

Universidad de Chile
Facultad de Arquitectura y Urbanismo
Escuela de Pregrado, Diseño Industrial

Complemento Protésico Dactilar para Usuario Particular

Complemento Protésico Habilitante de las Unidades Adaptativas de Prensión
para usuario con Malformación Dactilar Congénita en la Extremidad Superior Derecha

Memoria para optar al Título Profesional de Diseñador Industrial

Luis Emilio Andrés Contreras Soto

Profesor Guía Marcelo Quezada Moncada

Santiago de Chile, 2018

*A mis Padres, Familiares y Amigos,
esto y es para y por ustedes.*

Resumen

El presente proyecto de diseño industrial aborda la elaboración de un complemento protésico dactilar para *Felipe*, diseñador de 28 años que tiene una malformación congénita en la mano derecha, la cual, en términos de desempeño físico, afecta su capacidad de prensión. A su vez, desde su consideración personal, la forma de su mano incomoda a sus interlocutores, perjudicando sus relaciones sociales.

Felipe tiene prótesis dactilares (*cosméticas*) pero no las usa. Esto se debe a que, bajo su criterio como diseñador, estas no cumplen con sus expectativas estéticas o funcionales, ni con su deseo de habilitar su capacidad prensil, convirtiendo su uso en una mala experiencia. Para él, alcanzar una condición de normalidad no está contenida en una mano, sino en una herramienta que le permita realizar tres tareas puntuales, y a partir de ello, «*iniciar una conversación interesante*».

Este proyecto es abordado desde un enfoque multidisciplinar, integrando antecedentes psicosociales, biomecánicos, anatómicos y de significación social-personal, además de consideraciones teóricas y prácticas propias del ejercicio del diseño. El conjunto de conocimientos obtenidos mediante la observación, recopilación documental, revisión bibliográfica, entrevistas a expertos, y el trabajo directo con el caso de estudio deriva en un *complemento protésico dactilar* de alto nivel de personalización el cual, además de alcanzar operativamente los objetivos específicos planteados, logra la aceptación y uso por parte de *Felipe*.

Índice

	pag.		pag.
Introducción		Capítulo 2: Primeros Antecedentes	
1–Presentación del Caso	12	2.1–Aspectos de Significación de la Prótesis en el Contexto Social	23
2–Problema–Diagnóstico	13	2.2–Biomecánica y Patrones Funcionales	24
3–Objetivos	13	2.2.1–Arquitectura de la Mano Tipo	
3.1–Objetivo General		2.2.2–Unidades Adaptativas	
3.2–Objetivos Específicos		2.2.3–Patrones Funcionales	
4–Metodología de Trabajo	14	2.2.3.1–Prensión de Precisión	
4.1–Etapa de Aproximación al usuario		2.2.3.2–Prensión de Fuerza	
4.2–Etapa de Investigación		2.3–Verificación de las Capacidades Actuales de Operación en el Caso de Estudio: Capacidad Prensil y Extremidad Restante	28
4.3–Etapa de Desarrollo Proyectual 1ra. Iteración		2.3.1–Capacidad Prensil	
4.4–Etapa de Validación 1ra. Iteración		2.3.2–Extremidad Restante	
4.5–Etapa de Desarrollo Proyectual 2da. Iteración		2.4–Brecha Biomecánica	30
4.6–Etapa de Validación 2da. Iteración		2.5–Desarrollo de la Técnica en el Área de la Protésica	31
Capítulo 1: Consideraciones Teóricas Previas		Capítulo 3: Formulación de Proyecto	
1.1–Del Objeto a la Emoción en el Desarrollo de la Disciplina del Diseño	17	3.1–Problema General de Diseño	37
1.2–Diseño Positivo	17	3.2–Propuesta Conceptual	38
1.3–Valle Inquietante	19	3.3–Requerimientos del Producto	38
1.3.1–Efectos del Movimiento		3.4–Criterios de Diseño	38
1.3.2–Escape por Diseño			

Capítulo 4: Propuesta Formal	pag.	Conclusiones	pag.
4.1-Configuración Formal del Complemento Protésico	41	Referencias	75
4.2-Primera Propuesta Formal	41	Bibliografía Consultada	79
4.2.1-Cavidad		Anexos	81
4.2.2-Mecanismo de Articulación y Control			
4.2.3-Unidad Terminal			
4.2.4-Suspensión			
4.3-Validación 1ra. Iteración	48		
4.4-Segunda Propuesta Formal	49		
4.4.1-Cavidad 2.0			
4.4.2-Unidad Terminal 2.0			
4.5-Validación 2da. Iteración	54		
4.6-Modo Operatorio	56		
4.7-Visualizaciones	57		
Capítulo 5: Documentación para la Fabricación			
5.1-Materiales, Colores y Acabados	61		
5.2-Procesos Productivos	62		
5.3-Costos de Producción	63		
5.4-Planimetría	64		



Introducción

La manifestación de los aspectos psicológicos como resultados de una amputación congénita dependen en gran medida de la edad cronológica del usuario, y están específicamente relacionados con los atributos psicológicos y físicos que son característicos de su edad. El grado de manifestación no se relaciona directamente a la extensión de la pérdida física con las dificultades psicológicas del usuario, sino que depende, en mayor parte, de los atributos personales del caso por sobre su tipo de amputación. En consecuencia, un caso con pérdida física limitada, puede presentar problemas de adaptación mayores que otro caso con una pérdida más importante (Fishman, 1962).

Además de logros ligados al uso de las facultades físicas propias –como poder caminar, bailar o nadar–, hay otras actividades que sólo pueden ser resueltas a través de la función prensil. Estos no están directamente vinculados a la función física, sino que a los resultados de su aplicación; por ejemplo, abrir una puerta, sujetar una botella o abrochar un botón. En relación, tanto a las capacidades físicas como a la satisfacción directa que estas llevan consigo, las alternativas abiertas para un usuario amputado son tres: evitar la tarea; tratar de ejecutarla usando la extremidad restante, o; ejecutar la tarea reemplazando el miembro perdido por uno artificial.

Fishman (1962) aclara que el uso de prótesis frente a amputaciones de alto compromiso funcio-

nal –más allá de la calidad de factura de esta– sólo otorga la posibilidad de realizar parcialmente una variedad de actos físicos en términos limitados, mejorando su condición más no solucionando la afectación por completo. Agrega que la sociedad presenta actitudes relativamente negativas hacia quienes fracasan en diversas actividades, como en la ejecución de pensiones en entornos sociales, transformando al individuo en objeto de crítica.

La psicóloga Michelle Leyton complementa esto al afirmar que, por sobre las satisfacciones físicas, es importante la satisfacción que viene del cuidado y afecto del entorno social. Socialmente se vincula el término lisiado con connotaciones de insuficiencia, vergüenza, castigo y culpabilidad, disminuyendo el concepto que tienen estas personas sobre sí mismos. Sin embargo, el concepto de *lisiado* –asociado al de *discapacidad*–, ha cambiado a lo largo de la historia.

Durante los últimos años, hemos visto como se ha abandonado una perspectiva paternalista y asistencial de la discapacidad, que miraba al afectado como un ser *dependiente* y *necesitado*, hacia un nuevo enfoque que contempla a la persona con discapacidad como un individuo con *habilidades, recursos* y *potenciales*. Por consiguiente, la discapacidad no representa sólo una condición de salud propia de la persona, sino el “*resultado de la interacción entre las limitaciones humanas y el medio en que nos desenvolvemos*” (Actis, Ángel De Prada & Pereda,

2004), reconociendo el contexto social como factor determinante en la significación personal.

Leyton (citando a Purandare y Plunkett, 1999), añade que las prótesis no son sólo elementos de habilitación personal –en relación a la realización de una función física–, sino que también son elementos de inclusión social, en especial cuando las malformaciones tienen un origen congénito. Por consiguiente, el uso de una prótesis es la primera señal de capacidad y deseo de ser parte de la sociedad.

Cuando una prótesis falla, se produce inquietud y confusión en el usuario, a causa de las consecuencias sociales y físicas, y la necesidad de presentar una apariencia de perfección frente a otras personas y a sí mismo; el que estas piezas fallen, provocan un grado de ansiedad tal que tienden a inhibir el uso de estos aparatos.

Históricamente, el desarrollo de la *protésica* ha estado dirigido a imitar la forma y apariencia del miembro amputado; durante el último siglo, partes y piezas fabricadas de madera, marfil y acero han sido reemplazadas por plásticos y polímeros que intentan sin éxito imitar el color y la textura de la piel humana cayendo al fondo del *valle inquietante* (Mori, 1970) –concepto relativo a la robótica que explica la aversión a lo que parece humano–. Avances tecnológicos aplicados a los procesos productivos han ampliado la visión respecto de cómo se deben ver las prótesis y los complementos corporales,

redefiniéndolas como una “*celebración al cuerpo y a la personalidad en lugar de esconder los miembros faltantes*” (Siek, 2012), concibiendo prótesis estéticas, entendiendo el término no como la necesidad de tener algo que parezca humano, sino que sea hermoso para el usuario.

Por lo tanto, una prótesis no sólo debe resolver un aspecto funcional alcanzando objetivos operativos, sino que también debe promover su aceptación y uso, adhiriendo a aspectos de significación propios del usuario, como criterios *estéticos*.

1- Presentación del Caso

Felipe es un profesional de 28 años, diseñador industrial, ligado al área de la mecánica industrial. Tiene una malformación de origen congénito en la 2ª y 3ª falanges del dedo medio, y en la 1ª, 2ª y 3ª falanges del dedo anular, además, una leve desviación radial de la 2ª falange del dedo índice. Todas estas malformaciones se presentan en la mano derecha; clínicamente, la alteración de sus dedos se denomina ectrodactilia.

Hasta los 16 años, recibió tratamiento médico, durante el cual se revirtió quirúrgicamente la mayoría de la desviación radial de la 2ª falange del índice, posibilitándole, en conjunto con el pulgar un acercamiento limitado a la prensión. Recientemente, *Felipe* fue diagnosticado con tumores quísticos en la muñeca derecha, cuyo origen es presunta-

mente atribuible a posiciones incorrectas en el manejo manual de cargas. Esto provoca en él dolor e inhabilita el uso continuo de esta mano.

En términos de desempeño físico, la malformación que tiene *Felipe* afecta su capacidad de prensión. A su vez, desde su consideración personal, la forma de su mano incomoda a sus interlocutores, perjudicando sus relaciones sociales. Esto se acentúa al no poder realizar tareas que para otros son cotidianas, como utilizar una llave. Más allá de este antecedente, reconoce la necesidad de habilitar su capacidad prensil en tareas de mediana precisión y fuerza, mejorando su independencia personal e integración social.

Al consultar a Felipe sobre “¿qué función(es) física(s) se ven disminuidas por la malformación de la mano derecha?”, y “¿qué problemas fundamentales son consecuencias de la amputación?”, responde que lo que ve más afectado es la prensión de precisión, “como cuando quieres hacer algo muy fino”, además de tareas menos precisas pero cotidianas, “como tomar una llave, una botella, o la bolsa del súper, o cuando te sacas la mochila en el metro y tienes que llevarla en la mano”.

Al preguntar sobre cómo resuelve estos problemas, afirma que:

«no siempre puedo, me adapto en lo posible [...] cuando llevo bolsas es difícil, no es llegar y tomarlas, tengo que llevarlas en los brazos o pedir que me las echen a la mochila [...] lo de la llave lo resolví mientras

crecí, uso la mano izquierda, pero casi todas las puertas abren hacia el otro lado entonces es súper incómodo»

2-Problema-Diagnóstico

Felipe tiene prótesis dactilares (cosméticas) pero no las usa. Esto se debe a que, bajo su criterio como diseñador, estas no cumplen con sus expectativas estéticas o funcionales, ni con su deseo de habilitar su capacidad prensil, convirtiendo su uso en una mala experiencia.

Más cuando a partir de conceptos teóricos existe evidencia que frente a la capacidad instantánea y compleja de la cual está dotada la mano, lesiones traumáticas y congénitas detonan un alto compromiso funcional (Arias, 2012), es posible disminuir la brecha instalada a partir del uso de prótesis. Sin embargo, la psicóloga experta en rehabilitación M. Leyton (comunicación personal, junio de 2017) aclara que esto depende de que el aparato protésico funcione correctamente.

Cuando la mano se prepara para la prensión, la geometría de esta se adapta en función del mecanismo de pinza. Esto en el caso particular de *Felipe* no ocurre por sobrellevar una carencia en la base geométrica.

La protésica tradicional sugiere en este tipo de casos la amputación completa de la extremidad afectada, dejando un muñón al cual se adhiere una prótesis de gancho. Una alternativa reciente,

con el fin de evitar la amputación, es la fabricación de prótesis que permitan ajustarse a la extremidad dañada. Esto ha sido propiciado en parte por la masificación de nuevas tecnologías de fabricación, como la impresión 3D. Sin embargo, a partir del análisis del estado de la técnica relativo a prótesis impresas, es posible establecer que estas aún responden masivamente a resolver problemas genéricos, como sustituir una extremidad, y en muy pocos casos, a restituir sólo la parte dañada de la geometría de la mano, como un dedo o una falange.

Desde la experiencia de *Felipe*, se establece puntualmente que este tipo de prótesis personalizadas aún son insuficientes principalmente por:

- Falencias ergonómicas;
- Bajo nivel de personalización de la solución en relación a la causa del problema, y;
- Poco equilibrio entre criterios estéticos y funcionales.

