forma completamente vertical. Por esta razón, se tuvo que ampliar de forma manual la zona más cercana a la flexura del codo. Esto hizo que la versión de este modelo tuviera zonas no fieles a la anatomía de Alberto, lo que hacía perder calidad al guante resultante.

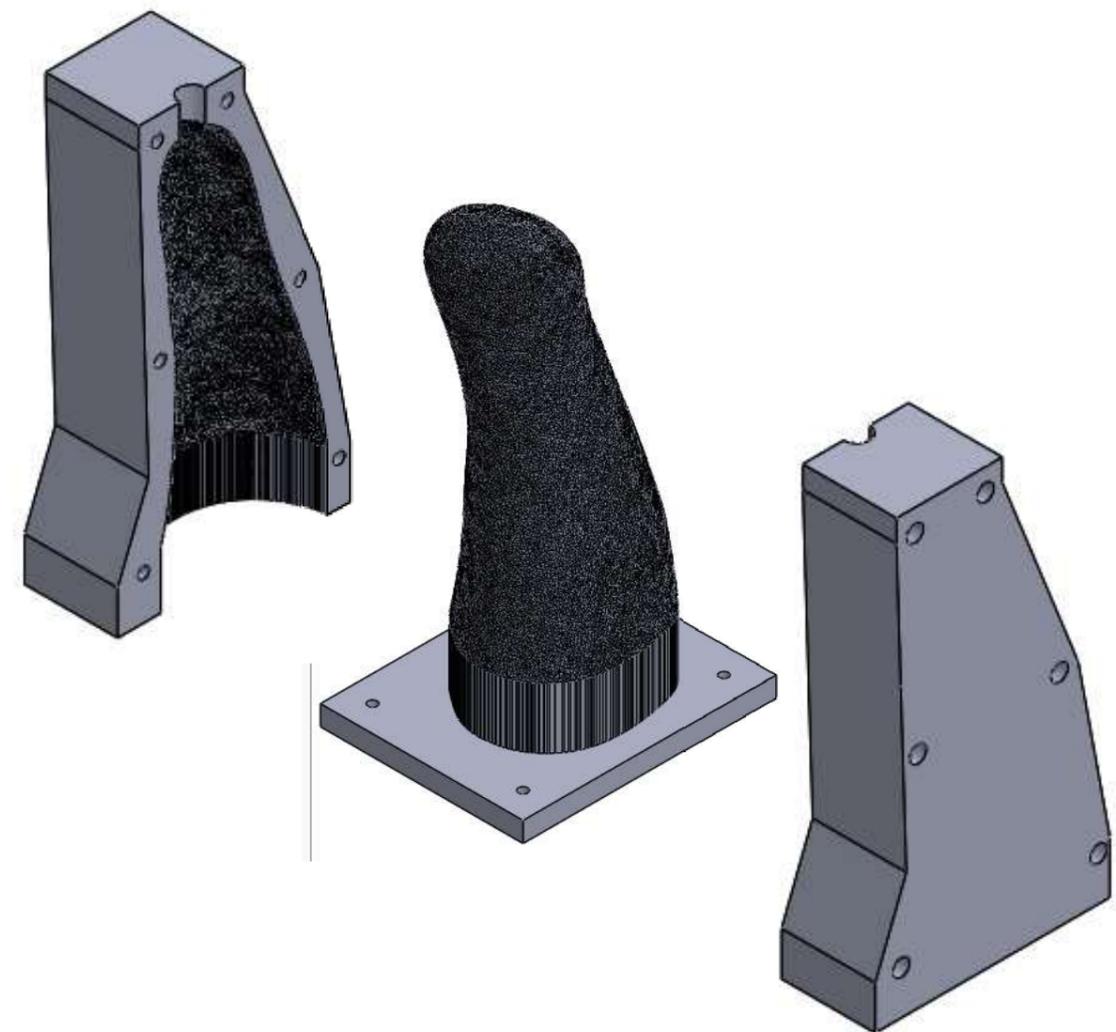
Para lo que sería el molde hembra, en esta ocasión, se lo dejó en la forma en la que el procesado de nube de puntos lo había dejado, por lo que se ganó en fidelidad con respecto al antebrazo real.

Perfil del molde hembra resultante, **considerable pérdida de volumen** debido a un recorte más cercano a la geometría con el fin de reducir tiempos de impresión.

También se puede ver la **nueva orientación** del antebrazo, más inclinada que la anterior, para que el colado de silicona resultante se asemejara más a las dimensiones del miembro.



El ensamblaje se une mediante **insertos y tornillos allen**, que unen tanto las dos hembras como la base del macho con los moldes hembra.

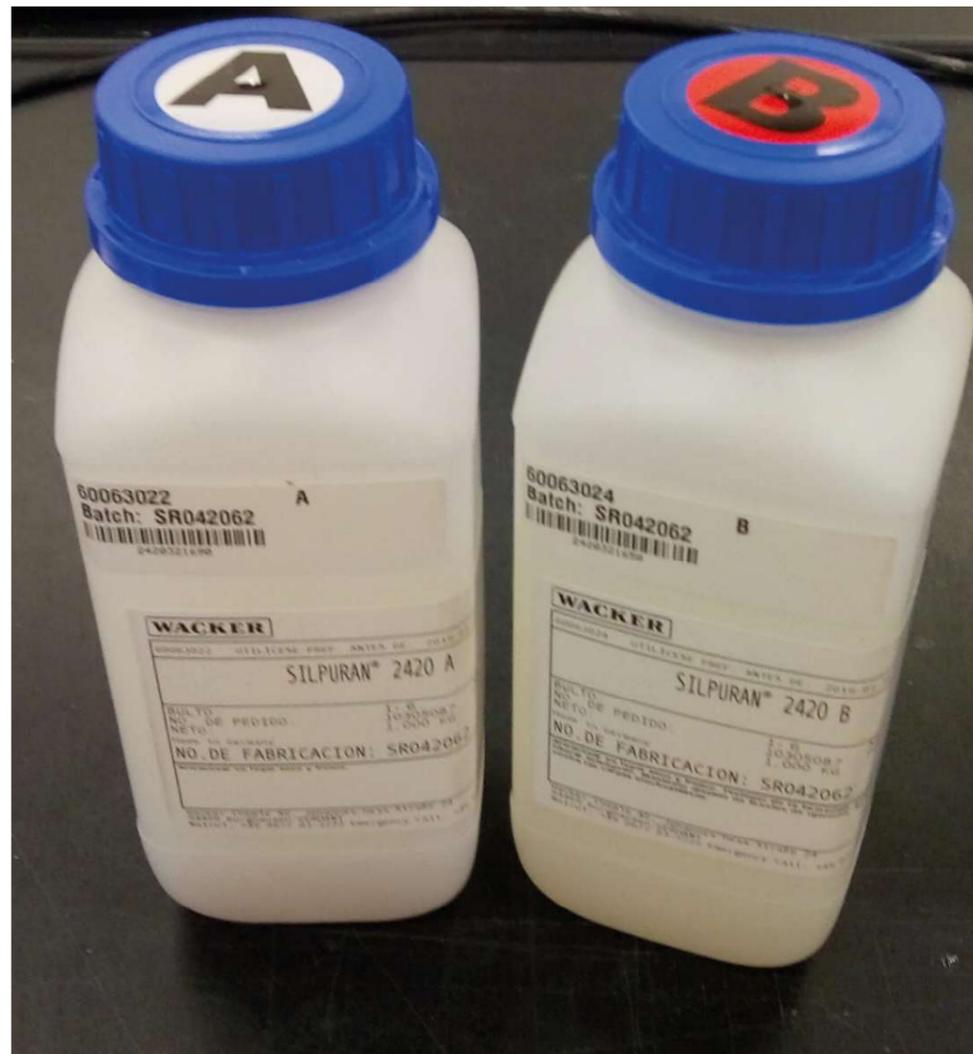


Para corregir las direcciones que puedan darse erróneas en el molde, se hace **uso de arandelas** para poder hacer que el espesor sea uniforme en todas las facetas del molde. De no hacerlo, el macho puede chocar con la hembra por dentro y esto resulta en fallos de espesor posteriores.

# 14. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 2

## 14.3. SEGUNDO COLADO DE SILICONA

Se realizó con otro tipo de silicona, resultante de la mezcla de dos componentes A-B. Esta silicona tiene una serie de características que la diferencian de la anterior.



Silicona Silpuran, de componentes A-B, con ratio de mezcla de 1:1

- **Es un material biocompatible.** Esto quiere decir que provoca muchas menos molestias en el día a día al contacto con la carne, a diferencia de la inicial.

- **Es de una viscosidad menor que la anterior,** lo que hizo que el colado fuera relativamente más fácil. Al ser más fluida, se pudo realizar mediante gravedad en un periodo de tiempo más corto que en la primera ocasión, y se obtuvo un liner con un menor número de burbujas atrapadas en el aire gracias a que fueron más capaces de escapar del interior del molde hasta la superficie en la zona superior.

### 11.3.1 Conclusiones de prueba en usuario

Con todo este proceso, el guante obtenido se probó con Alberto en el día de comprobación de resultados, y cumplió de forma relativamente satisfactoria sus funciones:

- **Se pudo ver el grado de dificultad** que supone ponerse un liner con una elasticidad y composición diferente a la actual. Aunque era más estrecha de lo requerido, era más fácil de poner debido a su capacidad de estiramiento.

- **Se comprobó que necesitaba de una corrección** de parámetros de apriete en la zona de presión, del orden de 5 mm de reducción de perímetro alrededor de esta zona.

- **Sirve de aprendizaje para el liner versión 3,** donde se corregirá tanto perímetro de la zona como las correcciones de escala que se le asignaron al molde (tanto hembra como macho).

# 15. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 3

## 15.1. OBTENCIÓN DEL MOLDE

El tercer guante no necesitaba de un procesado previo de la nube de puntos, ya que se empezó a trabajar con los resultados provenientes de la medición del **segundo liner**. Por esto, el proceso de obtención del liner se salta la primera fase de obtención de modelo. El tercer guante no varía mucho de la versión dos, salvo por una serie de detalles en el proceso de modelado del molde, expuestas en los siguientes puntos:

**Reducción de la zona de presión.** En la segunda prueba del guante, se podía apreciar la falta de presión en determinados puntos del antebrazo, en concreto en la ya determinada zona de presión, colocada a 70 mm del final del muñón. Para arreglar esta falta de presión, debieron cambiarse ambos moldes, hacien-



do una pequeña hendidura en el molde macho y un pequeño saliente en el molde hembra, con el fin de mantener el espesor del guante y tener una zona que apriete más el brazo que otras.

Al tener que cambiar de impresora por inicio de prácticas de otros cursos, también se tubo que **partir el modelo de las hembras**, para que cupiera dentro de la cama de impresión de la nueva impresora, la Ender 3 Pro



Además, derivando de estos cambios de geometría, también se cambiaron algunas medidas, como la altura del bebedero, su posición respecto al molde macho para **evitar acumulación de burbujas** de aire y que este pudiera escapar del molde.

# 15. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 3

## 15.1. OBTENCIÓN DEL MOLDE

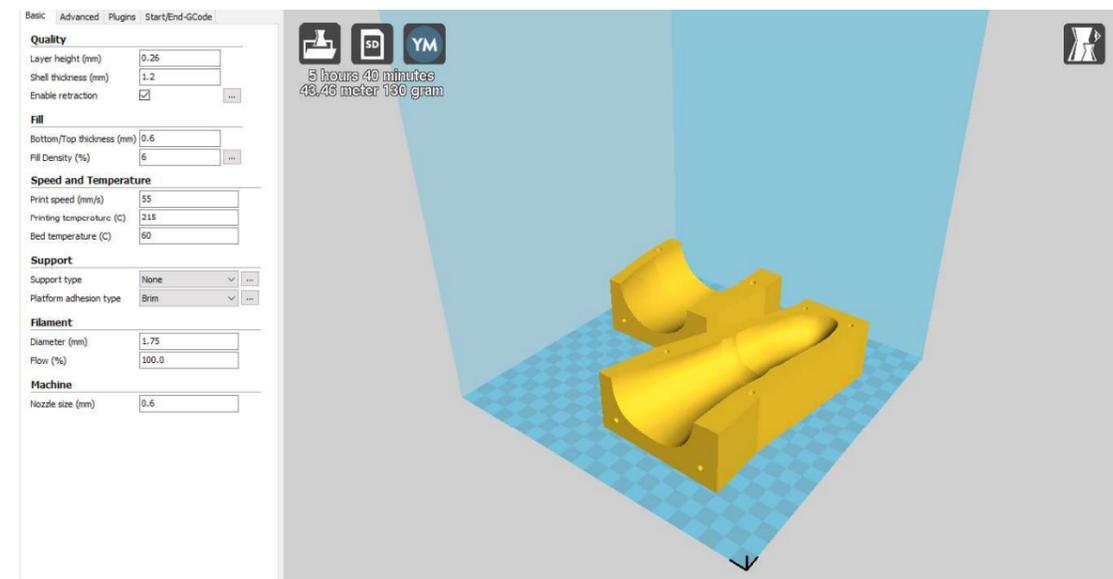
La segunda medida que se tomó para la mejora de el segundo guante fue el **escalado de la pieza** en el software Cura. Anteriormente, en la segunda versión del guante, se había escalado todo el molde según los siguientes valores en las coordenadas (x,y,z)

Coordenada	Factor de escala		
	Molde 1	Molde 2	Molde 3
<b>x</b> (Anchura)	1	0.8	0.83
<b>y</b> (Profundidad)	1	0.8	0.83
<b>z</b> (Altura)	1	0.95	0.99

En la segunda impresión del molde se había aportado un factor de escala de 0.8 tanto en la profundidad como la anchura de las piezas, y un 0.95 en altura de la pieza. La razón de estos escalados se debía a que en la primera medición el molde y por lo tanto el **guante resultante excedía en mucho las medidas** del antebrazo de Alberto.

El resultado fue que el guante se pegaba demasiado en algunas zonas y era muy poca la presión que oponía en otras, por ejemplo la zona de presión.

En esta tercera versión del guante, los escalados son más moderados en general, con valores de **0.82 en anchura y profundidad** y un valor de **0.99 en la altura**, representada por el eje z.



