



Universidad de
Oviedo



ESCUELA POLITÉCNICA DE INGENIERÍA DE GIJÓN

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

ÁREA DE EXPRESIÓN GRÁFICA EN LA INGENIERÍA

TRABAJO FIN DE GRADO Nº 1601_284

**DISEÑO Y FABRICACIÓN DE MANO PROTÉSICA MEDIANTE IMPRESIÓN
3D**

D. PÉREZ FERNÁNDEZ, Christian
TUTORES: D. BONHOMME GONZÁLEZ, Jorge
Dña. MOLLÓN SÁNCHEZ, Victoria

FECHA: Enero 2016

MEMORIA

Contenido

1.	Objetivo y alcance	5
2.	Introducción	6
3.	Estado del Arte actual.....	8
3.1.	Manos Protésicas	8
3.1.1.	Clasificación prótesis activas.....	9
3.1.2.	Evolución de las prótesis de mano	10
3.1.3.	Las prótesis mioeléctricas	16
3.1.4.	Las prótesis mecánicas.....	17
3.2.	Tecnología fabricación	22
3.2.1.	Estereolitografía.....	23
3.2.2.	Sinterizado selectivo por láser	24
3.2.3.	Modelado por deposición fundida	25
3.2.4.	Material en la impresión 3D	26
3.2.5.	Impresoras 3D	29
3.2.6.	Parámetros principales impresión 3D.....	36
3.2.7.	Impresoras empleadas en el TFG.....	37
4.	Desarrollo	39

4.1.	La mano.....	39
4.2.	Estudio previo al diseño.....	47
4.2.1.	Demandas del usuario final	48
4.2.2.	Modelos rígidos.....	49
4.2.3.	Modelos flexibles	57
4.3.	Diseño de la prótesis.....	65
4.3.1.	Guante.....	69
4.3.2.	Dedos	76
4.3.3.	Antebrazo.....	81
4.3.4.	Eslabón de unión antebrazo y guante	83
4.3.5.	Pasadores de los dedos.....	84
4.3.6.	Tensores.....	85
4.3.7.	Simulación comparativa de los dedos	87
4.4.	Estudio del material	94
4.4.1.	Ensayo de tracción	94
4.4.2.	Calorimetría Diferencial de Barrido	103
4.4.3.	Análisis Mecánico Dinámico	108
4.5.	Fabricación.....	115

4.5.1.	Piezas sencillas	116
4.5.2.	Dedos	120
4.5.3.	Guante.....	122
4.5.4.	Antebrazo.....	126
4.5.5.	Ensamblaje	130
5.	Conclusiones.....	132
6.	Agradecimientos.....	136
7.	Bibliografía.....	137

1. Objetivo y alcance

El presente TFG (Trabajo fin de Grado) que lleva por título “Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D”, tiene como objetivo final el diseño y la fabricación de una prótesis adaptada a un paciente en concreto. Para alcanzar este objetivo se lleva a cabo un estudio previo de diferentes modelos tridimensionales elaborados mediante CAD, entre otras herramientas, para comprender y analizar varios tipos y/o mecanismos de manos protésicas elaboradas mediante impresión 3D (fabricación aditiva); tecnología que está sufriendo un auge en los últimos años.

También se estudiará el comportamiento físico-mecánico de los materiales utilizados en la fabricación de la prótesis, empleando diferentes ensayos sobre probetas realizadas con dichos materiales.

2. Introducción

Las manos, parte de nuestras extremidades superiores que va desde la muñeca hasta la punta de los dedos, son el principal órgano para la manipulación física del medio, teniendo como uso primordial la capacidad para tomar y sostener objetos, función vital para poder llevar una “vida cotidiana normal” y que puede verse seriamente afectada al sufrir algún tipo de discapacidad o hándicap al no poseer dichos miembros.

Es por ello que en este TFG, tanto el diseño como la fabricación de dicha prótesis estará orientado a mejorar la capacidad de manipular objetos a una persona con ausencia de dedos/falanges, afectada por agenesia, traducida en una ausencia de la mayoría de sus falanges, no habiendo desarrollado sus dedos meñique, anular, corazón e índice y teniendo un desarrollo muy parcial de su dedo pulgar, el cual si posee una pequeña estructura ósea (1). Esta afección le impide realizar tareas de determinada normalidad con su mano izquierda, sufridora de esta lesión.

La prótesis basa su movimiento en la flexión y extensión de la muñeca del individuo que la porta, consiguiendo un cierre de los dedos con el movimiento de flexión de la muñeca (orientar la palma de la mano hacia el pecho con el brazo extendido hacia delante). La apertura de los dedos se lleva a cabo gracias a la extensión de la muñeca (orientar la palma de la mano hacia el frente con el brazo extendido hacia delante) y la ayuda de elementos elásticos que facilitan la posición de mano abierta en la prótesis.

Por tanto, es fundamental optimizar el elemento ortopédico para la máxima comodidad y ergonomía del individuo que llevará a cabo el disfrute del mismo.

Como se ha indicado en el objetivo del TFG, la prótesis se fabricará mediante fabricación aditiva (impresión 3D), para enmarcar este trabajo en el uso de las nuevas tecnologías en la elaboración de nuevos proyectos. (2)

Adicionalmente, también se llevara a cabo un breve estudio de algunos de los materiales empleados en este tipo de impresiones: ABS (3), PLA (4) y NinjaFlex© (5)

3. Estado del Arte actual

En este apartado se recoge el Estado del Arte actual, tratando los dos temas considerados principales para la realización del TFG: las manos protésicas y la tecnología para la fabricación, en este caso, impresión 3D.

3.1. MANOS PROTÉSICAS

Como ya se ha comentado, la mano nos permite realizar numerosas acciones gracias a su función principal, la prensión; debido a su gran capacidad funcional, posee un gran número de posibilidades en las acciones, movimientos o posiciones.

Además, sabemos que no es solo un órgano para realizar acciones como sujetar, sino que también es un receptor sensorial muy sensible y de gran precisión, permitiéndonos llevar a cabo la función de palpar.

Las personas que han sufrido amputaciones o malformaciones al nivel de este órgano han conseguido mejorar su calidad de vida gracias al desarrollo de la tecnología en este ámbito (prótesis para miembro superior).

En los casos de una ausencia total del miembro se usan prótesis para intentar recuperar gran parte de las funciones de la mano. Las prótesis que ayudan a recuperar la funcionalidad de la mano se conocen como activas o funcionales. (6)

Mientras que las llamadas estéticas son aquellas que permiten embellecer la extremidad u órgano tratado, consiguiendo que la prótesis colocada parezca la extremidad propia y real de la persona que la lleva. Existen innumerables tipos de este tipo de prótesis, extremidades, dentales, pabellón auricular, ocular, etc. (7) tal y como se puede observar la figura 3.1.



Fig. 3.1 Prótesis estéticas. (Fuente: ARTech Laboratory, Inc)

3.1.1. Clasificación prótesis activas

Existen diferentes tipos (8) de prótesis activas según el tipo de actuador o modo de funcionamiento utilizado:

- Tipo Mecánico: las prótesis de mano mecánicas son dispositivos que suelen permitir la acción de garra, es decir, permiten su cierre y apertura para poder sujetar o prensar objetos. Suelen estar controladas por arneses o cables sujetos alrededor de muñecas, hombros, pecho, etc. No tienen una gran precisión.
- Tipo Eléctrico: este tipo de dispositivos están accionados por motores eléctricos. Se controlan mediante botón pulsador o interruptor con arnés accionado de manera similar a las mecánicas.
- Tipo Neumático: se accionaban gracias al ácido carbónico comprimido, debido a las complicaciones y riesgo, se ha abandonado su fabricación y desarrollo.
- Tipo híbrido (mioeléctrico): son las prótesis más desarrolladas en la actualidad, combinan la acción del cuerpo mediante sensores mioeléctricos (electrodos) que se sitúan en la periferia de la zona amputada,

transformando la señal eléctrica que producen los tendones y músculos al contraerse, para así accionar el mecanismo del dispositivo (eléctrico).

Es destacable la necesidad de energía externa (baterías) para el funcionamiento de las prótesis que basan su funcionamiento en motores y sensores eléctricos, así como el incremento del costo de las mismas en función de un mayor grado de complejidad y precisión. Siendo las prótesis mecánicas las más baratas y así, las menos precisas.

Más adelante se profundizará en los tipos de prótesis más habituales en la actualidad: mioeléctricas y mecánicas.

3.1.2. Evolución de las prótesis de mano

El desarrollo de las prótesis se ha llevado a cabo a la par que el desarrollo en el manejo de materiales, tecnologías y conocimientos del cuerpo humano.

Existen prótesis desde hace miles de años, las cuales han ido avanzando poco a poco en su precisión, tecnología y funcionalidad hasta nuestros años en la actualidad.

Aparecen prótesis ya en época de civilizaciones egipcios o romanas, es decir, antes de Cristo (a.C.), así como en la Edad Media. La mayoría de estas prótesis tenían una función mucho más estética que funcional.

Era común la amputación de miembros en batallas de las épocas antiguas, se podría decir que estas prótesis estéticas tenían una función secundaria funcional, como sujetar el escudo de soldados para así usar la espada con la mano que aun poseían, es el caso del general romano Marcus Sergius (9), o de la mano de alt-Ruppín (10) fabricada en hierro y con sus dedos flexibles, exceptuando el pulgar, (ver figura 3.2).



Fig. 3.2 Prótesis de alt-Ruppin (Fuente: Revista UNAM)

Con la llegada del Renacimiento, la mejora de los materiales y un estudio mucho más profundo de procedimientos quirúrgicos, fue desarrollada en la mano de Goetz von Berlichinge (11), en la que la posición de los dedos era variable y fijada mediante un mecanismo (ver figura 3.3).

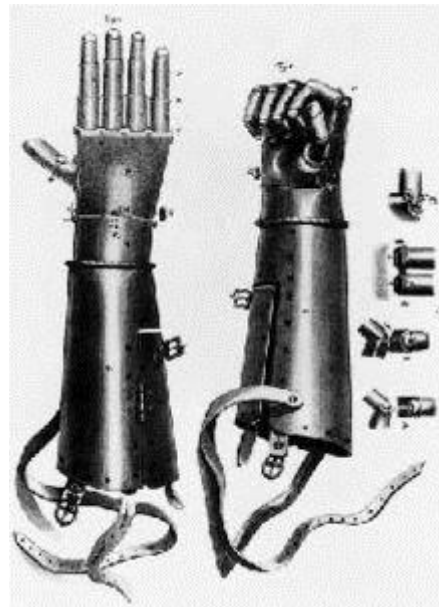


Fig. 3.3 Prótesis de Goetz von Berlichingen (Fuente: Wikipedia)

Durante el S. XVI aparece la primera prótesis de miembro superior móvil, diseñada por Ambroise Paré (12), en la que los dedos de la mano podían abrir y cerrarse, además de poder flexionar o extender el brazo. Introdujo nuevos materiales como el cuero para mejorar los postizos estéticos (ver figura 3.4).



Fig. 3.4 Prótesis de Ambroise Paré (Fuente: Quo)

Durante el S.XIX el Conde Beaufort fabricó un arnés de hombro que permitía controlar una mano artificial (10), el cual permitía abrir y cerrar un pulgar móvil de la misma, siendo el mecanismo muy parecido al Hook (garfio) que se muestra en la figura 3.5.



Fig. 3.5 Prótesis con pulgar móvil similar a Hook (Fuente: Revista UNAM)

Durante el S.XX, con la llegada de las Guerras Mundiales y pasada también anteriormente la Guerra de Secesión en EEUU, tuvieron lugar las grandes innovaciones en prótesis, ya que se buscaba que los amputados pudieran volver a la vida laboral.

Fueron desarrolladas en EEUU, por Dorrance en 1912, la prótesis Hook (8) (ver figura 3.6), la cual podía abrir y cerrarse gracias a movimiento de la escapula y un arnés; y en Alemania el gancho Fischer (10).



Fig. 3.6 Prótesis tipo Hook

Posteriormente, en el año 1946 se originan las prótesis activas de tipo neumático y eléctrico (10). Y es en la década de los 60 cuando se fabrica en Rusia la primera prótesis activa de tipo mioeléctrico (8), la cual obtiene los potenciales eléctricos extraídos mediante sensores en la masa muscular del muñón del miembro amputado, estos son utilizados para el movimiento de la mano/pinza. El usuario debía llevar consigo un paquete de electrónica, batería y cargador en todo momento, tal y como se puede observar en la figura 3.7.



Fig. 3.7 Primera prótesis mioeléctrica (Fuente: Swisswuff)

Con los avances tecnológicos de la época, fueron desarrollándose y apareciendo numerosas manos o prótesis del miembro superior, podemos encontrar algunos ejemplos como la mano robótica de la NASA, la Utah/MIT o la Stanford/JPL (13), las cuales estaban diseñadas con un enfoque más preparado a tareas robotizadas. Sin embargo, aparecen también modelos de manos más ligeras y relacionadas con el aspecto de una mano protésica de miembro superior, como la mano Otto Bock mostrada en la figura 3.8, o la mano TB (13).



Fig. 3.8 Mano Otto Bock Actual (Fuente: Ortopedia López)

Con la llegada de los años 80, aparece la mano escocesa ProDIGITS, presentada para diferentes tipos de amputación o ausencia de miembros de la extremidad superior, siendo mejorado en el año 1994, consiguiendo una mejora en el tamaño de los mecanismos y fuente de energía (13) (ver figura 3.9).



Fig. 3.9 Prótesis Prodigits versión años 80 y actual (Fuente: Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas)

En los últimos años la búsqueda de nuevas tecnologías, bienestar y mejora de la vida de las personas con ausencia o amputaciones de miembros u órganos, así como una competencia entre empresas, ha originado una gran evolución en este ámbito, consiguiendo mejor precisión y número de movimientos y orientaciones, apareciendo una gran gama de modelos, actualizaciones de versiones antiguas y nuevos elementos, como la creación de pieles artificiales que imitan el tacto de una mano humana (ver figura 3.10); todo esto mucho más relacionado con las prótesis mioeléctricas, buscando una conexión mente-máquina, siendo esta una comunión principalmente biónica.



Fig. 3.10 Mano Bebionic de última generación (Fuente: Bebionic)

3.1.3. Las prótesis mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas basan su funcionamiento en una mano robótica accionada mediante actuadores (pequeños motores eléctricos y servomotores), los cuales reciben señales de sensores situados en la propia prótesis y en la extremidad amputada/muñón del individuo, todo gobernado por uno o varios microcontroladores, que traducen las señales de los sensores en órdenes para los actuadores.

Lo fundamental en este tipo de prótesis es conseguir un gran número de grados de libertad (GDL), para poder así asemejarse a una mano humana.

Podemos encontrar dos tipos de sensores principales integrados en la mano:

- Sensores de posición: sirven para medir la posición de los dedos y articulaciones (14), un ejemplo de los sensores utilizados son los llamados: sensores Hall (15), acompañados de imanes, para medir el movimiento y posición angular del elemento.
- Sensores de fuerza: sirven para medir la fuerza que se está aplicando en los dedos de prótesis cuando estos se ponen en contacto con un objeto, un ejemplo de los sensores utilizados son los llamados: sensores FSR, sensores de fuerza resistivos (16).

Los sensores que se colocan en el individuo permiten la captación de pequeñas eléctricas originadas por las terminaciones nerviosas y músculos del órgano o extremidad residual del individuo, permitiendo originar las señales que son transmitidas para gobernar la prótesis. Existen electrodos superficiales, colocados sobre la piel y electrodos insertados en el interior del tejido del individuo.

Para alimentar los sensores, actuadores y la placa del circuito del microcontrolador se emplean baterías de larga duración que permiten el funcionamiento del dispositivo durante al menos un día completo.

Gracias a la búsqueda de numerosos GDL con la ayuda de la electrónica, este tipo de prótesis permite conseguir diferentes tipos de agarre, orientaciones y giros, como se muestra en la figura 3.11.

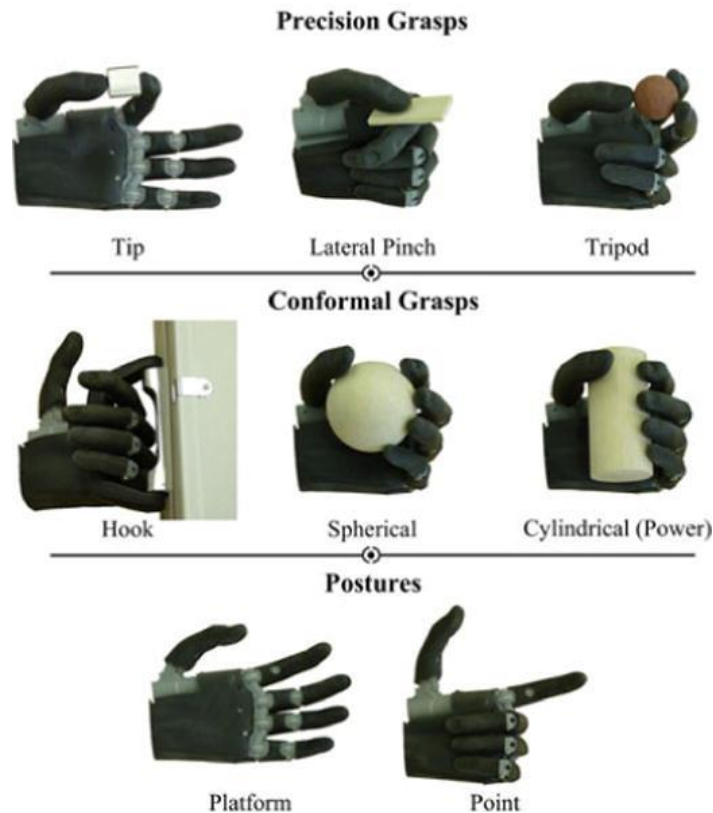


Fig. 3.11 Ejemplos de sujeción de mano protésica (Fuente: IEEE ASME Trans Mechatron)

3.1.4. Las prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas, al tratarse del tipo que primero ha aparecido en la historia, tienen un funcionamiento mucho más sencillo que las demás. Aprovechan los movimientos del individuo que las utiliza, por lo tanto, no dependen de ningún tipo de energía externa, como baterías.

Según el tipo de amputación o ausencia de miembros en la persona, podemos estar hablando de prótesis parciales o totales, ya que al utilizar los propios movimientos del paciente es posible utilizar el hombro, codo, dedos, muñecas, etc.

Uno de los mecanismos utilizados para el funcionamiento de algunas prótesis mecánicas es el llamado cuadrilátero articulado o mecanismo de cuatro barras (17) que se muestra en la figura 3.12. En dicho mecanismo, tres de las barras son móviles y una fija, una barra genera el movimiento y otra lo recibe, siendo el movimiento de una, de rotación sobre su eje, mientras que la otra realiza un movimiento de balancín; los movimientos pueden cambiar, siendo las dos rotacionales o balancín. Para comprobar el tipo de movimiento que se tiene, se utiliza la Ley de Grashof (18).

$$S + L \leq P + Q$$

Ec. 3.1: Ley de Grashof

Donde:

S = longitud del eslabón más corto,

L = longitud del eslabón más largo,

P y Q = longitud de los eslabones restantes

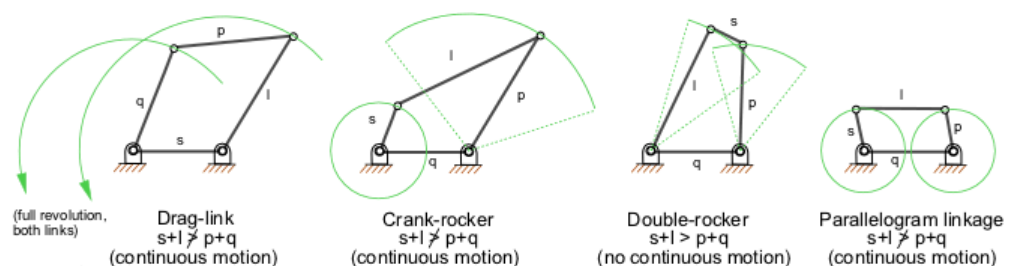


Fig. 3.12 Tipos de cuadriláteros articulados (Fuente: Wikipedia)

Este tipo de mecanismo, más o menos complejo, puede ser utilizado, por ejemplo, para el funcionamiento de dedos protésicos, consiguiendo imitar el movimiento de las falanges (13). En la figura 3.13 pueden verse diferentes posiciones de un dedo simulado con este tipo de mecanismo, consiguiendo que este pueda extenderse y flexionarse, es decir, abrir y cerrar la mano:

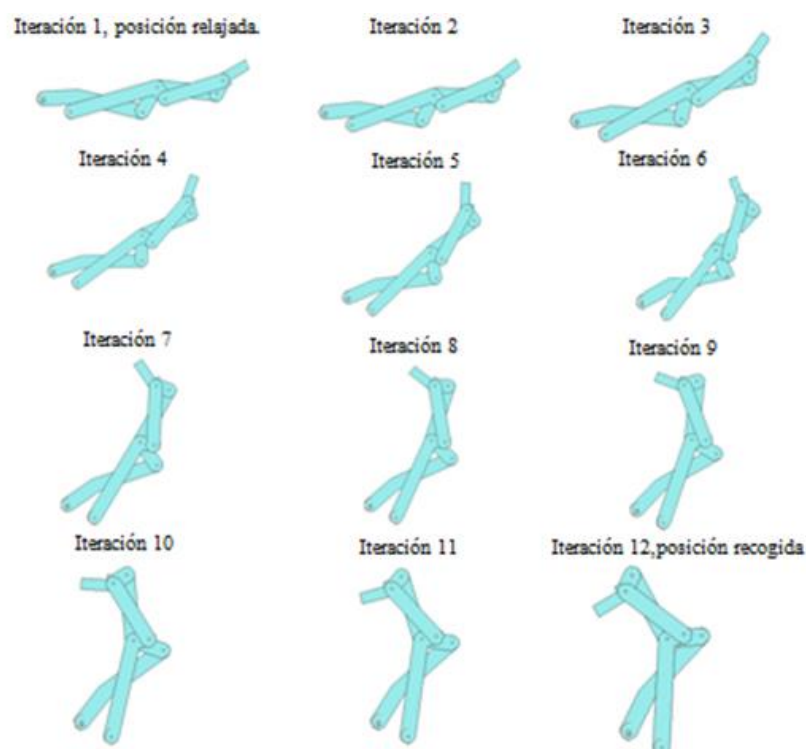


Fig. 3.13 Ejemplo mecanismo de cuadrilátero articulado para imitar el movimiento de un dedo (Fuente: Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas)

Se puede ver el uso de este tipo de mecanismo, en la prótesis utilizada para amputaciones parciales de dedo, X-finger (13) que se muestra en las figuras 3.14 y 3.15.



Fig. 3.14 Prótesis X-finger (Fuente: Asme)

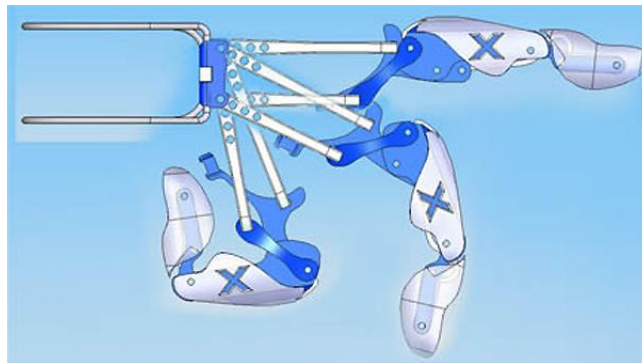


Fig. 3.15 Muestra mecanismo X-finger (Fuente: TechHive)

Otros tipos de mecanismo utilizado para el funcionamiento de este tipo de prótesis es el aprovechamiento de los resortes para la flexión o extensión de la prótesis (dedos o ganchos/garfios) acompañado de tensores, cables o barras, que realicen justo la operación contraria al resorte, es decir, si gracias a la tensión de los cables la mano se cierra, al relajarse estos, los resortes devolverían la mano a una posición abierta, y viceversa.

Un ejemplo muy común son las ya mencionadas pinzas gancho (19) accionadas, se abren por la tracción que genera el correaje que lleva el individuo y se cierran gracias a resortes de la propia pinza. El llamado correaje de tracción (20), permite a la persona que lo lleva equipado, con el movimiento de los hombros, accionar la prótesis, ya que este movimiento tensa el cable o tensor que accionaría el movimiento de pinza (apertura y cierre de dedos/gancho), (véase la figura 3.16).

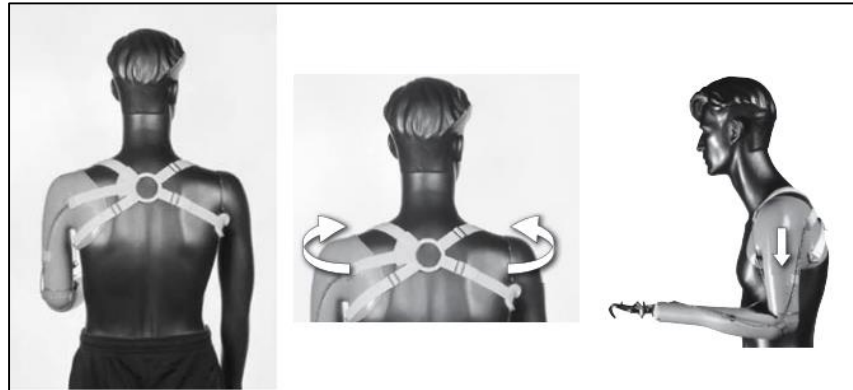


Fig. 3.16 Correaje de tracción junto a prótesis mecánica (Fuente: Otto Bock)

La prótesis fabricada en este TFG, se trata de una prótesis mecánica, que aprovecha la tensión de cables, traccionados por el movimiento de flexión de muñeca de la persona que la lleva equipada.

Podemos concluir que comparando las prótesis mioeléctricas y mecánicas, existen diferencias respecto a precisión y funcionalidad a favor de las mioeléctricas, pero las mecánicas no necesitan fuentes de energía externas y no suponen un gasto económico tan alto, es por esto, que podemos decir que las prótesis mioeléctricas son más frecuentes en los países más desarrollados, mientras que en países pobres y/o del tercer mundo, es más habitual el uso de prótesis mecánicas, es por ello, que se presenta la posibilidad de su fabricación empleando las nuevas tecnologías (impresión 3D), para así conseguir abaratar aún más el coste de las mismas, así como personalizar y permitir hacerlas llegar a muchos más individuos/pacientes, ya que en la actualidad, debido a tal coste, muchas personas no pueden disfrutar estos dispositivos para mejorar su calidad de vida.

En los últimos años, han aparecido diferentes modelos de prótesis fabricadas mediante impresión 3D, elaboradas por empresas, investigadores, ONGs, etc, que transmiten y comparten sus planos y modelos en formato de código abierto (21), como la que se muestra en la figura 3.17

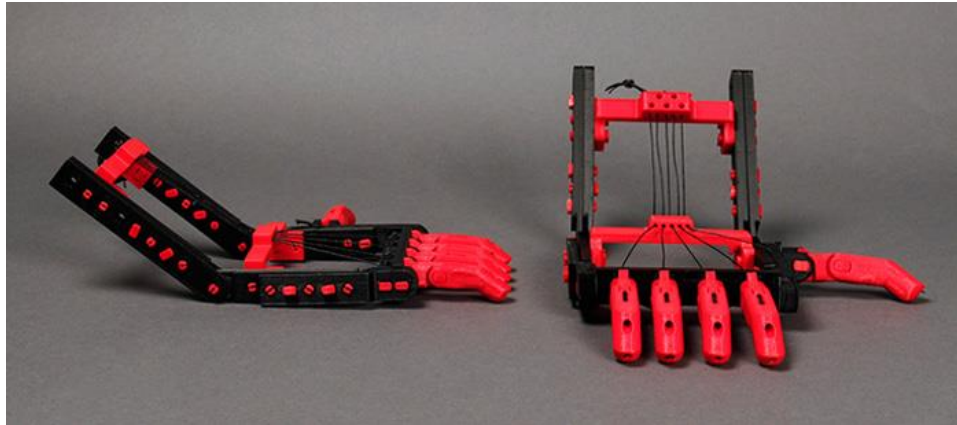


Fig. 3.17 Prótesis Robohand by Makerbot fabricada mediante impresión 3D (Fuente: Makerbot)

3.2. TECNOLOGIA FABRICACIÓN

Para fabricar dicha prótesis se empleará la tecnología de impresión 3D, que ha conseguido un gran desarrollo y avances en los últimos años, pertenece al campo de los procesos de fabricación aditivos (22), los cuales se caracterizan por la fabricación de objetos tridimensionales mediante la superposición de capas sucesivas del material (23), existen diferentes métodos de este tipo de fabricación, algunos de los más comunes para plásticos son:

- Modelado por deposición fundida (Impresión 3D).
- Estereolitografía.
- Sinterizado selectivo por láser.

Los procesos se diferencian según el material con el que se fabrique el objeto, así como en el método en conseguir las capas.

Todos dependen de un software que permita obtener, de un modelo CAD del objeto a fabricar, todas las capas necesarias para realizar la operación, las cuales son procesadas individualmente para compilar una serie de instrucciones para la máquina de fabricación.

Las fases computacionales (22) en la producción de un archivo para la fabricación aditiva de un objeto tridimensional son:

- Descripción tridimensional de la pieza (modelo CAD).
- La pieza se divide en capas de mismo espesor.
- Se configura el material de soporte para la fabricación.
- Se crean una serie de instrucciones que marcan la dirección y trayectoria de la herramienta para fabricar cada capa.

A continuación se explican algunos de los procesos de fabricación aditiva.

3.2.1. Estereolitografía

La estereolitografía (SLA, por sus siglas en inglés), es un proceso de fabricación aditiva que emplea el principio de foto-polimerización (endurecimiento) para fabricar objetos tridimensionales o modelos, a partir de polímeros líquidos (resinas acrílicas/epóxicas y ABS) (24).

Un láser que genera un rayo ultravioleta recorre la superficie de la resina alrededor de los planos XY, el rayo solidifica dicha parte del fotopolímero produciendo el cuerpo sólido. Cuando la capa de material esta solidificada, la plataforma donde se encuentra el material desciende, para que el rayo produzca otra capa de material sólido, repitiendo este proceso sucesivamente, hasta conseguir completar todas las capas del modelo, y así obtener, el objeto tridimensional (22). En la figura 3.18 se muestra un esquema de dicha técnica.

Es aconsejable un tratamiento posterior en horno, para mejorar la resistencia y solidificación del modelo.

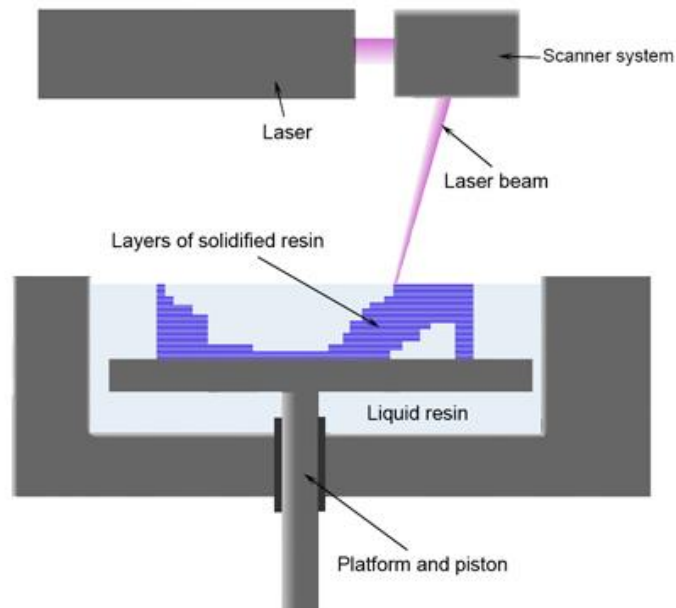


Fig. 3.18 Equipo estereolitografía (Fuente: Wikipedia)

3.2.2. Sinterizado selectivo por láser

El sinterizado selectivo por láser (25) (SLS, por sus siglas en inglés) es un proceso de fabricación aditiva que emplea polvos de materiales metálicos y no metálicos (polímeros, cera, cerámica), los cuales se sinterizan capa a capa generando el sólido deseado (22). En la figura 3.19 se muestra un esquema del funcionamiento de esta técnica.

En la cámara de procesamiento del equipo del proceso hay dos pistones:

- Un pistón alimenta de polvo la máquina, que se eleva suministrando polvo al mecanismo de rodillo que alimenta la zona de sinterizado.
- Un pistón de la parte sinterizada que desciende conforme se van fabricando las capas del objeto.

El láser sinteriza el polvo siguiendo la trayectoria necesaria para crear las capas del objeto tridimensional una a una, el polvo no sinterizado permanece suelto, sirviendo de material de apoyo/soporte; un pistón desciende para colocar polvo que

aporta el pistón que asciende, sucesivamente, mientras se van generando las capas, este ciclo se repite hasta que se generen todas las capas, generando así el objeto tridimensional. El polvo no sinterizado puede reciclarse.

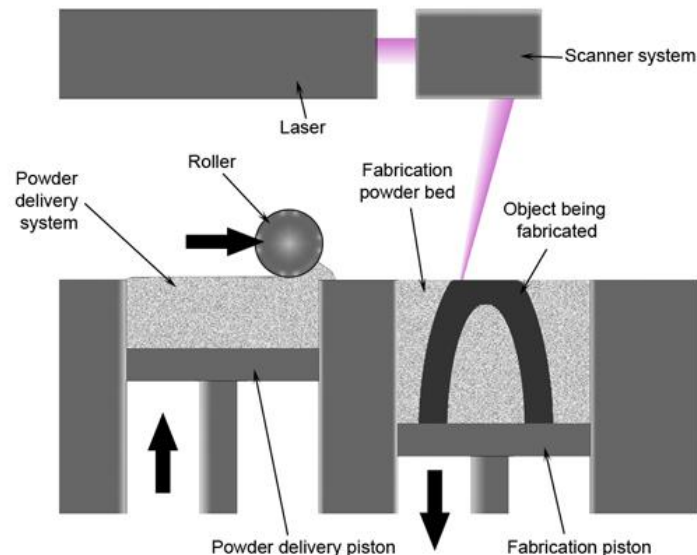


Fig. 3.19 Equipo sinterizado selectivo por láser (Fuente: Wikipedia)

3.2.3. Modelado por deposición fundida

El modelado por deposición de material fundido (22) (FDM, por sus siglas en inglés), emplea bobinas de filamento de diferentes materiales: termoplásticos, ceras, alimenticios..., este filamento es extruido con un extrusor que consigue la fusión del filamento gracias a elevar la temperatura en torno a los 200°C (las temperaturas varían según el material utilizado).

En la figura 3.20 se muestra un esquema del equipo de modelado por deposición fundida. El extrusor se mueve, o bien, en los ejes XY y la base de la maquina en el eje Z, o bien, la base puede estar fija, y moverse el extrusor en los ejes XYZ. Existen más variantes en las que la base se mueve en los ejes XY y el extrusor en el eje Z.

Al calentar el filamento, este consigue disminuir su diámetro al orden de micras, mientras que el extrusor sigue la trayectoria adecuada para generar las capas necesarias, una a una, hasta fabricar el objeto deseado.

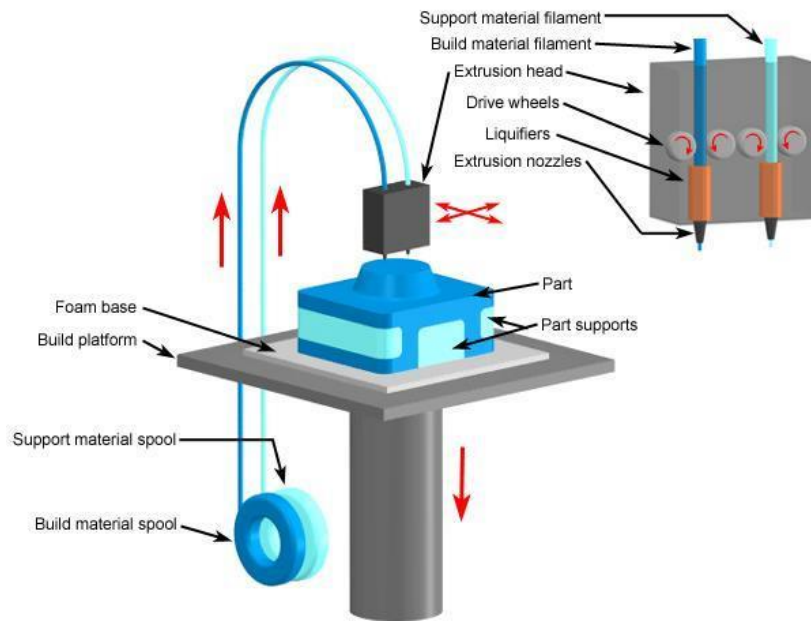


Fig. 3.20 Equipo modelado por deposición fundida (Fuente: CustomPartNet)

3.2.4. Material en la impresión 3D

Como se ha descrito, para el proceso de modelado por deposición fundida (impresión 3D) se utilizan bobinas de filamento de diferentes diámetros (1,75mm y 3mm) (véase la figura 3.21).



Fig. 3.21 Bobinas filamento (Fuente: Bq)

Existen diferentes tipos de material con el que fabricar las bobinas de filamento para impresión en 3D, algunos de los más comunes son:

- ABS: el acrilonitrilo butadieno estireno es un terpolímero termoplástico amorfo muy resistente al impacto, suele usarse en la industria de la automoción, por ejemplo, en la fabricación de parachoques.

Cada uno de sus tres monómeros le aporta características diferenciadas: el acrilonitrilo lo hace rígido, resistente a ataques químicos, duro y estable a altas temperaturas; el butadieno aporta tenacidad a bajas temperaturas y resistencia al impacto; mientras que el estireno le da resistencia mecánica, rigidez y dureza. (26)

Gracias a la unión de las propiedades de sus tres monómeros (cuya estructura química se puede observar en la figura 3.22), consigue ser una alternativa como nuevo material. Está disponible en numerosos colores.

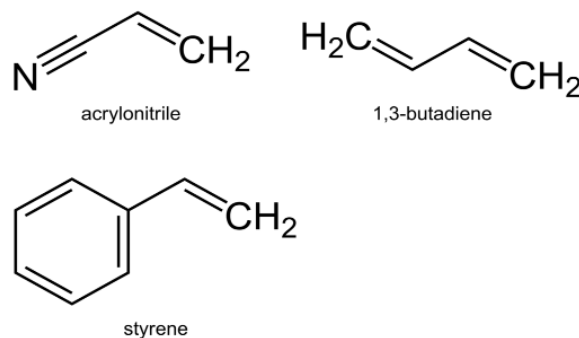


Fig. 3.22 Componentes ABS (Fuente: Wikipedia)

- PLA: el políácido láctico es un termoplástico que procede del almidón de vegetales como el maíz, yuca o remolacha (27), su estructura se muestra en la figura 3.23. Es biodegradable y se descompone lentamente en contacto con agua y óxidos de carbono. Es un material más denso que el ABS y más duro, pero menos elástico (más rígido) y con menos resistencia al impacto, además no resiste altas temperaturas. Es utilizado básicamente en el ambiente doméstico (28).

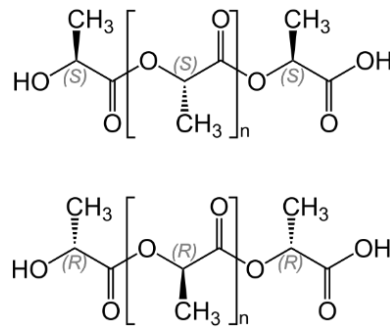


Fig. 3.23 Unidad estructural PLA (Fuente: Wikipedia)

El ABS y el PLA son los dos materiales predominantes actualmente en el campo de la impresión 3D, pero en los últimos años han aparecido nuevos tipos de filamentos que emplean materiales diferentes para conseguir aspectos y propiedades variados, muchos de estos se basan en administrar aditivos al propio PLA o ABS.

Algunos ejemplos son los filamentos de PLA con bronce, cobre, aluminio o madera (véase la figura 3.24). También encontramos bobinas elaboradas con nylon, HIPS (poliestireno) o PET (tereftalato de polietileno), entre otros.



Fig. 3.24 Filamento madera Laywood (Fuente: Make-r.co)

Uno de los materiales más interesantes y útiles que han aparecido es el llamado filamento flexible, el cual permite fabricar piezas con un alto grado de elasticidad, como si de goma se tratase.

Un ejemplo de filamento flexible es el NinjaFlex®, es un elastómero termoplástico (TPE), tiene una alta elasticidad, resistencia a la abrasión y ataques químicos y buena

dureza. Al igual que el ABS y el PLA está presente en varios colores y en bobinas de filamentos de diámetro 1,75 y 3 mm. En la figura 3.25 se muestra una correa fabricada con este material.



Fig. 3.25 Correa flexible impresa con NinjaFlex (Fuente: NinjaFlex 3D)

En la tabla 3.1 se muestran las temperaturas máximas aproximadas (29) de impresión de diferentes materiales así como la temperatura de la cama de la impresora (superficie/base de la impresión). No todas las impresoras poseen esta cama caliente.

Tabla de temperaturas máximas aproximadas		
Material	Temperatura de impresión (°C)	Temperatura de la cama (°C)
ABS	240	80
PLA	220	50
PET	230	50
NinjaFlex	250	50
WoodFill (madera)	220	50
HIPS	240	50

Tabla 3.1 Tabla temperaturas máximas aproximadas de filamentos impresión 3D

3.2.5. Impresoras 3D

Las impresoras 3D utilizadas en el proceso de fabricación de moldeado por deposición fundida existen en ámbitos desde profesionales a domésticos.

Todas funcionan mediante el mismo principio de funcionamiento explicado anteriormente, en el que el filamento de una bobina de material es extruido mediante un extrusor que calienta dicho material, consiguiendo minimizar su diámetro para generar las numerosas capas en las que ha sido dividido el modelo a fabricar, creando estas capas una a una “de abajo a arriba” para así conseguir el objeto tridimensional 8 (véase otro esquema de funcionamiento en la figura 3.26).

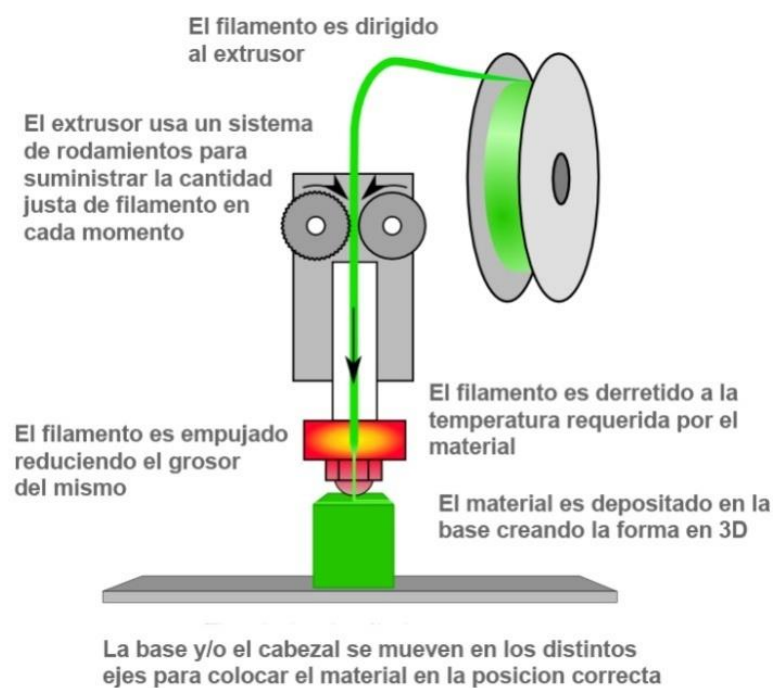


Fig. 3.26 Funcionamiento impresora 3D (Fuente: Todo3D)

Las impresoras con un carácter más profesional son mucho más costosas y poseen mayores áreas de impresión, lo que permite fabricar modelos más grandes, así como mejor hardware y especificaciones técnicas de velocidad o resolución de las piezas (espesor en micras de las capas de material depositado), (véase imagen 3.27).



Fig. 3.27 Impresora 3D Cube Pro (Fuente: Impresoras 3D)

Con el auge del pensamiento DIY (Do It Yourself/Hazlo tú mismo), han ido apareciendo impresoras de sobremesa o domésticas, con precios que varían desde los 2000€ hasta los 300€ aproximadamente.

Gracias a la cultura DIY y Maker ha surgido el movimiento RepRap, fomentando las impresoras de código libre y la fabricación de piezas de impresoras 3D mediante otras impresoras 3D (clonación). Una de las impresoras más famosas en la actualidad de código libre es la Prusa y sus diferentes variantes y actualizaciones (véase imagen 3.28).

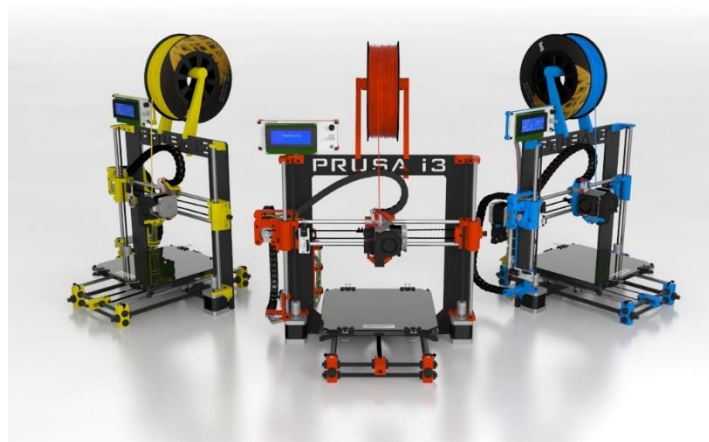


Fig. 3.28 Impresora Prusa i3 Hephestos diseñada por Bq (Fuente: RepRap Wiki)

Las dos partes más importantes de la impresora 3D son el extrusor y la cama, además de la estructura sobre la que se sitúan.

- El extrusor es el componente de la impresora que funde el filamento, entra con un diámetro de 1.75 o 3 mm y sale con un diámetro de 0.1, 0.2... mm. Cuanto menor sea, mejor resolución, por tanto, mejor acabado tendrá la pieza. En la figura 3.29 y 3.30 se muestra un esquema y una imagen real del extrusor respectivamente.

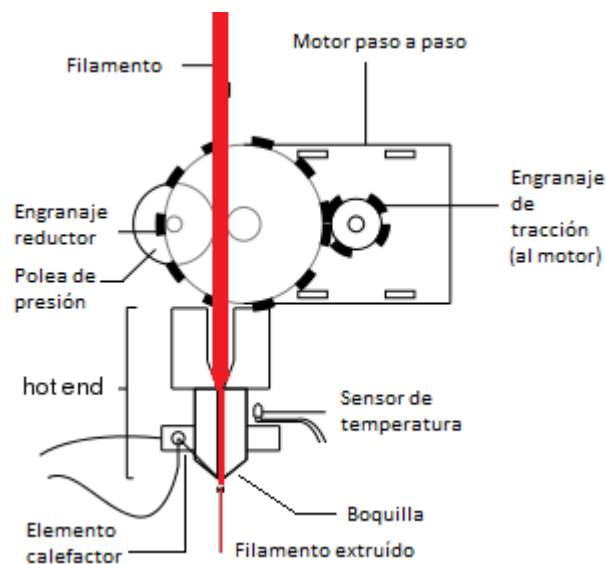


Fig. 3.29 Esquema extrusor (Fuente: Bq)

En el extrusor de la impresora, un motor paso a paso acciona unos engranajes que van introduciendo el filamento, este se calienta según la temperatura deseada, que es medida mediante un sensor de temperatura, y sale por la boquilla ya extruido y con un diámetro muy inferior al de entrada, tal y como se puede observar en la figura 3.29.