Purandare y Plunkett (1999) afirman que la prótesis es un elemento de habilitación no sólo funcional-estético, sino que también de restitución personal-social. Desde el concepto particular de *Felipe* (como diseñador), alcanzar una condición de normalidad no está contenido en una mano, sino en una *herramienta* –alejándose de una apariencia humana– que le permita realizar tareas puntuales, y a partir de ello, –en palabras de él– «*iniciar una conversación interesante*».

Considerando que la malformación de *Felipe* tiene un alto compromiso funcional, y que una prótesis otorga la posibilidad de realizar parcialmente una limitada variedad de actos físicos, mejorando su condición más no la afectación por completo (Fishman, 1962), se debe considerar resolver aspectos puntuales que mejoren la calidad de vida de *Felipe* y, en consecuencia, no pretender resolverlo todo; así se evita caer en un despropósito de la solución.

Por tanto, es pertinente una intervención desde el concepto particular de diseño planteado por *Felipe*, bajo la estrategia de posibilitar la operación de tres tareas puntuales de prensión, complementando la parte de la geometría dañada por la malformación congénita a través de una *prótesis-herramienta* (complemento protésico) personalizada, que revierta la mala experiencia previa en el uso de prótesis y los problemas que esto detona en sus relaciones sociales.

3-Objetivos

A partir de la revisión del *problema-diagnóstico*, se discutió en conjunto cuáles tareas tenían mayor significado en relación a alcanzar esta condición de normalidad y, por consiguiente, prioridad para ser resueltas, fijando las operaciones que se dan en el entorno social cotidiano como preferencia, de las cuales se desprenden los objetivos del proyecto:

3.1-Objetivo General

Permitir a *Felipe* la prensión en tres situaciones cotidianas puntuales a través de un complemento protésico.

3.2-Objetivos Específicos

- Cargar una bolsa de hasta 5kg., a través de una *prensión de gancho*;
- Empuñar una botella por medio de una *prensión dígito-palmar*, y;
- Manipular una llave mediante una *prensión sublateral*.

4-Metodología de Trabajo

De la estructuración y ejecución del proyecto, se identificaron seis etapas que permitieron otorgar un orden a la propuesta. Aun cuando se establece una secuencia correlativa a cada una de estas, el desarrollo no tuvo un carácter lineal, sino de constantes iteraciones entre sí.

4.1-Etapa de Aproximación al Usuario

La etapa de aproximación al *usuario* comprendió -desde el interés personal por resolver una prótesis concebida bajo criterios propios de la disciplina del diseño- conocer a personas que, además

de requerir el uso de una prótesis o complemento protésico, tuviesen el interés en participar del proyecto. Tras difundir la inquietud personal en el círculo más cercano del autor, mediado por una amistad en común, por primera vez es contactado *Felipe* e invitado a participar. Él accede no sin antes establecer exigencias propias como un acuerdo de confidencialidad.

4.2-Etapa de Investigación

Una vez concertados los términos del acuerdo, la etapa de investigación abordó un *estudio de caso* el cual permitió conocer los aspectos biomecánicos que influyen en el desarrollo de un sistema protésico particularmente para *Felipe* (Investigación Base de Memoria). El estudio comprendió el levantamiento de antecedentes generales y específicos relativos al caso a través de recopilación documental, revisión bibliográfica, observación, entrevistas a expertos, referentes, análisis de datos cualitativos y cuantitativos, y el trabajo directo con el *caso de estudio*. También, bajo la mediación de un experto, se elaboró un perfil psicológico de *Felipe*, del cual se desprenden los aspectos emocionales relevantes de ser considerados para el proyecto.

Esta etapa concentra el mayor volumen de estudio del proyecto debido a que es necesario conocer todos los factores involucrados antes de abordar el diseño y la fabricación del complemento

protésico específico. Además, durante esta etapa, se estableció la brecha entre una mano normal y la mano de *Felipe*. Esta brecha se haya en el vínculo o continuidad entre una prótesis y la fisiología propia de la *mano-caso*. Del análisis de los datos obtenidos, se definió como estrategia posibilitar la prensión en tres tareas puntuales, complementando la geometría dañada a través de una prótesis-herramienta personalizada; así como también se definieron objetivos, requerimientos y criterios, conforme a las expectativas de *Felipe*.

4.3-Etapa de Desarrollo Proyectual (1a iteración)

La primera iteración de desarrollo proyectual se inició con un levantamiento antropométrico de la mano de *Felipe*: ancho palmar; largo palmar; ancho mayor; largo mayor; calibre de falanges y largo de falanges. A partir de esta información y de la extracción de un molde en yeso, se elaboró un modelo digital de la extremidad restante de *Felipe*; este modelo se utilizó para generar las primeras propuestas formales del proyecto.

A continuación, se desarrollaron sucesivamente pruebas de concepto y prototipos rápidos para ajustar tamaños y calce de las piezas. En paralelo, se resolvió el concepto y el modo operatorio de la prótesis, tomando la decisión de que esta -al requerir una articulación en sus partes- sea operada por *Felipe* a través del accionamiento de un meca-

nismo, y no de forma automática, similar al uso de una *navaja suiza*, donde el usuario debe considerar la preparación de la herramienta previa a su uso.

4.4-Etapa de Validación (1a iteración)

Durante la 1ra. iteración de validación, se construyó un prototipo para su evaluación funcional -orientado a los objetivos específicos- y estética -esta última en concordancia con los requerimientos de apariencia emanados previamente por *Felipe*-. Si bien funcionalmente el mecanismo alcanza los objetivos, estéticamente la propuesta no fue validada. Esto porque la terminal o pieza de contacto era un cono truncado, lo cual *Felipe* rechazó puesto que, según él, se interpretaba como la imagen mental de un dedo. Además, la pieza tuvo problemas de calce, surgiendo la necesidad de reconfigurar la solución.

4.5-Etapa de Desarrollo Proyectual (2a iteración)

Luego de recoger las observaciones de la anterior etapa de validación, la cual apunta principalmente a aspectos formales -o de perfil-, aparece un nuevo problema de diseño referido al calce de los dedos restantes en la cavidad del complemento protésico. Esto se debe a que al tomar medidas antropométricas a partir de instrumental existen variables que no son levantadas, como el estira-

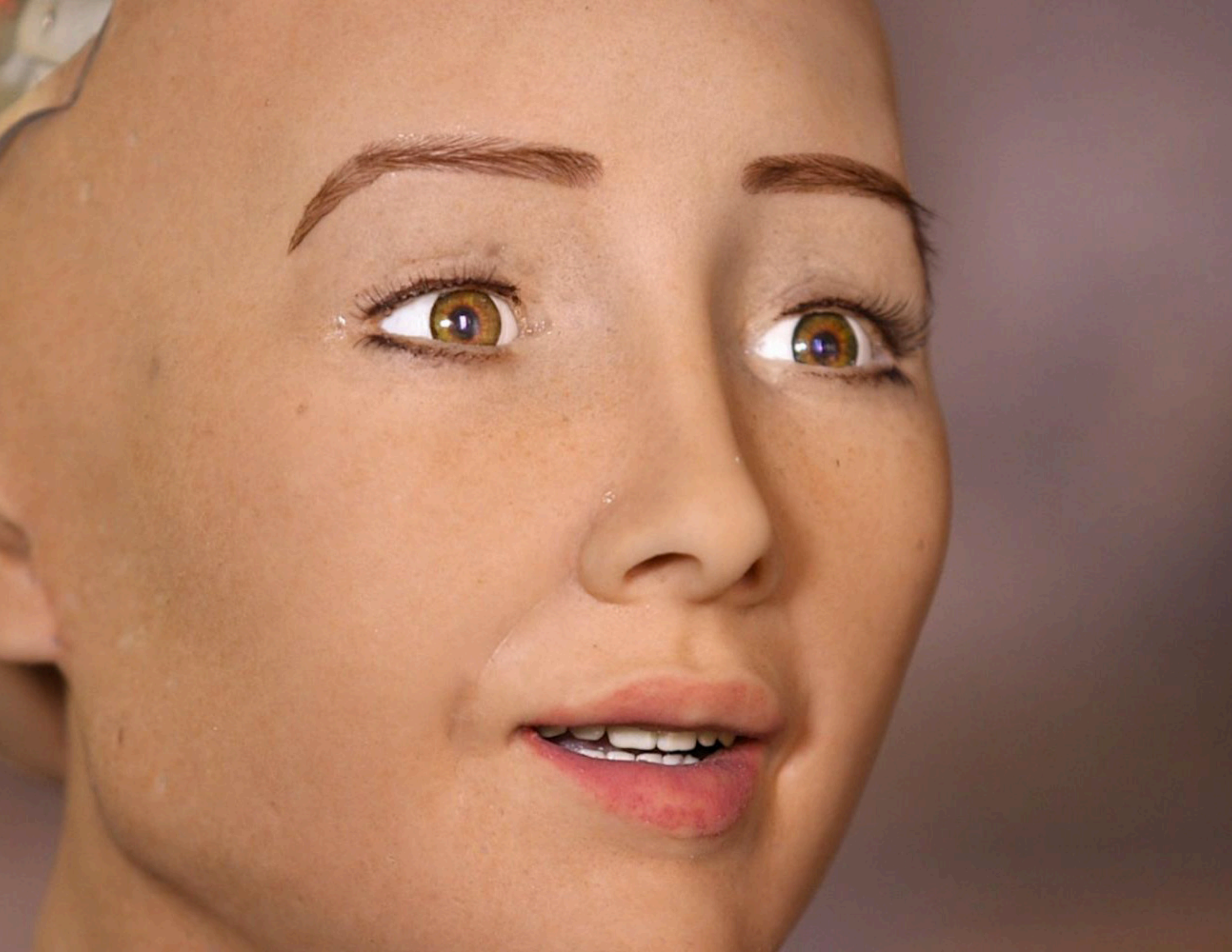
miento de la piel, la hinchazón de los dedos a lo largo del día o la sudoración.

Este problema se resolvió sustituyendo el levantamiento antropométrico por un método de prueba y error en el ajuste de las piezas. El nuevo método se llevó a cabo prototipando distintos calibres de dedos y probando uno a uno durante una jornada completa en distintos días de la semana, hasta determinar un rango (o talla) del diámetro de la cavidad.

También se abandonó la idea de un volumen sólido para la pieza de contacto reemplazándolo por una chapa metálica plegada de espesor mínimo que recorriera sólo las zonas de contacto necesarias para la prensión, otorgando atributos de liviandad y sofisticación a la pieza. A partir de esta información obtenida se desarrollaron nuevos prototipos.

4.6-Etapa de Validación (2a iteración)

Durante la 2da. etapa de validación, y con la reciente información levantada, se desarrollaron prototipos de manera consecutiva, cada uno de estos incorporando ajustes de su versión anterior hasta alcanzar la versión que contiene el calce correcto de la pieza y un nuevo perfil de la misma. Esta propuesta fue aprobada y validada, alcanzando los objetivos del proyecto, y superando las expectativas fijadas por *Felipe*.



Capítulo 1:

Consideraciones Teóricas Previas

1.1-Del objeto a la Emoción en el Desarrollo de la Disciplina del Diseño

Un conjunto de autores, entre ellos Zhang & Dong (2008) y Fuad-Luke (2005) patrocinan la idea de un desarrollo común respecto de la disciplina del diseño y los objetivos principales que han dominado su práctica y propuesta teórica durante el siglo pasado y las primeras décadas del presente (Jacob, 2014).

Estos autores hacen referencia al modelo propuesto por Küthe, Thun & Schriefers (1995) el cual secciona la historia del diseño de la segunda mitad del S. XX. en cinco periodos con características y tendencias propias: sociedad en desarrollo (1950); sociedad madura (1960); sociedad saturada (1970); sociedad superflua (1980) y; sociedad de la saciedad (1990) (Figura 1). Previo a 1950, el diseño tiene por enfoque resolver principalmente la función (práctica), es decir, que, si el producto funciona bien, las necesidades humanas están cubiertas.

Entre los años 50's y 80's, al surgir con fuerza periodos de industrialización y comercialización, el diseño de orienta a la figura del consumidor. Las principales tendencias son estilísticas, con el objeto de embellecer y hacer más atractivo el producto, aun cuando esto signifique agregar elementos que no aportan a la función práctica de objeto.

Desde los años 90's en adelante, y coincidentemente a lo planteado por Krippendorff y Butter (1984) el diseño se ha enfocado en las personas y en el significado que poseen las cosas para estos usuarios por sobre el valor tecnológico, utilitario o del objeto en sí mismo (Küthe, et al., 1995; Zhang & Dong, 2008), cimentando el desarrollo de corrientes de diseño basadas en las emociones (Desmet, 2002; Jordan, 2000; Norman, 2005), sensaciones (Belloda Pereda, 2002), experiencias (Schifferstein & Spence, 2008) y recientemente, planteamientos de diseño positivo, para el bienestar y la felicidad (Desmet, 2013; Desmet & Pohlmeier, 2013; Hassenzahl, Eckoldt, Diefenbach, Laschke, Lenz & Kim, 2013; Jiménez, Pohlmeier & Desmet, 2016).