En este caso, dado que la precisión no debía ser tan exacta como en piezas de mecanismos y dado que la silicona es un material elástico que podría tolerar diferencias a nivel milimétrico, las impresiones tuvieron los siguientes parámetros para la **reducción de tiempos**:

- **Altura de capa: 0.30 mm**
- **Relleno: 10%**
- **Diámetro de extrusor: 0.6 mm**

# 15. OBTENCIÓN DEL LINER - VERSIÓN 3

## 15.2. TERCER COLADO DE SILICONA

El colado de silicona se realizó de la misma manera que la anterior vez, con los mismos componentes de mezcla A-B. El resultado del colado se puede apreciar en la siguiente imagen, extraída de donde se sacaba el guante de silicona del molde. El proceso de extracción del guante de los moldes requiere de especial atención dado que la silicona, por sus características, es **difícil de separar** de los moldes, así que el proceso vuelve costoso y **lento**.



Foto del proceso de extracción del guante, se puede ver la forma de la silicona recubriendo el molde macho y la mitad del molde hembra retirado, con el bebedero en la parte superior del molde negro hembra.

## 15.3. CONCLUSIONES

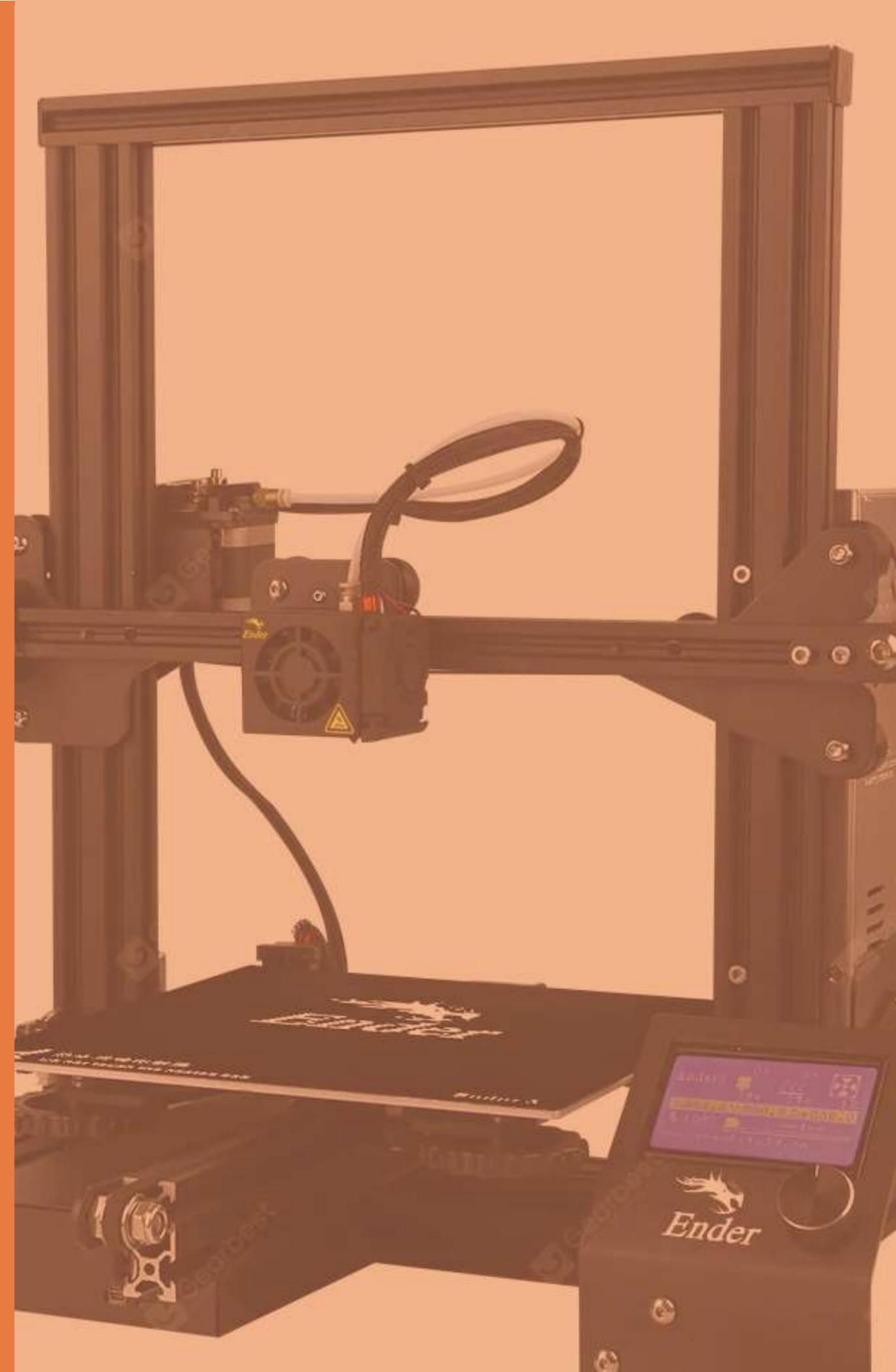
En el 5 de Noviembre, Alberto pudo probarse tanto el liner de silicona como la primera prueba de anclajes. **Como se pudo observar, el mayor problema que sigue ocurriendo es la fragilidad de la silicona**, que se rasgó por varios puntos a la hora de prepararla para que el usuario se la probara.

Para la fase 4, se plantean nuevas maneras de afrontar la imposibilidad hasta ahora de recrear la silicona de la que dispone la prótesis de la marca alemana Ottobock actualmente.

# FASE 3

Esta es la fase de desarrollo de los componentes elegidos anteriormente, hasta llegar al punto de finalización del proyecto. Engloba:

- Desarrollo del concepto de la **pieza de muñeca** definida en la anterior fase.
- Desarrollo de los **conceptos de módulo** elegidos en la anterior fase.
- Evolución de uno del **módulo de bastón**, hasta el punto de fabricación del módulo.
- Planteamiento y **desarrollo** hasta la impresión del **encaje**, en fase prototipo.
- **Secuencia de uso** de la nueva prótesis
- Diseño del **mueble soporte** de módulos

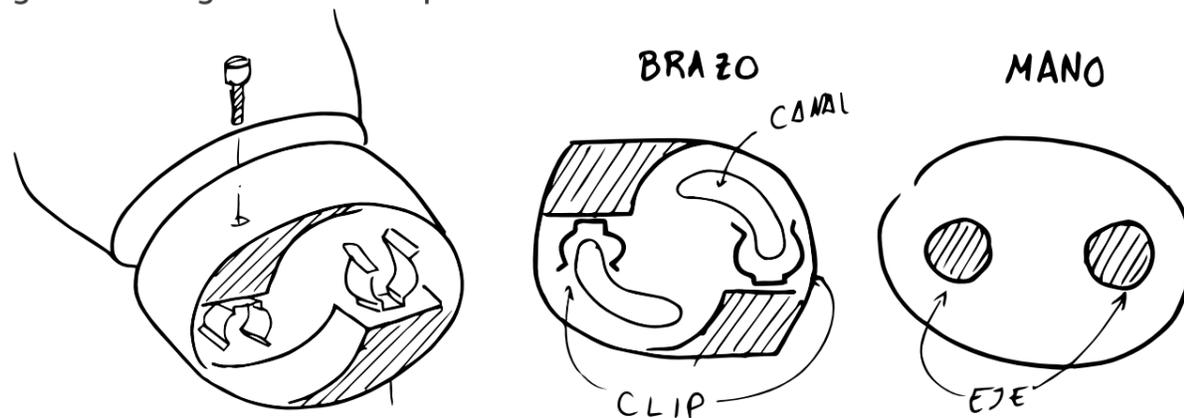


# 16. DISEÑO DE PIEZA DE MUÑECA

## 16.1. EVOLUCIÓN DE DISEÑO

En esta fase también se contempla la evolución del sistema de unión de los módulos a la pieza fija o encaje. Esta unión, como se ha comentado anteriormente, se realiza mediante una pieza intermedia, que en el proyecto se ha denominado como pieza de muñeca.

Al terminar la fase de bocetado de las posibles piezas de muñeca, se terminó eligiendo el siguiente concepto:



Este concepto, como se había explicado anteriormente, junta dos características clave:

- El modo en el que las dos caras se encajan se trata de un **movimiento que no se realiza tanto en el día a día**, por lo que será más difícil, es mucho menos común una rotación de muñeca que un desplazamiento en cualquier eje.

- **Es un movimiento simétrico** y por lo tanto el anclaje es igual de fuerte en un lado de la estructura que en el otro, en los mismos planos de acción, al contrario que otros conceptos presentados.

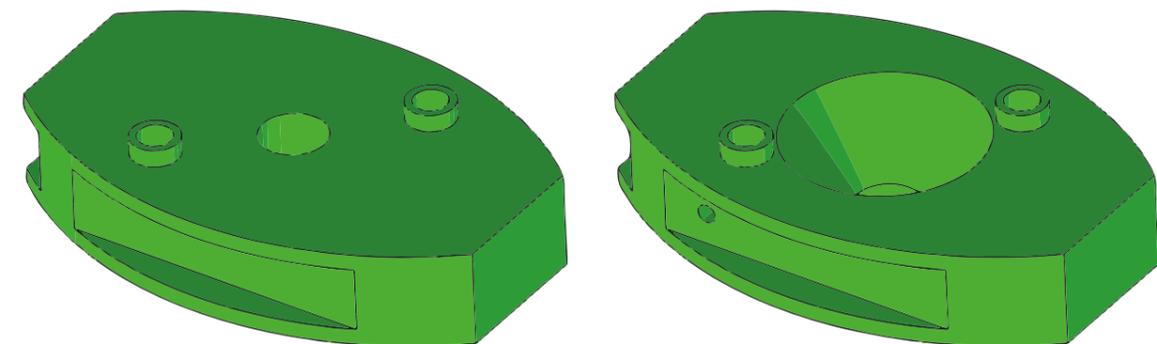
Aún así, gracias a las iteraciones de diseño, el concepto puede optimizarse en otros aspectos como la intuitividad y la sencillez de ejecución de la acción.

Después de sesiones de evolución del concepto, se logró mejorar el diseño mediante los siguientes cambios en la geometría:

- **Inserción de un eje central**, incluido en la parte perteneciente al encaje, que actúa como pieza céntrica sobre la cual los pines del mecanismo acaban ensamblando con los clips de la pieza perteneciente al módulo. También se refina la forma, de una elipse a la forma de la imagen inferior, con el fin de hacer el modelado posterior de los módulos.

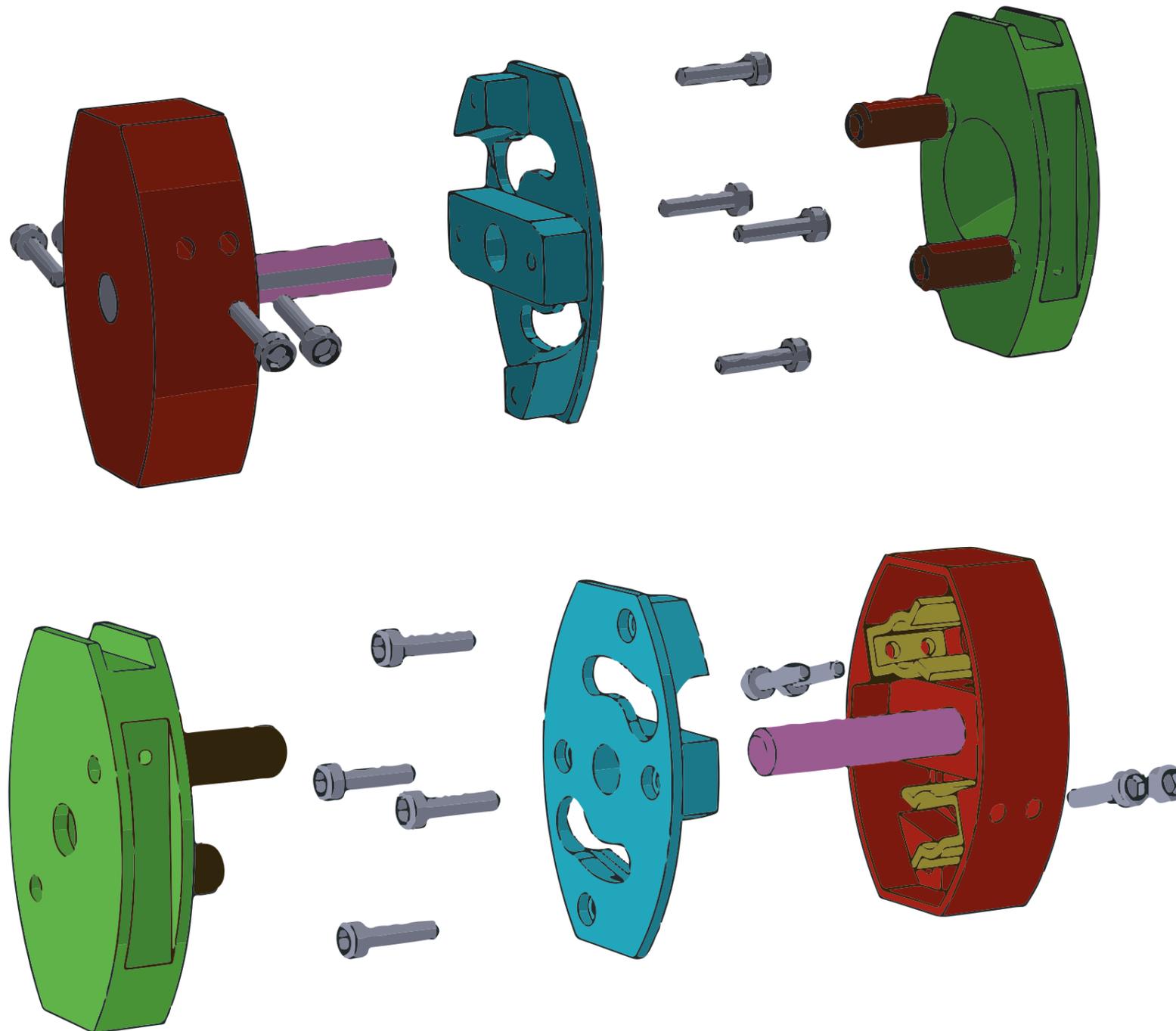


- **Achaflanado de determinadas zonas** para favorecer la inserción de los diferentes cuerpos, como los pines que rotan como el eje central, para alojarse en las piezas donde encajarán.



