



**“APLICACIÓN DE PROCESOS DE FABRICACIÓN CON IMPRESIÓN 3D
Y ADAPTACIÓN DE RECURSOS LOCALES PARA FABRICACIÓN DE
MANOS MECÁNICAS DE CIERRE VOLUNTARIO PARA PRÓTESIS
TRANSRADIALES.”**

TRABAJO DE GRADUACIÓN ELABORADO PARA
FACULTAD DE CIENCIAS Y HUMANIDADES

PARA OPTAR AL GRADO DE
LIC. EN DISEÑO INDUSTRIAL Y DE PRODUCTOS

PRESENTADO POR

ROBERTO AYALA

ASESOR

MG.CARLOS MATA PINEDA

SOYAPANGO, EL SALVADOR
ENERO 2017

UNIVERSIDAD DON BOSCO

RECTOR

Dr. MARIO RAFAEL OLMOS ARGUETA, S.D.B.

SECRETARIA GENERAL

Mg. YESENIA XIOMARA MARTÍNEZ

DECANO DE FACULTAD DE HUMANIDADES

Mg. KENNY GIRÓN

DIRECTOR DE ESCUELA DE DISEÑO

Lic. MARÍA JOSÉ ULIN

UNIVERSIDAD DON BOSCO
FACULTAD DE HUMANIDADES



EVALUACIÓN DEL TRABAJO DE GRADUACIÓN

**APLICACIÓN DE PROCESOS DE FABRICACIÓN CON IMPRESIÓN 3D Y
ADAPTACIÓN DE RECURSOS LOCALES PARA FABRICACIÓN DE MANOS
MECÁNICAS DE CIERRE VOLUNTARIO PARA PRÓTESIS TRANSRADIALES.**

Ing. IVÁN ERNESTO LÓPEZ
LECTOR

Mg. CARLOS ROBERTO MATA
ASESOR

Lic. MARÍA JOSÉ ULIN
ADMISNITRADORA DEL PROCESO

Agradecimientos

Quisiera comenzar agradeciendo a Dios por haberme permitido esta oportunidad. Ha sido su voluntad que llegue hasta este punto de la vida. Le doy gracias a mis padres por apoyarme a lo largo de la carrera y durante toda la vida; a mis hermanos y familiares que siempre han estado presentes en los momentos importantes.

Les agradezco a los diferentes maestros y tutores que encontré en mi paso por la universidad, de cada uno de ellos tome consejos y conocimientos de mi carrera que ahora aplico en este trabajo. A la escuela de diseño donde siempre me sentí acogido y correspondido. Quisiera agradecer al Ing. Carlos Zelaya por haberme instruido en la elaboración de este trabajo y por el apoyo brindado a lo largo del proyecto. También agradezco el apoyo de Luis Quintanilla y el equipo de Smilodon 3d printer por la dedicación y ayuda. Quisiera también agradecer el apoyo, paciencia y guía de Iván López, así como a las autoridades que estuvieron a cargo de este trabajo que han sido de gran ayuda en este proceso.

También quiero agradecer a todos mis compañeros y amistades que cultivé en la universidad que de alguna manera han hecho que este trabajo sea posible.

Resumen

El presente trabajo desarrolla una propuesta de diseño de una prótesis de mano, que implementa procesos de impresión 3d para la fabricación de sistemas terminales de mano mecánica. El diseño contempla el uso de materiales y de fácil acceso que estén presentes en el mercado local; esto con el fin de reducir los costos y tiempos de fabricación y adecuación. También de esta forma los usuarios y técnicos pueden sustituir o reparar cualquier componente con facilidad.

En el proceso de desarrollo de la propuesta de diseño se investigó todos los sistemas óseo-musculares de la mano, su geometría y movimiento, así como los antecedentes en materia de prótesis impresas en 3d. En el proceso de conceptualización y desarrollo de lenguaje visual se consideró el mensaje semiológico que se quería transmitir, a fin de ayudar al usuario a sobrellevar el proceso de amputación. Como último punto se modeló todos los componentes y se construyó un prototipo funcional de la propuesta para evaluar su viabilidad.

Abstract

The current project develops a design proposal of a hand prosthetic, which involves 3d printing in the manufacturing process of the terminal device of mechanical hand. The design considers using common materials mostly available and easy to get; keeping in mind that this will contribute to keep the cost and fabrication time low. This way also the users and technicians can replace or repair easily any component.

In the development process of the proposal it was necessary to investigate the different bone and muscular systems in the hand, the geometry and the movement of the different parts. Also the background in 3d printed prosthesis. In the conceptualization process and further visual language development it was considered the semiologic connotations of the forms and volumes, which help to cope with the amputation process that suffers the user. In the final part it was built a functional prototype with all the parts and assembly steps, to test and evaluate its viability.

Índice

| | |
|---|-----------|
| CAPÍTULO 1 ESTADO DEL ARTE | 7 |
| 1.1 INTRODUCCIÓN | 7 |
| 1.2 PROBLEMÁTICA | 8 |
| 1.3 OBJETIVOS | 9 |
| 1.3.1 <i>General:</i> | 9 |
| 1.3.2 <i>Específicos:</i> | 9 |
| 1.4 JUSTIFICACIÓN | 10 |
| 1.5 ANTECEDENTES | 11 |
| 1.5.1 <i>Mano raptor</i> | 11 |
| 1.5.2 <i>Mano K1</i> | 12 |
| 1.5.3 <i>Brazo limbiless</i> | 13 |
| 1.6 DELIMITACIÓN | 14 |
| 1.7 ALCANCE | 15 |
| CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO..... | 16 |
| 2.1 SITUACIÓN DE LAS PERSONAS DISCAPACITADAS EN EL CONTEXTO NACIONAL..... | 16 |
| 2.1.1 <i>Datos estadísticos nacionales</i> | 16 |
| 2.1.2 <i>Ámbito laboral</i> | 17 |
| 2.2 FISIONOMÍA DE LA MANO | 18 |
| 2.2.1 <i>Miembros superiores</i> | 18 |
| 2.2.2 <i>Huesos de la mano</i> | 19 |
| 2.2.3 <i>Articulaciones de la mano</i> | 20 |
| 2.2.4 <i>Movimiento de la mano y los dedos</i> | 23 |
| 2.2.5 <i>Relación de medidas de la mano</i> | 30 |
| 2.2.6 <i>Tipos de pinzas y prensas de la mano</i> | 36 |
| 2.3 PRÓTESIS | 41 |
| <i>Tipos de prótesis</i> | 41 |
| <i>Encajes</i> | 43 |
| <i>Tipos de arnés</i> | 44 |
| 2.4 ASPECTOS PSICOLÓGICOS DE LA AMPUTACIÓN | 46 |
| 2.4.1 <i>Experiencia de amputación</i> | 46 |
| 2.4.2 <i>Apariencia</i> | 47 |
| 2.5 MANUFACTURA ADITIVA | 48 |
| 2.5.1 <i>Sistema de impresión FFF</i> | 48 |
| 2.5.2 <i>Consideraciones al diseñar para imprimir en 3D</i> | 50 |
| 2.5.3 <i>Materiales para impresión 3D más utilizados</i> | 51 |
| 2.6 SISTEMAS MECÁNICOS | 52 |
| 2.6.2 <i>Poleas</i> | 53 |
| CAPITULO 3 DESARROLLO DE PROPUESTA | 55 |
| 3.1 BRIEF DE DISEÑO | 55 |
| 3.1.1 <i>La clasificación de la prótesis</i> | 55 |

| | |
|---|-----------|
| 3.1.2 Consideraciones funcionales | 56 |
| 3.1.3 Consideraciones de fabricación..... | 56 |
| 3.1.4 Consideraciones estéticas | 56 |
| 3.2 DESARROLLO DE CONCEPTO | 57 |
| 3.3 MOODBOARD | 57 |
| 3.4 DESARROLLO DEL LENGUAJE VISUAL..... | 58 |
| 3.5 DESARROLLO DE SISTEMAS DE FUNCIONAMIENTO..... | 61 |
| 3.5.1 Desarrollo de los mecanismos de flexión y extensión de los dedos..... | 61 |
| 3.5.2 Desarrollo del mecanismo de cierre de los dedos. | 64 |
| 3.6 PROCESO DE CONSTRUCCIÓN DE MODELO DIGITAL..... | 66 |
| 3.6.1 Maquetaría y bosquejo rápido..... | 66 |
| 3.6.2 Desarrollo de volúmenes externos finales..... | 68 |
| 3.6.3 Refinamiento interno y de mecanismos..... | 69 |
| 3.7 PROPUESTA FINAL..... | 72 |
| 3.7.1 ESTILO VISUAL..... | 72 |
| 3.7.2 Medidas generales..... | 74 |
| 3.7.3 Detalle de piezas | 76 |
| 3.8 FABRICACIÓN..... | 86 |
| 3.8.1 Parámetros de fabricación..... | 86 |
| 3.8.2 Costos y tiempos de fabricación..... | 88 |
| CAPÍTULO 4 RESULTADOS | 89 |
| 4.1 EVALUACIÓN DE RESULTADOS | 91 |
| 4.1.1 Fabricación..... | 91 |
| 1.1.2 Diseño visual | 91 |
| 1.1.3 Funcionalidad..... | 92 |
| 4.2 OBSERVACIONES | 93 |
| 4.3 CONCLUSIONES | 94 |
| 4.4 RECOMENDACIONES..... | 95 |

Capítulo 1 Estado del arte

1.1 Introducción

Las nuevas tecnologías de fabricación, como la manufactura aditiva (impresoras 3d p.ej.), nos brindan posibilidades de producción que no serían factibles mediante otros métodos. La flexibilidad de parámetros de trabajo, uso de materiales y de los costos de fabricación; frente a los tiempos de producción y costos de los procesos normales de inyección plástica o termo formado la vuelven una opción a considerar en cualquier proceso de fabricación de bajo tiraje. Muchos productos y piezas que por su poca demanda, su finalidad específica o su necesidad de ser hechas a la medida eran costosas de fabricar, con los procesos de impresión 3d pueden volverse más accesibles para toda la población.

En el proceso de fabricación y adaptación de prótesis se combinan diferentes técnicas y procesos; en estos se alternan pasos manuales, en los que el técnico trabaja de lleno en la adecuación de la prótesis, y pasos en los que se hace uso de componentes estándares. Estos pasos en los que interviene el técnico son más delicados y debe ser así para que la pieza final sea confortable para el usuario; pero hay componentes de las prótesis, como los sistemas terminales, que se podría beneficiar de las opciones que brindan los procesos de fabricación con impresoras 3d. En el caso específico de las prótesis de mano transradiales se podría reducir los costos de fabricación y los tiempos de los mismos, sin mencionar que se puede adaptar la prótesis al tamaño, necesidad y gusto de cada paciente.

El presente trabajo desarrolla una propuesta de diseño y método de fabricación de una mano mecánica de cierre voluntario para pacientes con prótesis para amputaciones transradiales. Teniendo en cuenta aspectos antropométricos, de usabilidad, similitud con las prótesis tradicionales y características propias de los procesos de impresión 3d, la propuesta responde a la falta de posibilidades de muchos amputados de tener una prótesis debido a su precio. También busca considerar los aspectos psicológicos y sociales que debe sobrellevar el usuario, por lo que la prótesis propuesta tiene un estilo visual agradable y es posible fabricarla con materiales locales siendo así su costo más accesible que sus contrapartes tradicionales.

1.2 Problemática

En el país hay una gran cantidad de personas con amputaciones de miembro superior, que para poder sobrellevar sus limitaciones es necesario adaptar un arnés y prótesis para que puedan ser más autónomos y poder desenvolverse con mayor facilidad. Las prótesis dependiendo del uso y el cuidado que se le den pueden seguir siendo útiles por varios años; pero hay casos en los que se debe cambiar con mayor frecuencia como en los niños, que deben adaptarlas conforme van creciendo, o si se les da un uso más intenso eventualmente hay que sustituirlas. El problema yace en el costo de las prótesis, incluso las prótesis más baratas resultan muy costosas para gran porcentaje de la población; en ocasiones el simple hecho de desplazarse hasta un centro de atención se vuelve un problema por las condiciones del terreno y los costos que implica el transporte desde sus casa hasta la ciudad, por lo que es necesario un diseño de prótesis que sea más barato cuyo mantenimiento no sea complicado y se pueda realizar con componentes disponibles en el mercado local.

Una manera de reducir los costos de las prótesis es usando métodos de fabricación más baratos, en este sentido la impresión 3d es una opción viable. Diseños de prótesis de mano impresas en 3d ya se han hecho antes, pero estos no son aplicables a nuestra realidad, ya que no contemplan las condiciones de los usuarios en nuestro contexto ni la disponibilidad de materiales y componentes en el mercado local. También hay que mencionar que dentro de las opciones de prótesis de mano impresas en 3d no hay ninguna bajo la tipología que se desarrolla en este trabajo: mecánica transradial de cierre automático. Por lo que es necesario una prótesis de mano que sea accesible para la mayor parte de la población, desarrollada con componentes locales, y diseñada para el contexto local, impresa en 3d para reducir costos y tiempos de fabricación, que se acople a los sistemas de arnés convencionales y que sea de apertura voluntaria, ya que esta modalidad resulta más funcional para los usuarios.

1.3 Objetivos

1.3.1 General:

- Diseñar una propuesta de prótesis de mano para amputaciones transradiales que sea accesible y que se acople al proceso tradicional de adaptación de prótesis, encajes y arneses.

1.3.2 Específicos:

- Seleccionar materiales y mecanismos accesibles en el mercado local que sean de bajo costo, durables, que requieran poco mantenimiento y que se acoplen a los sistemas de arneses y encajes tradicionales.
- Desarrollar un concepto de prótesis cuyo diseño y forma, sea estética y agradable para el usuario y la sociedad.
- Desarrollar un lenguaje visual, volúmenes y forma de la prótesis que contribuyan a reducir el impacto psicológico de las amputaciones.
- Determinar los parámetros de impresión para optimizar material y maximizar la durabilidad de la prótesis.

1.4 Justificación

En el contexto nacional hay una demanda considerable de prótesis transradiales debido a accidentes laborales, por la violencia o descuidos. El problema para la población local son los costos de acceso a una prótesis, estos pueden ser muy elevados y dependiendo del estilo de vida o edad del paciente puede ser necesario estar cambiando de prótesis con cierta regularidad. Por lo que es necesario innovar en el proceso de fabricación y adaptación normales para poder darle acceso a un mayor grupo de usuarios. Las limitaciones tanto físicas como económicas a las que conlleva una amputación son una gran carga que se podría aliviar con el diseño apropiado de una prótesis que les sea funcional y accesible.

La idea de implementar procesos de impresión 3d para la fabricación de prótesis no es nueva, de hecho hay varios ejemplos y modelos libre de licencia de uso que se pueden incluso descargar de internet listos para la impresión. Así como estos modelos, hay de todo tipo de prótesis, tanto para miembro superior como inferior; para prótesis mecánicas y mioeléctricas. Pero en el caso de prótesis transradiales no hay tantas opciones y las que existen no son factibles de fabricar en nuestro contexto, los materiales o recursos necesarios para el ensamblaje no los podemos adquirir en el mercado local.

El diseño de una mano protésica transradial contextualizado al mercado local y enfocado en la usabilidad y costos es una necesidad imperante. Hay que innovar el proceso normal de fabricación e incluir aspectos que normalmente no se toman en cuenta, como los parámetros de impresión o características anisotrópicas del sentido de impresión 3d. Así como aspectos psicológicos que se deberían abordar para crear un diseño que ayude a sobrellevar el proceso de amputación.

1.5 Antecedentes

No se sabe con exactitud cuándo, pero los primeros vestigios de prótesis de los que se tiene registro, se sitúan alrededor del siglo V y IV antes de cristo. Se han encontrado rudimentarios esbozos de patas de palo y ganchos de mano; también hay textos de reconocidos pensadores como Herodoto, que nos dan una idea de aditamentos que usaban personas con discapacidad de aquella época. En tiempos modernos durante los siglos XVII, XVIII y XIX fueron creados algunos de los dispositivos y principios que aún se usan hoy en día o fueron inspiración para los que se usan en la actualidad. Debido a que durante esos siglos se gestaron diferentes guerras y los avances en la medicina permitieron salvar muchas más vidas que en siglos anteriores, hubo una mayor cantidad de sobrevivientes con miembros amputados que necesitaban algún tipo de prótesis. Esta demanda fue la que obligó a desarrollar el campo protésico.

En la época moderna el siguiente gran desarrollo ha sido la implementación de actuadores y sensores electrónicos en las prótesis mioeléctricas, que emulan el movimiento normal de los miembros mediante impulsos eléctricos en los músculos remanentes. Cabe mencionar que estas últimas pueden llegar a emular casi a la perfección los movimientos normales, como la mano mioeléctrica de bebionic, pero pueden llegar a costar más de 10,000 dólares.¹

En materia de prótesis de mano impresas en 3d hay una considerable cantidad de opciones que van desde prótesis estéticas que no tienen función mecánica, hasta prótesis mioeléctricas muy avanzadas.

Algunos de los modelos más populares se muestran a continuación:

1.5.1 Mano raptor

Desarrollado en colaboración por algunos de los mejores diseñadores en E-NABLE,entr ellos Peter Binkley, Andreas Bastian, Frankie, Ivan Owen y Jeremy Simon. La mano Raptor está diseñada con la facilidad de impresión y montaje en mente. Las características incluyen pivotes de resorte impresos en 3D, un sistema de tensión modular, y la compatibilidad con cinchas de velcro y correas de palma de cuero. El modelo se puede descargar e imprimir sin ningún costo.

La desventaja de este modelo es que el usuario tiene que tener su muñeca funcional, ya que se acciona con el movimiento de la misma, lo que la vuelve inviable para una amputación transradial.²

¹ Tomado de: http://bebionic.com/the_hand consultado 17/12/16

² Tomado de: <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-raptor-hand/> consultado 17/12/16



Imagen1.1- mano raptor
Tomada de: <http://enablingthefuture.org/raptor-hand/>
Consultada el 5/12/16

1.5.2 Mano K1

La mano K-1 tiene un diseño elegante y futurista antropomorfo que utiliza materiales comúnmente disponibles y la impresión 3D. No hay partes de metal y todos los cables están ocultos con fines estéticos y mejor experiencia del usuario. Esta mano está dirigida a adultos y adultos jóvenes que hacen vida social, o una persona que va a una entrevista de trabajo, u otras actividades sociales; la idea es no llamar la atención ni causar una mala impresión.³

Su principal aporte es el componente estético, se han tomado en cuenta los aspectos psicológicos y sociales relacionados con las prótesis. Su desventaja es que está diseñada para usuarios con muñecas funcionales, es decir que no resulta funcional para amputaciones más severas.



Imagen1.2- mano k1
Tomada de: <http://enablingthefuture.org/k-1-hand/>
Consultada el 5/12/16

³ Tomado de: <http://enablingthefuture.org/k-1-hand/> consultado el 17/12/16

1.5.3 Brazo limbitless

Uso de dispositivo por debajo del codo, el usuario debe tener una porción del brazo de debajo del codo para este dispositivo se ajuste correctamente.

Mioeléctrica: Este dispositivo se utiliza junto con los sensores y motores que utilizan los músculos señales eléctricas para que los dedos se mueven.⁴

Este modelo es muy versátil y a pesar de utilizar tecnología de impresión 3d, ya que necesita componentes electrónicos para ser accionado su costo no resulta del todo accesible para toda la población.



Imagen1.2- brazo limbitless

Tomada de: <http://enablingthefuture.org/limbitless-arm/>

Consultada el 5/12/16

⁴ Tomado de : <http://limbitless-solutions.org/projects/> consultado el 17/12/16

1.6 Delimitación

La aproximación para la creación de la propuesta de mano mecánica para amputaciones transradiales que se contempla en el presente trabajo es desde la rama del diseño; es decir que se dará énfasis en el aspecto visual de los volúmenes, en la semiología de las formas y la usabilidad por sobre aspectos de carácter técnico o estudios cinemáticos de los mecanismos propuestos.

El diseño de la mano mecánica se limita únicamente al sistema terminal, sin intervenir los encajes o arnés utilizados normalmente. Se contempla integrar la prótesis propuesta en el proceso de trabajo actual, sin interferir en el esquema de trabajo de los técnicos, terapeutas y médicos que intervienen en el proceso de amputación y posterior rehabilitación.

El trabajo contempla llevar a término la propuesta con la fabricación de un prototipo funcional para corroborar los planteamientos, evaluar el funcionamiento y viabilidad de fabricación.

1.7 Alcance

El proyecto lo que busca es proponer una prótesis de mano mecánica, cuyas partes en conjunto trabajen para emular los movimientos más necesarios de la mano como la apertura y cierre de los dedos y que permita la sujeción mediante pinzas pulgodigitales bidigitales y tridigitales, así como prensas palmares cilíndricas. Que sus componentes sean duraderos y que los sistemas de ensamble requieran del menor mantenimiento posible sin comprometer su usabilidad. Que el diseño y estilo de la forma sea agradable y que contribuya a aliviar la presión psicológica y social de tener una prótesis.

Con la implementación de la impresión 3d se espera reducir considerablemente los costos de fabricación y adaptación de las prótesis. Al establecer los parámetros de impresión se espera de igual forma poder reducir la cantidad de material necesario y los tiempos de impresión y maximizar la resistencia al estrés de las diferentes piezas.

La propuesta debe ser posible de implementar y acoplar dentro del proceso normal de fabricación y adaptación, es decir debe de ser homóloga con los sistemas de arnés que existen y que se pueda acoplar al encaje; de esta forma el usuario no tiene que pasar por un proceso de adaptación más complicado para la nueva prótesis y, si decide dejar de usarla, puede seguir usando el arnés y encaje que el técnico ha seleccionado para él. De esta forma es mayor la población que podrá tener acceso a la prótesis y no se hace necesario incurrir en más costos.

Capítulo 2 Marco teórico

2.1 Situación de las personas discapacitadas en el contexto nacional

La situación de las personas con discapacidad en menor o mayor medida es complicada, independientemente de su ubicación geográfica o estrato social, la accesibilidad y las oportunidades de desarrollo son un tanto más limitadas, esta situación se agrava en países como el nuestro en el que aún falta mucho trabajo en materia de equiparación de oportunidades.

En el país hay varias instituciones que están a cargo de algún ámbito del tratamiento o ayuda a las personas con discapacidad, dentro de los que podemos mencionar al: Instituto Salvadoreño de rehabilitación integral (ISRI), al Consejo nacional de atención integral a la persona con discapacidad (CONAIPD), Ministerio de salud (MINSAL), Fondo de protección de lisados y discapacitados a consecuencia del conflicto armado (FOPROLYD) entre otros que en menor medida están implicados en las situaciones de amputaciones; por ejemplo, el Ministerio de trabajo y previsión social (MINTRAB) para los casos de accidentes laborales. Todos ellos son centros de avocación por las personas con amputaciones transradiales, dependiendo de la situación del paciente así podrá acercarse para obtener beneficios y/o ayuda.

2.1.1 Datos estadísticos nacionales

De las instituciones gubernamentales antes mencionadas, en las que podrían haber datos estadísticos sobre la cantidad de personas con amputaciones de miembro superior, específicamente transradiales o la situación en la que se encuentran las personas con este tipo de discapacidad, la única que lleva registros de esta índole es el Fondo de protección de lisados y discapacitados a consecuencia del conflicto armado (FOPROLYD) hay que mencionar que la información que ellos manejan se refiere únicamente a amputaciones de miembro superior, sin especificar con más detalle el nivel o grado de la amputación. La población que ellos manejan es de 986 personas con amputaciones, de las que 926 son hombres y 60 mujeres⁵.

⁵ Información proporcionada por FOPROLYD

Esta cantidad solo representa las personas que a raíz del conflicto armado sufrieron alguna pérdida, no se toma en cuenta a los accidentados laborales en la industria, o a los peones que sufren algún accidente en la faena; o a los niños amputados por mal manejo de pirotécnicos.

Con estos datos podemos darnos cuenta que hay una gran cantidad de personas con amputaciones, que podrían necesitar una mano mecánica debido a amputaciones de nivel transradial, transhumeral o por desarticulación de hombro. Por lo que podemos concluir que hay una demanda considerable de prótesis de mano en el país.

2.1.2 Ámbito laboral

El ámbito laboral no es la excepción en cuanto a la adversidad hacia las personas con discapacidad para emplearse, a continuación se cita un extracto del Observatorio del mercado laboral, documento elaborado por el ministerio de trabajo y previsión social en el 2014:

“En este contexto siempre se inclina a decir que, si hay algo que pareciera caracterizar a las personas con discapacidad (PCD) es la condición de desempleados crónicos independientemente de la limitación de capacidad que se tenga; a esto aportan los estigmas sociales, la falta de oportunidades para que reciban una educación adaptada a sus necesidades y la carencia de un censo actualizado que permita ubicarlos y conocer sus necesidades son los inconvenientes más comunes que evitan que se incorporen al mundo laboral.”⁶

No solo las personas con discapacidad tienen una mayor tasa de desempleo, sino que en general su porcentaje de actividad económica (auto empleados p.e.) es menor. A continuación podemos ver el porcentaje de participación en actividades económicas y desempleo.

| Grupo Poblacional | Tasa de Participación Global Actividad (%) | Tasa de Ocupación (%) | Tasa de Desempleo (%) |
|-------------------|--|-----------------------|-----------------------|
| Población general | 45,4 | 40,3 | 11,4 |
| Población de PCD | 27,6 | 22,3 | 19,3 |

Tabla 1. Tasa de participación, ocupación y desempleo comparativa. Fuente: MINTRAB

⁶ Información obtenida del Ministerio de trabajo y previsión social

En el anterior cuadro podemos ver la situación de las personas con discapacidad y la población general, en cada caso se evidencia como hay más desempleo, el porcentaje de actividad económica y de ocupación de algún tipo es menor en la población con discapacidad que de la población general, claro está, se ha tomado en cuenta únicamente las personas que en ambos casos se consideran económicamente activas, es decir que están en las facultades y capacidades de trabajar, aun a pesar de las discapacidades. Y en el extracto se aprecia que muchas de las limitantes que enfrentan las personas con discapacidad a la hora de buscar empleo no tienen nada que ver con su capacidad de desempeñar el cargo, sino que con los estigmas sociales asociados a la amputación.

2.2 Fisionomía de la mano

La habilidad y destreza de las manos son únicas entre los seres vivos. Hemos desarrollado la capacidad de utilizarlas de formas extraordinarias; La amplitud y variedad de movimiento se debe a una compleja y versátil red de articulaciones que trabajan en conjunto y que gracias a su geometría se comportan como pivotes, palancas y poleas para crear sistemas mecánicos con tendones y músculos. Pero esta facilidad de movimiento no solo se debe a la mano, sino a toda la cadena articular del miembro superior; comenzando con la articulación del hombro, codo, y muñeca son 7 grados de libertad⁷ que posibilitan todo el rango de movimientos para poder colocar la mano en la posición deseada. Por lo que se debe considerar que gran parte de la versatilidad de la mano se debe a la forma de conexión con el cuerpo.

2.2.1 Miembros superiores

El miembro superior, en el cuerpo humano, es cada una de las extremidades que se fijan a la parte superior del tronco. Se compone de cuatro segmentos: cintura escapular, brazo, antebrazo y mano.

Se caracteriza por la movilidad y capacidad para manipular y sujetar.

Tiene en total 32 huesos y 42 músculos; su vascularización corre a cargo principalmente de las ramas de la arteria axilar, sus principales venas son las cefálica, basílica y axilar; la mayor parte de su inervación está a cargo del plexo braquial.

Los huesos pertenecientes a la extremidad superior son:

- La clavícula y la escápula, que forman la cintura escapular
- El húmero, en el brazo

⁷ A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición.

- El radio y el cúbito, en el antebrazo
- Los huesos carpianos, que forman el carpo, en la muñeca
- Los huesos metacarpianos, en la mano
- Las falanges, en los dedos⁸

2.2.2 Huesos de la mano

Los huesos de la mano forman 3 grupos óseos determinados; estos son los metacarpos, carpos y falanges.

- Los huesos carpianos están compuestos por 8 elementos que se dividen en dos filas; la superior se articula con el radio y cúbito, y la inferior con los metacarpos.
- El metacarpo constituye la estructura del dorso y palma de la mano, está compuesto por 5 huesos, que en el extremo superior se articula con la segunda fila de metacarpos y en el extremo inferior se articula con las falanges proximales de los dedos.
- las falanges son los huesos de los dedos y están compuestas de 3 elementos, excepto en el dedo pulgar que solo son 2. las falanges en cada dedo se clasifican en proximal, que se articula con los metacarpos, medial y distal.⁹

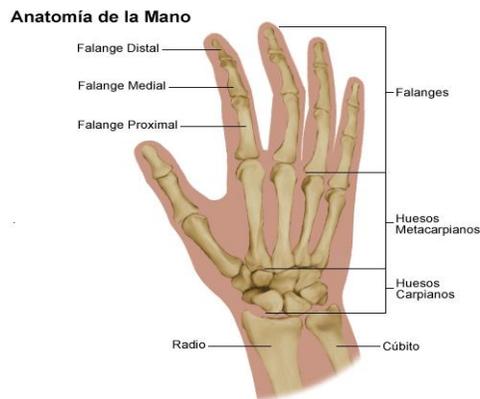


Imagen2.1- huesos de la mano

Tomada de: <http://healthcare.utah.edu/healthlibrary/related/doc.php?type=85&id=P04014>
Consultada el 5/12/16

⁸ Tomada de: <http://www.anatomia-humana.com/Huesos/huesos-del-brazo.html> consultado 17/12/16

⁹ H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, pp. 30-40, 2005.

2.2.3 Articulaciones de la mano

2.2.3.1 Articulación carpiana

Los movimientos de la mano se producen a la vez en las articulaciones radiocarpiana y mediocarpiana. La mano puede ejecutar: a) movimientos de flexión, por medio de los cuales la palma de la mano se aproxima a la cara anterior del antebrazo; - b) movimientos de extensión, que aproximan la cara dorsal de la mano a la cara posterior del antebrazo; c) movimientos de aducción (inclinación hacia el lado cubital) o de abducción (inclinación hacia el lado radial), y d) movimientos de circunducción y de rotación.¹⁰

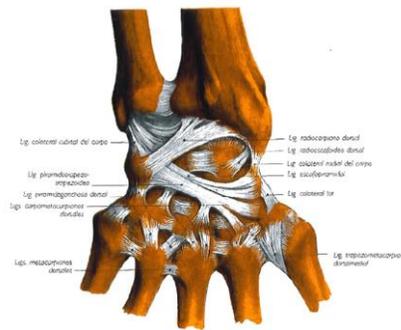


Imagen 2.2-Articulación carpiana

H. Rouviere, A. Delmas., [imagen] tomada de “Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional”, p 82.

2.2.3.2 Articulación carpometacarpiana

Los huesos metacarpianos se unen a los huesos de la segunda fila del carpo por medio de dos articulaciones distintas: una une el primer hueso metacarpiano al hueso trapecio; la otra es común a los cuatro últimos huesos metacarpianos. Esta articulación efectúa movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción y circunducción. La flexión u oposición y la extensión se realizan en torno a un eje orientado de lateral a medial y de anterior a posterior; la aducción y la abducción, en torno a otro eje orientado de anterior a posterior y de medial a lateral).