1.2-Diseño Positivo

A partir de que la felicidad es considerada un objetivo humano universalmente deseable, recientemente (2013) surge en la *Technische Universiteit Delft* de la mano teórico del diseño Peter Desmet el concepto de Diseño Positivo, el cual toma por enfoque el diseño que permite experiencias positivas para contribuir al florecimiento humano (Desmet & Pohlmeier, 2013; Hassenzahl et al., 2013), es decir, promueve deliberadamente el bienestar subjetivo de las personas y la sociedad de manera permanente (Casais, Mugge & Desmet, 2016).



Androide Sophia

(N. del A.: *Sophia* es un robot desarrollado por *Hanson Robotics* y la *Hong Kong Polytechnic University* que combina robótica avanzada e inteligencia artificial. *Sophia* tiene por objetivo evaluar la posibilidad de entablar en un futuro interacciones amorosas y compasivas entre humanos y robots, sorteando el valle inquietante.)

Fuente: Goertzel, B., Mossbridge, J., Monroe, Hanson, D. & Yu, G. (2017) *Loving AI: Humanoid Robots as Agents of Human Consciousness Expansion*. Institute for Noetic Sciences (IONS): California: EE.UU.

Desmet y Pohlmeier (2013) proponen un modelo que descompone el diseño positivo en tres partes: diseño por placer; diseño por virtud, y; diseño por significación personal. Los autores afirman que estas tres componentes son imprescindibles para que el diseño tenga un impacto positivo en la vida de las personas, ofreciendo una multiplicidad de enfoques.

Como las emociones evocadas por un producto tienen directa relación con la percepción cultural (Desmet, 2002), el diseño positivo también considera este “*ajuste personal*” de los valores y deseos de los usuarios, con el compromiso de estos para que el diseño tenga éxito.

Casais, Muggle y Desmet (2016) a través de sus

investigaciones proporcionan evidencia sobre el vínculo que surge entre los productos (u objetos) y la felicidad, e identificaron seis significativos simbólicos: relaciones positivas con los demás, crecimiento personal, propósito en la vida, dominio del medio ambiente, autonomía y auto aceptación.

En directa relación con el proyecto que se aborda, y en conformidad a los antecedentes previamente expuestos, las prótesis adscriben a objetos que emanan una experiencia positiva para sus respectivos usuarios (siempre y cuando estos elementos funcionen correctamente), particularmente vinculado con los aspectos de significación personal. Los seis significativos simbólicos propuestos por los autores son aplicables a la expectativa que

Felipe confiere a la prótesis dactilar. Más cuando los autores proponen seis direcciones de diseño que tienen por objetivo orientar a los diseñadores en el proceso de desarrollo de productos, de modo que este último surja a partir de una intervención que moldee la vida de los usuarios de manera más positiva y significativa, el desarrollo teórico en el diseño positivo aún es inconcluso, en consecuencia, adscribiendo a estos lineamientos, la aplicación teórica puede modificarse a medida que el diseñador lo considere pertinente.

Adherir el presente proyecto a estas relaciones simbólicas en el desarrollo de una prótesis positiva que funcione correctamente y que contenga las expectativas de *Felipe* reforzará el vínculo de él con

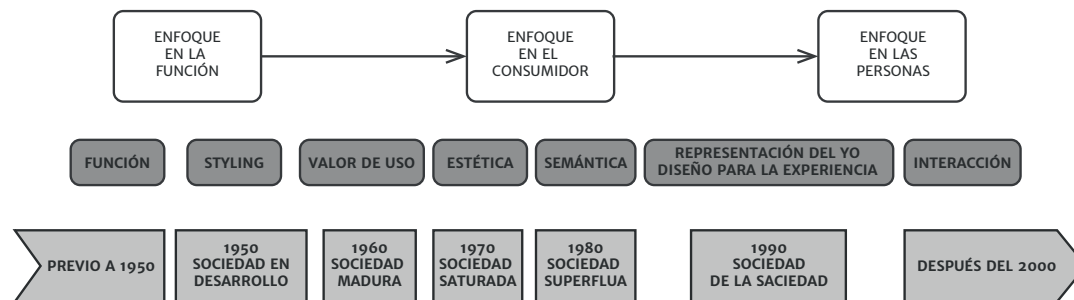


Figura 1: Evolución del Enfoque del Diseño. Fuente: Jacob, R. (2004) basado en el modelo de Küthe et al. (1995) reinterpretado por Zhang & Dong (2009).

el aparato, por consiguiente, es altamente probable que esta última funcionará mejor perceptualmente, y el valor será más alto, por sobre sus costos productivos.

respectivos usuarios (siempre y cuando estos elementos funcionen correctamente), particularmente vinculado con los aspectos de significación personal. Los seis significativos simbólicos propuestos por los autores son aplicables a la expectativa que *Felipe* confiere a la prótesis dactilar. Más cuando los autores proponen seis direcciones de diseño que tienen por objetivo orientar a los diseñadores en el proceso de desarrollo de productos, de modo que este último surja a partir de una intervención que moldee la vida de los usuarios de manera más positiva y significativa, el desarrollo teórico en el diseño positivo aún es inconcluso, en consecuencia, adscribiendo a estos lineamientos, la aplicación teórica puede modificarse a medida que el diseñador lo considere pertinente.

Adherir el presente proyecto a estas relaciones simbólicas en el desarrollo de una prótesis positiva que funcione correctamente y que contenga las expectativas de *Felipe* reforzará el vínculo de él con el aparato, por consiguiente, es altamente probable que esta última funcionará mejor perceptualmente, y el valor será más alto, por sobre sus costos productivos.

1.3-Valle Inquietante

Masahiro Mori, profesor de robótica del *Tokyo Institute of Technology*, publicó en 1970 el ensayo *The Uncanny Valley*, en el cual proyecta cómo reaccionarían las personas hacia los robots que imitan el actuar humano, hipotetizando que la respuesta humana cambiaría de empatía a repulsión a medida que el robot se acercara a la apariencia humana; esta reacción se denomina valle inquietante.

La reducción de personas en sistemas productivos se vincula al reemplazo de los humanos por manipuladores robóticos industriales. Estos robots no tienen caras o piernas; simplemente giran, extienden, o contraen sus brazos, alejándose de la apariencia humana. Ciertamente, el criterio de diseño utilizado para elaborar este tipo de robots se basa en la funcionalidad, es decir, su aspecto tiene una relevancia menor.

Si trazamos este tipo de robots industriales en un gráfico de familiaridad versus semejanza humana percibida, estos estarían en el origen (Figura 2). Por lo tanto, tiene poco parecido al ser humano, y en general, la gente no se familiariza con estos.

Cuando un diseñador crea un robot de juguete, el criterio de diseño cambia, prevaleciendo el aspecto por sobre la función; el robot tendrá una apariencia algo humana: caras, brazos, piernas y torso. Este diseño permite en los niños generar una sensación de familiaridad con el juguete humano-

de. Al trazar este juguete en el gráfico de familiaridad versus semejanza humana percibida, estos estarían en la cima de la primera colina (Figura 2).

La réplica humana es en sí mismo el objetivo final de la robótica (Mori, 1970), y es por esto que constantemente existen esfuerzos por construir robots similares a los humanos. Por ejemplo, los brazos de un robot pueden estar compuestos de un cilindro de metal, pero para lograr una apariencia más humana se recubre este metal bajo una piel sintética; esfuerzos cosméticos promueven un sentido de familiaridad con el robot. En el plano de la protésica en relación al proyecto con Felipe, las manos artificiales han mejorado sustancialmente, dificultando la distinción entre estas y las manos reales. Algunas prótesis intentan simular venas, músculos, tendones, uñas e incluso huellas dactilares, además de alcanzar colores semejantes a la pigmentación humana; pero este tipo de prótesis es demasiado real, y cuando notamos que es artificial se genera una sensación de desconfianza. Al estrechar una prótesis somos sorprendidos por temperaturas frías y la ausencia de tejidos blancos, perdiendo el sentido de familiaridad y causando una sensación negativa, es decir, la apariencia es bastante humana pero la familiaridad es negativa. Reflejado esto en el gráfico de familiaridad versus semejanza humana percibida, las prótesis humanas de mano estarían en el fondo del valle (Figura 2).

1.3.1-Efectos del Movimiento

Para toda criatura, el movimiento es por lo general una señal de vida. El movimiento afecta la forma del valle inquietante (Mori, 1970). En los robots industriales, el impacto del movimiento es leve porque se le aprecia como una máquina; si esta deja de moverse, deja de funcionar. Pero, si el robot es programado para generar un movimiento humano, se generaría un grado de familiaridad.

El movimiento humano requiere factores precisos de velocidad y aceleración. Al agregar movimiento a una prótesis de mano, la cual está al fondo del valle, la sensación de extrañeza aumenta sustancialmente. Más cuando el movimiento en prótesis ha mejorado, resulta poco viable replicar el movimiento natural de la mano humana. Estos defectos de movimiento son evidentes en brazos o manos protésicos; construir un humano completo sin caer en el valle de la inquietud -de acuerdo al actual estado de la técnica- es improbable. Por tanto, al proyectar una prótesis, esta no debe intentar replicar el movimiento ni la velocidad humana, sino considerar que se trata de un elemento anexo, que cumple una función más no la imita.

1.3.2-Escape por Diseño

Mori (1970) afirma que “esperamos diseñar robots o manos protésicas que no caigan en el valle in-

quietante”, así como también recomienda que los diseñadores tomen por objeto resolver funcionalmente la construcción de robots por sobre humanoides. Como la construcción de humanos robóticos es el objetivo final de la robótica, existe una alta probabilidad de caer en el valle inquietante. Por consiguiente, Mori promueve que es posible producir una familiaridad segura mediante un diseño no humano, lo cual debe ser considerado por los diseñadores. Como ejemplo plantea los anteojos:

«Los anteojos no se parecen al globo ocular humano, pero su diseño es adecuado y puede hacer que los ojos adquieran rasgos particulares. En consecuencia, el principio en la creación de ojos protésicos se debe implementar en anteojos y no en globos oculares artificiales».

En relación al proyecto, evitar el valle inquietante se vincula estrechamente con las expectativas que tiene Felipe sobre la prótesis. Por tanto, la manera de aplicar dicho principio al proyecto se relaciona en elaborar una herramienta (más no una mano), de diseño adecuado, que permita operar tareas puntuales de prensión, y que pueda hacer que la mano de Felipe adquiera un rasgo particular, diferenciándose del resto por el logro de un objetivo, y no por un fracaso.

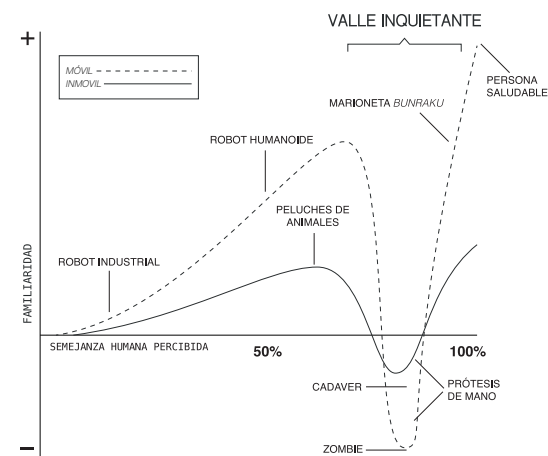


Figura 2: Gráfico Familiaridad vs. Semejanza Humana Percibida del Valle Inquietante. Fuente: MacDorman, F & Minato, T. (2009) basado en el modelo de Masahiro Mori (1970) Energy, 7 (4) 33-35. Traducido por el autor.



Geminoids HI

(N. del A.: El profesor Hiroshi Ishiguro del Departamento de Robótica de la Universidad de Osaka, creó un robots a su imagen y semejanza al que denominó HI. Ishiguro propone que en un futuro cercano cada quien tendrá su propio reemplazo artificial en tareas cotidianas como la interacción social.) Fuente: Bartneck, C., Kanda, T., Ishiguro, H., Hagita, N. (2007) Is the Uncanny Valley and Uncanny Cliff?. 16th IEEE. Int. Conference on Robot & Human Interactive Communication.





Capítulo 2: Primeros Antecedentes

2.1-Aspectos de Significación de la Prótesis en el Contexto Social

Al preguntar a *Felipe* qué significa para sí mismo no resolver los problemas asociados con la malformación, responde que:

«la verdad no me causa complejos. Al ser una condición de nacimiento, mis padres nunca me ocultaron o escondieron. Siempre crecí sabiendo que no era algo normal, o que los demás podían hacer cosas que yo no [...], para mí puede que no sea un problema profundo, pero hay gente que lo ve como un trauma y lo esconden [...] a mí me afecta, pero poco, a lo más no me gusta mostrarlo, pero nada más».

Si bien declara no sentirse afectado en profundidad, al revisar las fotografías de las redes sociales de Felipe se evidencia que en todas estas esconde la mano. Tras preguntar por qué lo hace, responde algo molesto:

«porque es feo, prefiero que no se vea. Hago la mayoría de las cosas con la mano izquierda, por último, si tuviese un atractivo sería digno de mostrarla, pero donde no lo tiene me gusta ahorrarme preguntas incómodas; como si no tuviera capacidad de hacer las cosas por mí mismo, es como provocar lástima y no porque tengo la mano así no puedo hacer mis cosas».