Muchos poseen un ventilador para enfriar el filamento que se encuentra por la mitad del extrusor, haciendo que este no se funda y atasque el mismo, permitiendo que se funda mucho más cerca de la salida.



Fig. 3.30 Extrusor impresora 3D (Fuente: DX)

- La cama es la base de la impresora 3D, es donde se imprime el modelo deseado, existen camas frías y camas calientes. Las camas frías son unas bases sin ninguna funcionalidad más que hacer de base para imprimir sobre ellas (véase imagen 3.31).



Fig. 3.31 Cama fría impresora Micro 3D (Fuente: M3D)

Las camas calientes además de servir de base, están compuestas por un circuito impreso con una resistencia que permite su calentamiento, estas se suelen calentar hasta unos 80°C normalmente. En la figura 3.32 se muestra una imagen de una cama caliente.

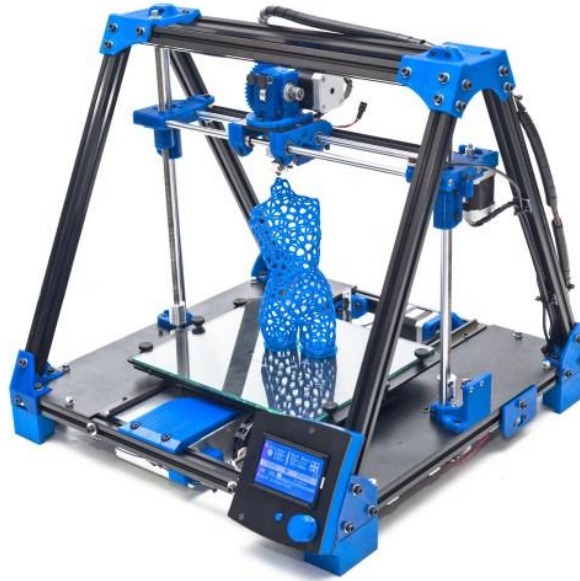


Fig. 3.33 Impresora RepRap tipo pórtico/puente (Fuente: 3D Soma)

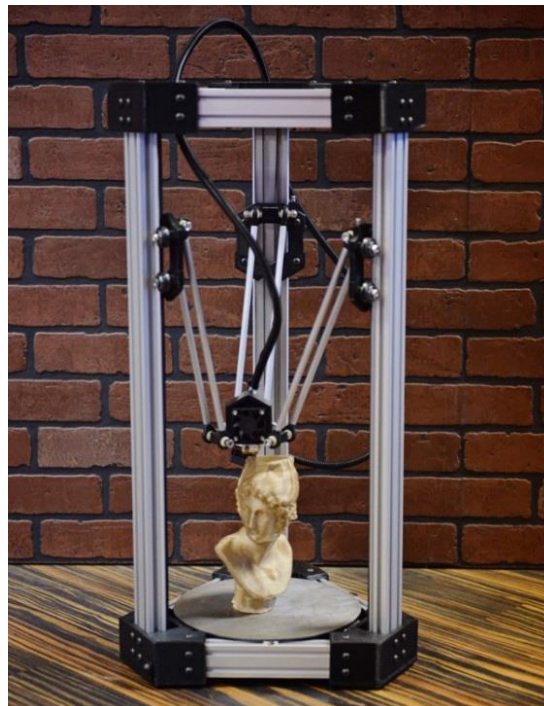


Fig. 3.34 Impresora DeltaMaker tipo trípode (Fuente: Wired)

3.2.6. Parámetros principales impresión 3D

A continuación se presentan algunos de los parámetros principales para la impresión 3D:

- Temperatura extrusor: temperatura que alcanzara el extrusor para fundir el filamento, debe ser adecuada para cada tipo de material.
- Temperatura cama caliente: en caso de tener cama caliente, será la temperatura que tendrá la misma para facilitar la adherencia del modelo durante su impresión.
- Espesor de capa: el espesor de capa es la altura que tiene cada una de las capas en la que está dividido el modelo a imprimir, cuanto menor sea, mayor resolución tendrá la pieza.
- Densidad del relleno: es el tanto por ciento de relleno de la pieza, para hacer la pieza más o menos hueca, gastando más o menos material y mejorando su rigidez. Cuanto más material, el tiempo de impresión será mayor.
- Velocidades: las velocidades de deposición del filamento en las capas. Existen diferentes tipos de velocidades, ya sea para el perímetro exterior (el que se ve en la pieza) como para los perímetros interiores (los de relleno). También se debe tener en cuenta la velocidad de aporte de material, así como la velocidad del extrusor en vacío (cuando se mueve sin depositar material).
- Skirt: son perímetros externos a la pieza, que se utilizan para purgar el extrusor y así poder comenzar la primera capa del modelo de forma óptima.
- Material de soporte: es el material que se utiliza para que capas de la pieza no se impriman en voladizo, mejorando así la calidad de la impresión. Este material es desechable.
- Balsa: son una serie de capas iniciales de impresión sobre las que posteriormente se comenzará a imprimir el modelo, para no hacerlo directamente sobre la cama de impresión.

3.2.7. Impresoras empleadas en el TFG

A continuación se presentan las dos impresoras empleadas para imprimir los diferentes modelos y piezas del Trabajo Fin de Grado:

- Makerbot Replicator 2 Desktop 3D Printer

En la tabla 3.2 se indican las especificaciones técnicas de dicha impresora y en la figura 3.35 se muestra una fotografía de la misma.

Especificaciones Técnicas Makerbot Replicator 2	
Volumen de impresión	24,6 cm x 16,3 cm x 15,5 cm
Ajustes de altura de capa	Alta-100 micras/Media-200 micras/Baja-300 micras
Precisión de posicionamiento	XY: 11 micras/Z: 2,5 micras
Diámetro del filamento	1,75 mm
Dimensiones físicas	49 x 32 x 38 cm
Peso	12,6 kg
Paquete de software	Paquete de software
Filamentos compatibles	PLA y derivados

Tabla 3.2 Especificaciones técnicas Makerbot Replicator 2 Desktop 3D Printer



Fig. 3.35 Impresora 3D MakerBot Replicator 2 (Fuente: MakerBot)

- The Micro 3D Printer

En la tabla 3.3 se indican las especificaciones técnicas de dicha impresora y en la figura 3.36 se muestra una fotografía de la misma.

Especificaciones Técnicas The Micro 3D Printer	
Volumen de impresión	10,9 cm x 11,3 cm x 11,6 cm
Ajustes de altura de capa	Alta-50 micras/Media-100 micras/Baja-350 micras
Precisión de posicionamiento	XY: 15 micras/Z: 2,5 micras
Diámetro del filamento	1,75 mm
Dimensiones físicas	49 x 32 x 38 cm
Peso	1 kg
Paquete de software	M3D Software
Filamentos compatibles	M3D ABS, PLA y derivados

Tabla 3.3 Especificaciones técnicas The Micro 3D Printer



Fig. 3.36 Impresora 3D The Micro 3D (Fuente: M3D)

4. Desarrollo

A continuación se presenta el trabajo destinado al desarrollo de la prótesis final.

4.1. LA MANO

Como ya se ha comentado, la prótesis irá destinada a una persona con agenesia (1) en su mano izquierda, traducida en una ausencia de la mayoría de sus falanges, no habiendo desarrollado sus dedos meñique, anular, corazón e índice y teniendo un desarrollo muy parcial de su dedo pulgar, el cual sí posee una pequeña estructura ósea.

Es por tanto que dicha prótesis será diseñada como una mano izquierda, intentando copiar la mayoría de las medidas de su mano derecha para no provocar una asimetría entre ambos miembros.

En la figura 4.1 se puede observar la comparación entre ambas manos.



Fig. 4.1 Comparativa visual de ambas manos

Uno de los aspectos más importantes de su mano izquierda es la presencia de articulación de la muñeca, ya que la mayor parte de la agnosia se ha localizado en la estructura de los dedos falanges y el leve desarrollo de los carpianos y metacarpianos. En la figura 4.2 se presenta un esquema de los huesos de la mano.

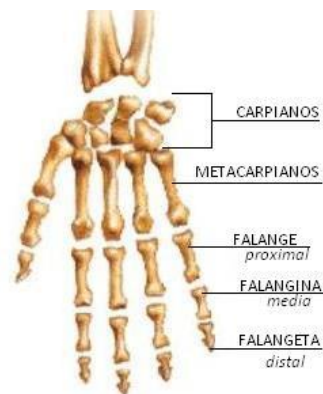


Fig. 4.2 Esquema huesos de la mano (Fuente: La Lupa)

En las figuras 4.3 y 4.4 se muestran radiografías de la mano izquierda, realizadas con el apoyo de la “Clínica Odontológica Integral Dr. Arias”, en la que puede observarse el desarrollo y ausencia de dichos huesos.



Fig. 4.3 Radiografía lateral de la mano izquierda



Fig. 4.4 Radiografía frontal de la mano izquierda

Puede observarse la presencia de la estructura ósea de los carpos, el radio y el cubito formando una articulación de muñeca completa (véase figura 4.4), lo que permitirá el accionamiento de la prótesis, ya que esta prótesis mecánica, como se ha mencionado, se basa en la flexión y extensión de la muñeca. En las figuras 4.5 y 4.6 pueden verse estos dos estados de extensión y flexión respectivamente.

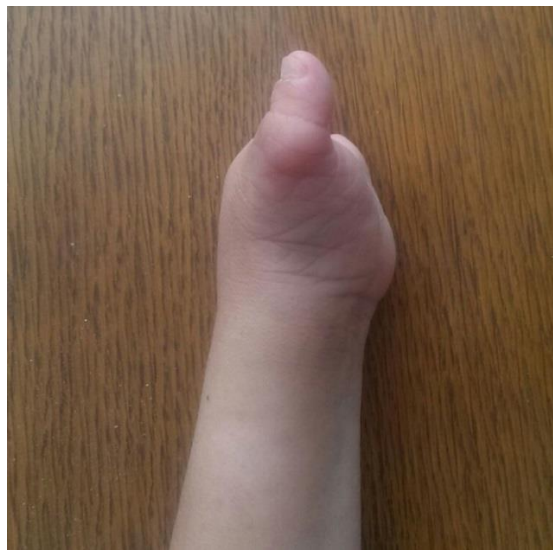


Fig. 4.5 Vista muñeca extendida



Fig. 4.6 Vista muñeca flexionada

Gracias a este movimiento, la mano irá en el interior de una especie de guante con el que accionará el cierre y apertura de los dedos, con unos sensores que irán insertados a un soporte en la zona del antebrazo.

Para ayudar con el diseño se ha llevado cabo un escaneo 3D gracias al software de Kinect™ para Windows™ de Microsoft® (véase figura 4.7).



Fig. 4.7 Sensor Kinect (Fuente: Engadget)

El sensor Kinect™ conectado al ordenador permite llevar a cabo un escaneo tridimensional de diferentes cuerpos y objetos, usando como apoyo la sección gratuita del software Skanect™, se ha conseguido una malla de puntos tridimensional.

Con dicho programa pueden hacerse escaneos con ayuda de diferentes sensores, en este caso el Kinect™. Con la licencia libre puede obtenerse un modelo de un máximo de 5000 caras. Aunque no posee una gran resolución y exactitud, permite obtener un apoyo tridimensional.

En las figuras 4.8 y 4.9 puede verse el modelo obtenido tras el proceso de escaneo con el sensor.

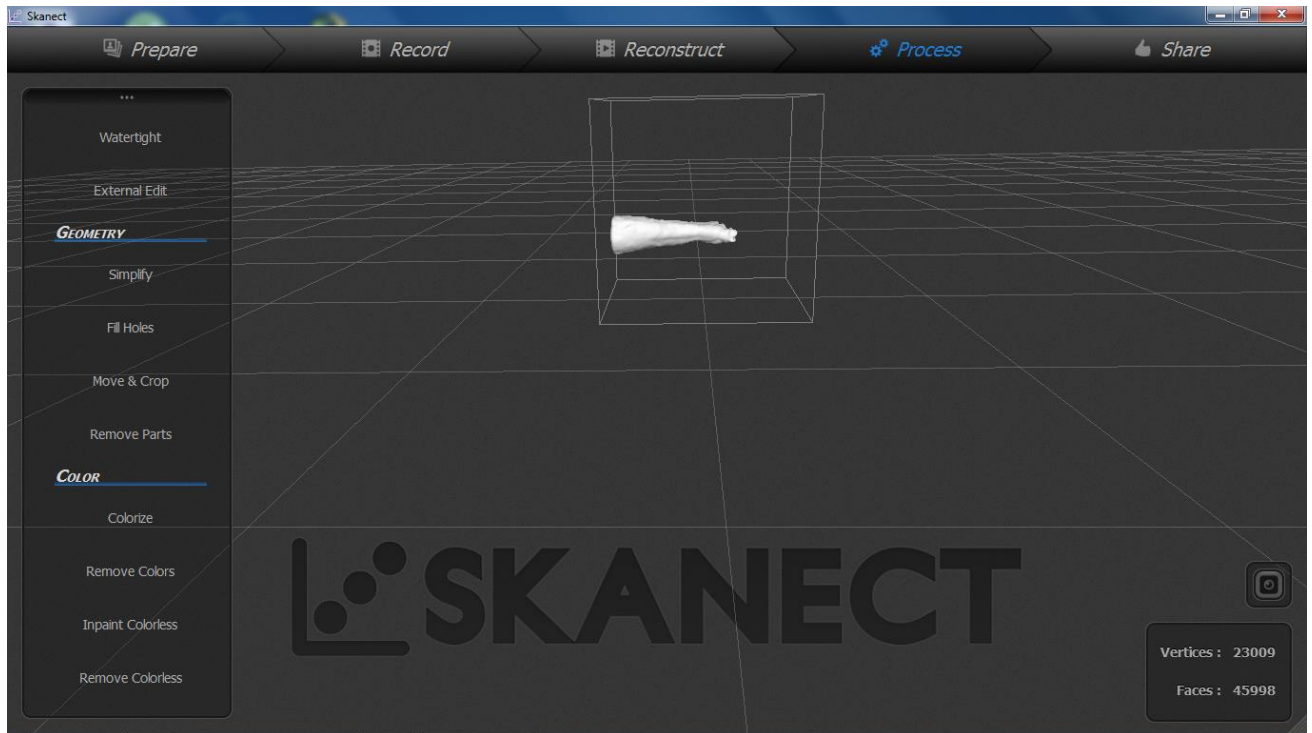


Fig. 4.8 Ventana programa Skanect tras el escaneo

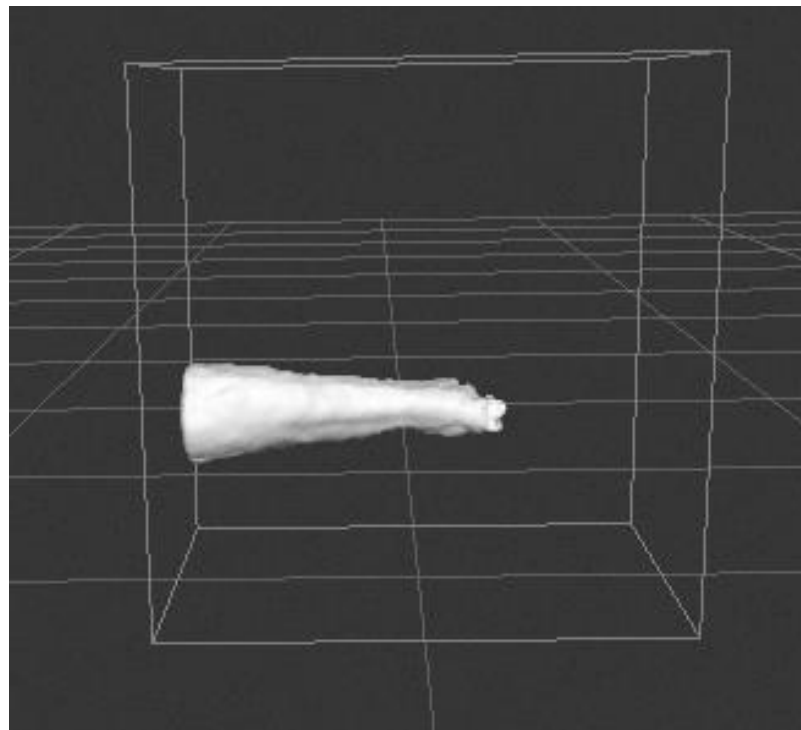


Fig. 4.9 Detalle modelo escaneado con Skanect

Posterior al escaneo se ha llevado a cabo una reparación y borrado de algún punto sobrante de la malla obtenida, con el programa de licencia libre MeshLab, consiguiendo así el modelo final tridimensional de la mano izquierda, tal y como se puede observar en la figura 4.10.

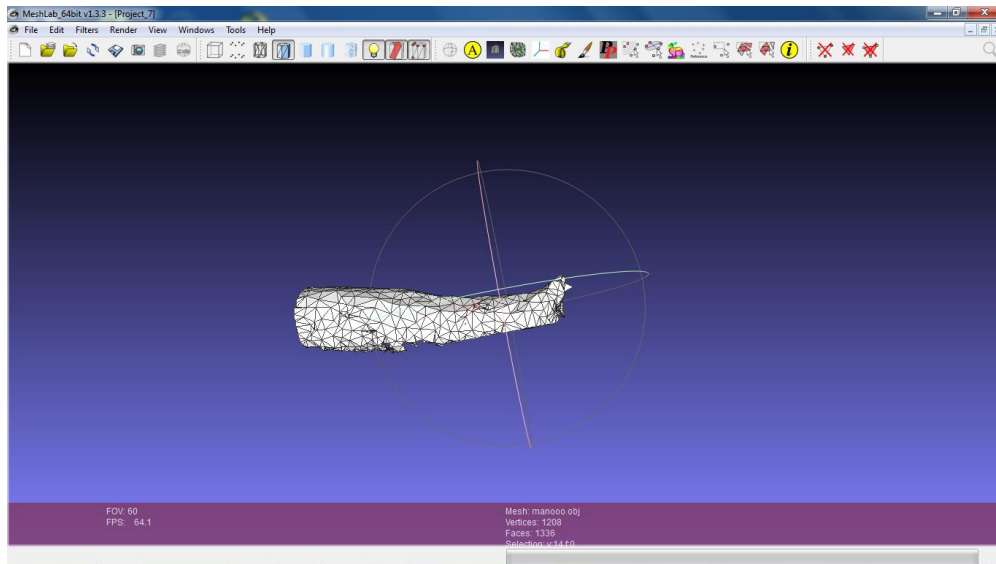


Fig. 4.10 Ventana programa MeshLab con la malla del modelo

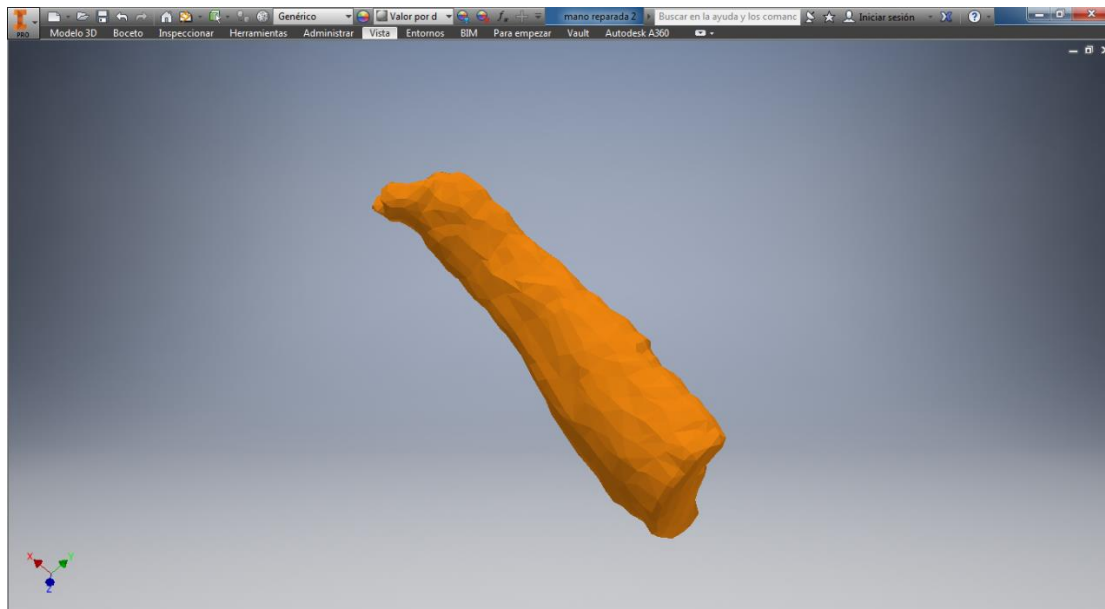


Fig. 4.11 Modelo final del escaneo en Autodesk® Inventor™

Una vez obtenida la información necesaria de la mano izquierda, así como fotos y medidas de la mano derecha para servir como apoyo en el proceso de diseño de la prótesis mediante Autodesk® Inventor™ (véase figuras 4.11 y 4.12), se lleva a cabo un estudio previo de diferentes modelos de prótesis mecánicas impresas en 3D, además de ver características que se pretenden conseguir en el diseño.



Fig. 4.12 Modelo escaneado renderizado mediante Autodesk® Inventor™

4.2. ESTUDIO PREVIO AL DISEÑO

Antes de llevar a cabo el diseño definitivo de la prótesis se llevó a cabo una pequeña entrevista con el usuario final, buscando conseguir cumplir las demandas y objetivos que perseguía obtener con la mano protésica.

4.2.1. Demandas del usuario final

Debido a que se trata de una malformación de nacimiento, se ha acostumbrado a vivir con su mano izquierda, lo que le permite realizar numerosas tareas con diferente nivel de habilidad, presentando diversas limitaciones según la acción, como por ejemplo, coger objetos, ya que sostener algo con su mano derecha la dejaría totalmente limitada a realizar cualquier otro tipo de sujeción con la otra mano.

Dicho problema es un punto negativo en tareas cotidianas, así como en su desarrollo profesional.

En el caso de que en algún momento sufriera alguna lesión en su mano derecha, no podría llevar cabo un gran número de tareas ya que no posee la capacidad de hacer pinza con su mano izquierda.

Otro punto importante para el usuario es el aspecto psicológico de poseer una malformación, debido al rechazo, sorpresa y respuesta de los demás miembros de la sociedad al ser conscientes de dicho aspecto de la persona, lo que provoca inseguridad e incomodidad en la misma.

En conclusión, el diseño de la prótesis mecánica de mano está destinado a conseguir la capacidad de pinza para el miembro izquierdo, así como poseer un aspecto estético.

De ahí, se obtiene el siguiente diseño de caja negra que se muestra en la figura 4.13:



Fig. 4.13 Diseño caja negra

Buscando conseguir las demandas de la persona a la que va destinada la prótesis, se opta por la impresión 3D como método de fabricación debido a su carácter novedoso e innovador, además del precio poco elevado de los materiales utilizados, siendo también ligeros, y al tratarse de plásticos, con buenas propiedades para la tarea a cumplir.

Se lleva a cabo una búsqueda de modelos y fabricación de diferentes prótesis, que encajen con el método de fabricación y el miembro al que van destinadas, para ayudar al estudio y búsqueda de un punto de partida en el diseño de la prótesis final.

4.2.2. Modelos rígidos

Una primera búsqueda de modelos de prótesis para manos fabricadas mediante impresión 3D, dan lugar a la obtención del diseño más sencillo de este tipo de útil, la prótesis de la ONG Robohand® en su versión mejorada Snap-Together Robohand de la empresa MakerBot® (mientras la primera utiliza tornillos para unir las piezas impresas, en la segunda se imprimen los elementos de unión, abaratando y facilitando el montaje).

Los diseños de esta prótesis, así como los de las siguientes, han sido obtenidos de la página web Thingiverse (31) propiedad de MakerBot®, cuyo logo se muestra en la figura 4.14.



Fig. 4.14 Logo Thingiverse (Fuente: MakerBot Thingiverse)

Se trata de una prótesis de modelos rígidos ya que ha sido fabricada con filamento de PLA gris y azul. La temperatura de impresión ha sido de 215°C y se ha utilizado la

impresora Micro 3D. Todas las piezas tienen una densidad del 100% (relleno), así como un grado de acabado medio-alto (resolución).

Este diseño (32) consta de cinco archivos:

- Estructura.
- Dedos (véanse figuras 4.15 y 4.16).
- Nudillos izquierdos/derechos.
- Elementos de unión.
- Puentes de sujeción de los sensores.

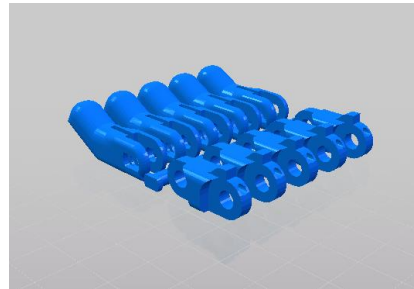


Fig. 4.15 Vista del archivo CAD de los dedos de Snap-Together Robohand en Thingiverse

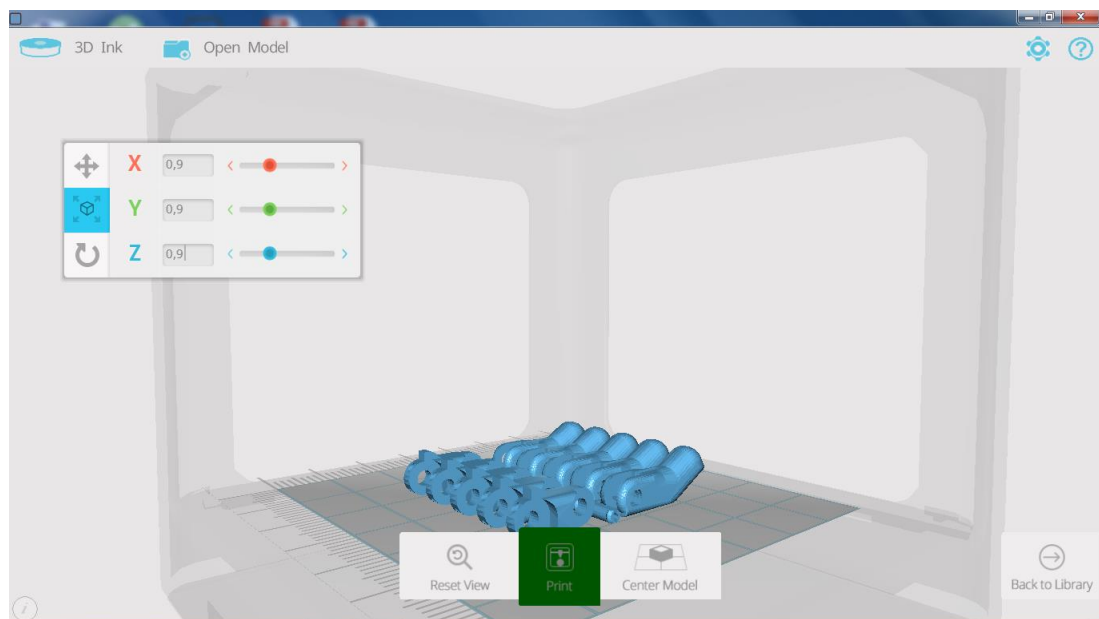


Fig. 4.16 Dedos en el software de impresión de la impresora Micro 3D

Todos los componentes del diseño han sido impresos con las propiedades anteriormente mencionadas, con un tamaño 10% menor respecto al de los archivos y utilizando la misma impresora. En las figuras 4.17 y 4.18 pueden verse diferentes momentos de la impresión.

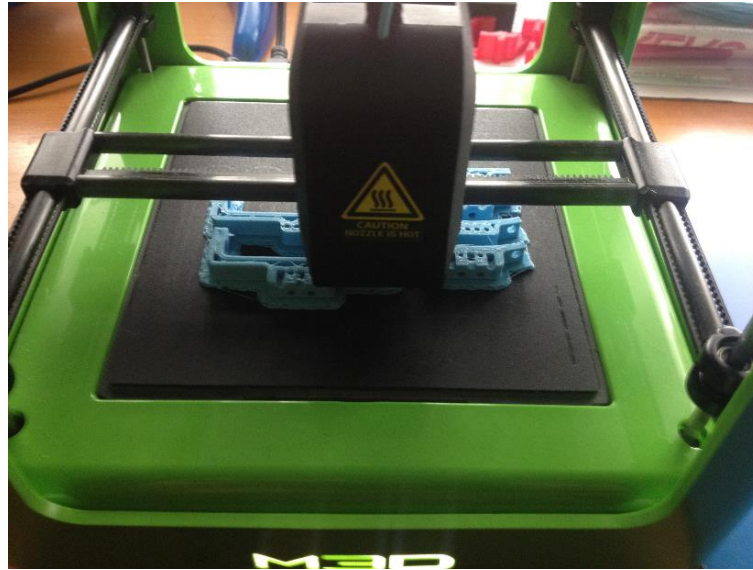


Fig. 4.17 Impresión de los puentes de sujeción de los tensores de Snap-Together Robohand



Fig. 4.18 Piezas impresas de la estructura y nudillos de Snap-Together Robohand

Una vez finalizada la impresión de todos los archivos obteniendo así las piezas necesarias para su montaje, se lleva a cabo el ensamblaje. No son solo necesarias todas las piezas obtenidas mediante los modelos CAD, también es necesario hilo elástico (goma) e hilo de nylon, cuya función será estirar y flexionar los dedos respectivamente, también se usaran tornillos y accesorios para sujetar el hilo de nylon y provocar su tensión. En la figura 4.19 se muestra un detalle de un paso intermedio del ensamblaje.

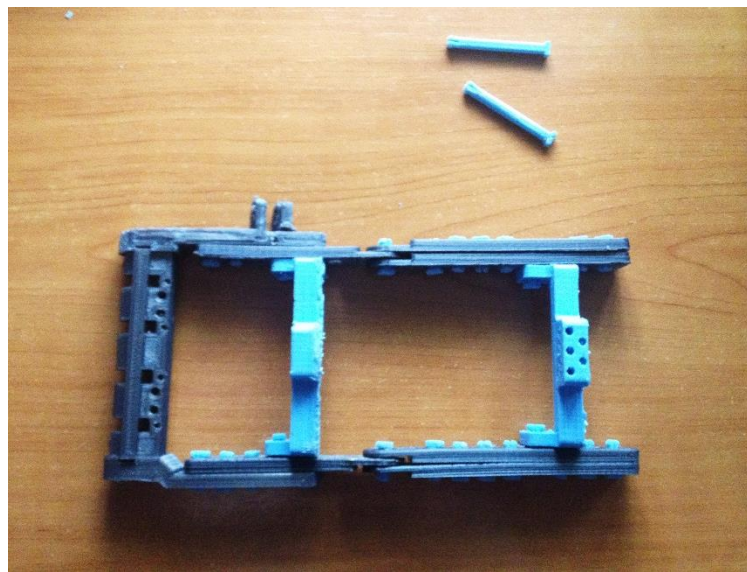


Fig. 4.19 Paso intermedio del ensamblaje de Snap-Together Robohand

Una vez finalizado el ensamblaje de la mano se introducen los hilos necesarios para ejercer los movimientos de los dedos, gracias a la construcción de este diseño se ha conseguido entender el funcionamiento de este tipo de prótesis, donde se necesita un elemento elástico para conseguir la recuperación de los dedos y un elemento inextensible que permite a los dedos cerrarse. Todo el mecanismo se mueve con el movimiento del miembro a tratar, por eso es importante la presencia de articulación de la muñeca. En la figura 4.20 puede observarse el diseño totalmente construido, donde se puede diferenciar la parte que va sujeta al antebrazo y la que va sujeta a la mano, permitiendo que, al flexionar la muñeca la prótesis haga lo mismo produciendo el cierre de los dedos y consiguiendo el mecanismo de pinza deseado.

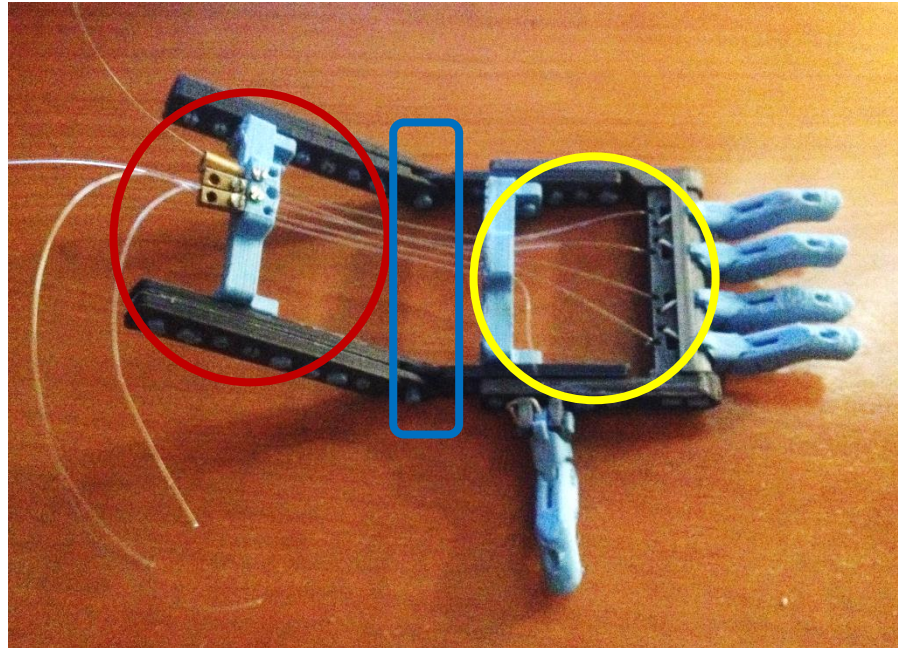


Fig. 4.20 Prótesis Snap-Together Robohand fabricada

La zona roja de la figura 4.20, corresponde a la parte del antebrazo y la parte amarilla a la mano, siendo la zona azul, indicada en dicha figura 4.20, el punto de flexión de la prótesis, dicho de otra manera, lo equivalente a la muñeca del usuario. Estas zonas irían sujetas al miembro de la persona con ayuda de velcro u otros elementos; en este estudio previo no se ha llevado a cabo la colocación de sujeciones ya que el fin del mismo es entender el mecanismo en sí mismo y optimizar el diseño.

En las figuras 4.21 y 4.22 se muestran imágenes para ilustrar el funcionamiento de la prótesis, es decir, la flexión y extensión de la muñeca, junto a la apertura y cierre de dedos.

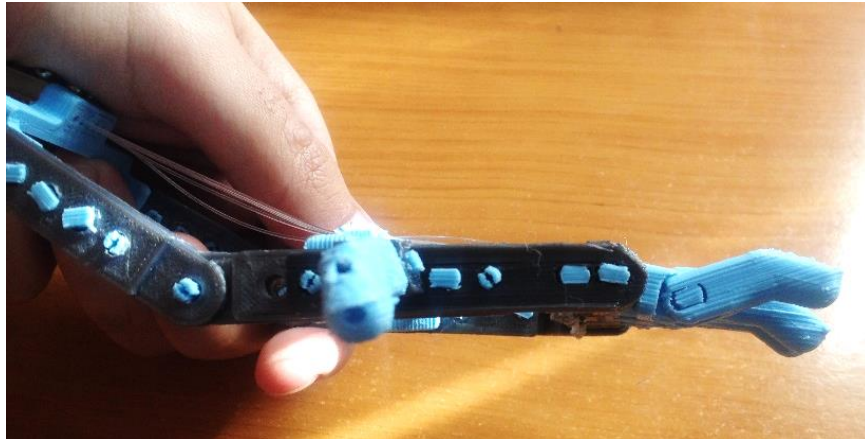


Fig. 4.21 Posición de muñeca extendida y dedos abiertos en la prótesis Snap-Together Robohand

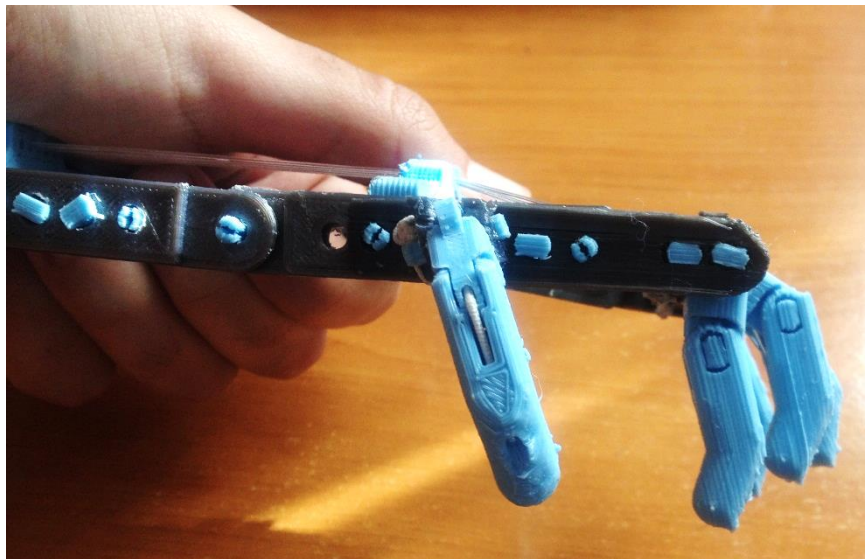


Fig. 4.22 Posición de flexión de muñeca y cierre de los dedos en la prótesis Snap-Together Robohand

Como se puede apreciar, según el grado de flexión de la muñeca será el grado de cierre de los dedos.

El cierre de los dedos, como ya se ha mencionado, se consigue gracias a elementos inextensibles, hilos de nylon, que consiguen una tensión entre la punta de los dedos y los puentes de sujeción de la zona del antebrazo, con lo que al llevar a cabo la flexión de la muñeca los dedos se cierran. Para conseguir el retorno de los dedos a la posición inicial, dicho de otra manera, tener la mano abierta, es necesario el uso de hilos elásticos, que

tiran de los dedos una vez dejan de estar traccionados por el nylon. En las figuras 4.23, 4.24 y 4.25 se muestran imágenes mostrando el detalle de los hilos elásticos o gomas en azul y de los hilos de nylon en rojo, pudiendo apreciar como las gomas se sitúan por la zona superior o exterior de los dedos, para conseguir la tracción que tire de ellos para abrir la mano, mientras que el nylon se coloca en la zona inferior o interior para que la tracción del hilo provoque el cierre de la mano.

Mientras que el nylon va sujeto a los puentes del antebrazo, el hilo elástico o goma va anudado en la zona de los nudillos, ya que el usuario no realizará ninguna acción con el mismo, solo actuará con el nylon, según la posición de su muñeca.

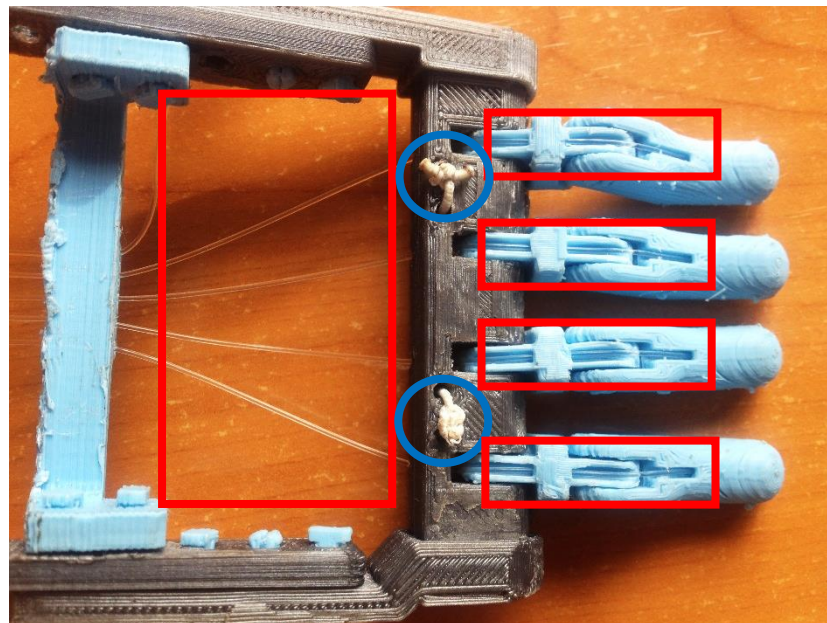


Fig. 4.23 Vista de la zona interior de los dedos y nudillos de la prótesis Snap-Together Robohand

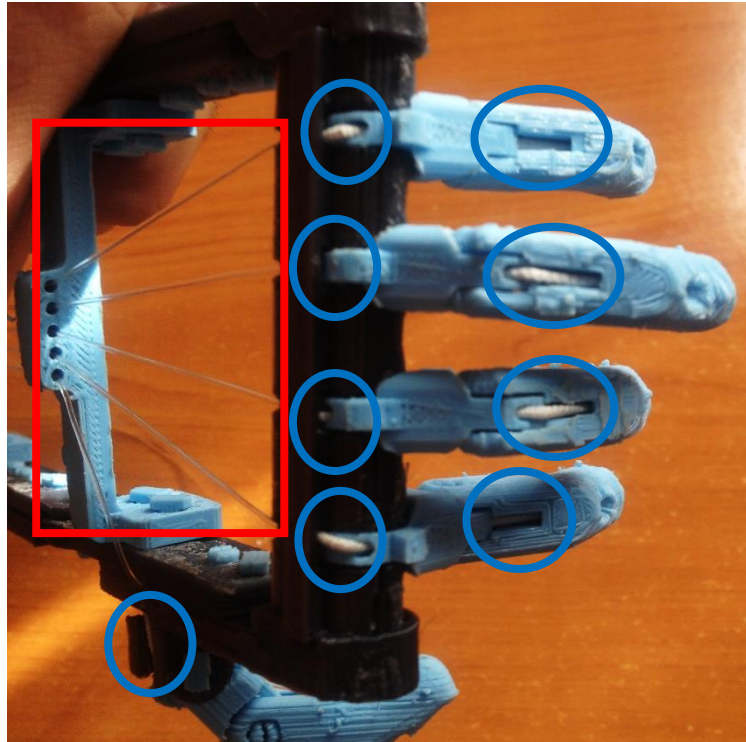


Fig. 4.24 Vista de la zona exterior de los dedos y nudillos de la prótesis Snap-Together Robohand

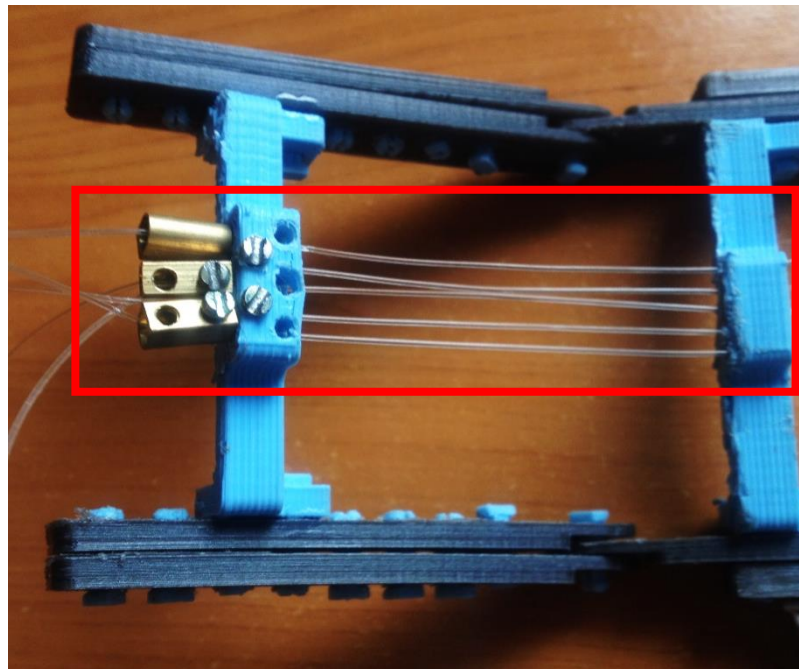


Fig. 4.25 Vista del puente de sujeción de la zona del antebrazo de la prótesis Snap-Together Robohand

Gracias a la fabricación de esta prótesis, se ha podido entender el funcionamiento de este tipo de diseños, casi todos basados en el mismo principio de utilización de un elemento inextensible para conseguir la tracción y cerrar los dedos. Otro ejemplo de este tipo de prótesis es la Cyborg Beast (33), que se muestra en la figura 4.26, o la Talon Hand (34).



Fig. 4.26 Prótesis Cyborg Beast impresa en 3D (Fuente: MakerBot Thingiverse)

Una de las características en las que se quiere mejorar en el diseño de la prótesis es el uso de gomas para el retorno de los dedos, además del uso de articulaciones, lo que da al diseño un aspecto más robótico. Es por ello que se realiza una búsqueda de otro tipo de prótesis, que utilizan materiales flexibles en las prótesis impresas en 3D, lo que nos hace eliminar el uso de articulaciones y de gomas, consiguiendo una mejora estética y funcional.

4.2.3. Modelos flexibles

La búsqueda del uso de filamentos flexibles en la fabricación de este tipo de prótesis da lugar al estudio y fabricación de la prótesis Flexy-Hand 2 – Filaflex Remix (35) de Gyrobot®.

Este diseño se ha impreso utilizando filamentos flexibles, derivado del PLA, cuyo nombre comercial es NinjaFlex (5), de color natural y blanco. La temperatura de impresión ha sido de 225°C y se han utilizado las impresoras Micro 3D y MakerBot Replicator 2 con una densidad entre el 90 y 100% (relleno) y un acabado alto (resolución).

La parte relativa al antebrazo (guantele) ha sido impresa mediante PLA de color transparente con las mismas propiedades que el NinjaFlex.

Este modelo consta de los siguientes archivos:

- Cinco dedos, cada uno por separado.
- Tensores.
- Eslabón de la muñeca.
- Guante para la mano.
- Guantele para el antebrazo.

Para el estudio de la prótesis, se han impreso todos los archivos excepto los dedos, de los cuales solo han sido impresos el pulgar y el dedo índice.

Con el fin de ahorrar material y al tratarse de un diseño para el estudio, todos los archivos de han impreso a un 50% de su tamaño.

En la figura 4.27 se puede observar la impresión finalizada del guante y en la figura 4.28 la impresión de los dos dedos.