¹⁰ H. Rouviere, A. Delmas., “Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional”, Elsevier, 11 edición, 2005. p82

Los cuatro últimos huesos metacarpianos están unidos al carpo por una serie de articulaciones planas que, en su conjunto, forman una compleja articulación en silla de montar. En estas articulaciones se producen movimientos de flexión y de extensión, así como movimientos de inclinación lateral, y de muy escasa amplitud.¹¹

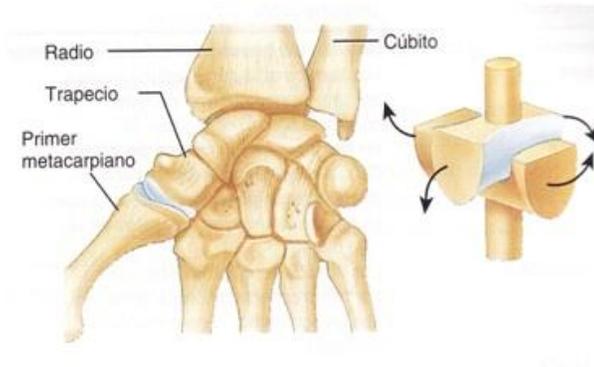


Imagen 2.3- articulación de silla de montar.

Tomado de: <https://morfofisiologiaut.wordpress.com/2014/06/06/sistema-articular/>
Consultado el 7/12/16

2.2.3.3 Articulación metacarpofalángica

Se crean entre las cabezas convexas de los metacarpianos y las fosas articulares de las bases de las falanges proximales, por su carácter se acercan a las articulaciones elipsoidales.

Los movimientos en las articulaciones metacarpofalángicas se realizan alrededor de dos ejes: uno transversal, para la flexión y extensión de todo el dedo, y otro anteroposterior, para la abducción y aducción de los dedos. Este último género de movimiento es posible exclusivamente con los dedos en extensión, cuando los ligamentos colaterales están relajados, al flexionar los dedos, ellos se ponen tirantes y dificultan los movimientos laterales. Aparte de los movimientos indicados, el dedo puede realizar un movimiento circular, de circunducción, de dimensiones bastante amplias.¹²

¹¹ Rouviere *op.cit* p85

¹² tomado de: https://www.ecured.cu/Articulaciones_metacarpofal%C3%A1ngicas consultado el 7/12/16

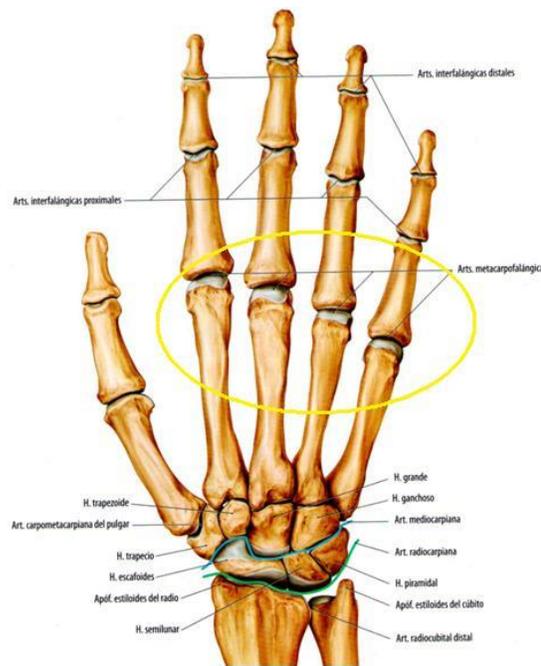


Imagen 2.4-Articulaciones metacarpofalángicas
 Tomado de: <http://cinesiterapiadelamano.blogspot.com/2013/05/articulaciones-metacarpofalángicas.html> consultado el 7/12/16

2.2.3.4 Articulaciones interfalángicas

Cada dedo tiene dos articulaciones interfalángicas, excepto por el dedo pulgar que solo tiene una. los grados de libertad de estas últimas son más limitados comparados con las articulaciones antes vistas; debido a la configuración de las superficies articulares, estas articulaciones presentan sólo movimientos de flexión y de extensión También pueden ser sometidas a movimientos pasivos de lateralidad muy limitada.

La flexión y la extensión se realizan en torno a un eje que atraviesa de lateral a medial la cabeza de la falange situada superiormente a la interlínea articular. La flexión está limitada por la tensión de los tendones de los músculos extensores de los dedos; la extensión, por la parte palmar de la cápsula articular y por la vaina fibrosa de los tendones de los músculos flexores de los dedos.¹³

¹³ H. Rouviere, A. Delmas., “Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional”, Elsevier, 11 edición,, 2005. p89

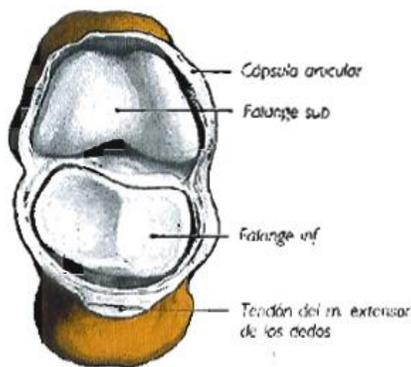


Imagen 2.5-Superficies articulares interfalángicas.
 Tomado de: H. Rouviere,[imagen] “Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional”, p89

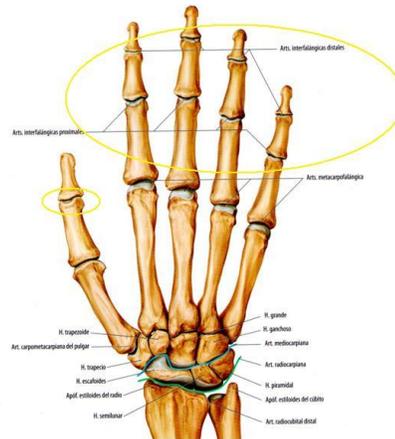


Imagen 2.6-Articulación interfalángica
 Tomado de:
<http://cinesiterapiadelamano.blogspot.com/2013/05/articulaciones-metacarpofalangicas.html>
 consultado el 7/12/16

2.2.4 Movimiento de la mano y los dedos

La mano y los dedos tienen una gran diversidad de movimientos, gracias a las múltiples articulaciones que antes se expusieron. Algunos de los movimientos que realiza la mano quedan fuera del estudio de este trabajo puesto que son accionados por músculos cuyas inervaciones están en el antebrazo, por lo que debido a la amputación se pierde la capacidad, o se pierde en forma parcial; por lo que no serán considerados en el diseño de la prótesis. De igual forma las articulaciones intermetacarpianas que articulan y admiten un rango mayor de movimiento a los dedos y palma de la mano, debido a su complejidad y poco aporte a la flexión y extensión de los dedos, no será tomada en cuenta tampoco. Por lo que este apartado se centrará en los movimientos de los dedos que son los que al fin y al cabo tienen una mayor incidencia en las prensas y agarres de la mano.

2.2.4.1 Movimiento de los dedos

El movimiento de los dedos de la mano se puede separar en dos grupos que se comportan de forma distinta, por un lado está el dedo pulgar cuya diferencia radica en que solo tiene una articulación interfalángica, y a la amplitud de movimiento que le brinda la articulación esferoide carpometacarpiana; por otro lado están los cuatro dedos trifalángicos restantes que comprenden del índice al meñique.

2.2.4.1.1 Articulaciones metacarpofalángicas de los dedos

Las articulaciones metacarpofalángicas son esferoideas; por consiguiente, sus movimientos se efectúan según tres ejes: flexión-extensión, abducción-aducción y rotación.

1. Flexión-extensión, Este movimiento se efectúa alrededor de un eje transversal. La falange proximal del dedo se encuentra inicialmente en extensión, en la prolongación del hueso metacarpiano correspondiente. Cuando se produce una extensión provocada y pasiva; la falange se sitúa en un plano posterior al que ocupaba originariamente. Este movimiento alcanza normalmente una amplitud de 30° , pero puede llegar a 90° como consecuencia de un apoyo forzado sobre los dedos en el sentido de la hiperextensión.

En la flexión palmar de la falange proximal, ésta se desliza bajo la cara palmar de la cabeza del hueso metacarpiano. Este movimiento alcanza normalmente 90° . Se observa a veces el fenómeno denominado «dedo en resorte», si las superficies articulares se hallan deformadas: se detiene la flexión y luego se produce una brusca continuación del movimiento al pasar la falange sobre la cresta que separa la parte glenoidea de la parte falángica.

La extensión total del movimiento de flexión-extensión de la primera falange es de $30^\circ + 90^\circ$, Es decir, 120° . Las particularidades individuales hacen que esos valores sean muy relativos. De todos modos, los dedos medio y anular parecen ser los menos móviles en la mayor parte de los sujetos.¹⁴

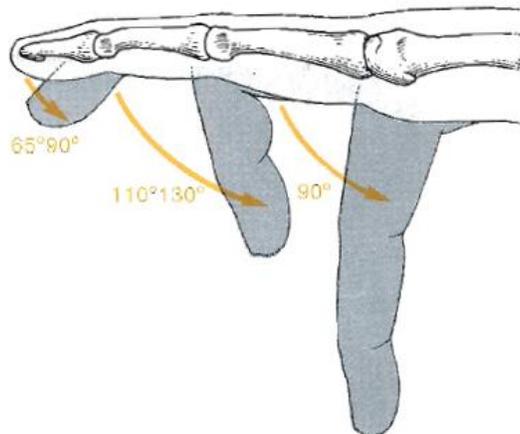


Imagen 2.7-Ángulos de flexión
Tomada de: H. Rouviere,[imagen] "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", p305

¹⁴ H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición,, 2005. p306

En la imagen se aprecia los movimientos de flexión-extensión de los dedos sobre el hueso metacarpiano correspondiente y Los ángulos de flexión sobre el hueso metacarpiano y de las falanges unas sobre otras.

2. Abducción-aducción de los dedos. El eje de la mano y de los dedos pasa por el tercer hueso metacarpiano y por el dedo medio. La abducción de los dedos los aleja de esta línea, mientras que la aducción los aproxima. La amplitud del movimiento es mayor cuando los dedos se hallan en extensión. El movimiento de abducción alcanza 60° para el dedo índice y 45° para los dedos anular y meñique.¹⁵

Movimiento de abducción de los dedos trifalángicos en el que los dedos se separan del eje de la mano, y aducción en el que los dedos se aproximan al eje de la mano.

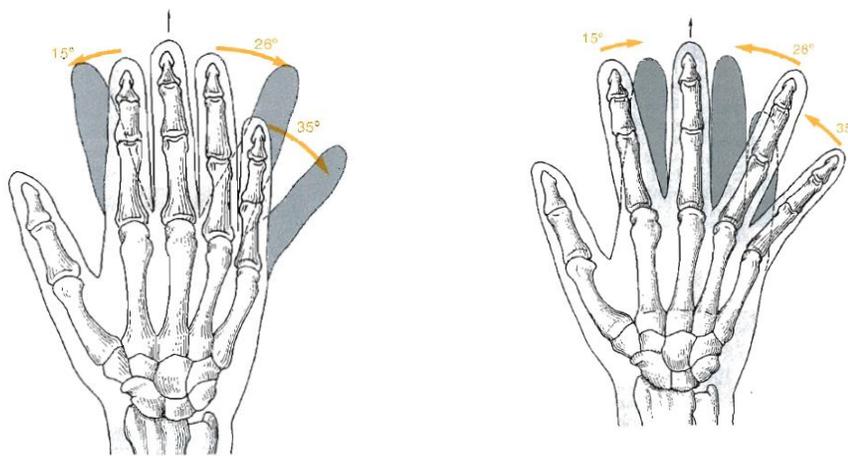


Imagen 2.8-Abducción y aducción de los dedos

Tomado de:

H. Rouviere, [imagen], "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", p307

¹⁵ H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición,, 2005. p307

3. Rotación. La rotación activa se considera imposible debido a la ausencia de músculos que la permitan; no obstante, se pueden hacer girar los dedos pasivamente de 50 a 80° alrededor de su eje. Actualmente se admite que es posible un cierto grado de rotación activa, que permite la adaptación precisa de los dedos a la forma del objeto que se desea tomar entre ellos.¹⁶

2.2.4.1.2 Movimientos de las falanges media y distal

Las articulaciones interfalángicas son articulaciones de un solo eje y, por lo tanto, pueden realizar un único tipo de movimiento voluntario: la flexión-extensión. De hecho, el verdadero movimiento funcional activo es la flexión: la extensión es simplemente el retorno a la posición de partida, situándose las falanges media y distal en la prolongación del eje de la falange próxima, normalmente extendida.

La flexión de la falange proximal sobre la palma de la mano alcanza los 90°. La flexión de la falange media sobre la proximal puede alcanzar casi los 110 a 130°. Por último, la flexión de la falange distal sobre la media presenta una amplitud de 65 a 90°¹⁷

2.2.4.1.3 Valor funcional de los dedos trifalángicos

El dedo índice es, junto con el dedo pulgar, un dedo de especial importancia funcional debido a su capacidad de abducción (60°) y de aducción (60°), su musculatura propia y sus relaciones con el dedo pulgar. Sus movimientos de lateralidad constituyen, asociados a los del dedo pulgar, los elementos más importantes en la ejecución de los movimientos de prensión fina y precisa.

El dedo medio presenta también una importancia funcional considerable: como eje del conjunto mano-dedos, ejerce una gran fuerza en las prensiones y contribuye a la precisión de ciertos gestos (apoyo en la toma de objetos alargados y en la escritura).

El dedo anular ejerce menos fuerza que los demás dedos; es sobre todo auxiliar del dedo meñique.

El dedo meñique es de utilidad en el curso de diversas actividades manuales: aumenta la capacidad de expansión de la mano, tanto en la abducción como en la prensión de objetos o utensilios: según Tubiana, «es el que fija el objeto o el mango del instrumento contra la eminencia hipotenar». Su valor funcional deriva de la asociación que presenta con su propio

¹⁶ H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición,, 2005. p307

¹⁷ Rouviere. op. cit. p308

hueso metacarpiano, susceptible de desplazarse anteriormente de 20 a 25°. Y también del hecho de que posee una musculatura propia, lo cual es indicativo de su independencia.¹⁸

2.2.4.2 Movimiento del dedo pulgar

La importancia del pulgar no necesita ser subrayada: es el agente de la pinza pulgar-dedos. Sin él, los movimientos de los dedos constituirían sólo prensiones globales en vez de movimientos precisos. El dedo pulgar posee además un esqueleto especial: se trata de la columna del dedo pulgar, que reviste un valor funcional debido a la movilidad de su hueso metacarpiano y a su musculatura intrínseca, más adaptada a sus funciones que su musculatura extrínseca.

La columna del dedo pulgar sigue el radio lateral de la mano desde su apoyo y su unión con el radio. Este conjunto óseo comprende los huesos escafoides, trapecio, el primer hueso metacarpiano y las dos falanges. En este conjunto funcional hay que destacar la importancia de la articulación carpometacarpiana del pulgar (trapeciometacarpiana), que confiere al dedo pulgar su orientación en el espacio y su posibilidad de rotación automática. Las demás articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas producen la flexión y extensión del dedo pulgar, asociadas a la supinación o a la pronación, en la ejecución de todos los movimientos en que este dedo participa de forma importante.¹⁹

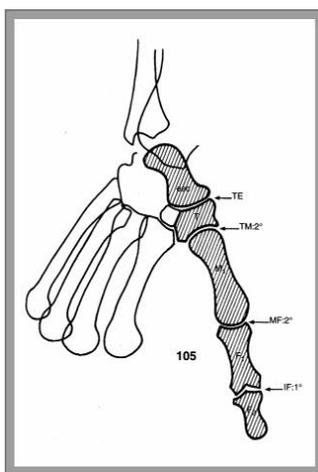


Imagen 2.9-Columna ósea dedo pulgar

Tomado de: <http://docplayer.es/93148-El-pulgar-objetivos-indispensable-para-realizar-las-pinzas-pulgar-digitales-para-la-constitucion-de-una-toma-de-fuerza-con-los-otros-cuatro-dedos.html>

Consultado: 7/12/16

¹⁸ H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición,, 2005. p309

¹⁹H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición,, 2005. p310

2.2.4.2.1 Músculos del dedo pulgar.

Debido a la diversidad de sus movimientos y a su constitución particular, el dedo pulgar se halla dotado de una musculatura corta, que constituye la masa de los músculos tenares, y de músculos largos, cuya potencia y trabajo han sido estudiados por Fahrer y Pineau.

El movimiento de abducción lo realizan el músculo abductor corto del pulgar, cuya fuerza y trabajo son de 13 y 0,52 kg respectivamente, y el músculo abductor largo del pulgar, cuyo trabajo va de 0,1 a 0,4 kg. El músculo flexor corto del pulgar contribuye al movimiento de abducción; su fuerza es de 11 kg y su trabajo de 0,49 kg.

El movimiento de aducción es resultado de la acción conjunta de cinco músculos: el músculo aductor del pulgar (fuerza 37 kg, trabajo 1,5 kg), el primer músculo interóseo dorsal, el músculo extensor largo del pulgar (0,1 kg), el músculo flexor corto del pulgar (fuerza 11 kg, trabajo 0,49 kg) y el músculo oponente del pulgar (fuerza 19 kg, trabajo 0,4 kg).²⁰

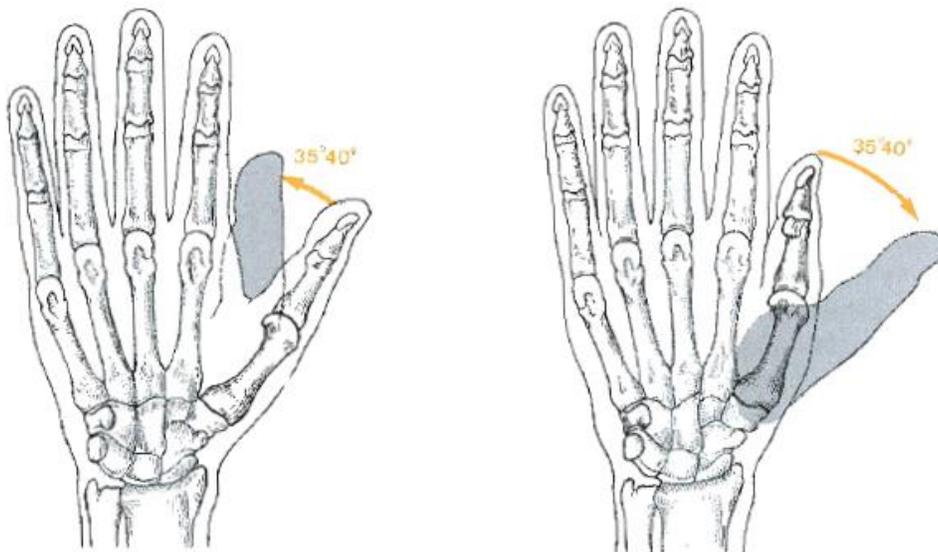


Imagen 2.10-oposición del dedo pulgar
Tomado de:
H. Rouviere, [imagen], "Anatomía humana descriptiva,
topográfica y funcional", p309

²⁰ H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición,, 2005. p310

El movimiento de oposición resulta de la acción de los músculos oponente del pulgar (fuerza 19 kg, trabajo 0,4 kg), aductor del pulgar (fuerza 37 kg, trabajo 0,4 kg), flexor corto del pulgar y flexor largo del pulgar (fuerza 11 kg, trabajo 0,4 kg).

El movimiento de reposición es debido a los músculos: extensor largo del pulgar (trabajo 0,1 kg), extensor corto del pulgar (trabajo 0,1 kg) y abductor largo del pulgar (trabajo 0,1 kg).

El relieve de la eminencia tenar refleja considerablemente la importancia de las funciones del dedo pulgar: cada uno de sus músculos añade su propia función a la de los demás en caso necesario, de manera que la combinación de sus acciones individuales permite alcanzar la precisión y firmeza de movimientos propia de la mano humana y que es una de las características de nuestra especie.²¹

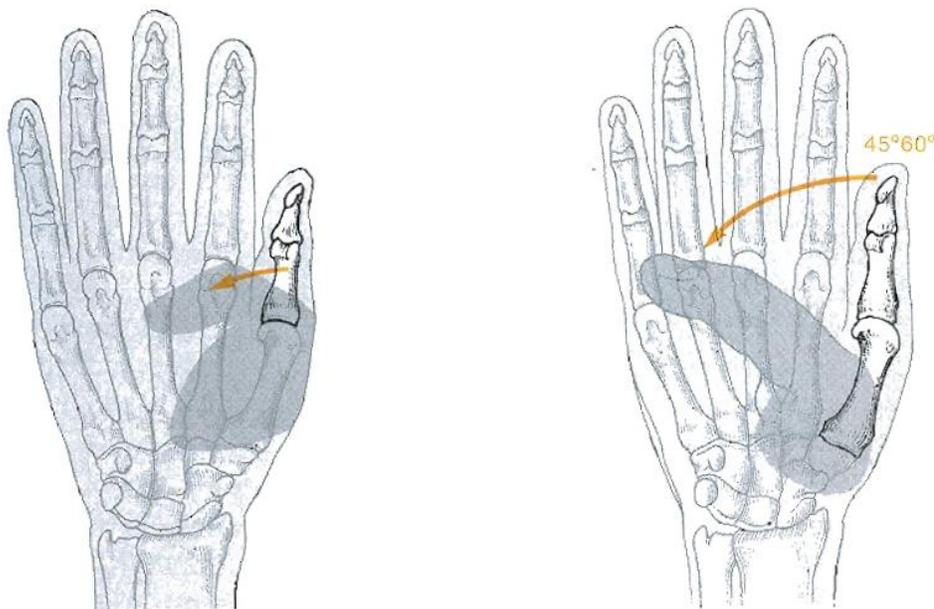


Imagen 2.11-Abducción y aducción de los dedos

Tomado de:

H. Rouviere, [imagen], "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", p309

²¹ H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición,, 2005. p312

2.2.5 Relación de medidas de la mano

Como cualquier parte del cuerpo, las manos varían entre cada persona, su forma, el volumen que ocupa y las posiciones que toma son diferentes en cada quien. Pero podemos observar que hay relaciones entre las diferentes partes; los dedos, la palma y la muñeca, que se podrían considerar estándares las que nos permiten diferenciar a una mano normal. Estas medidas y relaciones tienen que ser consideradas en el diseño para que sea estético y antropomórfico.

La norma DIN 33402 -2 que se refiere a la ergonomía y las medidas del cuerpo humano es una extensa recopilación de valores y mediciones con diferentes percentiles; esta norma se usa para diseño de herramientas y puestos de trabajo por lo que incluye todas las medidas sensibles correspondientes.

En el apartado 2 hay una sección de medidas de la mano y dedos. A continuación se presentan las tablas que contienen dichas medidas.

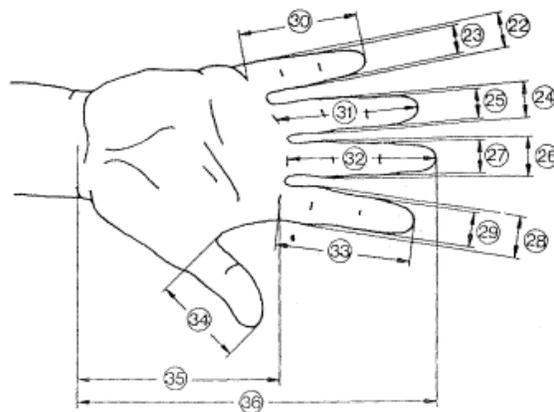


Imagen 2.12- medidas de los dedos y la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2

| Dimensiones En cm. | PERCENTIL | | | | | |
|--|-----------|------|------|---------|------|------|
| | Hombres | | | Mujeres | | |
| | 5 % | 50 % | 95 % | 5 % | 50 % | 95 % |
| 22 Ancho del meñique en la palma de la mano | 1.80 | 1.70 | 1.80 | 1.20 | 1.50 | 1.70 |
| 23 Ancho del meñique próximo de la yema | 1.40 | 1.50 | 1.70 | 1.10 | 1.30 | 1.50 |
| 24 Ancho del dedo anular en la palma de la mano | 1.80 | 2.00 | 2.10 | 1.50 | 1.60 | 1.80 |

| | | | | | | | |
|----|--|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 25 | Ancho del dedeo anular próximo a la yema | 1.50 | 1.70 | 1.90 | 0.30 | 1.40 | 1.60 |
| 26 | Ancho del dedo mayor en la palma de la mano | 1.90 | 2.10 | 2.30 | 1.60 | 1.80 | 2.00 |
| 27 | Ancho del dedo mayor próximo a la yema | 1.70 | 1.80 | 2.00 | 1.40 | 1.50 | 1.70 |
| 28 | Ancho del dedo índice en la palma de la mano | 1.90 | 2.10 | 2.30 | 1.60 | 1.80 | 2.00 |
| 29 | Ancho del dedo índice próximo a la yema | 1.70 | 1.80 | 2.00 | 1.30 | 1.50 | 1.70 |
| 30 | Largo del dedo meñique | 5.60 | 6.20 | 7.00 | 5.20 | 5.80 | 6.60 |
| 31 | Largo del dedo anular | 7.00 | 7.70 | 8.60 | 6.50 | 7.30 | 8.00 |
| 32 | Largo del dedo mayor | 7.50 | 8.30 | 9.20 | 6.90 | 7.70 | 8.50 |
| 33 | Largo del dedo índice | 6.80 | 7.50 | 8.30 | 6.20 | 6.90 | 7.60 |
| 34 | Largo del dedo pulgar | 6.00 | 6.70 | 7.60 | 5.20 | 6.00 | 6.90 |
| 35 | Largo de la palma de la mano | 10.10 | 10.90 | 11.70 | 9.10 | 10.00 | 10.80 |
| 36 | Largo total de la mano | 17.00 | 18.60 | 20.10 | 15.90 | 17.40 | 19.00 |

Tabla 2.1- medidas de los dedos y la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2



Imagen 2.13- medidas de los dedos y la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2

| Dimensiones En cm. | PERCENTIL | | | | | |
|--------------------------|-----------|------|------|---------|------|------|
| | Hombres | | | Mujeres | | |
| | 5 % | 50 % | 95 % | 5 % | 50 % | 95 % |
| 37 Ancho del dedo pulgar | 2 | 2.3 | 2.5 | 1.6 | 1.9 | 2.1 |
| 38 Grosor de la mano | 2.4 | 2.8 | 3.2 | 2.1 | 2.6 | 3.1 |

Tabla 2.2- medidas de los dedos y la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2

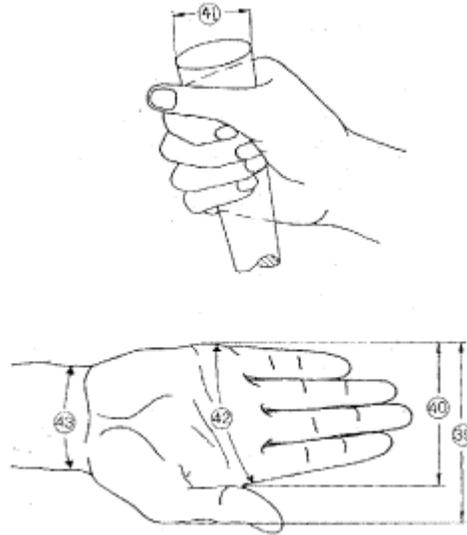


Imagen 2.14- medidas de la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2

| Dimensiones En cm. | | PERCENTIL | | | | | | |
|-----------------------|--|-----------|------|------|--|---------|------|------|
| | | Hombres | | | | Mujeres | | |
| | | 5 % | 50 % | 95 % | | 5 % | 50 % | 95 % |
| 39 | Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar | 9.8 | 10.7 | 11.6 | | 8.2 | 9.2 | 10.1 |
| 40 | Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar | 7.8 | 8.5 | 9.3 | | 7.2 | 8 | 8.5 |
| 41 | Diámetro de agarre de la mano* | 11.9 | 13.9 | 15.4 | | 10.8 | 13 | 15.7 |
| 42 | Perímetro de la mano | 19.5 | 21 | 22.9 | | 17.6 | 19.2 | 20.7 |
| 43 | Perímetro de la articulación de la muñeca | 16.1 | 17.6 | 18.9 | | 14.6 | 16 | 17.7 |

* Las medidas corresponden al anillo descrito por los dedos pulgar e índice

Tabla 2.3- medidas de la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2

El problema con las medidas anteriores, es que estas fueron obtenidas de una población alemana; cuyas dimensiones varían a las dimensiones de la población salvadoreña, el promedio de altura es más alto que el nuestro, por lo tanto también las medidas de la mano son sensiblemente más grandes que las de los salvadoreños, para corregir este problema se aplicó un factor de corrección del 8%, el cual se calculó en base a la altura promedio, a continuación se detalla el cálculo.