Leyton (2017) plantea que por sobre las satisfacciones físicas, es importante la satisfacción que viene del cuidado y afecto del entorno social: *“socialmente el término lisiado se vincula con connotaciones de insuficiencia, vergüenza, castigo y culpa, disminuyendo el concepto que tienen estas personas sobre sí mismas, y suponiendo que deben reaccionar a estos ataques contra su integridad”.* Agrega que *“la prótesis es un elemento de rehabilitación personal y vocacional, sobre todo cuando malformaciones tienen su origen congénito, por tanto, la utilización de una prótesis es la primera señal de capacidad y deseo de ser parte de un entorno social”.* También Leyton aclara que *“todas las personas afectadas por incapacidades se identifican fácilmente por diferenciarse del resto. Las incapacidades externas promueven el desarrollo de un problema con el hecho de que vivimos en una sociedad donde se adhiere importancia a la calidad, adecuación, y conformidad de la apariencia física a un modelo”.* Afirma que romper este modelo genera pérdida de aceptación.

De acuerdo a la experiencia de uso de prótesis en el contexto social, *Felipe* agrega que:

«tuve una (prótesis) pero fue una mala experiencia y no me gustaría tener esa de nuevo. Cuando entré al colegio un terapeuta me recomendó una prótesis cosmética, como dedos falsos, para evitar las burlas; eran unos dedos de goma feos, y se perdieron [...] no los usaría por nada de nuevo».



Old Hands

Fuente: Pérez Rodríguez, S. (2016) consultado el 18 de julio de 2018 en <https://flic.kr/p/pwNwBF>

Al preguntar a Felipe sobre qué significa utilizar una prótesis, contesta que:

«significa querer alcanzar algo, una función o apariencia, que en mi caso particular nunca fue posible, porque no conozco una prótesis específica para mi asunto. Existen soluciones para muñones u hombros que se resuelven con una mano completa [...] además es difícil que alguien elabore una prótesis bajo tus criterios, normalmente es una solución estándar medianamente efectiva desde el uso, pero fea; o estética pero disfuncional. No quiero una mano, o algo que parezca una mano; quiero una herramienta, que funcione y se vea atractiva, que sea una excusa para una conversación interesante, no para cuestionarme [...] insisto en que no tiene que ser una mano o dedo, porque por más que trate jamás lo será. Tampoco se trata de vender algo falso, debe ser honesto y discreto [...] lo justo y necesario, reducirlo al mínimo».

2.2-Biomecánica y Patrones Funcionales de la Mano Tipo

El ordenamiento anatómico de la mano permite entender su capacidad en la manipulación de objetos y ajustes posicionales conforme a las necesidades en la ejecución de patrones funcionales. Esta habilidad potenciada por la integración de la macro y micro estructura de la mano, combinada con abundante tejido cerebral, le confiere al hombre un

desarrollo superior frente a otras especies (Arias, 2012; Barahona, 2001; Napier, 1956; Pinto, 2015).

Constantemente la mano adopta diversas formas que facultan la interacción del hombre con su medio externo, por ejemplo, posiciones de concavidad palmar para tomar y soltar objetos, o movimientos de oposición que proporcionan la pinza y facilitan las acciones de destreza manual fina.

Además, Arias (2012) agrega que la comunicación mediante el lenguaje corporal también incorpora la mano. Por consiguiente, se desprende que la mano no sólo representa una unidad mecánica-funcional, sino que también es un elemento de comunicación no verbal.

2.2.1-Arquitectura de la Mano Tipo

La mano le confiere al hombre la facultad de prensión a partir de su arquitectura y geometría, la cual permite tanto una amplia apertura como un cierre sobre si misma entorno a un objeto (Kapandji, 2007).

Cuando está ampliamente abierta (Figura 3) la mano, desde la vista anterior o cara palmar, presenta la palma (1), que es la continuación de la muñeca (2) y articulada en cinco dedos. El hueco de la mano está bordeado por dos prominencias: por fuera, de mayor volumen, la eminencia tenar (3), que se forma desde la base del pulgar, y por dentro, la eminencia hipotenar (4), menos prominente,

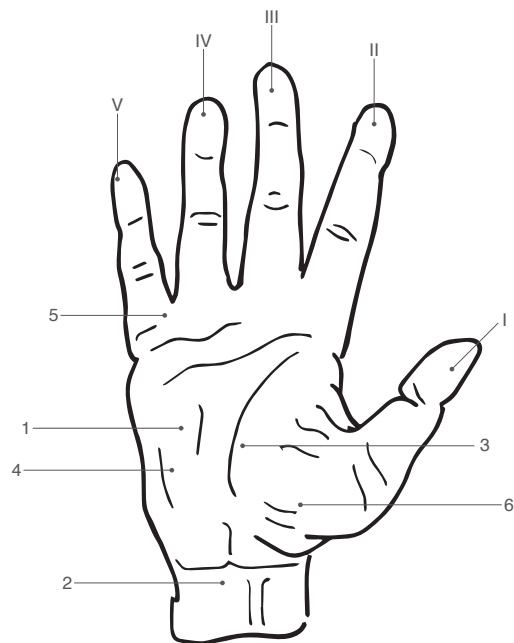


Figura 3: Cara palmar de la Mano.
Fuente: Kapandji, A.I. (2007) Fisiología Articular. Madrid: Médica Panamericana.
Elaboración Propia

que forma el borde interno del cubital separado del dedo anular por la 4ª comisura (5). La palma de la mano está cubierta por pliegues palmares, estos permiten que la palma permanezca cóncava en todas las posiciones de la mano.

Los cinco dedos se organizan en dos grupos: el primero de cuatro dedos largos, y el otro, un dedo corto o pulgar. Los cuatro dedos largos tienen longitudes desiguales. El más largo de los dedos está en el centro y se denomina medio o del corazón (III), a continuación, está el índice (II), el de mayor extensión de los dedos largos, y luego el dedo anular (IV) por dentro del dedo medio; finalmente el más corto e interno, el meñique (V). Todos los dedos largos presentan tres pliegues que indican la presencia subyacente de tres falanges.

El pulgar (I), dedo corto único y proximal, se sitúa en la parte superior del borde radial o externo de la mano. Contiene no más de dos falanges, pero un metacarpiano (6) más móvil que los otros; el primer metacarpiano equivale funcionalmente a una falange.

2.2.2-*Unidades Adaptativas*

Los cinco dedos de la mano no tienen la misma relevancia en la utilización de la mano, estos componen tres unidades adaptativas responsables de la prensión:

- La zona del pulgar o rayo del pulgar: desempeña un papel predominante por su oposición a los otros dedos. Con su metacarpiano y dos falanges tiene un grado de movimiento superior al de los otros dedos. La articulación del metacarpo se caracteriza por ser bi-cóncava, permitiendo un amplio rango de movilidad en muchos planos. Esto se debe a que la cápsula articular, si bien es resistente, es lo suficientemente laxa para permitir un movimiento sustancial.
- La zona de las pinzas o rayo del índice: está compuesta por el dedo medio y principalmente el dedo índice, y es indispensable para la pinza bi-digital pulgar-índice (pinza de precisión), o la pinza tridigital pulgar-índice-medio. Las tres falanges del dedo índice se proyectan del segundo metacarpiano fijo y son influenciadas por tres músculos intrínsecos y extrínsecos. Estos músculos poseen relativa independencia en la función del dedo índice, en comparación al 3ª, 4ª y 5ª dedo. Las articulaciones interfalángicas son de tipo troclear o bisagra, y permiten movimientos de flexión y extensión, mientras la articulación metacarpofalángica es de tipo condílea o elipsoidal, y permite un rango de movilidad media y lateral cuando la articulación

se encuentra en extensión.

- La zona de los alcances: es constituida por el borde cubital de la mano, con los dedos anular y meñique, indispensables para garantizar la firmeza de la prensa palmar o también la prensa de puño cerrado, participando predominantemente en prensiones de fuerza como el asir. Además, en participación del dedo medio provee la función de estabilizar al tomar objetos en la prensión pulgar-índice.

2.2.3-*Patrones Funcionales*

La complejidad anatómica-funcional de la mano, tiene su justificación en la prensión (Kapandji, 2007; Madurga & Robles, 2015). Esta función prensil depende de la integridad cinética de huesos y articulaciones extendida desde la muñeca hasta las falanges distales -o unidades adaptativas-. Para Kapandji (2007), las interrupciones de estas unidades detonan inestabilidad, deformidad y pérdida de función.

Los patrones funcionales de la prensión son movimientos en los que se agarra un objeto y este se mantiene parcial o completamente dentro de la superficie de la mano. La eficiencia de estos patrones depende de:

- La eficacia del pulgar, y en menor grado, de los dedos anular y meñique;

- La rigidez relativa del dedo índice, y del dedo medio;
- La estabilidad de los arcos longitudinales que se generan entre el pulgar y los otros dedos;
- El sinergismo y antagonismo equilibrado entre los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano;
- La sensibilidad adecuada de todas las áreas de la mano, y;
- La relación de precisión entre longitud, movilidad y posición de cada hilera de dedos.

La prensión de un objeto depende del tamaño, forma y peso del mismo, así como el uso que se haga de él. En términos generales, la prensión puede clasificarse en dos tipos: prensión de precisión o de fuerza (Napier, 1956; Field, Palastanga & Soames, 2015). En la prensión de precisión, el pulgar y los dedos se combinan de distintas formas para ejecutar la tarea; mientras que la mano completa interviene en la prensión de fuerza.

2.2.3.1-Prensión de Precisión

La prensión de precisión se caracteriza por el agarre de un objeto que suele ser pequeño y, en oportunidades, frágil. La prensión del objeto se realiza entre los pulpejos de los dedos que se ciñen y adaptan a su forma.

La acción comprende movimientos de rotación de la articulación del pulgar y de las articulaciones del pulgar con las de los otros dedos participantes. Los músculos que intervienen en la prensión de precisión son todos los pequeños de la mano, así como los flexores profundos y superficiales de los dedos, y el flexor largo del pulgar.

En la prensión de precisión se sub-clasifican cuatro tipos:

1. De oposición terminal o pinza: en las que las puntas de los pulpejos y a veces los bordes de las uñas se emplean para tomar objetos delicados, como un alfiler (la más delicada y precisa de las prensiones). En consecuencia, la de mayor riesgo a ser afectada por un traumatismo.
2. De oposición subterminal: en las que las superficies palmares del pulgar e índice u otro dedo entran en contacto como al tomar un lápiz (la más común de las prensiones subterminales), pudiendo ser probada en eficacia al tirar una hoja de papel entre el índice y el pulgar.
3. De oposición subterminolateral o tomar una llave: en la que la yema del pulgar hace presión sobre el lado de cualquiera de las falanges del dedo índice. La prensión es menos precisa pero más fuerte y se puede sustituir parcialmente por la falange distal del dedo medio o anular cuando existe

pérdida de la falange distal del dedo índice.

4. De aducción entre todos los dedos: por lo general, el índice y medio donde el pulgar no desempeña tarea alguna en la prensión, por lo que este es débil y suele tener poca precisión. Sin embargo, si existiese la pérdida del pulgar, esta prensión adquiere desarrollo en lo que a potencia se refiere.

2.2.3.2-Prensión de Fuerza

Las prensiones de fuerza son aquellas en que se requiere la utilización de potencia, es decir, la mano entera participa de la prensión. Los largos músculos flexores y extensores trabajan en conjunto tanto para fijar la muñeca como para asir el objeto. De la prensión de fuerza se sub-clasifican dos tipos:

1. Prensión Palmar: es la más poderosa de las prensiones de fuerza y en la que toda la mano ase el objeto, cuyo eje se halla a lo largo de la garganta palmar y donde el pulgar actúa de contrafuerte para los dedos que se ciñen en torno al objeto. El volumen del elemento determina la fuerza de la prensión, la que es máxima cuando el pulgar toca el dedo índice. En consecuencia, los mangos de muchas herramientas manuales se diseñan para adaptarse a los dedos en este tipo de prensiones.
2. Prensión en Gancho: en esta prensión, el

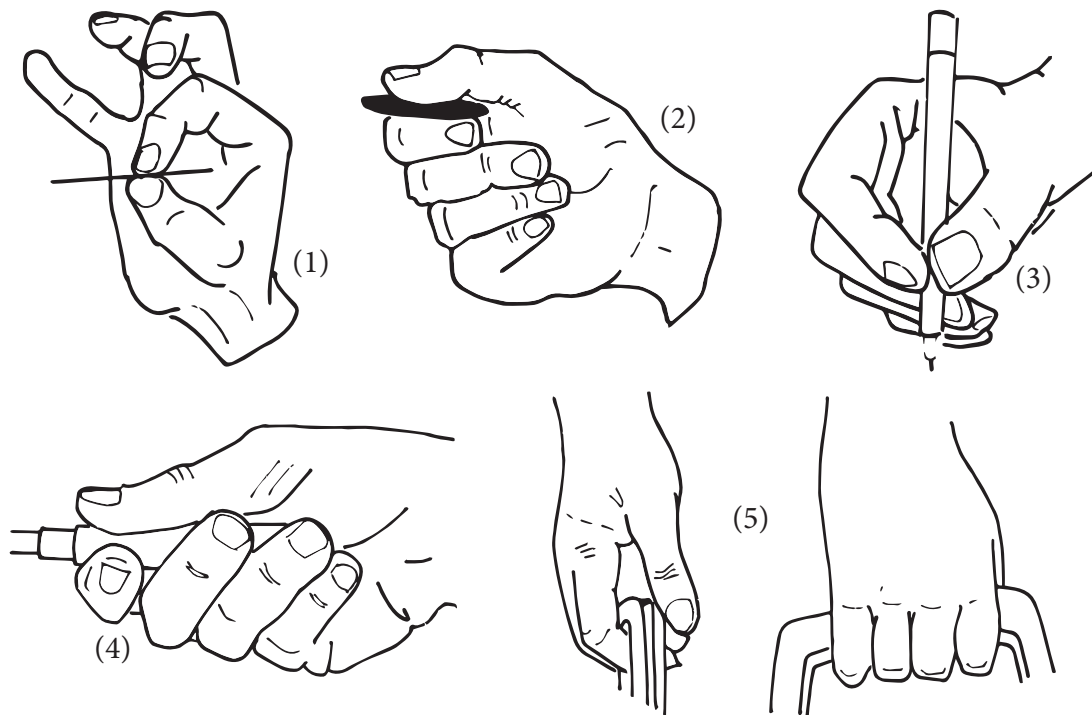


Figura 6: (1) Oposición Terminal. (2) Oposición Subterminal. (3) Oposición Subterminal. (4) Presión Palmar. (5) Presión de Gancho.
 Fuente: (1-2) Kapandji, A.I. (2007) Fisiología Articular. Madrid: Médica Panamericana. (3-4-5) Field, D.; Palastanga, N. & Soames, R. (2000) Anatomía y Movimiento Humano, Estructura y Funcionamiento. Barcelona: Paidotribo. Elaboración Propia.

objeto se ase con firmeza entre la palma y los dedos flexionados, y el pulgar no ejerce trabajo. La presión es segura pero sólo en una dirección: hacia los dedos. Esta presión es la empleada para cargar bolsas o llevar maletas.