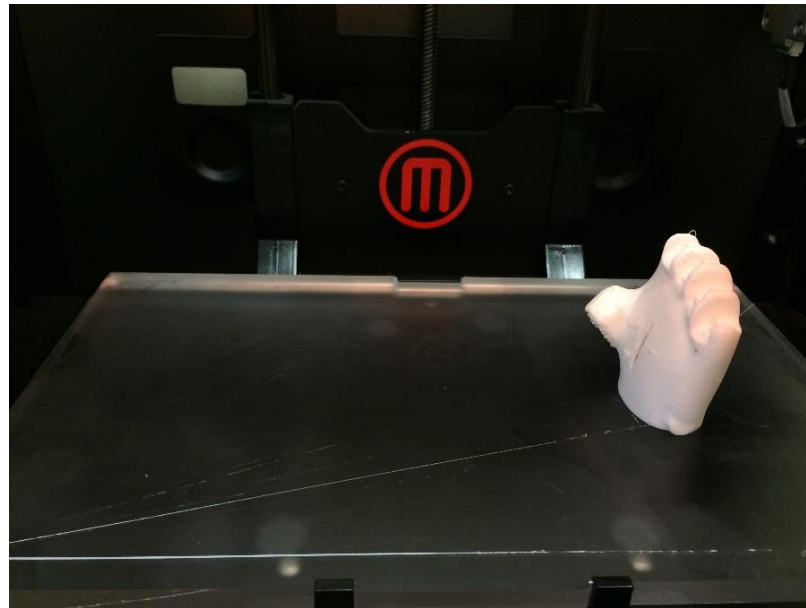


Fig. 4.27 Impresión finalizada del guante en la impresora MakerBot Replicator 2

El funcionamiento de la prótesis es muy similar a la anterior, ya que el cierre de los dedos se lleva a cabo gracias al uso de hilo de nylon y con el movimiento de la muñeca del usuario. Cabe destacar que la recuperación de los dedos, es decir, abrir la mano, se produce gracias al carácter flexible del material, además de a la eliminación de elementos de unión, ya que se basa en uniones a tope que le permiten las deformaciones que puede soportar.

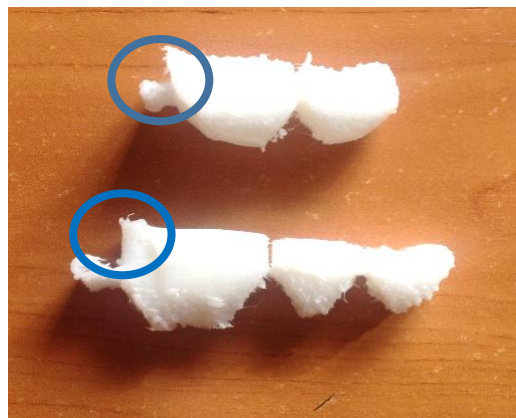


Fig. 4.28 Índice y pulgar impresos en 3D de la prótesis Flexy-Hand 2 – Filaflex Remix

En la figura 4.28 pueden verse en azul las uniones que se usan para conectarlo al guante, tratándose de una especie de eslabones que son introducidos en unas pequeñas

muestras, gracias a su carácter flexible. En la figura 4.29 pueden verse dichas muescas en el guante.



Fig. 4.29 Vista en planta del guante de Flexy-Hand 2 – Filaflex Remix con las muescas de unión de los dedos

Con este tipo de unión se ahorra material y complejidad, ya que no es necesario fabricar tantos pasadores para mantener fijos los elementos de la prótesis.

Otro aspecto muy útil es la utilización de tensores para tensar el hilo de nylon (tendones) de los dedos, para conseguir mejorar el cierre de la mano y sincronizar el movimiento y ángulo de cierre de todos los dedos. Se trata de una pequeña pieza con forma prismática rectangular a la que se le ancla el hilo a un extremo y tiene un agujero mecanizado en el otro, esta es introducida en la cavidad del guantele, mientras que en el otro extremo de la misma se introduce un tornillo, consiguiendo con el apriete del mismo, introducir más la primera pieza, provocando la tensión en el nylon.

Puede verse este mecanismo en las figuras 4.30 y 4.31.



Fig. 4.30 Tensor

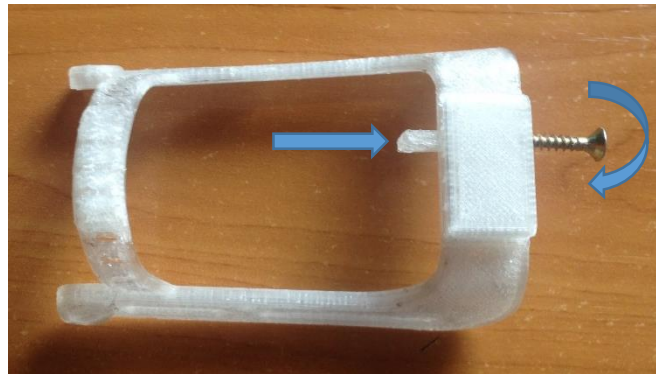


Fig. 4.31 Guantele con tensor y tornillo

Los últimos elementos de unión empleados, son los que unen el guantele con el guante, se trata de dos pequeños eslabones (véase figura 4.32) que son introducidos en dos cavidades, cada extremo en uno, estas dos partes de la prótesis consiguen un tipo de unión bastante débil y simple, será uno de los aspectos a mejorar. Esta unión se muestra en la figura 4.33.



Fig. 4.32 Eslabones unión muñeca



Fig. 4.33 Prótesis Flexy-Hand 2 – Filaflex Remix

Como se ha podido comprobar este diseño permite una mejora estética notable respecto al primer modelo estudiado, además de conseguir la misma función de pinza basándose en el mismo principio de funcionamiento. Dicho avance en el aspecto estético se debe principalmente al diseño del guante, utilizando una forma orgánica y llevando los hilos de nylon a través de su interior. En la figura 4.34 puede verse el interior hueco del guante en el que va introducida la mano del usuario final, así como los pequeños agujeros de salida del nylon.



Fig. 4.34 Interior del guante de la prótesis Flexy-Hand 2 – Filaflex Remix

Pueden verse en azul los agujeros de salida del hilo para orientarlo hacia el guantele, mientras que en rojo aparece señalado un agujero que posee el guante en la cara de la palma de la mano (véase también la figura 4.35), permitiendo una labor doble: la ventilación del interior del guante, para que la mano del usuario no se encuentre en condiciones molestas para el mismo; y una deformación de la palma de la mano (véase también la figura 4.36), permitiendo una aproximación del dedo pulgar al otro extremo de

la palma, dicho aspecto puede ser útil en caso de destinatarios que puedan llevar a cabo ese movimiento con su mano.

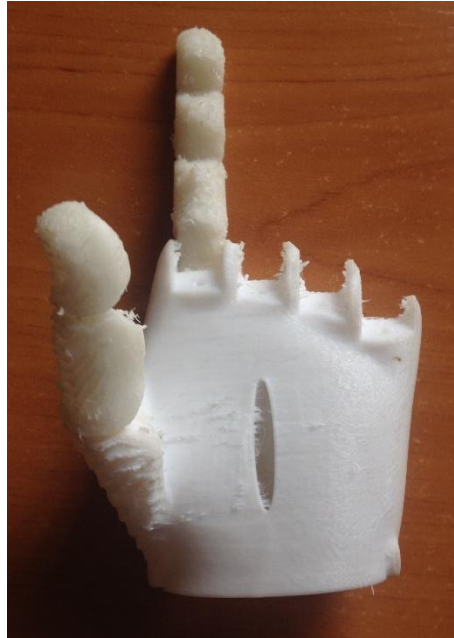


Fig. 4.35 Vista de la palma del guante de la prótesis Flexy-Hand 2 – Filaflex Remix



Fig. 4.36 Deformación del guante de la prótesis Flexy-Hand 2 – Filaflex Remix

Finalmente se ha impreso un dedo a tamaño real para ver la calidad y recuperación de las uniones de las falanges, uno de los puntos a mejorar en el diseño final de la prótesis. El dedo fue impreso con una densidad del 75% y una resolución de calidad media-alta. En la figura 4.37 se muestra un momento de dicha impresión.



Fig. 4.37 Momento de impresión de un dedo de Flexy-Hand 2 – Filaflex Remix a tamaño real

En las figuras 4.38 y 4.39 pueden verse los eslabones flexibles entre cada falange y su recuperación a estado inicial.

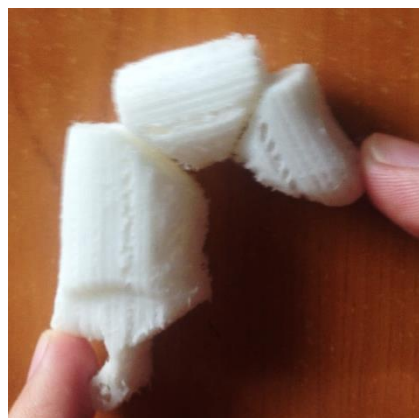


Fig. 4.38 Dedo de Flexy-Hand 2 – Filaflex Remix flexionado



Fig. 4.39 Recuperación al estado inicial del dedo de la prótesis Flexy-Hand 2 – Filaflex Remix

Puede observarse una mala recuperación al estado inicial, una vez ha sido flexionado, es decir, la mano se ha cerrado y vuelve a abrirse, por lo que se intentará mejorar esta característica.

A partir del estudio previo y del conocimiento adquirido del funcionamiento, así como modelos y diseños de estas prótesis fabricadas con filamentos rígidos y flexibles, se llevará a cabo el diseño final de la prótesis de mano, basándose en el mismo principio de funcionamiento y mejorando aspectos, así como optimizarla para el destinatario final.

4.3. DISEÑO DE LA PRÓTESIS

Tras el estudio inicial de los diferentes modelos y gracias a la información, documentación y conocimiento obtenido previamente, se puede empezar el proceso del diseño de la prótesis definitiva de este Trabajo Fin de Grado.

El mecanismo de funcionamiento se basa en el ya mencionado, uso de tensores para producir la apertura y cierre de los dedos gracias a la fuerza y movimiento de la muñeca del individuo. Se busca un aspecto relativamente estético y el uso de materiales tanto flexibles como rígidos, según sean más adecuados para la función de cada componente del diseño final.

Para empezar se expone un diseño de caja transparente (figura 4.40), una vez ya presentada con anterioridad un diseño de la caja negra:

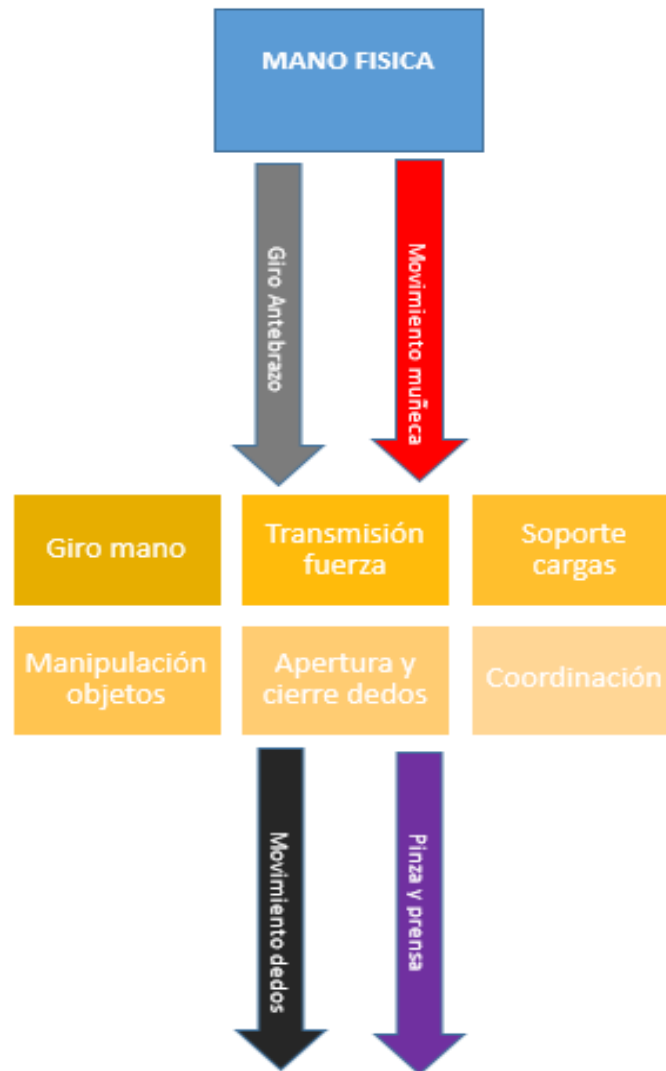


Fig. 4.40 Diseño caja transparente

Partiendo del diseño de la caja transparente, puede verse que encaja con los ejemplos estudiados, ya que el individuo puede ejercer el giro de su antebrazo para orientar la prótesis (al igual que orientamos nuestras manos) y con el movimiento de la muñeca y gracias a los tensores permite el movimiento de los dedos consiguiendo sujetar objetos e interactuar con el medio.

A continuación se pueden ver unos croquis relativos al diseño conceptual de algunas piezas de la prótesis (véase figuras 4.41 y 4.42).

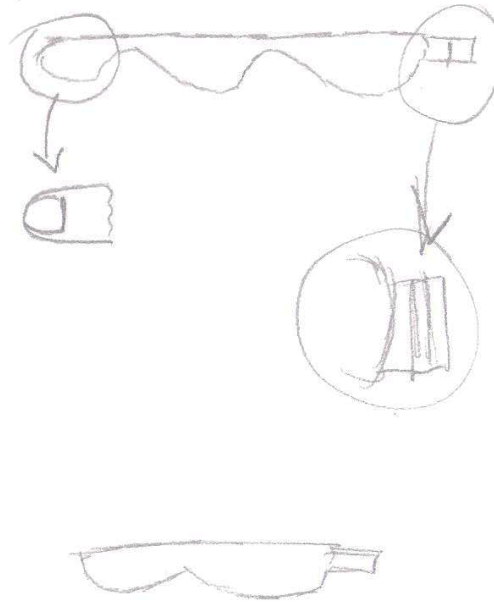


Fig. 4.41 Croquis dedos

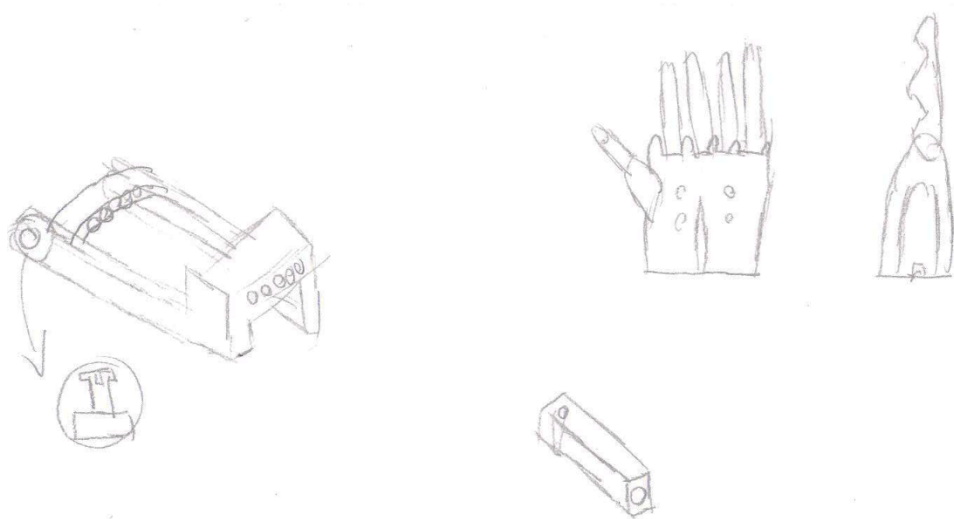


Fig. 4.42 Croquis antebrazo y mano

El guante y el antebrazo se han diseñado con unas medidas relativas al usuario final, al igual que los dedos, en los cuales se ha intentado buscar una forma más útil y eficaz para ayudar en el retorno a la posición inicial, es decir, apertura de la mano.

Todos los componentes de la prótesis se han modelado con el software Autodesk® Inventor®, además de llevarse a cabo con el mismo, una simulación del dedo final respecto a un dedo ejemplo similar al modelo flexible estudiado.

El diseño final cuenta con una serie de modelos principales:

- Guante.
- Los cinco dedos.
- Antebrazo.

Los cuales forman el cuerpo propiamente dicho de la mano. También hay una serie de modelos secundarios, que sirven de uniones o fijaciones:

- Eslabón de unión antebrazo y guante.
- Pasadores de los dedos.
- Tensores.

Los modelos del antebrazo y del guante, cuentan con formas orgánicas que han sido creadas gracias al modo de edición de formas libres de Autodesk® Inventor® que se muestra en la figura 4.43.

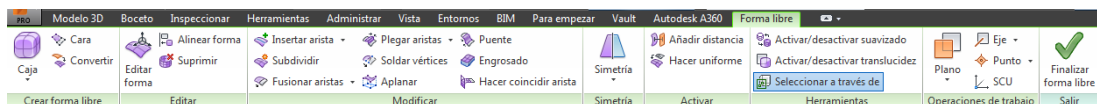


Fig. 4.43 Menú forma libre de Autodesk® Inventor®.

A continuación se muestran los pasos seguidos para la creación de los modelos, junto a un ensamblaje final de la prótesis y un breve estudio de un dedo.

4.3.1. Guante

El diseño del guante se ha hecho con una gran influencia del diseño de la prótesis flexible estudiada, se ha partido de una forma libre tipo caja tridimensional con unas medidas de 76 mm de longitud, 70 mm de anchura y 38 mm de altura. Las formas libres poseen un número de caras, aristas y vértices, los cuales pueden ir adaptándose para conseguir la forma deseada (véase figura 4.44).

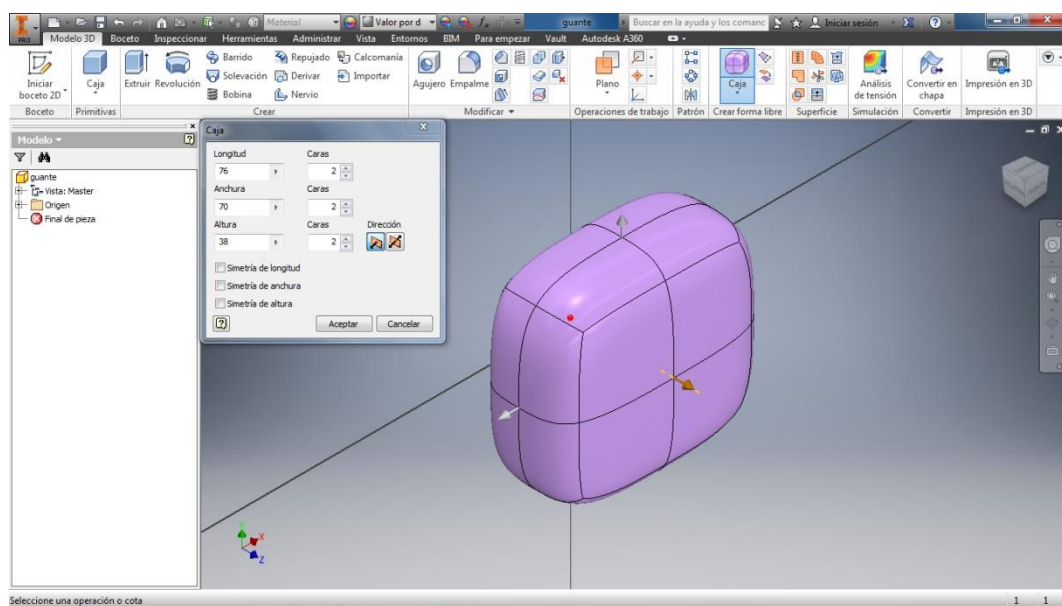


Fig. 4.44 Forma libre inicial guante

Para este caso, se modifican las caras de un lado de la caja, consiguiendo cierta inclinación, para conseguir ir tomando forma de palma de mano, posteriormente se vacía, ya que en dicho guante se introduce la mano del usuario (véase figura 4.45).

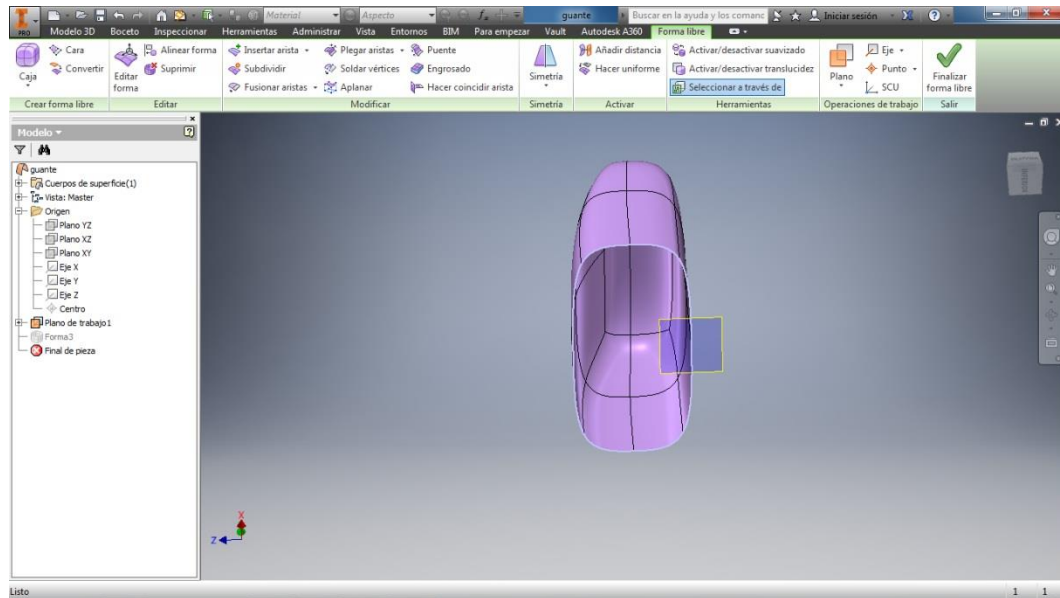


Fig. 4.45 Forma libre del guante hueca

Para crear el injerto del dedo pulgar, se crea otra forma libre, en este caso un cilindro de 10 mm de radio y 30 mm de altura, siendo este situado con ayuda de un plano en la zona deseada (véase figura 4.46).

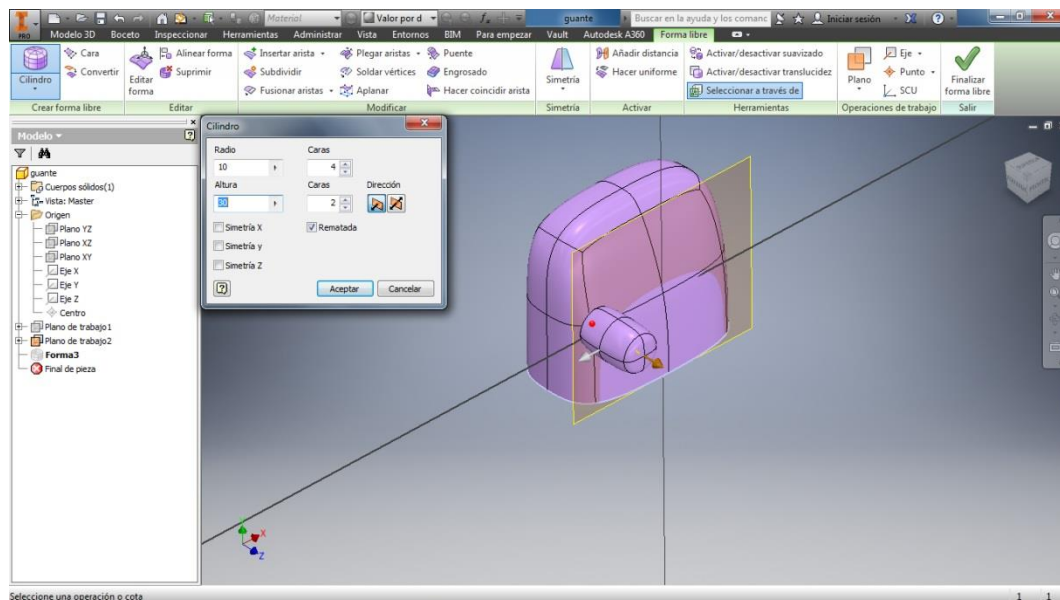


Fig. 4.46 Colocación del cilindro inicial del injerto del pulgar en el guante

Al igual que en el caso de la caja inicial del guante, este cilindro es modificado según la edición de sus caras, vértices y aristas, consiguiendo tomar la forma deseada, en la que posteriormente se situara el pulgar (véase figura 4.47).

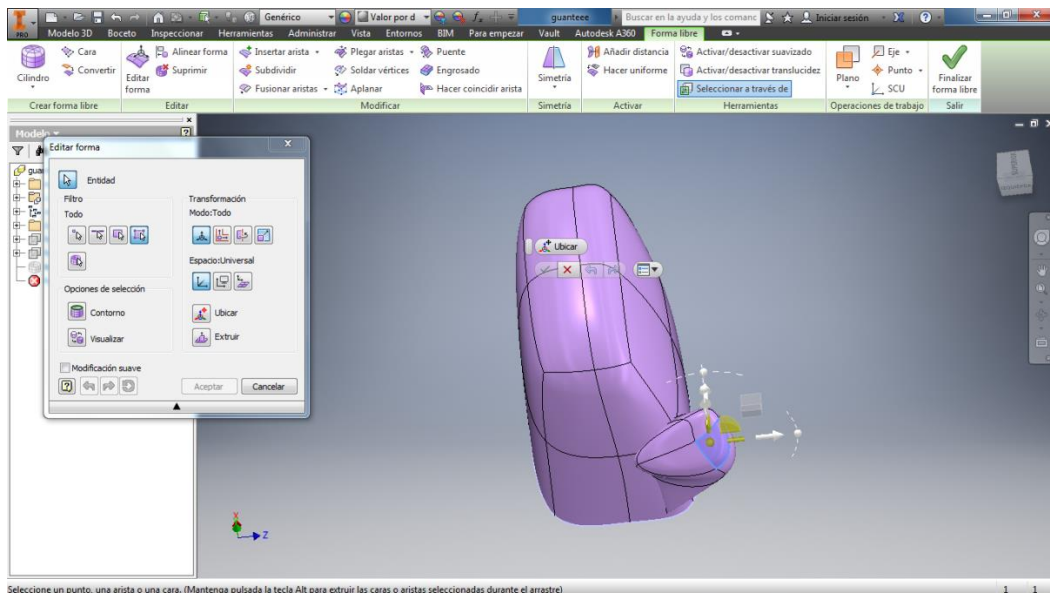


Fig. 4.47 Edición del cilindro del injerto del pulgar en el guante

Una vez conseguida una forma inicial provisional de la mano, se lleva a cabo un estiramiento de la parte superior del guante, en la que posteriormente se llevaran a cabo unas extrusiones de corte para conseguir las cavidades en las que se situaran los cuatro dedos largos; es decir, índice, anular, corazón y meñique.

Estas extrusiones de corte están formadas por rectángulos normales a la palma de la mano y otros tanto perpendiculares a la mano de la mano en la zona superior de la misma. Consiguiendo formar las cavidades de separación entre cada dedo, así como las destinadas a introducir los pasadores de unión de los dedos con el guante.

En las figuras 4.48 y 4.49 pueden apreciarse el proceso descrito.

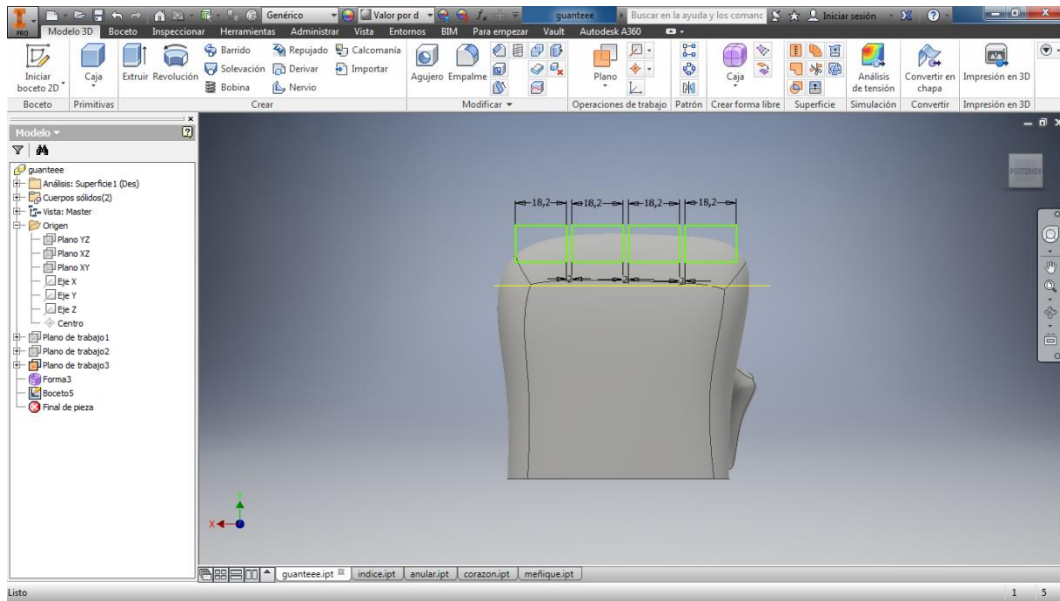


Fig. 4.48 Forma libre del guante con croquis de corte en la zona superior

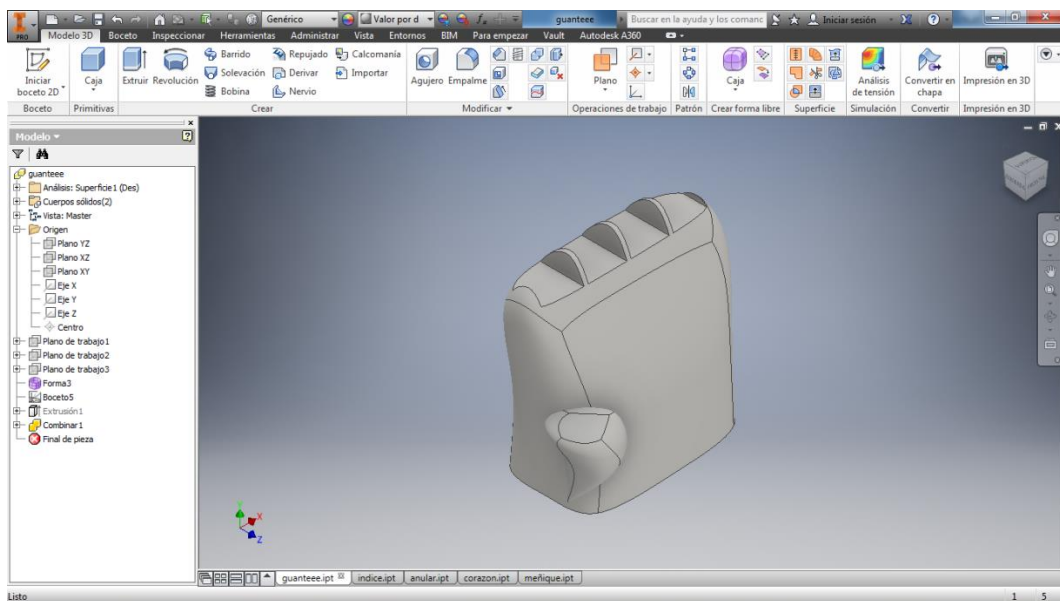


Fig. 4.49 Extrusiones de corte formando separación entre dedos

Las cavidades para los pasadores se generan tanto en la zona superior del guante para los cuatro dedos largos, como en la zona superior del injerto del pulgar (véase figura 4.50), creando esta cavidad destinada para el mismo.

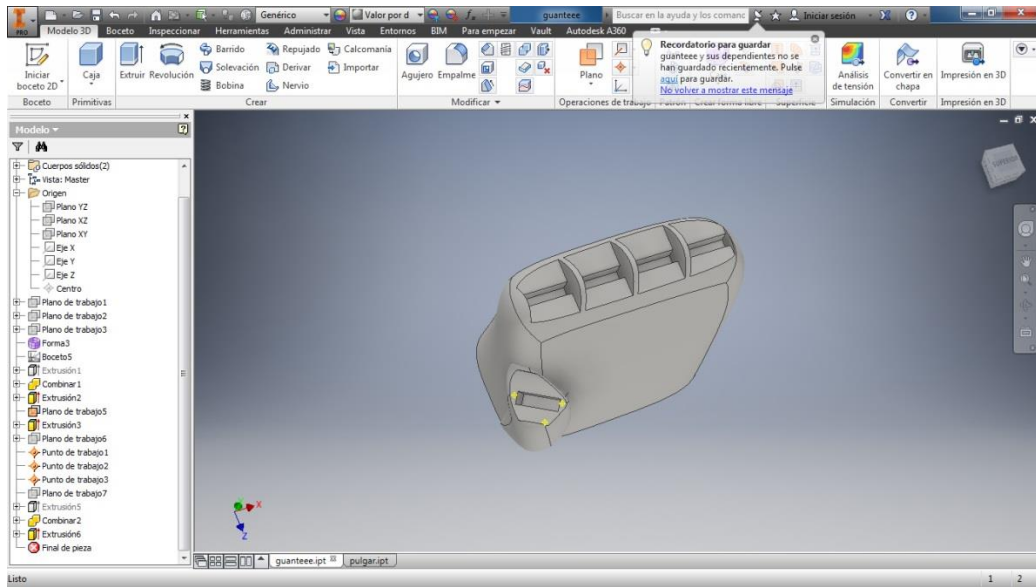


Fig. 4.50 Cavidades de unión de los dedos con el guante

Para finalizar se realizan los agujeros por donde se introducirán los pasadores de unión con los dedos, tanto pulgar como largos. Además de colocar agujeros de respiración en la zona de la palma del guante (véase figura 4.51).

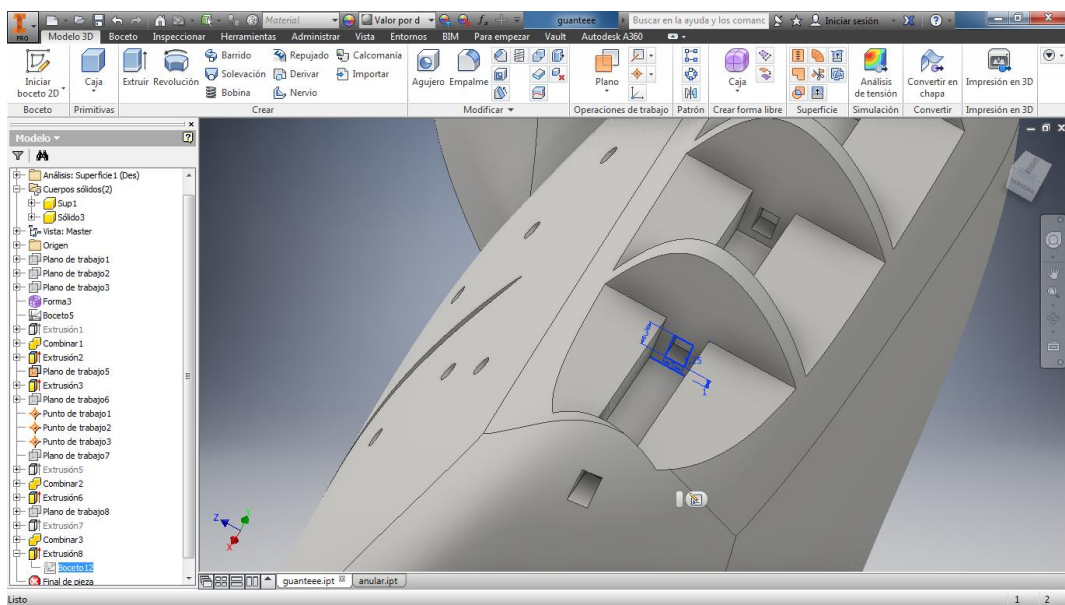


Fig. 4.51 Agujeros para el pasador de los dedos y de ventilación

El proceso de modelado del guante visto hasta hora, se refiere en su mayor parte a partes externas del guante o aspecto externo. A continuación se muestran las operaciones realizadas en el interior de las paredes del guante, ya que son necesarias la colocación de cavidades y agujeros para poder hacer pasar el hilo desde los dedos hasta el antebrazo.

La mayor parte de estos agujeros han sido realizados mediante operaciones de barrido, siguiendo la trayectoria deseada con un perfil circular. Esta operación es la más adecuada debido a la dificultad que posee la forma de estos “caminos” al contar con espacios tan estrechos y pequeños.

Se realizan unas cavidades de forma rectangular en la pared superior del guante a las que se unirán los barridos provenientes de los cinco dedos. Los cinco dedos largos poseen el mismo barrido repetido y situado en la zona adecuada de cada dedo (véase figura 4.52), mientras que el dedo pulgar posee un barrido por la cara lateral del guante hasta la cavidad rectangular anteriormente citada.

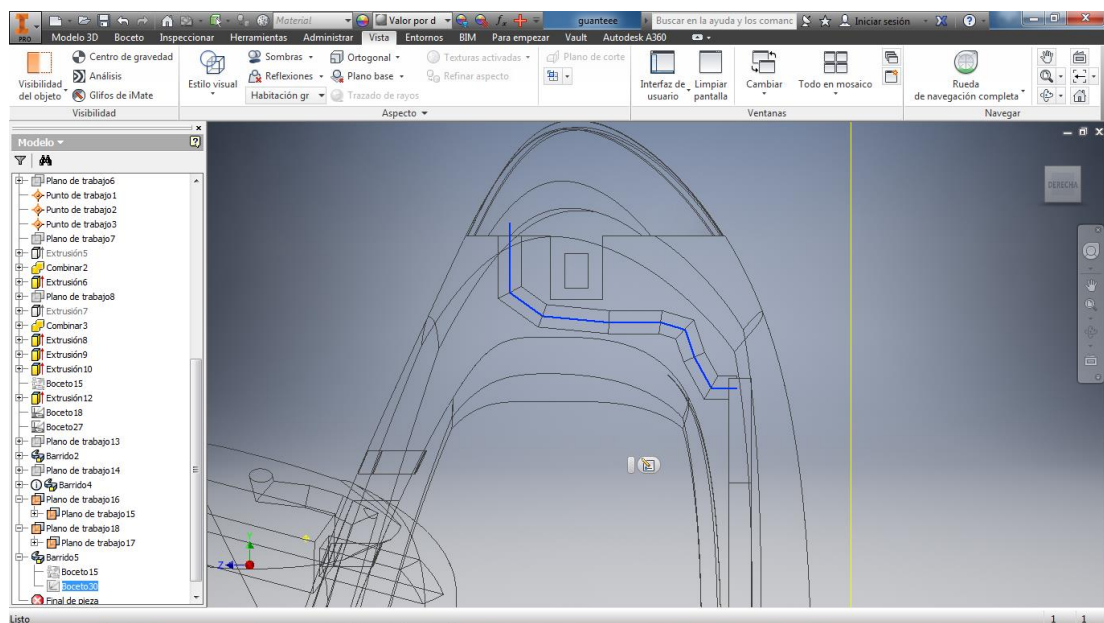


Fig. 4.52 Barrido para los agujeros de los dedos largos

En la figura 4.53 se muestra la representación alámbrica. Puede verse el interior de las paredes del guante con las diferentes cavidades y agujeros.

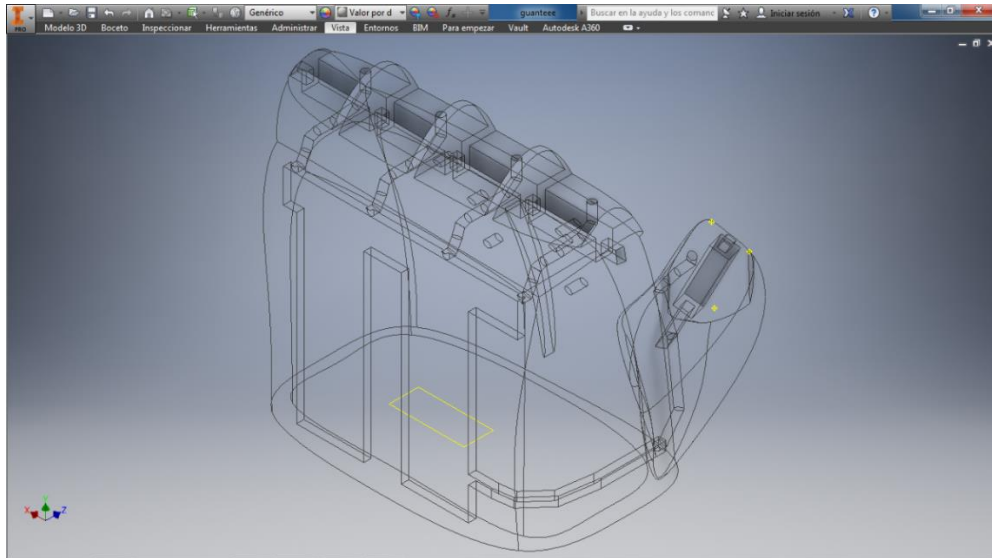


Fig. 4.53 Representación alámbrica de las paredes del guante

Para finalizar el modelo del guante, se genera una extrusión de corte en las paredes laterales destinada a la unión con el antebrazo (véase figura 4.54).

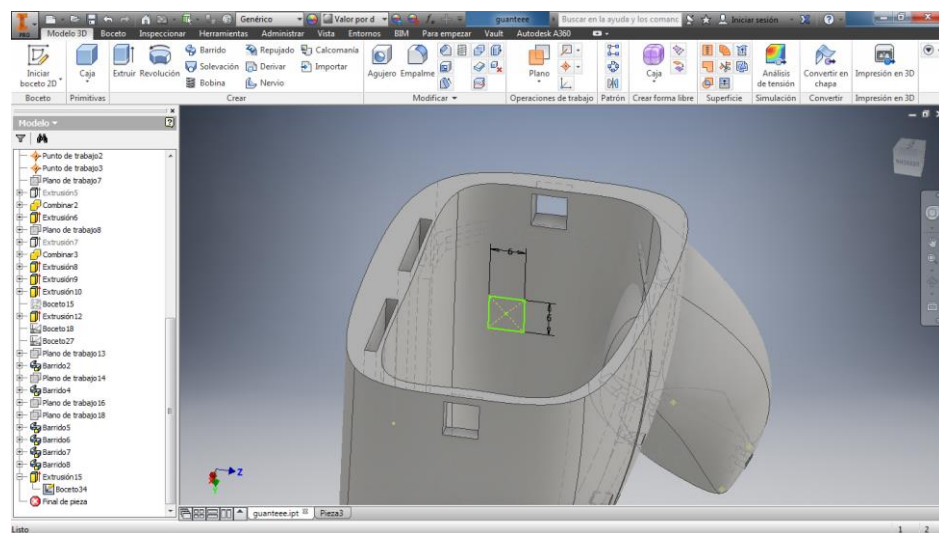


Fig. 4.54 Agujeros en el guante para la unión con el antebrazo

4.3.2. Dedos

Para el modelado de los cuatro dedos largos se ha partido de una forma libre de un dedo inicial, siendo ésta posteriormente escalada según anchura y longitud, para conseguir las dimensiones adecuadas para cada dedo.

En el caso del pulgar, se ha modelado sin ninguna relación con los otros dedos, ya que posee una geometría diferente al tener una falange menos.

Al igual que en el modelado del guante, al poseer formas orgánicas, se emplea el uso de formas libres para obtener las geometrías deseadas. En este caso se parte de un cilindro 10 mm de radio y 75 mm de altura (véase figura 4.55).

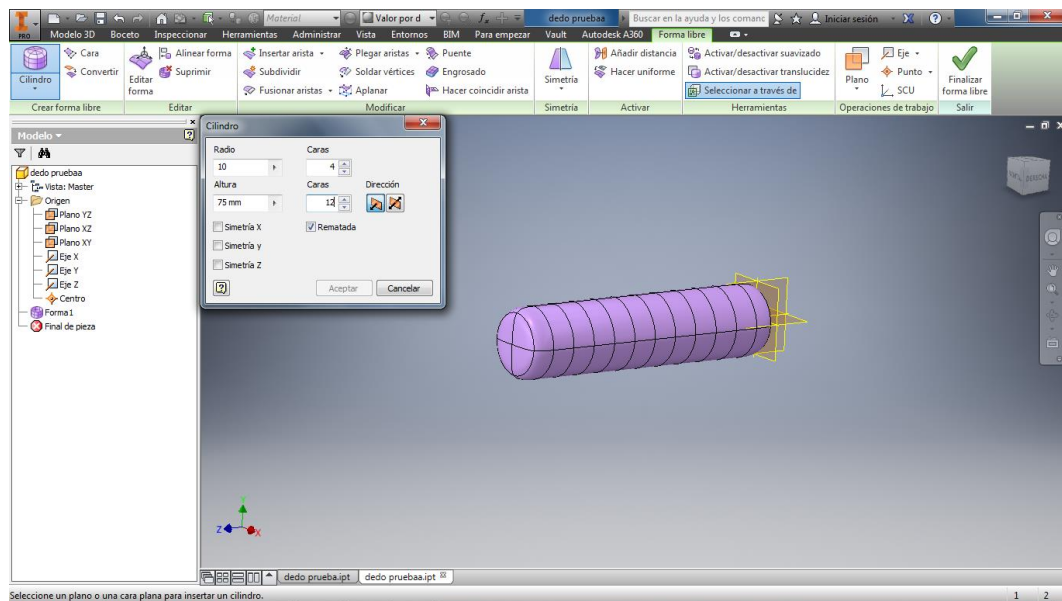


Fig. 4.55 Forma libre inicial dedo

Como se ha dicho anteriormente, se modelará un dedo y posteriormente se escalará para conseguir las dimensiones de los cuatro dedos largos.

Una vez creado el cilindro, se lleva a cabo un aplastamiento de la zona superior, consiguiendo transformar el cilindro a una geometría más adecuada (véase figura 4.56).

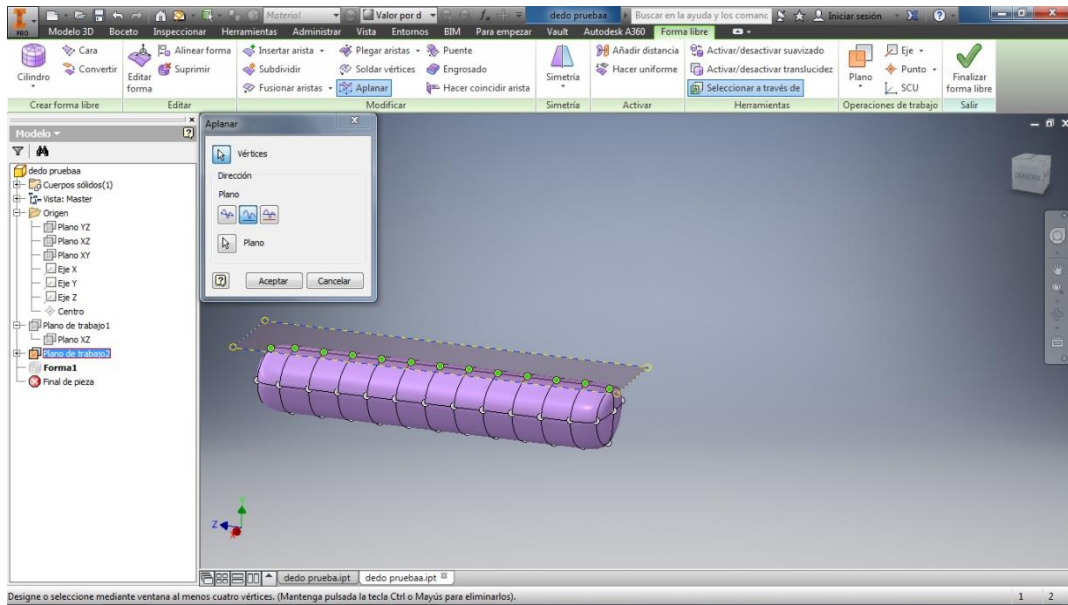


Fig. 4.56 Aplanamiento forma libre dedo

Una vez aplanada la parte superior, se lleva a cabo una deformación de las aristas de la zona media del dedo, consiguiendo editar la forma libre hasta la forma final deseada para el dedo. Son también editadas las caras de los extremos buscando un redondeo similar a la yema (véase figura 4.57).