Altura promedio de Alemania 179.0cm²²

Altura promedio de el salvador 165.0cm²³

Con una regla de 3 simple se calculó el factor de diferencia porcentual entre ambos promedios.

$$179.0 = 100\%$$

$$165.0 = x$$

$$165.0 \times 100 / 179.0 = 92.17\%$$

Lo que nos da un factor de diferencia del 8% que se usará como factor de corrección para las tablas antes presentadas; quedando así los siguientes valores que se usarán para diseñar las piezas para el contexto nacional:

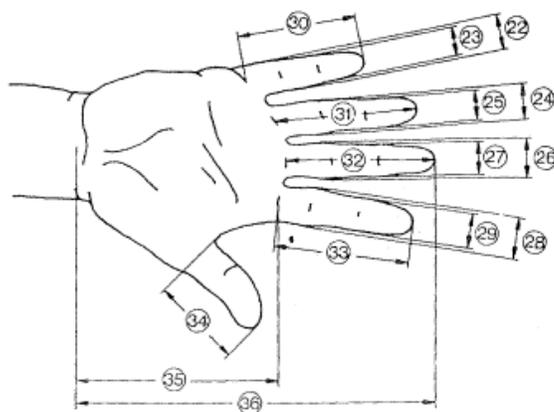


Imagen 2.15- medidas de los dedos y la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2

²² tomado de: <https://www.destatis.de/DE/Startseite.html?nsc=true&https=1> consultado el 18/12/16

²³ Tomado de: <http://archivo.elsalvador.com/vertice/2005/041205/deportada.html> consultado el 18/12/16

| Dimensiones En cm. | | PERCENTIL | | | | | | |
|--------------------|--|-----------|--------|--------|--|---------|--------|-------|
| | | Hombres | | | | Mujeres | | |
| | | 5 % | 50 % | 95 % | | 5 % | 50 % | 95 % |
| 22 | Ancho del meñique en la palma de la mano | 1.656 | 1.564 | 1.656 | | 1.104 | 1.38 | 1.564 |
| 23 | Ancho del meñique próximo de la yema | 1.288 | 1.38 | 1.564 | | 1.012 | 1.196 | 1.38 |
| 24 | Ancho del dedo anular en la palma de la mano | 1.656 | 1.84 | 1.932 | | 1.38 | 1.472 | 1.656 |
| 25 | Ancho del dedeo anular próximo a la yema | 1.38 | 1.564 | 1.748 | | 0.276 | 1.288 | 1.472 |
| 26 | Ancho del dedo mayor en la palma de la mano | 1.748 | 1.932 | 2.116 | | 1.472 | 1.656 | 1.84 |
| 27 | Ancho del dedo mayor próximo a la yema | 1.564 | 1.656 | 1.84 | | 1.288 | 1.38 | 1.564 |
| 28 | Ancho del dedo índice en la palma de la mano | 1.748 | 1.932 | 2.116 | | 1.472 | 1.656 | 1.84 |
| 29 | Ancho del dedo índice próximo a la yema | 1.564 | 1.656 | 1.84 | | 1.196 | 1.38 | 1.564 |
| 30 | Largo del dedo meñique | 5.152 | 5.704 | 6.44 | | 4.784 | 5.336 | 6.072 |
| 31 | Largo del dedo anular | 6.44 | 7.084 | 7.912 | | 5.98 | 6.716 | 7.36 |
| 32 | Largo del dedo mayor | 6.9 | 7.636 | 8.464 | | 6.348 | 7.084 | 7.82 |
| 33 | Largo del dedo índice | 6.256 | 6.9 | 7.636 | | 5.704 | 6.348 | 6.992 |
| 34 | Largo del dedo pulgar | 5.52 | 6.164 | 6.992 | | 4.784 | 5.52 | 6.348 |
| 35 | Largo de la palma de la mano | 9.292 | 10.028 | 10.764 | | 8.372 | 9.2 | 9.936 |
| 36 | Largo total de la mano | 15.64 | 17.112 | 18.492 | | 14.628 | 16.008 | 17.48 |

Tabla2.4 medidas de los dedos y la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2



Imagen 2.16- medidas de los dedos y la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2

| Dimensiones En cm. | | PERCENTIL | | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------|-------|-------|--|---------|-------|-------|
| | | Hombres | | | | Mujeres | | |
| | | 5 % | 50 % | 95 % | | 5 % | 50 % | 95 % |
| 37 | Ancho del dedo pulgar | 1.84 | 2.116 | 2.3 | | 1.472 | 1.748 | 1.932 |
| 38 | Grosor de la mano | 2.208 | 2.576 | 2.944 | | 1.932 | 2.392 | 2.852 |

Tabla 2.5- medidas de la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2

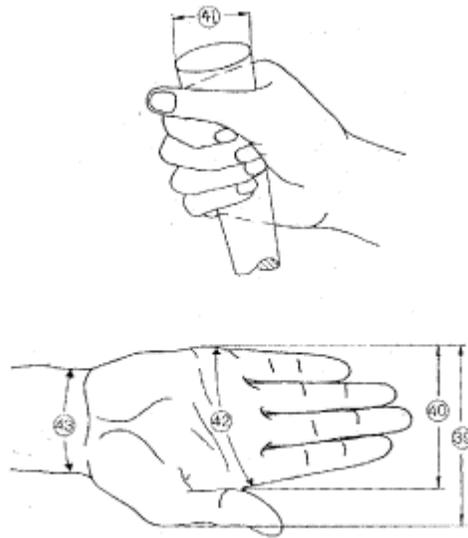


Imagen 2.17- medidas de la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2

| Dimensiones En cm. | | PERCENTIL | | | | | | |
|-----------------------|---|-----------|-------|--------|--|---------|-------|-------|
| | | Hombres | | | | Mujeres | | |
| | | 5 % | 50 % | 95 % | | 5 % | 50 % | 95 % |
| 39 | Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar | 9.016 | 9.844 | 10.672 | | 7.544 | 8.464 | 9.292 |
| 40 | Ancho de la mano excluyendo el dedo | 7.176 | 7.82 | 8.556 | | 6.624 | 7.36 | 7.82 |

| | | | | | | | | |
|---|---|--------|--------|--------|--|--------|--------|--------|
| | pulgar | | | | | | | |
| 41 | Diámetro de agarre de la mano* | 10.948 | 12.788 | 14.168 | | 9.936 | 11.96 | 14.444 |
| 42 | Perímetro de la mano | 17.94 | 19.32 | 21.068 | | 16.192 | 17.664 | 19.044 |
| 43 | Perímetro de la articulación de la muñeca | 14.812 | 16.192 | 17.388 | | 13.432 | 14.72 | 16.284 |
| * Las medidas corresponden al anillo descrito por los dedos pulgar e índice | | | | | | | | |

Tabla 2.6- medidas de la mano

Tomado de: Norma DIN 33402-2

2.2.6 Tipos de pinzas y prensas de la mano

La compleja organización anatómica y funcional de la mano converge en la prensión; sin embargo, no existe un solo tipo de prensión, sino varios que se clasifican en tres grandes grupos: las presas propiamente dichas que también pueden denominarse pinzas, las presas con la gravedad y las presas con acción.

2.2.6.1 La prensión propiamente dicha

Las presas o pinzas propiamente dichas se clasifican en tres grupos: las presas digitales, las presas palmares, las presas centradas. No necesitan la participación de la gravedad.

2.2.6.1.1 Las presas o pinzas digitales

Las presas digitales se dividen a su vez en dos subgrupos: las pinzas bidigitales y las pinzas pluridigitales:

A. Las presas bidigitales constituyen la clásica pinza pulgodigital, generalmente pulgar-índice. Asimismo, son de tres tipos, dependiendo de que la oposición sea terminal, subterminal o subterminolateral.

1. La presa por oposición terminal o termino-pulpejo es la más fina y precisa. Permite sujetar un objeto de pequeño calibre o coger un objeto muy fino: una cerilla o una aguja. El pulgar y el dedo índice (o el dedo corazón) se oponen por el extremo del pulpejo e incluso en el caso de algunos objetos extremadamente finos (coger un pelo) por el borde de la uña. Por lo tanto, se necesita un pulpejo elástico y correctamente

apuntalado por la uña, cuya función es primordial en este tipo de prensión. Por este motivo, también se puede denominar prensión pulpejo-ungueal. Es la prensión más fácil de comprometer ante la menor alteración de la mano; de hecho, precisa de un máximo juego articular (la flexión es máxima) y sobre todo de la integridad de los grupos musculares y tendones.²⁴

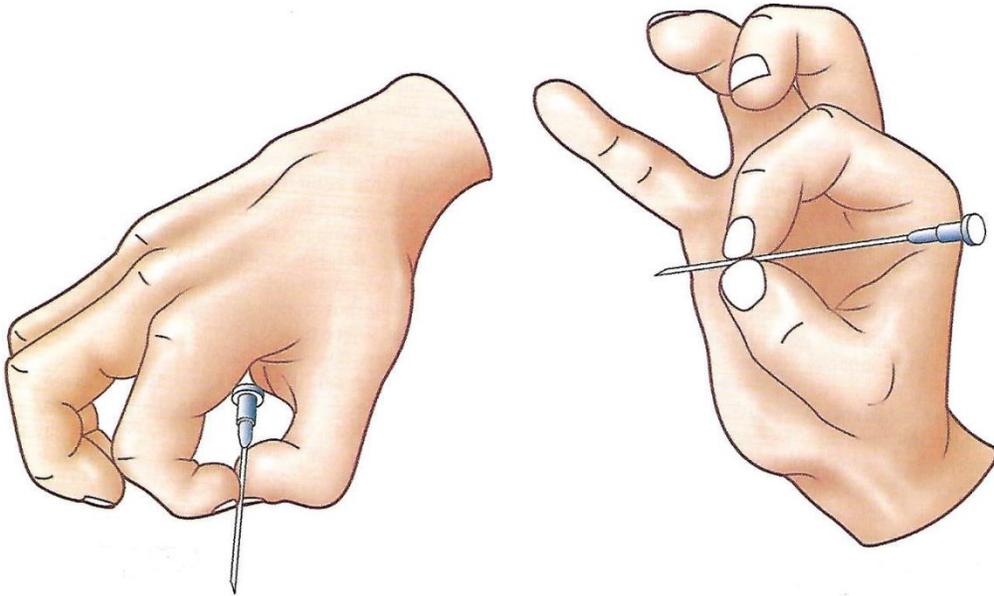


Imagen 2.18-Pinza por oposición terminal

A. I. Kapandji.[imagen] Fisiología articular. p309

2. La prensión por oposición subterminal o del pulpejo es el tipo más común. Permite sujetar objetos relativamente más gruesos: un lápiz o una hoja de papel: la prueba de eficacia de la prensión del pulpejo subterminal consiste en intentar arrancar una hoja de papel sujeto con firmeza por el pulgar y el dedo índice. Si la oposición es buena, la hoja no se puede arrancar.²⁵

²⁴ A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición. p308

²⁵ *ibídem*

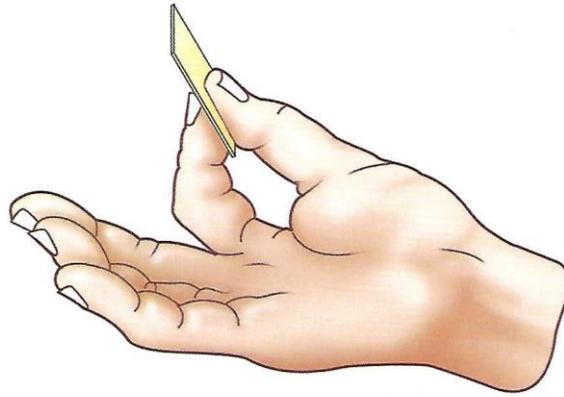


Imagen 2.19-Pinza por oposición subterminal

A. I. Kapandji. [Imagen]. Fisiología articular. p309

3) La presa por oposición subterminolateral o pulpolateral, como cuando se sujeta una moneda. Este tipo de prensión puede suplir la oposición terminal o la subterminal cuando se han amputado las dos últimas falanges del dedo índice: la presa es menos fina aunque sigue siendo sólida. La cara palmar del pulpejo del pulgar contacta con la cara externa de la primera falange del dedo índice.²⁶

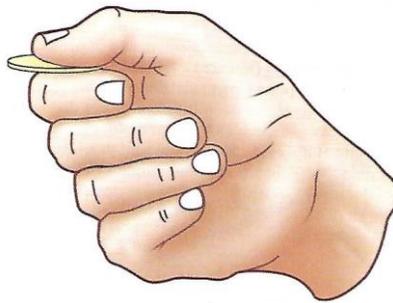


Imagen 2.20-Pinza por oposición subterminolateral

A. I. Kapandji. [Imagen] Fisiología articular. p309

²⁶ A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición. p312

B. Las presas pluridigitales hacen intervenir, además del pulgar, los otros dos, tres o cuatro dedos. Permiten una presión mucho más firme que la bidigital que persiste como presa de precisión. Este tipo de presas se divide a su vez dependiendo de cuántos dedos intervengan en la presión.

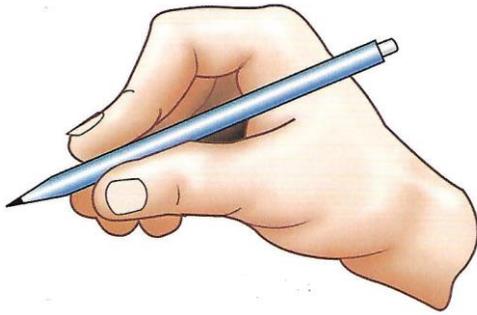


Imagen 2.21-Presa tridigital del pulplejo
A. I. Kapandji.[imagen] Fisiología articular.
p311



Imagen 2.22-Presa tetradigital
A. I. Kapandji.[imagen] Fisiología
articular. p313

Presas palmarés

Las presas palmarés hacen intervenir, además de los dedos, la palma de la mano. Son de dos tipos según se utilice o no el pulgar.

A. La presión digitopalmar opone la palma de la mano a los cuatro últimos dedos. Es un tipo de presa accesoria pero utilizada con frecuencia cuando se maneja una palanca o sujeta un volante. El objeto, de poco diámetro (de 3 a 4 cm) se coge entre los dedos flexionados y la palma de la mano, el pulgar no participa: la presa no es firme, hasta cierto punto, más que en sentido distal; hacia la muñeca, el objeto puede deslizarse con facilidad ya que la presa no está bloqueada. Además, se puede constatar que el eje de la presa es perpendicular al eje de la mano y no sigue la dirección oblicua de la corredera palmar. Esta presión digitopalmar también puede utilizarse para coger un objeto más voluminoso, un vaso por ejemplo, pero cuanto más importante es el diámetro del objeto, menos firmeza posee la presa.²⁷

²⁷ A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición. p316



Imagen 2.23-Prensión digitopalmar
A. I. Kapandji. [Imagen] Fisiología articular.p317

B. La prensión palmar con la totalidad de la mano o la totalidad de la palma.

Es la prensión de fuerza para los objetos pesados y relativamente voluminosos. La mano se enrolla literalmente en torno a objetos cilíndricos; el eje del objeto adopta la misma dirección que el eje de la corredera palmar, es decir, oblicuo desde la base de la eminencia hipotenar a la base del índice. En relación a la base de la mano y del antebrazo, esta oblicuidad se corresponde con la inclinación del cayado de las herramientas que forma un ángulo de 100 a 110°. Es sencillo constatar que puede compensarse con más facilidad un ángulo muy abierto (120 a 130°) gracias a la inclinación cubital de la muñeca, que un ángulo muy cerrado (90°), ya que la inclinación radial es bastante menos amplia.²⁸

²⁸ A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición. p316

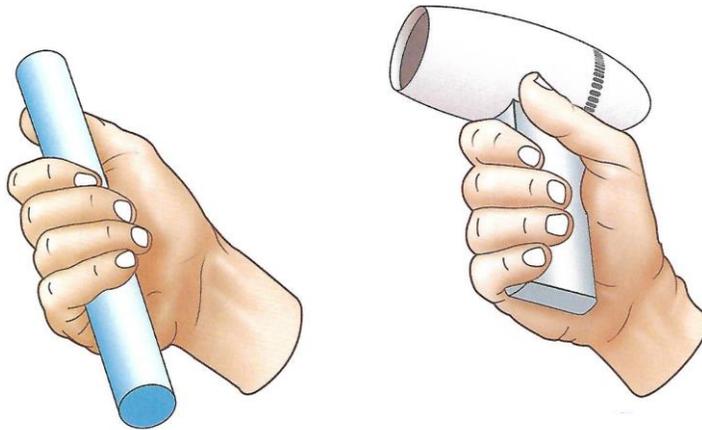


Imagen 2.24-Prensión palmar completa
A. I. Kapandji. [Imagen] Fisiología articular. p317

2.3 Prótesis

Tipos de prótesis

Las prótesis se pueden clasificar de diferentes formas; dependiendo del lugar de amputación, dependiendo de su uso en el proceso de amputación y dependiendo de su mecanismo accionador y funcionamiento.

Dependiendo de su lugar de acople para las extremidades superiores se puede clasificar según el nivel de amputación en el miembro en cuestión. Ordenándolas según su proximidad con el tronco, la más distal sería la prótesis parcial de mano, seguida por la prótesis de desarticulación de muñeca, prótesis transradial, prótesis de desarticulación de codo, prótesis transhumeral, prótesis de desarticulación de hombro.²⁹

Según el proceso de amputación puede haber varios tipos de prótesis, dependiendo del tipo de amputación, las condiciones de amputación y los recursos del paciente se pueden suceder distintas prótesis en todo el proceso de rehabilitación.

- las prótesis postoperatorias se fabrican justo después de la operación y se usan solo un par de horas, ayuda a la cicatrización y posterior proceso de rehabilitación, se suele usar en niños y adultos jóvenes con buena salud, que sufren amputaciones debido a tumor, infección o traumas.

²⁹ R.Viladot, O. Cohi, S. Clavel. (1992). órtesis y prótesis del aparato locomotor 3. extremidad superior. Barcelona: masson.pp188

- prótesis inicial, se emplean algunas veces en lugar de las postoperatorias y se colocan en cuanto se retiran las suturas. Se les conoce como prótesis de ajuste temprano Post-cirugía, se usan durante el periodo de cicatrización, durante esta etapa hay un considerable atrofiamiento de la extremidad.
- prótesis preliminar, estas prótesis se utilizan durante los primeros dos meses de la rehabilitación, para facilitarle al paciente la transición a un dispositivo definitivo. También se emplean para mejorar el potencial ambulatorio y de rehabilitación.
- prótesis definitiva, estas prótesis se prescriben hasta que el miembro residual o muñón del paciente es estable para asegurar que la prótesis dure el mayor tiempo posible.
- prótesis de propósito especial, dependiendo de las actividades que el usuario realice puede que sea necesario usar prótesis específicamente adaptadas para hacer determinada actividad física, por ejemplo actividades deportivas.³⁰

Según el sistema de accionamiento y la función se dividen en dos grandes grupos, prótesis pasivas y activas.

Las prótesis pasivas, como su nombre lo indica no realizan ninguna función más que ser un sustituto cosmético del miembro. En ciertos casos si son prótesis de trabajo, que ayudan a desempeñar alguna actividad específica, pero son estáticas.

Las prótesis funcionales si tienen articulaciones y mecanismos que les permite emular en cierta medida el movimiento del miembro. Estas prótesis necesitan de una fuente de energía para cambiar la posición de los elementos; por lo que se subdivide a su vez en 3 clases, las accionadas de forma manual, las mioeléctricas y las híbridas.

Si el movimiento es totalmente provocado por el usuario mediante arneses y cables es manual, si es mediante actuadores y sensores que miden los impulsos eléctricos de los músculos es de tipo mioeléctrica, y si es una combinación de movimiento por parte del usuario que es correspondido por un movimiento en la prótesis se clasifica como sistema mixto.³¹

³⁰ John H. Bowker, John W. Michael. (1992). Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. St. Louis: Mosby-Year Book.

³¹ R. Viladot, O. Cobi, S. Clavel. (1992). Órtesis y prótesis del aparato locomotor 3. Extremidad superior. Barcelona: Masson. pp188

Encajes

El encaje es el componente más importante de la prótesis. Ya que es la pieza que está en contacto con el cuerpo es imprescindible que se ajuste bien al miembro remanente y que resulte cómoda al portarla, Si no se ajusta correctamente, el usuario puede sentir dolor, pueden aparecer llagas y ampollas, y la prótesis se sentirá muy pesada e incómoda. Incluso puede contribuir negativamente y restringir su movilidad.³²

Los encajes varían según el tipo de amputación que ha sufrido el paciente; así pues para los miembros superiores a nivel transradial tenemos dos tipos de encaje:

Encajes abiertos

Solo son útiles en desarticulaciones de muñeca o en muñones que conserven por lo menos el 80% de su longitud.

Se construyen a partir de un molde negativo tomado directamente del amputado, y los materiales empleados son resinas de laminar de diferentes tipos, combinados con fibras de vidrio o “composite” de fibra de carbono.

Sus características son:

- abertura terminal o lateral
- pinza de tipo hook en la zona distal de encaje
- posibilidad de flexión dorsal de toda la pieza.

Este sistema permite que el paciente realice algunos trabajos directamente con el muñón, incluso con la prótesis colocada, sin perder la sensibilidad, o bien ayudarse con la acción de la pinza cuando sea necesario.

Los encajes abiertos no permiten la utilización de ningún otro sistema terminal que no sea la pinza de tipo Hook. La superficie distal del encaje es ovalada, en forma de «ocho de guarismo», y el borde proximal se sitúa a unos siete cm por debajo del codo.

Para fijar con seguridad la prótesis al muñón, sobre las zonas medial y lateral del encaje, a unos cinco cm por debajo de su borde superior, se insertan unos cables flexibles de perlón que pasan por encima del codo y llegan hasta el tercio inferior del brazo, donde se unen a un brazalete semiflexible que gradúa su presión mediante Velcros.

³² S. Sabolich. (septiembre 2006). encajes protésicos. Inmotion, 16, 1.

Las prótesis con encajes abiertos y pinza terminal son especialmente útiles para trabajos domésticos y profesiones muy concretas. Su principal finalidad es la funcionalidad, aun a expensas de la estética.³³

Encajes cerrados

Las prótesis con este tipo de encajes se construyen a partir de moldes y materiales iguales a los encajes abiertos, pero la zona distal del muñón está cubierta. La técnica también es muy parecida: zona distal ovalada en «ocho de guarismo» y borde proximal superior situado sobre el antebrazo a un tercio por debajo del codo.

Para facilitar la entrada del muñón dentro del encaje, se practica una ventana en la zona más estrecha de este último, que se cierra una vez introducido el muñón mediante una tapa, o bien dotando de flexibilidad al plástico laminado correspondiente a dicha zona, para que ceda al introducir el muñón.³⁴

Sistemas terminales: ganchos y manos

Los encajes cerrados permiten la unión de diferentes terminales: pinza gancho; manos estéticas pasivas. Con o sin dedo en resorte; manos de prensión activas de un tiro, que se abren y cierran automáticamente con bloqueo en un punto determinado, o de dos tiros, que se cierran mediante un tiro y que con un nuevo tiro se desbloquean y abren automáticamente. Y finalmente manos mioeléctricas.³⁵

Tipos de arnés

El arnés es el sistema de suspensión con que se ajusta y mantiene sujeta la prótesis en el miembro remanente y se le transfiere energía al terminal. Realmente los arneses deben cumplir tres elementos para que sean exitosos. En primer lugar deben ser cómodos, ya que soportan el peso y el movimiento deben estar adaptados para cada usuario. El segundo elemento es que deben de mantener la prótesis en su lugar, deben de poder sostener la prótesis en posición a pesar del movimiento y fuerzas del diario vivir. el tercer elemento que igualmente es de suma importancia; es que el arnés debe de transferir fuerza a la terminal para poder ser operada, es decir que debe de captar la energía de alguna otra relación fisonómica en la que hay movimiento y transferirlo a través del encaje y la prótesis a la terminal.

³³ R.Viladot, O. Cobi, S. Clavel. (1992). órtesis y prótesis del aparato locomotor 3. extremidad superior. Barcelona: masson.pp 213-214

³⁴ ibidem

³⁵ viladot op. cit p215

Dependiendo de las necesidades de cada usuario y de las capacidades motoras que tenga en el resto del cuerpo así usará uno u otro tipo de arnés; dentro de los distintos sistemas de suspensión podemos mencionar el de banda torácica, el arnés doble axilar, y los sistemas cineplásticos, entre otros; pero en el caso de las amputaciones transradiales el sistema más utilizado es el arnés de 8.

El arnés en forma de 8, es muy versátil y ampliamente utilizado. Sus puntos de apoyo son los hombros y el pectoral del lado opuesto a la prótesis. Generalmente tiene almohadillas o recubrimientos para minimizar el roce y la presión en puntos críticos.

El arnés funciona mediante un sistema de cable Bowen que transfiere el movimiento de los omoplatos y hombros; cuando el usuario mueve los hombros hacia el frente la distancia de excursión aumenta, es decir que la separación de los omoplatos en la espalda aumenta por el arco que se crea; esta diferencia longitudinal en la relación fisionómica de la espalda y hombros es la que se Transfiere a la terminal para accionar los mecanismos A través del cable.³⁶

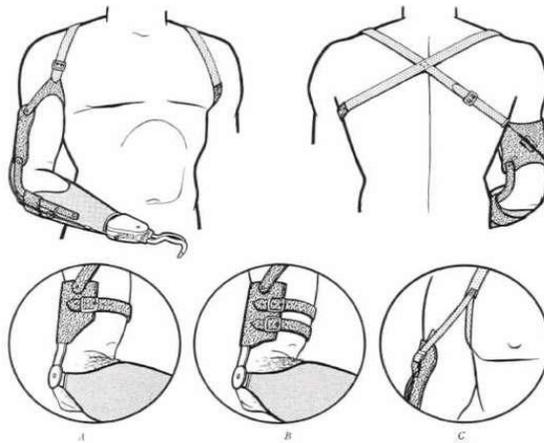


Imagen 2.25-arnes tipo patrón de 8
Imagen tomada de:
http://www.oandplibrary.org/al/1955_03_026.asp
consultado 7/12/16

³⁶ R. Pursley. (1955). patrones de arnes, para prótesis de miembro superior. miembros artificiales, 2, 22-60.

2.4 Aspectos psicológicos de la amputación

Hay cinco áreas de actividad humana que se describen como frustraciones a causa de la amputación, a saber: función física, cosmética, comodidad, factores vocacionales y económicos, y consideraciones sociales³⁷. Está claro que, para ayudar al amputado, deben tratarse estos problemas modificados por su forma de percibirlos para disminuir las frustraciones y conflictos que llevan consigo. Estos problemas no se pueden borrar, pueden modificarse o llegar a un arreglo, pero no pueden negarse. El problema de rehabilitación del amputado consiste en ayudar al paciente a aceptar ciertas limitaciones en su modelo de vida, para asegurar una interferencia mínima con la gran variedad de otras actividades importantes de la vida.

2.4.1 Experiencia de amputación

2.4.1.1 Limitaciones funcionales

Aunque las satisfacciones psicológicas que acompañan a la actividad física no han sido estudiadas muy a fondo, está claro que hay una inclinación congénita a usar los recursos propios. Esto se hace evidente en la determinación de los niños para andar, gatear y manipular objetos sin aprendizaje. Aunque tenemos alguna dificultad en definir con precisión la naturaleza de esta inclinación a una actividad física, está perfectamente claro que hay necesidades psicológicas y satisfacciones asociadas con ella, y que con la amputación estas satisfacciones se limitan. Además de los placeres que están directamente relacionados con el uso de las facultades físicas propias, como andar, bailar o nadar, hay otras satisfacciones que sólo se pueden realizar a través del uso de la función ambulatoria o prensil como un escalón previo.

En relación con los trabajos físicos, tanto la satisfacción directa que llevan consigo y de los placeres ya comentados, las alternativas abiertas al amputado son: a) evitar la ejecución de la tarea, b) compensar la pérdida con el uso de la extremidad restante, o c) ejecutar la función reemplazando el miembro perdido por otro artificial. Dependiendo de la tarea y situación a la cual se ha enfrentado, el amputado puede utilizar las tres alternativas como solución en algunos casos. Pero sin que importe la alternativa que elija el amputado, su necesidad de ejecutar una gran variedad de actos físicos sin restricción ni limitación, podrá ejecutarlos sólo parcialmente. Es importante notar que, por lo general, la prótesis del miembro inferior reemplaza mejor el miembro perdido que la prótesis de la extremidad superior.³⁸

³⁷ S. Fishman . (1961). *Psychological Practices with the Physically Disabled*. Nueva York: Columbia University press.

³⁸ S. Fishman . (1961). *Psychological Practices with the Physically Disabled*. Nueva York: Columbia University press. p27

2.4.1.2 Fracasos funcionales

Normalmente, nuestra sociedad presenta actitudes relativamente negativas hacia la gente que fracasa en diversas actividades, ya sea en el trabajo, en la escuela o en asuntos sociales.

El fracaso como estudiante, un error jugando a la pelota o el fracaso en el trabajo o los negocios son objeto de crítica por parte de la sociedad. De todas formas, el uso de un aparato protésico implica inevitablemente un mayor número de fracasos en la función física.³⁹

2.4.2 Apariencia

2.4.2.1 Consideraciones visuales

La palabra estética, que se relaciona con adorno, embellecimiento o decoración, se usa mucho en el campo de la restauración protésica en relación con los problemas asociados con el aspecto visual. Este problema estético es muy importante en los amputados de la extremidad superior en ambos sexos, y en las mujeres amputadas de la extremidad inferior, pues en ambos casos la ropa no cubre normalmente la extremidad. A causa de la moda en el vestir, los hombres amputados de la extremidad inferior y los niños muy pequeños, dado su estado de desarrollo psico-sexual, hace que se preocupen poco de las materias concernientes a su apariencia personal. Con la llegada de la adolescencia, esta situación cambia dramáticamente y los problemas cosméticos se vuelven de gran importancia. Como los valores asociados con la apariencia son importantes, cuando algún miembro de nuestra sociedad no cumple con estos modelos, sufre una pérdida de aceptación y por ello se crean problemas interpersonales.⁴⁰

Como parte de la investigación realizada por Fishman en 1961; 359 amputados de la extremidad superior fueron evaluados psicológicamente antes de que se realizara el tratamiento protésico, y examinados otra vez algunos meses después de la terminación del tratamiento. Los datos llevaron a la conclusión de que con el uso activo de un aparato protésico había:

1. Una disminución de los sentimientos de sensibilidad y frustración
2. Un aumento de los sentimientos de adaptación social
3. Una mejor aceptación de su situación de incapacidad
4. Un mayor sentido de efectividad e independencia funcional
5. Mayor auto-dependencia
6. Mayor seguridad y aceptación de uno mismo

³⁹ S. Fishman . (1961). *Psychological Practices with the Physically Disabled*. Nueva York: Columbia University press.p28

⁴⁰ Fishman op cit. p30

7. Menos timidez y una conducta más adaptable. Uno puede preguntarse si el amputado experimenta completamente estos cambios positivos, o si son, en parte, una norma cultural hacia la restauración protésica.⁴¹

2.5 Manufactura aditiva

La mayoría de procesos tradicionales de fabricación se puede considerar sustractivos, es decir que se parte de una pieza de materia prima más grande y poco a poco, con cada operación se va reduciendo hasta lograr la forma requerida. Estos procesos se han usado por siglos y son muy conocidos y ampliamente utilizados; la maquinaria está diseñada para producciones en serie de tiraje largo; pero estos sistemas tienen algunos inconvenientes, por ejemplo, genera muchos desperdicios en cada operación, o dependiendo de la forma final de la pieza requiere muchos subprocesos y su fabricación se vuelve complicada y costosa; otra limitante es que generalmente se deben construir herramientas o montajes específicos para la fabricación, lo que incrementa los costos del proceso.

Frente a estos procesos tradicionales, en los últimos años se ha venido popularizando la manufactura aditiva a través de procesos de impresión 3D.

2.5.1 Sistema de impresión FFF

Tanto las impresoras 3D como el proceso de impresión 3D estuvieron asociados por mucho tiempo a un alto esfuerzo técnico y financiero, por lo que dichas técnicas y maquinarias estaban reservados principalmente para los departamentos de desarrollo de las grandes empresas industriales o prestadores de servicios especializados.