Desde el estudio anatómico-fisiológico se comprende que frente a la capacidad instantánea y compleja de la cual está dotada la mano, lesiones de origen traumático o congénito detonan un alto compromiso funcional. Miralles (2001) plantea que aquellas amputaciones que dejan más de la mitad de la falange proximal, pueden ser consideradas funcionales; por el contrario, amputaciones a la porción media de la falange proximal es típicamente una amputación disfuncional.

La amputación de todo el rayo (compromiso de falanges y metacarpiano) proporciona una mano estéticamente aceptable, desplazando la funcionalidad del dedo amputado hacia los otros dedos, pero reduce la palma de la mano entre un 20% y 25%, disminuyendo su capacidad para estabilizar objetos (Rutherford, 2006).

Cuando la amputación compromete varios dedos de la mano, a nivel distal, interfalángico de todo el rayo, la funcionalidad de la mano se ve reducida en proporción al número de dedos amputados (Viladot & Rimbau, 2001).

2.3-Verificación de las Capacidades Actuales de Operación en el Caso de Estudio: Capacidad Prensil y Extremidad Restante

2.3.1-Extremidad Restante

La ectrodactilia es una de las principales malformaciones transversales terminales de origen congénito que afectan a las extremidades superiores e inferiores. Es considerada una malformación rara caracterizada por la amputación parcial o total de dedos (Canelón & Herrera, 2013).

La agenesia o desarrollo defectuoso de los dedos de la mano derecha de *Felipe* reduce el dedo

medio (III) al pliegue distal-proximal. Por observación, se asume que tiene metacarpo del dedo medio con formación completa, y formación incompleta de la primera falange al no tener articulación interfalángicas, es decir, reduce un 60% el dedo medio y un 20% de la primera falange en comparación a un dedo normal. A partir de los postulados de Miralles (2001), *Felipe* cuenta con un dedo medio funcional.

La agenesia del dedo anular es más agresiva, y reduce el dígito casi hasta la articulación metacarpofalángica; se observa leve desarrollo de la primera falange, lo que se traduce en una amputación de un 90% del dedo anular, dando como resultado un dedo disfuncional.

2.3.2-Capacidad Prensil

Durante la etapa de investigación, con el objetivo de conocer la capacidad prensil de *Felipe*, se aplicó un “*Test de capacidad prensil*” (Madurga & Robles 2015) (cuadro 1), el cual mide el desempeño en prensiones de fuerza y de precisión a través de la manipulación de objetos de uso cotidiano, contrastando los resultados obtenidos por el sujeto de estudio contra un voluntario biotipo de sexo y edad similar (cuadro 2). A partir de los valores obtenidos, es posible establecer la capacidad prensil de la mano de *Felipe* y la merma de esta respecto de una mano normal.

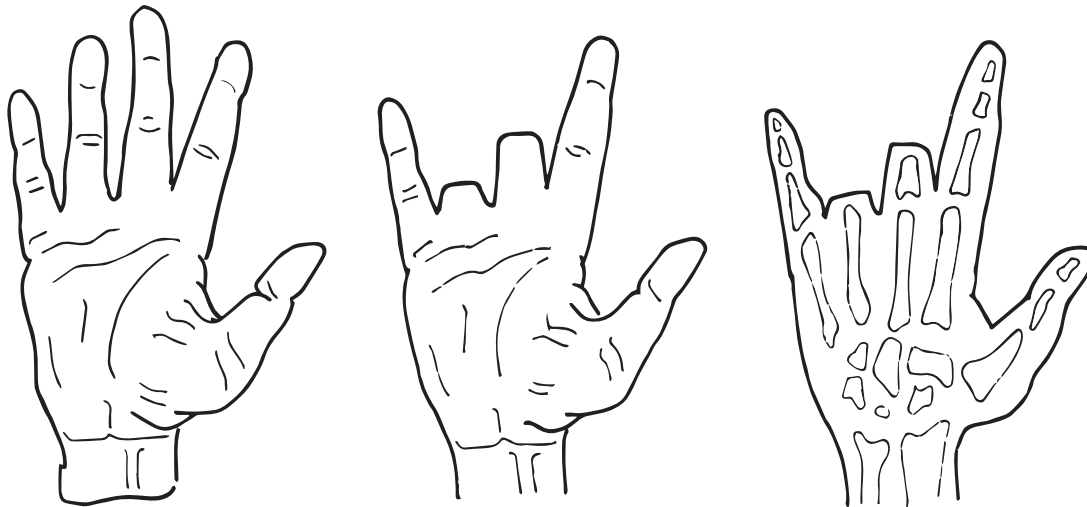


Figura 8: Cara palmar de mano tipo (Izq.), Cara palmar de mano caso (centro); Estructura ósea de mano caso basado en exploración externa y antecedentes médicos (Der.). Fuente: Kapandji, A.I. (2007) Fisiología Articular. Madrid: Médica Panamericana y Salgado et. Al (2012). Elaboración Propia

TEST DE CAPACIDAD PRENSIL

ID: FELIPE (F) VD (VALOR DERECHO)

17 de mayo de 2017 19:50

Prensión	Puntaje	Observaciones
Palmar (pelota)	4 de 5	(F) puede realizar la prensión palmar promovida por la gravedad sin la aplicación de fuerza sobre la pelota.
Dígitopalmar (cilíndrica)	2 de 5	(F) requiere desviar cubitalmente la muñeca para aplicar fuerza sobre el objeto cilíndrico sin éxito.
Tridigital (bolita)	1 de 5	(F) realiza la prensión reemplazando el dedo medio por el meñique obligando a este último a una postura forzada.
Terminolateral (aguja)	5 de 5	(F) resuelve la prensión terminolateral sin inconvenientes.
Subterminal (poroto)	5 de 5	(F) resuelve la prensión subterminal sin inconvenientes.
Lateral (cigarro)	0 de 5	No existe indicio de prensión. (F) reemplaza la prensión lateral por la pinza subterminal.
Sublateral (llave)	3 de 5	La ausencia de los dedos medio y anular obligan a realizar la prensión ejerciendo fuerza desde la muñeca en postura forzada.
Gancho (maleta)	3 de 5	La ausencia de los dedos medio y anular obligan a realizar la prensión de fuerza a través de la triada pulgar-índice-meñique, limitando la duración de la prensión y re dirigiendo la carga a la muñeca en postura forzada.

Resultado de capacidad de prensión: 23 de 40 puntos.

Cuadro 1: Cuadro de resultados del Test de Capacidad Prensil aplicado en Felipe.
Fuente: Elaboración Propia.

TEST DE CAPACIDAD PRENSIL

ID: JONATHAN *biotipo* (J) VD (VALOR DERECHO)

22 de mayo de 2017 18:20

Prensión	Puntaje	Observaciones
Palmar (pelota)	5 de 5	(J) resuelve la prensión palmar sin dificultades.
Dígitopalmar (cilíndrica)	5 de 5	(J) resuelve la prensión dígitopalmar sin dificultades.
Tridigital (bolita)	5 de 5	(J) resuelve la prensión tridigital sin dificultades.
Terminolateral (aguja)	5 de 5	(J) resuelve la prensión terminolateral sin dificultades.
Subterminal (poroto)	5 de 5	(J) resuelve la prensión subterminal sin dificultades.
Lateral (cigarro)	5 de 5	(J) resuelve la prensión lateral sin dificultades.
Sublateral (llave)	5 de 5	(J) resuelve la prensión sublateral sin dificultades.
Gancho (maleta)	5 de 5	(J) resuelve la prensión gancho sin dificultades.

Resultado de capacidad de prensión: 40 de 40 puntos.

Cuadro 2: Cuadro de resultados del Test de Capacidad Prensil aplicado en Jonathan, voluntario biotipo de control.
Fuente: Elaboración Propia.

Los resultados evidencian que *Felipe* tiene una mano derecha semi-funcional con fuerza limitada estableciendo una capacidad instalada del 57,5%, es decir, un 42,5% por debajo de la capacidad de una mano normal. De los resultados obtenidos, destacan como prensiones críticas o muy poco efectivas: sublateral y gancho (60% de efectividad); dígito-palmar (4,0% de efectividad), y trídigital (20% de efectividad). El resultado de la prensión lateral (0% de efectividad) fue excluido de la medición, debido a que Felipe no ejecuta este tipo de prensión, al reemplazarla por la prensión subterminal.

Otra variable que repercute en la capacidad instalada de *Felipe*, son los quistes ganglionares, presuntamente desarrollados por malas posturas en el

manejo manual de carga. El tratamiento paliativo de estos quistes consiste en drenar el líquido que se almacena en su interior, lo cual disminuye el dolor por uno o dos meses.

2.4 - Brecha Biomecánica

La carencia biomecánica en la mano derecha de *Felipe* (Cuadro 3) compromete la integridad de la cadena cinética responsable de la prensión. La mutilación de falanges distales y distales-proximales y proximales provocan en las unidades adaptativas:

- La alteración del rayo de las pinzas o rayo del índice compuesto por los dedos índice y medio; en carencia de este último, no

permite articular la base geométrica de la pinza tridigital pulgar-índice-medio, y;

- La alteración de la zona de los alcances compuesta por el borde cubital de la mano, con los dedos meñique y anular; en carencia de este último se vuelve ineficaz la ejecución de la prensa palmar con la palma de la mano, o también conocida como la prensa con forma de puño cerrado; si además existe carencia del dedo medio se entorpece la estabilización de los objetos en la prensión pulgar-índice.

BRECHA BIOMECÁNICA DE FELIPE

Unidad	Mano Tipo	Mano Caso	Brecha Biomecánica
Dedos o Dígitos	Cinco (5) funcionales: cuatro (4) largos y uno (1) corto.	Tres (3) funcionales: uno (1) con función limitada y uno (1) disfuncional.	Reducción de un 30% de la mano caso (MC) en relación a la mano tipo (MT).
Falanges	Catorce (14): cinco (5) distales, cuatro (4) distales-proximales (0 mediales) y cinco (5) proximales.	Nueve (9) falanges: tres (3) distales; dos (2) mediales y cuatro (4) proximales.	Reducción de un 35,8% de la MC en relación a la MT.
Articulaciones Interfalángicas	Nueve (9) articulaciones interfalángicas.	Cinco (5) articulaciones interfalángicas.	Reducción de un 44,5% de la MC en relación a la MT.
Pulpejos	Cinco (5) pulpejos.	Tres (3) pulpejos.	Reducción de un 30% de la MC en relación a la MT.

Cuadro 3: Brecha biomecánica de Felipe en relación a mano tipo. Fuente: Elaboración Propia.

2.5-Desarrollo de la Técnica en el Área de la Protésica

La amputación es uno de los problemas más antiguos de la humanidad (Furman, 1962). Los restos de un Hombre de Neardental hallado por científicos del *Smithsonian Institution* en una cueva de Irak en 1957 evidencian una amputación hace 45.000 años. El esqueleto encontrado tenía un brazo derecho marchito amputado por encima del codo. Este homo neanderthalensis habría logrado vivir hasta los 40 años defendiéndose con su brazo izquierdo además de sus dientes frontales que estaban excesivamente desgastados. Los dientes siguen siendo útiles para resolver algunos problemas cotidianos de las personas con brazos artificiales. Norton (2007) afirma que “*a cada dificultad, el hombre le busca una solución*”.

Tempranamente en la historia, el hombre adquirió un sustituto para una extremidad perdida en batalla, por accidente, o por una deformación de nacimiento. Las referencias a extremidades artificiales se encuentran en muchos registros antiguos. Existe evidencia arqueológica que en Egipto alrededor del 1500 a.C. ya existían prótesis rudimentarias elaboradas de fibras vegetales, y se plantea que eran utilizadas para alcanzar la sensación de completitud por sobre una aspiración operacional. Durante la edad media, existen diversos ejemplos de piernas y brazos elaborados principalmente por

herrereros fabricantes de armaduras, y la finalidad de estos reemplazos artificiales apuntaban a otorgar una función práctica mínima –como alcanzar los estribos de un caballo o tomar un escudo–, y fundamentalmente, a esconder estéticamente deformidades o heridas producidas en el campo de batalla. El desarrollo de la protésica ha estado íntimamente relacionado con la guerra, ya que cada nuevo conflicto ha conllevado una nueva y dramática camada de amputados. No obstante, en la historia reciente, los amputados civiles –por razones traumáticas o congénitas– superan a los mutilados en batalla.