# 16. DISEÑO DE PIEZA DE MUÑECA

## 16.2. VISTA ESTALLADA DE ELEMENTOS



Este es el ensamblaje resultante. A continuación, se explica con detalle la función de cada una de las piezas modeladas:

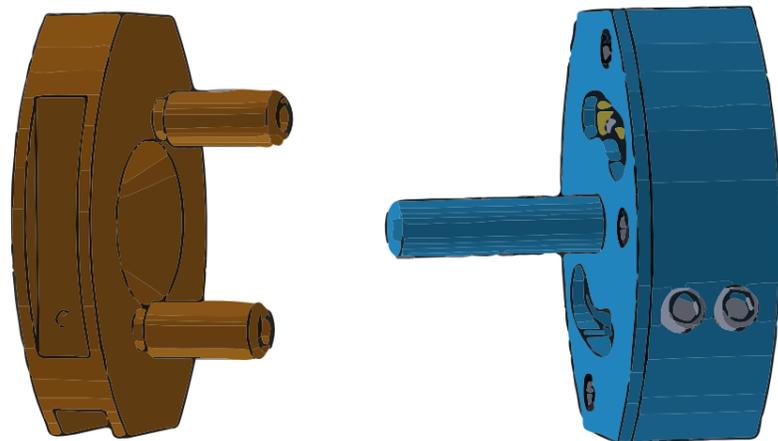
- La pieza base**, que se encuentra anclada al encaje del antebrazo, sirve para ensamblar los clips y de cubo donde albergar el eje central.
- El **eje central** permite la rotación relativa de los componentes módulo y pines.
- Los clips**, que se encargan de abrazar los pines. Se sujetan a la pieza base mediante tornillos.
- Los pines**, colocados en el módulo, que se adentran a través de la placa de separación y cuando rotan concéntricamente con el eje central, acaban siendo prensados por los clips.
- La placa de separación** impide que los pines se salgan de su posición una vez hayan rotado. Se afianza a la pieza base por medio de tornillos.
- El **módulo** tiene formas diferentes, en este caso se simplifica con la forma de la imagen. Tiene las acanaladuras que le permiten acoplarse con el mueble que almacenará los diferentes módulos.

# 16. DISEÑO DE PIEZA DE MUÑECA

## 16.3. PROCESO DE ANCLAJE

El anclaje de la pieza de muñeca sigue los pasos descritos anteriormente, con el ligero cambio descrito en la parte de mejoras de diseño de las últimas páginas. Con estos cambios, el proceso es el siguiente:

- **La pieza base**, anclada en el encaje (se explican las características del encaje posteriormente), dispone del ya descrito eje central. Este eje es la clave para poder encajar las dos partes, dado que es la parte que sobresale de forma más notable de las dos partes.

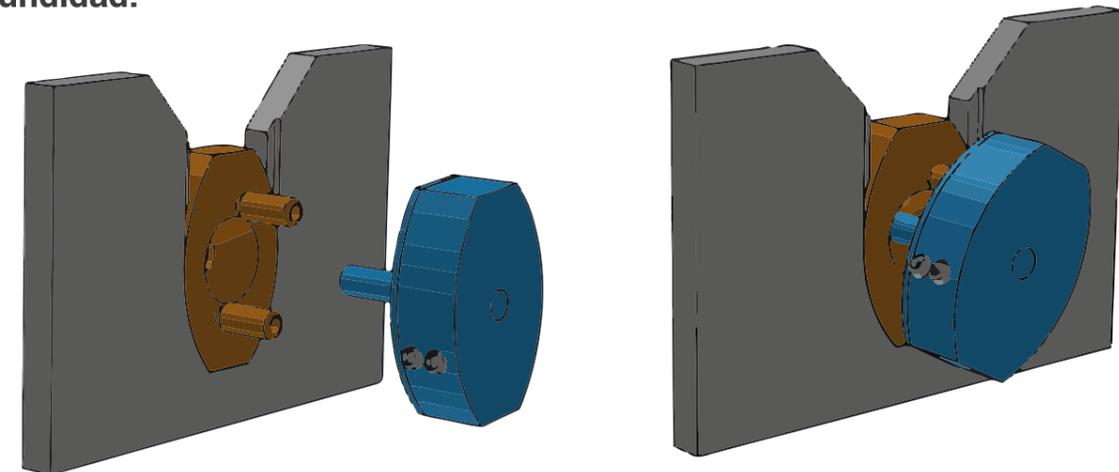


- El módulo estará asentado en una de las ranuras de intercambio de módulo del mueble (que se desarrolla más tarde en esta misma fase).

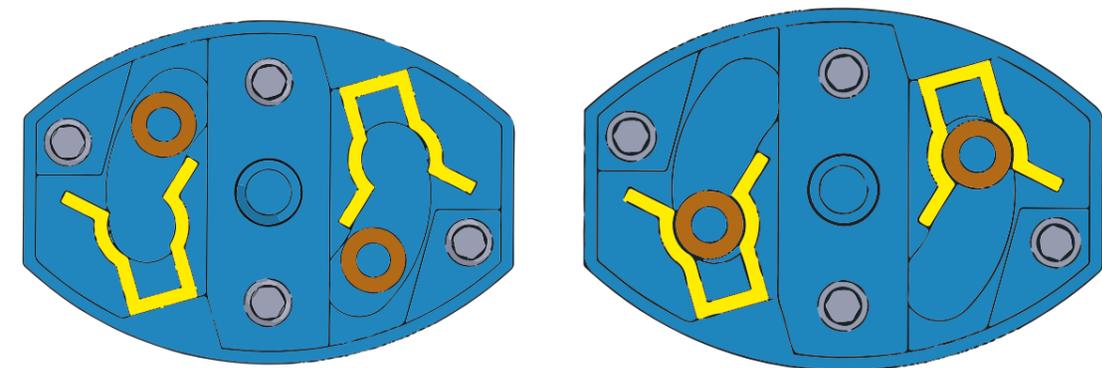
- El primer paso es usar la **pieza eje central como palpador**, para, mediante las diferencias de texturas en la ranura de mueble, encontrar el orificio achaflanado de la pieza módulo. En este momento ya se tiene como referencia el vector de dirección marcado por el eje central.

- Se debe seguir penetrando con el eje central por el orificio del módulo hasta que la **superficie de la placa de separación choque con los pines del módulo**.

- **Cuando se llegue a este tope**, la pieza de muñeca (y por lo tanto todo el encaje, accionado por un movimiento rotatorio del antebrazo) **debe girar en el sentido de las agujas del reloj**, tanteando hasta encontrarse con la zona de engrosamiento de la ranura de la placa, desde donde pueden adentrarse en la pieza base y por tanto, llegar a juntar ambos módulos hasta el **máximo de su profundidad**.



- **Ahora, el usuario debe rotar de nuevo el brazo**, esta vez en sentido antihorario, hasta dar con los clips de sujeción. Haciendo cierta fuerza en este sentido, se consigue vencer la fuerza elástica de estos y anclar de forma segura las dos piezas.

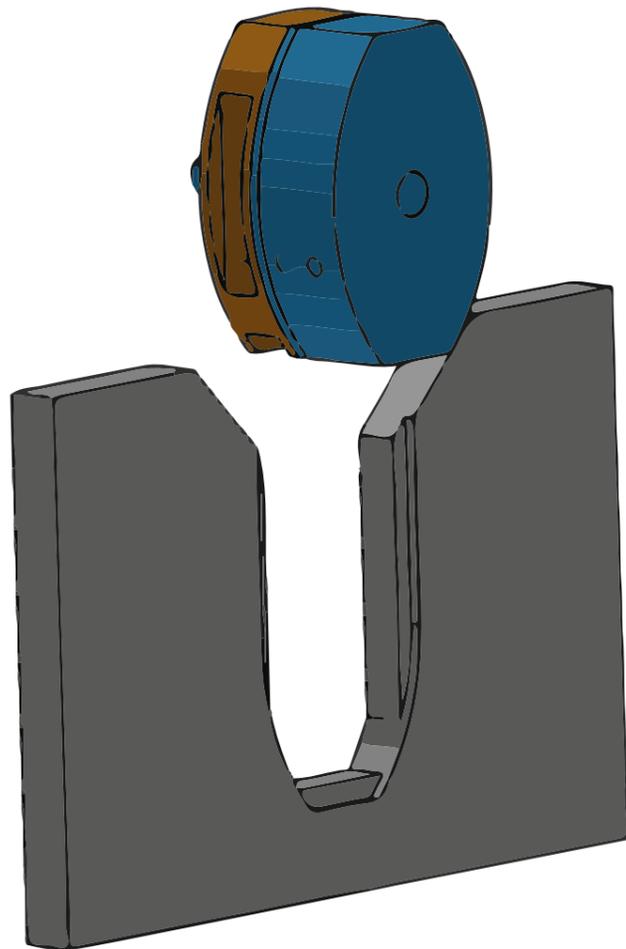


Los pines (naranja) deben seguir su movimiento rotatorio hasta entrar en los clips (amarillo)

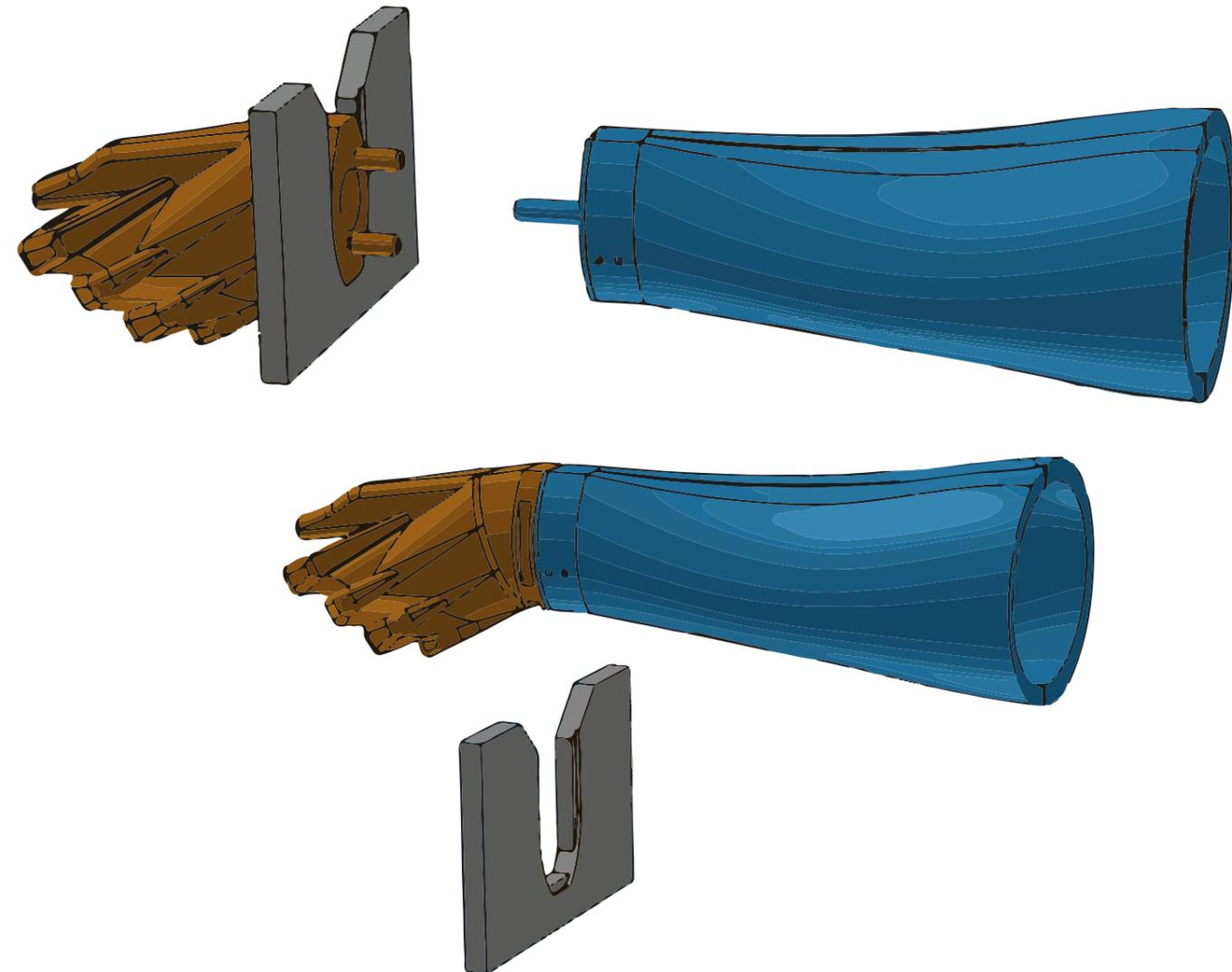
# 16. DISEÑO DE PIEZA DE MUÑECA

## 16.4. ENSAMBLAJE CON EL CONJUNTO

Una vez afianzada la pieza, se debe **elevant el conjunto**, siguiendo las vías marcadas por la ranura del mueble de módulos. Una vez levantada, el módulo está listo para ser usado.



El proceso de retirada e intercambio de módulo es exactamente el **mismo**, pero en el orden **invertido**. Se debe colocar el módulo en una de las ranuras del mueble, girar en sentido horario y buscar el punto de engrosamiento en la ranura de la placa de separación para retirar el módulo.



El resultado de los dos pasos correspondientes al inicio y el final de la secuencia de colocación de los módulos. **El encaje y la muñeca (azul) forman una sola pieza al estar unidas por tornillería**. La pieza de módulo (naranja) escogida para la representación simplificada de los pasos es el módulo de bastón, por ser el único que se ha llevado a la fase de fabricación junto al encaje y la pieza de muñeca. El mueble con las ranuras para el intercambio de módulos se ha simplificado en la pieza de color gris.