El establecimiento del método de impresión **Fabricación por Filamento Fundido** (o Fused Filament Fabrication), convirtió a la impresión 3D, en los últimos años, en una tecnología asequible y accesible; la cual gana cada vez mayor difusión.⁴²

Utiliza una técnica de fabricación aditiva, depositando el material en finas capas, para conformar la pieza. Un filamento termoplástico, que inicialmente se almacena en bobinas, es introducido en una boquilla o nozzle. Esta se encuentra por encima de la temperatura de fusión del material y puede desplazarse en tres ejes controlada electrónicamente. La boquilla normalmente la mueven motores a pasos o servomotores. La pieza es construida con finos hilos del material que solidifica inmediatamente después de salir de la boquilla.

⁴¹ S. Fishman . (1961). *Psychological Practices with the Physically Disabled*. Nueva York: Columbia University press.p38

⁴² J. Mazcuñan. (2016). *Guía de Diseño para impresión 3D* . 9/12/16, de grupo solitium Sitio web: http://solitium.es/Repro3D/guia/guia_de_diseno_para_impresion_3d_01_fdm.pdf

Esta tecnología fue desarrollada por S. Scott Crump a finales de la década de 1980 y fue comercializada en 1990. El término en inglés, Fused Deposition Modeling, y sus siglas, FDM, son marcas registradas de Stratasys. El término equivalente, Fused Filament Fabrication (fabricación con filamento fundido) y sus siglas FFF, fueron acuñados por la comunidad de miembros del proyecto RepRap para disponer de una terminología que pudieran utilizar legalmente sin limitaciones.

El modelado por deposición fundida comienza con un proceso de software, que parte de un fichero estereolitográfico (STL). El fichero es orientado para poder ser impreso, dividido en capas y se calculan las trayectorias que la boquilla deberá seguir para depositar el material, capa a capa, para conformar la pieza. Si son necesarias, se pueden generar estructuras de soporte que, si la máquina es capaz, imprimirá en otro material que tras finalizar la creación de la pieza, será retirado.

El termoplástico es fundido y depositado por la boquilla en capas del grosor requerido (capas más finas implican mejor calidad en la pieza final) una a una. Las capas se depositan de abajo hacia arriba.⁴³

Acá una descripción gráfica del proceso:

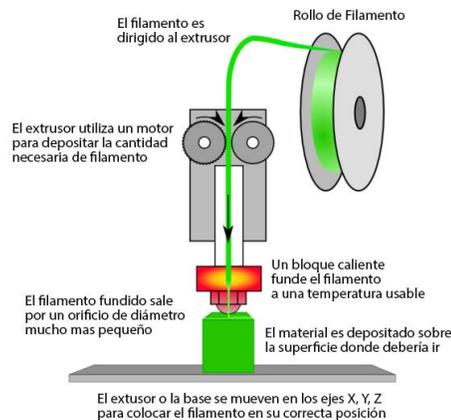


Imagen 2.26-Proceso de impresión 3d
Tomado de <http://print3dfab.com/>
Consultado el 9/12/17

⁴³ J. Mazcuñan. (2016). *Guía de Diseño para impresión 3D*. 9/12/16, de grupo solitium Sitio web: http://solitium.es/Repro3D/guia/guia_de_diseno_para_impresion_3d_01_fdm.pdf

2.5.2 Consideraciones al diseñar para imprimir en 3D

2.5.2.1 Resolución

Es importante tener en cuenta que la resolución del archivo 3D proporcionado es fundamental a la hora de conseguir un acabado deseado. La tecnología FDM presenta dos valores fundamentales de resolución. Aquel que define el espesor de capa o resolución en Z y aquel que define la resolución en el plano XY. El primero es el que nos permite reducir la sensación de laminado, el segundo el que nos permite la obtención de detalles.

Una limitación adicional relacionada con la resolución es el tamaño del Nozzle, que determinará el tamaño del punto más pequeño que podemos crear. Para la creación de los modelos, se recomienda que los detalles mínimos se encuentren en el rango de 0.3mm. En cuanto a la resolución en el eje Z para el FFF Desktop podemos conseguir 75 micras (en algunos casos), mientras que el FDM Industrial puede alcanzar las 150 micras.⁴⁴

2.5.2.2 Precisión

Tanto las partes mecánicas como el mismo filamento (por contracción/dilatación), presentan unos valores de tolerancia que pueden afectar al tamaño de los elementos finales. Se recomienda tener en cuenta una precisión del 0.3% (tanto en contracción como en dilatación) del tamaño de las piezas, con un mínimo de 0.3mm.

2.5.2.3 Soportes

En general, el ángulo de inclinación de una pieza que la impresora es capaz de mantener es cercano a los 45° con la excepción de aquellos modelos que presentan una geometría inestable. Los soportes son necesarios tanto en el interior como en el exterior del modelo.

No usar material de soporte puede desencadenar a una impresión 3D fallida provocando descuelgues, desperdicio de material y de tiempo valioso para un proyecto. En algunos casos algunos programas dedicados a la impresión 3D pueden generar este tipo de soportes cuando detectan estructuras que exceden los 45° requeridos, pero por lo general no son muy confiables por lo que deben realizarse siempre de forma determinada por el usuario.

El proceso de descuelgue por falta de material de soporte es remediado agregando material en las partes que excedan los 45°.

⁴⁴ J. Mazcuñan. (2016). *Guía de Diseño para impresión 3D*. 9/12/16, de grupo solitium Sitio web: http://solitium.es/Repro3D/guia/guia_de_diseno_para_impresion_3d_01_fdm.pdf

2.5.2.4 Pandeo y combado

Cuando se trabaja con piezas de gran tamaño o de espesor reducido, estas son susceptibles de sufrir procesos de pandeo y combado debido a los procesos irregulares de enfriamiento del material extruido. Se recomienda el uso de costillas y nervios, similares a las que se usarían en procesos de inyección, para tratar de reducir o eliminar este efecto.

2.5.2.5 Espesor de pared

A la hora de trabajar con paredes podemos distinguir entre las paredes que limitan interiores y aquellas que son independientes. Se recomienda que el espesor mínimo de las mismas tenga relación con el espesor de capa, siendo una buena elección un valor mínimo de 4 veces el espesor de capa, con un mínimo de 1.75mm. En el caso de paredes que limiten interiores, se recomienda un espesor mínimo de 2mm. ⁴⁵

2.5.3 Materiales para impresión 3D más utilizados

Alrededor del mundo ya existen diversos materiales para la impresión 3D pero no todos son muy accesibles al consumidor ya que se trata de materiales especializados, pero abordaremos los más comunes que se pueden encontrar a continuación:

2.5.3.1 ABS

Como su propio nombre indica, se trata de un termoplástico compuesto por tres grandes componentes: acrilonitrilo, butadieno y estireno; cada uno de los cuales le aporta características distintas. Así, aunque este derivado del petróleo goza de especial popularidad por la resistencia que ofrece ante grandes impactos, una dureza que le dan estos citados “ingredientes”.

El acrilonitrilo, por ejemplo, le proporciona rigidez, estabilidad ante las altas temperaturas y fortaleza ante los ataques químicos; mientras que el butadieno le da tenacidad ante las bajas temperaturas y le da la protección necesaria ante los impactos. Respecto al estireno, su presencia tiene que ver con la resistencia mecánica y el brillo, entre otros.

El resultado final es un ABS que se puede pulir, lijar limar, agujerear, pintar, pegar y, en definitiva, someter a toda una serie de procesos industriales con diversas aplicaciones. Ahora bien, durante la extrusión es probable que emita algunos vapores tóxicos, y únicamente es reciclable (no biodegradable).

Las impresiones con este material trabajan con temperaturas de entre 230 y 245 grados

⁴⁵ J. Mazcuñan. (2016). *Guía de Diseño para impresión 3D*. 9/12/16, de grupo solitium Sitio web: http://solitium.es/Repro3D/guia/guia_de_diseno_para_impresion_3d_01_fdm.pdf

centígrados, aunque varían según el diámetro del filamento de la bobina. Es uno de los más utilizados, tanto, que incluso las piezas de LEGO están hechas de ABS.⁴⁶

2.5.3.2 PLA

El poliláctico o PLA es otro de los favoritos. Curiosamente, se crea a partir de recursos naturales (y renovables) como las raíces de la tapioca, la caña de azúcar y el almidón de maíz. Su principal virtud, evidentemente, es que se trata de un compuesto biodegradable, no contaminante.

Resulta muy fácil usarlo para imprimir porque funciona a temperaturas más bajas que el ABS (oscilan entre los 190 y 200 grados aproximadamente) pero resulta bastante frágil ya que es demasiado rígido y su vida útil es menor. Se pueden encontrar en muchos envases de productos alimenticios.⁴⁷

2.6 Sistemas mecánicos

Como ya se expuso antes, los diferentes músculos, tendones y huesos de la muñeca y mano actúan como sistemas mecánicos que permiten convertir la contracción y extensión muscular en movimiento, con una eficiencia increíble se alternaran grupos musculares para dar soporte en los puntos y momentos más necesarios pero a la ves permiten una gran rango de movimientos y una increíble precisión en los mismos. A continuación se presentan los sistemas mecánicos más básicos que se deben considerar en el diseño de la prótesis para poder convertir la contracción del cable Bowen del arnés en 8 en el cierre y apertura de la mano mecánica.

2.6.1 palancas

El término palanca alude a un tipo de máquina simple cuyo propósito consiste en aplicar fuerza y transmitir velocidad a un objeto. Su composición consta de una barra rígida que fluctúa en torno a un punto de apoyo denominado fulcro.

⁴⁶ tomado de: <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/abs.html> consultado el 9/2/16

⁴⁷ tomado de :<http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/08/polilactico-pla.html> consultado el 9/12/16

Se hace uso de la palanca cuando lo que se requiere es aumentar la fuerza aplicada a un cuerpo, o bien, para aumentar la celeridad en su desplazamiento.

Con la palabra potencia se designa a la fuerza menor, y resistencia indica la fuerza mayor.

- Palanca de primer grado: aquí, el punto de apoyo se sitúa entre la potencia y la resistencia. En esta clase de palanca la primera suele ser menor que la segunda, pero sólo cuando aminora la velocidad transferida al objeto y el trayecto recorrido por la resistencia. Podemos señalar como ejemplos a una tijera, una catapulta, una barrera y/o una tenaza.
- Palanca de segundo grado: es el nombre con que se conoce la clase de palanca en la que la resistencia se ubica entre el punto de apoyo y la potencia. Esta última, siempre es menor que la resistencia, pero sólo cuando reduce la velocidad, y el trayecto recorrido por la resistencia cobra fuerza. Ejemplos de este tipo de palanca son: el rompenueces, la carretilla, los remos y el abrelatas.
- Palanca de tercer grado: la tercer clase de palanca se distingue por el hecho de que la potencia está localizada entre la resistencia y el punto de apoyo. Aquí, la parte de la potencia siempre será menor que la sección de la resistencia. En consecuencia, esta última es menor que la potencia. Es utilizada cuando el objetivo es aumentar la celeridad transferida a un elemento o bien, la distancia recorrida por el mismo. El elemento para quitar los ganchos colocados con la abrochadora, es un típico ejemplo de palanca de tercer grado.⁴⁸

2.6.2 Poleas

Una polea, es una máquina simple que sirve para transmitir una fuerza. Se trata de una rueda, generalmente maciza y acanalada en su borde, que, con el curso de una cuerda o cable que se hace pasar por el canal ("garganta"), se usa como elemento de transmisión para cambiar la dirección del movimiento en máquinas y mecanismos. Además, formando conjuntos —aparejos o polipastos— sirve para reducir la magnitud de la fuerza necesaria para mover un peso.

Según definición de Hatón de la Goupillière, «la polea es el punto de apoyo de una cuerda que moviéndose se arrolla sobre ella sin dar una vuelta completa» actuando en uno de sus extremos la resistencia y en otro la potencia.

⁴⁸ tomado de: <http://www.tiposde.org/ciencias-naturales/154-tipos-de-palanca/#ixzz4SQA7Lc8O> consultado el 10/12/16

2.6.2.1 Polea simple fija

La manera más sencilla de utilizar una polea es colgar un peso en un extremo de la cuerda, y tirar del otro extremo para levantar el peso. Una polea simple fija no produce una ventaja mecánica: la fuerza que debe aplicarse es la misma que se habría requerido para levantar el objeto sin la polea. La polea, sin embargo, permite aplicar la fuerza en una dirección más conveniente.

2.6.2.2 Polea móvil

Una forma alternativa de utilizar la polea es fijarla a la carga un extremo de la cuerda al soporte, y tirar del otro extremo para levantar a la polea y la carga. La polea simple móvil produce una ventaja mecánica: la fuerza necesaria para levantar la carga es justamente la mitad de la fuerza que habría sido requerida para levantar la carga sin la polea. Por el contrario, la longitud de la cuerda de la que debe tirarse es el doble de la distancia que se desea hacer subir a la carga.⁴⁹

⁴⁹ tomado de : <http://luyvis.blogspot.com/2012/04/las-poleas-y-sus-clases.html> el 10/12/16

Capitulo 3 Desarrollo de propuesta

3.1 Brief de diseño

La función de las prótesis es sustituir la parte original y brindarle al usuario la posibilidad de realizar las mismas actividades que antes desempeñaba. Pero en la parte psicológica se queda corto el alcance de las prótesis; puesto que de igual forma, se debería de buscar que la percepción psicológica de la forma restablezca la confianza del usuario y minimice el efecto de inadecuación que suele asociar la sociedad hacia las amputaciones y discapacidades en general.

El diseño de la prótesis de mano tiene que tener varias consideraciones tanto estéticas, conceptuales y funcionales. El diseño debe estar centrado en el usuario, debe ser compatible con los encajes existentes, y con los arneses que se encuentra en el mercado; el periodo de adaptación debe ser el mínimo posible y requerir el mínimo mantenimiento necesario.

3.1.1 La clasificación de la prótesis

Según las características que se presentó en el marco teórico podemos clasificar la propuesta de prótesis de la siguiente manera:

| | |
|---------------------|-----------------------------------|
| Tipología | Sistema terminal de mano mecánica |
| Nivel de amputación | Transradial: medial y distal |
| Tipo de encaje | cerrados |
| Tipo de mecanismo | Activo |
| accionada | manualmente |

Tabla 3.1-clasificación de prótesis

3.1.2 Consideraciones funcionales

- La prótesis debe de poder replicar las siguientes funciones de la mano.
 - Pinza pulgodigital, bidigital y tridigital(pinza fina)
 - prensa palmar cilíndrica(pinza gruesa)
- debe poder ser accionada mediante un arnés en 8.
- debe ser acoplable con un encaje cerrado.

3.1.3 Consideraciones de fabricación

- Todos los componentes deben ser accesibles en el mercado local
- Todas las partes deben estar optimizadas para ser impresas en 3d, utilizando el menor volumen de material posible, sin comprometer la resistencia de las mismas.

3.1.4 Consideraciones estéticas

- Diseñar la prótesis de forma que su volumen se base en las relaciones dimensionales de las diferentes partes de la mano, para lograr una relación antropométrica entre los diferentes elementos y que su forma se perciba acorde a la mano humana.
- Desarrollar un lenguaje visual que sea agradable y que transmita confianza para estimular su uso. Que denote poder y capacidad, para subsanar las limitantes generadas a partir de la amputación. Tiene que aparentar fuerza y resistencia, pero ser a la ves cálido y flexible como el toque humano.

3.2 Desarrollo de concepto

Impulso flexible

Un impulso es una fuerza, un “extra” que empuja y mueve a su alrededor. Es dinámico y denota una acción, no es estático ni aletargado; es más fluido y expedito. Esta vitalidad y energía es la que se tiene que percibir en las líneas y el volumen en general.

Pero este impulso tiene una contraparte, o mejor dicho un punto de equilibrio, el impulso se puede volver extremo, impelente y angular; valores que están lejos de las curvas suaves y fluidas de la mano. Se necesita un equilibrio que le brinde calidez y fluidez a la forma.

Un impulso flexible es aquel que a pesar de ser fuerte y capaz de generar cambios, mantiene estos aspectos bajo la superficie, mientras su primer plano es más sutil e inocuo. Esa fuerza y capacidad se percibe de manera subyacente, lista a manifestarse cuando sea necesario mientras se desenvuelve con mansedumbre y nobleza.

3.3 Moodboard



Estas imágenes representan el estilo visual que deberá tener la prótesis, la integración de las curvas en el volumen final. La forma como las líneas fuertes se funden sutilmente con el resto de la forma, creando transiciones sutiles pero lo suficientemente notorias que le agregan carácter a la forma.

Imagen 3.1-moodboard
Imágenes tomadas de pinterest.

3.4 Desarrollo del lenguaje visual

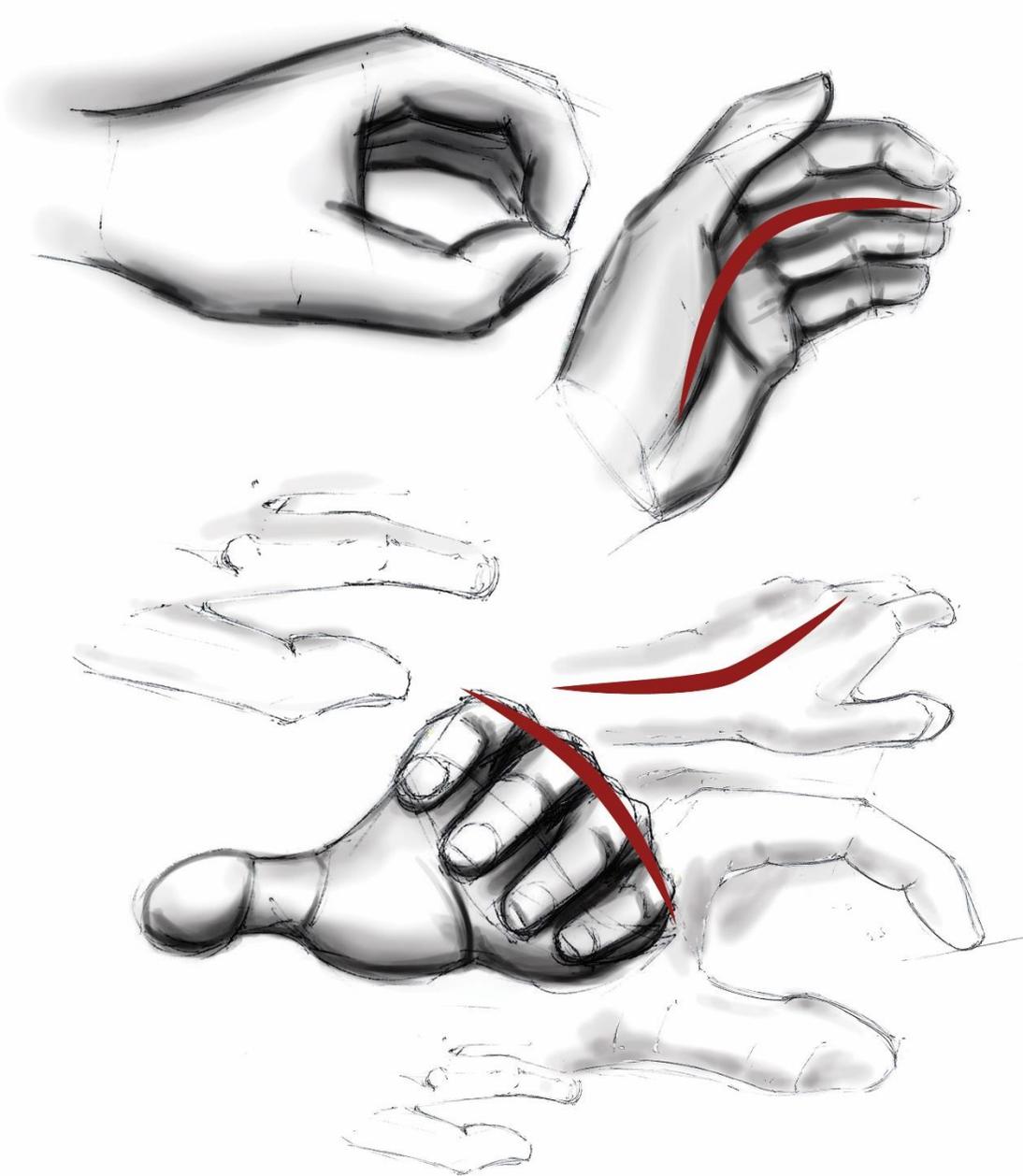
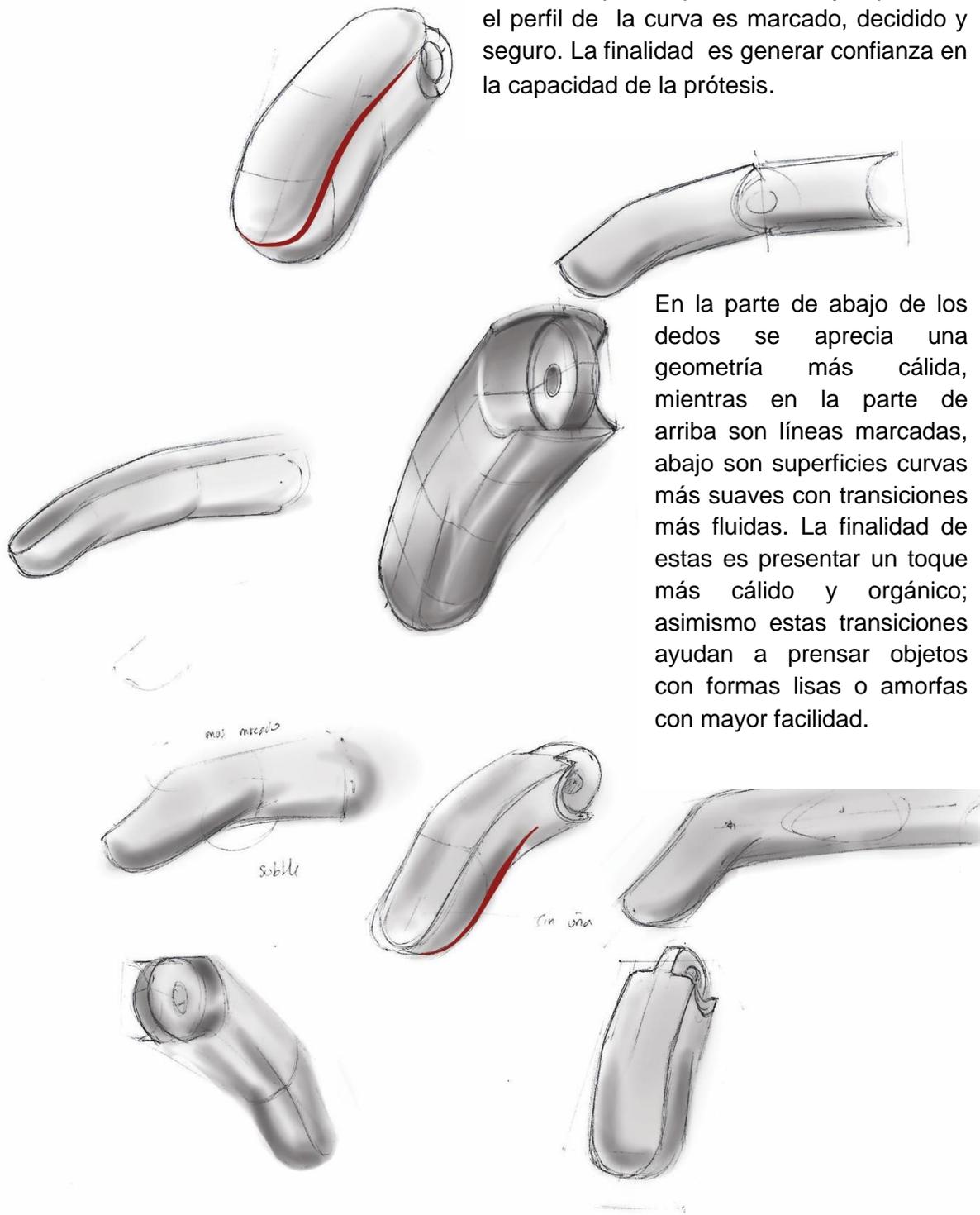


Imagen 3.2-estudios de arcos de la mano.

Primero se hizo un estudio de la forma de la mano, como se arquea en la palma y las curvas que describen los dedos y el pulgar.

En la parte de arriba los dedos tienen líneas marcadas, para expresar fuerza y capacidad; el perfil de la curva es marcado, decidido y seguro. La finalidad es generar confianza en la capacidad de la prótesis.



En la parte de abajo de los dedos se aprecia una geometría más cálida, mientras en la parte de arriba son líneas marcadas, abajo son superficies curvas más suaves con transiciones más fluidas. La finalidad de estas es presentar un toque más cálido y orgánico; asimismo estas transiciones ayudan a prensar objetos con formas lisas o amorfas con mayor facilidad.

Imagen 3.3- lenguaje visual de los dedos.

I

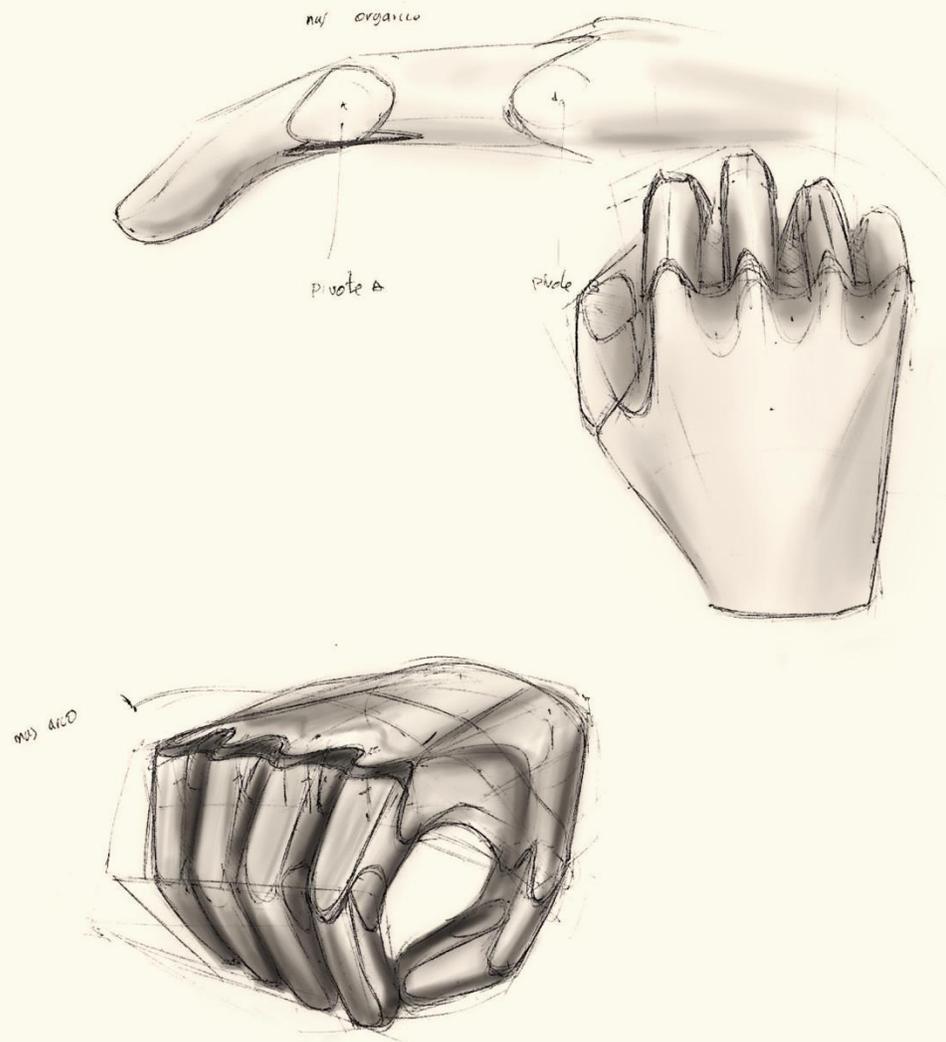


Imagen 3.4- estilo visual de la mano.

La forma de la mano es más minimalista que los dedos. La forma se tiene que apreciar como un volumen sólido, tiene que dar la percepción de resistencia, por lo que se debe exagerar un poco los bloques o áreas más reconocibles. Algunas líneas tienen más presencia como la base del pulgar o los costados, pero estas líneas le confieren el perfil de una mano, por así decirlo le dan forma a la mano.

Los nudillos son el punto de atención de la parte superior de la mano, mediante la conjugación de diferentes curvas y niveles se mantiene un ritmo ondulante que da la impresión de movimiento. Durante los movimientos de la mano humana los nudillos se arquean, sobresaltan o se hunden modificando la forma como se ve la mano; en la prótesis es necesario simular estas posiciones e importancia para agregar naturalidad a la forma.

3.5 Desarrollo de sistemas de funcionamiento

3.5.1 Desarrollo de los mecanismos de flexión y extensión de los dedos

En los dedos humanos los movimientos de flexión y extensión se producen por inervaciones de los tendones de los músculos flexores y extensores, estas inervaciones están en la parte superior e inferior de las falanges. El movimiento se da, ya que en ambos casos las inervaciones están arriba y abajo del eje de rotación de las articulaciones de los dedos, cuando el músculo se contrae la longitud del tendón se acorta y las falanges se flexionan sobre si mismas para compensar este acortamiento.

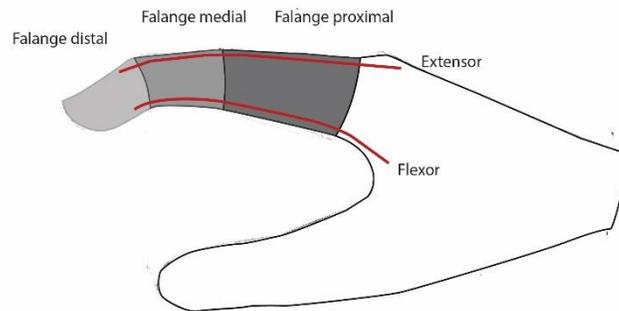


Imagen 3.5- modelo de los huesos de los dedos.

Debido a su relativo poco aporte a las pinzas y prensas que la prótesis requiere, se ha considerado simplificar el dedo y reducirlo a dos elementos; la falange distal y medial se combinara para formar una sola pieza; de esta manera el dedo estará compuesto por dos eslabones, simplificando el ensamble y aumentado su resistencia ya que la yema de los dedos es la parte que entra en contacto con mayor frecuencia con los objetos, tiene un desgaste mayor, por lo que conviene que sea una pieza sólida.