Furman (1962) asegura que el *know-how* utilizado en la fabricación de piernas y brazos artificiales se extendió de los herrereros a unos pocos artesanos y cerrajeros altamente competitivos que entendieron la protésica como una oportunidad económica y rápidamente patentaron algunos sistemas mecánicos para su venta. Sin embargo, los usuarios (quienes compraban estos sistemas) no tenían herramientas para guiar el diseño de los sistemas protésicos.

En 1917, tras una reunión convocada en Washington por el cirujano general del Ejército de EE.UU. para discutir el suministro de prótesis a los veteranos de la Primera Guerra Mundial, nació la *Association of Limb Manufacturers of America*, con la finalidad de intercambiar información y mejorar el servicio prestado a los usuarios de prótesis. Pero

sólo posterior a la Segunda Guerra Mundial la investigación científica ha sido amplia e intensamente llevada en ayuda a quienes han perdido o carecido de nacimiento de extremidades o partes de extremidades. En 1945, esfuerzos conjuntos entre la *National Academy of Sciences* y el *National Research Council* de EE.UU. crearon –tras las protestas de veteranos quienes se quejaban de las prótesis con las que habían sido provistos– un programa de investigación y desarrollo llamado Comité de Dispositivos Protésicos, el cual luego derivó en el Consejo de Investigación de Prótesis. Hasta la formación del comité, las prótesis apuntaban principalmente a una consideración estética de limitada funcionalidad conforme a las capacidades técnicas–productivas de la época.

En 1958, Thelma Wellerson, terapeuta ocupacional del Instituto para Discapacitados de la Ciudad de Nueva York escribió el “*Manual para terapeutas ocupacionales sobre la rehabilitación de los amputados de las extremidades superiores*”. En 1949, IBM presentó el primer prototipo conceptual de una prótesis que utilizaba una fuente eléctrica externa para su actuación, pero en 1958 los rusos a través de la compañía Ottobock anunciaron el primer brazo mioeléctrico para un amputado por debajo del codo, de distribución comercial. Durante la década de los 80’, los componentes protésicos de brazos eléctricos se masificaron aproximándose a los diseños robóticos propiciados por investigaciones aca-

démicas y aeroespaciales, como la mano de *Stanford-JPL* (1981); la Mano robótica *Utah-MIT Dextrous* (1982); la Mano robótica *Matsuoka-MIT* (1995) o la Mano *Robonaut 1* (1999) Especialmente diseñada para operaciones espaciales en la actividad extra vehicular (EVA) a bordo de la Estación Espacial Internacional (ISS) y la mano *DLR-HIT* (2000).

Actualmente, adelantos en las áreas de la biomecánica y las tecnologías de fabricación, llevados al plano del reemplazo artificial de extremidades, han progresado favorablemente permitiendo prótesis funcionales y/o cosméticas, además de materiales biocompatibles (Bronzino, 2006; Didrick, 2005; Moore & Dalley, 2006; Viladot & Riambau, 2001).

Estos avances se han enfocado en la producción de prótesis de alta funcionalidad, peso reducido y que no requieren energías externas para su funcionamiento (Touch Bionics, 2009), más que las fuerzas contenidas en la extremidad afectada (Didrick, 2005). Sin embargo, existe un reciente activismo a redefinir las prótesis y complementos corporales como una “*celebración al cuerpo y a la personalidad en lugar de esconder los miembros faltantes*” (Siek, 2012).

Aimee Mullins, atleta, modelo y actriz amputada a la altura de la rodilla, planteó en 1995 la necesidad de redefinir el concepto de prótesis instalado desde los años 30's: un sistema mecánico desprolijo que “*como adolescente, induce al ridículo*”, proponiendo concebir prótesis estéticas entendiendo

este término no como la necesidad de tener algo que parezca humano, sino que sea hermoso para el usuario, evocando un sentido de orgullo, propiedad y confianza que propicie una relación íntima entre los dispositivos médicos de asistencia y quienes los usan (Mullins, 2012). Mullins fue la primera atleta amputada en competir con prótesis inspiradas en las patas traseras de los guepardos rompiendo tres récords mundiales durante los juegos Paralímpicos de 1996. La nueva generación de prótesis y complementos corporales están pensadas para inspirar admiración, no lástima (Siek, 2012).

Durante gran parte del desarrollo de la protésica, estas apuntaban a imitar la forma y apariencia del miembro amputado. Durante el último siglo, partes y piezas hechas de madera, marfil y acero han sido reemplazadas por polímeros que intentan imitar la piel humana; sin embargo, estas caen en el *valle inquietante* incomodando a los interlocutores.

Los avances tecnológicos aplicados a los procesos productivos –por sobre el producto en sí mismo– han ampliado la visión respecto de cómo se deben ver las prótesis. En 2010 el diseñador industrial Scott Summit fundó la compañía *Bespoke Innovations*, empresa que se dedica a fabricar prótesis y complementos protésicos personalizados. Summit (2012) afirma que es posible observar cambios drásticos sobre cómo usuarios se perciben a sí mismos antes y después de utilizar una

>
Colección Aimee Mullins: *Life Without Limits*
Fuente: Johnson, L. (2018) consultado el 18 de julio de 2018 en <https://www.lynnjohnsonphoto.com/documentary-photography-archives/aimee-mullins-life-without-limits>





prótesis personalizada: “vimos a una mujer (amputada) que era muy introvertida y de pronto se transformó en alguien muy extrovertida”, agrega que “comenzó a utilizar faldas, aunque antes no comentaba que tenía un miembro (inferior) amputado. Ella pretendía usar bellas botas de cuero italiano en lugar de una prótesis tradicional con un montón de varillas, ajustes y acoplamientos mecánicos”. Las cubiertas de prótesis diseñadas y elaboradas por Summit cuestan entre USD \$4.000 y USD\$6.000; mientras que una prótesis completa puede costar entre USD\$5.000 y USD\$50.000. Mullins (2012) agrega que “nadie elige perder un miembro, pero tener la opción de decidir cómo te verá el mundo después es esencial [...] es absolutamente esencial para el papel que juega la identidad en esto. Definitivamente debemos elegir la nuestra, hacerla y rehacerla [...] la liberación que viene al abandonar la necesidad de vernos como todos los demás es algo que deseo para todos”.



Cubierta Cosmética de Prótesis diseñada por Scott Summit y su empresa Bespoke Innovations.

Fuente: Windham, J. (2012) The Present and Future of On-Demand Manufacturing: Customizable and Sustainable. *Education Symposium 2012 IDSA Boston*.



VICTORINOX
SWISS MADE
STAINLESS



Capítulo 3: Formulación de Proyecto

3.1-Problema General de Diseño

Felipe es un diseñador industrial de 28 años que tiene una malformación dactilar congénita en la extremidad superior derecha, la cual disminuye su capacidad prensil e impide su desarrollo social pleno, al conferir, desde su perspectiva personal, su aceptación social a operaciones cotidianas como manipular una llave. *Felipe* tiene prótesis cosméticas, pero no las usa por malas experiencias previas, y reconoce la necesidad de mejorar la prensión en la mano afectada, acompañado del refuerzo de valores humanísticos expresados en la autosuficiencia e integración social.

La prótesis tradicional sugiere en casos como el de Felipe la amputación completa de la extremidad afectada, dejando un muñón al cual se adhiere una prótesis de gancho. Como alternativa a la amputación, aparecen prótesis que se ajustan a la extremidad dañada. Sin embargo, del análisis del estado de la técnica es posible establecer que estas aún responden masivamente a resolver problemas genéricos y no a restituir sólo la parte dañada de la geometría de la mano, como un dedo o una falange. Si bien avances en tecnologías de fabricación como la impresión 3D y la biomecánica llevados al plano del reemplazo artificial de mecanismos presentes en la mano han evolucionado favorablemente, expresándose en prótesis funcionales, cosméticas y materiales biocompatibles, estas aún son

insuficientes por contener usualmente falencias ergonómicas, bajo nivel de personalización de la solución en relación a la causa del problema, y poco equilibrio entre criterios estéticos y funcionales.

Del análisis de los antecedentes, es posible asegurar que el componente mecánico está resuelto, y la brecha que aún persiste se concentra en el vínculo o continuidad que existe entre las características mecánicas-anatómicas de la mano de *Felipe* y un sistema protésico de prensión. *Felipe* como diseñador, plantea que la solución no está contenida en una mano, sino en una herramienta que permita a él realizar tres tareas puntuales (cargar una bolsa de hasta 5kg., a través de una prensión de gancho; empuñar una botella por medio de una prensión dígito-palmar, y; manipular una llave mediante una prensión sublateral), y a partir de ello, “*iniciar una conversación interesante*”.

Por lo tanto, se puede proponer desde el diseño un vínculo de alto nivel de personalización para *Felipe* que posibilite la operación de tres tareas puntuales de prensión de alta significación personal, complementando la geometría dañada por la malformación congénita a través de un complemento protésico-herramienta que revierta la mala experiencia previa en el uso de prótesis y los problemas que esto detona en sus relaciones sociales.

◀
Victorinox Swiss Army Knives
Fuente: Victorinox (2018) consultado el 20 de julio en <https://www.victorinox.com/global/en/Products/Swiss-Army-Knives/c/SAK>

3.2-Propuesta Conceptual

Conceptualmente, adscribiendo a las expectativas de *Felipe* respecto del modo de abordar la solución como una herramienta, el complemento protésico es resuelto a través de una herramienta prensil la cual convierte la mano de *Felipe* en una *multi-herramienta* de prensión, similar a una *navaja suiza*.

La prótesis no pretende ocultarse en la mano ni lograr una apariencia similar a un dedo. Por el contrario, destaca a partir de su apariencia, preparación y efectividad en uso, propiciando una “*conversación interesante*”. En el uso de la navaja suiza el operador toma la herramienta y la prepara eligiendo una de sus hojas para una tarea específica; por ejemplo, un cuchillo para cortar, o la horquilla para destapar una botella.

De manera homóloga, la prótesis de *Felipe* imita el gesto de preparación. Al poseer una herramienta que potencia su mano, ajusta su posición en relación a la operación específica que necesita realizar, por tanto, prepara la herramienta y ejecuta la tarea.

3.3-Requerimientos del Producto

Además de requerimientos implícitos en la elaboración de prótesis (adaptabilidad, usabilidad, higiene y apariencia), se desprenden tres requerimientos particulares emanados por *Felipe*:

- Soporte: la prótesis debe contener un soporte adecuado de apariencia mínima en el contacto con la mano que, además de corresponder a la escala y a la anatomía propia de la mano de Felipe, no la contamine visualmente.
- Estabilidad: la prótesis debe ser estable y segura, que no sufra deformaciones durante su uso y de calidad suficiente para garantizar 3 años bajo un uso intensivo sin necesidad de reemplazar piezas.
- Tracción: la prótesis debe asegurar en solicitudes de tracción un comportamiento adecuado, sin riesgos de descalce o desprendimiento de piezas, además de asegurar que su uso no provoque molestias en la mano.

3.4-Criterios de Diseño

Conforme a los antecedentes y las expectativas de *Felipe* sobre la prótesis dactilar, se emanan los siguientes criterios de diseño:

- Gestualizar un movimiento discreto en el accionamiento del dispositivo promoviendo su uso y no exponiendo a Felipe a situaciones que mellen su dignidad como usuario.
- Potenciar la prensión de Felipe sin dañar su capacidad previa a la intervención, re-

duciendo la solución a elementos compatibles que no interfieran en la ejecución de otras operaciones, como en su diario vivir, no afectadas por la condición.

- Corresponder a los soportes propios de la fisiología de la mano de *Felipe* para generar un vínculo de continuidad y sujeción, reconociendo su realidad particular como otras afectaciones presentes en su mano.

Oscar Pistorius >

Fuente: Brown, C. (2012) consultado el 18 de julio de 2018 en <https://flic.kr/p/dvRtvi>



2642

SOUTH AFRICA



Capítulo 4: Propuesta Formal

4.1-Configuración Formal del Complemento Protésico

Las prótesis de extremidades superiores están compuestas a grandes rasgos por elementos de suspensión o arnés; vínculo de encaje, cavidad o *socket*; mecanismos de articulación; elementos de control y; una unidad terminal o *dispositivo prensil*. Estas partes y piezas se ordenan entorno a la anatomía propia de la extremidad a intervenir.

La primera tarea ejecutada en el proyecto, en post de configurar el dispositivo protésico, consistió en el levantamiento antropométrico detallado de la mano de *Felipe* (ancho palmar; largo palmar; ancho mayor; largo mayor; calibre de falanges y largo de falanges). A partir de esta información fue posible conocer en detalle la extremidad restante de la mano afectada, particularmente la deformación de los dedos medio y anular con el fin de evaluar los posibles puntos de sujeción de la prótesis.