# 17. DISEÑO DE MÓDULO

## 17.1. MODELADO DE CONCEPTO IV

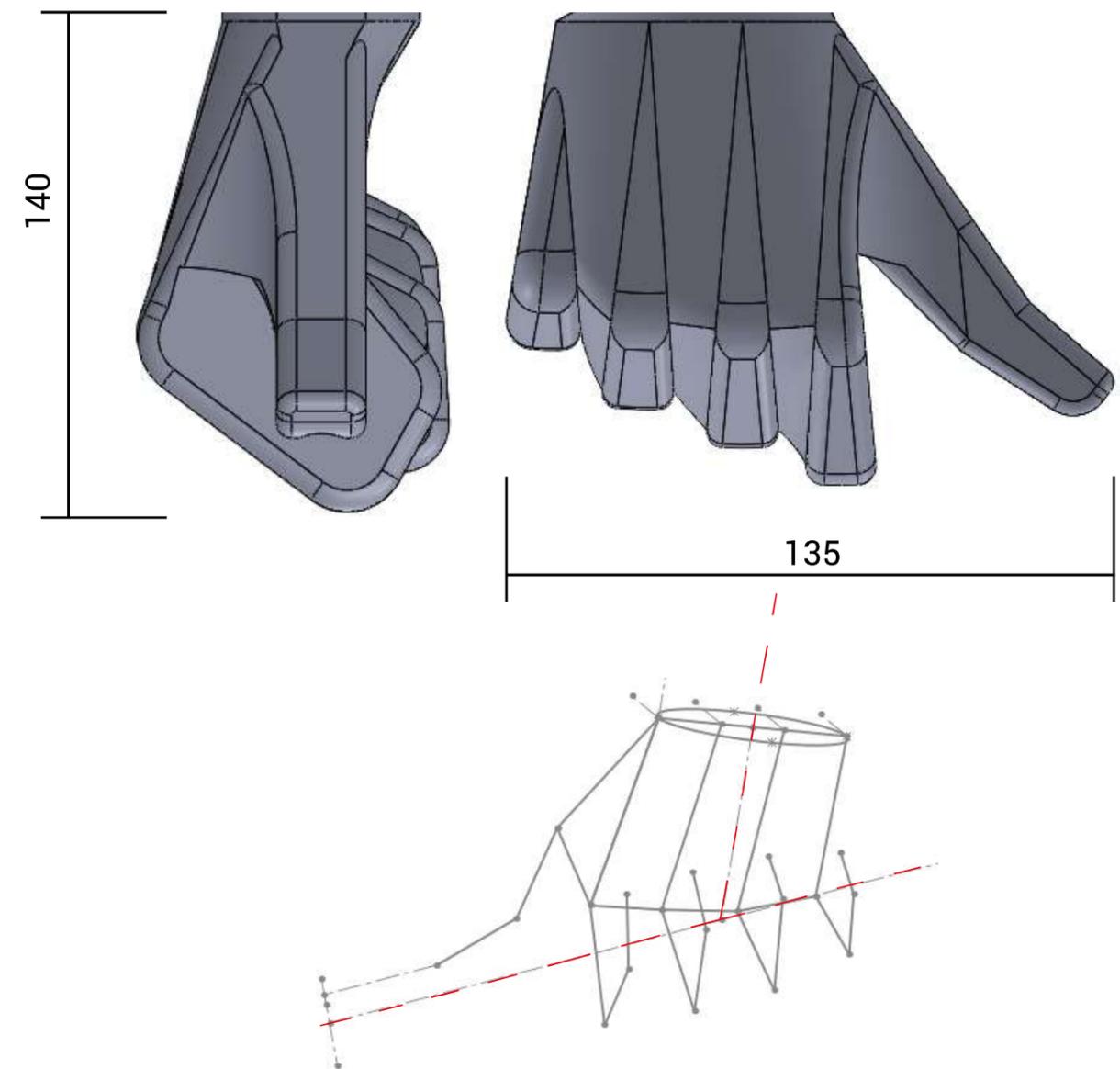
El primer diseño tiene la forma de agarre de tipo recto, es decir, la **brazo viene dado por la posición del brazo**. Por esto, el ángulo que se genera con la dirección del vector del bastón con respecto al vector del brazo.

Sabiendo que este primer acercamiento no sería el resultado final, se tuvo en cuenta que la mano fuera fácilmente modificable. Para poder modificar la posición relativa de los dedos, palma o dirección del bastón, **el modelo se basa en una estructura "ósea"** formada por croquis simples, 5 croquis de dedos, 1 de palma y 1 croquis de vector de dirección de bastón. Mediante soleavados y revoluciones se forman los dedos y la palma y se consigue una semejanza con una mano real manteniendo la funcionalidad inicial.

El resultado es un módulo que, pese a aparentar ser más natural en un principio, en la prueba de usuario que tuvo lugar días después de ser impreso, resultó en un problema a la hora de barrer el área con el bastón. **En el diagrama de la parte inferior se puede ver el vector mencionado** y cómo no sigue la dirección del propio brazo.

Otro problema de este módulo es la proporción de la mano respecto al brazo. Al no contar con más referencias que las cotas que se podían medir directamente de una mano humana a base de medidas no basadas en cómo serían las manos de Alberto, el resultado se aleja del resultado óptimo de tamaño.

En la siguiente página se muestra la **iteración final de mejora** de diseño del módulo, en el que se cambiaron cotas, posición relativa de los dedos índice, corazón, anular y meñique para favorecer el cambio de ángulo que experimentará, y un nuevo modelado del pulgar, ya que el actual no permite ser modificado de forma tan drástica.



*Simplificación del módulo con el diagrama de nervios de la mano. En rojo el vector del bastón para invidentes. Forma un ángulo de 125°.*

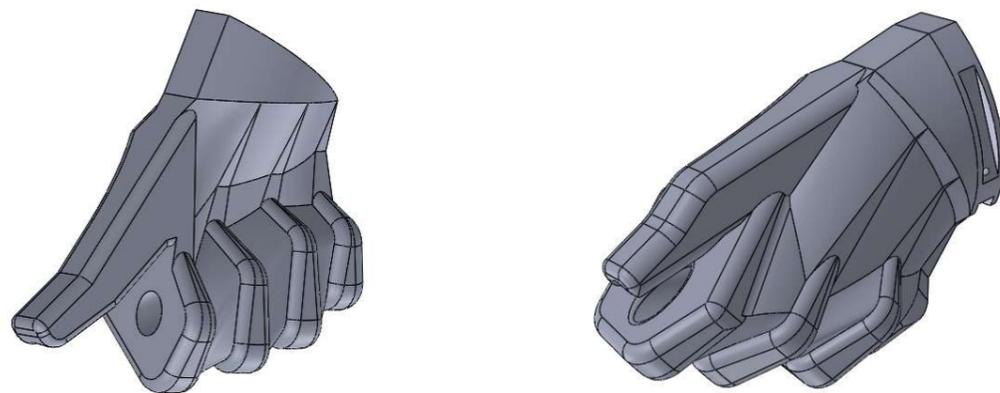
# 17. DISEÑO DE MÓDULO

## 17.1. MODELADO DE CONCEPTO IV

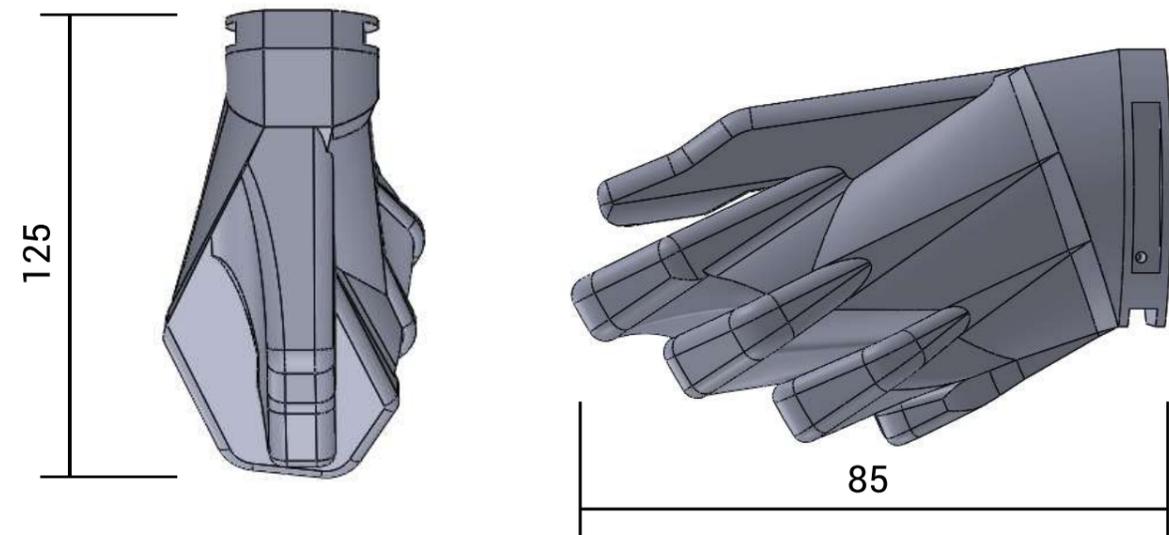
Los cambios mencionados en el diseño anterior se desarrollan de la siguiente manera:

- Las medidas se reducen considerablemente (reducción de 15%) por lo que se respeta la anatomía de la mano natural.
- Se han reorganizado los esquemas de croquis de nuevo para poder asir el bastón de una forma diferente que también resulta anatómicamente correcto a la hora de compararlo con una mano real.
- Se ha variado la dirección del bastón de forma considerable, para, según las indicaciones de Alberto en el día de pruebas, hacer que siguiera de forma paralela en la medida de lo posible la dirección del antebrazo. La razón de esto es poder barrer un área mayor al poder estirar el brazo completo, y que el bastón sea una prolongación del brazo.

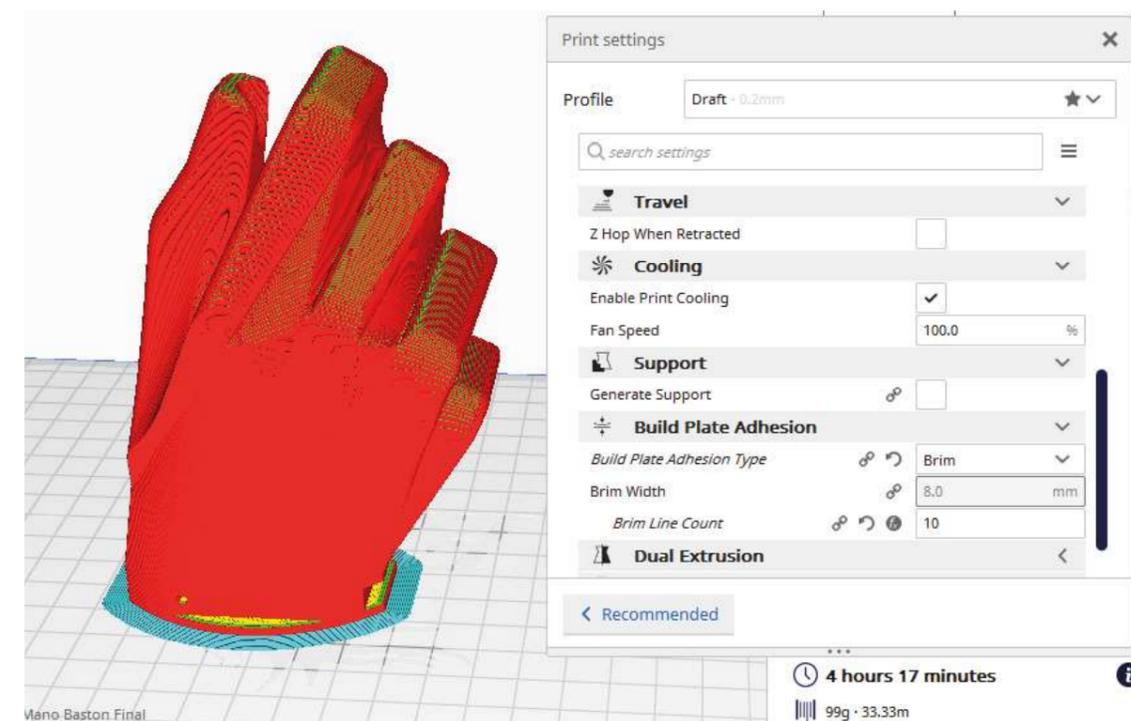
Además, como consecuencia del cambio de forma de agarre del bastón, el movimiento de barrido deja de ser hecho por la muñeca (lo que puede poner en riesgo el ensamblaje de llave diseñado) y se realiza con todo el antebrazo empezando por el codo e incluso acompañado por el hombro.



Comparativa de las dos versiones, se aprecia el cambio de dirección.



La impresión de este módulo se realizó con la impresora Ender 3 Pro, usando Cura como software de preparación de las instrucciones .gcode.



# 17. DISEÑO DE MÓDULO

## 17.2. IMPRESIÓN DE MÓDULO

La única manera de conseguir saber si el módulo es perfectamente apto para ser usado, ha de ser necesario llevar a fase de impresión el archivo CAD. La imagen inferior es el resultado de la impresión.

Como se ha comentado, era desproporcionada con respecto a las medidas del antebrazo, además de no mantener un ángulo adecuado con respecto a la dirección resultante del bastón. Fue impresa con filamento blanco PLA en **4 horas** con la impresora Ender 3 Pro.



El módulo final de bastón se realizó una vez tomadas adecuadamente las medidas de antebrazo y con los consejos de Alberto para asegurar la correcta ergonomía del utensilio. También fue impreso mediante la Ender 3 Pro, tardando cerca de **4 horas y 17 minutos**, con filamento negro de PLA.



Más adelante, se explicará la forma en la que este módulo se ensambla con el resto de la prótesis, además de las imágenes del día de prueba que constatan su utilidad.