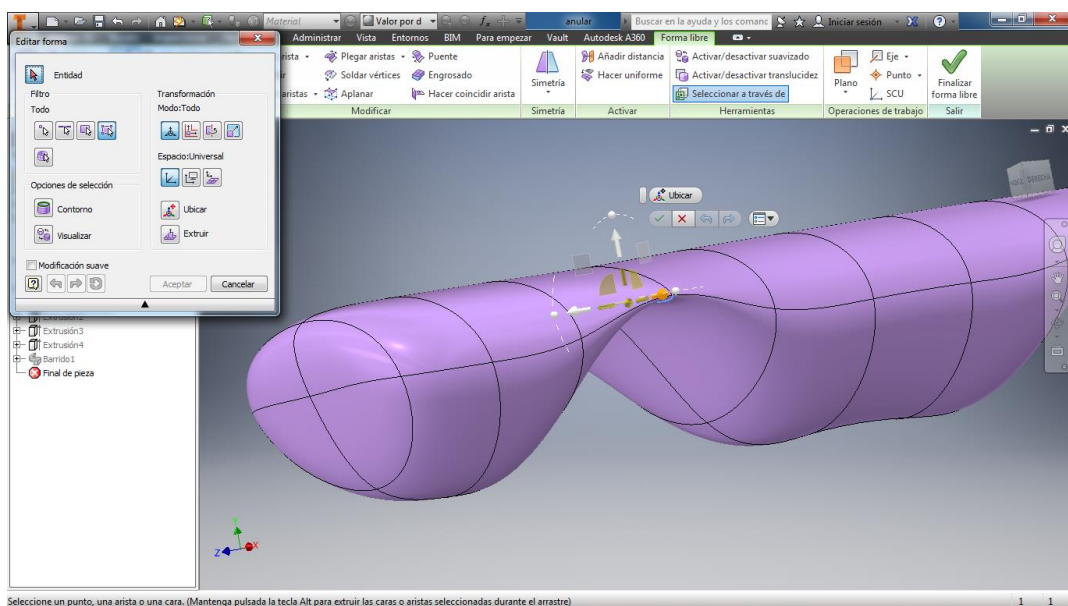


Fig. 4.57 Edición forma libre dedo creando falanges y curvaturas

Para finalizar el modelo inicial del dedo se realiza una extrusión de corte en la cara superior, generando la uña, consiguiendo un aspecto más estético (véase figura 4.58).

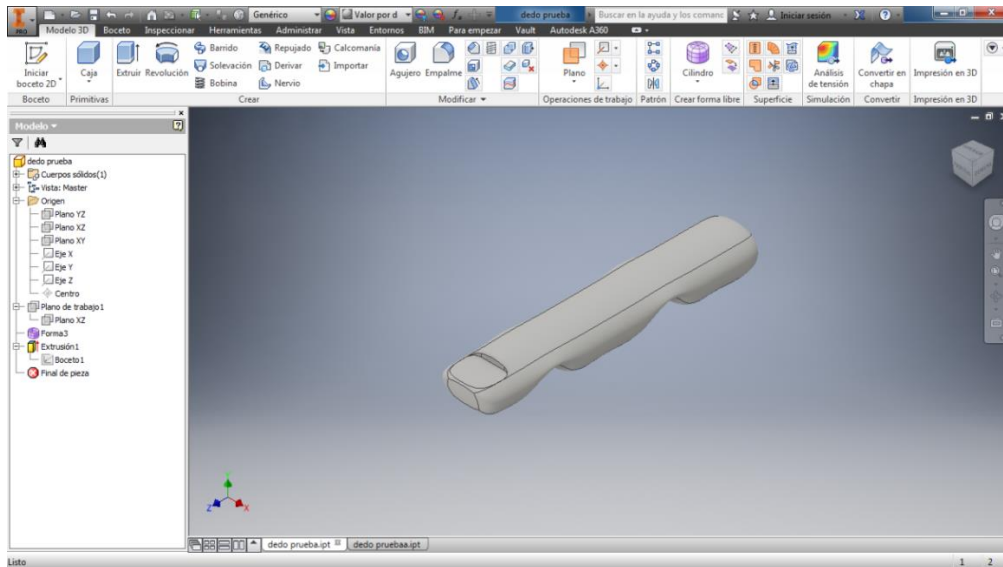


Fig. 4.58 Modelo inicial dedo

Para el modelado del pulgar se han realizado el mismo tipo de operaciones que en el caso del dedo anterior, pero buscando solo la generación de dos falanges (véase figura 4.59).

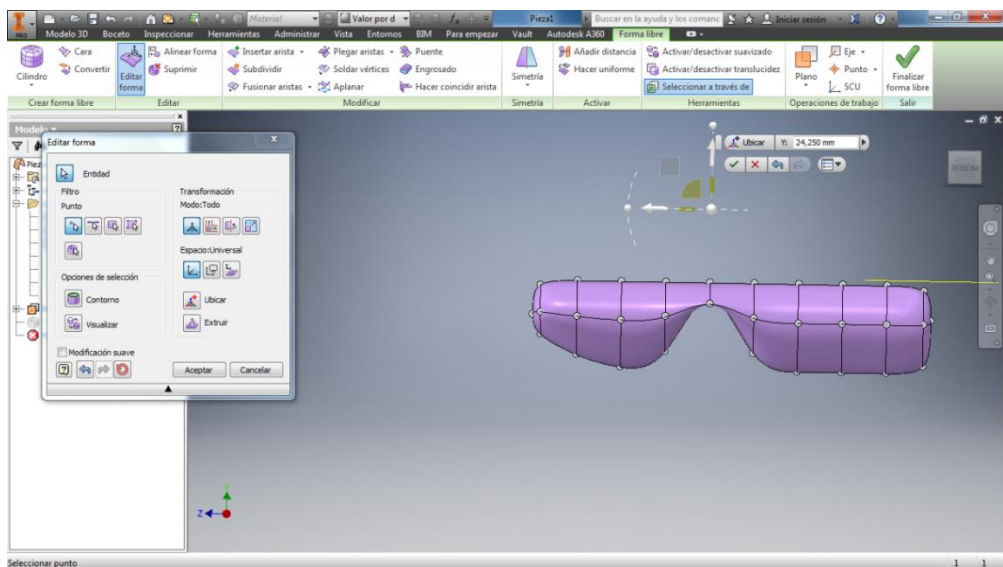


Fig. 4.59 Modelado pulgar

Posteriormente a la creación del modelo inicial, como anteriormente se ha mencionado, es escalado cuatro veces, para conseguir medidas oportunas según cada dedo.

Para finalizar los modelos, es necesario realizar un barrido a través de ellos, para crear el agujero sobre el que atravesar el hilo, para hacerlo llegar hasta la punta de los dedos. Además, se generan las uniones de los dedos con el guante, gracias a la extrusión de un rectángulo en el inicio de cada uno de los dedos. Dicho rectángulo posee la misma geometría que la cavidad generada en la zona superior del guante y en el injerto del pulgar, para el caso del dedo pulgar. Cabe destacar que también poseen el agujero para el pasador y que gracias a éste, los dedos quedarán fijados al guante (véase figura 4.60).

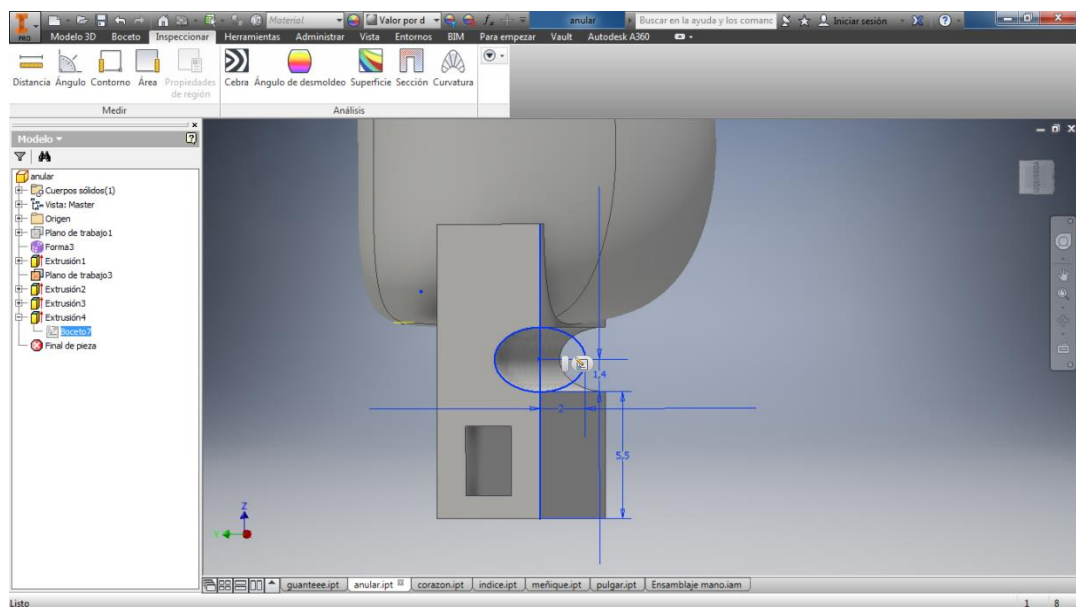


Fig. 4.60 Unión del dedo con el guante y agujero del pasador

Todos los dedos, posteriormente a su escala, han seguido el mismo proceso de creación de la unión del dedo-guante y realización de barridos para la generación del camino para el hilo de nylon (véanse figuras 4.61 y 4.62).

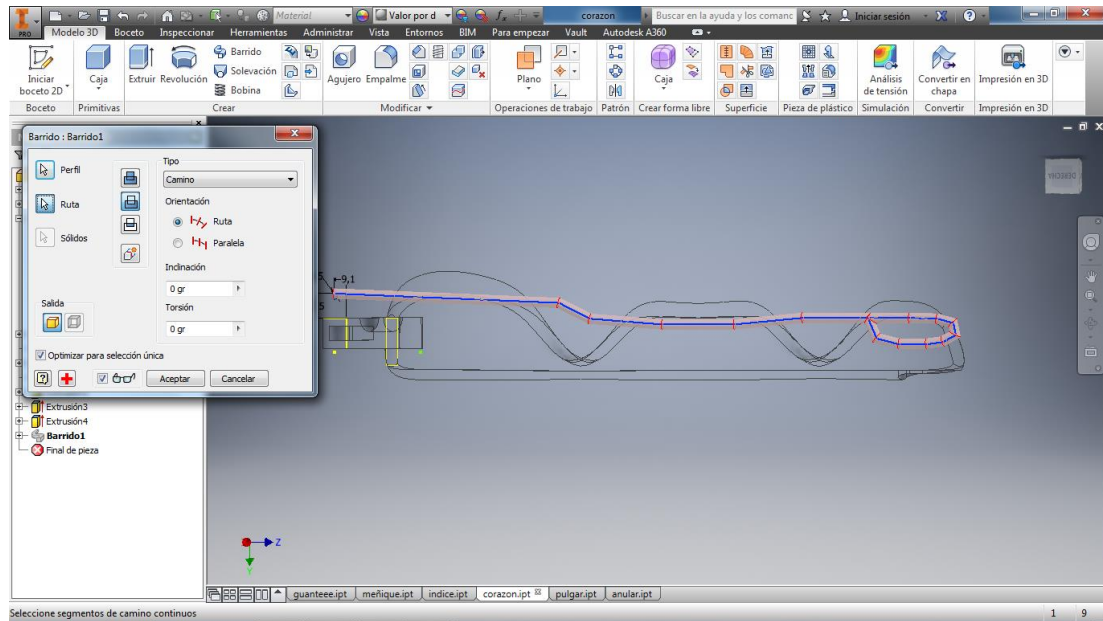


Fig. 4.61 Barrido del agujero del hilo de los dedos

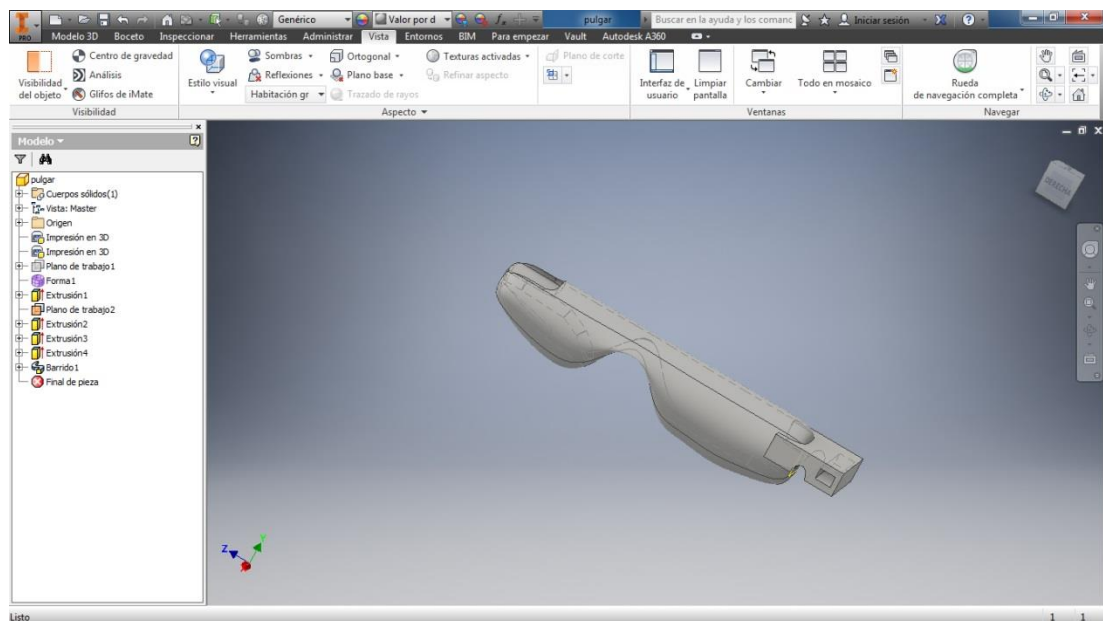


Fig. 4.62 Modelo final dedo pulgar

En el último apartado de este capítulo se ha llevado a cabo una simulación para comparar el dedo final de la prótesis diseñada con un ejemplo de dedo de la prótesis flexible que emplea eslabones entre sus falanges.

4.3.3. Antebrazo

El modelado del antebrazo se ha realizado mediante extrusión de croquis formando sólidos y cortes hasta conseguir la geometría buscada. Está formado por dos prismas rectangulares unidos por dos arcos (véase figura 4.63).

En uno de dichos prismas se forma la unión de la muñeca en uno de sus extremos, mientras que en el otro se encuentra el arco en el que se acoplan los tensores para tirar de los hilos de nylon. El otro arco sobrante sigue como guía para los hilos hasta los tensores.

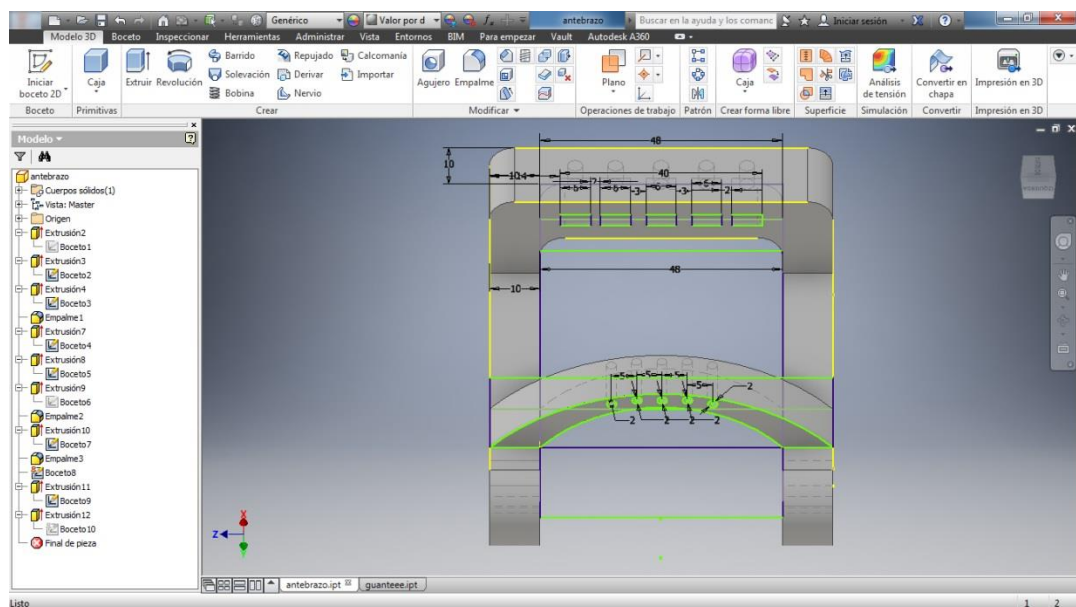


Fig. 4.63 Vista de croquis empleados en el antebrazo

En el arco situado en el extremo se genera una extrusión de corte para formar la cavidad donde se colocan los tensores. Se trata de una cavidad prismática con agujeros, en los que unos tornillos permiten tensar el hilo tirando del tensor en dirección opuesta a la de los dedos (véase figura 4.64).

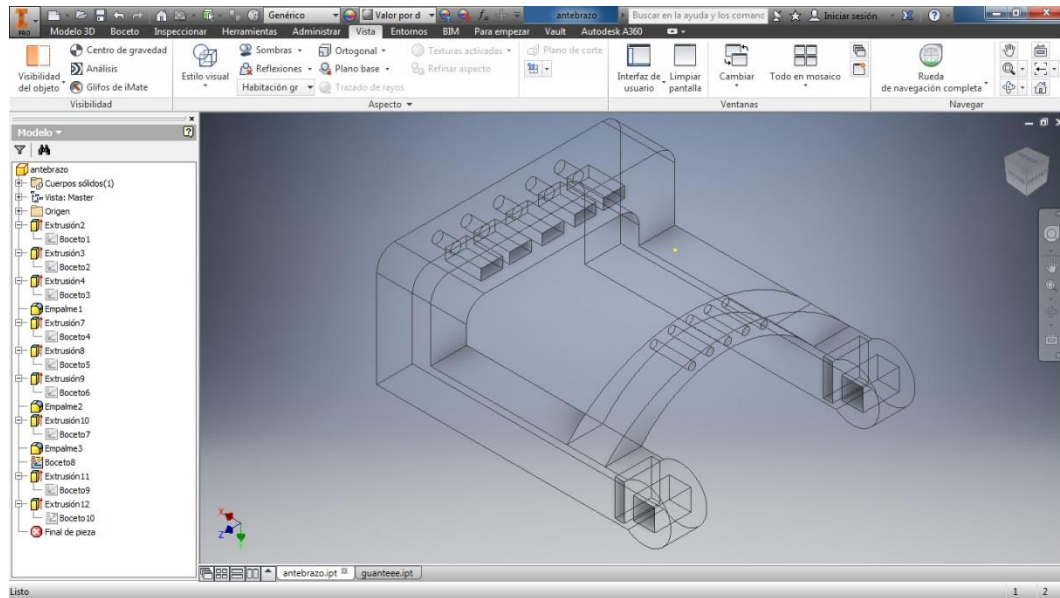


Fig. 4.64 Representación alámbrica de los agujeros y cavidades de los tensores en el antebrazo

También son extruidas dos ranuras paralelas a las primeras que servirán como guía para los elementos de velcro (véase figura 4.65), que permitirán fijar el antebrazo de la prótesis al del usuario.

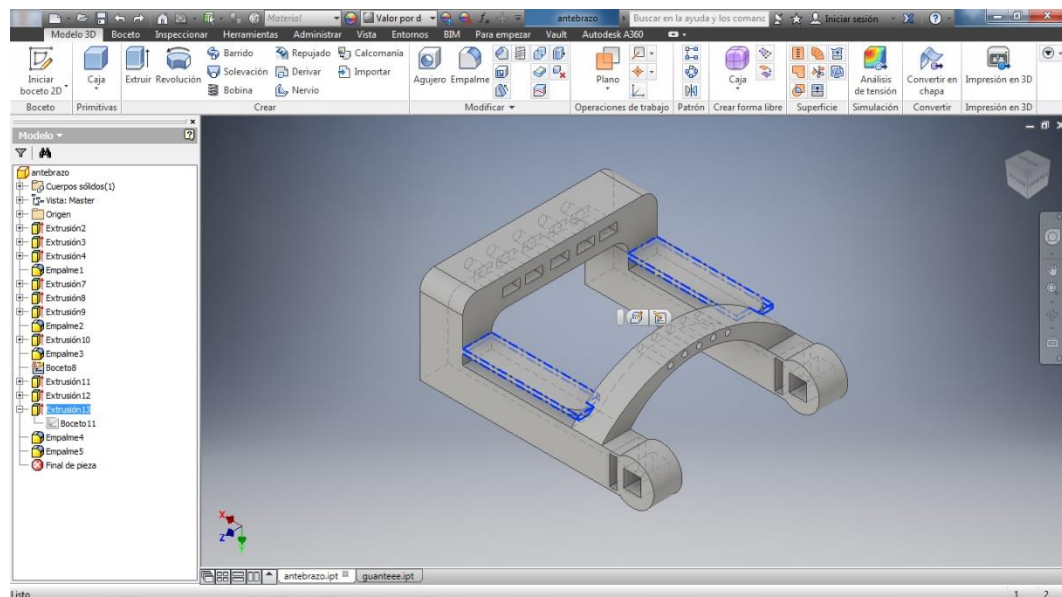


Fig. 4.65 Guías para el material de velcro

Los extremos cilíndricos del antebrazo forman la unión con el guante además de la muñeca, lo que permite el movimiento de flexión para así poder cerrar y abrir los dedos.

Esta parte del antebrazo posee un corte en la zona interior de cada uno de los prismas, que servirá como hueco para el eslabón de unión del antebrazo con el guante (véase la figura 4.65 y un detalle en la figura 4.66).

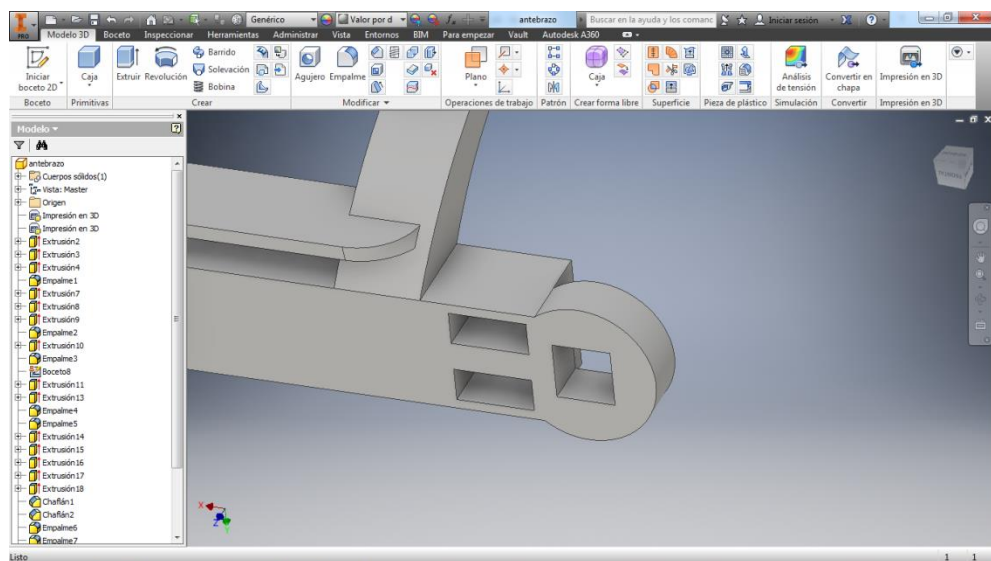


Fig. 4.66 Zona de la muñeca del antebrazo con la cavidad para el eslabón de unión con el guante

4.3.4. Eslabón de unión antebrazo y guante

El eslabón de unión se ha modelizado generando una extrusión de dos croquis, uno con la misma forma cilíndrica del extremo del antebrazo y el segundo con el prisma rectangular que poseen los agujeros de esta parte el antebrazo y de las caras laterales del guante, (véanse figuras 4.67 y 4.68).

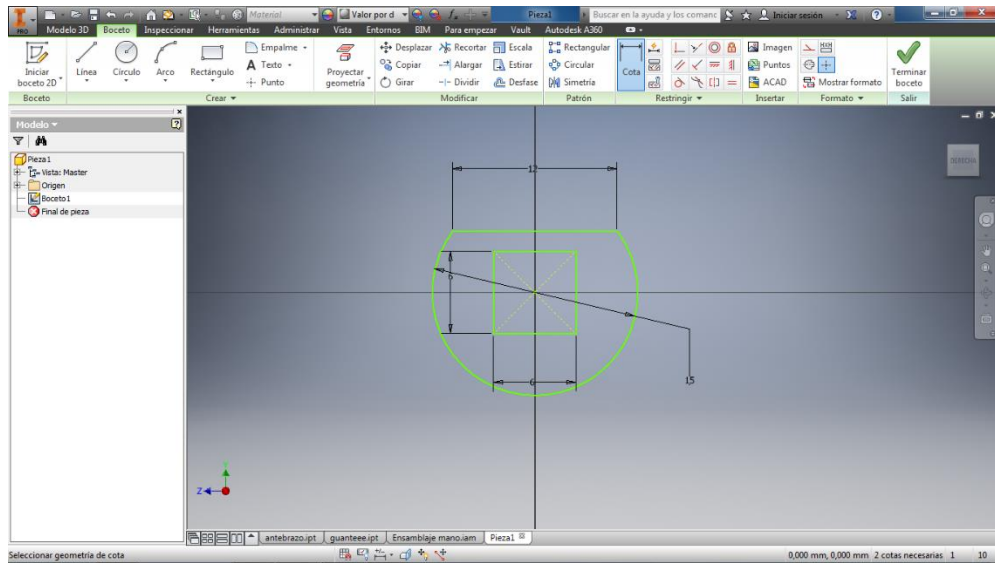


Fig. 4.67 Croquis eslabón de unión

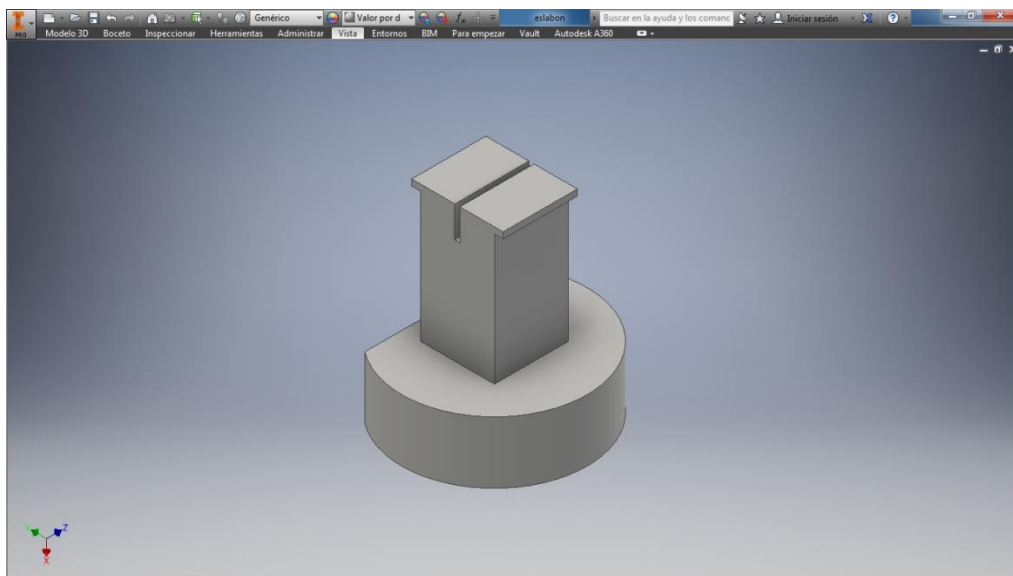


Fig. 4.68 Modelo final del eslabón de unión

4.3.5. Pasadores de los dedos

Los pasadores de los dedos son dos piezas que permiten que los cuatro dedos largos por un lado y el pulgar por otro se mantengan fijados al guante. Son dos primas rectangulares de diferente longitud. Se ha modelado generando la extrusión de un rectángulo, tal y como puede observarse en las figuras 4.69 y 4.70.

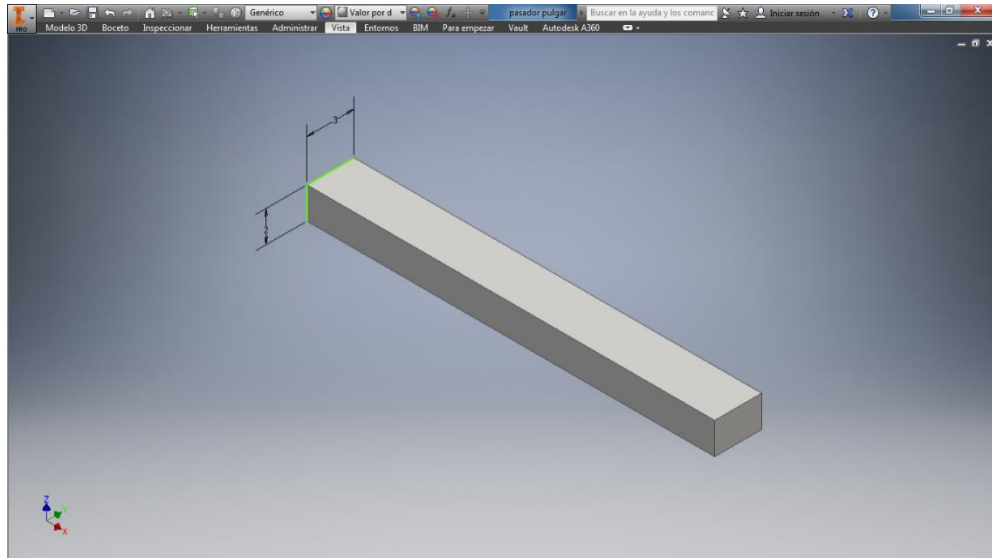


Fig. 4.69 Modelo final pasador pulgar

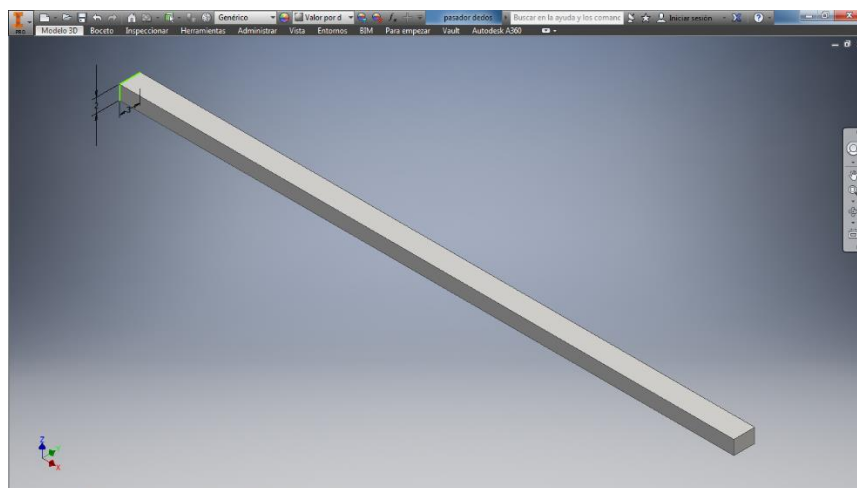


Fig. 4.70 Modelo final pasador dedos largos

4.3.6. Tensores

El modelado de los tensores es similar al de los pasadores, están generados por la extrusión de un rectángulo y poseen dos agujeros, uno de ellos pasante a través de dos de sus caras laterales, mientras que el otro se sitúa en su base (véase figura 4.71).

El agujero lateral tiene la función de atar el hilo de nylon mientras que la función del otro es la de conseguir la tensión, ya que se introduce un tornillo por el mismo, consiguiendo tensar el hilo al llevar el tensor en dirección contraria a la del guante.

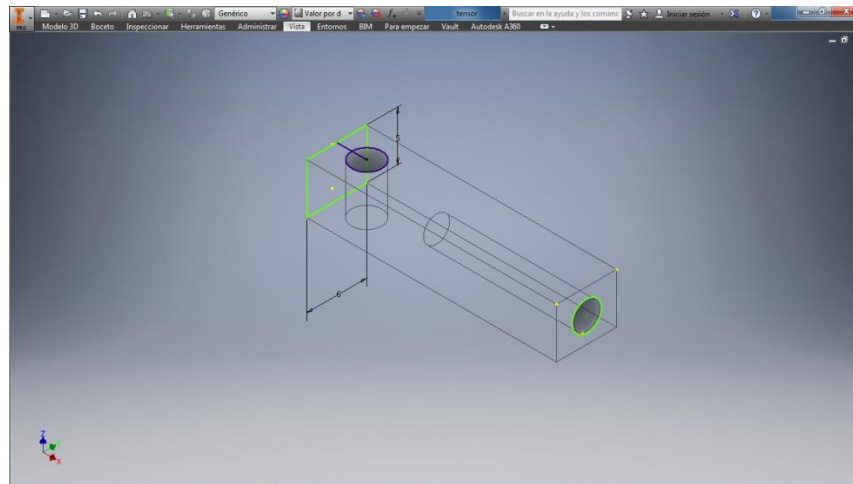


Fig. 4.71 Representación alámbrica del tensor

4.3.7. Ensamblaje final

Una vez diseñadas todas las piezas de la prótesis se lleva a cabo un ensamblaje de todas ellas para comprobar el estado final de la prótesis como modelo tridimensional, así mismo, se compara con el brazo escaneado anteriormente del usuario final (véase figuras 4.72 y 4.73).

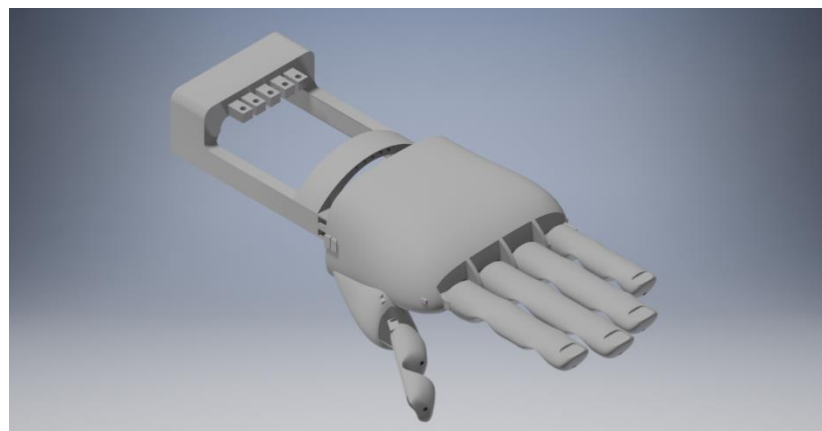


Fig. 4.72 Ensamblaje prótesis

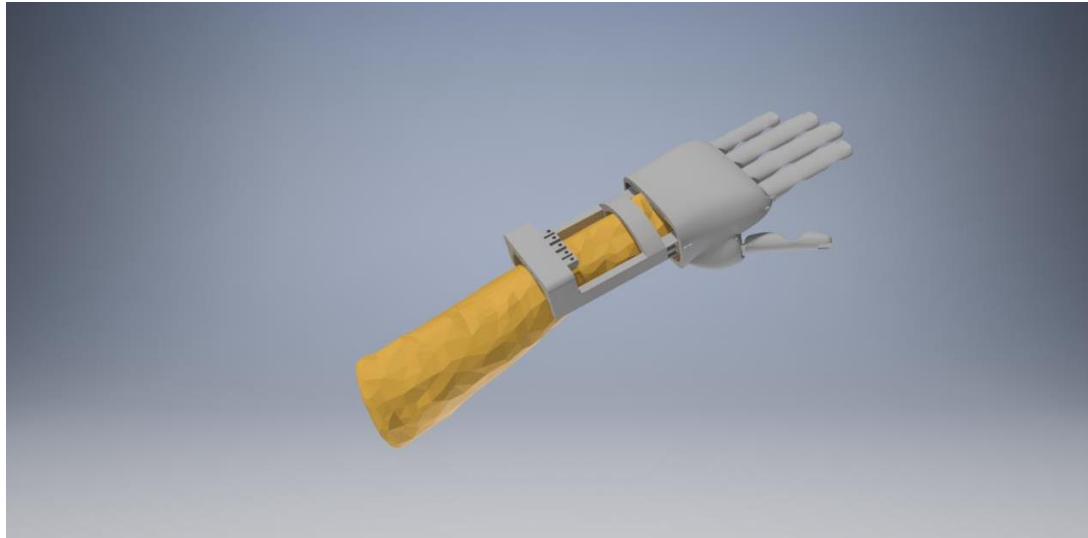


Fig. 4.73 Ensamblaje de la prótesis junto el brazo escaneado

4.3.8. Simulación comparativa de los dedos

La principal diferencia en el diseño de la prótesis recae en la geometría de los dedos. Mientras en otros diseños estudiados los dedos están formados por sus falanges y eslabones intermedios de unión sobre los que recae todo el esfuerzo; en la geometría de los dedos de la prótesis diseñada en este Trabajo Fin de Grado se puede comprobar que los dedos carecen de eslabones de unión entre sus falanges, siendo conectadas estas por la cara superior del dedo, permitiendo un mejor reparto del esfuerzo y deformación respecto al otro diseño de dedo citado.

Para comprobar dicho aspecto se ha hecho una simulación de un ejemplo del diseño del primer dedo citado (véase figura 4.74) y un dedo del diseño final elaborado.

Para la simulación se analizarán las diferencias que generan las geometrías estando los dos dedos en el mismo estado y fabricados con el mismo material. Se crea el material para la simulación utilizando el valor del módulo elástico del PLA flexible natural obtenido con el DMA explicado más adelante (19 MPa) y un coeficiente de Poisson de 0,3.

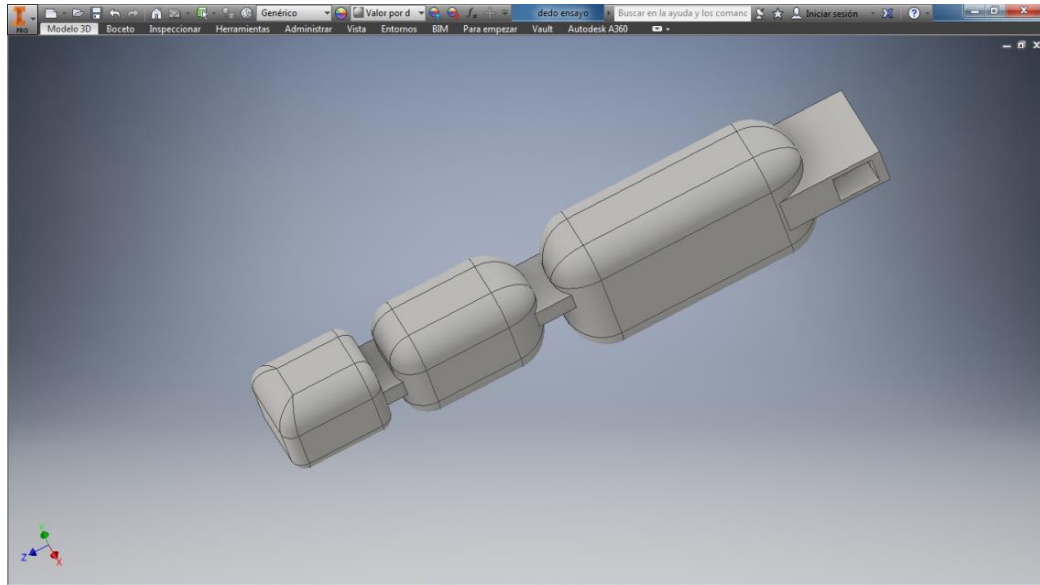


Fig. 4.74 Ejemplo dedo de eslabones simulado

Se realiza un análisis de tensión estático. En ambos diseños se han restringido los movimientos de las cuatro caras de la cavidad destinadas al pasador de sujeción del dedo, es decir, el agujero de perfil rectangular que poseen en uno de los extremos, mientras que en la arista del extremo opuesto se ha aplicado una **carga** vertical negativa de **50 Newtons** (véanse figuras 4.75 y 4.76).

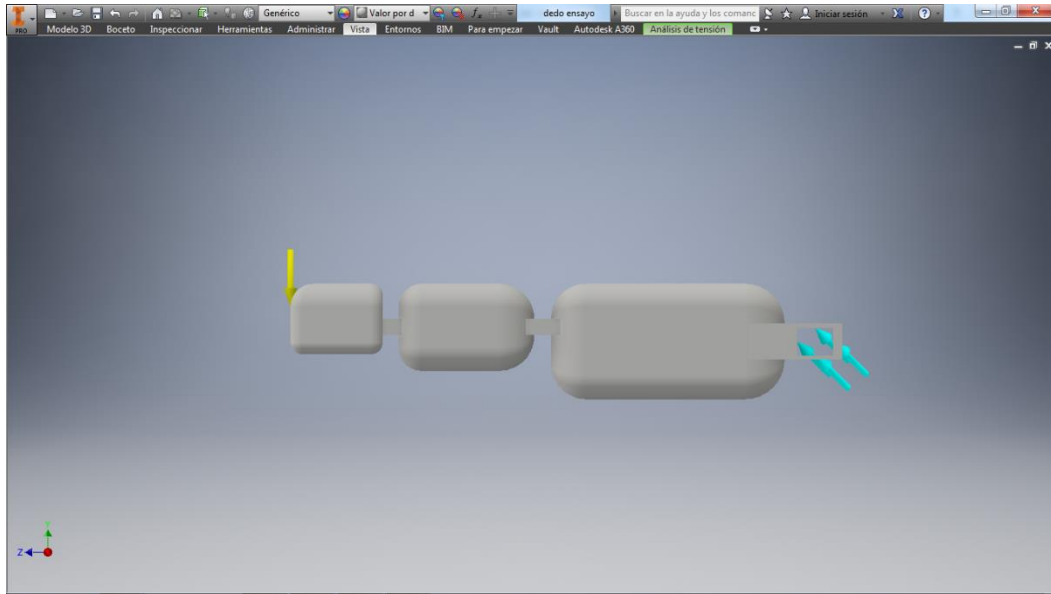


Fig. 4.75 Dedo eslabones en simulación

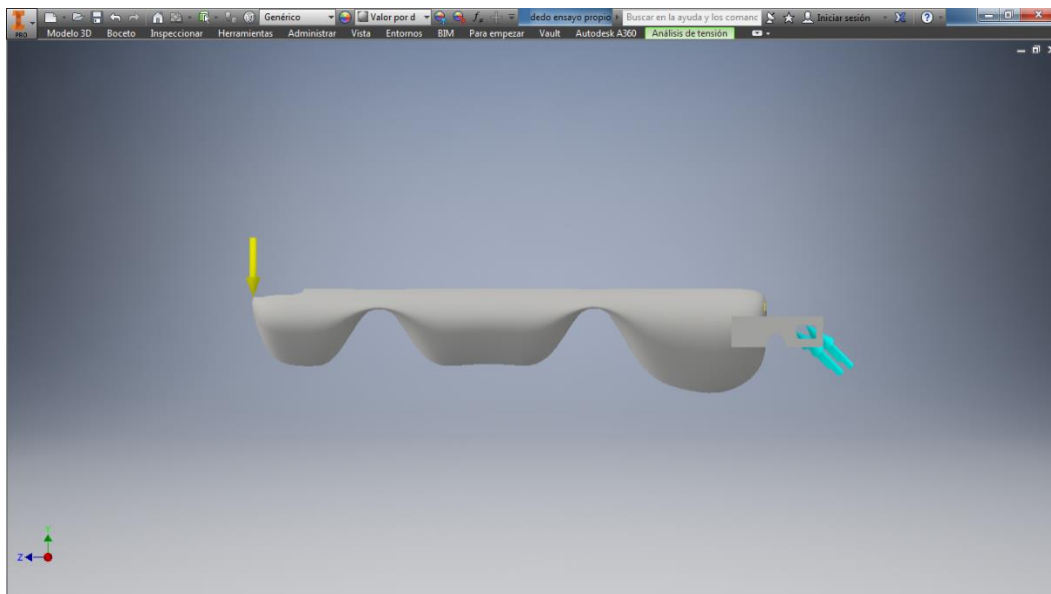


Fig. 4.76 Dedo diseñado en simulación

Tomando únicamente como resultados la tensión de Von Mises y la deformación equivalente puede verse como varían los resultados en función de la geometría.