Del análisis de los resultados obtenidos, se estableció que la talla de la falange anular es insuficiente para albergar un conector o cavidad por sí misma. Por tanto, en consideración a que ambos dedos (medio y anular) trabajan conjuntamente en las unidades adaptativas de prensión, se tomó la decisión de agrupar ambos dígitos. De este modo, los dos dedos colaboran entre sí para albergar una prótesis; el dedo anular, se vale de la talla del dedo medio para sostener un *socket* común, y por su

parte, el dedo medio, se vale del meñique para evitar que este *socket* rote sobre su eje, otorgándole una posición estable.

4.2-Primera Propuesta Formal

4.2.1-Cavidad

El calce de la prótesis depende mayormente de la *cavidad*. Esta es la pieza donde se encaja el muñón o extremidad restante del paciente, es decir, corresponde al vínculo entre el usuario y la prótesis. Si la cavidad o *socket* está mal diseñada, el usuario experimenta molestia y dolor, inhibiendo el uso de la prótesis.

Tradicionalmente, los *sockets* son fabricados manualmente: al usuario se le toma un molde en yeso de su extremidad restante; luego este molde es vaciado con yeso obteniendo un modelo positivo al cual se le realizan modificaciones adhiriendo o restando material según las patologías propias del paciente. Finalmente, a partir de este molde modificado se fabrica el *socket*.

Este proceso de fabricación, por su escala, está concebido para el reemplazo de una extremidad completa. Nuevas tecnologías, particularmente el uso de escáneres 3D, permiten capturar digitalmente la forma de una extremidad restante, disminuyendo los tiempos de producción y permitiendo la fabricación de *sockets* cada vez más específicos,



A Man with a Mechanical Hand Making a Castor for a Piece of Furniture in a Workshop (1942)

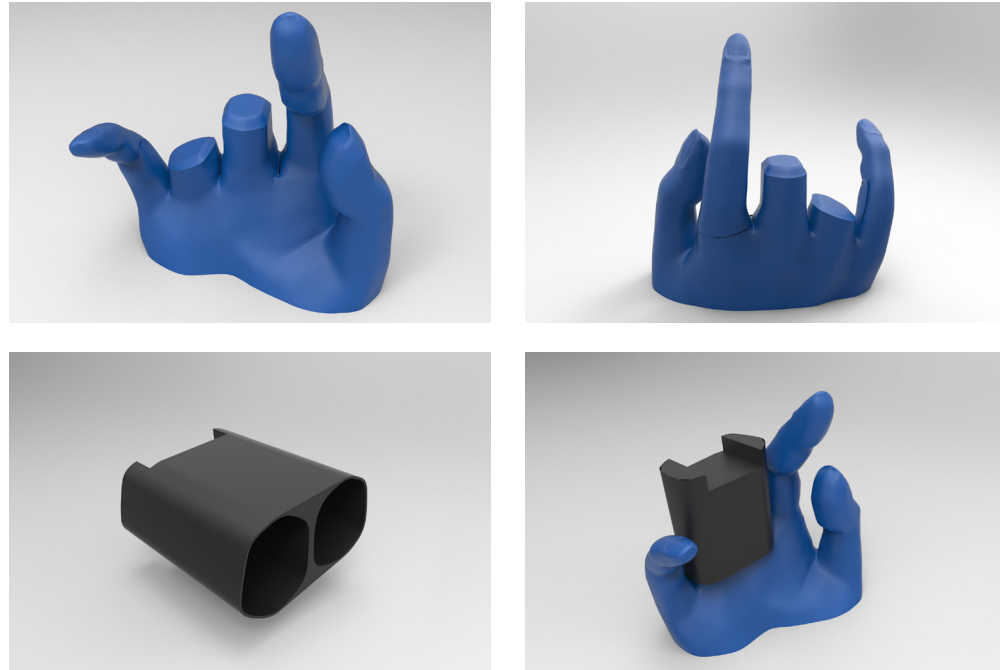
(N. del A.: La imagen aludida representa un complemento protésico el cual se aleja de la mano humana para ser sustituida por una herramienta práctica como una prensa.)
Fuente: Archivo Express (2018) consultado el 20 de julio en <https://io9.gizmodo.com/the-history-of-prosthetics-reveals-a-long-tradition-of-1552921361>

como por ejemplo para dedos residuales.

La primera cavidad para *Felipe* se elaboró a partir de un molde en alginato de las extremidades restantes de los dedos medio y anular; este molde fue vaciado con yeso obteniendo un modelo positivo. El modelo en yeso fue digitalizado por medio del software Qlone™, escáner de alta resolución que permite obtener un modelo 3D (.OBJ, .STL, .PLY, .X3D) de una pieza sólida por medio de un banco fotográfico.

A partir de esta versión digital se modela la primera propuesta de *socket* doble para *Felipe*. La forma de esta cavidad se basa en una piel rígida de 3 mm. de espesor que envuelve en conjunto la extremidad residual de los dedos medio y anular. La piel se desarrolla desde la articulación metacarpofalángica hasta contener la falange residual del dedo medio (la de mayor talla).

En la cara distal del *socket* de *Felipe*, se proyecta un volumen teórico del mecanismo que articula la unidad terminal; tanto el mecanismo como el terminal, a este punto del proyecto, aún no habían sido abordados.



Cavidad 1.0: Modelos Digitales de Mano y Cavidad a partir de moldaje en Yeso.
Fuente: Elaboración Propia

4.2.2-Mecanismo de Articulación y Control

Los grados de libertad (GDL) presentes en una prótesis o complemento protésico están vinculados a la cantidad de posibles movimientos que tiene su unidad terminal. Este número de movimientos responde a las adaptaciones posicionales que requiere la prótesis para la ejecución de una prensión específica.

Particularmente el complemento protésico proyectado para *Felipe* tiene por objetivo permitir tres prensiones puntuales: *prensión de gancho; dígitopalmar* y *sublateral*.

La prensión de gancho –utilizada para cargar elementos desde un asa– para ser efectiva en *Felipe* requiere que la unidad terminal de su prótesis se cierre y fije hacia la palma de la mano con fuerza.

Para tomar elementos cilíndricos, la prótesis de *Felipe* debe adaptarse y fijarse hasta el semi-cierre de la unidad terminal abrazando la forma contenida; esta prensión más que fuerza necesita precisión en la colaboración con los dedos funcionales de la mano, estableciendo un cerco que impide que la forma cilíndrica pierda posición durante la prensión.

Por su parte, la prensión sublateral, usada para tomar llaves entre los dedos índice y pulgar, más que una actuación directa sobre la llave, necesita un apoyo para el rayo índice-pulgar que otorgue estabilidad a la prensión –sin esta estabilización

Felipe debe que tomar las llaves como una pinza: de buena precisión pero poca fuerza-. Por lo que la unidad terminal se debe cerrar hacia la palma dando paso al socket sobre el cual las falanges proximales de los dedos índice y meñique hacen presión.

En consideración a estos requerimientos, el complemento protésico de *Felipe* se resolvió con solo 1 GDL; la articulación de la unidad terminal sobre un eje de rotación localizado en la cara distal del socket.

Si bien el estado de la técnica ofrece referentes concretos y efectivos en mecanismos de rotación que permitan graduar el ángulo de giro, surgió el problema respecto de cómo contener partes y piezas mecánicas, además de un control, en un volumen tan reducido. De ellos surge otra decisión: simplificar el mecanismo al punto que permita su miniaturización, e incorporar el control dentro del mismo.

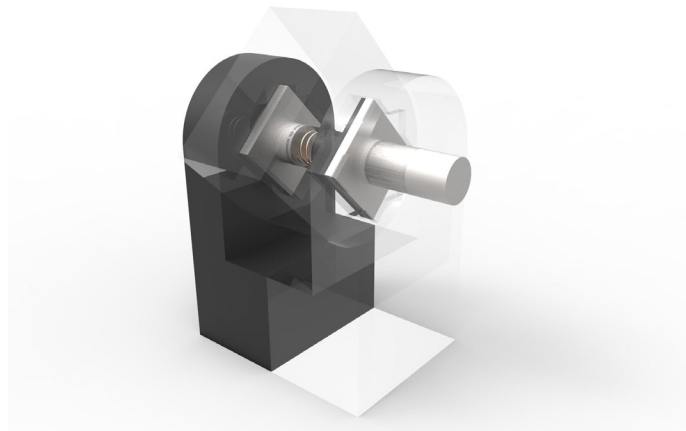
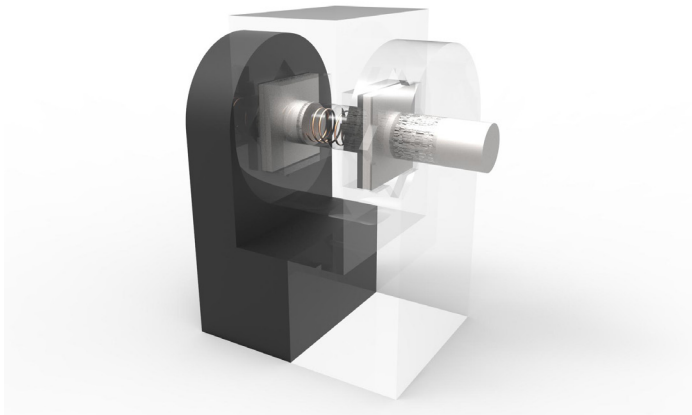
Para ello, se realizaron pruebas y prototipos de distintos mecanismos que incorporan el control en sí mismos, actuándolos por tracción de un cierre, por desplazamiento de un tope o por presión de botones.

Finalmente se optó por el desarrollo de un mecanismo de trinquete reversible. Este contiene tres posiciones o trinquetes con aperturas de 0°, 45° y 90°, en las cuales se frena una uña que es parte del eje de rotación. Cuando este eje se empuja a través

de un botón, se desplaza del trinquete liberando el giro. Al contener un resorte en el fondo del eje, cuando se deja de pulsar, este vuelve automáticamente junto con la uña, cerrando el mecanismo.

Se prototipó el diseño final del mecanismo a escala 10:1, comprobando su operabilidad y efectividad.

Resueltas la cavidad, el mecanismo de articulación y la unidad de control, se inició el desarrollo formal de la unidad terminal o de prensión.

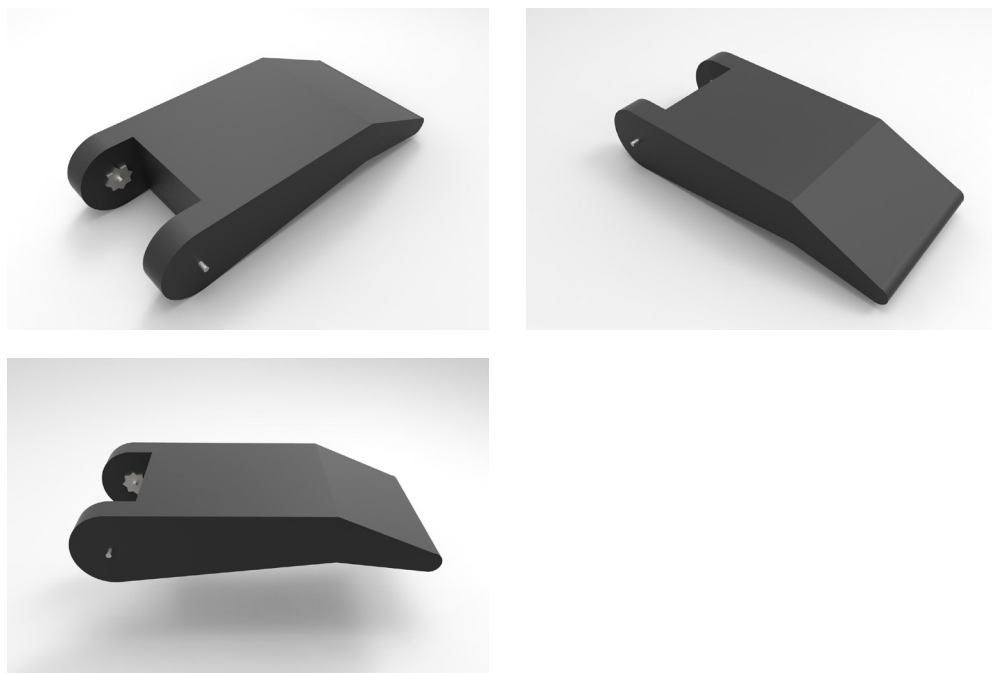


Mecanismo de Articulación y Control: Modelo Digital y Prototipo de Concepto esc. 10:1
Fuente: Elaboración Propia

4.2.3-*Unidad Terminal*

La unidad o dispositivo terminal son elementos que a partir de movimientos mecánicos contactan las superficies de los objetos a prensar, homologando la función de un dedo y sus respectivos pulpejos. Tradicionalmente, los dispositivos terminales-funcionales son fabricados en aleaciones de acero con aluminio, fibra de carbono o titanio; por su contraparte, los terminales pasivos o cosméticos se fabrican en su mayoría con polímeros como el poliuretano. En las unidades terminales encontramos esencialmente garfios de apertura y cierre voluntario. Recientemente, nuevos procesos de fabricación han propiciado que las prótesis se acerquen cada vez más a la morfología humana; sin embargo, en ocasiones este acercamiento en exceso provoca un desequilibrio, desencadenando una pugna entre criterios de funcionalidad y apariencia.

En el caso puntual de la prótesis de *Felipe*, la primera propuesta de unidad terminal tiene por origen la síntesis formal del dedo humano, replicando, a partir de un cono truncado, la porción de falanges mediales (o distal-proximal) y distales amputadas de la mano. Como promotor de adherencia de las superficies de los objetos, la geometría fue cubierta por una goma imitando la textura al tacto de la piel humana; adicionalmente, en la cara palmar del dedo sobresalen leves protuberancias similares a los pulpejos de la mano.