# 18. DISEÑO DEL ENCAJE

## 18.1. MODELADO Y EVOLUCIÓN

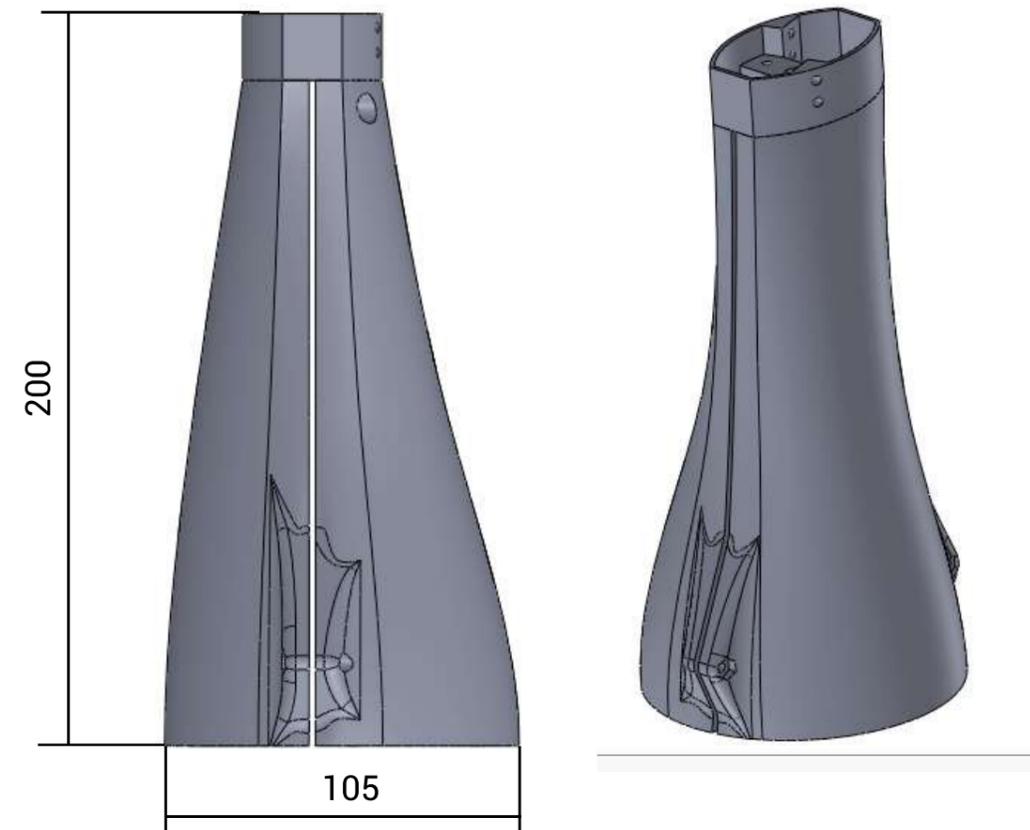
El modelado del encaje debe partir obligatoriamente del archivo STL extraído de los procesos de obtención del molde de silicona para el guante, dado que esa es la geometría exacta del brazo derecho de Alberto. Con el fin de que el programa de modelado CAD Solidworks tuviera un mejor rendimiento, el **modelo inicial se simplificó mediante operaciones de solevado** hasta conseguir la siguiente forma, una simplificación de tamaño de archivo del antebrazo. El modelo resultante conserva la apariencia de la pieza original:



La gran diferencia entre los dos modelos es que uno está basado en triángulos, propios de un archivo STL, y el de la derecha es una serie de croquis solevados, lo que se traduce en un **archivo mucho más ligero**.

Partiendo de esta base y teniendo en cuenta que se trataba de una primera prueba del prototipo, lo más probable es que este primer modelado **no se adapte correctamente a las medidas del antebrazo de Alberto**. Contando con esto, se diseñó el encaje con una serie de medidas de adaptabilidad, lo que hace del encaje un buen primer acercamiento para poder comprobar las medidas más adecuadas posteriormente. Las dos medidas planteadas fueron:

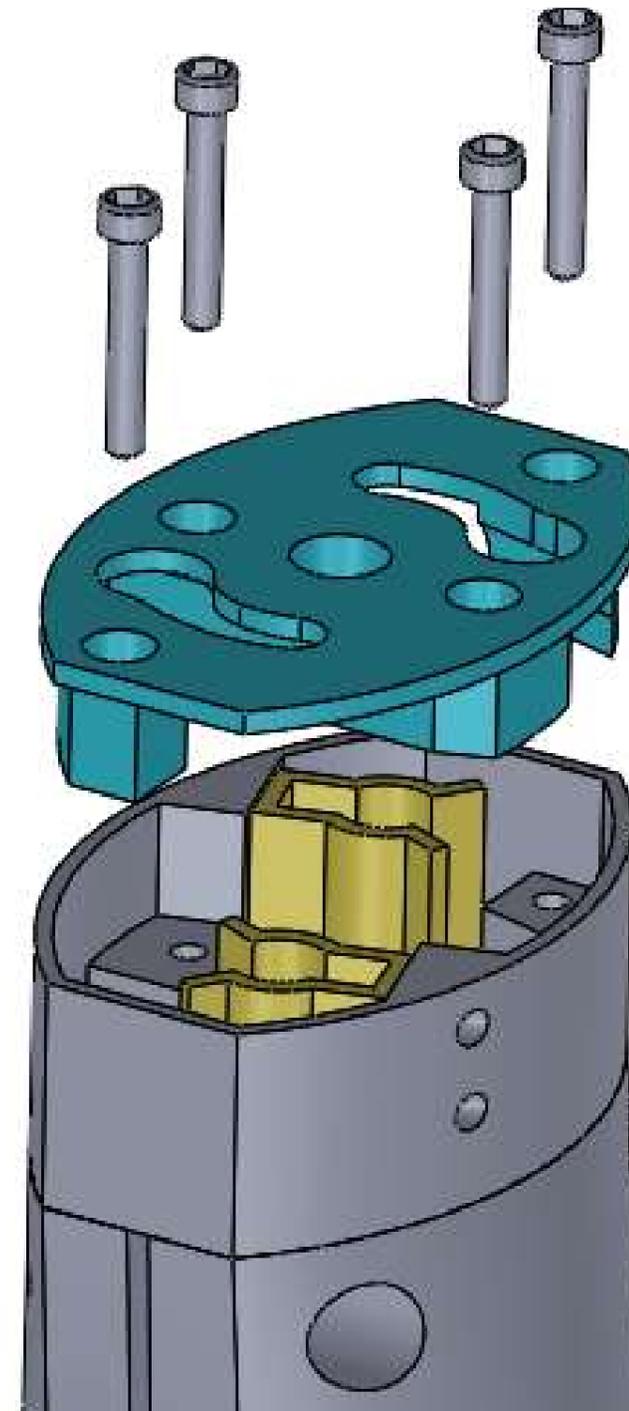
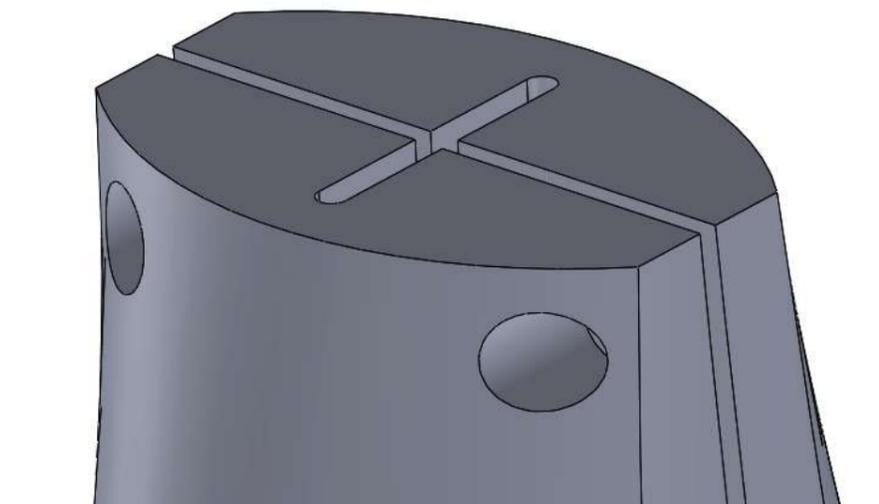
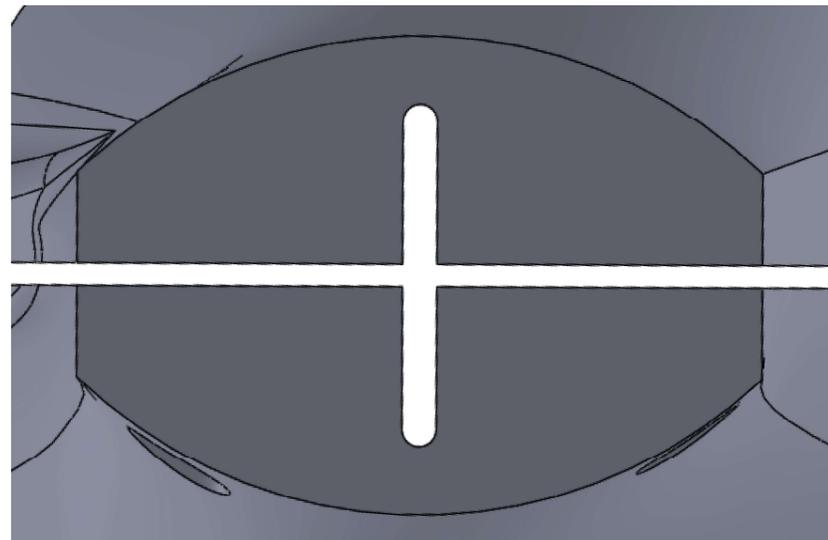
- **El acanalado como medio de unión de la pieza de muñeca con el resto de las piezas.** Haber realizado una operación de agujero habría dejado la unión rígida, pero al haber realizado las ranuras de la imagen inferior, la separación entre las dos partes de la carcasa puede ser regulada y posteriormente fijada con los tornillos que se encuentran en la arte superior inferior y superior de las carcasas.



# 18. DISEÑO DEL ENCAJE

## 18.1. MODELADO Y EVOLUCIÓN

- **La separación en varias piezas del encaje.** Como era improbable que en el primer prototipo se dieran las medidas exactas del antebrazo, la carcasa del encaje se partió en dos piezas con un corte en la parte central a modo de ranura, mediante la cual se podría realizar un apriete extra si fuera necesario.



**Tornillos M3.** Sujetan tanto la pieza de muñeca a las carcasas como la placa de separación (azul)

**Placa de separación,** tiene como fin evitar que el módulo se salga de su posición de reposo una vez colocado.

**Clips de tubo,** inmovilizan los pines del módulo gracias a las propiedades elásticas del material.

**La pieza de muñeca y las dos carcasas** actúan como una sola pieza una vez atornilladas entre sí.

# 18. DISEÑO DEL ENCAJE

## 18.2. ENSAMBLAJE DEL CONJUNTO ENCAJE

El proceso de ensamblaje del prototipo de encaje es el siguiente:

- **Primero se atornilla la pieza de muñeca**, mediante el uso de dos de los tornillos superiores, a una de las carcasas que conforman el encaje.

- **El brazo se recubre con el liner de silicona** a efectos de proteger la carne en caso de que las caras interiores del encaje puedan causar rozaduras.

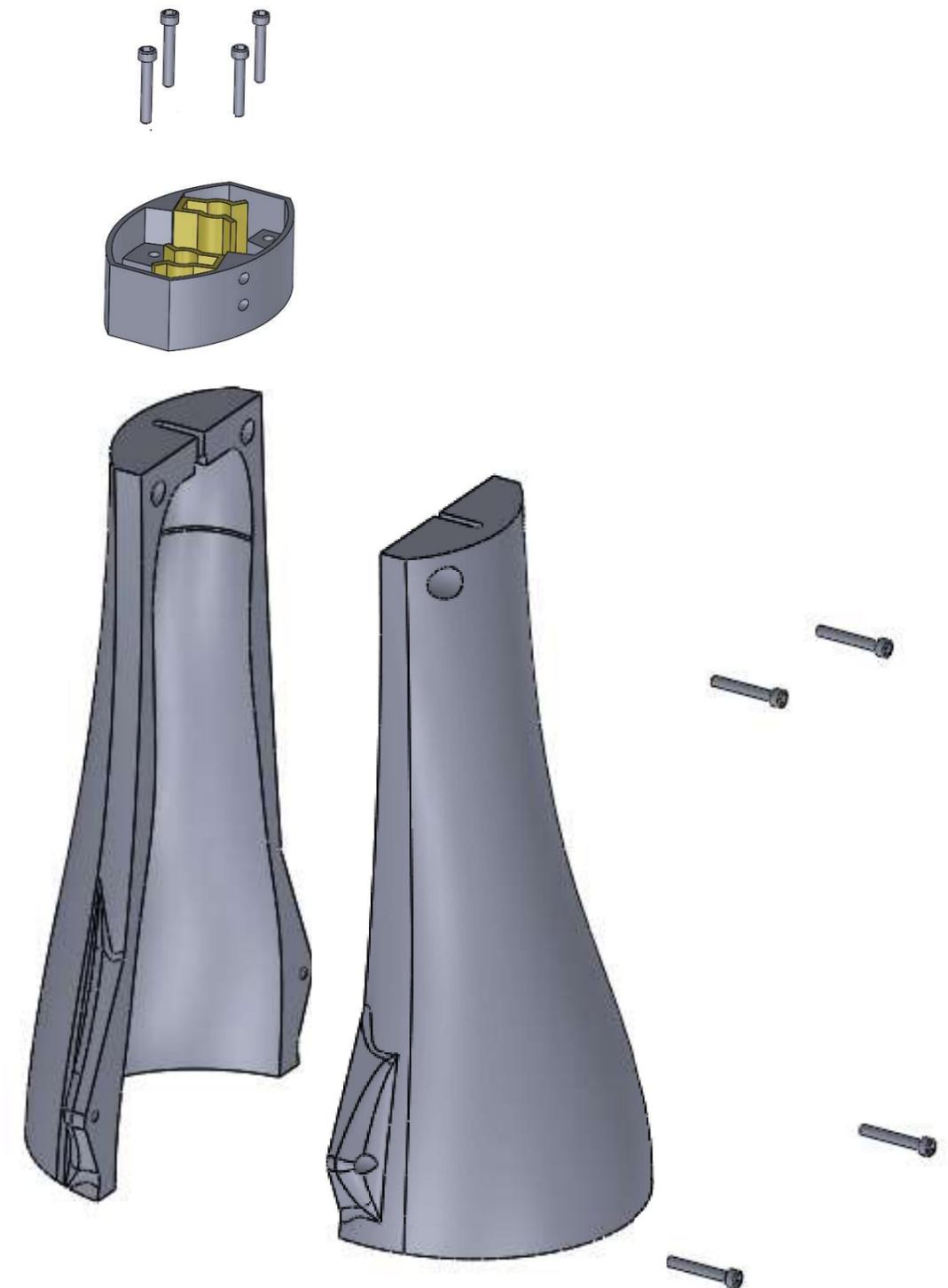
- **Una vez aseguradas** estas dos piezas, se debe posicionar el antebrazo del usuario en la **posición adecuada** para poder conservar una posición natural de la muñeca.