- La Tensión de Von Mises de ambos diseños se muestra en las figuras 4.77, 4.78, 4.79 y 4.80:

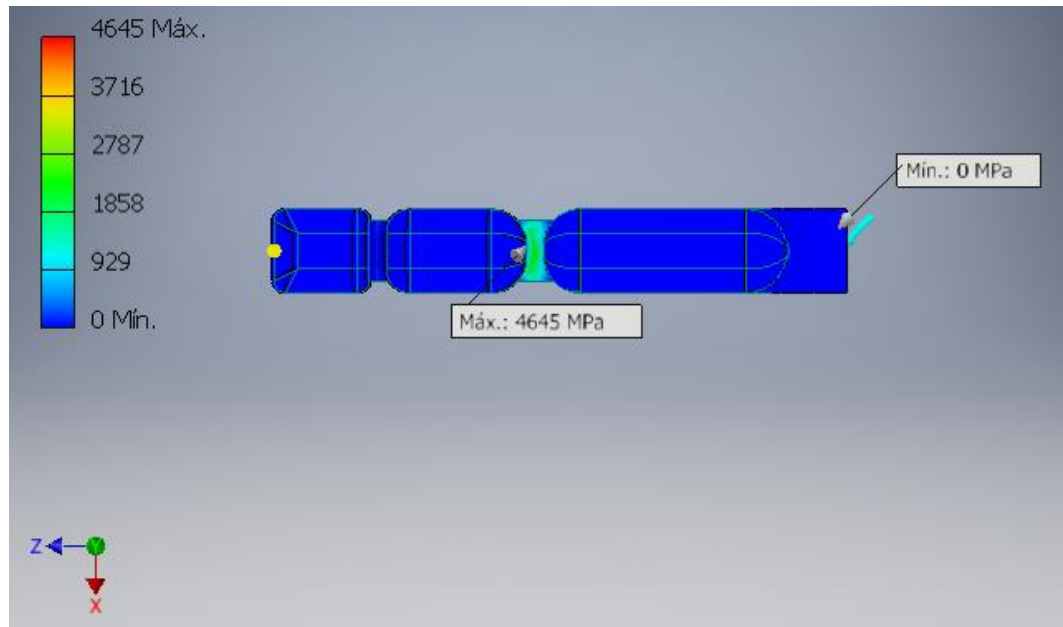


Fig. 4.77 Tensión Von Mises del dedo de eslabones

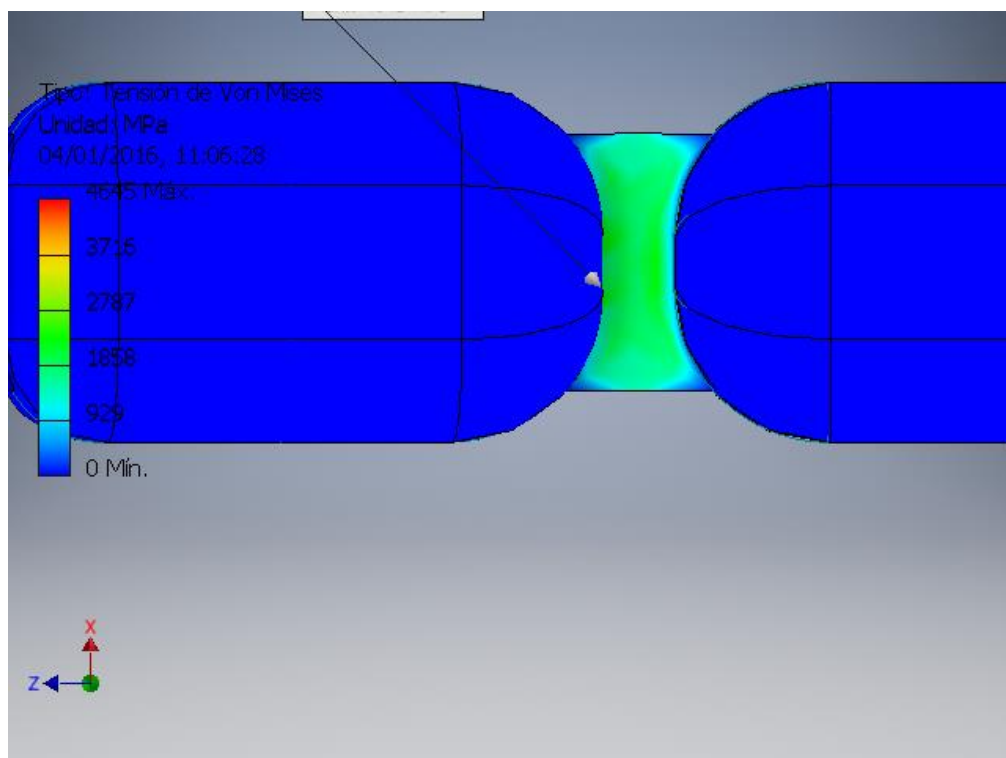


Fig. 4.78 Zoom de la tensión de Von Mises de la zona anterior del dedo de eslabones

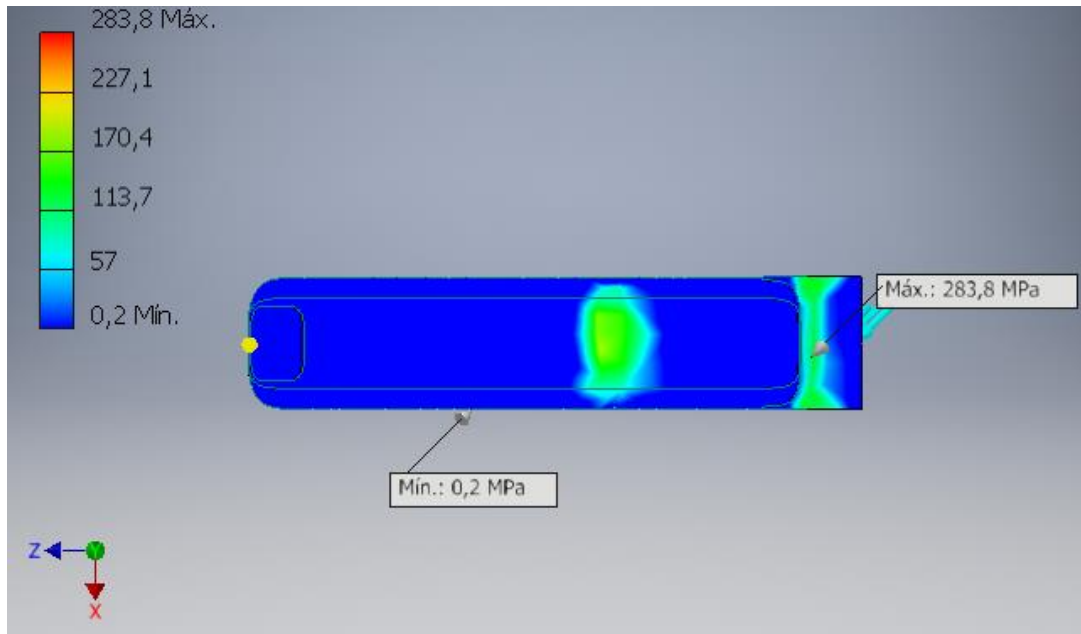


Fig. 4.79 Tensión Von Mises dedo diseñado

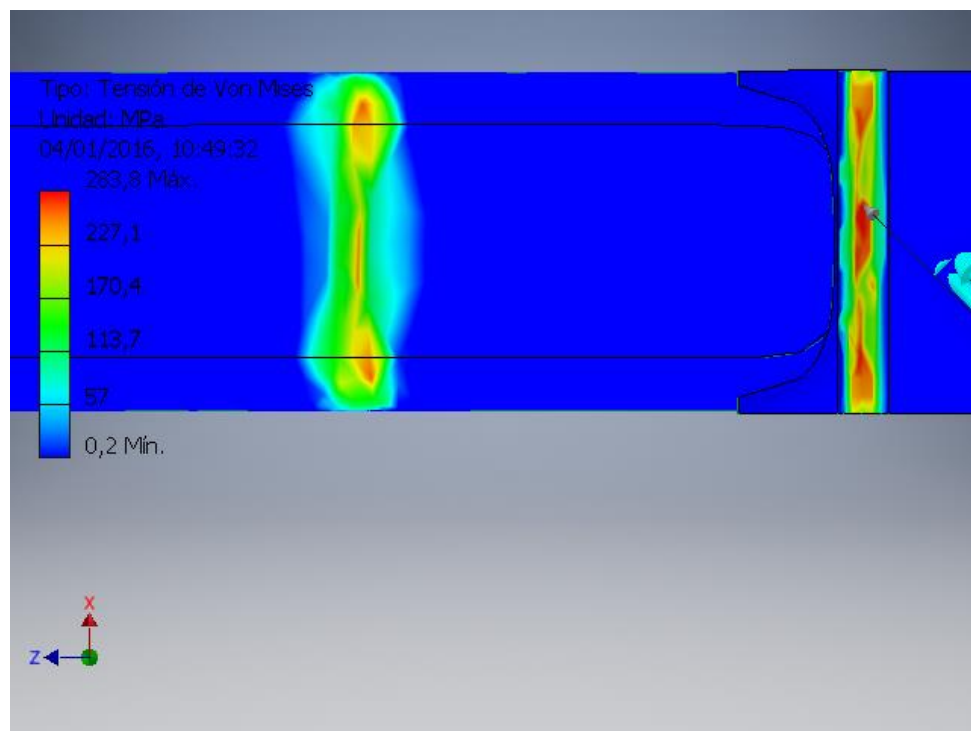


Fig. 4.80 Zoom de la tensión de Von Mises de la zona anterior del dedo diseñado

- La Deformación equivalente de ambos diseños se muestra en las figuras 4.81 y 4.82:

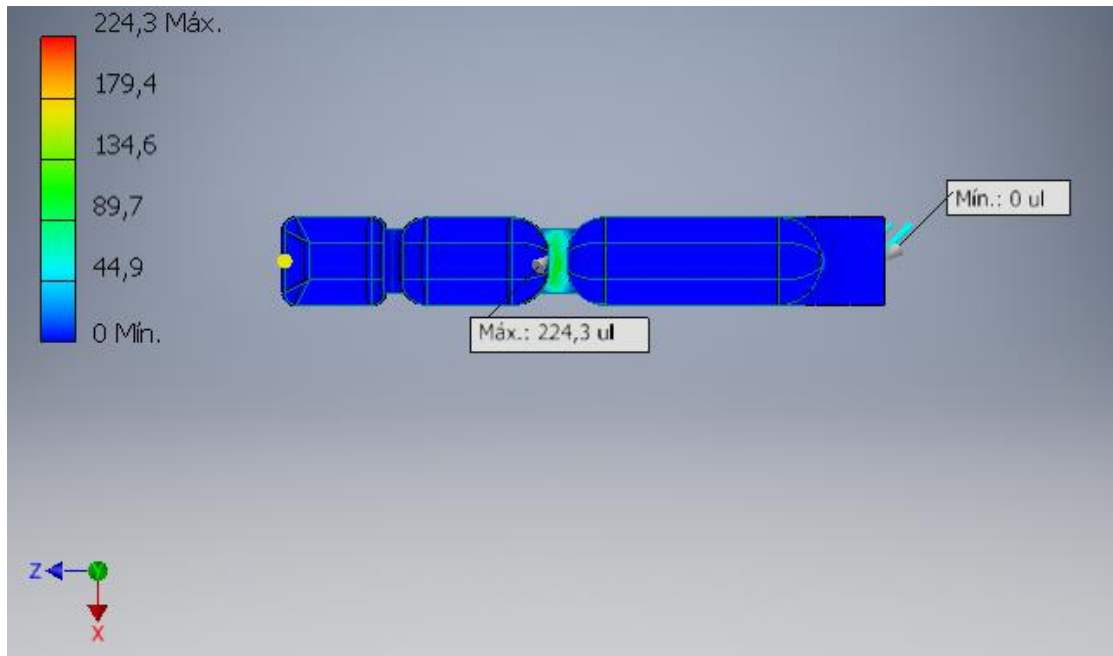


Fig. 4.81 Deformación equivalente dedo eslabones

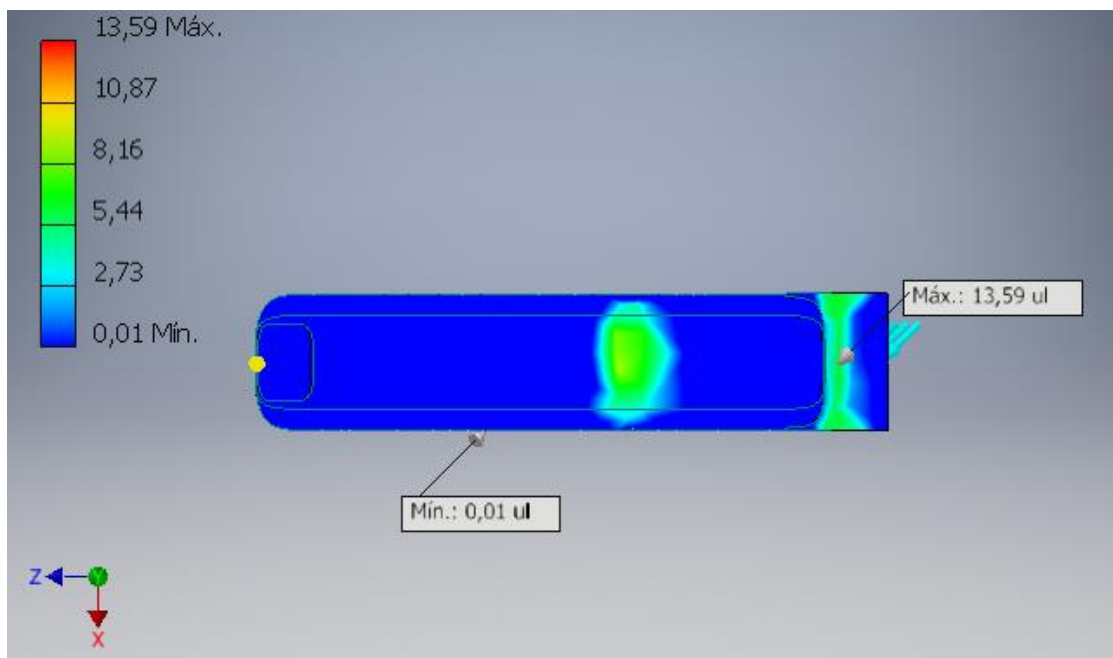


Fig. 4.82 Deformación equivalente dedo diseñado

Con los resultados obtenidos en estas simulaciones puede comprobarse que los valores en el diseño del dedo de eslabones son significativamente más altos, en cuanto a tensión de Von Mises y deformación, el resultado posee un carácter más cualitativo que cuantitativo, ya que puede comprobarse que dicho aspecto se debe a la geometría, teniendo el dedo final diseñado un mejor comportamiento.

Dicho aspecto puede relacionarse con los cambios de sección brusca que posee el dedo de eslabones, mientras que el dedo final diseñado posee su cara superior sin cambios de sección y su cara inferior posee curvas redondeadas, lo que provoca menos concentradores de tensión. Se puede observar, como los valores más altos se encuentran en la zona de la unión con el guante, que posee una muesca de perfil circular para facilitar el movimiento, puede suponerse que dicha muesca, concentra tensiones.

En cuanto a las deformaciones, los valores más altos en los eslabones, se pueden justificar con lo expuesto en el párrafo anterior.

4.4. ESTUDIO DEL MATERIAL

Para complementar el diseño de la prótesis se ha realizado una caracterización del material empleado en la fabricación de la misma, llevando a cabo diferentes ensayos para ver las propiedades de los filamentos, tanto en el rígido como en el flexible.

Se realizan ensayos de tracción para obtener las propiedades mecánicas de los filamentos y se lleva a cabo una caracterización térmica a través de las técnicas DSC (Calorimetría Diferencial de Barrido) y DMA (Análisis Mecánico-Dinámico).

4.4.1. Ensayo de tracción

Para la realización de este ensayo se han seguido las indicaciones de la norma UNE-EN ISO 527: Plásticos. Determinación de las propiedades en tracción.

En este ensayo, las probetas se someten a tracción a lo largo de su eje principal longitudinal, con velocidad constante, hasta que esta se rompe o la carga o alargamiento llegan a un valor específico. Con este método se mide la carga que soporta la probeta y la deformación (alargamiento) que experimenta (36).

Para la realización, se utiliza una máquina eléctrica de Ensayos Universales marca Instron® modelo 5582 (véase figura 4.83), que forma parte del equipamiento del laboratorio de Ciencia de Materiales de la Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón. Esta provista de mordazas para sujetar cada extremo de la probeta y llevar a cabo la tracción, así como de extensómetros para medir la variación de longitud.

Se calculan los valores de los esfuerzos con:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Ec. 4.1: Fórmula tensión

Donde la σ es el valor del esfuerzo (MPa), la F la fuerza medida aplicada (N) y A el área de la sección inicial de la probeta (mm^2).

El valor de las deformaciones medidas con un extensómetro se obtiene a partir de la siguiente ecuación:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L_0}{L_0}$$

Ec. 4.2: Formula deformación

Donde ε es el valor de la deformación (adimensional o %), ΔL_0 es el incremento de la longitud de referencia de la probeta (mm) y L_0 es el valor de la longitud de referencia inicial (mm).

La determinación de los valores de la deformación con ayuda de extensómetros, promedia deformaciones sobre la longitud de referencia (36).



Fig. 4.83 Maquina utilizada en los ensayos de tracción

También puede obtenerse el módulo de elasticidad mediante dos métodos:

- Pendiente secante: en el que se emplea la siguiente fórmula:

$$E_t = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1}$$

Ec. 4.3 Pendiente secante para el cálculo del módulo elástico

Donde E_t es el módulo elástico en tracción, σ_1 es el esfuerzo (Mpa) en ε_1 (0.05%) y σ_2 el esfuerzo (Mpa) en ε_2 (0.025%).

- Pendiente de una recta de regresión: se usa la ecuación:

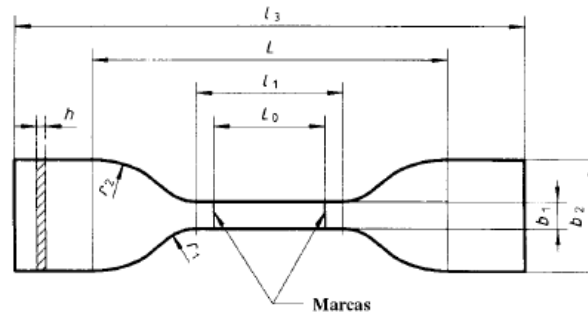
$$E = \frac{d\sigma}{d\varepsilon}$$

Ec. 4.4 Pendiente recta de regresión para el cálculo del módulo elástico

Donde E es el módulo elástico y $\frac{d\sigma}{d\varepsilon}$ la recta ajustada por mínimos cuadrados en la curva de tensión y deformación en el intervalo $0.05\% < \varepsilon < 0.25\%$ en MPa (36).

Para llevar a cabo este ensayo se han utilizado probetas fabricadas con la impresora 3D MakerBot Replicator 2, siguiendo las especificaciones de la norma UNE EN ISO 527-3 (37), en la que se detalla la geometría de las probetas para ensayar hojas y películas de plástico, es decir, finas láminas de material.

En la figura 4.84 se muestra un extracto de dicha norma con las dimensiones de la probeta.



- b_1 Anchura de la parte estrecha: $6 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$
- b_2 Anchura en los extremos: $25 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$
- h Espesor: $\leq 1 \text{ mm}$
- L_0 Distancia entre marcas: $25 \text{ mm} \pm 0,25 \text{ mm}$
- l_1 Longitud de la parte estrecha: $33 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$
- L Distancia inicial entre mordazas: $80 \text{ mm} \pm 5 \text{ mm}$
- l_3 Longitud total: $\geq 115 \text{ mm}$
- r_1 Radio menor: $14 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$
- r_2 Radio mayor: $25 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$

Fig. 4.84 Extracto norma UNE EN ISO 527-3 con las características de la probeta de tracción (Fuente: AENOR)

En la figura 4.85 se muestran unas capturas de pantalla indicando algunos parámetros de la impresión 3D de las probetas empleadas y en la figura 4.86 la probeta modelizada:

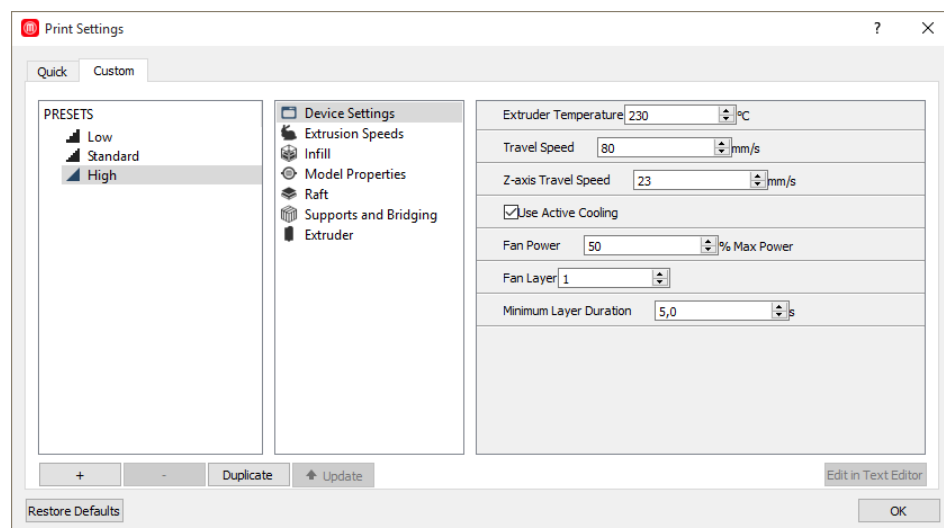


Fig. 4.85: Propiedades impresión probetas de tracción

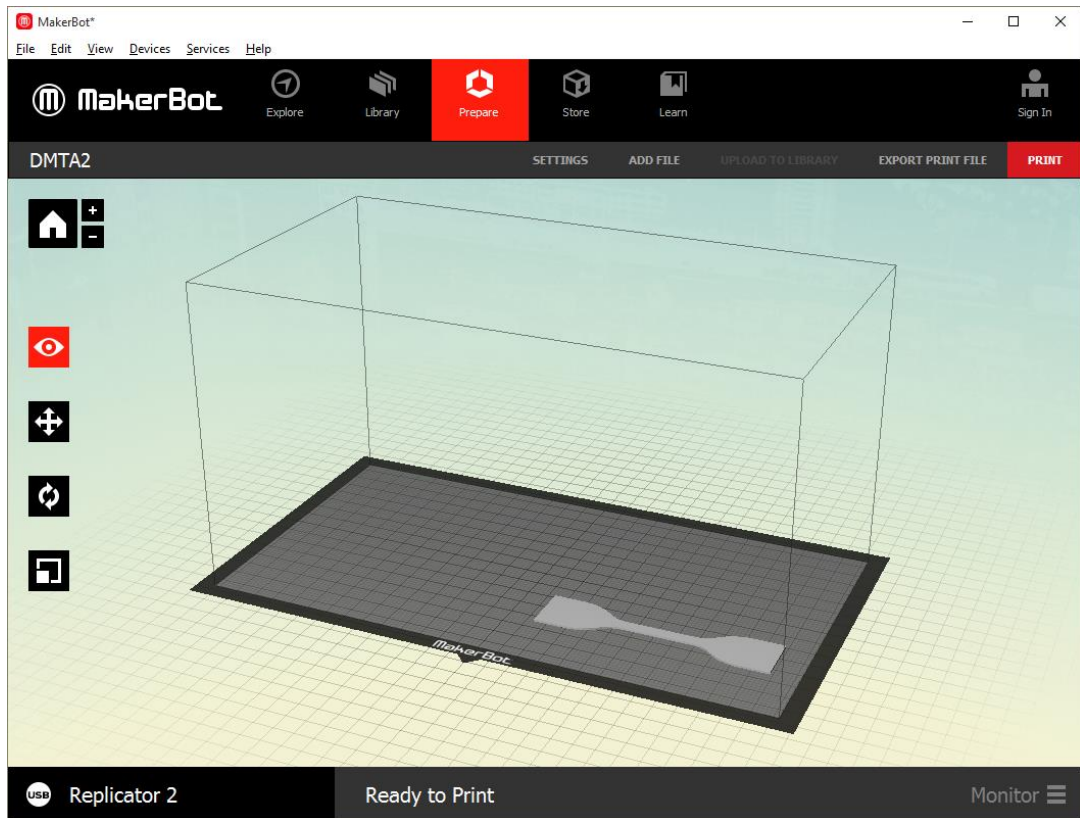


Fig. 4.86 Modelo probeta en software de MakerBot Replicator 2

Se han impreso un total de cinco probetas (véase figura 4.87), dos de PLA rígido y tres de PLA flexible, con las que se llevarán a cabo los ensayos de tracción.



Fig. 4.87 Probetas de tracción impresas

En la figura 4.88 se muestra el momento de la rotura de una de las probetas ensayadas y en la figura 4.89 se puede observar el aspecto de las probetas fracturadas.



Fig. 4.88 Probeta de PLA flexible en la máquina de ensayo de tracción

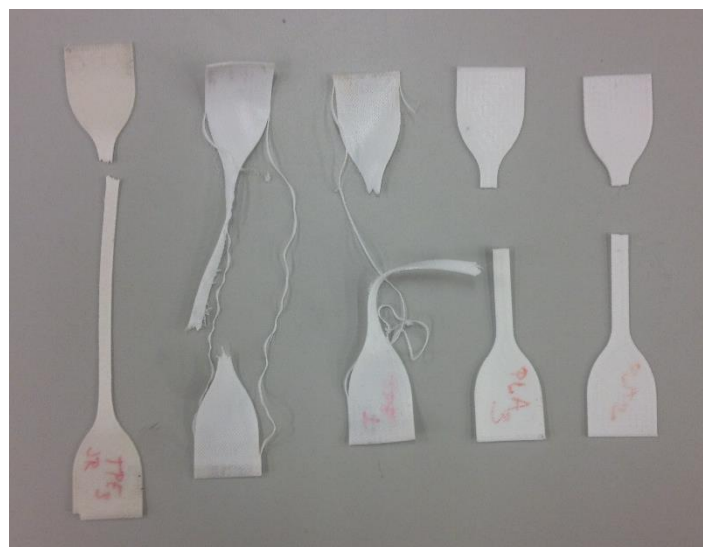


Fig. 4.89 Aspecto de las probetas de tracción después del ensayo

Las dimensiones de las probetas utilizadas en el ensayo fueron medidas con un calibre antes de ser ensayadas, al objeto de introducir sus datos de ancho y espesor de la zona calibrada en el software de la maquina universal. En la tabla 4.1 se muestran los resultados de las mediciones llevadas a cabo en las probetas.

Probeta	Ancho (mm)	Espesor (mm)
PLA Rígido 1	6,38	1,19
PLA Rígido 2	6,156	1,183
PLA Rígido 3	6,18	1,186
PLA Flex 1	5,856	1,106
PLA Flex 2	6,12	1,123
PLA Flex 3	5,87	1,123

Tabla 4.1 Probetas ensayo tracción

Las probetas de PLA rígido fueron ensayadas utilizando un extensómetro para comprobar la deformación. Por problemas de pinzamiento en el material, las probetas de PLA flexibles fueron ensayadas sin utilizar extensometría de contacto, utilizando los valores del puente de la maquina universal, para calcular las deformaciones, siendo estos, menos exactos y dando unos resultados de carácter cualitativo.

Una vez ensayadas y llevados los datos a Excel, se obtienen las gráficas de tensión-deformación que se muestran en las figuras 4.90 y 4.91 para el PLA rígido y flexible respectivamente.

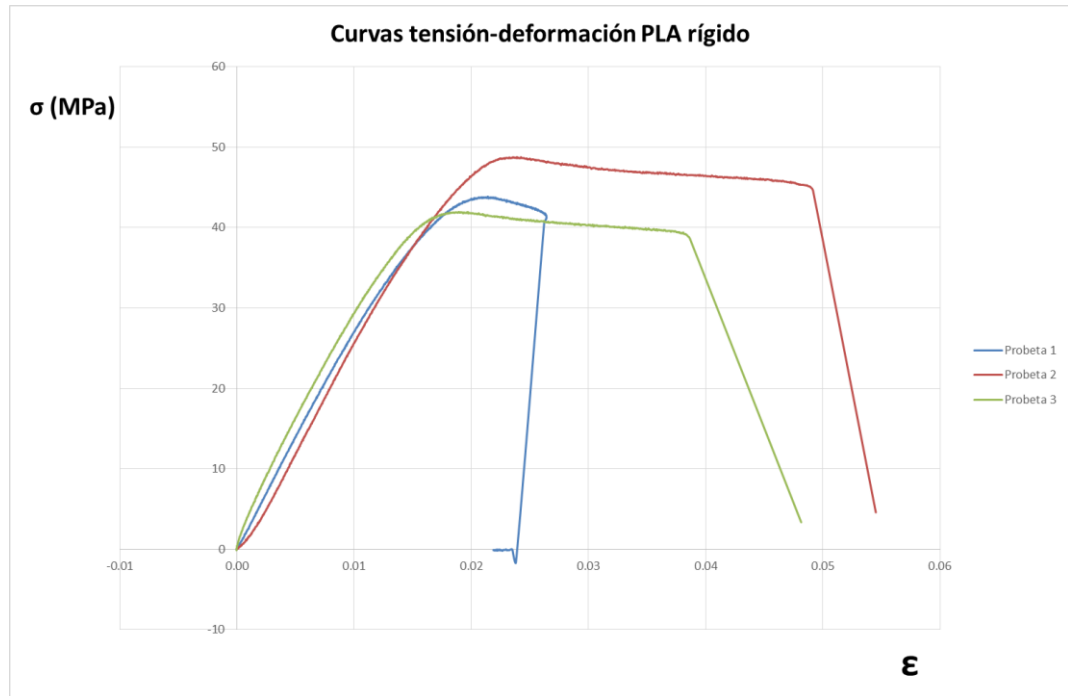


Fig. 4.90 Gráfica tensión-deformación PLA rígido

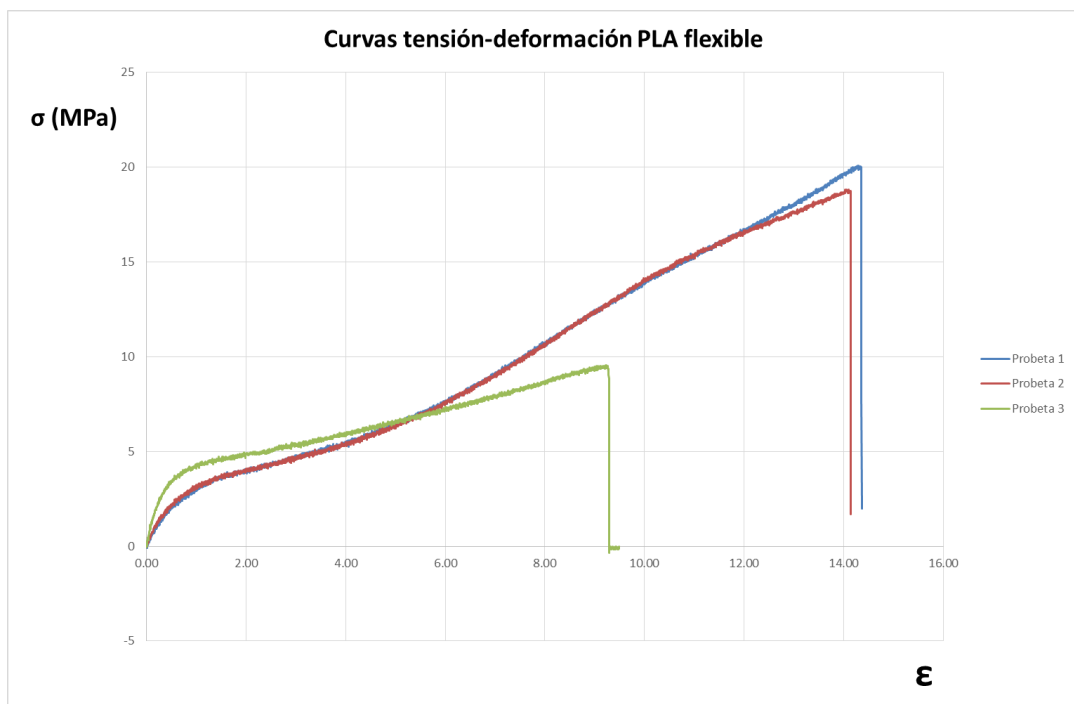


Fig. 4.91 Gráfica tensión-deformación PLA flexible

Empleando el método de la pendiente secante, se obtiene un módulo elástico para el PLA rígido de 3038,5 MPa, mientras que para el PLA flexible, debido a la falta de exactitud al no utilizar extensómetro, se decide obtener el módulo elástico con el ensayo DMA, que se explica más adelante.

Puede comprobarse en las gráficas, que las probetas utilizadas en el PLA rígido fabricadas con el mismo filamento, dan unos valores de tensión máxima aproximados, en torno a los 45 MPa. Sin embargo las deformaciones presentan valores dispares, siendo estas diferencias tal vez producidas por defectos internos de la probeta debido a su proceso de fabricación.

A diferencia de las anteriores probetas rígidas, las probetas utilizadas en el PLA flexible fueron fabricadas con dos bobinas diferentes, dos de ellas con filamento flexible blanco y una con filamento flexible natural, donde se puede ver, como la tensión máxima que soporta el natural se encuentra en 9 MPa aproximadamente, mientras que el filamento **blanco** soporta **19 MPa** aproximadamente. Como se ha comentado, no fue empleada la extensometría de contacto, por lo que los datos referidos a la deformación, carecen de valor cuantitativo. Puede destacarse la mayor capacidad de deformación que posee el blanco respecto al natural.

▪ **Caracterización térmica de polímeros:**

Los materiales poliméricos sufren transformaciones y cambios de fase por efecto de la temperatura entre la temperatura del nitrógeno líquido hasta unos 600°C. El estudio de estas transiciones térmicas mediante técnicas de análisis térmico es muy útil en la caracterización de estos materiales, así como en el control de sus propiedades finales y de su proceso de fabricación.

El análisis térmico abarca en principio a cualquier técnica experimental que estudie la variación de alguna propiedad en función de la temperatura o del tiempo mientras se somete a la muestra a un programa controlado de temperaturas.

Entre las técnicas más utilizadas se encuentran la técnica DSC (Calorimetría Diferencial de Barrido) y DMA (Análisis Mecánico-Dinámico).

4.4.2. Calorimetría Diferencial de Barrido

La calorimetría diferencial de barrido (DSC) es una técnica de análisis térmico que permite medir la diferencia entre la velocidad de flujo de calor entre un crisol que contiene la muestra y un crisol de referencia vacío para hacer nula la diferencia de temperaturas entre ambos crisoles (con muestra y referencia), cuando son sometidos al mismo programa de temperatura. En la figura 4.92 se muestra un esquema del calorímetro diferencial de barrido.

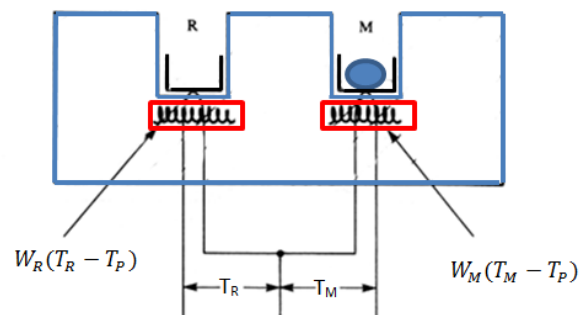


Fig. 4.92 Esquema calorímetro diferencial de barrido

Esas diferencias entre las velocidades de flujo de calor medidas entre ambos crisoles, permiten medir de manera cuantitativa:

- Las transiciones de primer orden que ocurren en los polímeros (cristalización en frío, punto de fusión, etc). En el termograma aparecen como picos angostos

- Las transiciones de segundo orden o **transiciones vítreas** que dan lugar a saltos bruscos en la curva o termograma (hay un salto acusado de la capacidad calorífica del material y por tanto la muestra absorbe más calor)
- Las reacciones químicas tales como las de polimerización, curado, oxidación o entrecruzamientos dando lugar a picos más anchos en el termograma.

Las curvas típicas DSC se denominan termogramas, siendo la ordenada $d\Delta Q/dt$, es decir la diferencia de potencias eléctricas entre las aplicadas a los crisoles de la muestra y de referencia y la abscisa la temperatura.

Las transiciones en polímeros dan lugar a termogramas como los que se muestra en la figura 4.93 (38).

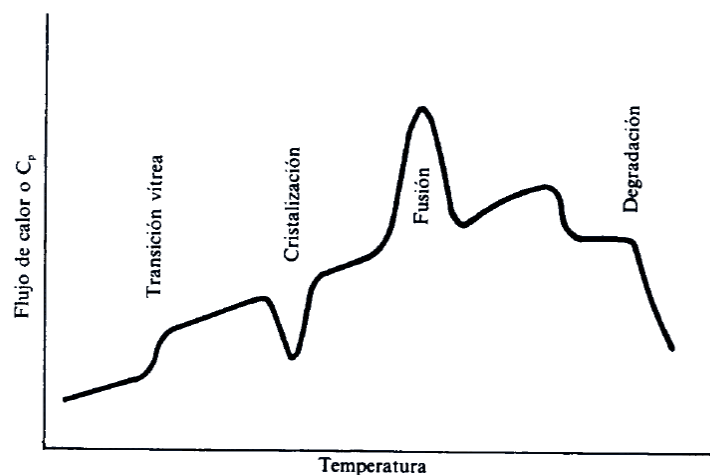


Fig. 4.93 Termograma típico de un polímero semicristalino (Fuente: Técnica de caracterización de polímeros)

Para la realización de este ensayo se han tomado pequeñas muestras de los extremos de las probetas de tracción (véase figura 4.94), las cuales son introducidas en el interior del crisol adecuado.



Fig. 4.94 Ampliación de la zona de extracción de muestra DSC

Se ha utilizado un calorímetro diferencial de barrido de la marca Shimadzu™ modelo DSC-60 (véanse figuras 4.95 y 4.96), el cual forma parte del equipamiento del laboratorio de Ciencia de Materiales de la Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón.



Fig. 4.95 Calorímetro diferencial de barrido empleado en la técnica DSC



Fig. 4.96 Ampliación de zona de alojamiento de los crisoles en el calorímetro

Las muestras utilizadas poseían una masa de 7,5 mg y el calorímetro diferencial se programó con los siguientes parámetros: temperatura inicio: 30°C; temperatura fin 290°C; incremento de temperatura: 20°C/min.

En las figuras 4.97, 4.98 y 4.99 se muestran los termogramas de las muestras de los tres filamentos (PLA rígido, PLA flexible blanco, PLA flexible natural respectivamente). En dichos termogramas se pueden observar las temperaturas de transición vítrea obtenidas(39):

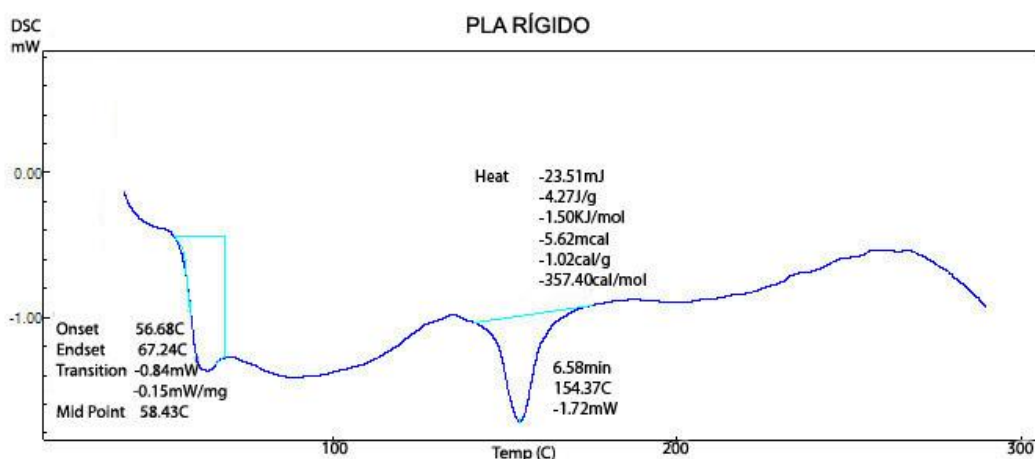


Fig. 4.97 DSC PLA rígido

La temperatura de transición vítrea del PLA rígido obtenida es 58,43 °C.

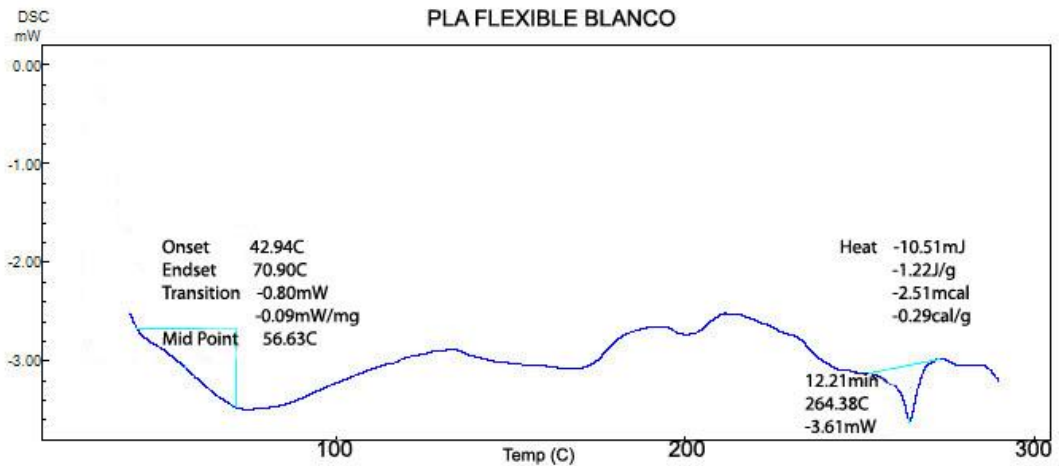


Fig. 4.98 DSC PLA Flexible blanco

La temperatura de transición vítrea del PLA flexible blanco obtenida es 56,63 °C.

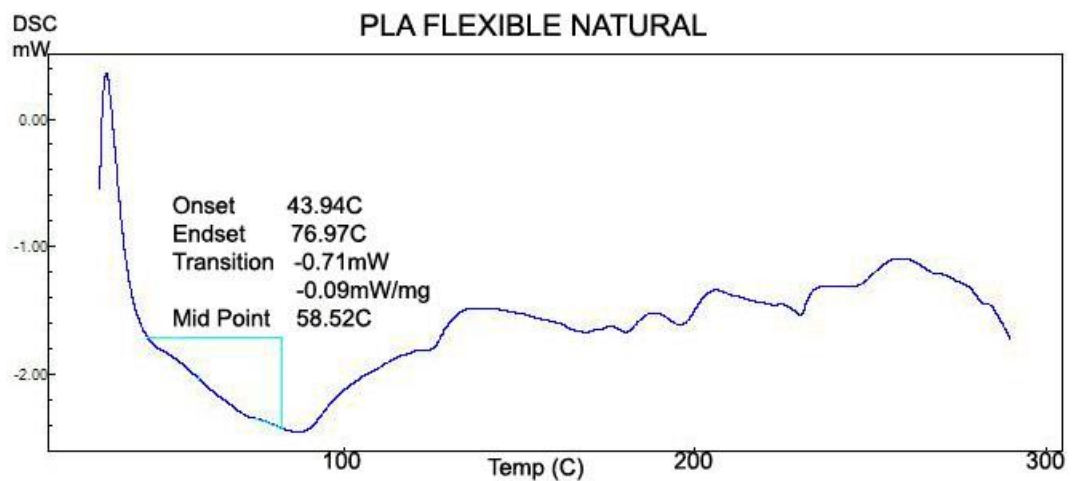


Fig. 4.99 DSC PLA flexible natural

La temperatura de transición vítrea del PLA flexible natural obtenida es 58,52 °C.

Como era de esperar la temperatura de transición vítrea de los tres materiales es similar y corresponde a la del polímero PLA.

El PLA rígido presenta cierto grado de cristalinidad con un pico de fusión a 154 °C aproximadamente y en el PLA flexible blanco también se observa cierto grado de

crystalinity with a peak of fusion at a temperature of 264 °C approximately. In the PLA flexible natural no se ha observado el pico de cristalinidad.

4.4.3. Análisis Mecánico Dinámico

El análisis mecánico dinámico (DMA). Es un análisis utilizado en estudios para caracterizar el comportamiento de materiales viscoelásticos como polímeros y sus respuestas ante impulsos de tensión o deformación en tiempo y frecuencia (40).

En este tipo de ensayos, la fuerza que se aplica y la deformación que resulta varían senoidalmente con el tiempo. Con él se obtienen los módulos elásticos de tracción, flexión y cortadura (según el ensayo realizado) en función de la frecuencia y la temperatura. Ya que permite separar el comportamiento elástico y viscoso del polímero a estudiar.

Al aplicar deformaciones senoidales, la tensión resultante en un material viscoelástico lineal será de forma senoidal. Estas señales de deformación y tensión irán desfasadas.

Para un material elástico el desfase es de 0°, mientras que en un material viscoso aparece un desfase de 90°. Un material viscoelástico tendrá un desfase intermedio.

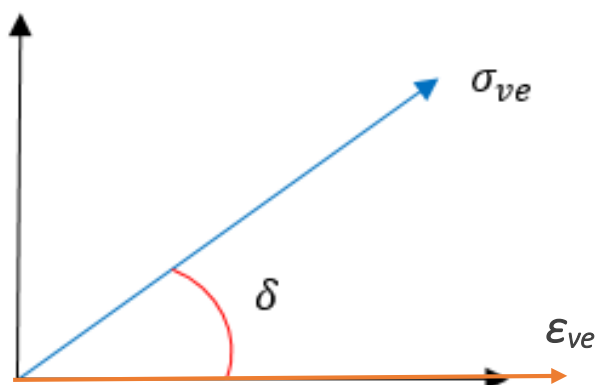


Fig. 4.100 Ángulos de desfase DMA

La deformación puede expresarse como:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \text{sen}(\omega t)$$

Ec. 4.5 Deformación en DMA

Mientras que la tensión puede expresarse de la siguiente manera:

$$\sigma = \sigma_0 \text{sen}(\omega t + \delta)$$

Ec. 4.6 Tensión en DMA

Donde ω es la frecuencia y δ el ángulo de desfase.

Desarrollando la expresión anterior se obtiene:

$$\sigma = \sigma_0 \text{sen}(\omega t) \cos(\delta) + \sigma_0 \cos(\omega t) \text{sen}(\delta)$$

Ec. 4.7 Expresión de la tensión en DMA desarrollada

Por tanto, la tensión puede expresarse como suma de dos términos, el primero en fase con la deformación y el segundo con un desfase de 90°.

Las relaciones entre tensiones y deformaciones se establecen mediante los módulos E1 y E2, como puede verse a continuación:

$$\sigma = \varepsilon_0 E1 \text{sen}(\omega t) + \varepsilon_0 E2 \cos(\omega t)$$

Ec. 4.8 Expresión de la tensión en DMA usando los módulos

Donde se tiene que $E1 = \sigma_0 / \varepsilon_0 \cos(\delta)$ y $E2 = \sigma_0 / \varepsilon_0 \text{sen}(\delta)$, mientras que E1 se encuentra en fase con la deformación, el E2 está desfasado 90°. Puede verse una representación vectorial en la siguiente figura.

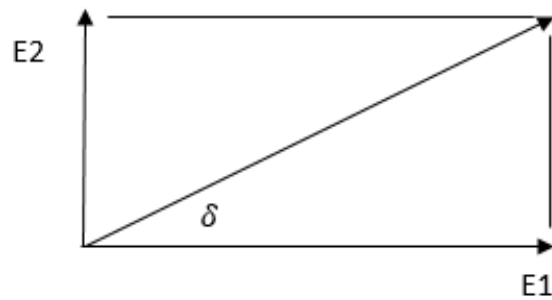


Fig. 4.101 Módulos complejos

La tensión y la deformación pueden representarse de forma completa de la siguiente manera:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 e^{i\omega t}$$

Ec. 4.9 Representación compleja de la deformación en DMA

$$\sigma = \sigma_0 e^{i(\omega t + \delta)}$$

Ec. 4.10 Representación compleja de la tensión en DMA

Y teniendo como tangente del ángulo del desfase:

$$\tan \delta = E1/E2$$

Ec. 4.11 Tangente ángulo de desfase en DMA

El módulo E1 suele llamarse módulo de almacenamiento, ya que define la energía que hay almacenada por el material debido a la deformación. Mientras que el módulo E2 representa la energía disipada debido a las fricciones viscosas, se le llama, módulo de disipación. Frecuentemente E1 es mayor E2.