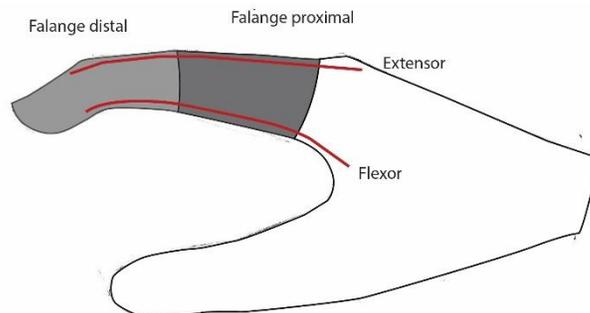
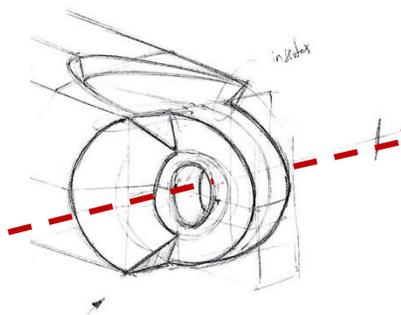


Imagen 3.6- modelo simplificado de los huesos de los dedos.

Si bien es cierto en las diferentes pinzas y prensas de la mano si hay un cierto movimiento de abducción en los dedos, para las pinzas requeridas según el Brief (pulgodigital , bidigital, y la prensa palmar cilíndrica) no es determinante, por lo que se limitara el movimiento de los dedos únicamente en flexión y extensión. De esta manera el movimiento de las falanges se puede realizar mediante una articulación cilíndrica en la que el movimiento rotacional de cada eje se da perpendicular al plano lateral de cada dedo.



La línea punteada es el eje de rotación, las dos falanges se unen mediante un pin que evita que se separen.

Imagen 3.7- detalle de los ejes interfalángicos.

Los movimientos de flexión y extensión se llevaran a cabo por cuerdas de nylon, en otros diseños de prótesis impresas en 3d solo se considera una cable para flexión y otro para extensión, esta disposición restringe la posición del conducto para que dicho cable pase, justo en el medio de las piezas (para no crear cargas laterales en los ejes) esto causa que la cantidad de material en el centro sea menor, debilitando dicha unión. Por ejemplo en la mano protésica raptor, es uno de los problemas que se encontró, los ejes en las falanges de los dedos deberían ser la parte más sólida del conjunto, pero resultan débiles al aplicarle fuerzas laterales por el poco material de relleno que tiene en la sección de los ejes.

En la siguiente imagen podemos ver que la sección en el área que pasa el conducto para los cables se reduce mucho, lo que causa que sea muy débil el área de los pivotes de articulación. Puesto que se tiene que contemplar el espacio para el pivote, de por sí ya es una parte débil, y si a eso tenemos los canales de los cables justo en esa área resulta impráctico y poco funcional.

Vista superior



los canales para las cuerdas debilitan los ejes



Vista frontal



A-A (2 : 1)

canales para cuerdas flexoras



Imagen 3.8- detalle de piezas de dedos de mano raptor.

Por lo que se ha considerado usar dos líneas tanto para flexión como extensión que corran a cada lado del dedo, de esta manera se mantiene una tensión constante a cada lado del eje, logrando movimientos más estables y sin debilitar la articulación. Estos canales conductores estarían presentes en los 5 dedos, pasarían a través de las falanges proximal y distal para luego integrarse al mecanismo de cierre en la palma de la mano.

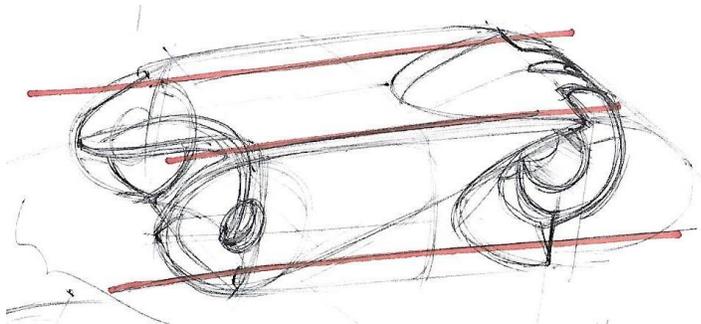


Imagen 3.9- detalle de los conductos flexores y extensores de los dedos.

3.5.2 Desarrollo del mecanismo de cierre de los dedos.

El mecanismo de cierre de los dedos, estará ubicado en la palma de la mano, mediante un resorte se mantendrá una tensión constante en las cuerdas flexoras de los dedos, que mantendrán cerrados los dedos de la mano, cuando el usuario accione el mecanismo a través del arnés, el mecanismo se contraerá y liberará la tensión de las cuerdas flexoras mientras tensiona las cuerdas extensoras.

En los mecanismos tradicionales el movimiento es controlado por un sistema de palanca; en el caso de comparación con una mano mecánica de cierre voluntario, es un mecanismo de palanca de Segundo grado en el que la acción del arnés se transmite en el movimiento de la palanca y de los dedos posteriormente.



Imagen 3.10- descripción de mecanismo de cierre tradicional.

Este sistema no sería viable para ser impreso en 3d puesto que requiere de partes muy pequeñas sujetas a gran esfuerzo mecánico; las piezas propuestas deben ser más grandes y tener más refuerzos, el sentido de impresión también debe ser considerado para que la orientación de las capas de impresión no esté en sentido perpendicular a la fuerza de tracción para no debilitar estructuralmente la pieza.

El sistema propuesto, como se explicó antes, consta de un resorte de compresión. Este resorte es comprimido por el cabezal móvil, donde se anclan las cuerdas flexoras de los dedos. El resorte empuja el cabezal móvil hacia la muñeca; este movimiento causa que se cierren los dedos. El cabezal es ajustable, de esta forma se puede modificar la tensión de los flexores (que equivale a la fuerza de cierre de los dedos) cambiando la longitud de compresión del resorte.

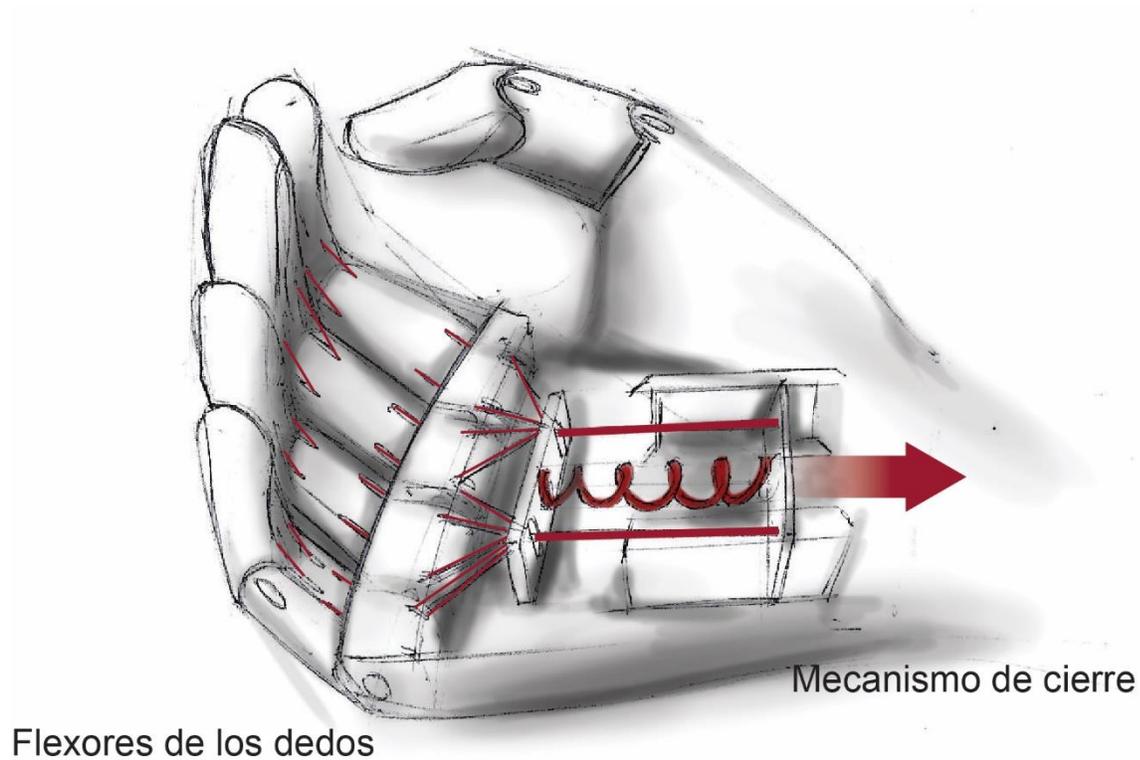


Imagen 3.11- mecanismo de cierre.

3.6 Proceso de construcción de modelo digital

El proceso de modelado se trabajó en tres etapas, la primera de maquetaría y bosquejo rápido, la segunda de desarrollo de volúmenes externos finales, y la tercera de refinamiento interno y de mecanismos.

3.6.1 Maquetaría y bosquejo rápido

La finalidad de esta etapa era rápidamente generar volúmenes que dieran la impresión final que tendría la prótesis, sin entrar en detalles solo para evaluar la relación entre el tamaño de las partes y que se apreciara “natural” la proporción.

Para esto se usó el software Autodesk Maya, en el que a través de modelado con mallas se generó rápidamente un modelo con el cual seguir trabajando.

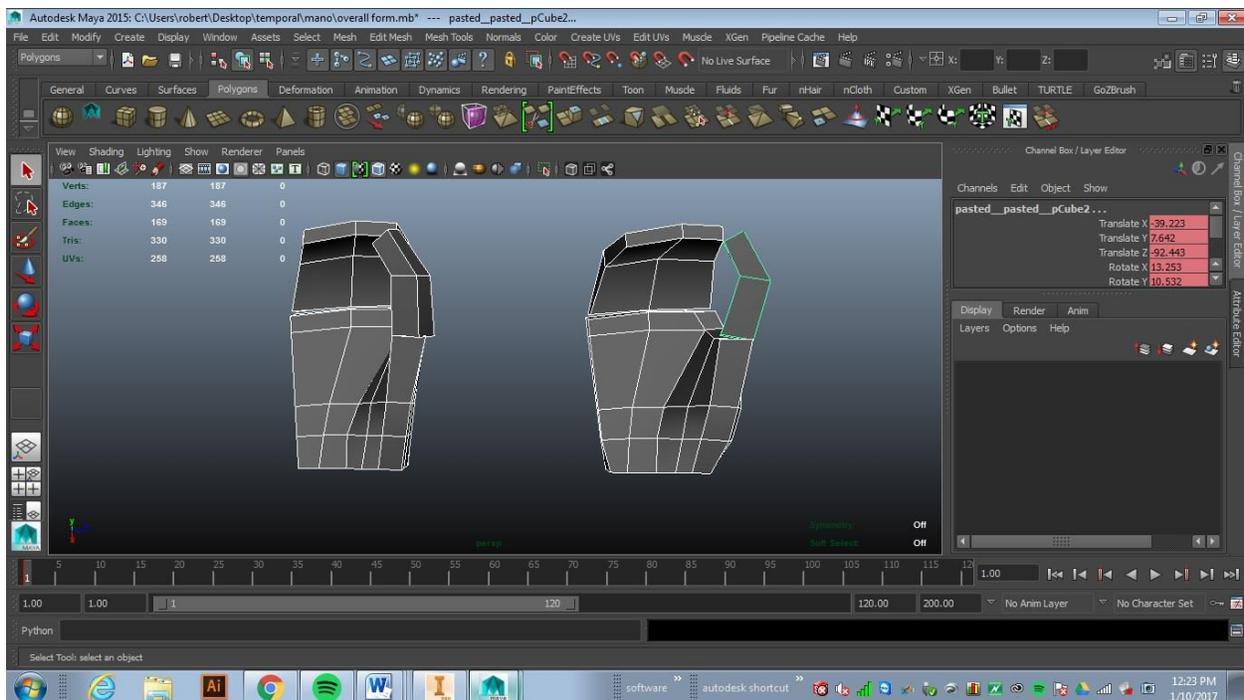


Imagen3.12- maqueta básica de la mano.

En la imagen se aprecia el volumen básico de la mano, los dedos simplificados y el pulgar.

Luego se exporto este modelo a AutoCad, este software se usó para modificar las medidas y escala de las partes. Se generaron dibujos de referencia con más detalles, tomando en cuenta, medidas y ángulos basados en las tablas de relaciones de medidas corregidas según la norma DIN 33402-2

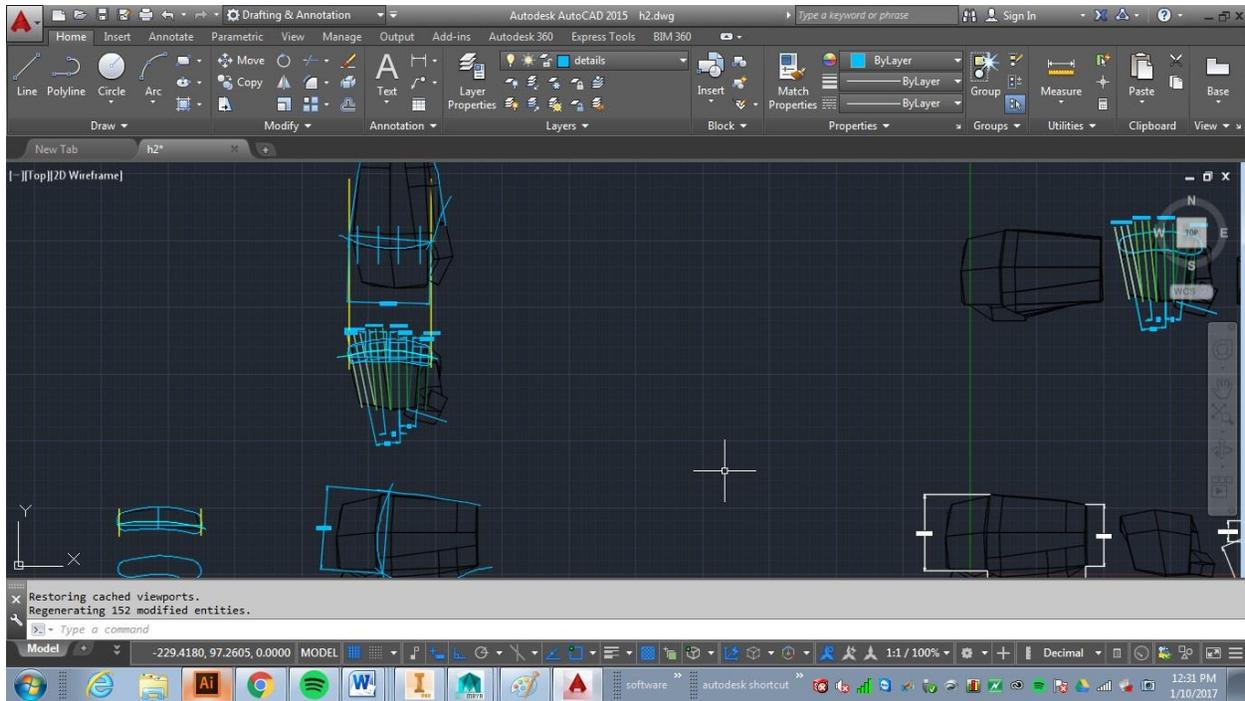


Imagen 3.13-refinamiento de medidas en AutoCad.

Las medidas finales de ancho, largo, alto de la mano; la separación entre cada dedo, el ángulo de inclinación del plano transversal de los dedos para lograr la pinza pulgodigital y el ancho y largo de cada falange fueron algunos de los dibujos de referencia que se generaron para ser considerados posteriormente en el modelado.

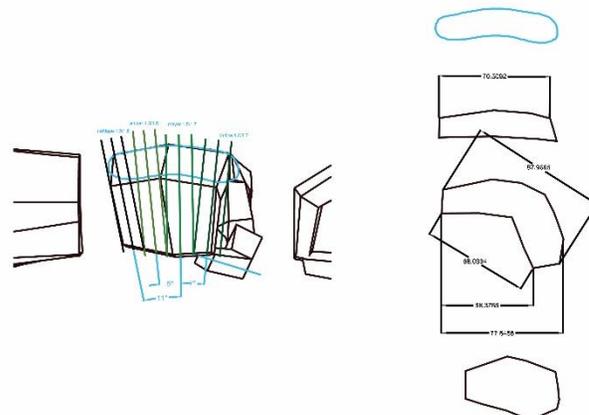


Imagen 3.14- planos de detalles de medidas para modelado final.

3.6.2 Desarrollo de volúmenes externos finales

Una vez que la forma final estaba completamente dimensionada y debidamente referenciada se procedió con el modelado de las superficies externas finales, teniendo en cuenta el lenguaje visual desarrollado.

Para el modelado de la superficie final, se utilizó el software Autodesk Alias speedform; en este se utilizó un proceso de modelado con Superficies Tsplines para lograr la fluidez y transiciones suaves en concordancia con el lenguaje visual.

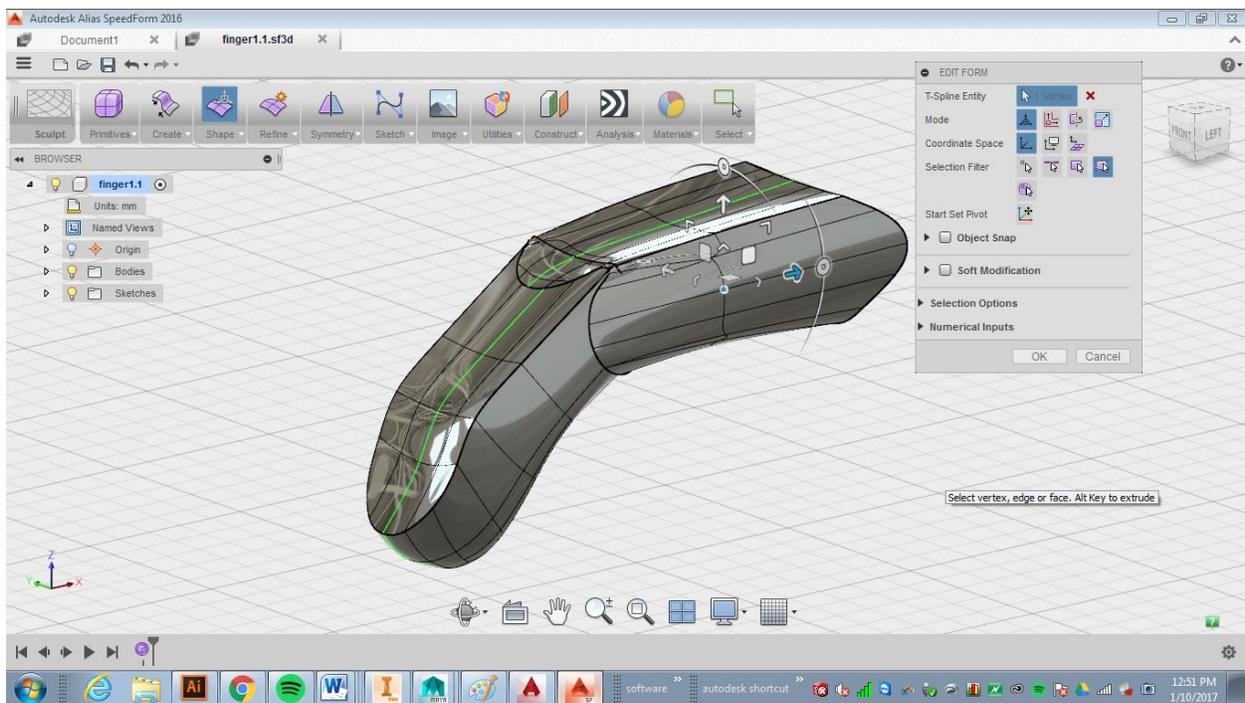


Imagen 3.15-modela de superficies de los dedos.

Primero se trabajó los dedos, para que estos luego fueran integrados en el modelo de la palma de la mano, como se aprecia en la captura, en este punto solo se modelo la superficie externa sin detalles de construcción.

Una vez que los dedos están modelados, se prosiguió con el modelado de la mano; se usó el modelo de referencia elaborado en Maya, así como los dibujos de referencia elaborados en Autocad para determinar el volumen final de la mano; esta superficie se exporto para ser utilizada en la tercera etapa.

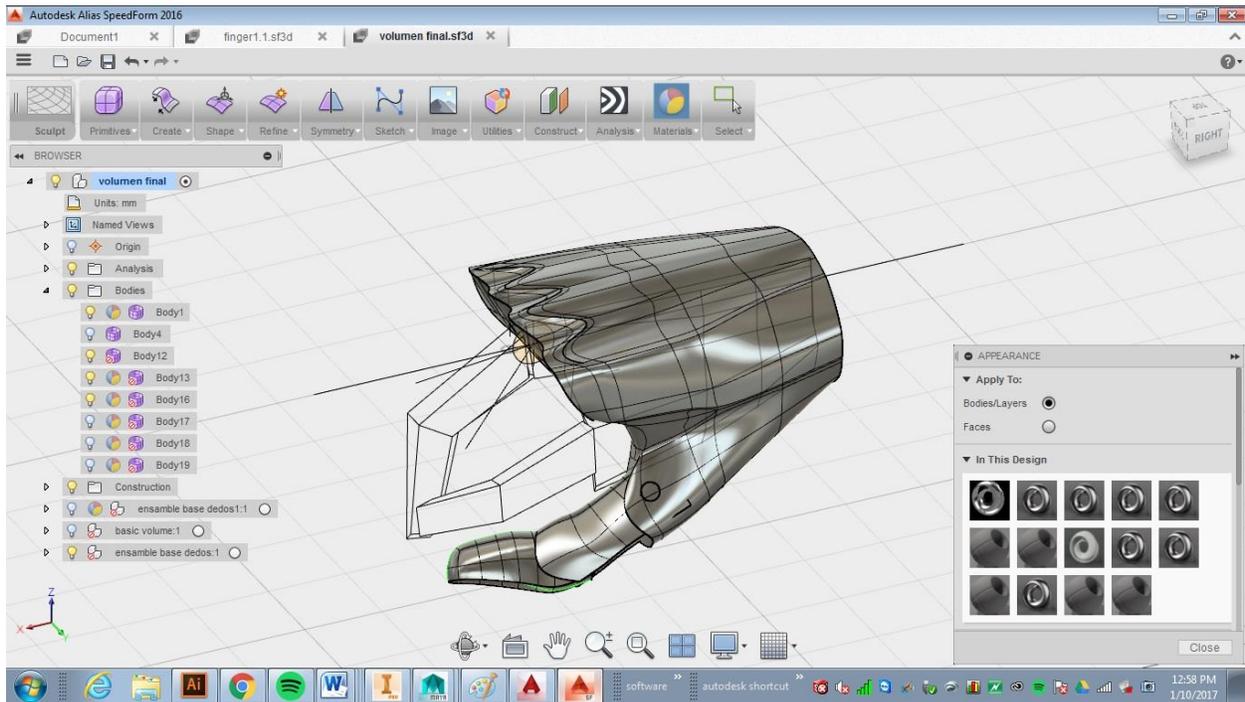


Imagen 3.16-modelado de superficies de la mano.

3.6.3 Refinamiento interno y de mecanismos.

En esta etapa se prosiguió con la adecuación de los modelos para su funcionamiento e impresión. Con las superficies importadas de Alias speedform se trabajó en el software Autodesk Inventor para seguir con el desarrollo de las estructuras internas y mecanismo de cierre. El sistema de modelado por sólidos de este software permitió añadir los detalles necesarios para que las piezas encajaran y funcionaran entre sí.

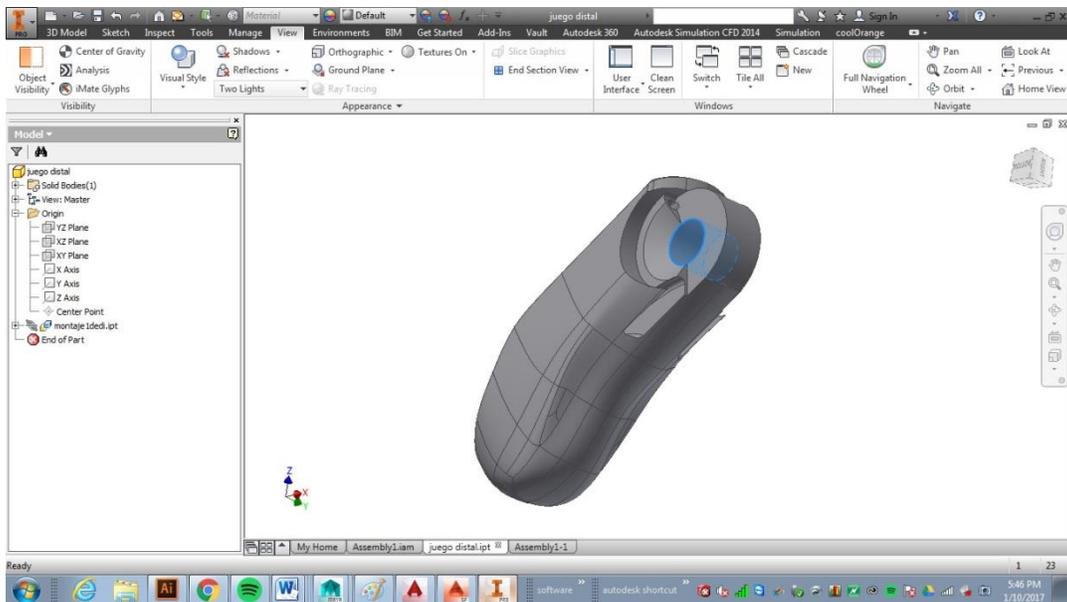
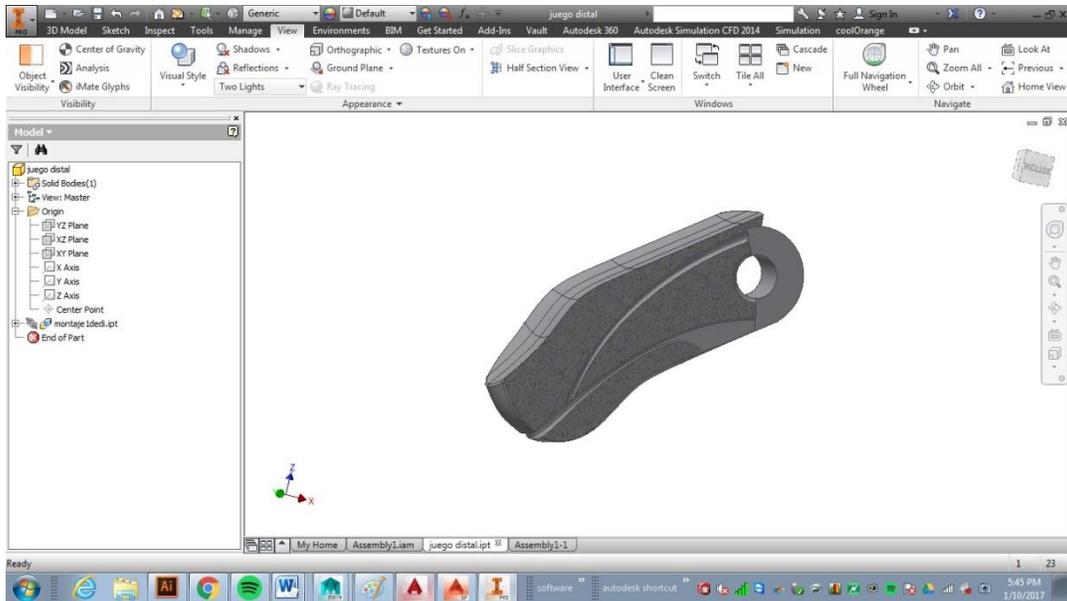


Imagen 3.17-detalles funcionales de las falanges de los dedos.

Primero se trabajó con los dedos, los canales internos para las cuerdas flexoras y extensoras, los ejes y articulaciones. Se realizó este proceso con cada uno de los dedos, y a que cada uno tiene diferentes dimensiones.

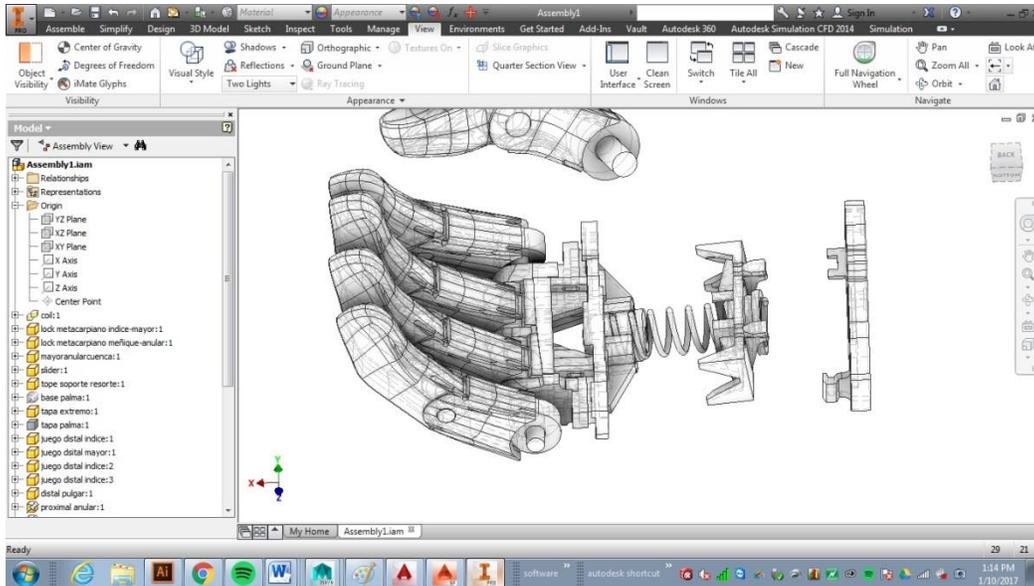


Imagen 3.18 mecanismo interno de cierre.

Luego se detallo todas la piezas del mecanismo de cierre, se modeló los componentes externos como los tornillo, tuercas y resortes que se necesitaran para su ensamble; en todas las piezas se consideró margenes de tolerancia minimos y maximos y se ensayo su ensable para asegurarse que encajen bien una vez impresas.

3.7 Propuesta final

3.7.1 Estilo visual



Imagen 3.19-render final de la palma de la mano.