- Cuando se ha encontrado la posición adecuada, **se coloca la segunda carcasa, y se atornilla la pieza de muñeca con esta**, dejando una leve holgura con respecto a las dos piezas.

- Se atornillan los **cuatro tornillos de encaje** (los cuatro tornillos más a la derecha de la imagen)

- El último paso es **apretar tanto los tornillos que unen la pieza de la carcasa como los tornillos que unen ambas carcasas**, hasta que aprieten el antebrazo sin llegar a causar molestias.

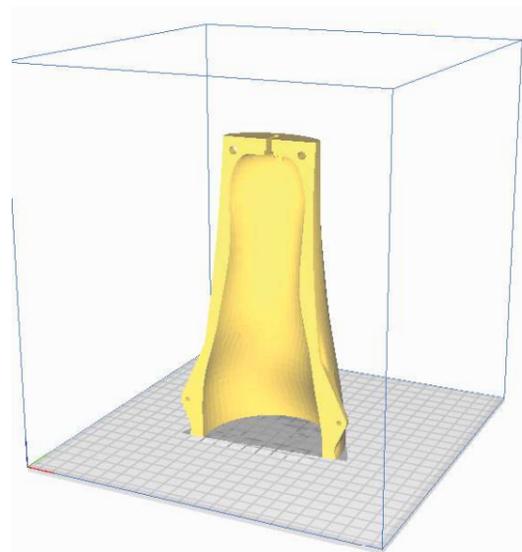
Esta es una secuencia de colocación muy compleja comparado con la secuencia inicial de la prótesis Michelangelo, pero ha de tenerse en cuenta que este es un prototipo que aún dista del diseño final de encaje.



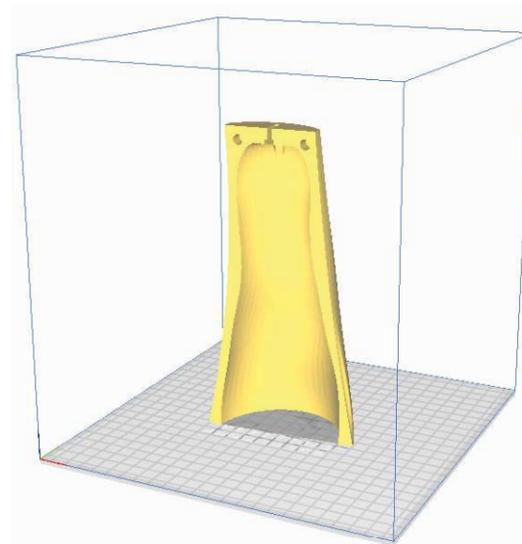
# 18. DISEÑO DEL ENCAJE

## 18.3. OPTIMIZACIÓN DE IMPRESIÓN

La impresión del encaje sucede en 4 fases. Cada fase se corresponde a las tandas que hacen falta para imprimir todas las piezas. Por tiempos de impresión, la división se realiza como aparece en las imágenes inferiores. Una de las razones por las que **dividir las impresiones en fases** es que si surgiera un **fallo** con alguna, habría que **repetir toda la impresión**.

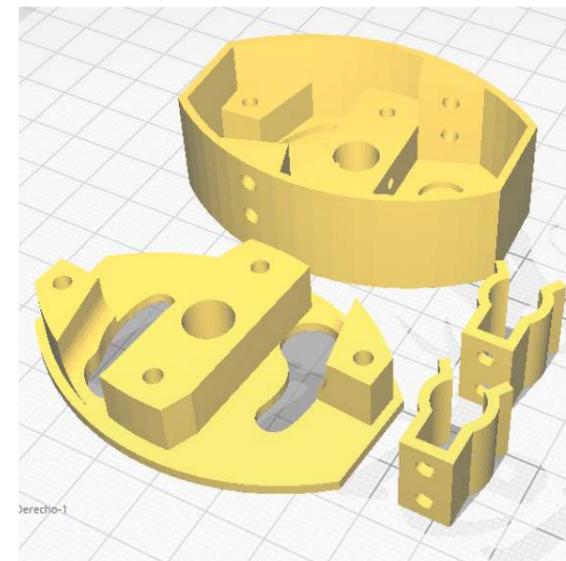


Tamaño de extrusor: 0.6 mm  
 Altura de capa: 0.3 mm  
 Infill: 5%  
 Paredes por capa: 3  
 Temperatura de extrusión: 215° C  
 Tiempo de impresión: 5 h:45 min  
 Filamento: Negro / 1,75 mm

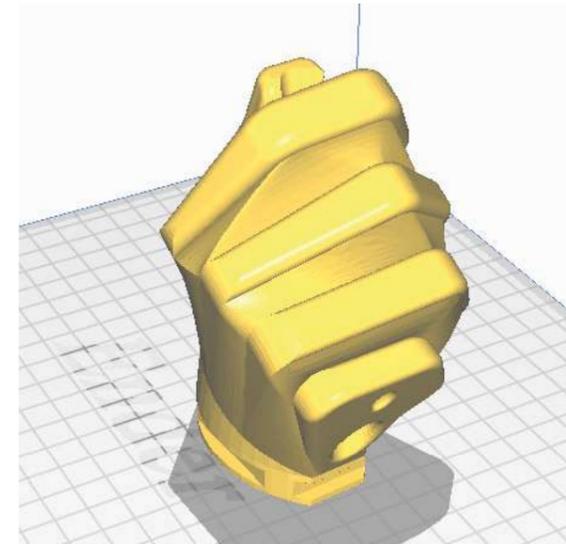


Tamaño de extrusor: 0.6 mm  
 Altura de capa: 0.3 mm  
 Infill: 5%  
 Paredes por capa: 3  
 Temperatura de extrusión: 215° C  
 Tiempo de impresión: 5 h:40 min  
 Filamento: Negro / 1,75 mm

Se debe encontrar el punto de equilibrio de **optimización entre un tiempo razonable de impresión total y asegurarse que no hay fallos importantes** de impresión debido a exponer la máquina a volúmenes elevados. Se ha añadido la mano para contextualizar los tiempos de impresión.



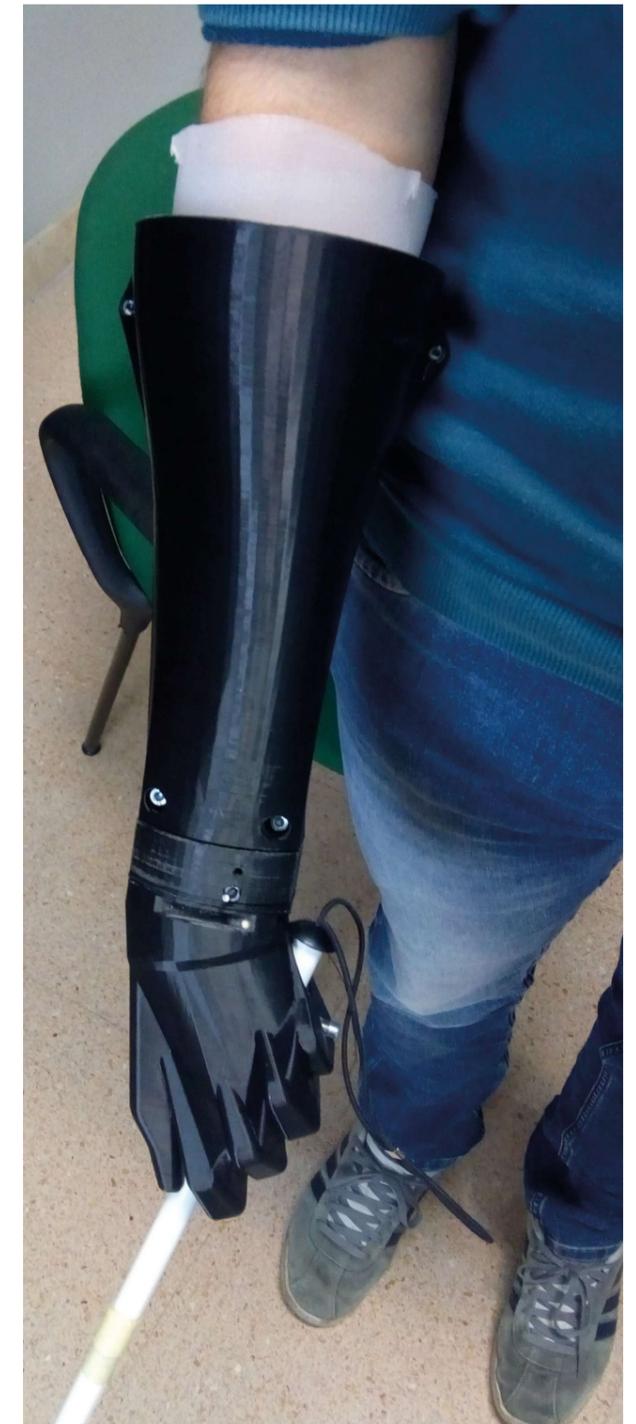
Tamaño de extrusor: 0.4 mm  
 Altura de capa: 0.2 mm  
 Infill: 10%  
 Paredes por capa: 2  
 Temperatura de extrusión: 215° C  
 Tiempo de impresión: 45 min  
 Filamento: Negro / 1,75 mm



Tamaño de extrusor: 0.6 mm  
 Altura de capa: 0.25 mm  
 Infill: 15%  
 Paredes por capa: 2  
 Temperatura de extrusión: 215° C  
 Tiempo de impresión: 3 h:15 min  
 Filamento: Negro / 1,75 mm

# 18. DISEÑO DEL ENCAJE

## 18.4. IMPRESIÓN DEL ENCAJE



# 19. CONCLUSIONES DE PROYECTO

---

El proyecto ha tomado muchas más horas de lo que inicialmente se planteó, dado que muchos de los procesos (como la obtención de moldes de colado) tomaron mucho tiempo del proyecto haciendo descender el rendimiento horas de trabajo/resultados finales.

También es destacable, y en parte justificable, la gran diferencia de tiempos estimados de finalización del proyecto. Esto se debe a que gran parte de las actividades requerían de la presencia de Alberto, el usuario objetivo del proyecto, que reside en Teruel.

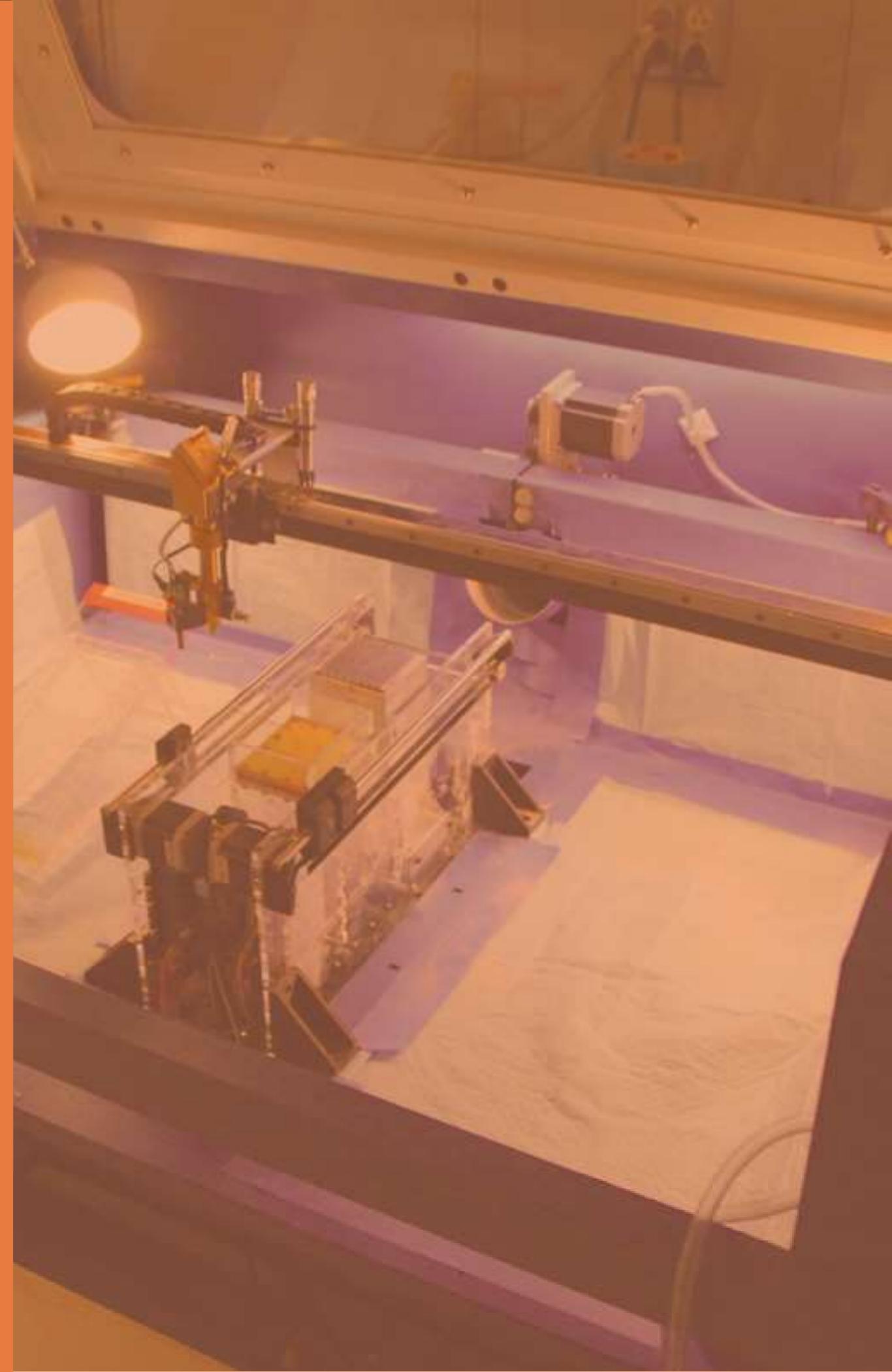
Los resultados de la prueba final (página anterior) fueron positivos, el mismo usuario pudo comprobar la mejora ergonómica que supone el módulo de bastón con respecto a la prótesis actual. También se pudo corroborar la eficiencia del sistema de unión de módulos, tanto al ser colocado como su fiabilidad en el uso normal.