Para el análisis se ha utilizado la máquina de ensayos DMA del laboratorio de Medios Continuos de la Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón (figuras 4.102 y 4.103).

Esta posee un hornillo en el que se introduce la probeta, previamente fijada en las mordazas de la máquina, las cuales también transmiten los esfuerzos oscilantes a la probeta.



Fig. 4.102 Máquina empleada para realizar el análisis DMA

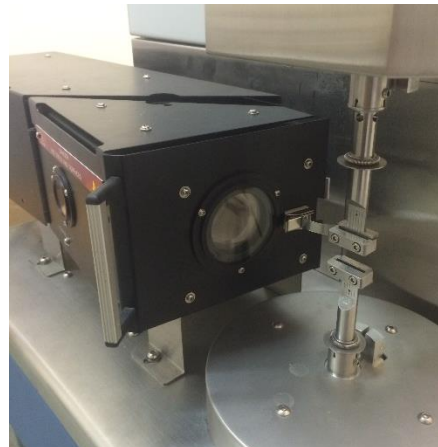


Fig. 4.103 Hornillo y mordazas de la máquina del análisis DMA

Para la realización de este ensayo se han impreso cinco probetas, tres de PLA flexible y dos de PLA rígido, con las mismas propiedades de impresión que las probetas de tracción, en la impresora 3D MakerBot Replicator 2.

Las probetas se han fabricado siguiendo las especificaciones de la norma AITM1-0003 de Airbus® (41), donde se especifican unas dimensiones de la probeta de 35 mm de longitud, 10 mm de ancho y un espesor de $2 \pm 0,2$ mm. Pueden verse en las figuras 4.104 y 4.105 el modelo de las probetas y su estado post-impresión.

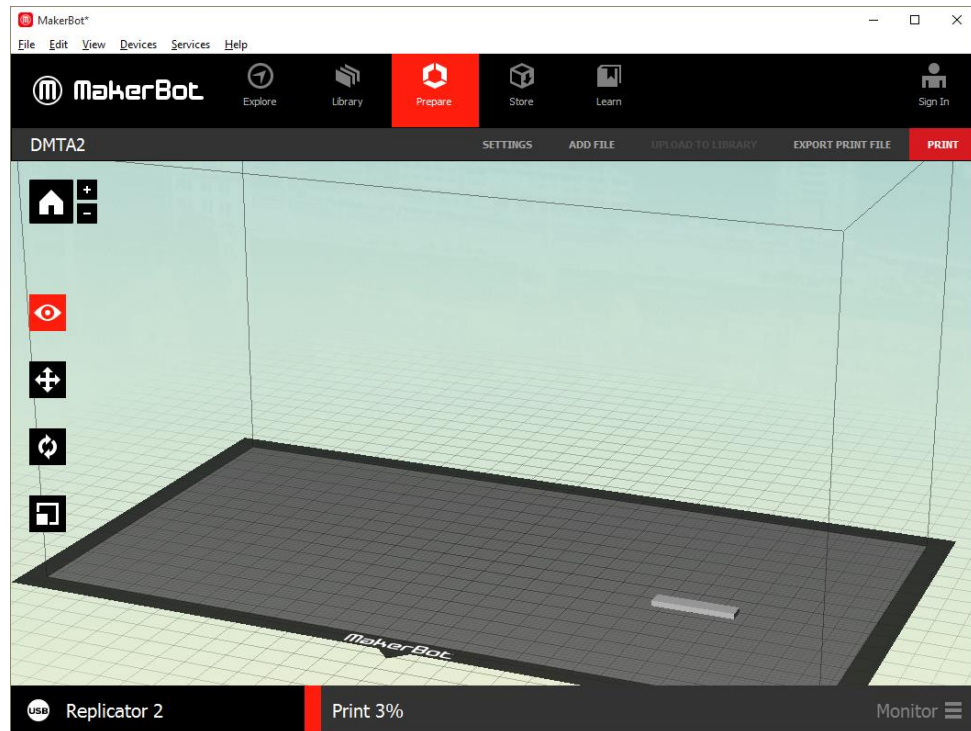


Fig. 4.104 Modelo de probeta para DMA en el software de MakerBot Replicator 2



Fig. 4.105 Probetas para DMA impresas

Después de llevar a cabo el procedimiento, los datos son llevados a Excel y se obtienen las siguientes gráficas del análisis DSC del filamento de PLA flexible natural y

blanco (véase figuras 4.106 y 4.107). Con el PLA rígido hubo un problema ya que la máquina entraba en resonancia. Debido a esto no se finalizó el ensayo para evitar dañar el equipo de ensayo.

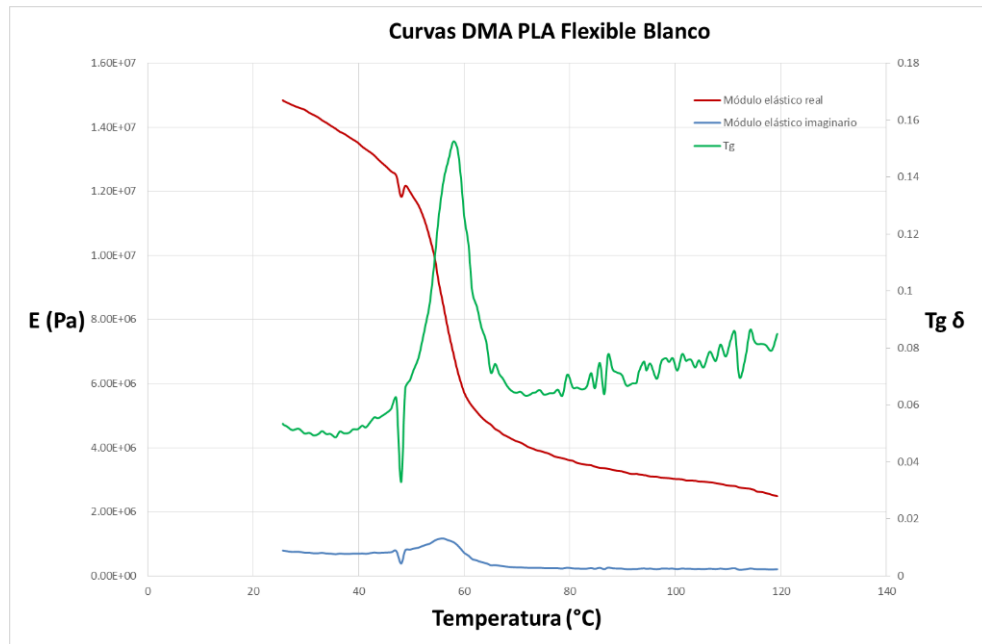


Fig. 4.106 Curvas DMA PLA flexible blanco

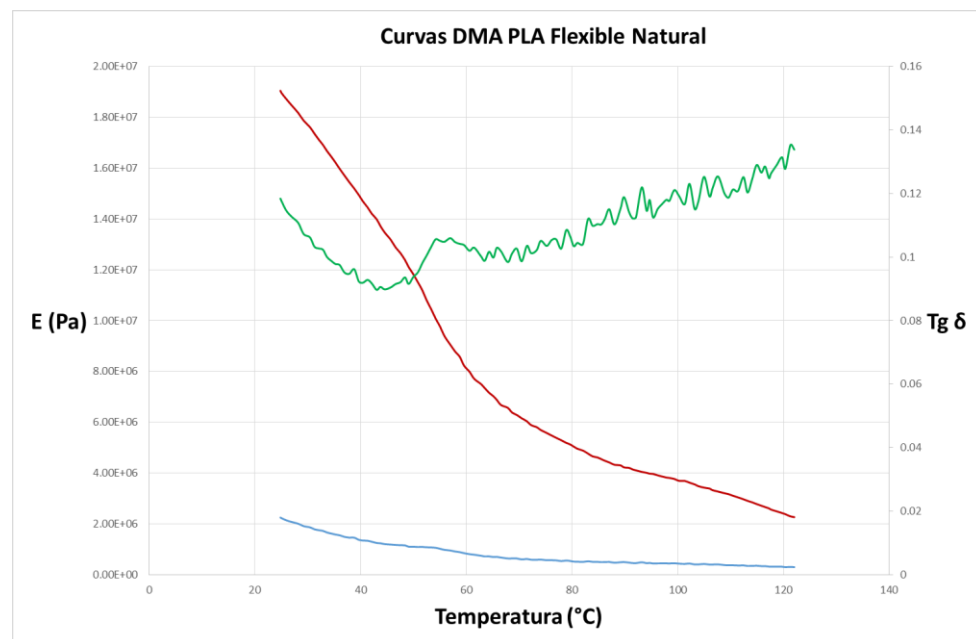


Fig. 4.107 Curvas DMA PLA flexible natural

El pico que posee la gráfica de la Tg muestra el punto en el que se encuentra la temperatura de transición vítrea, coincidiendo este con el análisis DSC explicado anteriormente. Blanco: 56,63°C; natural: 58,52°C.

El primero punto que aparece en la curva del módulo elástico real, es el módulo elástico del material a temperatura ambiente, dando como valores, blanco: 14,8 MPa; natural: 19 MPa.

Gracias a este procedimiento puede comprobarse la variación del módulo elástico del material en función de la temperatura, viéndose un descenso de este conforme aumenta la temperatura a la que se somete el material.

4.5. FABRICACIÓN

Tras el diseño de la prótesis se lleva a cabo la fabricación de la misma empleando las dos impresoras 3D utilizadas anteriormente: en la Makerbot Replicator 2 se han impreso el antebrazo y el guante, mientras que, la Micro 3D se ha usado para el resto de las piezas.

Esta impresión puede llamarse primer prototipo ya que la fabricación de los modelos diseñados permite comprobar errores de diseño o fabricación, que solo con el ordenador, no es posible comprobar.

Las piezas fabricadas en la Micro 3D son las siguientes:

- Eslabones de unión del antebrazo con el guante.
- Pasadores de los dedos.
- Tensores.
- Los cinco dedos.
- Arco del antebrazo (se explica más adelante su aparición).

Las piezas fabricadas con la Makerbot Replicator 2 son:

- Guante.
- Antebrazo.

Los tensores y los pasadores han sido impresos con filamento de PLA blanco, usando una temperatura en el extrusor de 215°C y una densidad del 100%.

Las demás piezas impresas en la Micro 3D, es decir, los eslabones de unión, dedos y el arco del antebrazo se han impreso con filamento PLA flexible natural, usando una temperatura en el extrusor de 230°C y una densidad en torno al 80%.

Todas las piezas fabricadas en la Micro 3D se han impreso con una resolución alta.

El guante y el antebrazo fueron impresos usando filamento PLA flexible blanco, con una temperatura de 225°C, una resolución media-alta y una densidad del 70%.

A la hora de fabricar las piezas mediante las impresoras 3D, es un factor importante la orientación de la pieza en la cama de impresión, ya que las capas de filamento se irán colocando sucesivamente en el eje Z (altura) y según la orientación de la pieza, estas capas tendrán diferente forma, tamaño y su colocación será más o menos difícil.

4.5.1. Piezas sencillas

A la hora de imprimir las piezas más pequeñas y sencillas de la prótesis no ha habido ningún problema con su fabricación. Estas son:

- Eslabones.
- Pasadores.
- Tensores.

A continuación se pueden ver unas imágenes en las que se ven su orientación en el software de la M3D para su posterior impresión.

En las figuras 4.108 y 4.109, puede observarse el modelo del eslabón previa impresión y la posterior impresión de dos ejemplares respectivamente.

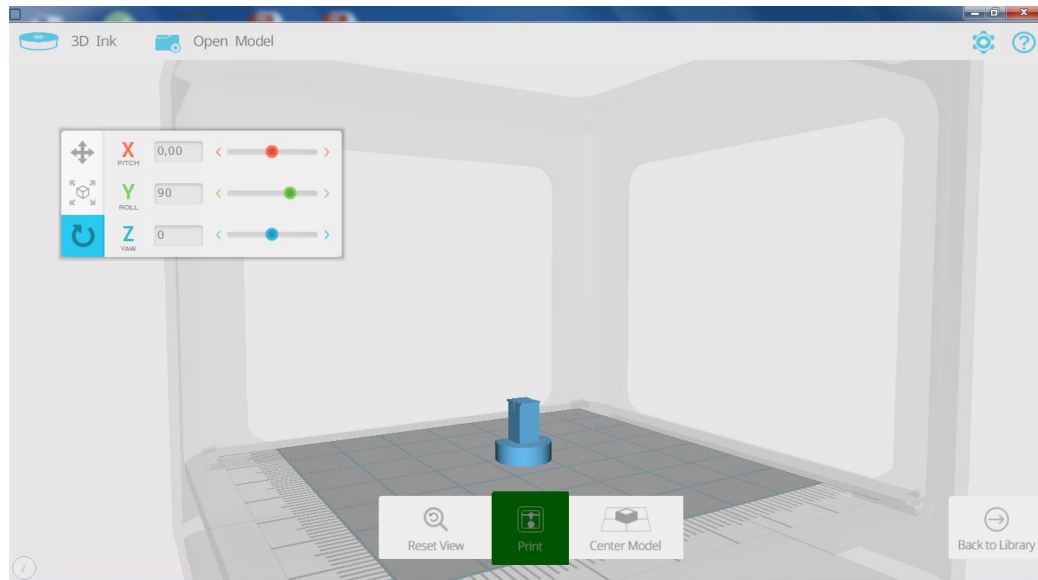


Fig. 4.108 Modelo del eslabón en el software M3D

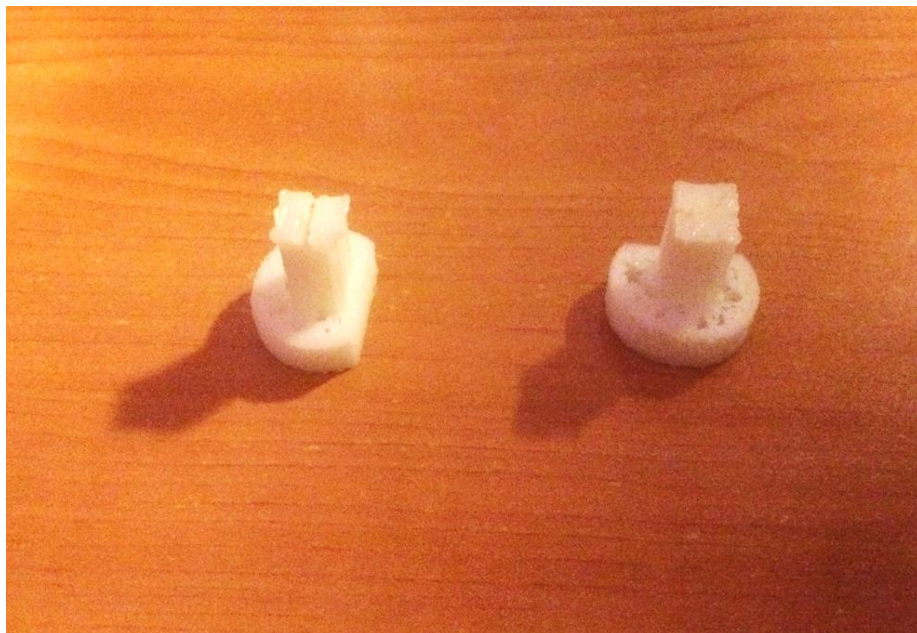


Fig. 4.109 Eslabones impresos

Los pasadores de los dedos (el del pulgar y el de los cuatro dedos largos), también se imprimen con la M3D. A continuación puede verse en la figura 4.110 el modelo del pasador del pulgar en el software de la M3D y una imagen de los dos pasadores impresos en la figura 4.111.

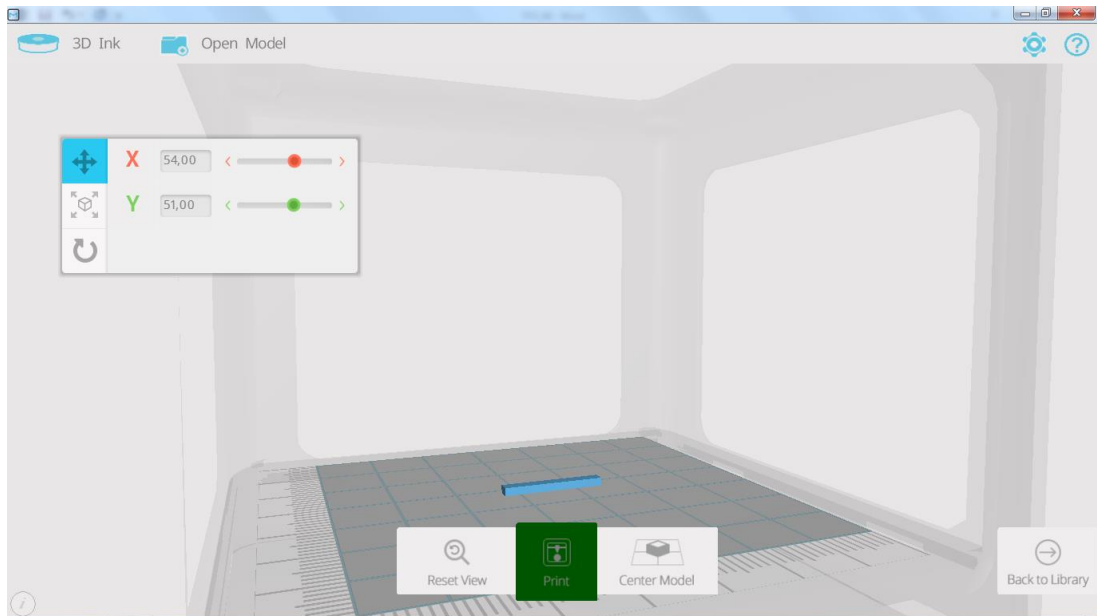


Fig. 4.110 Modelo del pasador del pulgar en el software M3D

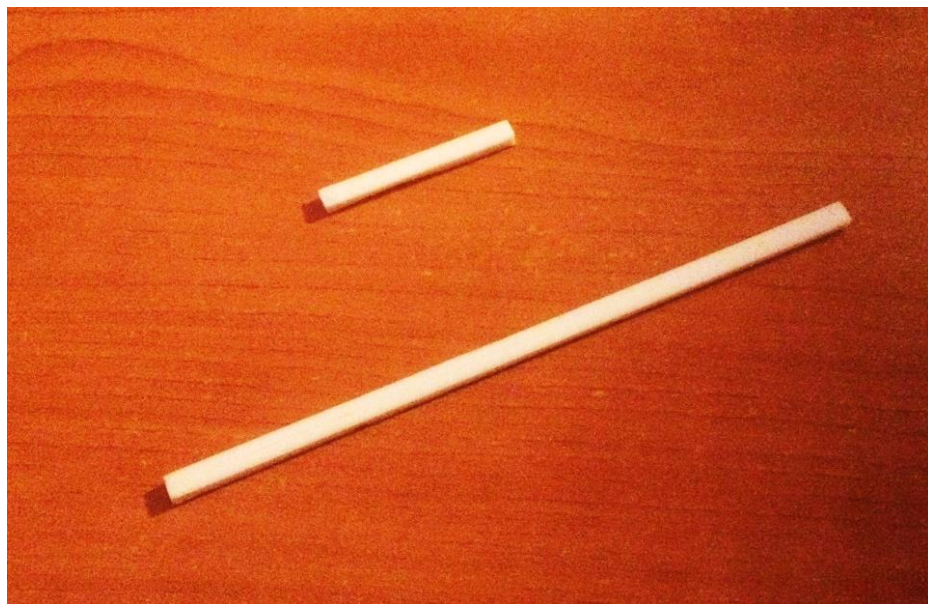


Fig. 4.111 Pasadores impresos

Finalmente se imprimen cinco tensores (uno para cada dedo). En la figura 4.112 puede verse el modelo del tensor en el software.

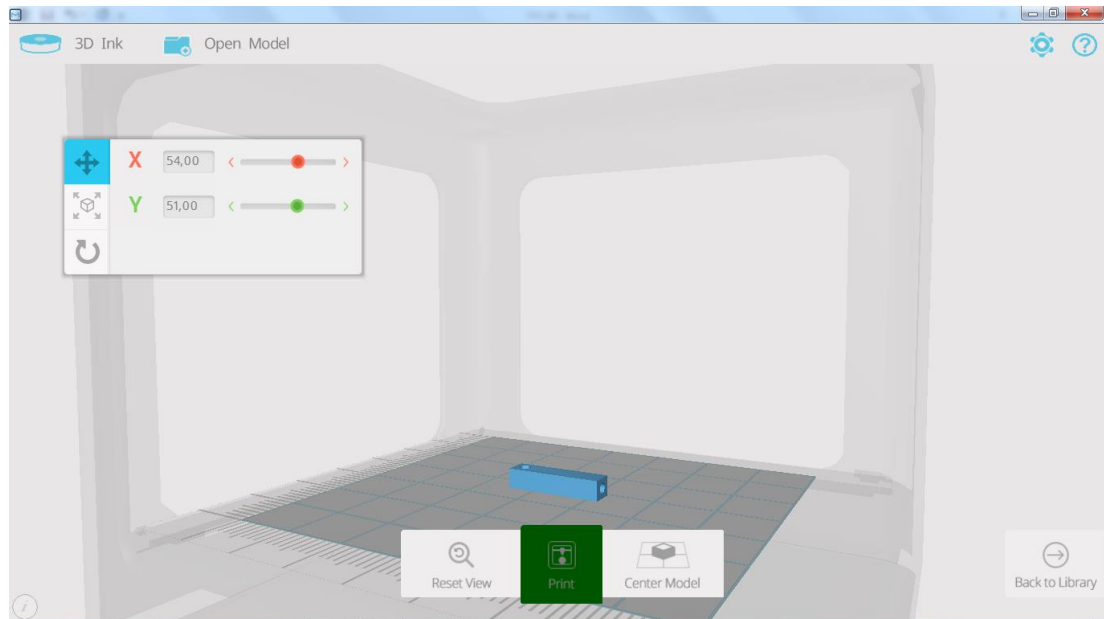


Fig. 4.112 Modelo del tensor en el software M3D

Una vez que los tensores están impresos, es necesario taladrar el agujero con una broca de 3mm para mejorar la calidad del mismo. Posteriormente se introduce el tornillo para comprobar que los filetes de éste pueden enroscarse en el agujero. En la figura 4.113 puede verse una foto del tensor impreso con el tornillo.



Fig. 4.113 Tensor impreso con tornillo

4.5.2. Dedos

Todos los dedos se han impreso en la M3D con una orientación vertical, ya que es la que mejor resultado ha dado. En su contra, aparecen problemas de flexión en los dedos, debido a que están sólo empotrados en la base de la cama y a que el movimiento del extrusor produce fricción entre el dedo y el extrusor al imprimir las capas. Este problema aparece en las zonas cercanas al extremo del dedo.

En la figura 4.114 puede verse el modelo de un dedo en el software de M3D, todos los demás dedos han sido colocados con la misma orientación.

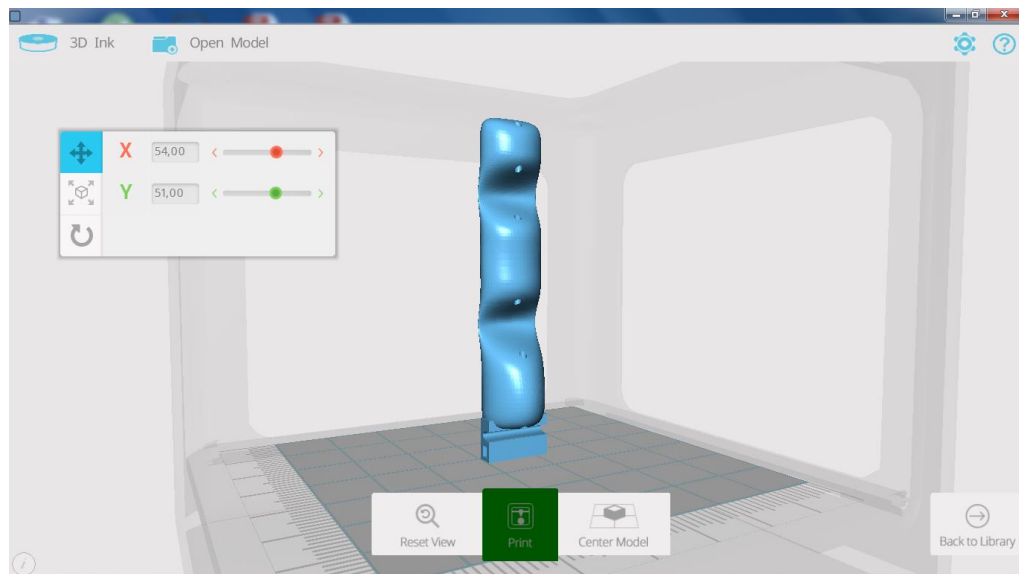


Fig. 4.114 Modelo de dedo en el software M3D

Esta es la mejor orientación, aunque debido a efectos de la gravedad, las capas paralelas a la cama situadas en los extremos inferiores del inicio de cada falange, poseen alguna incorrección. Usando otras orientaciones, estas incorrecciones eran mayores.

En las figuras 4.115 y 4.116 pueden observarse un momento de la impresión e incorrecciones en el dedo respectivamente, traducidas en inexactitud y falta de calibración al colocar las capas por parte del extrusor.

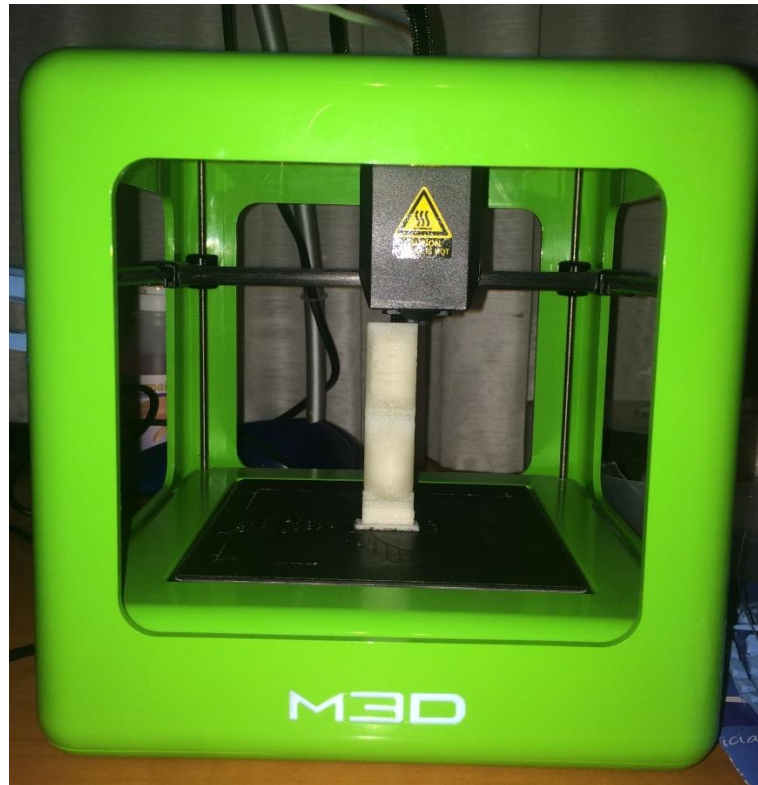


Fig. 4.115 Impresión dedo mediante M3D



Fig. 4.116 Dedo impreso con imperfecciones

Estas imperfecciones aparecen en mayor o menor medida en los dedos, son más frecuentes cuanto más largo son, es por ello que el pulgar no posee ningún tipo de imperfección. Estas no solo influyen en el aspecto visual sino que también influyen en la

exactitud de la fabricación de los agujeros por donde debe introducirse el hilo de nylon. Es por ello, que todos los dedos son taladrados posteriormente por sus agujeros, para mejorar los mismos y facilitar que pase el hilo (véase figura 4.117).

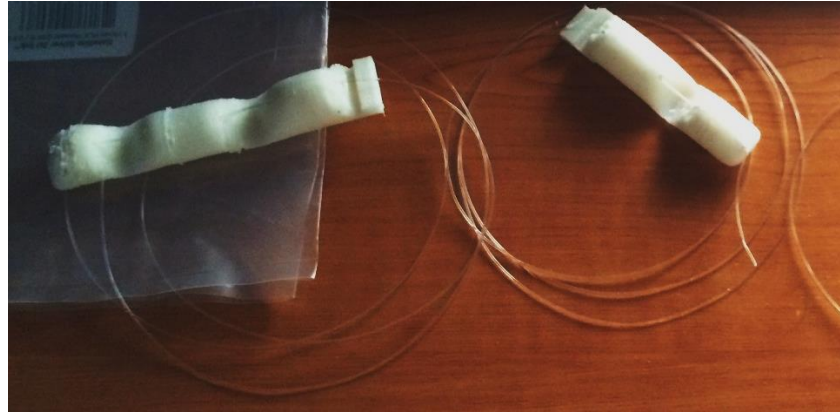


Fig. 4.117 Dedos impresos con hilo de nylon

4.5.3. Guante

El guante se ha orientado apoyando la base del mismo en la cama de la Makerbot Replicator 2 (véase figura 4.118), es la mejor forma de conseguir que todas las capas se realicen con facilidad, aunque han aparecido dos fallos de fabricación, uno de ellos crucial para el funcionamiento de la prótesis. Puede verse una imagen de su fabricación en la figura 4.119.



Fig. 4.118 Orientación del guante para su impresión

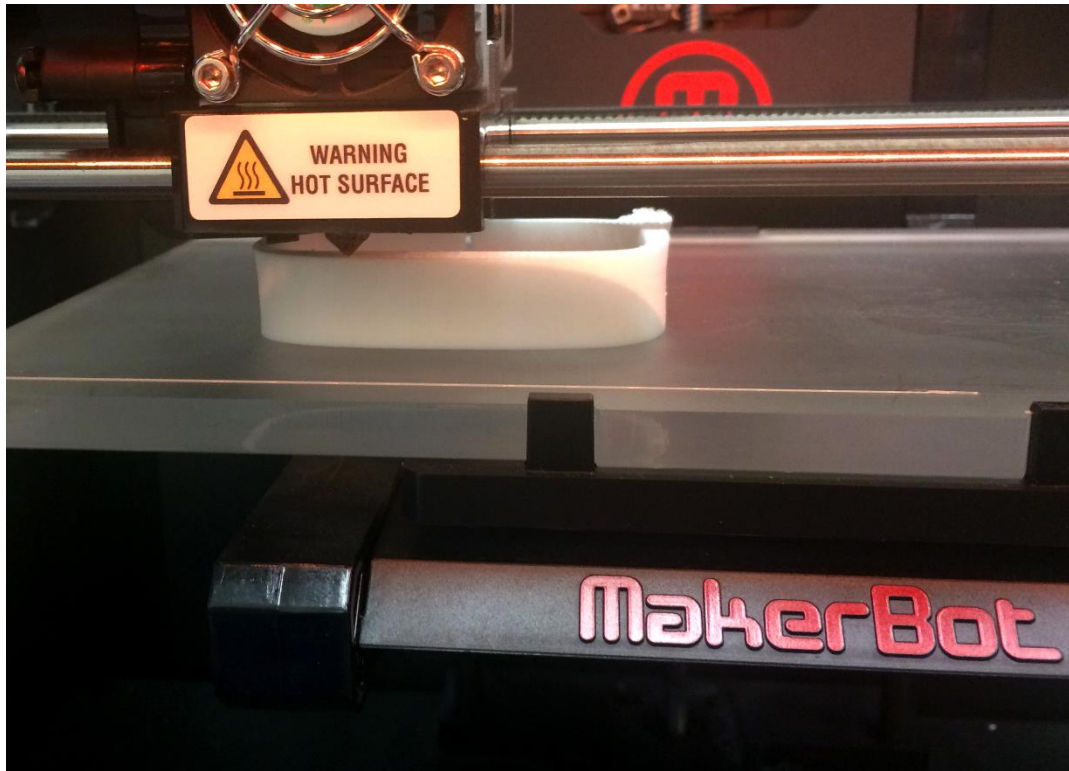


Fig. 4.119 Momento de fabricación del guante

En la zona del pulgar aparece un defecto visual, similar al que se origina en los dedos (véase figura 4.120), pero en el interior del guante ocurre un problema parecido, haciendo que la capas superiores de la zona interior del guante se aniden de forma defectuosa hasta que consiguen hacerlo de forma exacta. Dicho defecto (véase figura 4.121), al encontrarse muy cerca de los agujeros por los que debe cruzar el hilo de nylon, produce una mala fabricación de estos agujeros, lo que provoca que no pueda introducirse el hilo para cruzar el guante.



Fig. 4.120 Defecto visual del guante en la zona del pulgar



Fig. 4.121 Defecto en el interior del guante

Al tratar esta impresión como si de un primer prototipo de comprobación se tratase, sería posible solucionar dicho problema cambiando parte del diseño. Se opta por aumentar la distancia entre esas capas mal fabricadas del interior del guante y los agujeros por donde debe atravesar el hilo de nylon (véase figura 4.122), además de cambiar la forma del barrido.

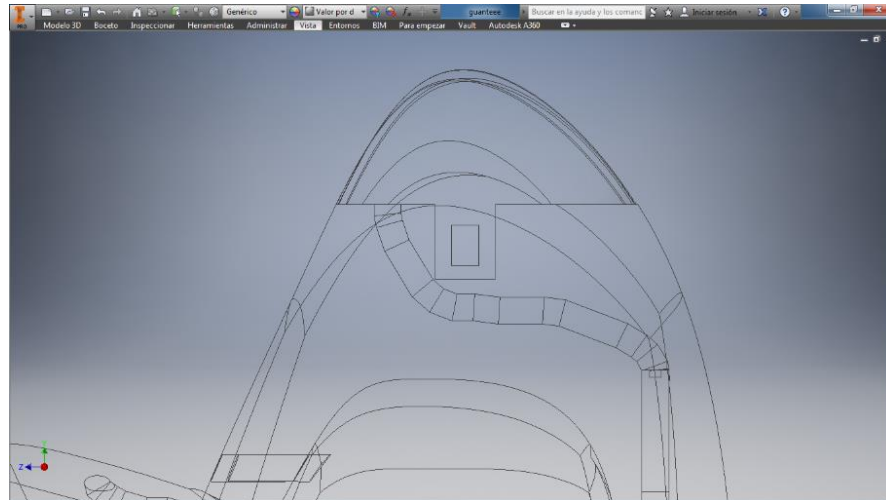


Fig. 4.122 Solución problema túneles para el hilo de nylon

Esta podría ser una solución a este problema, véase como no se ha modificado toda la parte superior de la cavidad, si no que hace una especie de curva, debido a que si no, el pulgar de la mano de la persona a la que va destinada no tendría espacio en el guante (véase figura 4.123).

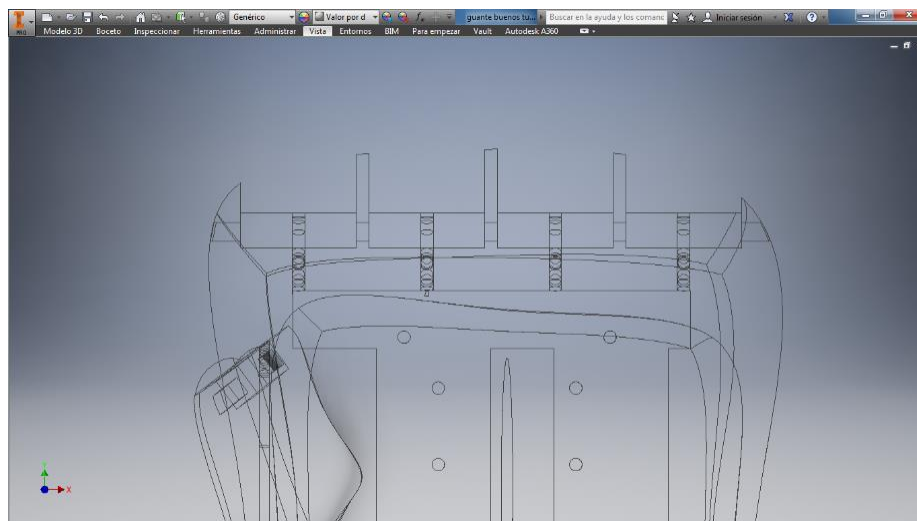


Fig. 4.123 Modificación cavidad interna

También se puede mejorarse el barrido del túnel destinado a pasar el hilo del pulgar, ya que inicialmente no tenía una trayectoria tan curva, para así mejorar el paso del nylon (véase figura 4.124).

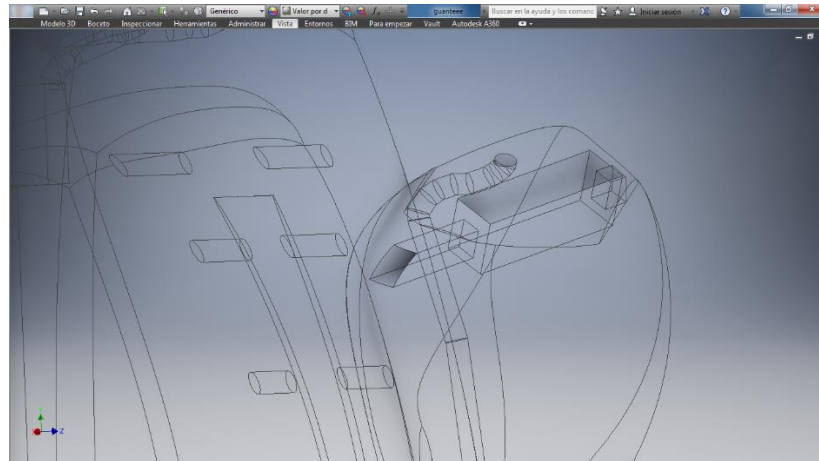


Fig. 4.124 Modificación barrido agujero del pulgar

4.5.4. Antebrazo

Antes de imprimir el antebrazo se realizaron cambios en el diseño para facilitar la impresión del mismo, ya que la orientación escogida para su impresión (véase figura 4.125) hace necesario usar material de aporte para generar el arco que hace de guía al hilo de nylon.

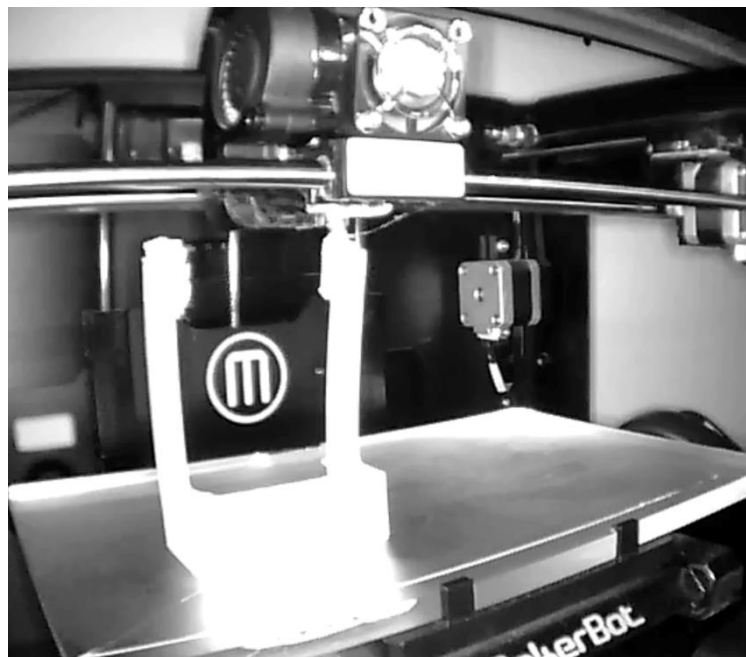


Fig. 4.125 Orientación del antebrazo para su impresión

Es por ello que se decide separar este arco y fabricarlo a parte. Se genera un modelo nuevo llamado “Arco del antebrazo”, el cual se acoplará a la estructura del antebrazo mediante pestañas (véase figura 4.126). También se prescinde de las ranuras para hacer pasar el velcro, ya que son consideradas innecesarias. El modelo del antebrazo tiene el resultado final que puede verse en la figura 4.127.

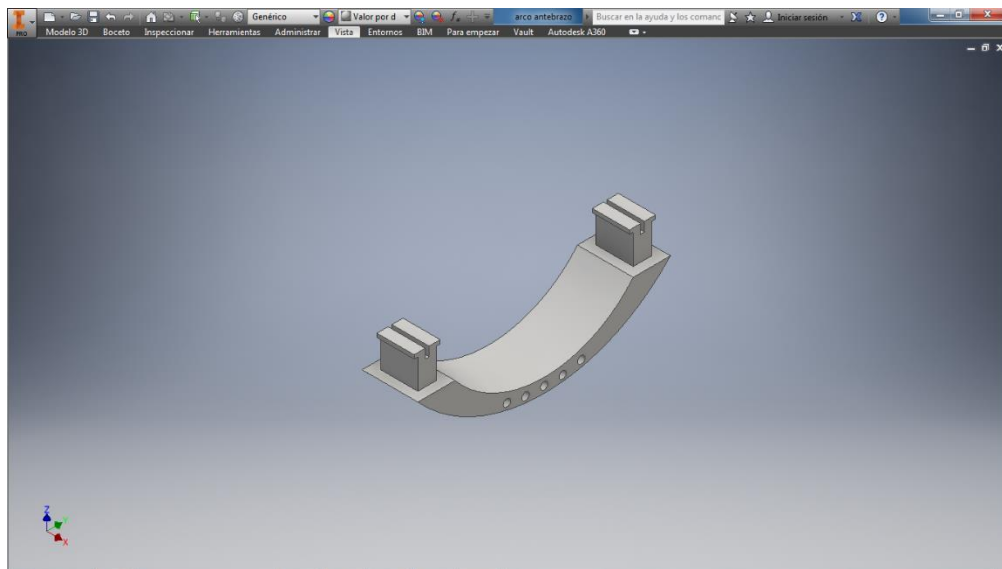


Fig. 4.126 Modelo del arco del antebrazo

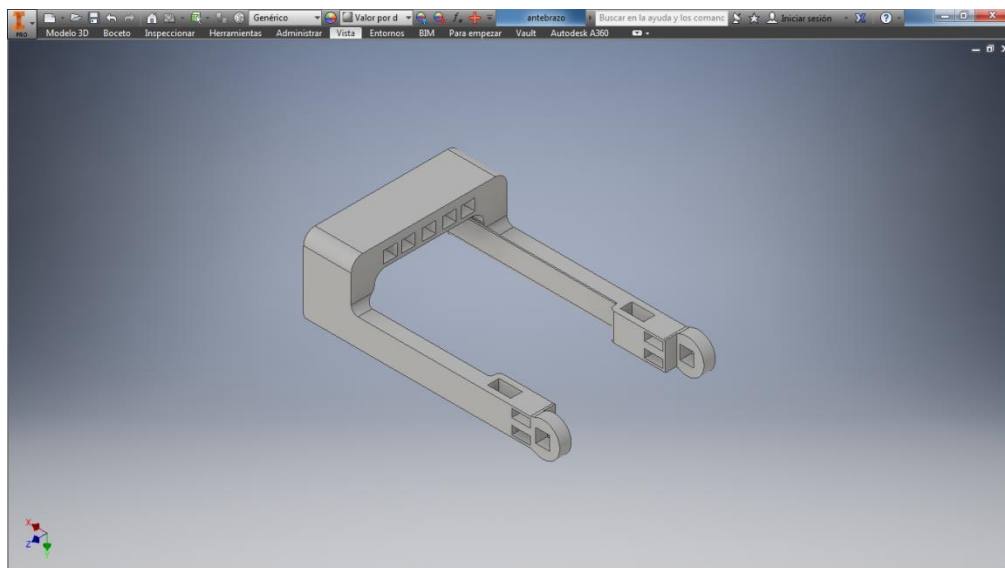


Fig. 4.127 Modelo final del antebrazo

En la figura 4.128 puede verse una imagen de la fabricación del antebrazo. Una vez fabricados ambos modelos se acoplan formando el antebrazo propiamente dicho. Se observan unos defectos de fabricación que no afectan al funcionamiento pero si pueden provocar la rotura de la pieza, además de tener un efecto visual negativo.

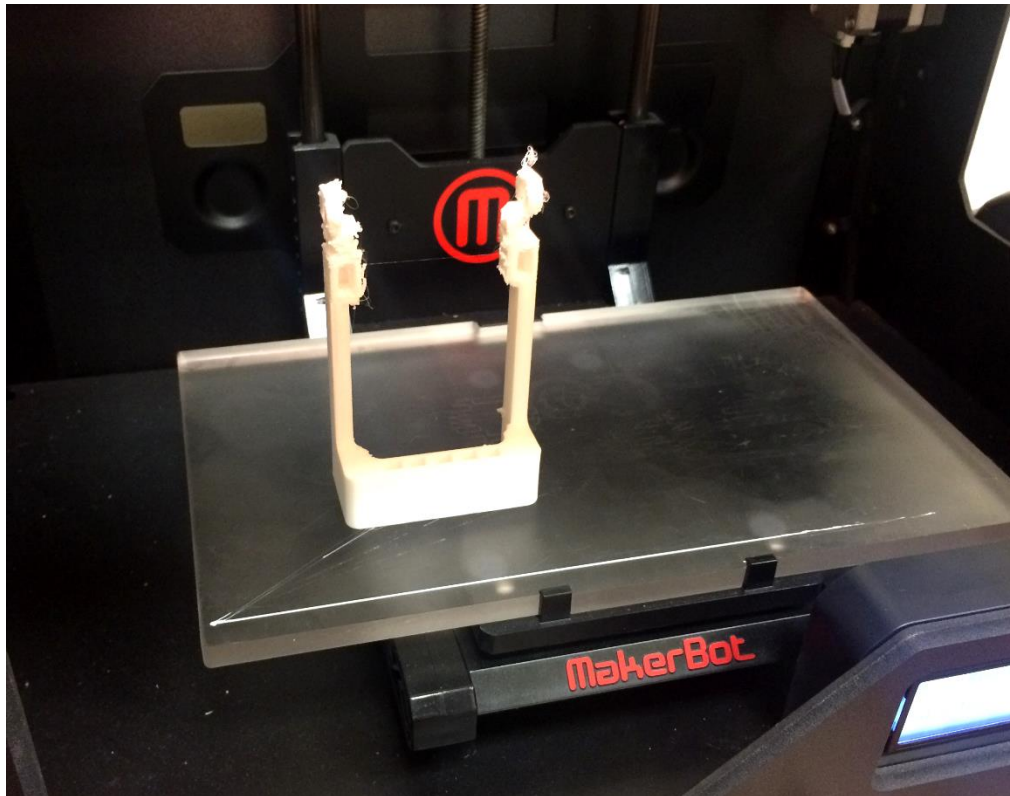


Fig. 4.128 Pieza del antebrazo justo al finalizar su fabricación

Este defecto se encuentra en las ranuras longitudinales cercanas al extremo circular del antebrazo (véase figura 4.129). Una vez se han fabricado todas las piezas y se ha realizado el ensamblaje completo se ha podido comprobar que dichas ranuras no son necesarias, ya que la impresión de los eslabones que unen el antebrazo con el guante con filamento elástico, permite que haya movilidad en la muñeca. Esa parte del modelo puede tener una apariencia final como la que se muestra en la figura 4.130.