Imagen 3.20-render final del reverso de la mano

3.7.2 Medidas generales

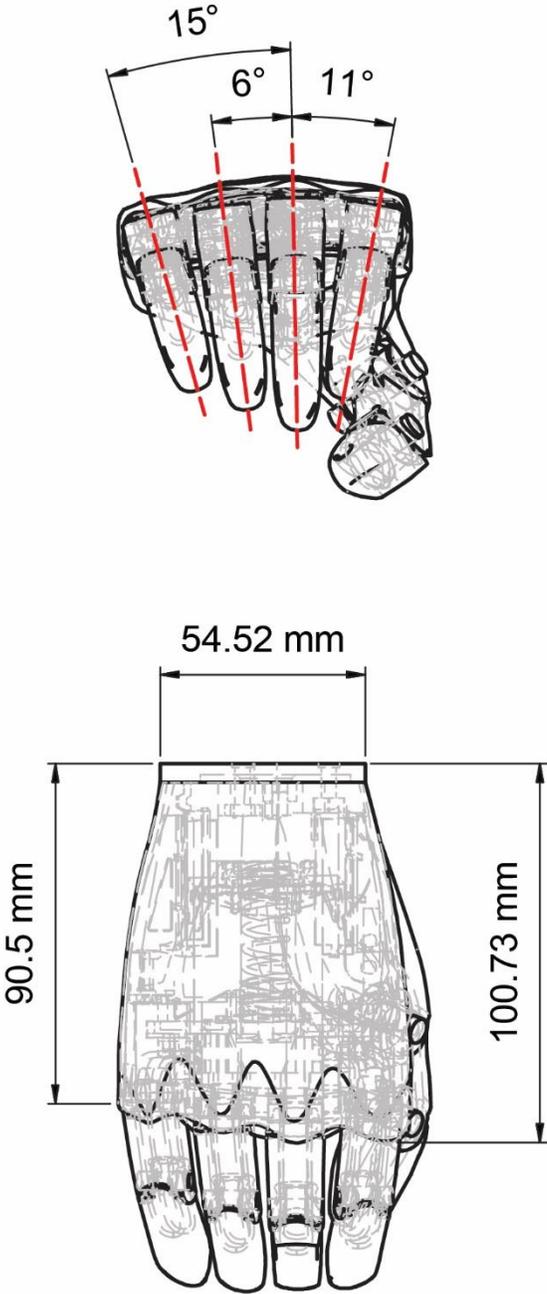


Imagen 3.21- medidas generales de la mano

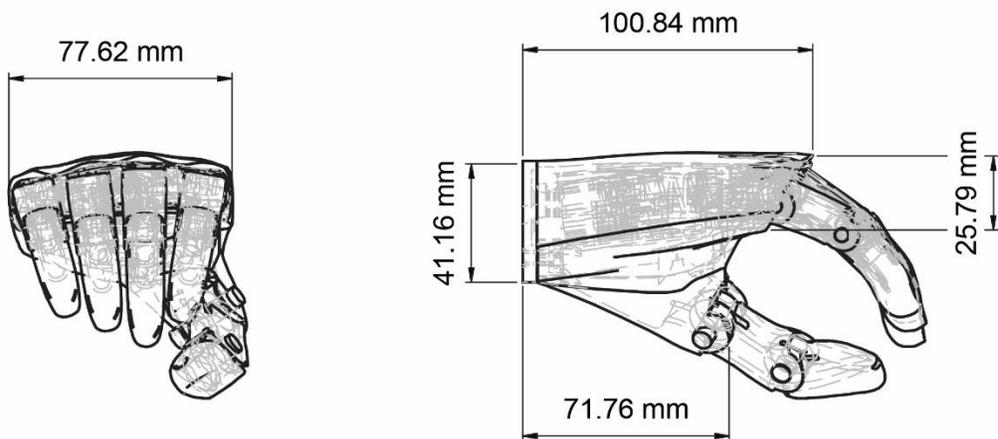


Imagen 3.22-medidas generales de la mano

3.7.3 Detalle de piezas

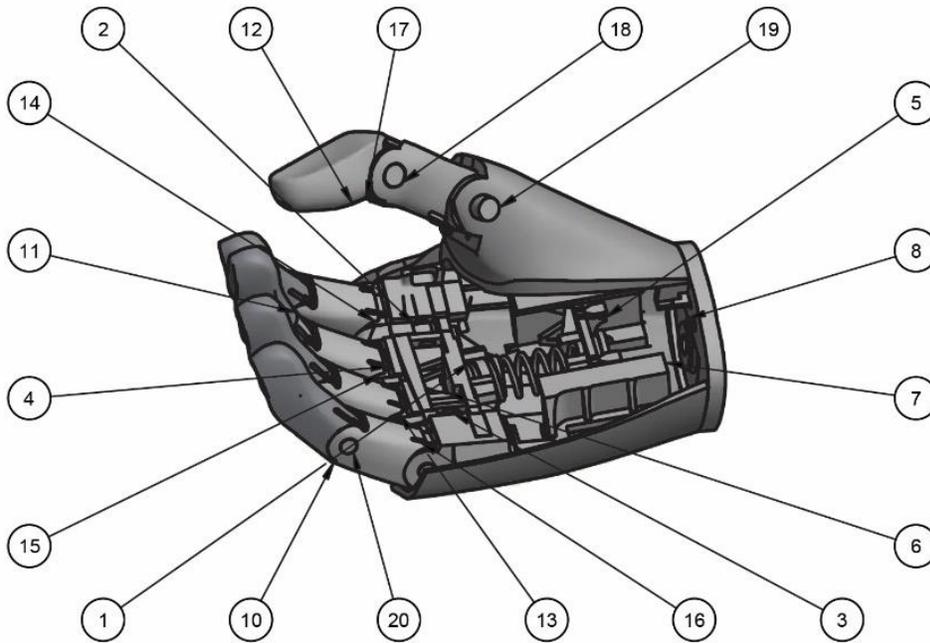


Imagen 3.23- piezas de la mano

| Lista de piezas | | | |
|-----------------|-------|------------------------------------|----------|
| Item | Cant. | Nombre de la pieza | Material |
| 1 | 1 | resorte de compresión | acero |
| 2 | 1 | seguro metacarpiano indice-mayor | ABS |
| 3 | 1 | seguro metacarpiano meñique-anular | ABS |
| 4 | 1 | eje metacarpiano mayor-anular | ABS |
| 5 | 1 | cabezal móvil | ABS |
| 6 | 1 | soporte resorte | ABS |
| 7 | 1 | base palma | ABS |
| 8 | 1 | tapadera proximal | ABS |
| 9 | 1 | tapa palma | ABS |
| 10 | 3 | juego distal indice | ABS |
| 11 | 1 | juego distal mayor | ABS |
| 12 | 1 | distal pulgar | ABS |
| 13 | 1 | proximal anular | ABS |
| 14 | 1 | proximal indice | ABS |
| 15 | 1 | proximal mayor | ABS |
| 16 | 1 | proximal meñique | ABS |
| 17 | 1 | proximal pulgar | ABS |
| 18 | 1 | eje interfalángico pulgar | ABS |
| 19 | 1 | eje metacarpiano pulgar | ABS |
| 20 | 8 | eje falángico | ABS |

Tabla 3.2- listado de piezas de la mano

3.7.4 Secuencia de ensamble

Seuencia de ensamble para los pizas distal y proximal de los dedos.

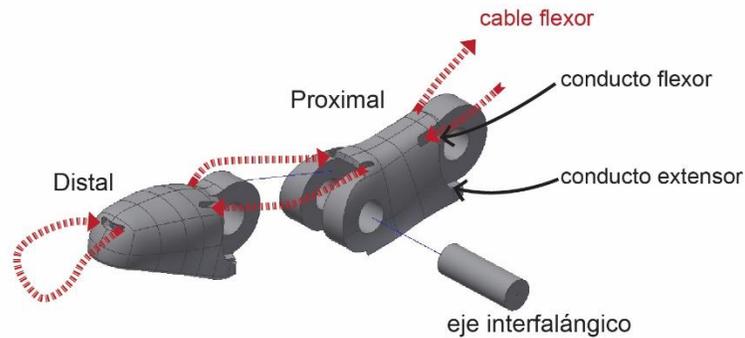


Imagen 3.24- ensamble de las falanges de los dedos.

Las piezas distal y proximal se unen mediante el pin del eje interfalángico, este se coloca en su posición cuando las cuencas de las piezas proximal y distal están alineadas y entra a presión. Los cables flexores y extensores entran en los conductos flexores en la parte inferior de los dedos y los cables extensores entran en los conductos de arriba. Los cables flexores y extensores se introducen desde el extremo proximal y en la punta de la pieza proximal “dan la vuelta” en el orificio y se introducen para terminar nuevamente en el extremo proximal para integrarse en la palma. Los extremos de los cables flexores y extensores deben sobresalir por el final del dedo 20 cm en cada caso para tener suficiente material para asegurarlos al mecanismo de cierre.

Este proceso se realiza con los 5 dedos.

Seuencia de ensamble para la palma de la mano

- 1 Colocar el dedo pulgar ya armado con los cables en su lugar, introducir el pin del eje metacarpiano del pulgar para asegurar el dedo en su lugar y pasar los cables extensores y flexores en los conductos flexores y extensores respectivamente.

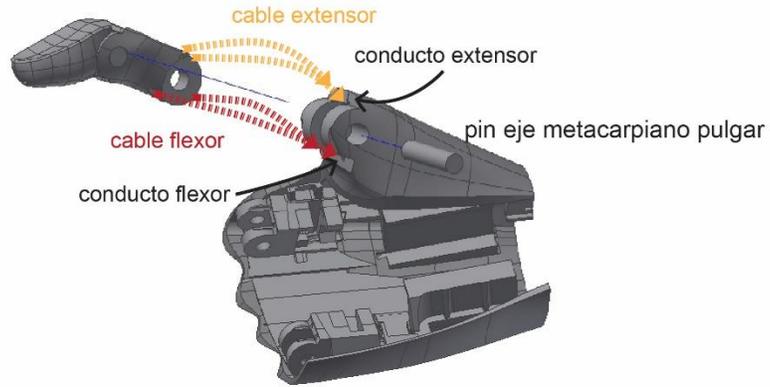


Imagen 3.25-ensamble de dedo pulgar.

- 2 Acomodar el dedo índice en su lugar, pasar los cables flexores y extensores a través de los conductos en la base de la palma; una vez que los cables estén en su lugar insertar el dedo en la cuenca y colocar el pin del eje metacarpiano en su lugar.

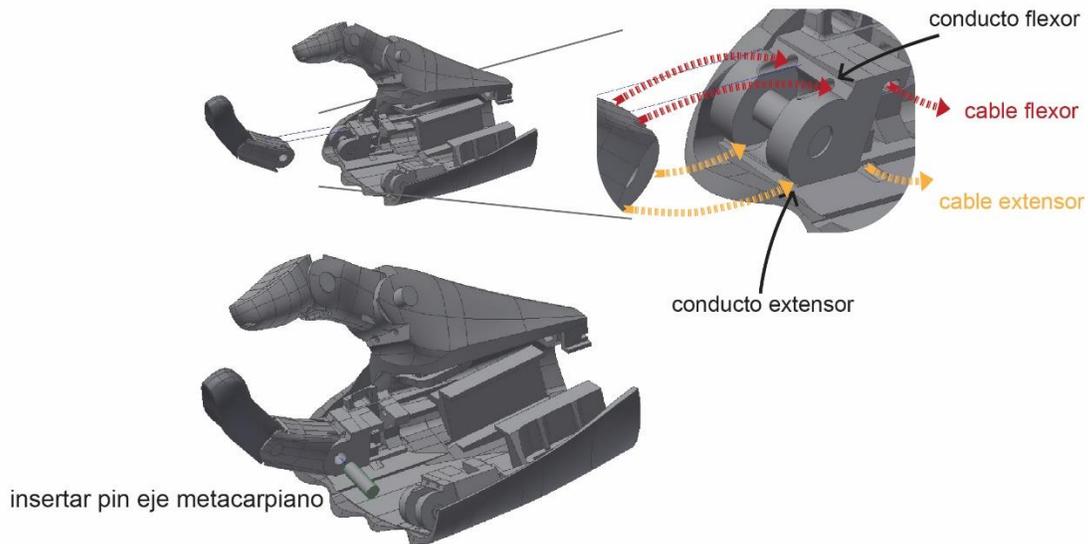


Imagen 3.26-ensamble de dedo índice.

3

Repetir los mismos pasos con el dedo meñique

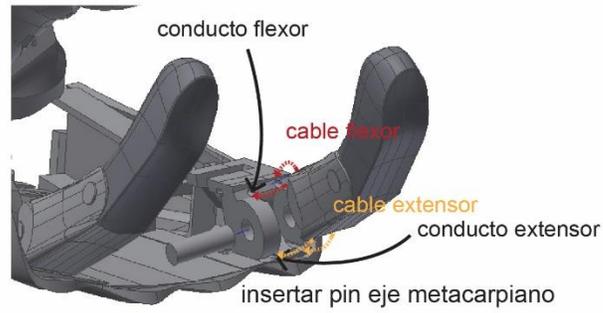


Imagen 3.27-ensamble dedo meñique.

4

Colocar en su lugar el seguro metacarpiano índice-mayor y el seguro metacarpiano meñique-anular.

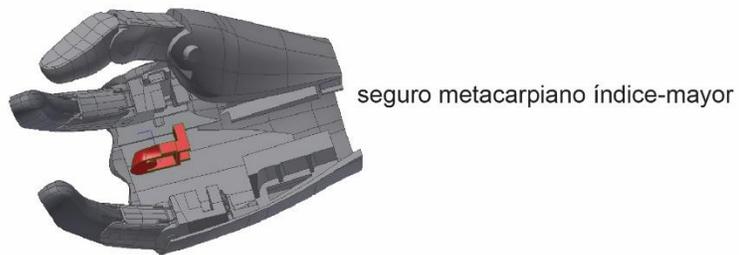


Imagen 3.28-ensamble de seguros metacarpianos.

5

Insertar los dedos mayor y anular en eje metacarpiano mayor anular; pasar los cables flexores y extensores de cada dedo a través de los conductos; insertar las cuencas de las articulaciones de cada dedo y colocar el pin del eje metacarpiano en su lugar. Para formar el subconjunto mayor-anular.

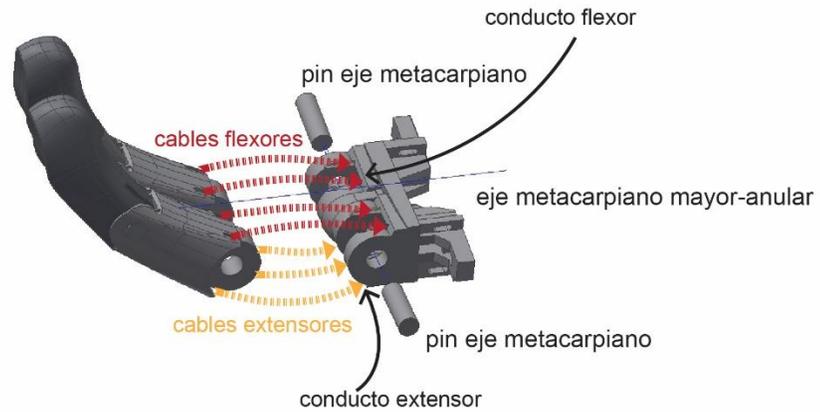


Imagen3.29- ensamble de subconjunto mayor-anular.

6

Colocar el subconjunto mayor-anular en la palma de la mano, entre el seguro metacarpiano índice-mayor y el seguro metacarpiano meñique-anular.

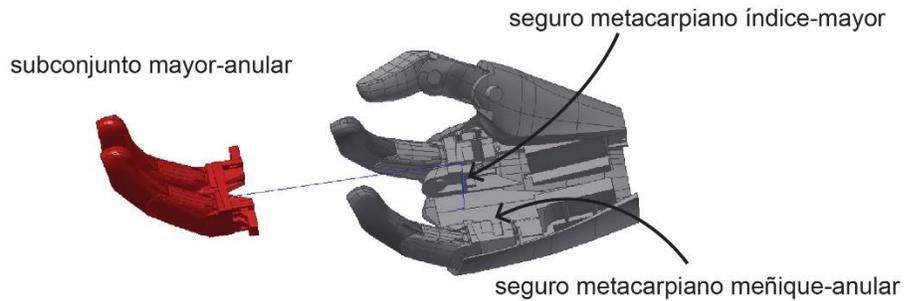


Imagen3.30- ensamble subconjunto mayor-anular en la base de la mano.

7

Pasar los cables flexores y extensores del pulgar, índice y meñique a través de los pasacables flexores y extensores del eje metacarpiano mayor-anular.

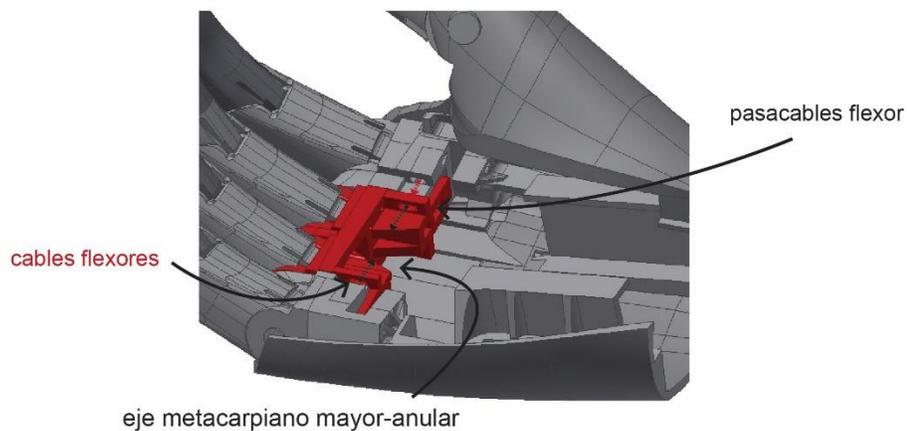


Imagen 3.31- colocar flexores y extensores.

8

Colocar la base de resorte en su lugar, en la cuenca en la palma de la mano.

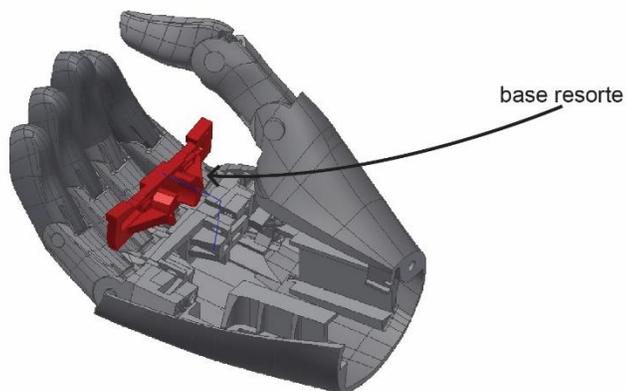


Imagen 3.32- colocación base resorte en la base de la mano.

9

Pasar los cables flexores del índice, mayor, pulgar y del meñique, anular por los pasacables laterales de la base de resorte.

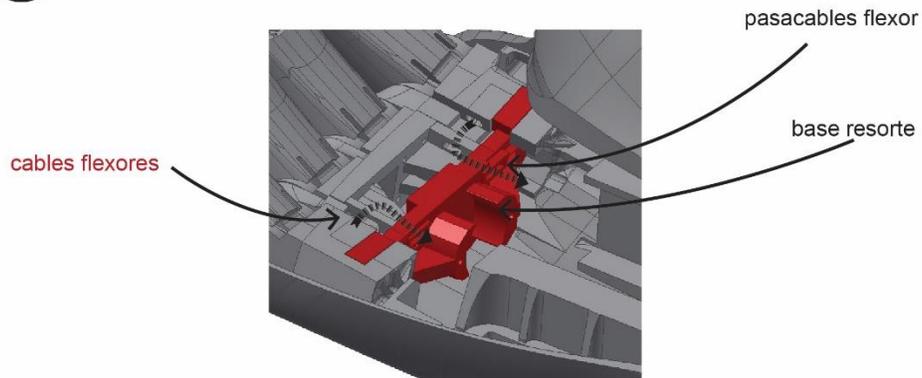


Imagen 3.33- agujeros para cables en base resorte.

10

Insertar el resorte en el soporte de resorte, y colocar este subconjunto en la cuenca de la base de resorte.

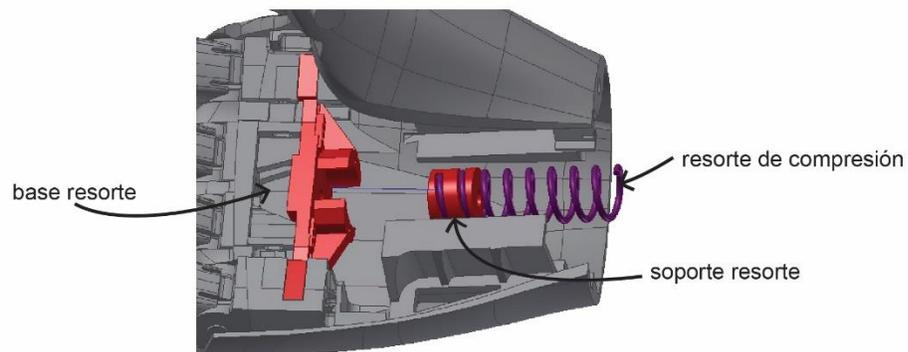


Imagen 3.34- ensamblaje de resorte.

11 Colocar el cabezal móvil, girar el resorte de forma que el cabezal se enrosque en este, acomodar la separación del cabezal mediante la rosca del resorte.

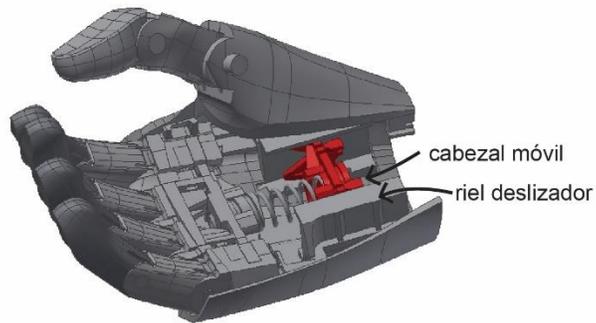


Imagen 3.35- colocar cabezal móvil.

12 los cables flexores del índice-mayor-pulgar y del meñique-anular sujetarlos a los amarres del cabezal móvil, de cada lado correspondiente. Para mayor comodidad se puede acercar el cabezal móvil girando el resorte.⁹

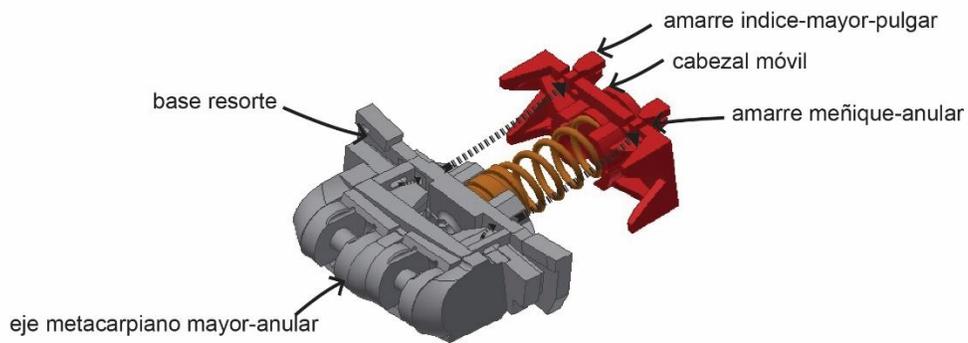


Imagen 3.36- posición de cables flexores.

13

Insertar los cables accionadores por los conductos accionadores del cabezal móvil y pasarlos por arriba del agujero central. De manera que el centro del cable accionador quede en justo por encima del agujero central, los extremos del cable pasarlos por los agujeros accionadores de la base de resorte.

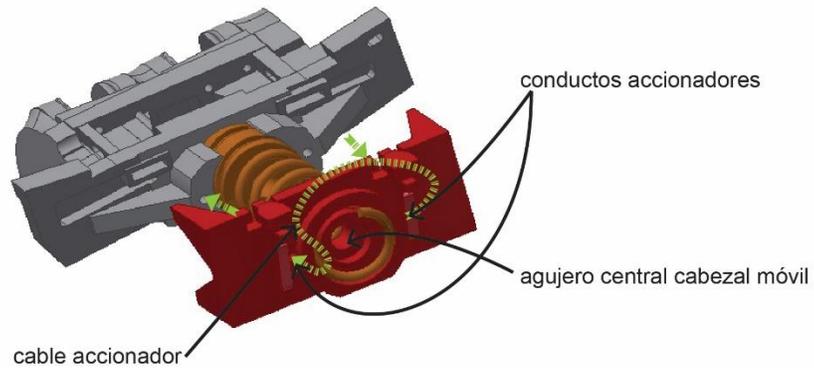


Imagen 3.37- posición de cable accionador.

14

Pasar los cables accionadores por los recibidores a través del agujero central de la base resorte; así mismo pasar los cables extensores de los 5 dedos por el agujero central. Fijar el final de los cables accionadores y de los extensores al cable del arnés para conectar el mecasnimo con el arnés.

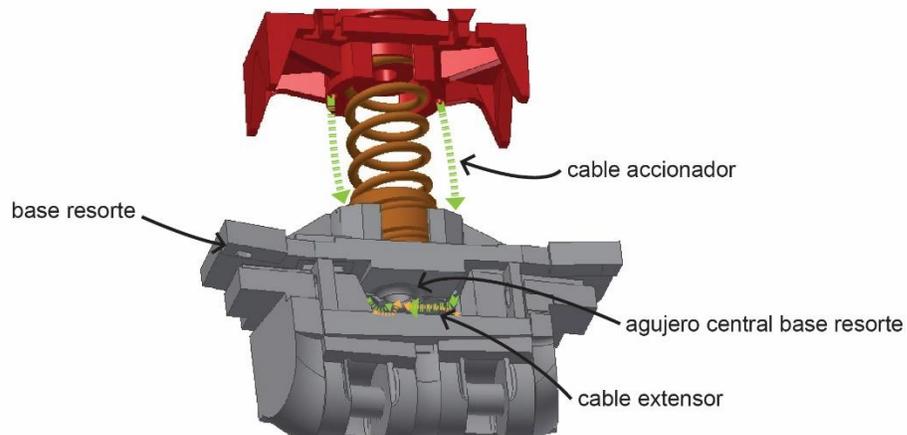


Imagen 3.38- ensamble cable accionador.

15

Insertar las tuercas en las cavidades en la base palma y en la tapa palma ;Colocar la tapa palma en su lugar



Imagen 3.39- ensamble de tapa palma

16

Colocar la tapa proximal en su lugar y asegurarla con los tornillos correspondientes. Pasar el cable del arnés a través del agujero central de la tapa.

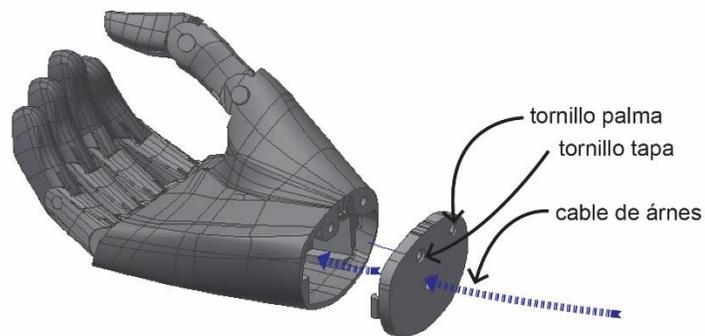


Imagen 3.40- ensamble de tapa proximal.

3.8 Fabricación.

3.8.1 Parámetros de fabricación.

Para la fabricación de las diferentes piezas se trabajó con los mismos parámetros de impresión que a continuación se detallan.

| parámetro | Valor |
|-----------------------------------|--------|
| Velocidad de extrusión | 20mm/s |
| Temperatura de extrusión | 215º |
| Altura de capa | 0.2mm |
| Infill | 100% |
| Diámetro de extrusor de filamento | 0.3mm |
| Material de soporte | Si |

Tabla 3.3- parámetros de impresión.

Como ya se abordó en el marco teórico, no solo son determinantes los parámetros de impresión, sino que también el sentido en el que se impriman las piezas juega un papel importante; por lo que cada pieza fue cuidadosamente orientada para que los esfuerzos mecánicos estén en concordancia con las capas que se han ido depositando en la impresión, para que las fuerzas de tracción actúen en sentido perpendicular y no paralelo a las mismas. Minimizando así la probabilidad de fallas y aumentando la resistencia de las piezas.

| pieza | cantidad | volumen cm3 | sentido de impresión |
|-----------------------------------|----------|-------------|---|
| base palma | 1 | 58 |  |
| tapa palma | 1 | 16 |  |
| tapadera proximal | 1 | 7.8 |  |
| seguro metcarpiano meñique-anular | 1 | 0.95 |  |

| | | | |
|-----------------------------------|----|--------|---|
| seguro metcarpiano meñique-anular | 1 | 0.93 |  |
| eje metcarpiano mayor-anuar | 1 | 6.4 |  |
| base resorte | 1 | 4 |  |
| cabezal móvil | 1 | 3.3 |  |
| soporte resorte | 1 | 1.01 |  |
| proximal indice | 1 | 4.7 |  |
| proximal mayor | 1 | 4.9 | |
| proximal anular | 1 | 4.7 | |
| proximal meñique | 1 | 4.2 | |
| proximal pulgar | 1 | 6.7 | |
| juego distal indice | 1 | 5.7 | |
| juego distal mayor | 1 | 5.9 | |
| juego distal anular | 1 | 5.75 | |
| juego distal meñique | 1 | 5.5 | |
| juego distal pulgar | 1 | 6.3 | |
| eje interfalangico | 4 | 0.2 |  |
| eje metarcapiano | 4 | 0.2 | |
| eje interfalaangico pulgar | 1 | 0.7 | |
| eje metarcapiano pulgar | 1 | 0.9 | |
| total | 29 | 154.74 | |

Tabla 3.4- listado de piezas.

*en los diagramas anteriores se pretende demostrar la orientación de cada pieza con respecto a la plataforma de impresión, cada pieza descansara en esa posición sobre dicha plataforma.

3.8.2 Costos y tiempos de fabricación.

Aunque los costos y tiempo dependerán del tamaño o escala de la prótesis impresa, así como del sistema que se use para hacerlo, ya que diferentes impresoras se pueden tardar más o menos tiempo en imprimir las piezas. El costo dependerá del volumen de todas las piezas.

Para este ejercicio se trabajó con la compañía Smilodon 3d printer, que ofrecieron el servicio de impresión de todas las piezas, los cálculos de tiempos y tarifas están basados en los datos que ellos manejan.

El costo total de fabricación de la prótesis es de \$137.25 se han incluido en los costos una lija, puesto que las piezas cuando son impresas pueden presentar remanentes que podrían ser incómodos para el usuario, por lo que debe ser pulidos. No siempre ocurre pero debe ser incluido en los costos.

| Concepto | costo | cantidad | proveedor |
|------------------------|----------|----------|------------------|
| Impresión 3d de piezas | \$126.90 | 1 | Smilodn 3d print |
| Resorte de compresión | \$5.60 | 1 | Almacenes Vidri |
| Cuerda de nylon | \$3.5 | 1 | Almacenes Vidri |
| Tornillo y tuerca M4 | \$0.5 | 2 | Almacenes Vidri |
| Lija numero 250 | \$0.25 | 1 | Almacenes Vidri |
| total | \$137.25 | | |

Tabla 3.5- detalle de insumos.