Por otra parte, en momentos de reunión se ha comentado que algunos miembros de la familia de Alberto estaban iniciándose en el aprendizaje del mundo de la impresión 3D. Esto podría ser interesante y dado el caso, sería un punto innovador el que la familia de Alberto se capaz de autoabastecerse en el diseño de sus propios módulos en caso de la urgente necesidad de adquirir uno que no estuviera planteado en el proyecto. Este nuevo enfoque autosuficiente podría ser una nueva forma de concebir el final del proyecto, siendo una base para poder crear más módulos.

# FASE 4

Se recogen todas las acciones que se llevarán a cabo fuera del alcance del proyecto. Por las características del proyecto, afrontar todas las actividades que se citan en esta fase es una tarea que sobrepasa por mucho los límites de peso del proyecto. Se describen las actividades de:

- Diseño y fabricación de **nuevos módulos**
- Mejora del **encaje de antebrazo**
- Utilización de nuevos **elementos comerciales**
- Planteamientos para obtener el **liner definitivo**
- Mejora de proceso de **fabricación de la prótesis**
- Evolución y fabricación del **mueble de intercambio de módulos.**



## 20. DISEÑO DE NUEVOS MÓDULOS

---

En la fase 3 se describía la evolución de solo uno de los módulos, el módulo de bastón, por ser el elegido como solución más directa y con mayor facilidad de obtener resultados palpables, además de porque la fabricación de todos los módulos planteados supone una parte de peso que el proyecto no tiene por qué conllevar, dada la extensión de este. Los módulos a fabricar ya planteados son los siguientes:

- **Módulo de agarre de vasos** y otros objetos similares.
- **Módulo de agarre de correa de perro** guía.
- **Módulo de agarre de herramientas** de mango.

Los siguientes módulos a fabricar siguen la lista de necesidad planteada en un primer momento por Alberto, es una lista que siempre puede ser ampliada en la medida de lo posible, dado que lo único que se debe tener en cuenta es que el módulo tenga el sistema de unión de llave ya especificado.

La fabricación planteada para estos módulos sigue pudiendo ser por los métodos ya utilizados de impresión 3D por FDM, o bien encontrar nuevas maneras de obtención de las piezas que ofrezcan nuevas propiedades mejoradas de resistencia u otros factores.



# 21. MEJORA DEL ENCAJE DE ANTEBRAZO

---

## Mejora de carcasa fija

El proyecto consigue un prototipo de encaje que se basa en la unión de tres piezas diferentes:

- Las dos mitades de la carcasa que conforma la parte fija de la prótesis.
- La pieza de muñeca, que alberga el mecanismo de llave que permite unir módulos y encaje, pero no solo esto sino que también es lo que mantiene unidas las dos piezas de carcasa en la dirección adecuada gracias a los canales donde se encuentran los tornillos que atraviesan la pieza de la muñeca.

El objetivo final es conseguir, mediante las iteraciones necesarias, el encaje de la prótesis final, que integrará las tres piezas anteriores en una. Dentro de esta también estarán las piezas que forman el mecanismo, actualmente encontradas en la pieza de muñeca.

## Mejora de liner

Pese a que se realizaron tres pruebas de colado de la silicona, ninguna fue lo suficientemente satisfactoria como para ser elegida para la fabricación del liner definitivo del proyecto. Los problemas actuales de la silicona son los siguientes:

- Baja resistencia a la rotura. Aunque el material es muy elástico, determinados movimientos hacen que se abran grietas que pueden potencialmente rasgar todo el guante, dejándolo inservible.
- Baja firmeza con respecto al modelo original del encaje que se sujeta a la mano Michelangelo, debido a que se trata de otro material que le otorga estas características.
- Falta de un método para unir las dos partes, encaje y liner, dado que el pegamento que se usa para afianzar este tipo de materiales entre sí no se tuvo en cuenta en el proyecto.

## 22. USO DE ELEMENTOS COMERCIALES

Muchos elementos que se utilizan para la fabricación de la prótesis son piezas que no disponen actualmente de mercado comercial debido a ser soluciones rápidas para problemas que pueden resolver elementos comerciales aún no planteados. Algunos de estos elementos usados en el prototipo actual son:

Solución actual	Descripción de uso	Solución comercial teórica	Aspecto
Tornillos de métrica M3 de cabeza hexagonal	Algunos de ellos serrados con el fin de adaptarlos a los modelos generados por ordenador dada la falta de longitudes exactas. Para afianzarlos se usan tuercas hexagonales M3.	Puede ser la misma en este caso.	
Tornillos e insertos de métrica M6	Para uniones más fiables, como las usadas en los moldes para el colado de silicona, y también para la unión de las carcasas del encaje de antebrazo.	Puede ser la misma en este caso.	
Clips cilíndricos de tubo	Son de fabricación propia mediante impresión 3D, basados en componentes existentes de la empresa Araymond	Clips comerciales de tubo de la marca Araymond industrial.	
Ejes de madera de diferentes diámetros	Para las piezas que forman ejes como la pieza sobresaliente del encaje que sirve para anclar el módulo que se desee utilizar, o los tubillones usados para inmovilizar diferentes piezas como los pines	Tetones y varillas de aluminio.	

# 23. MEJORA DEL PROCESO DE FABRICACIÓN

Los métodos de fabricación utilizados en este proyecto han sido el colado de silicona y la fabricación aditiva FDM mediante impresoras 3D.

Los modelos de impresora utilizados durante el proyecto se especifican anteriormente, aquí se analizan los porqués de suponer un método de mejora de la fabricación dadas las características (y limitaciones) de ambas.

- Pese a la rapidez de prototipado, **el resultado no siempre es satisfactorio**, dado su bajo nivel de detalle comparado con métodos más avanzados (y de mayor coste económico)

- **Baja resistencia y durabilidad.** Las piezas impresas a menudo presentan problemas de fallas entre capas que suponen un punto endeble de la estructura, por lo que no tienen grandes propiedades mecánicas. Las piezas de clipaje actualmente utilizadas deben cambiarse por unas más fiables fabricadas en acero.

- **Bajo volumen de impresión.** Esto es un problema grave ya que supone dividir todo el modelo CAD en dos y posteriormente unirlos por tubillones, tornillería o pegamentos. Se han tenido que dividir los modelos en varias ocasiones, como en el tercer molde de silicona hembra y el primer molde macho.

BQ (215 x 210 x 180 mm) Ender 3 Pro 220 x 220 x 250 mm



BQ Prusa i3 Hephestos

215 x 210 x 180 mm



Ender 3 Pro

220 x 220 x 250 mm

Para el futuro, los procesos de fabricación pueden ser el prototipado mediante técnicas más potentes como con **herramientas de sinterizado láser (SLS)**. La universidad es poseedora de una de estas máquinas.

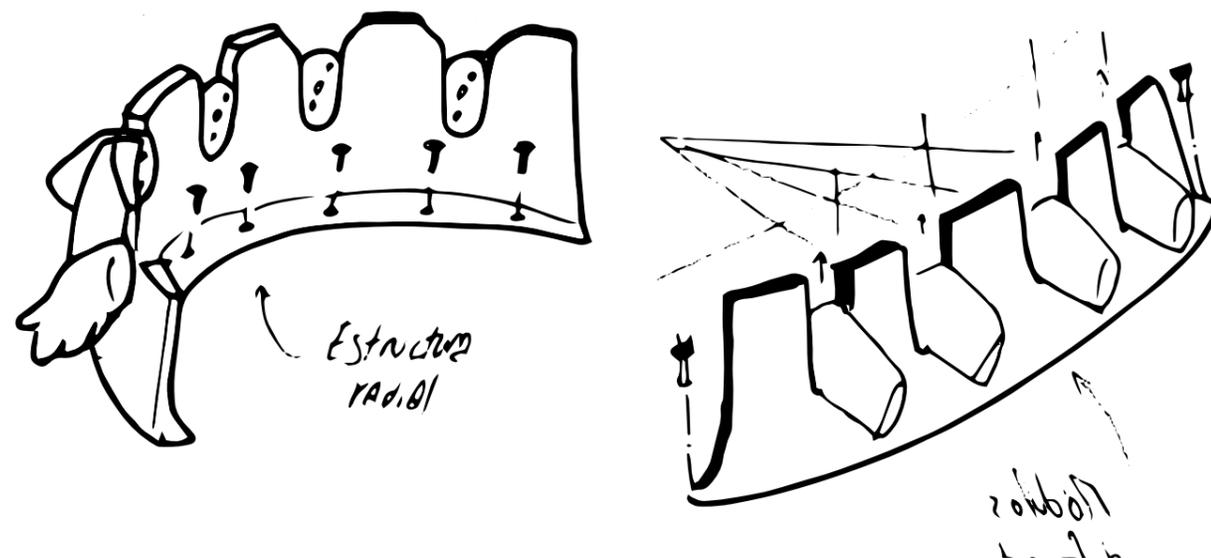
También se pueden desarrollar piezas de inyección, aunque tendría un costo mucho superior dado que sólo se fabricarían muy pocas unidades.

# 24. EVOLUCIÓN DEL MUEBLE SOPORTE DE MÓDULOS

Como es evidente, no tiene mucho sentido el desarrollo exhaustivo del diseño del mueble soporte de módulos dado que en el proyecto hay un tiempo limitado en el que **no se puede dedicar el mismo empeño** para las tareas importantes como decisiones de diseño de carácter más irrelevante.

Para el proyecto, el mueble no se define al completo, **solo mediante los bocetos de concepto de la fase 3** donde se explica este elemento, pero se deja un diseño abierto a propósito dadas las formas de afrontarlo.

En cuanto a la fabricación, de momento en el proyecto solo se ha planteado de forma completamente simplificada mediante un **tablero de madera DM de 6 mm de espesor**, recortado con las líneas más importantes para que encaje un solo módulo en la ranura de soporte. La forma simplificada tiene la siguiente geometría:



Fuera del alcance del proyecto, este mueble ha de ser definido no solo en la forma y material de este, sino de cómo ha de estar colocado y en qué localización dentro de la casa, para ser lo más ergonómico posible en el uso cotidiano.

El material en el que se fabrique aún no está definido pero lo más probable es que se utilicen tableros de DM por su buena durabilidad unidos con piezas de plástico que perfectamente se pueden fabricar por impresión 3D dado que no soportarían gran carga ni serán expuestos a tensiones elevadas o condiciones medioambientales adversas.

# 25. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

## **Uso de bastón blanco (1)**

Purificación Ortiz Ortiz. Discapacidad visual y autonomía personal (2011). Madrid.  
[[https://sid.usal.es/idocs/F8/FD026230/discap\\_visual.pdf](https://sid.usal.es/idocs/F8/FD026230/discap_visual.pdf)]

## **Mano Michelangelo y otros elementos de la prótesis (2)**

Consultado a 5/9/2019.  
[<https://www.ottobock.com/es>]

## **Uso de perro guía (3)**

Consultado el 28/9/2019.  
Servicio de perro guía - Fundación ONCE del Perro-Guía.  
[<https://perrosguia.once.es/es/que-hacemos/servicio-de-perro-guia>]

## **Manual de usuario - Geomagic Design (4)**

Consultado a 8/10/2019, Edición de 2013.  
[[https://www.engineering.pitt.edu/uploadedFiles/\\_Content/Sub\\_Sites/Business/MRW/SCPI/\\_Library/specs/geomagicdesignx2014userguide.pdf](https://www.engineering.pitt.edu/uploadedFiles/_Content/Sub_Sites/Business/MRW/SCPI/_Library/specs/geomagicdesignx2014userguide.pdf)]

## **Araymond - Catálogo de productos industriales (5)**

Consultado el 15/10/2019.  
[[http://fijaciones.araymond-industrial.es/media/1059/emea\\_industrial\\_catalog\\_2016-spanish.pdf](http://fijaciones.araymond-industrial.es/media/1059/emea_industrial_catalog_2016-spanish.pdf)]

ANEXOS

# DÍAS DE PRUEBA

---

Primer día de pruebas: 12 de marzo de 2019

Este fue el primer día en el que hubo toma de contacto con todo lo referido al proyecto. Se trataron los siguientes puntos:

- Conocer a Alberto y sus condiciones en primera persona.
- Primer listado de problemas con la prótesis actual.
- Primer contacto con las prótesis, se pudo comprobar dimensiones, funcionamiento y diferenciación de partes.
- Muestra de cómo se usaba el bastón blanco en sus condiciones mediante las prótesis Michelangelo.
- Primer listado de necesidades a suplir.
- Toma de medidas mediante ingeniería inversa con el brazo de medición FARO.
- Información por parte de la organización ONCE acerca de métodos de ayuda a invidentes.

Segundo día de pruebas: 1 de Octubre de 2019

En esta jornada, se retomaba el proyecto después del parón del curso y el verano, y se hicieron las siguientes actividades:

- Segunda medición de los brazos con herramientas de inmovilización para obtener un archivo de mayor calidad con respecto a los iniciales.
- Segunda ronda de preguntas más concretas acerca de las prótesis, una vez conocidos los detalles de otros dispositivos, dado que el estudio de mercado estaba realizado.
- Investigación sobre las empresas fabricantes y los métodos de obtención de medidas.
- Prueba del primer liner de silicona. Aquí se pudieron ver los fallos del resultado final dado que excedía las medidas del antebrazo y suponía un apriete muy leve.
- Muestra de la primera impresión del sistema de unión de módulo y encaje.