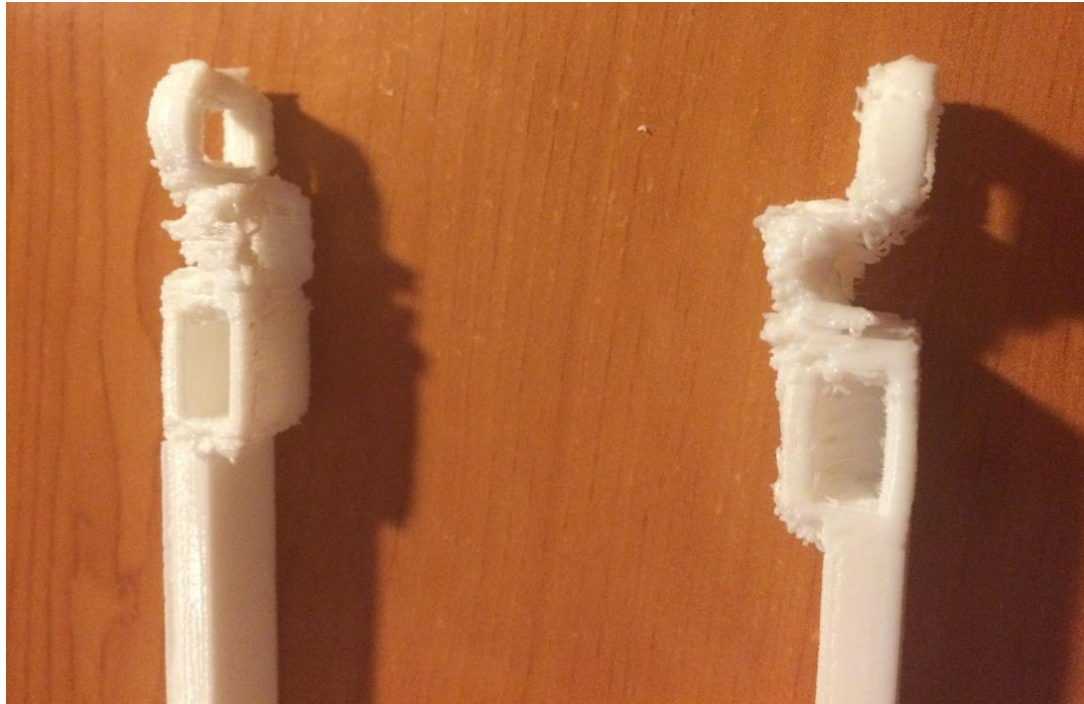


Fig. 4.129 Antebrazo impreso con defectos

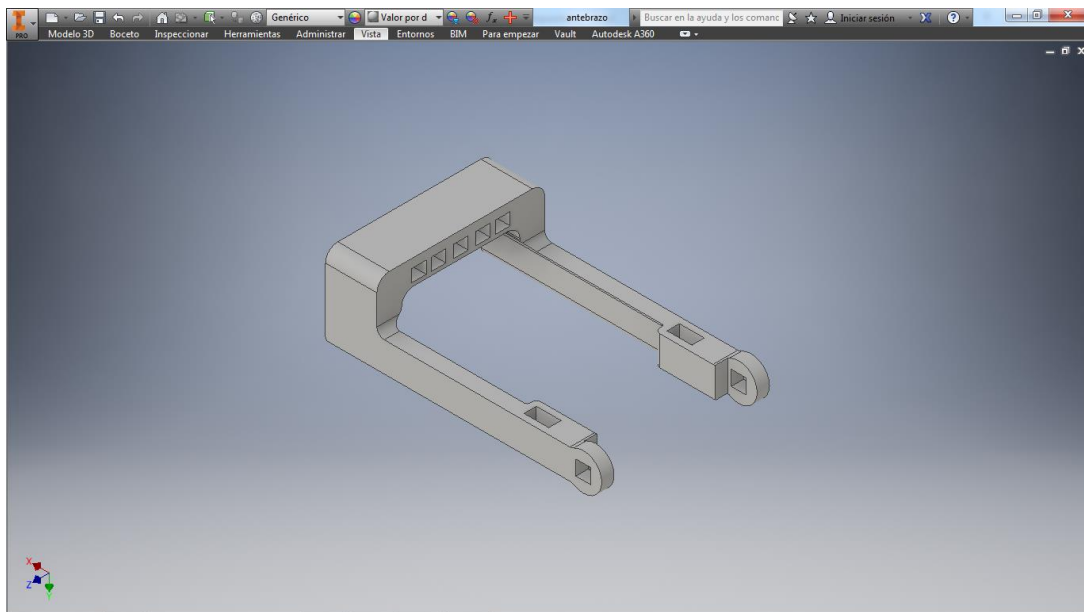


Fig. 4.130 Posible diseño mejorado del antebrazo

4.5.5. Ensamblaje

Una vez impresas todas las piezas se realiza el ensamblaje de la prótesis para comprobar el resultado final del diseño fabricado. En la figura 4.131 puede verse el antebrazo ensamblado y en la figura 4.132 la mano ensamblada.

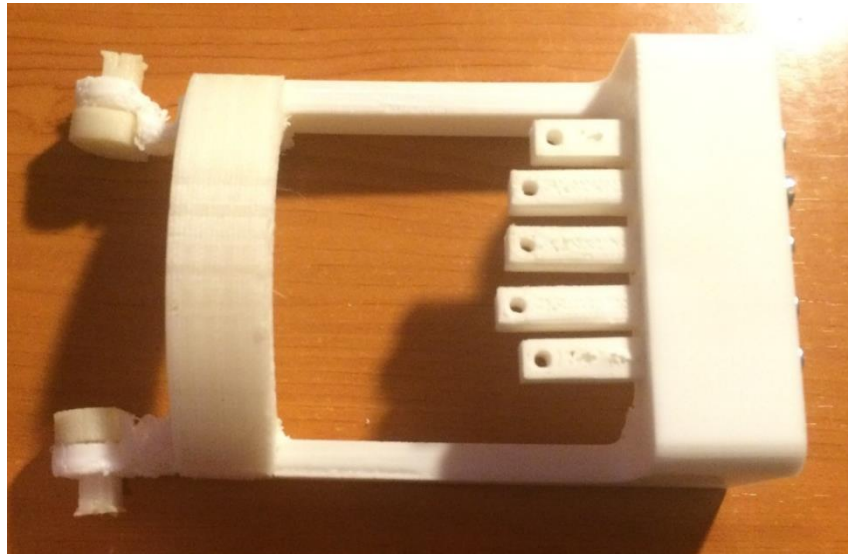


Fig. 4.131 Antebrazo ensamblado



Fig. 4.132 Mano ensamblada

Una vez ensamblas ambas partes se unen mediante los eslabones, finalizando el ensamblaje de la prótesis (véase figura 4.1233). En ausencia del defecto de fabricación, los hilos de nylon cruzarían el guante y el antebrazo hasta los tensores situados en éste.



Fig. 4.133 Unión de ambas partes mediante los eslabones

En la figura 4.134 puede verse una imagen de la prótesis completa.

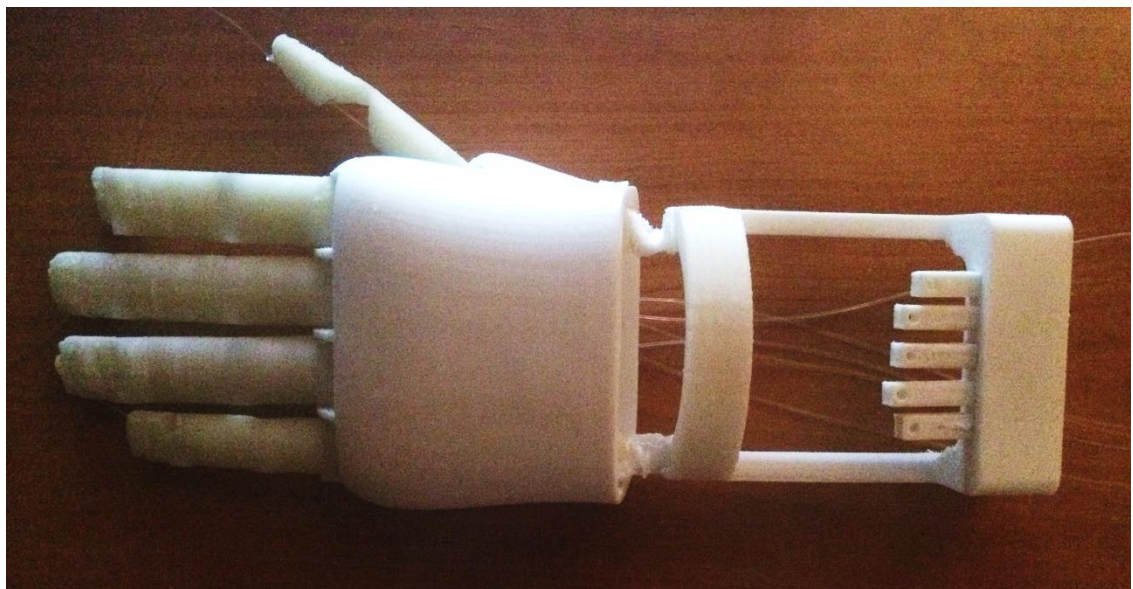


Fig. 4.134 Ensamblaje total de la prótesis

5. Conclusiones

Tras la fabricación de la prótesis se han podido comprobar diferentes fallos, no tanto de diseño, (ya que se ha utilizado uno de los software más potentes del mercado: Autodesk® Inventor®), como de fabricación. Durante todo el desarrollo del TFG se han utilizado en su mayoría herramientas y máquinas de carácter gratuito o no profesional, como el uso del Kinect para realizar un escaneado de la mano, acompañado del uso de software gratuito y de peor calidad. En la fabricación, igualmente, se ha usado la impresora Micro 3D, una impresora de carácter doméstico y que no posee tanta calidad como otras del mercado. Cabe destacar que aunque se ha utilizado también la impresora MakerBot Replicator 2, la cual está en una categoría muy superior, ésta no se ha utilizado para la fabricación de todas las piezas.

A pesar de los inconvenientes encontrados y a la calidad baja-media de algunas herramientas utilizadas para la fabricación, se ha obtenido un primer prototipo más que aceptable, donde puede comprobarse el funcionamiento de los dedos, así como un acertado diseño destinado al usuario final, al poseer una ergonomía aceptable para éste.

Puede verse en las siguientes imágenes (figuras 5.1 y 5.2), la colocación de la prótesis en el brazo del usuario final.

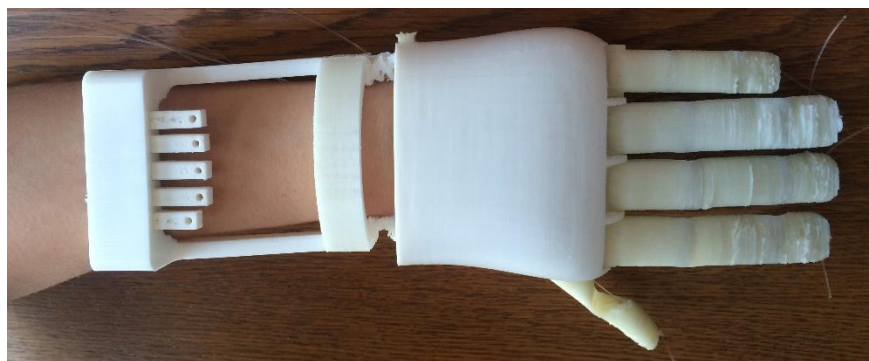


Fig. 5.1 Vista superior de la prótesis en el brazo del usuario final

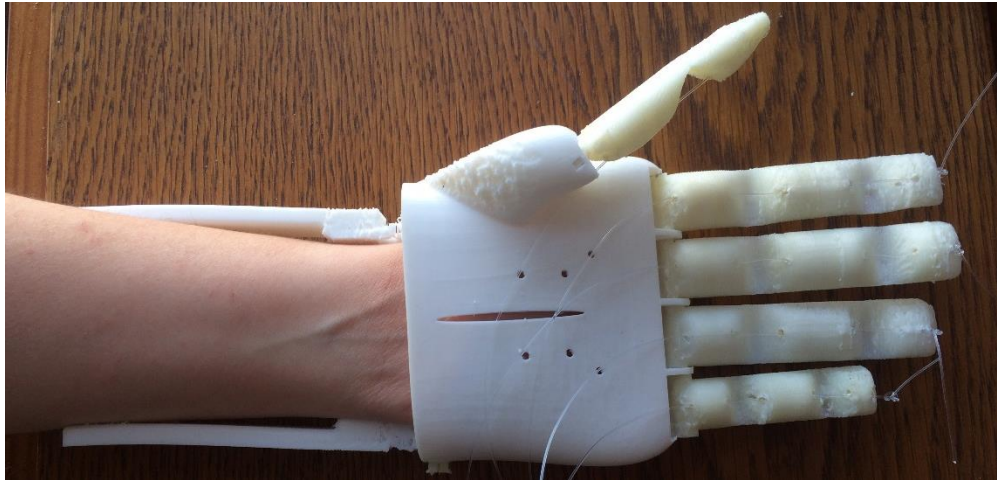


Fig. 5.2 Vista de la palma de la prótesis en el brazo del usuario final

Siguiendo con el diseño referido al usuario final, puede verse en la siguiente imagen (figura 5.3) que se ha conseguido desarrollar una prótesis proporcional a la mano derecha del usuario, consiguiendo que no aparezca una asimetría exagerada.

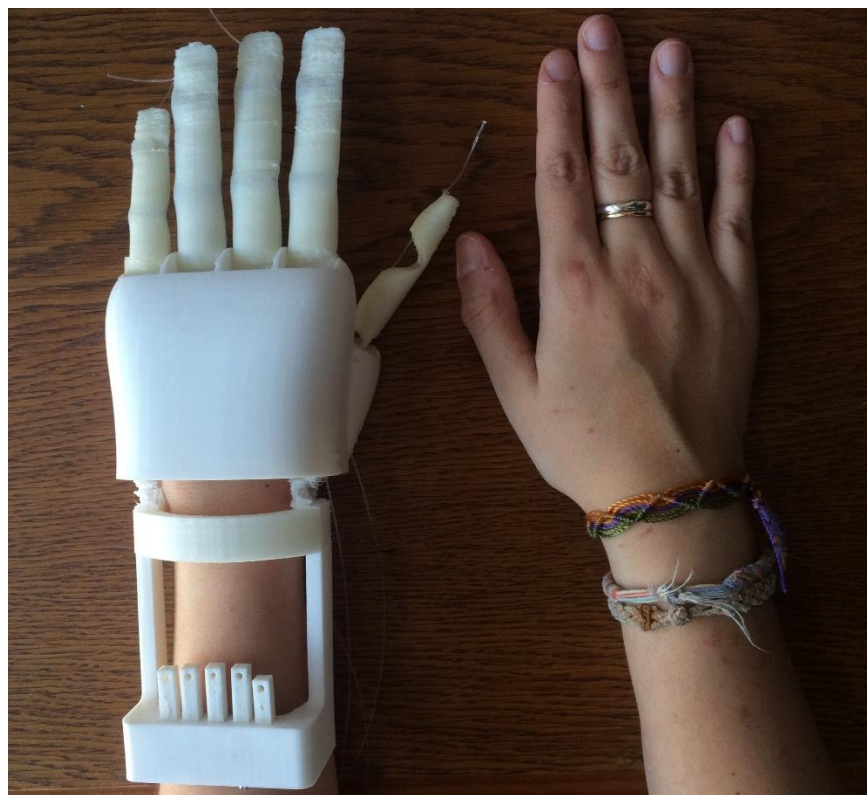


Fig. 5.3 Comparación de la prótesis con la mano derecha

Un rasgo a mejorar en diseños posteriores, destinados a la obtención de un producto definitivo, es la colocación del dedo pulgar. Este dedo debería rotarse hasta situarlo mucho más centrado en la palma del guante de la prótesis, mejorando la calidad de la pinza, pudiendo de esta manera conseguir una mejor sujeción al cerrar los dedos. En las figuras 5.4 y 5.5 se puede observar cómo los dedos de la prótesis ejercen su función de agarre, pero como se ha dicho, en la realización de segundos prototipos para mejorar el diseño, es vital una mejor colocación del pulgar.

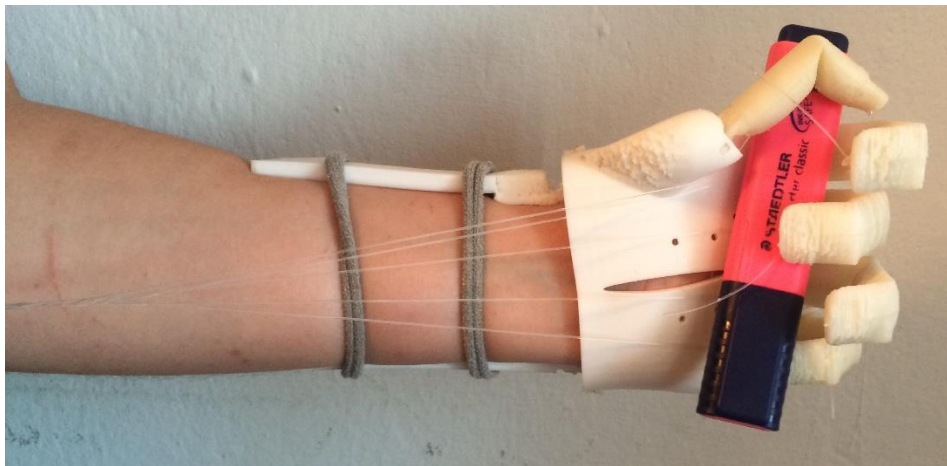


Fig. 5.4 Prueba de sujeción de un objeto alargado

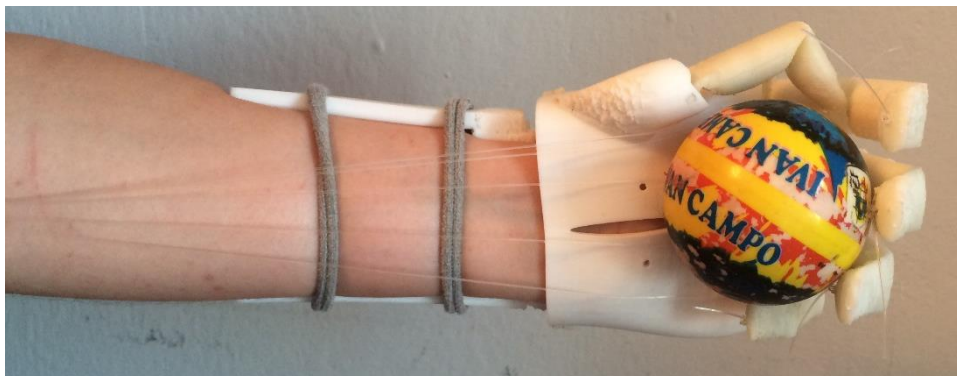


Fig. 5.5 Prueba de sujeción de un objeto esférico

Con todo el trabajo realizado en relación a la investigación y estudio de modelos, diseño y fabricación, se ha conseguido un resultado más que aceptable, pero por supuesto, mejorable. Los resultados obtenidos en este TFG permiten crear un punto de partida para

la realización de una prótesis de mano mediante impresión 3D utilizando filamentos flexibles para este usuario final. Se considera posible llegar al producto final deseado con todas las características funcionales adecuadas tras la fabricación de otros prototipos que permitan corregir los fallos que se han podido observar con la fabricación de este modelo.

Es por ello que algunas de las mejoras citadas no aparecerán en los planos del proyecto, ya que en los mismos solo se trata el modelo fabricado, es decir, este primer diseño o prototipo.

Cabe destacar, el carácter enriquecedor relacionado con el estudio e investigación de los materiales de los filamentos utilizados, especialmente por la caracterización térmica del material, pudiendo estudiar algunas propiedades del material, como por ejemplo, la gran variación del módulo elástico con la temperatura, indicando que la prótesis puede comportarse de distinta manera según la temperatura a la que se vea sometida.

Para concluir y en resumen, todo el trabajo realizado en este TFG ha conseguido su objetivo. Con una mejora posterior y el uso de mejores herramientas, podría obtenerse un modelo final definitivo siendo aceptado como producto final.

Este TFG solo es un pequeño ejemplo de lo que puede conseguirse con la tecnología de impresión 3D y el diseño CAD, que acompañado de tecnologías de ingeniería inversa, puede que en un futuro permita crear prótesis exactas y perfectas para los pacientes; llegando incluso hasta poder cambiar el uso de filamentos plásticos, por el uso de tejidos compatibles con el ser humano.

6. Agradecimientos

- A Mariana Álvarez Sierra, voluntaria y usuaria final de la prótesis.
- A Jorge Rocés García. Profesor del área de Expresión Gráfica en la Ingeniería, por su colaboración en la impresión de modelos en la impresora MakerBot Replicator 2.
- Al Dr. Arias de la Clínica Odontológica Integral por la realización de las radiografías.

7. Bibliografía

1. **Benadiba, Dra. C. de Miguel.** Tratamiento prótesico de la agenesia. . *Orto Medical Care*. [En línea] 2012.
http://www.ortomedicalcare.com/pdf/2012/ponencias/P_Dra_de_Miguel.pdf.
2. **Oviedo, Universidad de.** La impresión 3D revoluciona el proceso de fabricación de piezas que pueden tener uso industrial. *Universidad de Oviedo*. [En línea] Marzo de 2014.
http://www.uniovi.es/Uniovi-theme/js/player_uo.swf?width=690&height=387&file=uniovi/webinstitucional/Impresion3d.mp4&streamer=rtmp://video.innova.uniovi.es/vod/&controlbar=over&autostart=true.
3. **Quiminet.** Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS): Descripción, propiedades y aplicaciones. *Quiminet*. [En línea] Enero de 2006.
<http://www.quiminet.com/articulos/acrilonitrilo-butadieno-estireno-abs-descripcion-propiedades-y-aplicaciones-4433.htm>.
4. **Científicos, Textos.** Ácido poliláctico (PLA). *Textos Científicos*. [En línea] Noviembre de 2009. <http://www.textoscientificos.com/polimeros/acido-polilactico>.
5. **Geeks, Maker.** NinjaFlex PLA. *Maker Geeks*. [En línea]
<http://www.makergeeks.com/ninja-flex-pla.html>.
6. **Heiligenberg, Fiona van den, y otros.** Activity in hand- and tool-selective regions for prosthetic limbs in amputees is associated with prosthesis usage in everyday life. *Arvo, Journal of Vision*. [En línea] Septiembre de 2015.
<http://jov.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2434091>.
7. **Bowers, Rick.** El maravilloso mundo de la prótesis cosmética. *Amputee Coalition*. [En línea] Abril de 2012. http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/mar_apr_02/cosmesis.html.

8. *Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano*. **Loaiza, Jair L. y Arzola, Nelson**. 169, Medellín, Colombia : Dyna, 2011, Vol. 78. pp 191-200.
9. **Wikipedia**. Marcus Sergius. *Wikipedia*. [En línea] 2013.
https://en.wikipedia.org/wiki/Marcus_Sergius.
10. **México, Universidad Nacional Autónoma de**. Revista UNAM. *Reseña histórica de las prótesis*. [En línea] <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm>.
11. **Wikipedia**. Götz von Berlichingen. *Wikipedia*. [En línea] 2015.
https://es.wikipedia.org/wiki/G%C3%B6tz_von_Berlichingen.
12. **Cañizares, Francisco**. Quién inventó las prótesis. *Quo*. [En línea] Agosto de 2011.
<http://www.quo.es/ser-humano/quien-invento-las-protesis>.
13. **Castellanos, Christian Augusto Silva, y otros**. Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*. [En línea] Marzo de 2011. http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002011000100003.
14. *Diseño y construcción de la prótesis robótica de mano UC-1*. **Quinayás-Burgos, César Augusto, y otros**. 2, Bogotá, Colombia : Ingeniería y Universidad, 2010, Vol. 14. pp. 223-237.
15. **Wikipedia**. Sensor de efecto Hall. *Wikipedia*. [En línea] 2015.
https://es.wikipedia.org/wiki/Sensor_de_efecto_Hall.
16. **Carrión, Luis, Ochoa, Darío y Valverde, Juan Andrés**. Análisis del funcionamiento del sensor de fuerza resistivo (FSR) con LabVIEW. *Datalights*. [En línea] 2009.
http://www.datalights.com.ec/site2/images/stories/robotica/nap/nap_fsr.pdf.

17. **Wikipedia.** Mecanismo de cuatro barras. *Wikipedia*. [En línea] 2015.
https://es.wikipedia.org/wiki/Mecanismo_de_cuatro_barras.
18. —. Ley de Grashof. *Wikipedia*. [En línea] 2014.
https://es.wikipedia.org/wiki/Ley_de_Grashof.
19. **Bock, Otto.** Pinzas gancho. *Otto Bock*. [En línea] 2015.
http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/5458.html.
20. —. Correaje de tracción. *Otto Bock*. [En línea] 2015.
http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/5455.html.
21. **Wikipedia.** Código abierto. *Wikipedia*. [En línea] 2015.
https://es.wikipedia.org/wiki/C%C3%B3digo_abierto.
22. **Kalpakjian, Serope y Schmid, Steven R.** *Manufactura, ingeniería y tecnología*. México : Pearson Educación, 2008.
23. **Wikipedia.** Impresión 3D. *Wikipedia*. [En línea] 2015.
https://es.wikipedia.org/wiki/Impresi%C3%B3n_3D.
24. **Sanchez, Susana.** Impresión 3D por Estereolitografía. *3D Natives*. [En línea] Abril de 2015. <http://www.3dnatives.com/es/impresion-3d-por-estereolitografia-les-explicamos-todo/>.
25. —. Sinterizado Selectivo por Laser. *3D Natives*. [En línea] Abril de 2015.
<http://www.3dnatives.com/es/sinterizado-selectivo-por-laser-les-explicamos-todo/>.
26. **Villar, Miguel Ángel.** El material de impresión ABS y sus características. *Impresora 3D*. [En línea] Mayo de 2013. <http://impresoras3d.com/el-material-de-impresion-abs-y-sus-caracteristicas/>.

27. **Castro, Miguel Ampudia.** PLA. Material, interés y consejos de impresión. *Dima 3D*. [En línea] Febrero de 2015. <http://www.dima3d.com/pla-material-interes-y-consejos-de-impresion-3/>.
28. **Villar, Miguel Ángel.** ABS y PLA: diferencias, ventajas y desventajas. *Impresoras 3D*. [En línea] Junio de 2013. <http://impresoras3d.com/abs-y-pla-diferencias-ventajas-y-desventajas/>.
29. **Tumaker.** Materiales. *ikasLab*. [En línea] Febrero de 2015. <http://wiki.ikaslab.org/index.php/Materiales>.
30. **Sierra, Rubén.** Cómo instalar la cama caliente en tu impresora 3D Prusa i3. *Mi Bq y yo*. [En línea] Febrero de 2015. <http://www.mibqyyo.com/articulos/2015/02/12/instalacion-cama-caliente-impresora-3d-prusa-i3>.
31. **MakerBot.** Thingiverse. [En línea] <http://www.thingiverse.com>.
32. —. Snap-Together Robohand. *Thingiverse*. [En línea] <http://www.thingiverse.com/thing:92937>.
33. —. Cyborg Beast. *Thingiverse*. [En línea] <http://www.thingiverse.com/thing:261462>.
34. —. Talon Hand Lightweight Gauntlet. *Thingiverse*. [En línea] <http://www.thingiverse.com/thing:406745>.
35. —. Flexy-Hand 2 - Filaflex Remix. *Thingiverse*. [En línea] <http://www.thingiverse.com/thing:640384>.
36. **AENOR.** *UNE-EN ISO 527-1: Plásticos. Determinación de las propiedades en tracción. Parte 1: Métodos generales*. Madrid : AENOR, Noviembre 2012.
37. —. *UNE EN ISO 527-3: Plásticos. Determinación de las propiedades en tracción. Parte 3: Condiciones de ensayo para películas y hojas*. Madrid : AENOR, Noviembre 2012.

38. **Llorente Uceta, Miguel Ángel y Horta Zubiaga, Arturo.** *Técnicas de caracterización de polímeros.* Madrid : UNED Ediciones, 1991.

39. **Wikipedia.** Temperatura de transición vítrea. *Wikipedia.* [En línea] 2015.
https://es.wikipedia.org/wiki/Temperatura_de_transici%C3%B3n_v%C3%ADtrea.

40. —. Análisis mecánico diferencial. *Wikipedia.* [En línea] 2015.
https://es.wikipedia.org/wiki/An%C3%A1lisis_mec%C3%A1nico_diferencial.

41. **S.A.S, AIRBUS.** *AITM, Airbus Test Method, Determination of the glass transition temperatures.* Francia : AIRBUS S.A.S, , 2010. ENGINEERING DIRECTORATE.



Universidad de
Oviedo



ESCUELA POLITÉCNICA DE INGENIERÍA DE GIJÓN

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

ÁREA DE EXPRESIÓN GRÁFICA EN LA INGENIERÍA

TRABAJO FIN DE GRADO Nº 1601_284

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE MANO PROTÉSICA MEDIANTE IMPRESIÓN 3D

D. PÉREZ FERNÁNDEZ, Christian
TUTORES: D. BONHOMME GONZÁLEZ, Jorge
Dña. MOLLÓN SÁNCHEZ, Victoria

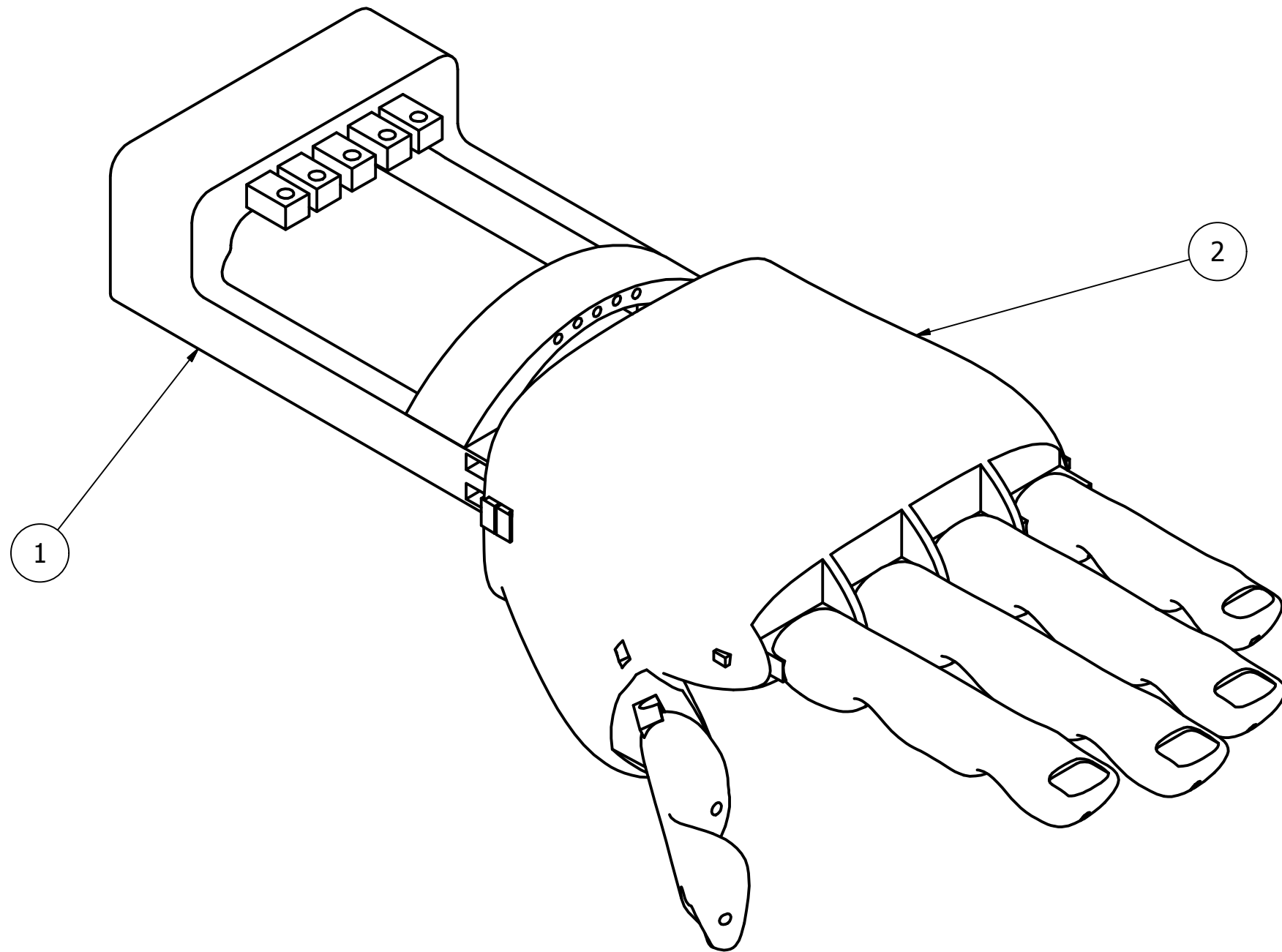
FECHA: Enero 2016

PLANOS

Contenido

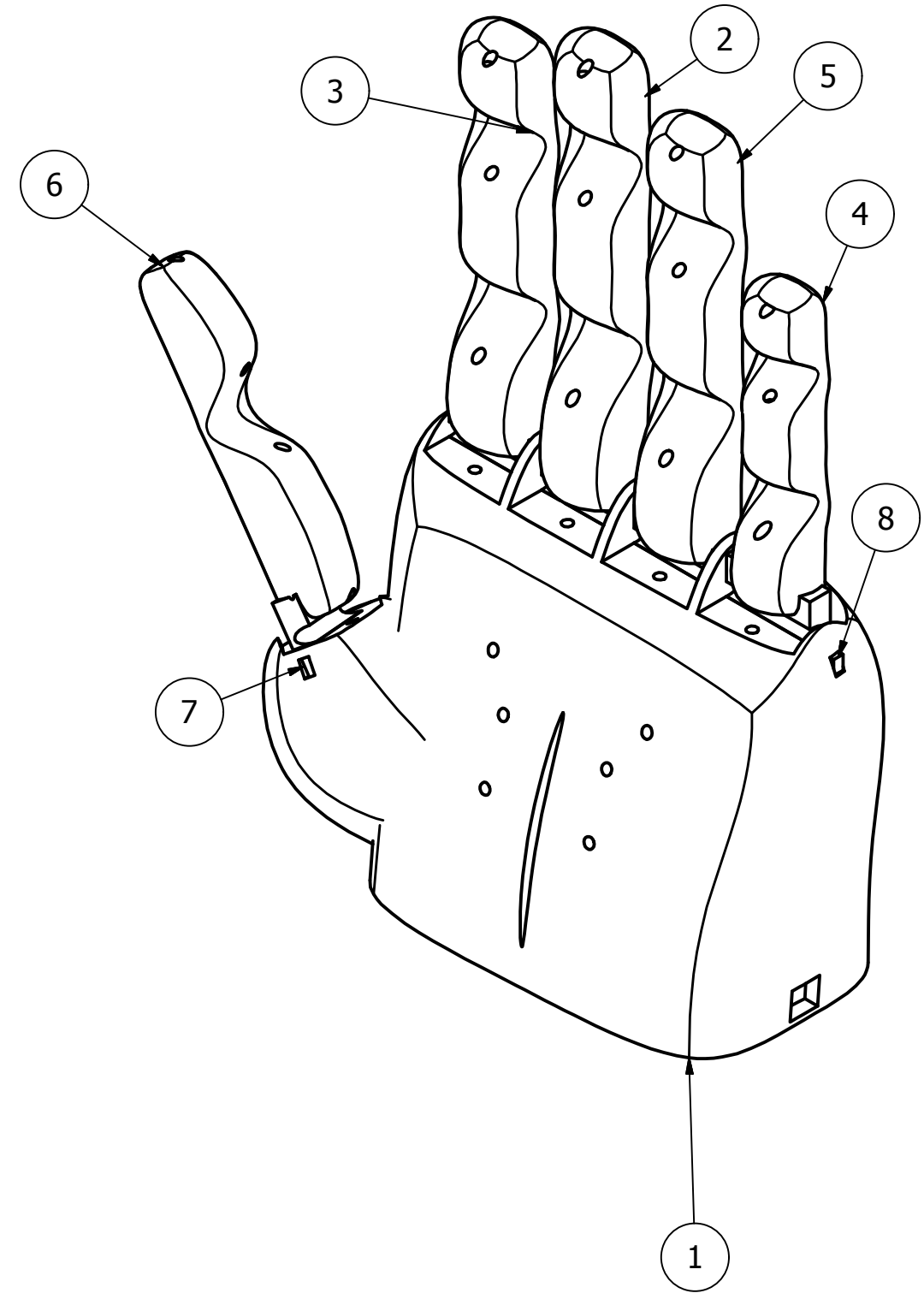
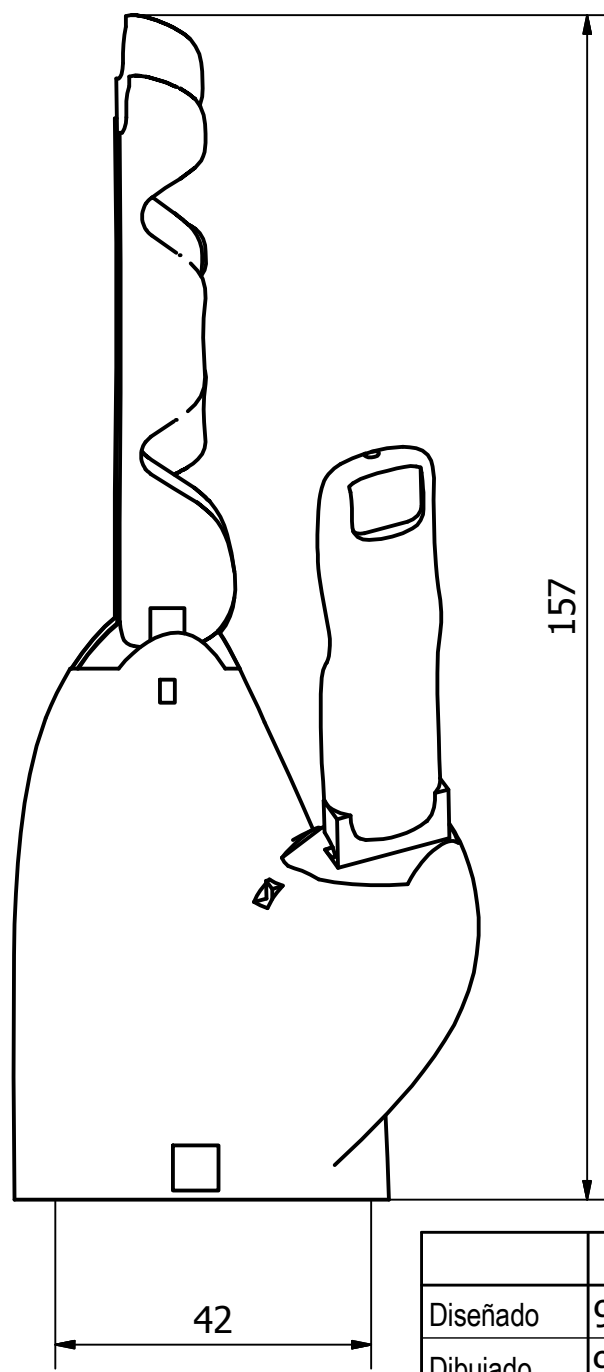
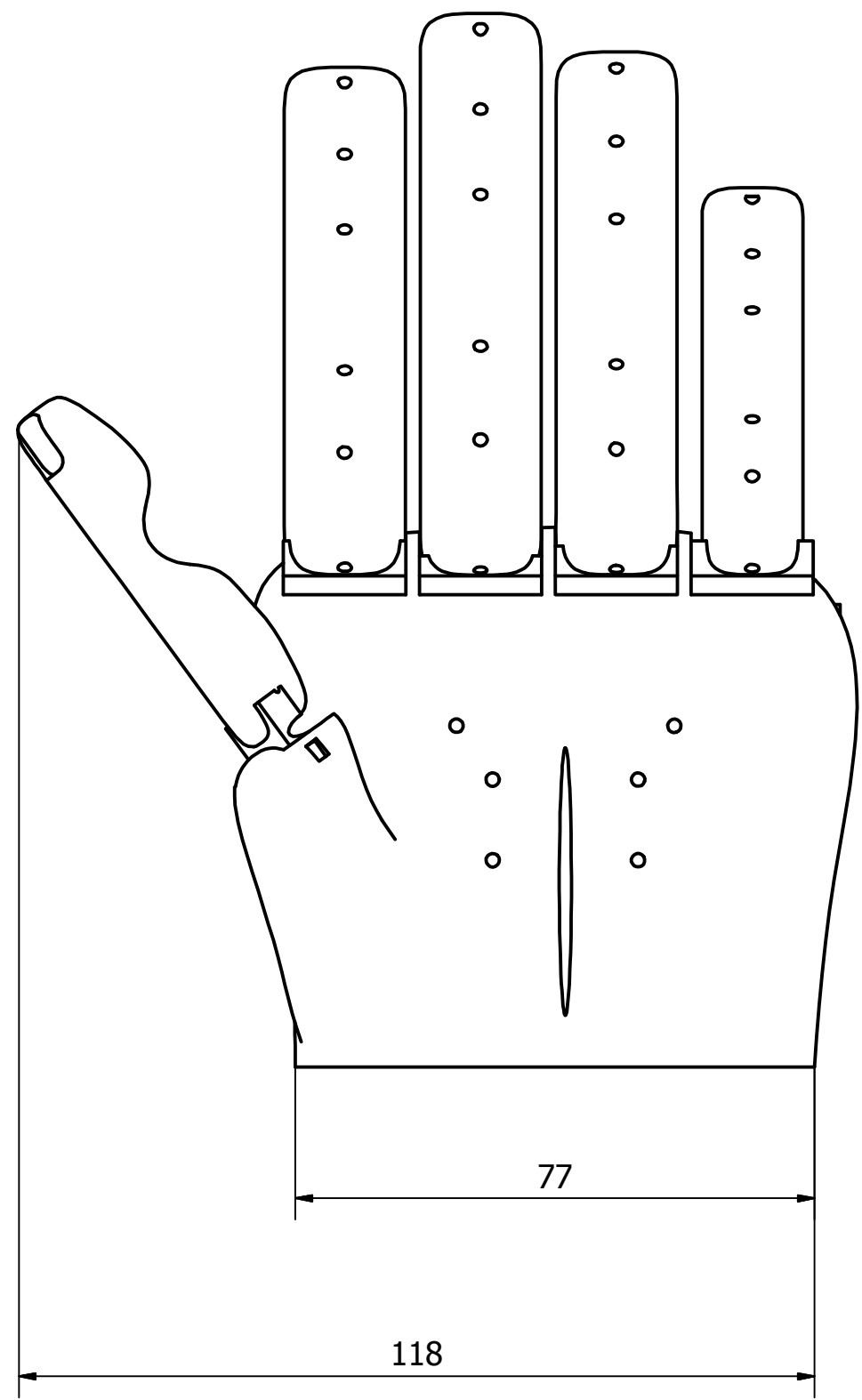
Planos de conjunto.....	1
Mano protésica	1
Planos de subconjuntos	2
Mano	2
Antebrazo	3
Planos de despiece.....	4
Eslabón	4
Tensor.....	5
Pasador pulgar	6
Pasador dedos.....	7
Guante.....	8
Antebrazo	10
Arco antebrazo.....	11
Pulgar	12
Dedo	13

LISTA DE PIEZAS		
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA
1	1	Antebrazo
2	1	Mano