Con respecto al tiempo de fabricación. Como ya se mencionó antes depende mucho del sistema con el que se esté trabajando. En el caso de este prototipo el tiempo de impresión, que es lo que más lleva tiempo, fue de 25 horas en total; el tiempo de ensamble será de 2 horas por lo que podremos decir que el tiempo de fabricación en serie sería de dos días hábiles.

Capítulo 4 resultados

Estos son los resultados finales del proceso de fabricación y ensamblaje de la propuesta de mano mecánica:



Imagen 4.1- prototipo final

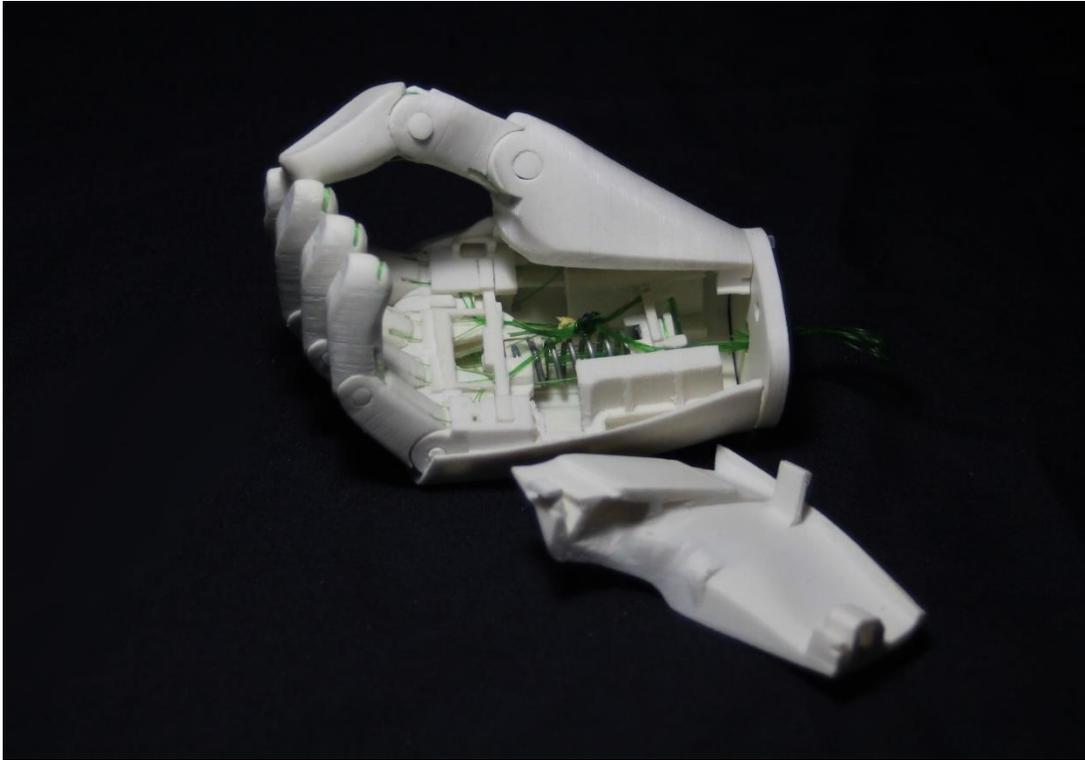


Imagen 4.2- detalle de mecanismo interno

En las fotografías anteriores se puede ver la mano mecánica finalizada; ensamblada según los pasos detallados en el capítulo anterior. En el prototipo se usó cuerda de nylon color verde para fines ilustrativos por el mayor contraste, de esta forma se evidencio con mayor detalle el movimiento del mecanismo y el comportamiento de sus partes.

4.1 Evaluación de resultados

Los resultados obtenidos se compararon con los requisitos planteados en el capítulo anterior. Para fines prácticos se agruparon en tres áreas en las que se contrastaran las valoraciones obtenidas del prototipo con lo planeado. Estas áreas son fabricación, diseño visual y funcionalidad.

4.1.1 Fabricación.

Dentro de los requisitos se consideró que todas las piezas, o la mayoría, fueran impresas en 3d. para ello era necesario contemplar el sentido de impresión de las mismas, para que fueran resistentes, a la vez considerando utilizar la menor cantidad de material de soporte para reducir el tiempo y el precio de las impresiones.

En el prototipo final más del %85 de las piezas fue impreso en 3d, según el sentido y parámetros de impresión propuesta. Con respecto a la resistencia de las piezas estas resultaron ser lo suficientemente rígidas para generar la sensación de resistencia y generar la confianza de usarla. Los márgenes de tolerancia considerados fueron acertados en la mayoría de las piezas, salvo casos específicos en ciertas áreas de detalles pequeños en los que el material de soporte causó variaciones mayores a las contempladas, por lo que fue necesario limpiar estas áreas con lijas y limas.

El tiempo de impresión fue de 25 horas en total, pero hay que considerar el tiempo de preparación de la máquina y de montaje, ya que no todas las piezas se pueden imprimir juntas, por lo que podemos decir que el tiempo de impresión es de alrededor de 27 horas en total. En la etapa de ensamble es donde se tardó mucho más de lo estimado, debido a que el espacio para manipular los cables conectores es muy reducido dificulta los pasos de ensamble; de esta forma el tiempo de ensamble fue de 5 horas. Con respecto al costo de fabricación podemos decir que es accesible para gran porcentaje de la población ya que el costo total es \$137.25.

4.1.2 Diseño visual

Los requerimientos visuales se centraban en la sensación que evocara la forma final, que tuviera relaciones antropométricas, que fuera estética y agradable y que transmitiera valores positivos que generen confianza en el usuario.

Luego de observar el prototipo, se puede apreciar que el volumen final se apega a los requisitos del Brief, trasmite los valores visuales necesarios para generar confianza y percepción de resistencia y solidez. También el rango de movimiento de los dedos y la forma como lo hacen permiten lograr las 3 prensiones básicas que se estableció en el Brief.

1.1.3 Funcionalidad

Los requisitos funcionales de la prótesis están relacionados con el sistema de cierre, que posibilita la flexión y extensión de los dedos. Tanto su funcionamiento, como ensamble y durabilidad.

Cuando se ensambló el prototipo se pudo determinar que el tiempo de ensamble fue mayor al esperado, siendo de 5 horas, contrario a las 2 horas esperadas. Se debió en gran parte a que el espacio interno en la base de la mano es muy reducido, lo que dificultaba las maniobras de ensamble. También se extendió el tiempo de ensamble debido a que ciertos detalles como canales conductores presentaron variaciones de dimensión mayores a los márgenes de tolerancia esperado, especialmente donde se usó material de soporte, por lo que fue necesario limpiar estas áreas antes de comenzar con el proceso.

Con respecto al mecanismo propuesto si bien es cierto cumple la función de extensión y flexión a nivel de prototipo, se podría optimizar la ventaja mecánica para que el esfuerzo necesario por el usuario para realizar el movimiento de extensión, así como asegurar una mayor longevidad de los mecanismos al reducir estos esfuerzos mecánicos.

4.2 Observaciones

- Es importante contemplar con qué tipo de impresora es estará imprimiendo puesto que cada tipo tiende a generar mayor o menor ruido en la impresión, causando que la resolución no sea la idónea, puesto que se pierde calidad en las partes con detalles específicos o delicados.
- Es importante considerar el color del material de impresión, no solo por el gusto del usuario, sino porque dependiendo de cada color con que se trabaje este se ensucia con mayor o menor facilidad y dificulta la visualización de detalles (como conductos de cables). Dificultando su ensamble.
- Los márgenes de tolerancia de las partes deben ser considerados en base al sentido de impresión, debido a que en las partes donde será necesario usar materia de soporte, la variación dimensional suele ser mayor que en las demás partes, siendo necesario diseñar las piezas bajo estas consideraciones para que puedan ensamblarse con mayor facilidad.

4.3 Conclusiones

La forma final de la mano sí está en concordancia con los aspectos de diseño considerados en el Brief, la sensación visual y la relación de las partes cumple con los requisitos expuestos. También podemos decir que la geometría de las articulaciones es la indicada para lograr una sensación de naturalidad en el movimiento y ya que las piezas logran realizar las pinzas especificadas. En cuanto a la sensación de la prótesis; podemos decir que a pesar de ser plástica, las piezas y las articulaciones se comportan firmemente, estas dan la sensación de robustez y resistencia que se deseaba expresar.

El mecanismo propuesto si bien es cierto cumple su función al flexionar y extender los dedos, logrando las pinzas requeridas, podría ser optimizado para realizar los movimientos de flexión y extensión demandando un menor esfuerzo por parte del usuario y reduciendo así el esfuerzo mecánico que tienen que soportar las partes, aumentando su vida útil y siendo posible utilizar menos material.

En cuanto al precio de producción podemos decir que es viable producir manos mecánicas, aunque el tiempo de ensamblaje sea mayor al estimado debido al reducido espacio, el precio sigue siendo mucho más accesible para la población. Y todos los componentes que lleva se pueden sustituir con facilidad con piezas disponibles en el Mercado local.

4.4 Recomendaciones

A las autoridades e instituciones nacionales: recabar más información sobre la situación actual de los discapacitados en el país. Para poder crecer en materia de accesibilidad y equiparamiento de oportunidades es necesaria una base de datos actualizada y completa para enfocar y canalizar la ayuda necesaria para estas personas.

A profesionales de otras carreras: continuar con el estudio de las prótesis, es necesario repensar el funcionamiento y fabricación de estas bajo la óptica de diferentes disciplinas y nuevas tecnologías para innovar y ayudar a una más usuarios.

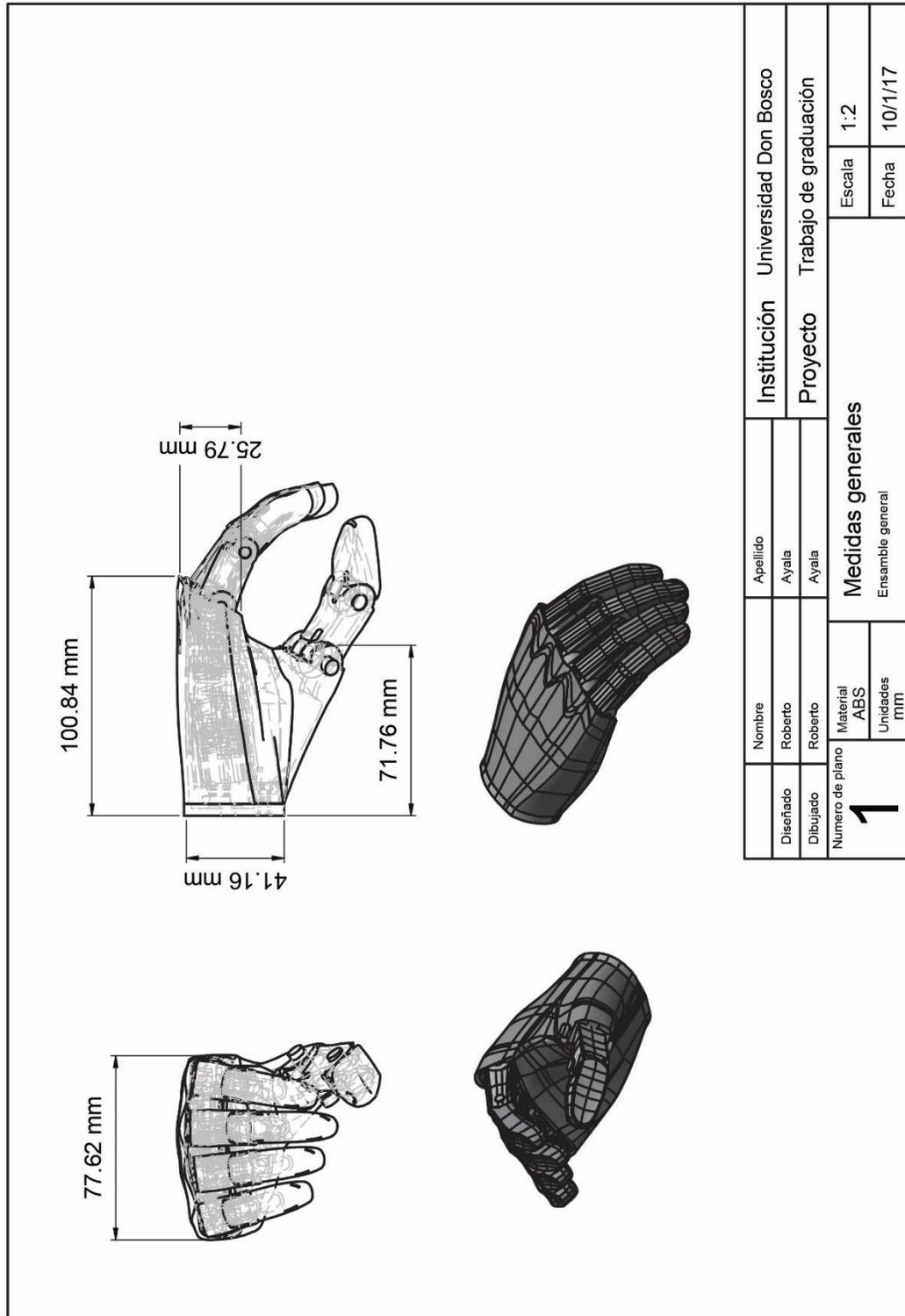
A los demás diseñadores y estudiantes: profundizar en las aplicaciones del campo protésico, el método de diseño, generación de ideas y desarrollo de lenguaje visual de nuestra carrera podrían hacer un cambio significativo en la forma negativa como estos dispositivos son percibidos por la sociedad y generar un impacto positivo para la vida cotidiana de personas con discapacidad.

Bibliografía

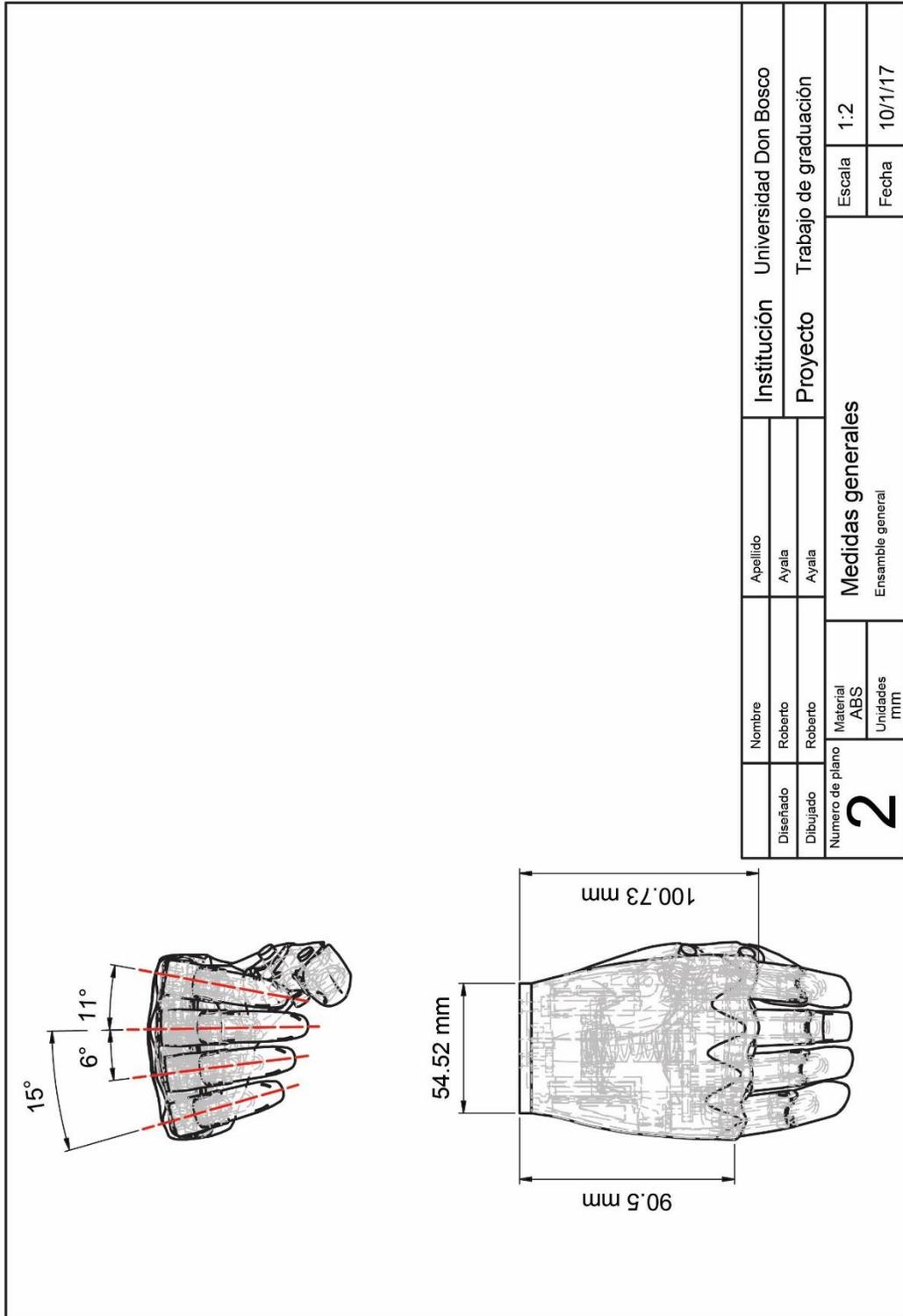
1. Tomado de: https://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf
2. Tomado de: http://bebionic.com/the_hand consultado 17/12/16
3. Tomado de: <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-raptor-hand/> consultado 17/12/16
4. Tomado de: <http://enablingthefuture.org/k-1-hand/> consultado el 17/12/16
5. Tomado de: <http://limbitless-solutions.org/projects/> consultado el 17/12/16
6. A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición.
7. Tomada de: <http://www.anatomia-humana.com/Huesos/huesos-del-brazo.html> consultado 17/12/16
8. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, pp. 30-40, 2005.
9. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005. p82
10. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005.p85
11. tomado de: https://www.ecured.cu/Articulaciones_metacarpofal%C3%A1ngicas consultado el 7/12/16
12. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005. p89
13. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005. p306
14. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005. p307
15. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005. p307
16. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005. p308
17. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005. p309
18. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005. p310
19. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005. p310
20. H. Rouviere, A. Delmas., "Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional", Elsevier, 11 edición, 2005. p312
21. tomado de: <https://www.destatis.de/DE/Startseite.html?nsc=true&https=1> consultado el 18/12/16
22. Tomado de: <http://archivo.elsalvador.com/vertice/2005/041205/deportada.html> consultado el 18/12/16
23. A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición. p308
24. A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición. p308
25. A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición. p312
26. A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición. p316
27. A. I. Kapandji. (2006). *Fisiología articular*. Madrid: panamericana. 6a edición. p316
28. R. Viladot, O. Cohi, S. Clavel. (1992). órtesis y prótesis del aparato locomotor 3. extremidad superior. Barcelona: masson.pp188
29. John H. Bowker, John W. Michael. (1992). Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. St. Louis: Mosby-Year Book.
30. R. Viladot, O. Cohi, S. Clavel. (1992). órtesis y prótesis del aparato locomotor 3. extremidad superior. Barcelona: masson.pp188
31. S. Sabolich. (septiembre 2006). encajes protésicos. Inmotion, 16, 1.
32. S. Sabolich. (septiembre 2006). encajes protésicos. Inmotion, 16, 2.

33. R. Viladot, O. Cohi, S. Clavel. (1992). órtesis y prótesis del aparato locomotor 3. extremidad superior. Barcelona: masson.pp 213-214
34. R. Viladot, O. Cohi, S. Clavel. (1992). órtesis y prótesis del aparato locomotor 3. extremidad superior. Barcelona: masson.pp 213-214
35. R. Viladot, O. Cohi, S. Clavel. (1992). órtesis y prótesis del aparato locomotor 3. extremidad superior. Barcelona: masson.pp215
36. R. Pursley. (1955). patrones de arnes, para prótesis de miembro superior. miembros artificiales, 2, 22-60.
37. S. Fishman . (1961). *Psycological Practices with the Physically Disabled*. Nueva York: Columbia University press.
38. S. Fishman . (1961). *Psycological Practices with the Physically Disabled*. Nueva York: Columbia University press. p27
39. S. Fishman . (1961). *Psycological Practices with the Physically Disabled*. Nueva York: Columbia University press.p28
40. S. Fishman . (1961). *Psycological Practices with the Physically Disabled*. Nueva York: Columbia University press.p30
41. S. Fishman . (1961). *Psycological Practices with the Physically Disabled*. Nueva York: Columbia University press.p38
42. J. Mazcuñan. (2016). *Guía de Diseño para impresión 3D* . 9/12/16, de grupo solitium Sitio web: http://solitium.es/Repro3D/guia/guia_de_diseno_para_impresion_3d_01_fdm.pdf
43. J. Mazcuñan. (2016). *Guía de Diseño para impresión 3D* . 9/12/16, de grupo solitium Sitio web: http://solitium.es/Repro3D/guia/guia_de_diseno_para_impresion_3d_01_fdm.pdf
44. J. Mazcuñan. (2016). *Guía de Diseño para impresión 3D* . 9/12/16, de grupo solitium Sitio web: http://solitium.es/Repro3D/guia/guia_de_diseno_para_impresion_3d_01_fdm.pdf
45. J. Mazcuñan. (2016). *Guía de Diseño para impresión 3D* . 9/12/16, de grupo solitium Sitio web: http://solitium.es/Repro3D/guia/guia_de_diseno_para_impresion_3d_01_fdm.pdf
46. tomado de: <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/abs.html> consultado el 9/2/16
47. tomado de :<http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/08/poliacido-lactico-pla.html> consultado el 9/12/16
48. tomado de: <http://www.tiposde.org/ciencias-naturales/154-tipos-de-palanca/#ixzz4SQA7Lc8O> consultado el 10/12/16
49. tomado de : <http://lluyvis.blogspot.com/2012/04/las-poleas-y-sus-clases.html> el 10/12/16
50. tomado de : <http://lluyvis.blogspot.com/2012/04/las-poleas-y-sus-clases.html> el 10/12/16

Anexos

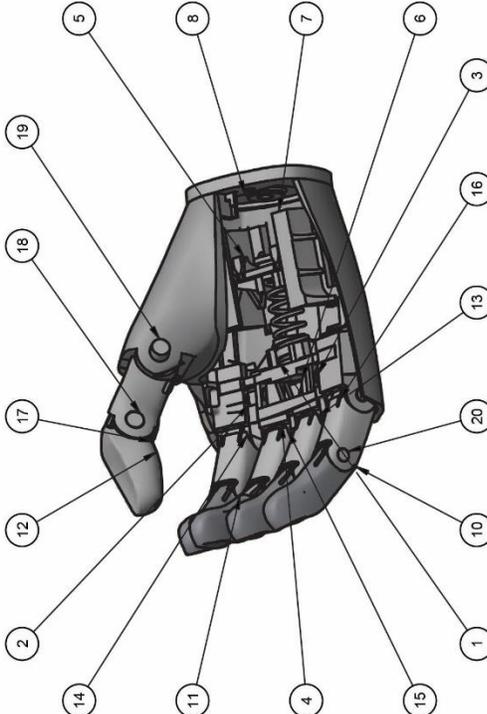


Anexo 1 plano de medidas generales



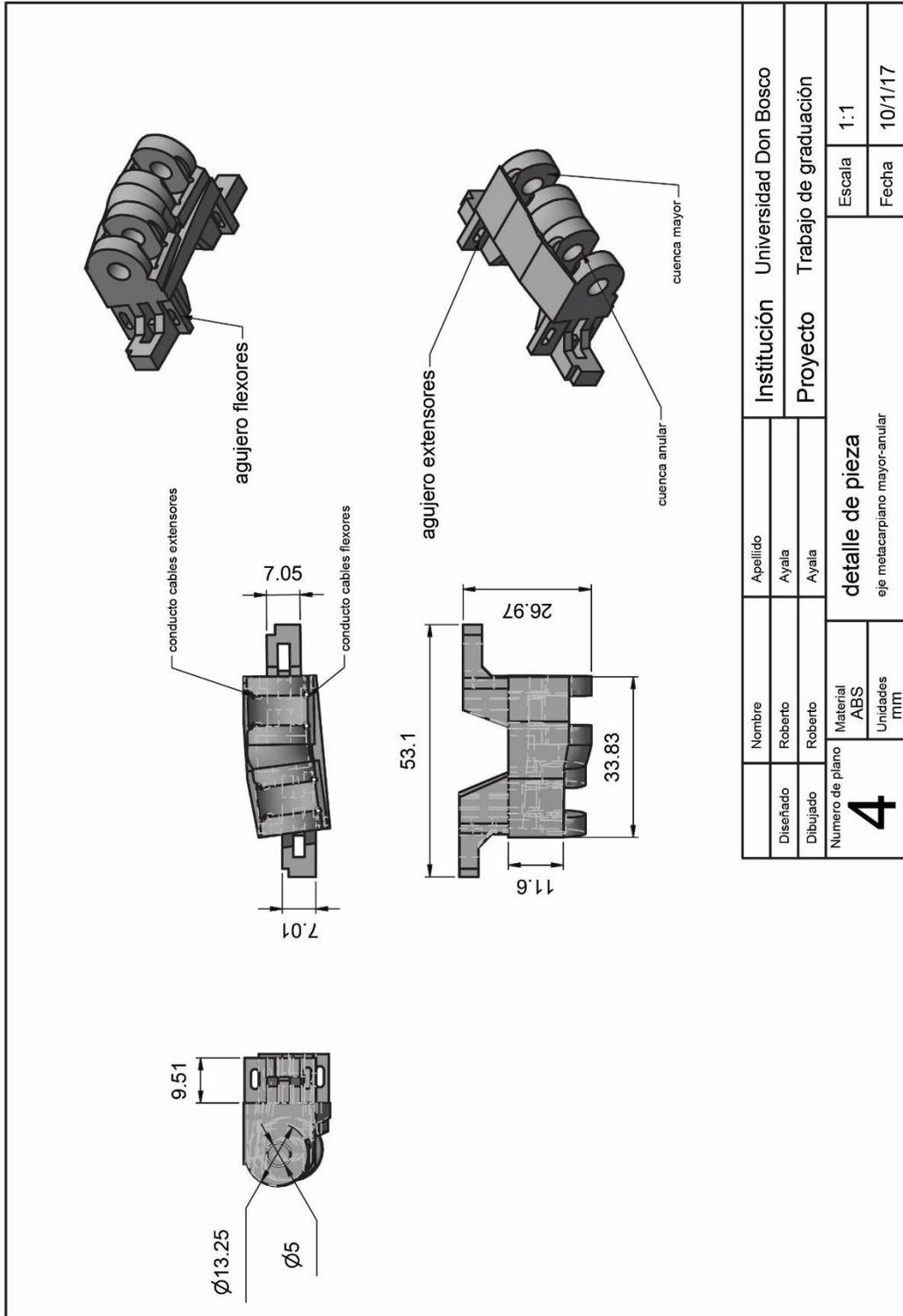
Anexo 2 plano de medidas generales

| Lista de piezas | | | |
|-----------------|-------|------------------------------------|----------|
| Item | Cant. | Nombre de la pieza | Material |
| 1 | 1 | resorte de compresión | acero |
| 2 | 1 | seguro metacarpiano índice-mayor | ABS |
| 3 | 1 | seguro metacarpiano meñique-anular | ABS |
| 4 | 1 | eje metacarpiano mayor-anular | ABS |
| 5 | 1 | cabezal móvil | ABS |
| 6 | 1 | sopORTE resorte | ABS |
| 7 | 1 | base palma | ABS |
| 8 | 1 | tapadera proximal | ABS |
| 9 | 1 | tapa palma | ABS |
| 10 | 3 | juego distal índice | ABS |
| 11 | 1 | juego distal mayor | ABS |
| 12 | 1 | distal pulgar | ABS |
| 13 | 1 | proximal anular | ABS |
| 14 | 1 | proximal índice | ABS |
| 15 | 1 | proximal mayor | ABS |
| 16 | 1 | proximal meñique | ABS |
| 17 | 1 | proximal pulgar | ABS |
| 18 | 1 | eje interfalángico pulgar | ABS |
| 19 | 1 | eje metacarpiano pulgar | ABS |
| 20 | 8 | eje falángico | ABS |

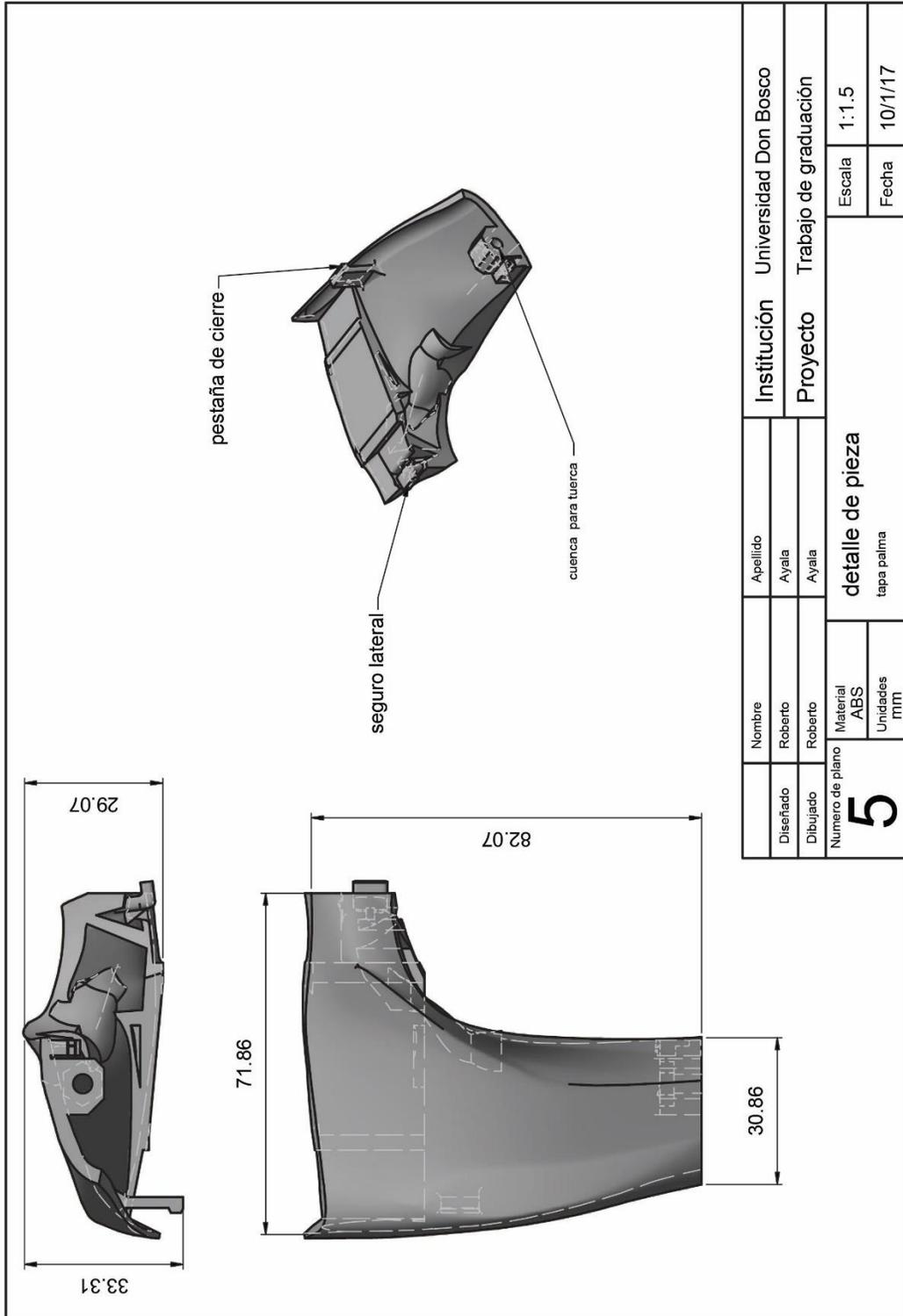


| | | | | | |
|-----------------|---------|----------|-------|---------------------------------------|-----------------------|
| Diseñado | Roberto | Apellido | Ayala | Institución | Universidad Don Bosco |
| Dibujado | Roberto | Apellido | Ayala | Proyecto | Trabajo de graduación |
| Numero de plano | 3 | Material | ABS | detalle de piezas ensamble general | |
| | | Unidades | mm | | |
| | | | | Escala | 1:3 |
| | | | | Fecha | 10/1/17 |