# DÍAS DE PRUEBA

---

Tercer día de pruebas: 24 de Octubre de 2019

- Se pudo probar el segundo guante, con resultados no del todo satisfactorios debido a que el apriete, aunque mucho más acertado que el primero, no cumplía las condiciones de ajuste en la zona de presión.
- Como ya se tenían primeros acercamientos de formas y módulos, se pudo enseñar el progreso y validación por parte de los familiares de Alberto.
- Decisión de remodelado del módulo de bastón impreso (blanco) para ajustarse mejor a los requisitos de uso de Alberto.
- Toma de medidas generales, como la altura, distancia del codo al suelo, longitud de antebrazo, etc.
- Segunda impresión mejorada del sistema de unión entre lo que sería el encaje y el módulo.

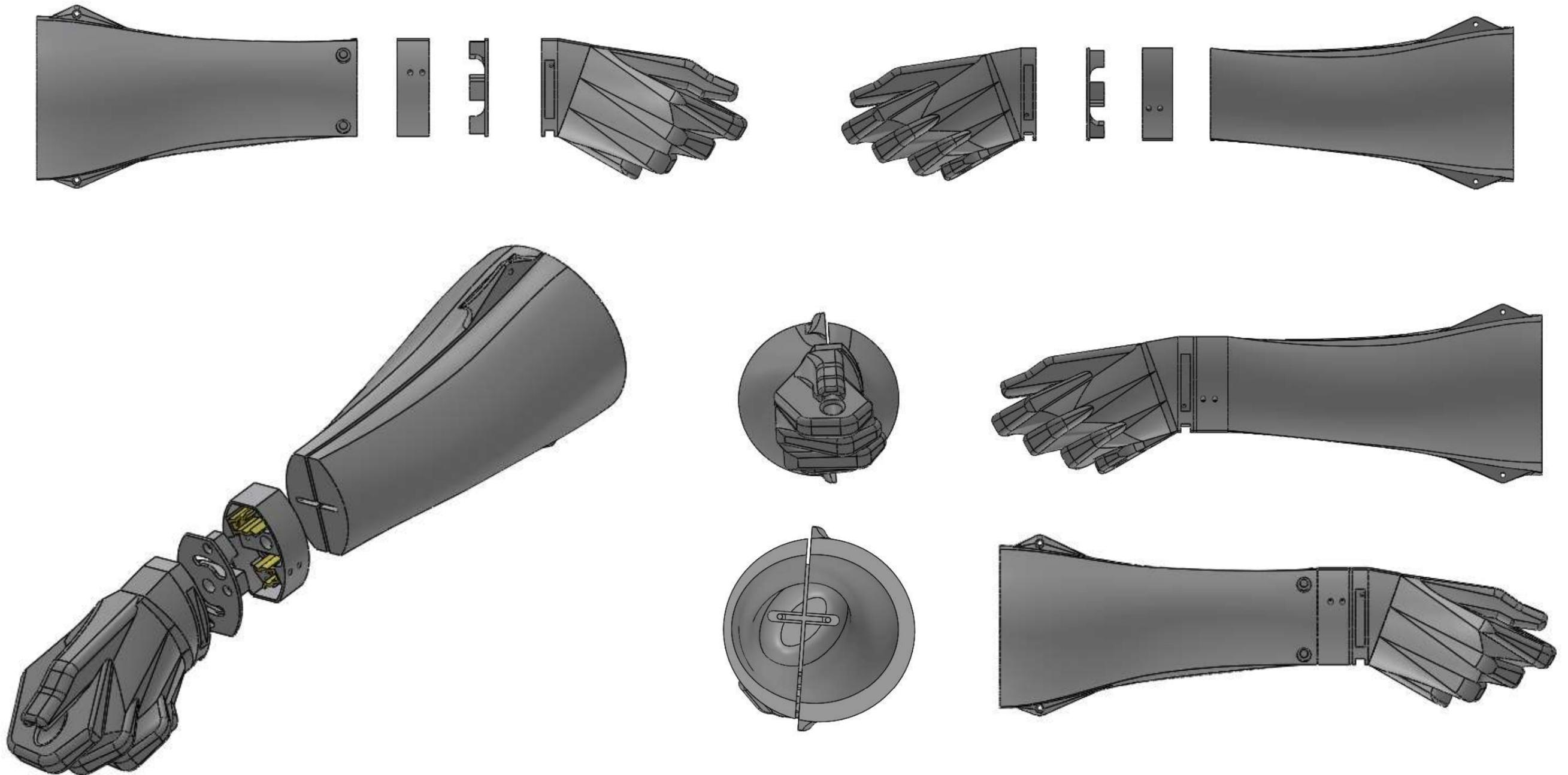
Cuarto día de pruebas: 5 de noviembre de 2019

- Prueba del primer prototipo de prótesis, incluyendo encaje, módulo y liner (tercera versión).
- Primera secuencia completa de colocación de módulo (módulo de bastón).
- Comparativa de uso de la prótesis Michelangelo y la prótesis objeto de este proyecto, con comentarios positivos acerca de ergonomía y facilidad de manejo por parte de Alberto.
- Planteamiento de los siguientes pasos a seguir fuera del alcance de proyecto.

# GALERÍA DE IMÁGENES

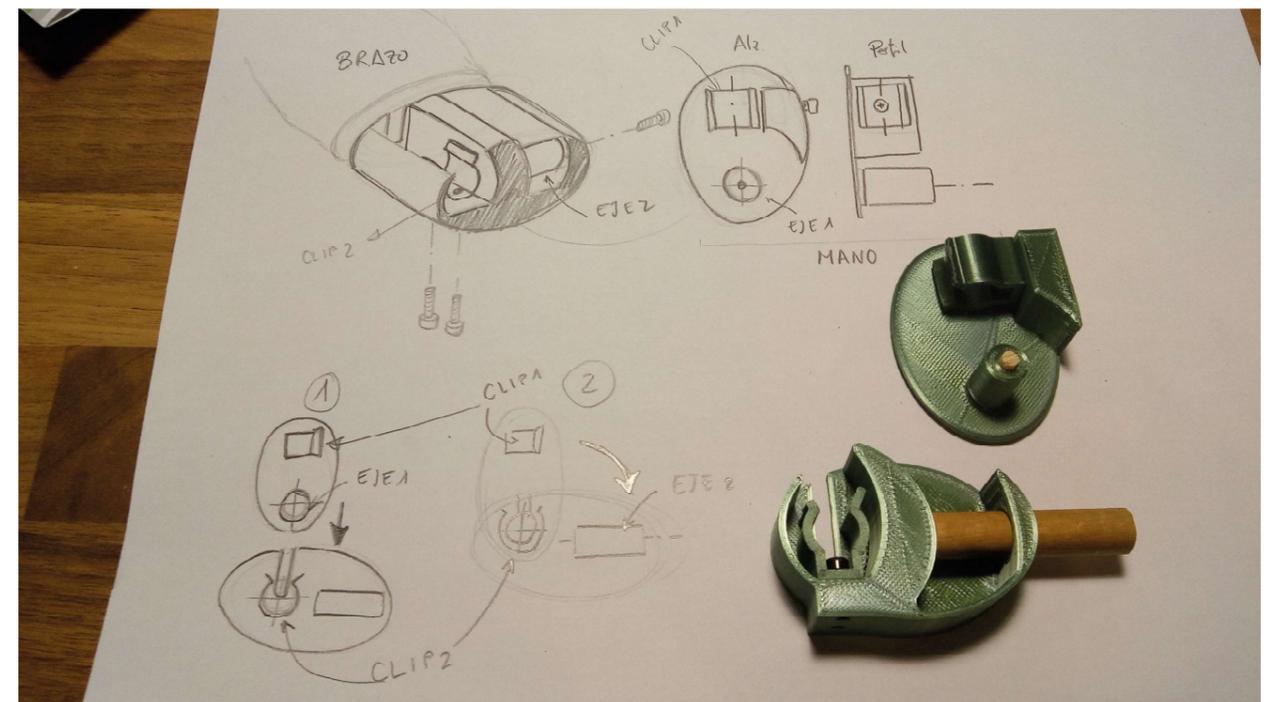
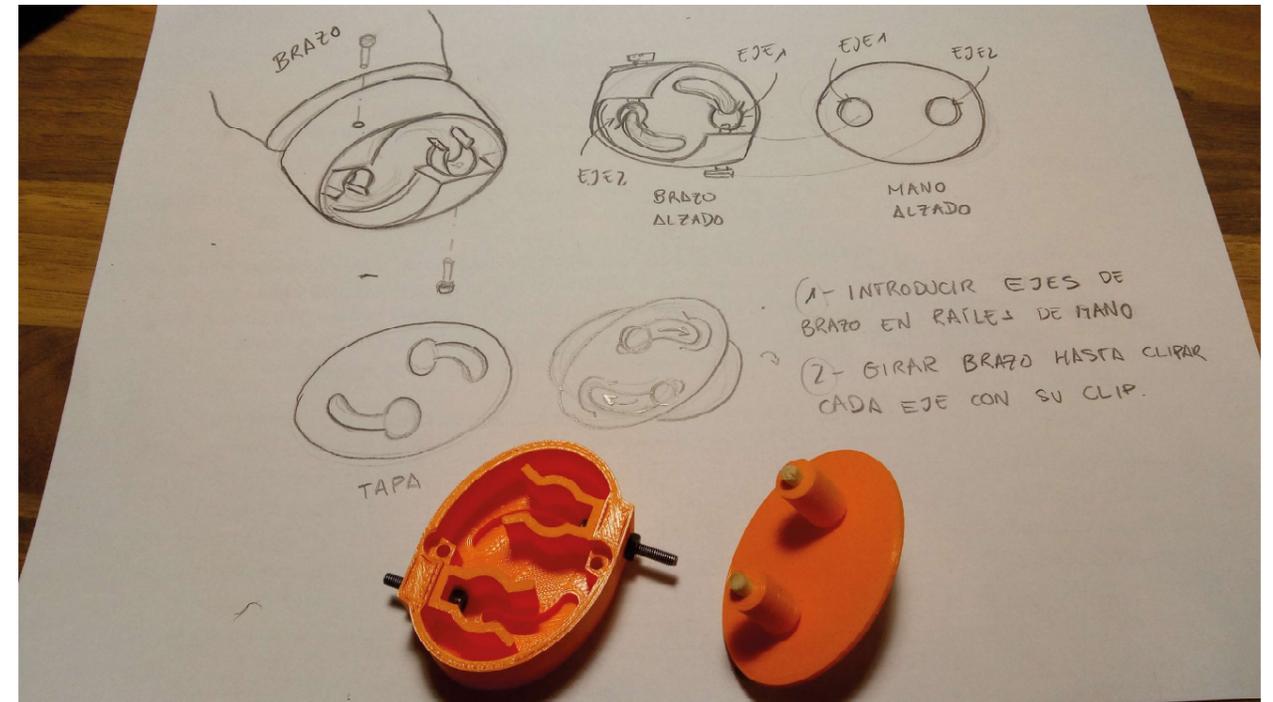
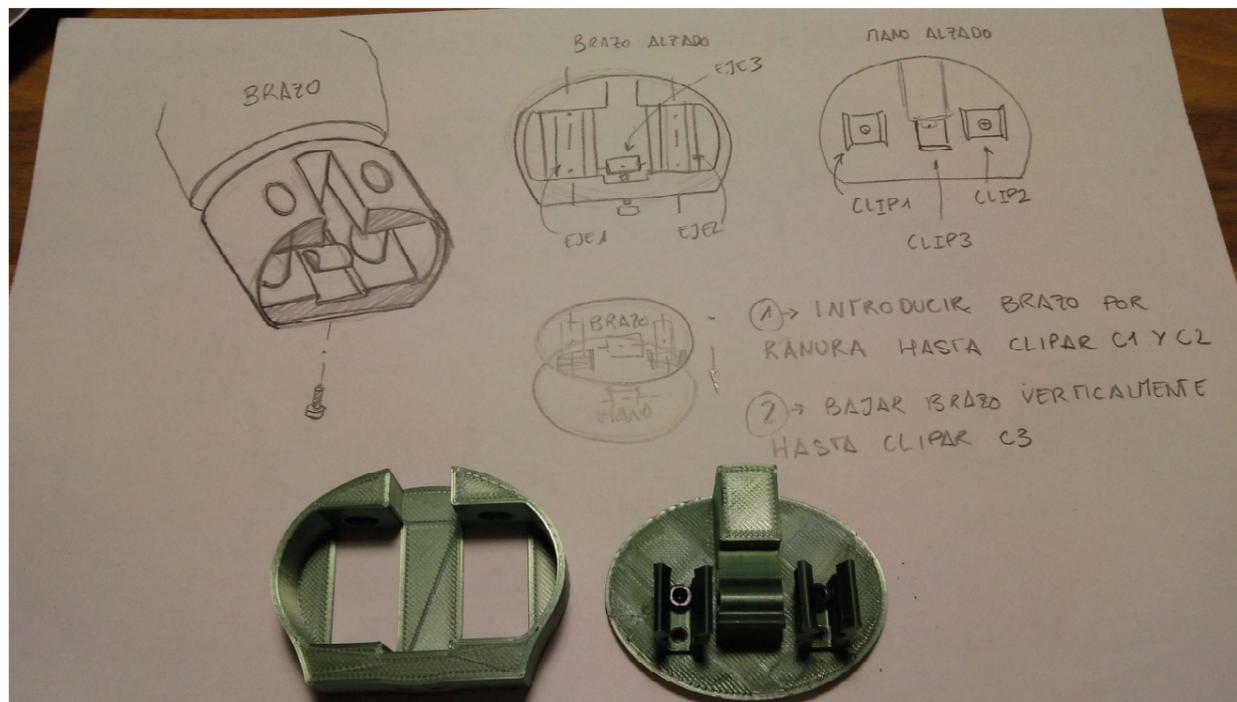
---

Modelado final de la prótesis completa.



# GALERÍA DE IMÁGENES

Impresión de primeros prototipos de sistemas de unión



# GALERÍA DE IMÁGENES

---

Impresión de prótesis completa con módulo de bastón blanco.



# GALERÍA DE IMÁGENES

---

Alberto usando el bastón blanco modificado con las prótesis de la empresa Ottobock