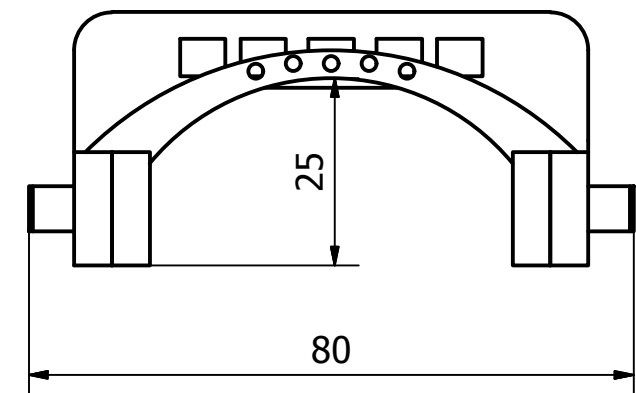
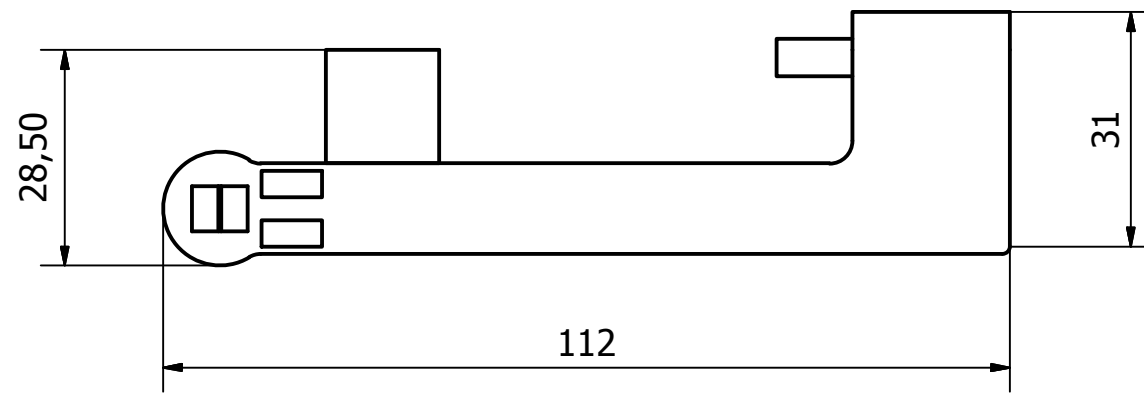
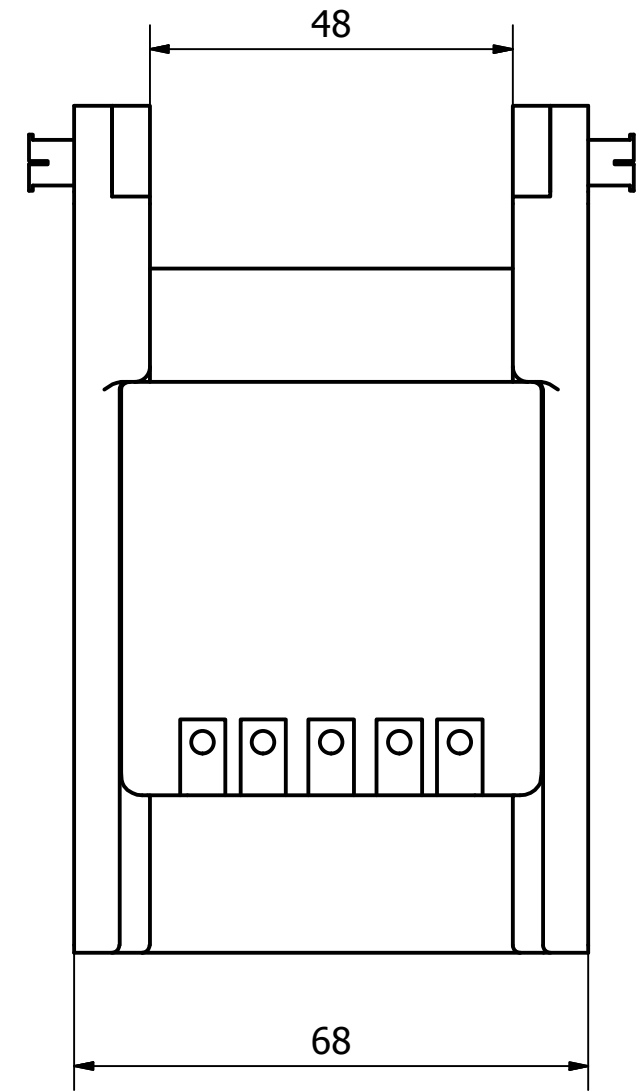
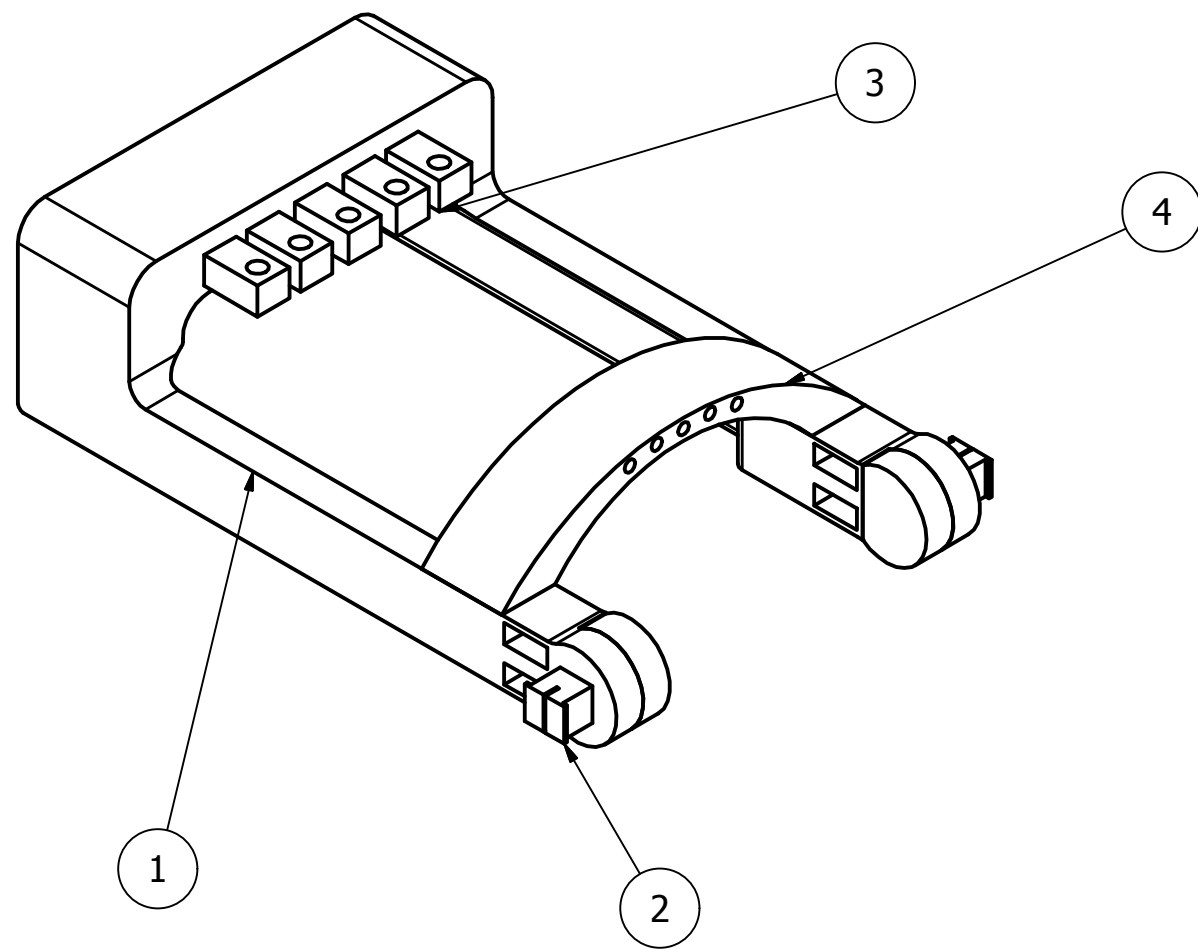


	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala	Mano protésica			Plano núm: 1
1:1	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D			Hoja 1 de 1

LISTA DE PIEZAS		
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA
1	1	Guante
2	1	Corazón
3	1	Índice
4	1	Meñique
5	1	Anular
6	1	Pulgar
7	1	Pasador pulgar
8	1	Pasador dedos

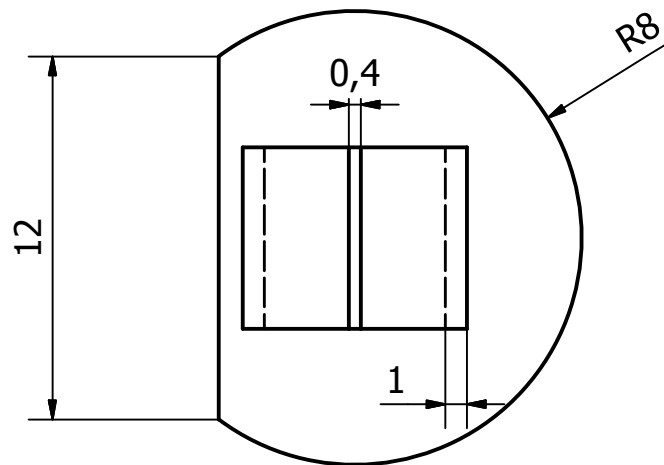
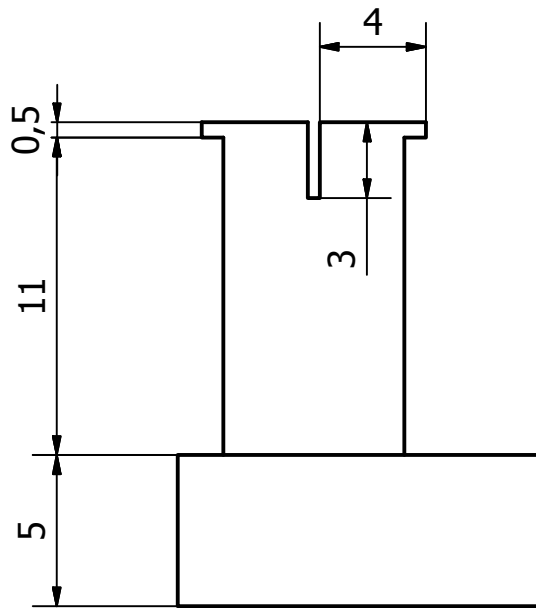


	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala	Mano			Plano núm: 2
1:1	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D			Hoja 1 de 1

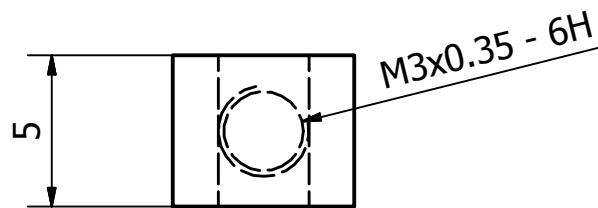
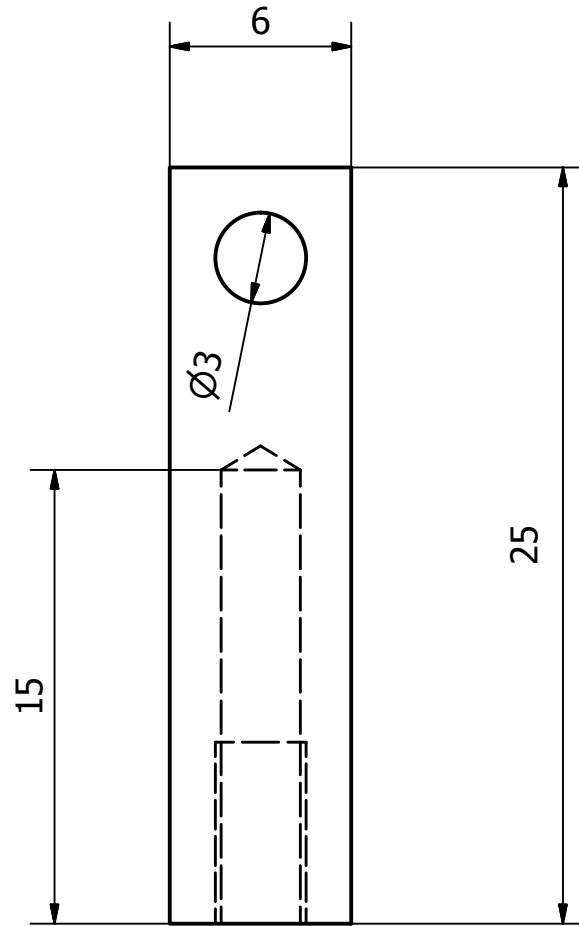


LISTA DE PIEZAS		
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA
1	1	Antebrazo
2	2	Eslabon
3	5	Tensor
4	1	Arco antebrazo

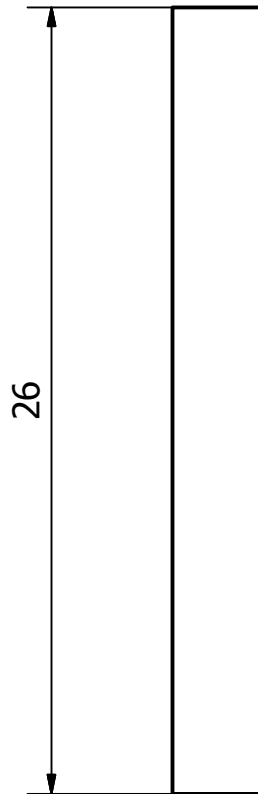
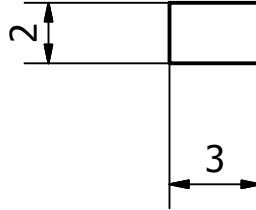
	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala 1:1	Antebrazo			Plano núm: 3
Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D				Hoja 1 de 1



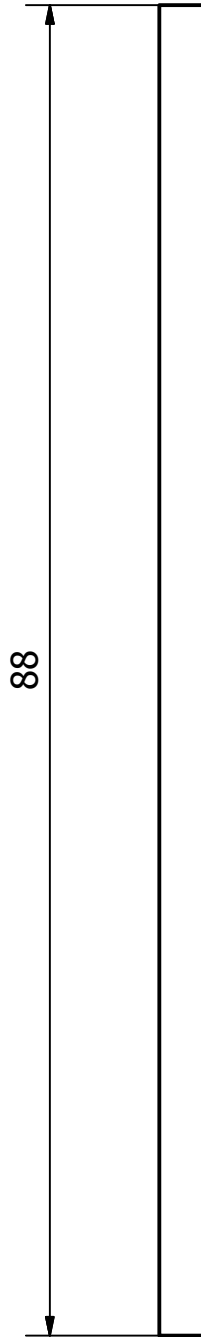
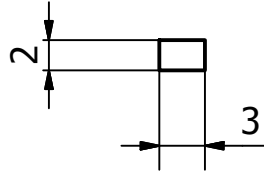
	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala 4:1	Eslabón			Plano núm.: 4
	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D			Hoja 1 de 1



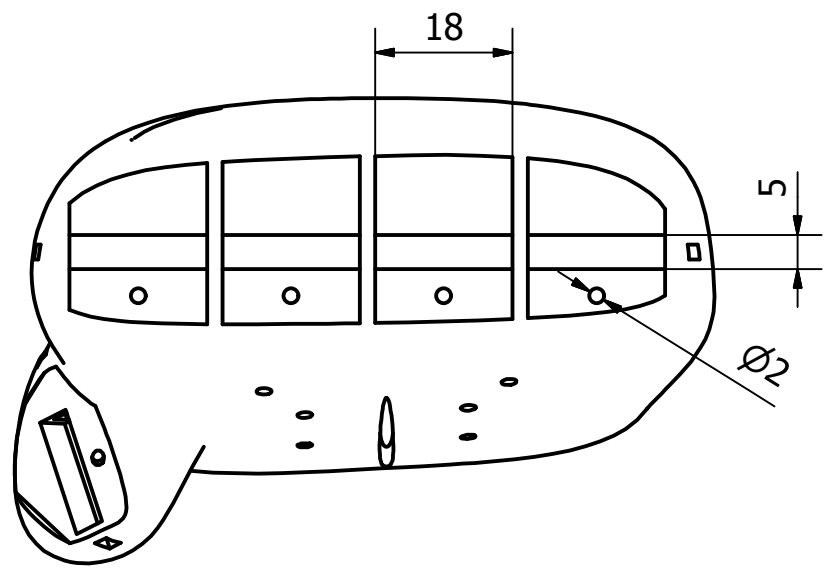
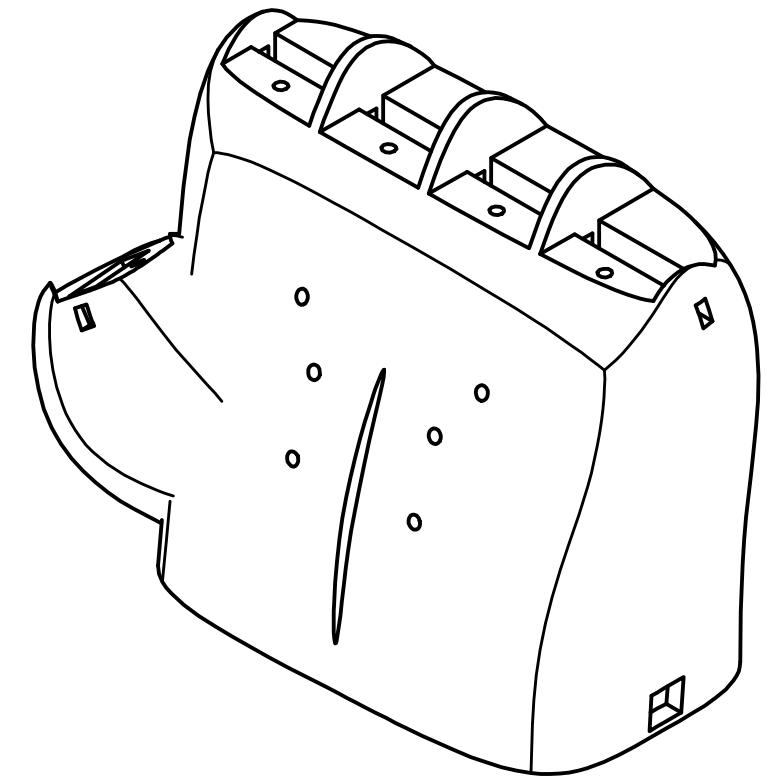
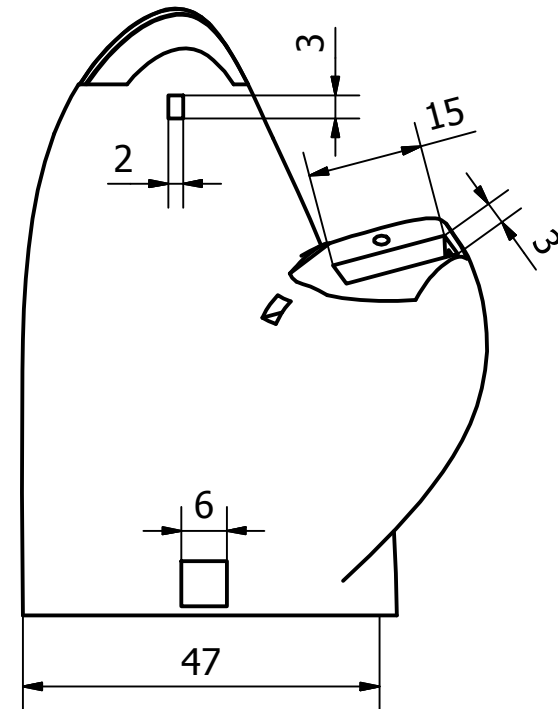
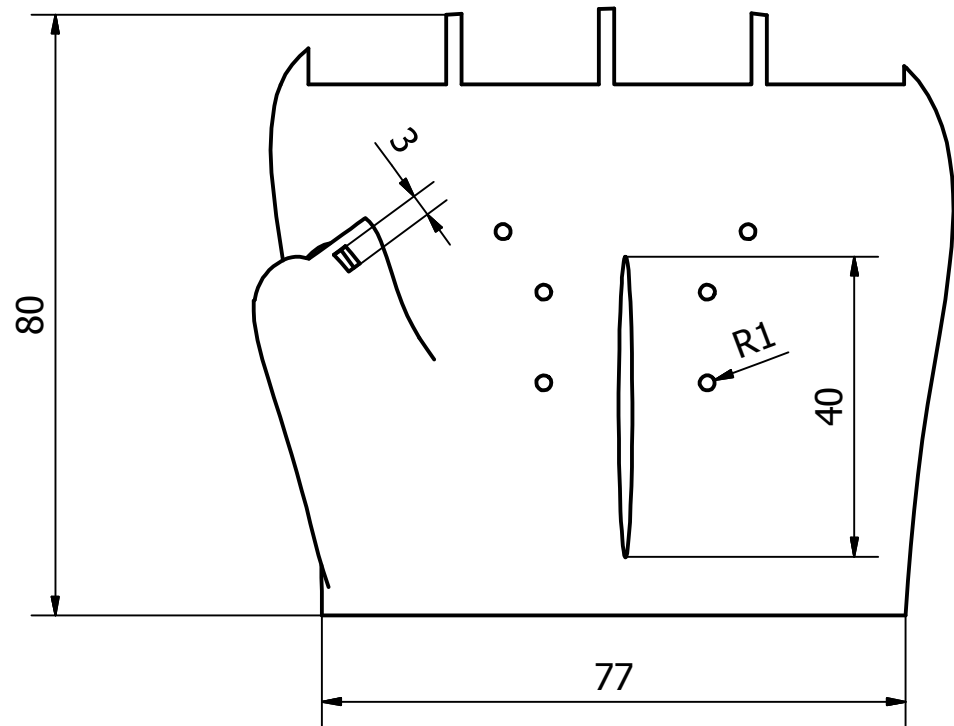
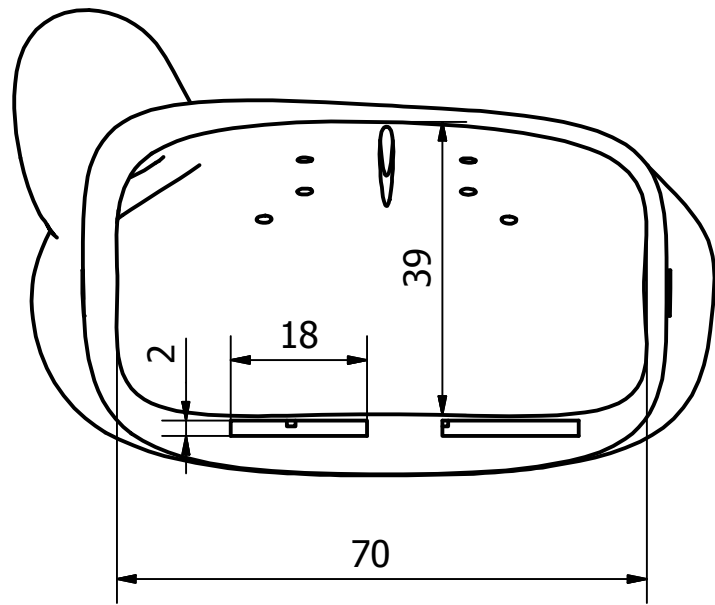
	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala 4:1	Tensor			Plano núm.: 5
	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D			Hoja 1 de 1



	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala 4:1	Pasador pulgar			Plano núm.: 6
	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D			Hoja 1 de 1

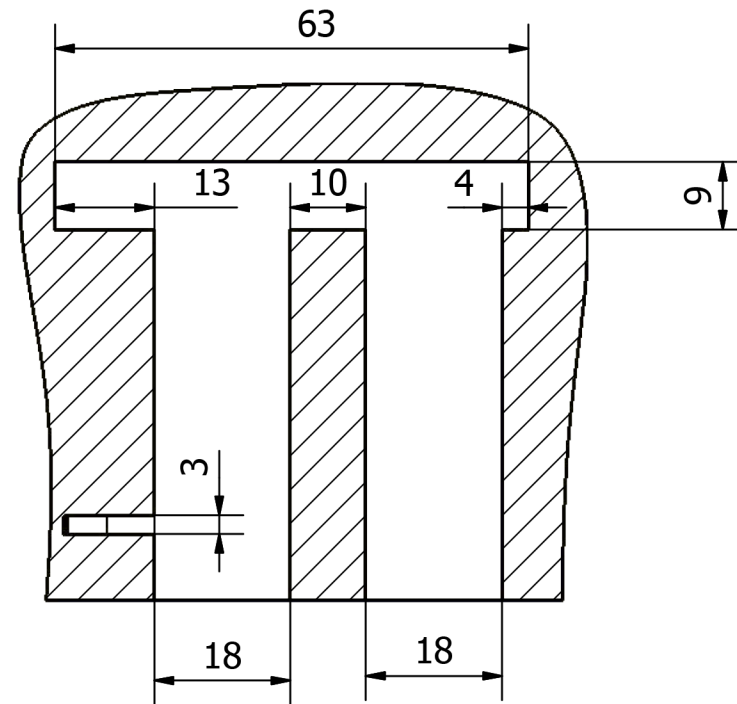


	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala	Pasador dedos			Plano núm.: 7
2:1	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D			Hoja 1 de 1

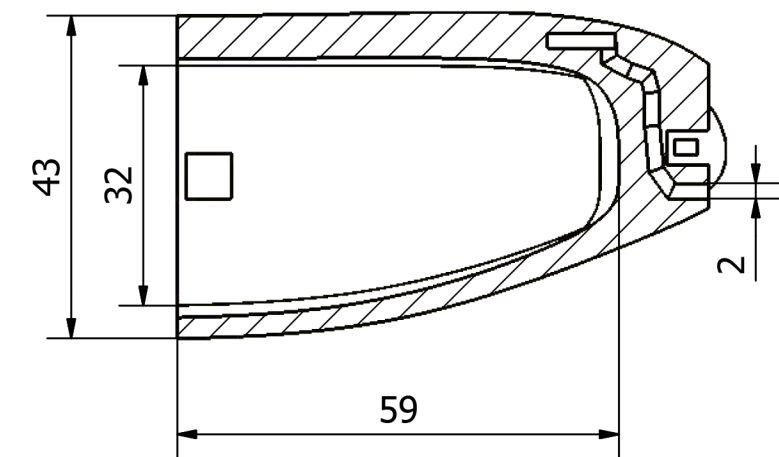


	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala	Guante			Plano núm: 8
1:1	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D			Hoja 1 de 2

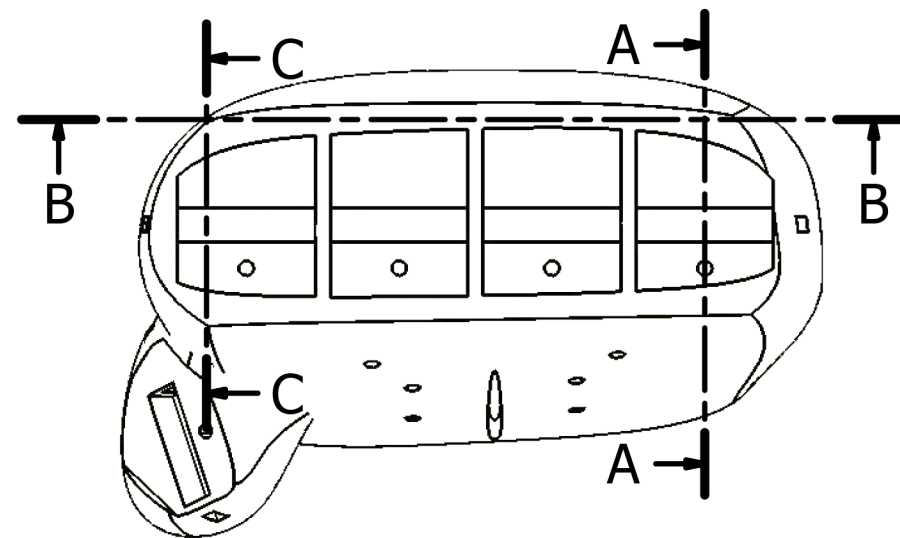
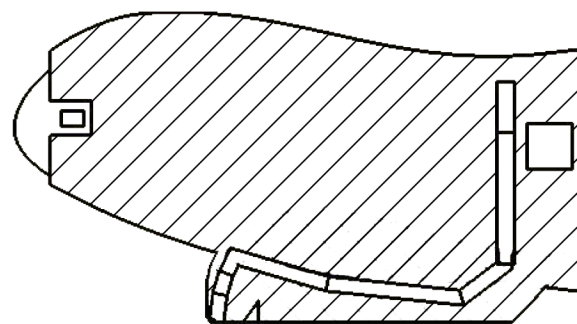
B-B (1 : 1)



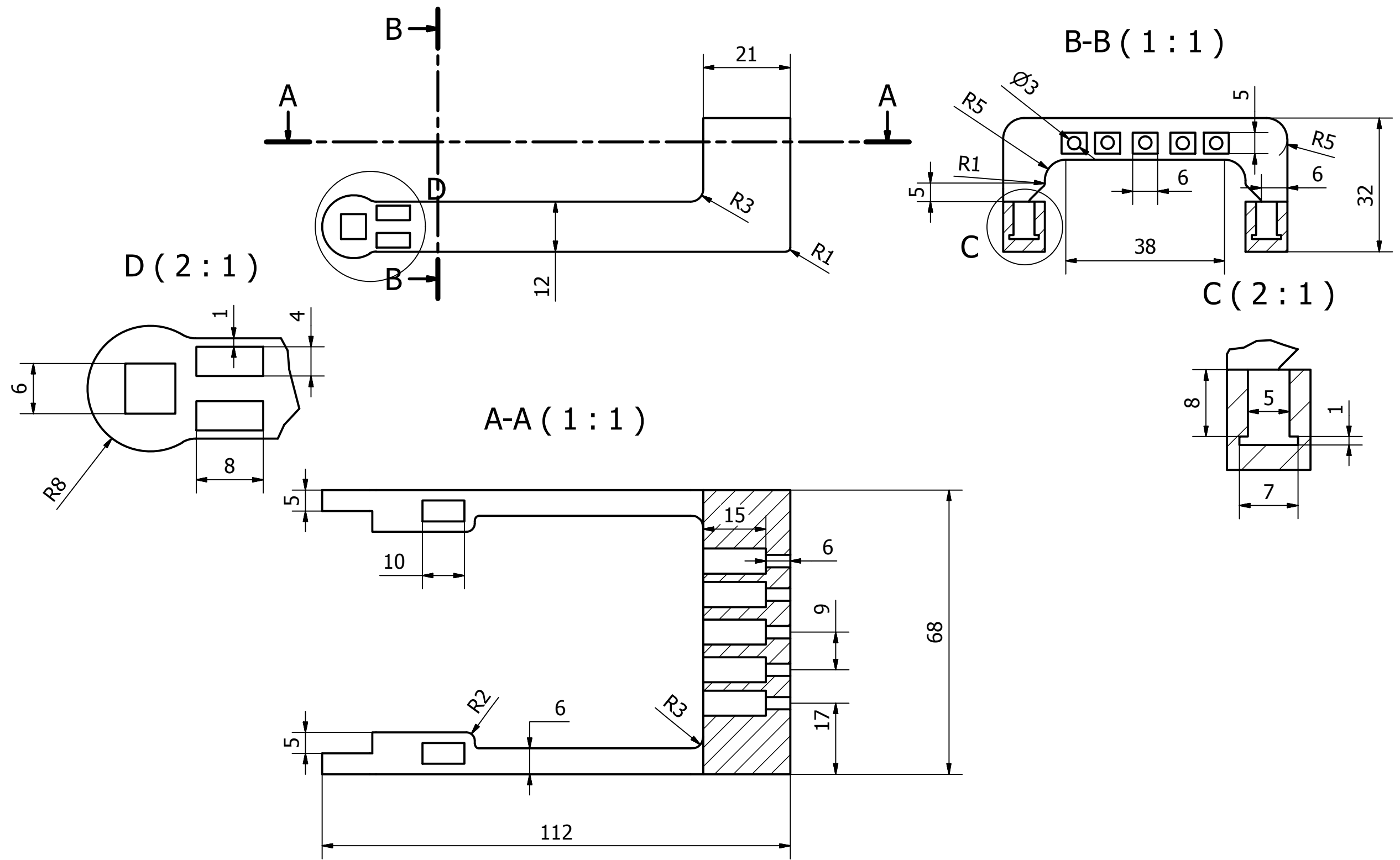
A-A (1 : 1)



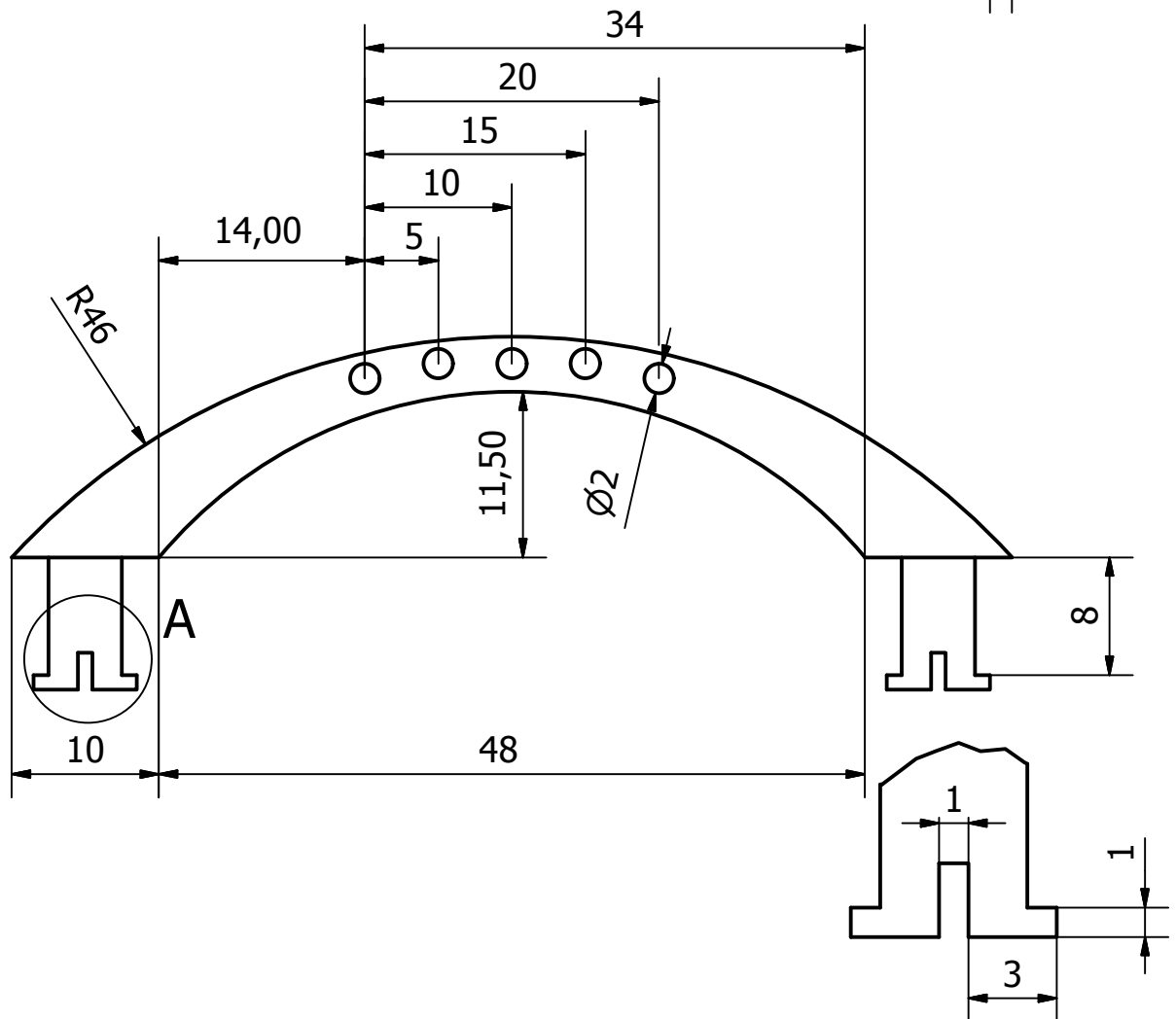
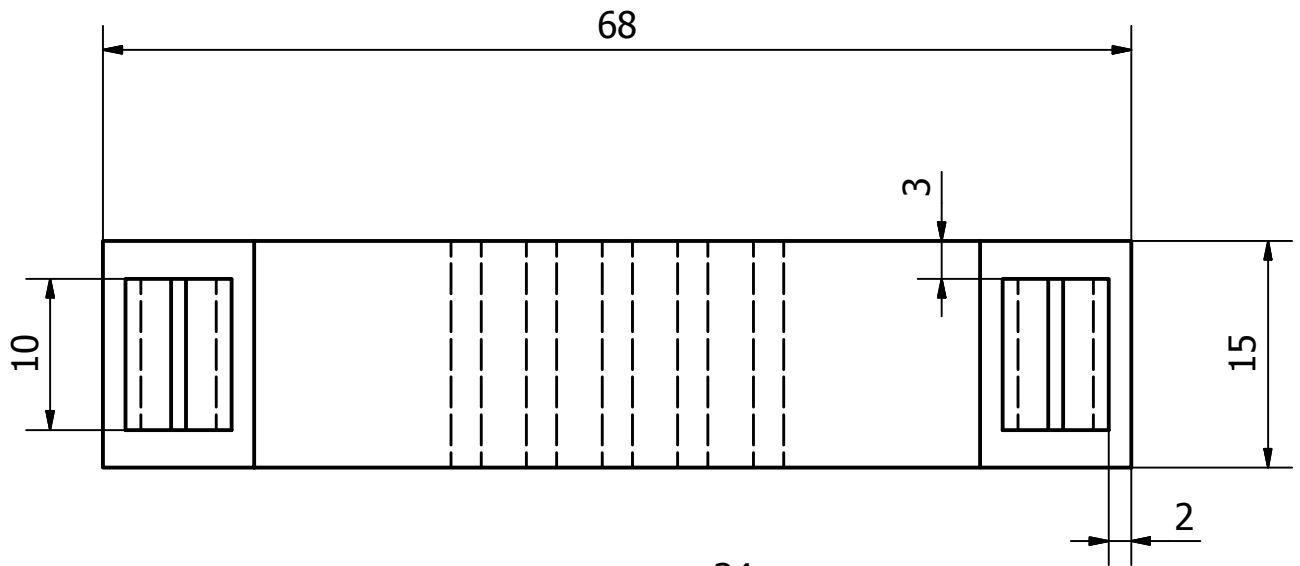
C-C (1 : 1)



	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala 1:1	Guante			Plano núm: 8
Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D				Hoja 2 de 2

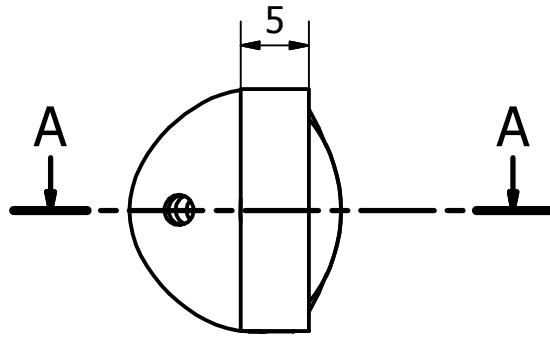


	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala 1:1	Antebrazo			Plano núm: 9
	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D			Hoja 1 de 1

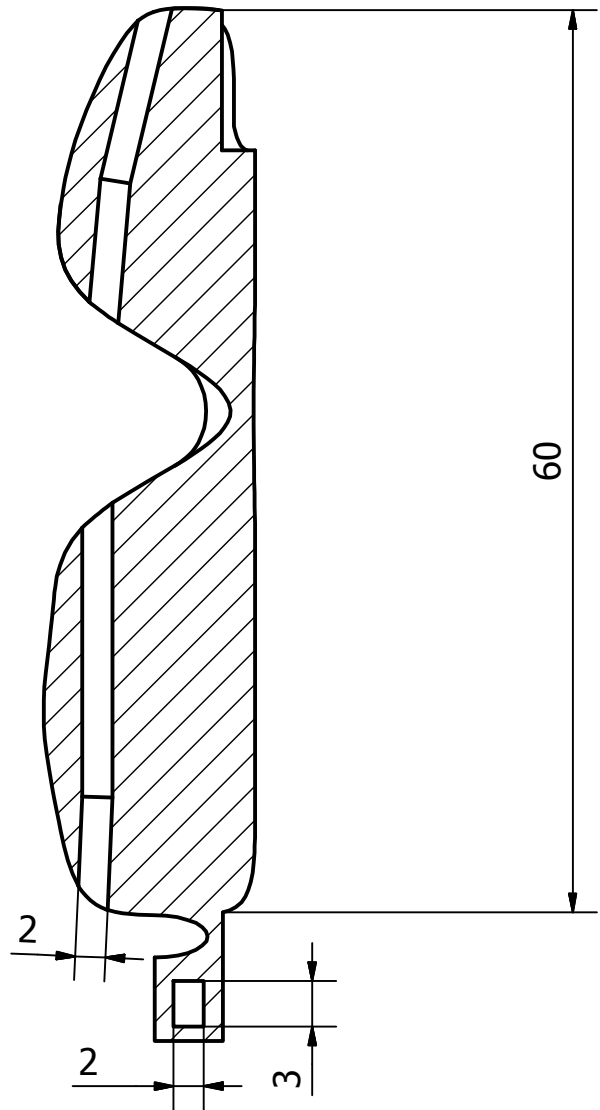
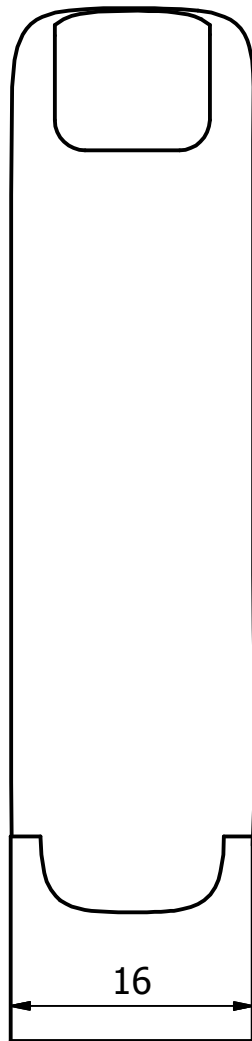


A (4 : 1)

	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala 2:1	Arco antebrazo			Plano núm.: 10
	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D			Hoja 1 de 1

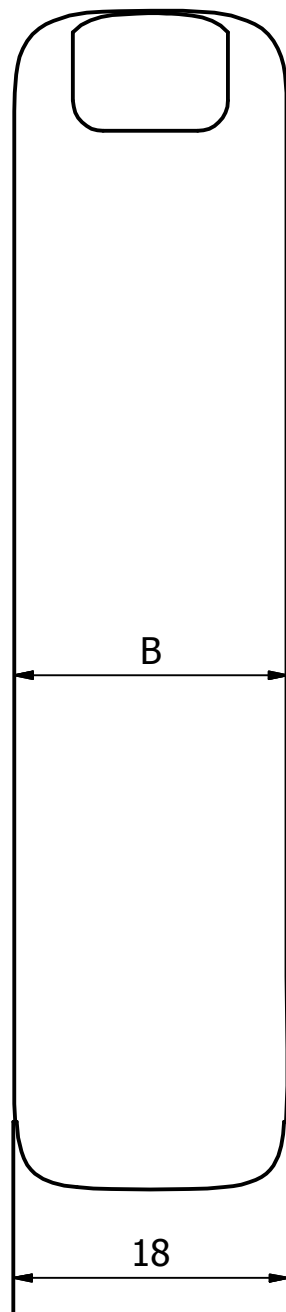
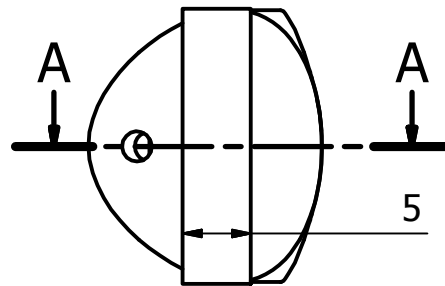


A-A (2 : 1)

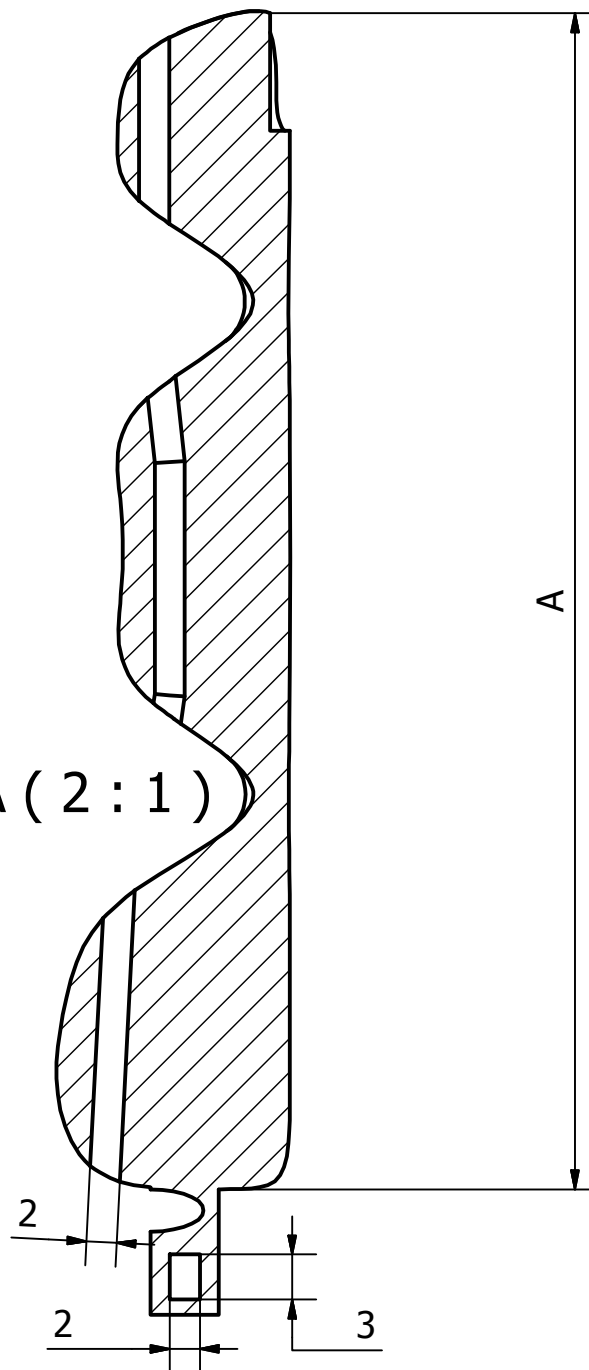


	Fecha	Nombre	Firma	Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez		
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez		
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez		
Escala 2:1	Pulgar			Plano núm.: 11
	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D			Hoja 1 de 1

Dedo	A	B
Índice	79	12
Corazón	80	12
Anular	76	12
Meñique	60	10



A-A (2 : 1)



	Fecha	Nombre	Firma
Diseñado	9/12/15	Christian Pérez	
Dibujado	9/12/15	Christian Pérez	
Comprobado	9/12/15	Christian Pérez	

Escuela Politécnica de Ingeniería
de Gijón

Escala 2:1	Dedo	Plano núm.: 12
	Diseño y fabricación de mano protésica mediante impresión 3D	Hoja 1 de 1



Universidad de
Oviedo



ESCUELA POLITÉCNICA DE INGENIERÍA DE GIJÓN

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

ÁREA DE EXPRESIÓN GRÁFICA EN LA INGENIERÍA

TRABAJO FIN DE GRADO Nº 1601_284

**DISEÑO Y FABRICACIÓN DE MANO PROTÉSICA MEDIANTE IMPRESIÓN
3D**

D. PÉREZ FERNÁNDEZ, Christian
TUTORES: D. BONHOMME GONZÁLEZ, Jorge
Dña. MOLLÓN SÁNCHEZ, Victoria

FECHA: Enero 2016

PRESUPUESTO

Contenido

1.	Tabla de presupuesto	3
----	----------------------------	---

1. Tabla de presupuesto

TRABAJO	Horas	Precio/h	Total	
Investigación	60	50,00 €	3.000,00 €	
Diseño	100	50,00 €	5.000,00 €	
Ensayos laboratorio	5	50,00 €	250,00 €	
Fabricación	35	50,00 €	1.750,00 €	
Total	200	50,00 €	10.000,00 €	
MATERIALES	Cantidad	Precio/u	Total	
PLA blanco (250g)	2	22,00 €	44,00 €	
PLA flexible blanco (500g)	1	55,00 €	55,00 €	
PLA flexible natural(500g)	1	20,00 €	20,00 €	
PLA azul (250g)	1	15,00 €	15,00 €	
PLA gris (250g)	1	15,00 €	15,00 €	
Tornillos	10	0,03 €	0,30 €	
Nylon	1	3,00 €	3,00 €	
Hilo goma elástica	1	1,25 €	1,25 €	
ENSAYOS	Muestras	Precio/muestra	Total	
Tracción	2	100,00 €	200,00 €	
DSC	3	150,00 €	450,00 €	
DMA	2	150,00 €	300,00 €	
MAQUINAS	Precio	Amortización/10 años	Amortización/ 4 meses	Total
Micro 3D	325,00 €	32,50 €	10,83 €	10,83 €
MakerBot Replicator 2	2.140,81 €	214,08 €	71,36 €	71,36 €
Minitaladro y brocas	80,00 €	8,00 €	2,67 €	2,67 €
	Precio	Amortización/ 5años	Amortización/ 4 meses	Total
Kineect	40,00 €	8,00 €	2,67 €	2,67 €
Hp Pavilion dv6	750,00 €	150,00 €	50,00 €	50,00 €
PEM: PRESUPUESTO EJECUCION MATERIAL				11.241,08 €
15% GASTOS GENERALES				1.686,16 €
10% BENEFICIO				1.124,11 €
PRESUPUESTO BASE DE LICITACIÓN				14.051,35 €
21% IVA				2.950,78 €
TOTAL				17.002,13 €

Tabla 1.1 Presupuesto total