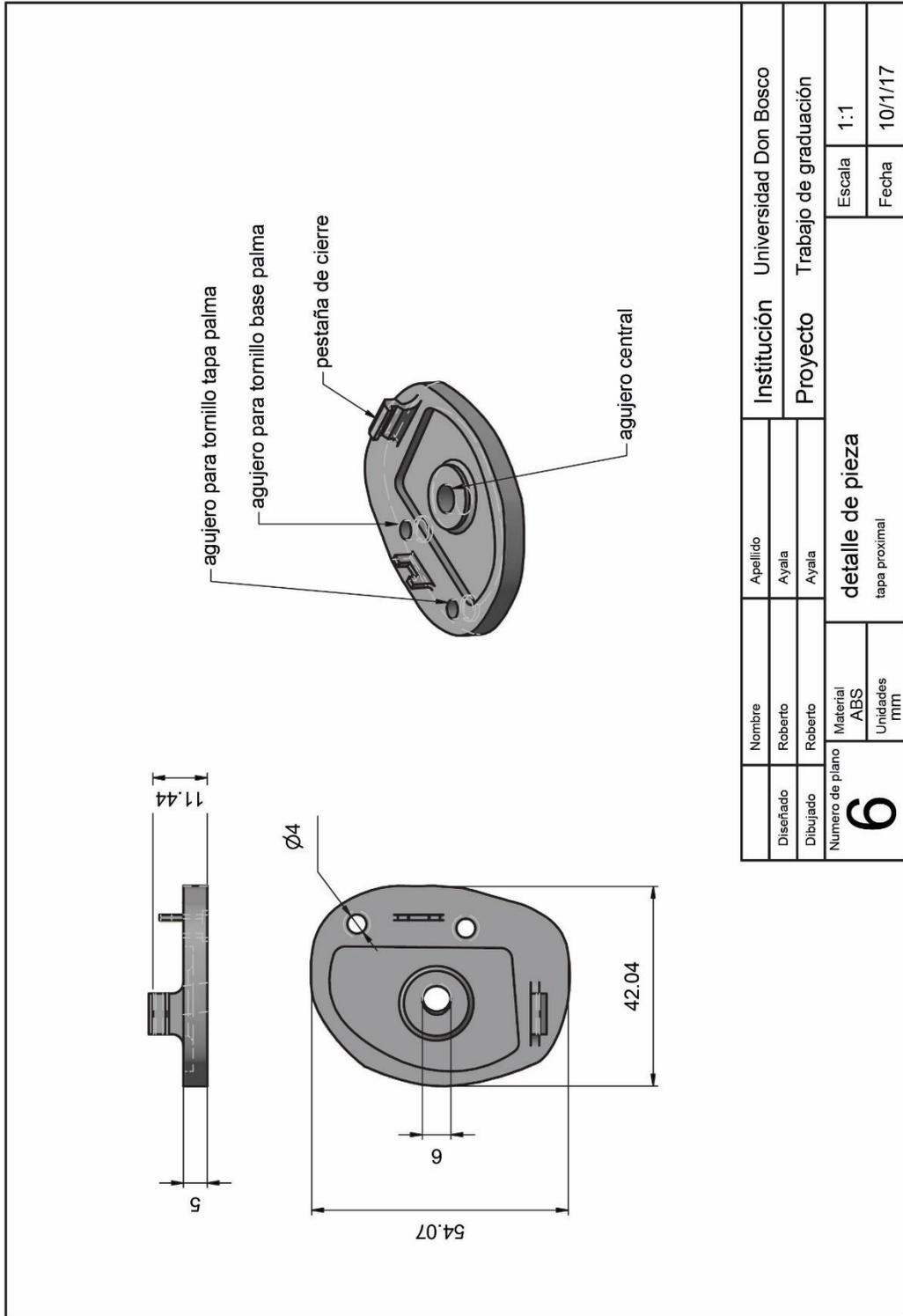
Anexo 3 plano de detalle de piezas



Anexo 4 plano detalle eje metacarpiano mayor-anular.

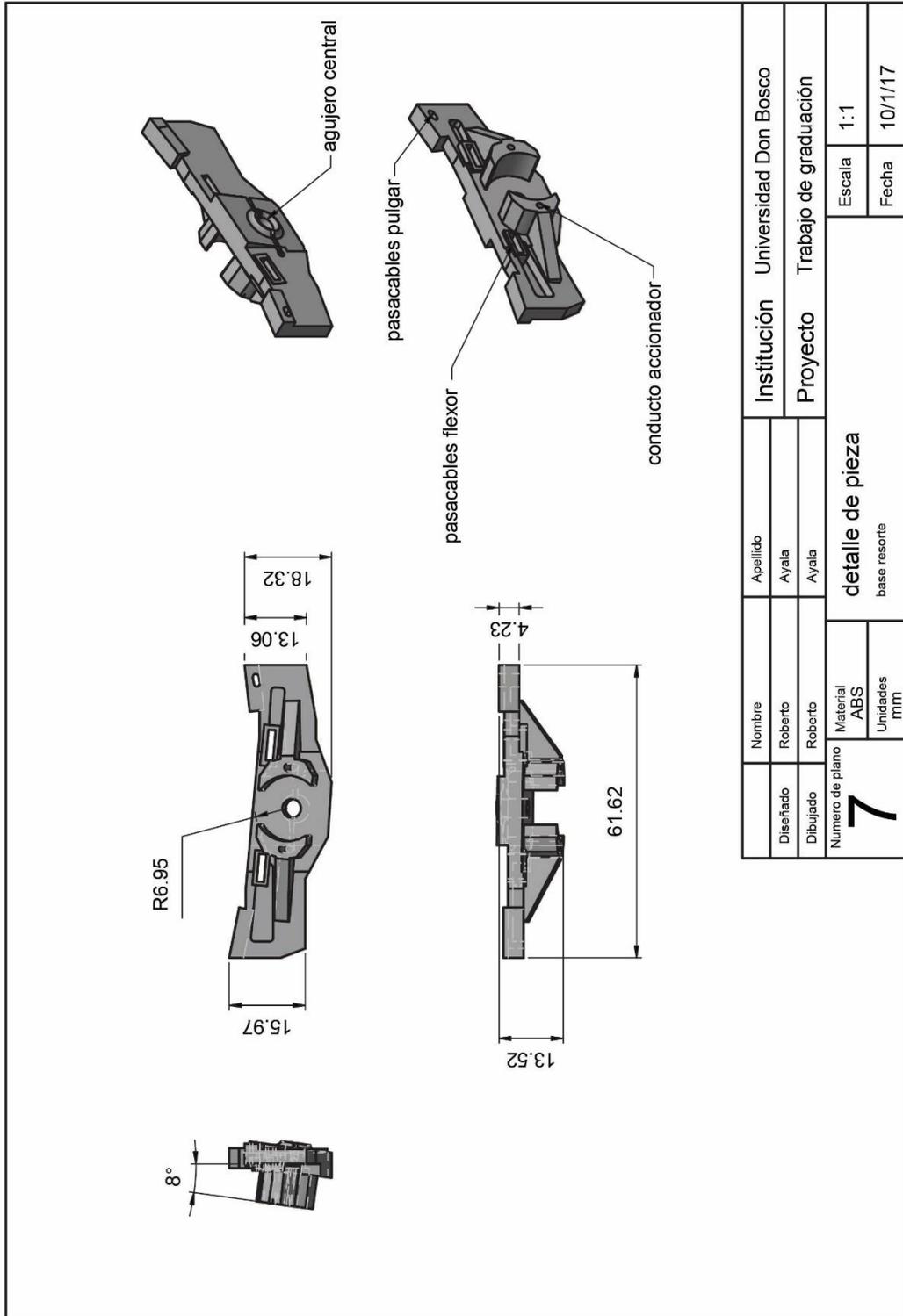


Anexo 5 plano detalle tapa palma.



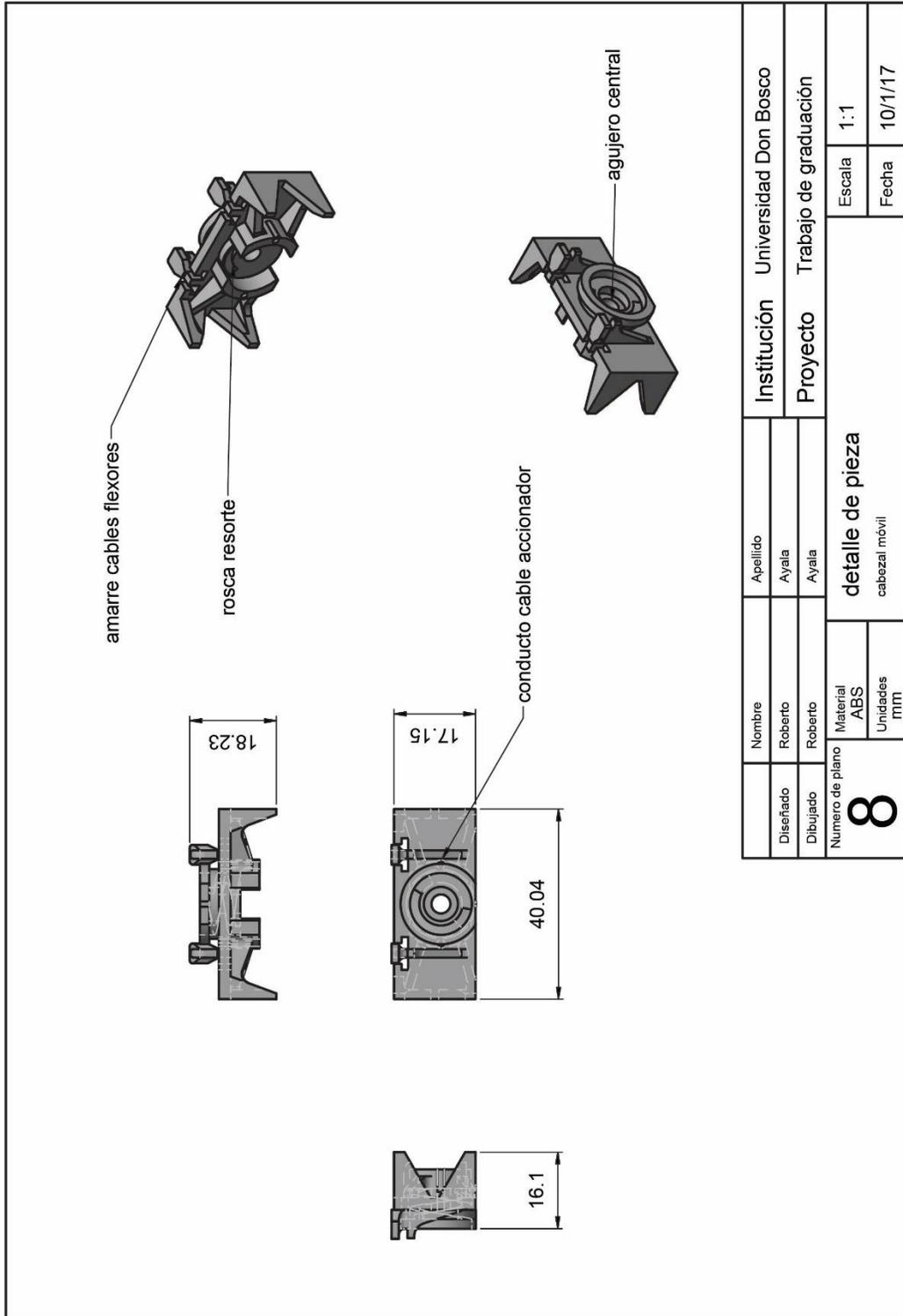
| | | | | | |
|-----------------|---------|----------|-------|-----------------------------------|-----------------------|
| Diseñado | Roberto | Apellido | Ayala | Institución | Universidad Don Bosco |
| Dibujado | Roberto | | Ayala | Proyecto | Trabajo de graduación |
| Numero de plano | 6 | Material | ABS | detalle de pieza tapa proximal | |
| | | Unidades | mm | | |
| | | | | Fecha | 10/1/17 |

Anexo 6 plano detalle tapadera proximal



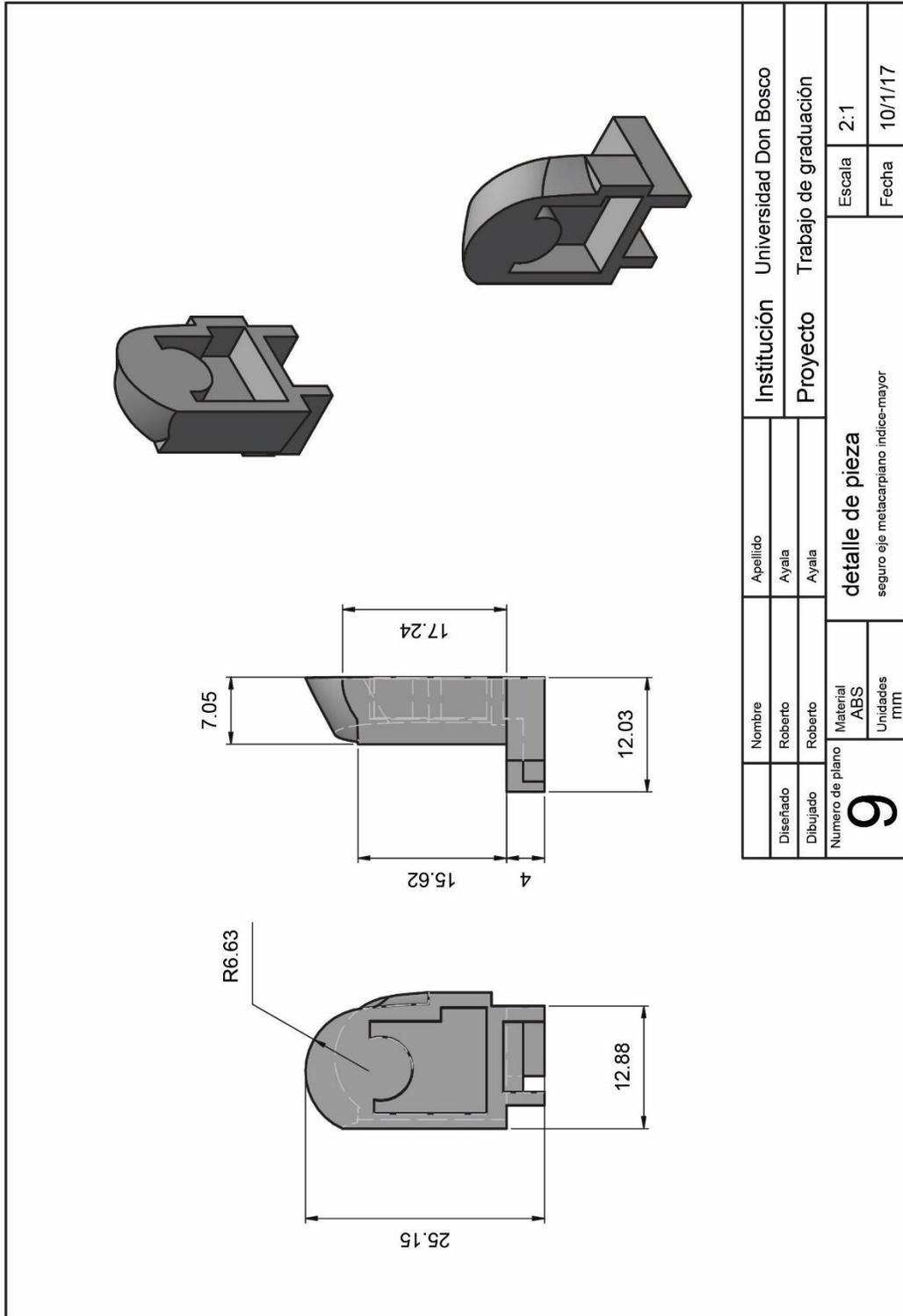
| | | | | | |
|-----------------|---------|----------|-------|----------------------------------|-----------------------|
| Diseñado | Roberto | Apellido | Ayala | Institución | Universidad Don Bosco |
| Dibujado | Roberto | | Ayala | Proyecto | Trabajo de graduación |
| Numero de plano | 7 | Material | ABS | detalle de pieza base resorte | |
| | | Unidades | mm | | |
| | | | | Fecha | 10/1/17 |

Anexo 7 plano detalle base resorte

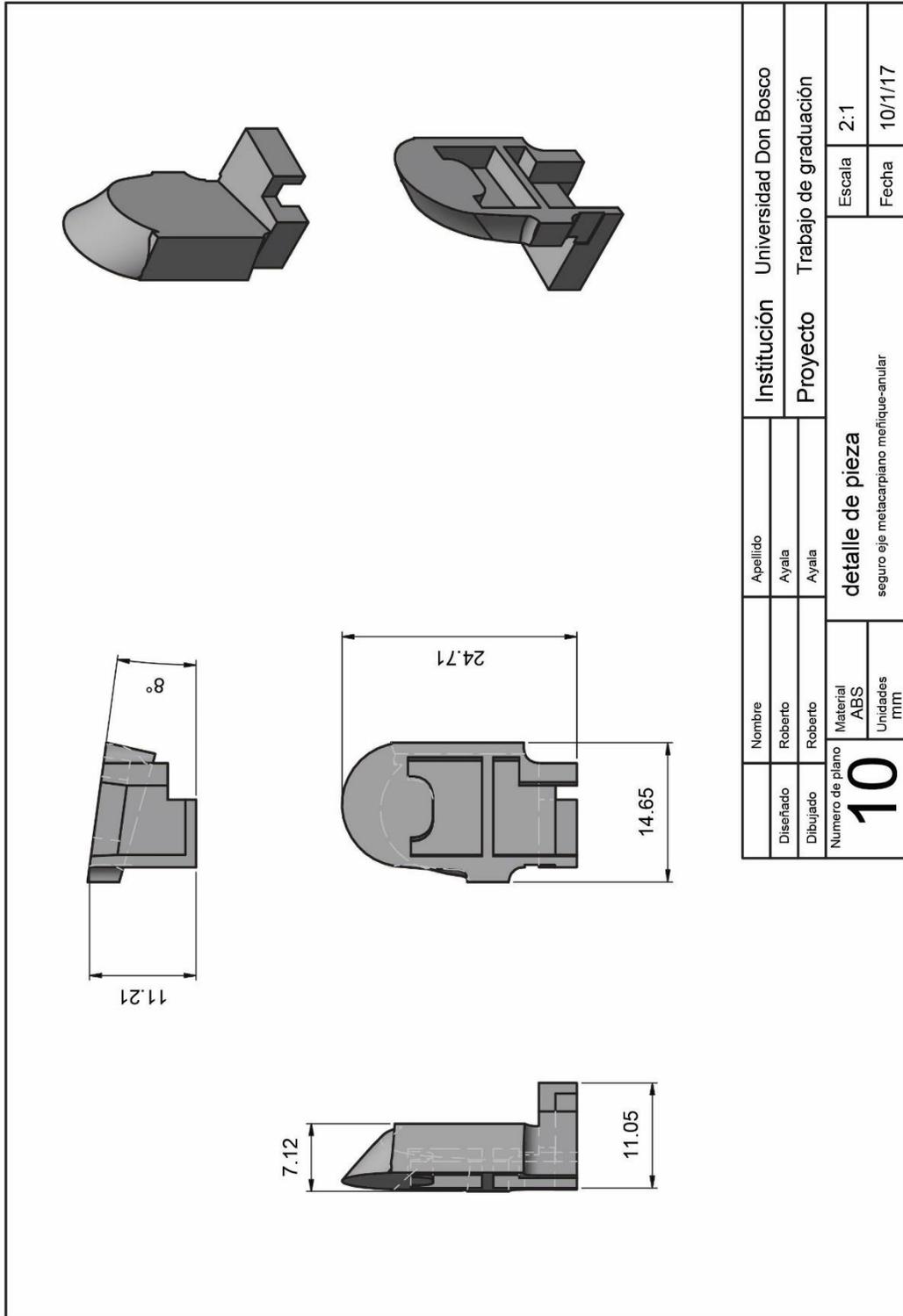


| | | | | | | | |
|------------------|--|----------|--|---------------|--|-----------------------|--|
| Nombre | | Apellido | | Institución | | Universidad Don Bosco | |
| Diseñado | | Ayala | | Proyecto | | Trabajo de graduación | |
| Dibujado | | Ayala | | | | | |
| Numero de plano | | Material | | Escala | | Fecha | |
| 8 | | ABS | | 1:1 | | 10/1/17 | |
| | | Unidades | | | | | |
| | | mm | | | | | |
| detalle de pieza | | | | cabezal móvil | | | |

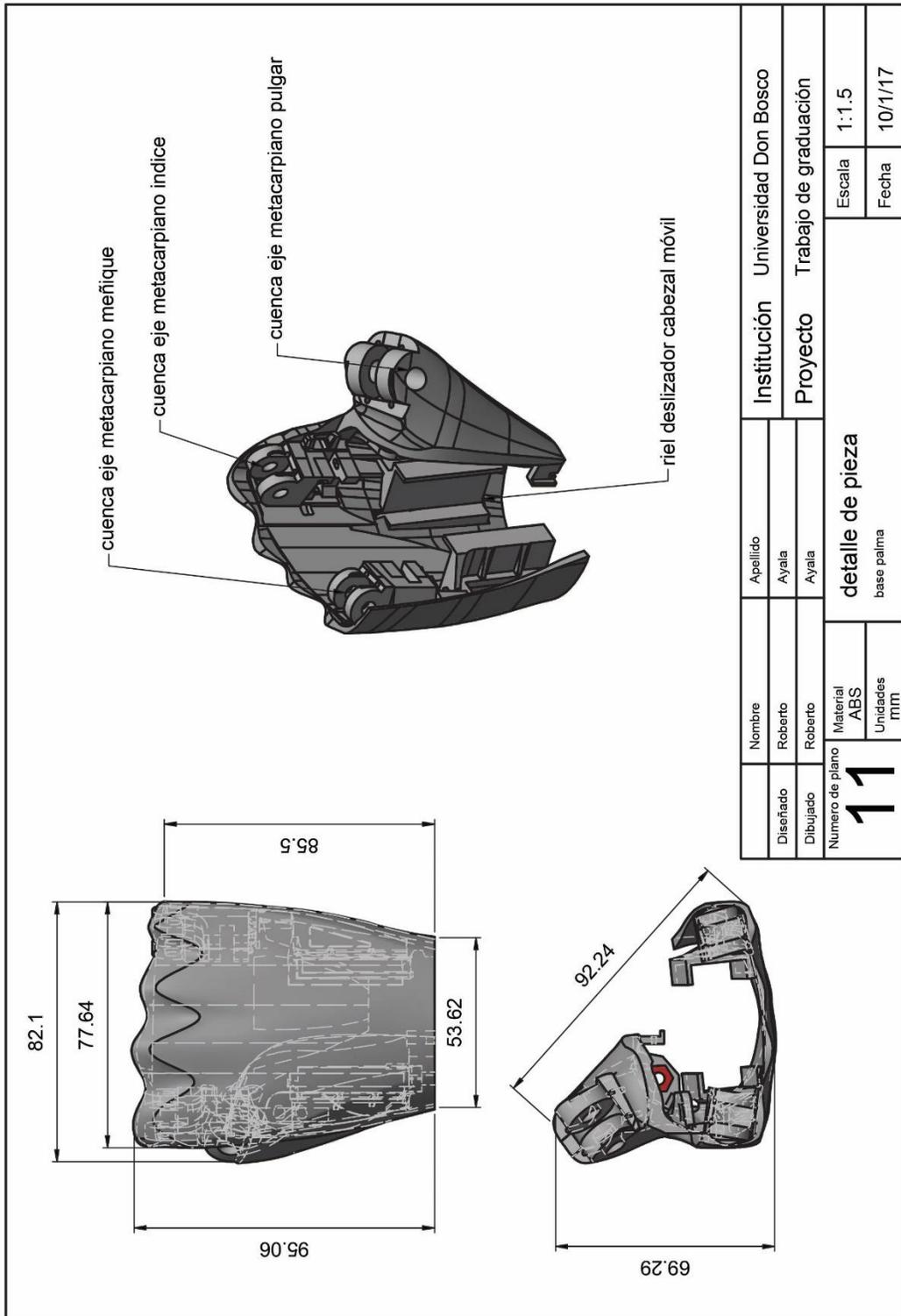
Anexo 8 plano detalle cabezal móvil



Anexo 9 plano detalle seguro eje metacarpiano índice-mayor

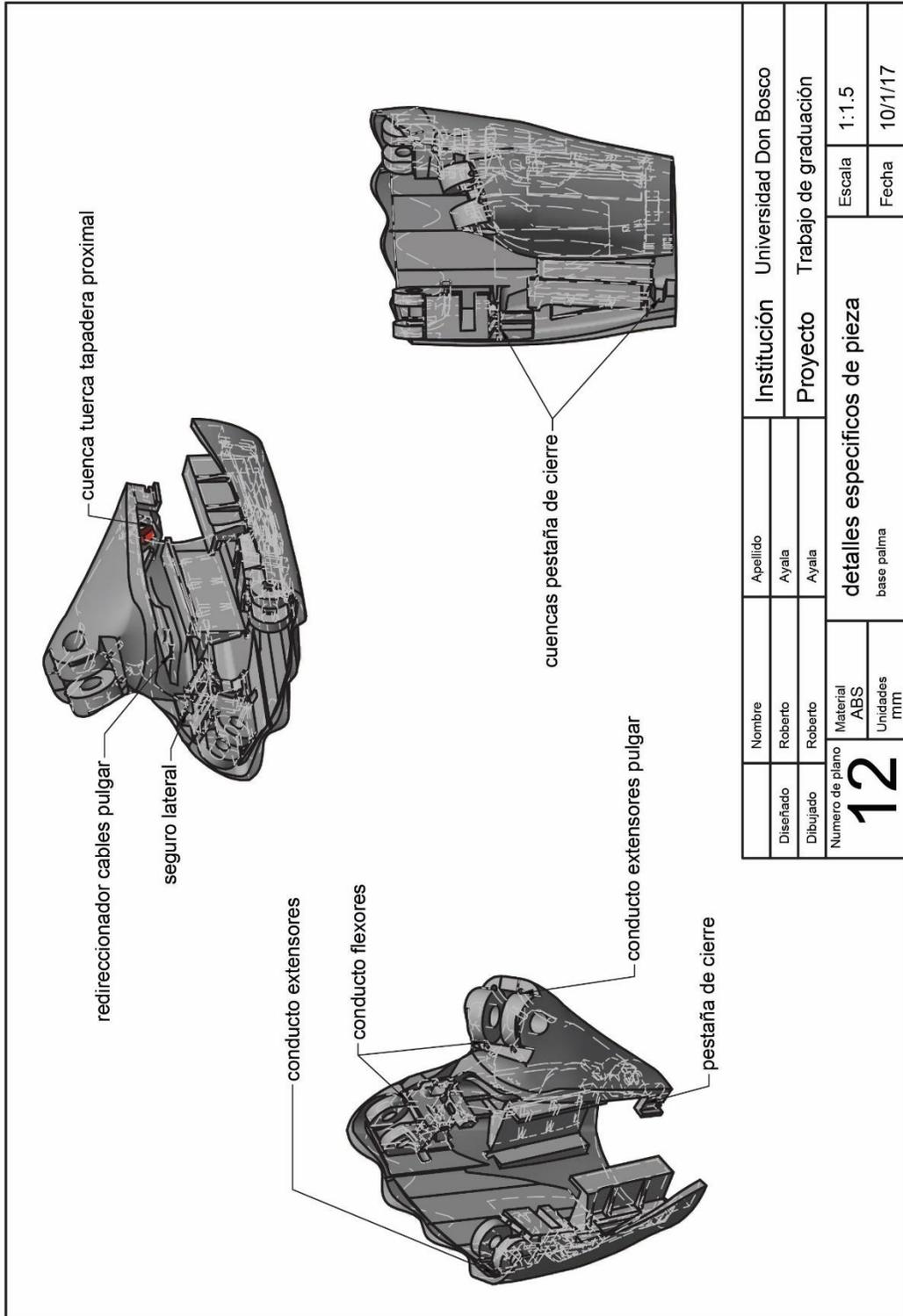


Anexo 10 plano detalle seguro eje metacarpiano meñique-anular



| | | | | | | | |
|-----------------|-----------|----------|---------|--------------------------------|-------|-------------|-----------------------|
| Diseñado | Roberto | Nombre | Roberto | Apellido | Ayala | Institución | Universidad Don Bosco |
| Dibujado | Roberto | Dibujado | Roberto | Dibujado | Ayala | Proyecto | Trabajo de graduación |
| Numero de plano | 11 | Material | ABS | detalle de pieza base palma | | | |
| | | Unidades | mm | | | | |
| | | | | Escala | 1:1.5 | Fecha | 10/1/17 |

Anexo 11 plano detalle base palma



| | | | | | | |
|-----------------|-----------|----------|-------|-------------------------------|-----------------------|---------|
| Diseñado | Roberto | Apellido | Ayala | Institución | Universidad Don Bosco | |
| Dibujado | Roberto | | Ayala | Proyecto | Trabajo de graduación | |
| Numero de plano | 12 | Material | ABS | detalles especificos de pieza | | |
| | | Unidades | mm | | | Escala |
| | | | | | Fecha | 10/1/17 |

Anexo 12 plano detalle base palma