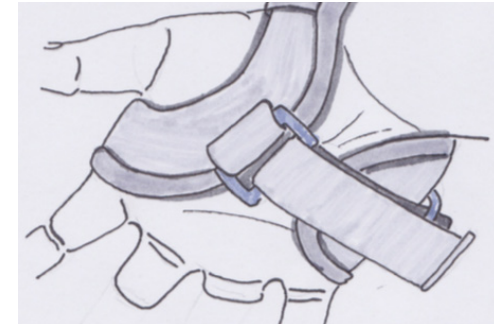
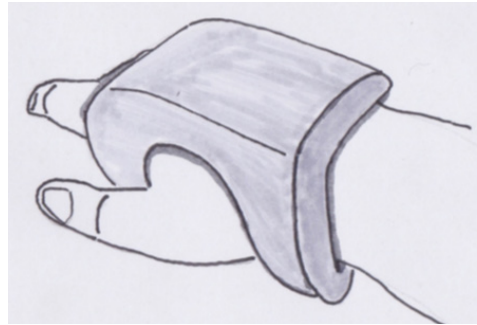
Unidad Terminal 1.0: Modelo Digital.
Fuente: Elaboración Propia

4.2.4-Suspensión

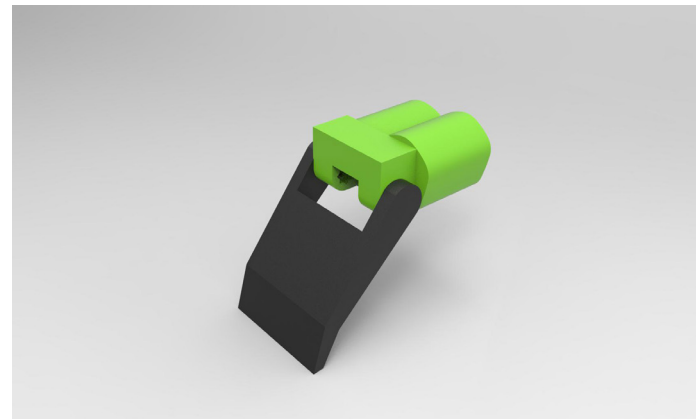
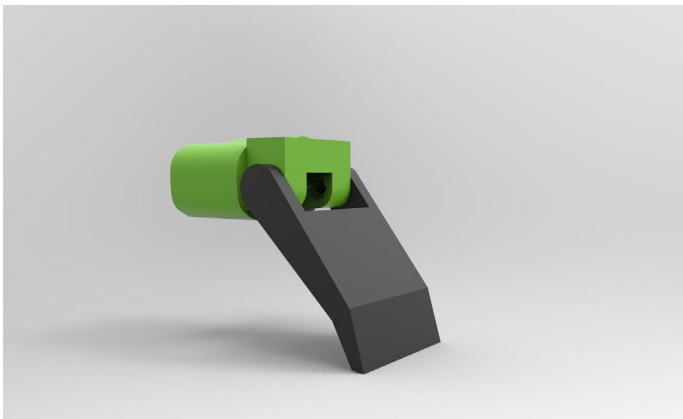
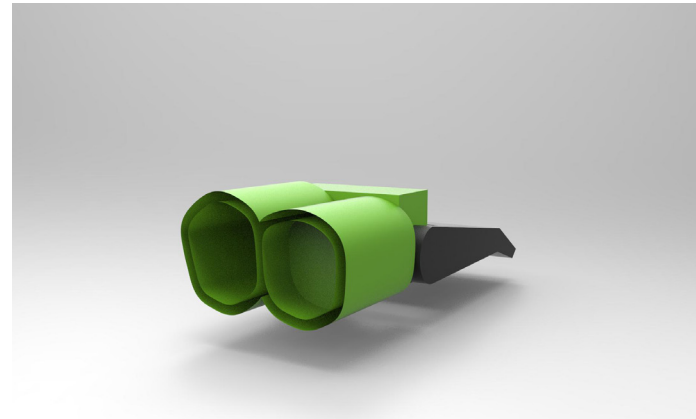
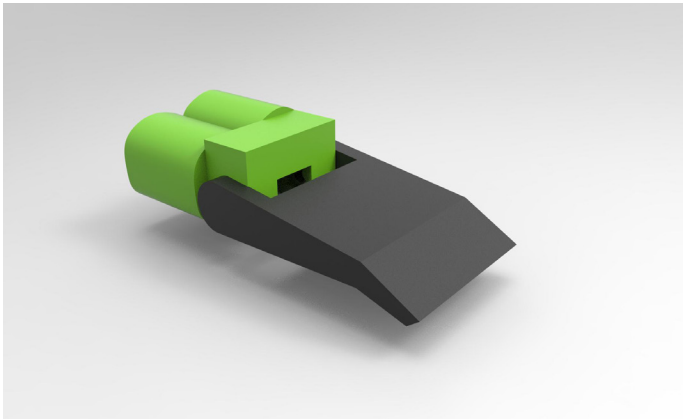
La suspensión de la prótesis, tiene por objeto –y en conjunto con el *socket*–, fijar el elemento protésico en una posición estable. Además, durante la solicitud de cargas transversales como en tareas de prensión de fuerza, retiene y redistribuye las tensiones contenidas, evitando luxaciones de las extremidades restantes o de los otros dedos participantes de la operación.

El arnés se vale de recursos anatómicos incorporados en la misma mano, ante-brazo o brazo para fijarse; como cavidades palmares, protuberancias de la muñeca o protuberancias de la clavícula; para el ajuste de elementos semi-rígidos como correas, hasta la adaptación de aparatos ortopédicos rígidos como férulas o cabestrillos.

Lo primero en decidir al momento de proyectar la suspensión, fue de qué recurso anatómico se valdría un arnés para su fijación (pre-evaluado en el desarrollo de la Investigación Base de Memoria). Luego de materializar pruebas de concepto y medir distintas opciones –entre ellas el uso de la clavícula, el antebrazo y hasta el torso de *Felipe*–, se tomó la decisión de resolver la sujeción a partir de un arnés semi-rígido de cinta el cual rodea la cavidad de la corredera del pulso y se ajusta a través de un broche en la cara dorsal de la mano.



Suspensión: Bocetos de Proceso y Prototipo de Concepto.
Fuente: Elaboración Propia



Primer Prototipo: Modelo digital. (N. del A.: la *suspensión* está proyectada para fijarse en el mecanismo de rotación del complemento)
Fuente: Elaboración Propia

4.3-Validación (1ª Iteración)

Definida la primera propuesta formal de la prótesis, con todos sus elementos (partes y piezas) se elaboró un primer prototipo para su evaluación.

La primera falencia detectada en la validación es el calce del socket en la extremidad restante de *Felipe*. La cavidad, si bien permite introducir los dedos residuales, estos quedan ajustados en exceso. Frente a la duda de saber si se incurrió en un error durante el desarrollo del levantamiento antropométrico se volvió a medir los calibres de los dedos, así como también se revisó el modelo digital de la prótesis corroborando que la información previamente levantada no contenía errores. Hecha la observación, se prosiguió con la validación.

El prototipo en uso fue sometido a la realización de las tres operaciones propuestas por *Felipe* a fin de conocer su comportamiento funcional.

Para cada prensión evaluada se realizó un ejercicio simplificado: tomar una bolsa desde un asa con un peso de 1kg.; levantar un vaso y; tomar una llave. Luego de recibir breves instrucciones respecto de cómo ajustar el dispositivo, *Felipe* efectuó las tres operaciones sin mayor dificultad, es decir, operativamente alcanza los objetivos específicos planteados.

Pero inmediatamente acabada la prueba de comportamiento funcional, *Felipe* declara su disconformidad sobre la apariencia de la prótesis;

puntualmente, sobre la unidad terminal. Al respecto señaló que:

«(la unidad terminal) No es como pensé que quedaría, esperaba que se pareciera más a un pie de Pistorius. Lo que menos quería es que se pareciera a un dedo, y esto sigue siendo muy dedo a mi gusto, tienes que cambiarlo por algo que se vea más liviano, y que deje de ser un dedo».

A partir de sus declaraciones y en consideración a las observaciones respecto de la apariencia de la prótesis –sumado a los inconvenientes con el calce del socket–se decide bilateralmente concluir la validación proponiendo una re-configuración de la solución.

4.4-Segunda Propuesta Formal

Recogidas y analizadas las observaciones de la primera iteración de validación, se inició la elaboración de una segunda propuesta formal del complemento protésico de *Felipe*. De la propuesta anterior se rescatan dos elementos que se desempeñaron de manera óptima: el mecanismo mixto de articulación y control y; la suspensión.

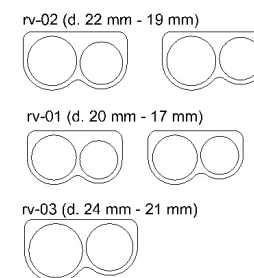
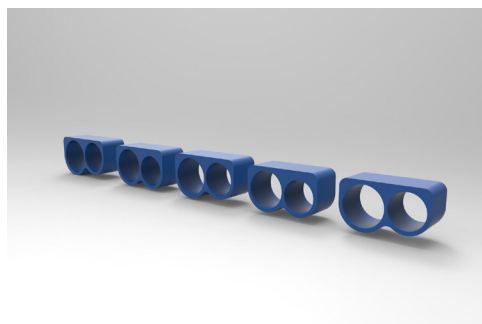
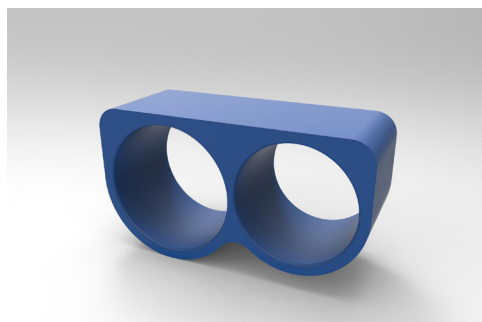
4.4.1-Cavidad 2.0

Más cuando las mediciones antropométricas de la mano de *Felipe* se hicieron con rigor e instrumental adecuado, la primera deficiencia detectada en la propuesta anterior es el calce de la extremidad restante en la cavidad debido a que esta última era demasiado reducida. Esto se debió a que al tomar medidas antropométricas con instrumentos existen variables que no logran ser levantadas, como el estiramiento de la piel; la hinchazón de los dedos o la sudoración.

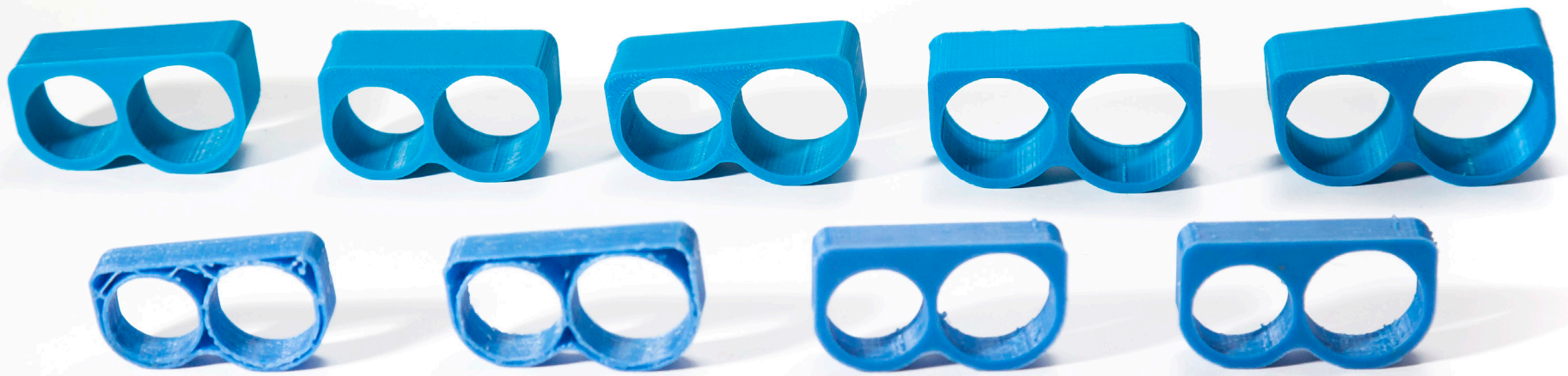
Tras continuos intentos fallidos escalando la cavidad, se tomó la decisión de replantear el diseño de este, y sustituir el levantamiento antropométrico por un método de prueba y error.

Tomando como referente un anillo doble dedo, se simplificó el perfil de extrusión de las cavidades en circunferencias. Luego, sucesivamente se fabricaron prototipos del nuevo socket combinando y

probando distintos calibres y alineaciones de las cavidades hasta hallar la combinación correcta para un calce preciso.



Cavidad 2.0: Modelos y Diagramas Digitales, y; Prototipos de Concepto.
Fuente: Elaboración Propia



4.4.2-Unidad Terminal 2.0

Al rechazar la apariencia de la primera propuesta de unidad terminal –aun cuando esta funcionó correctamente– *Felipe* refuerza su concepto personal respecto a que alcanzar una condición de normalidad no está contenido en una mano, sino en una herramienta.

Luego de repasar la idea, se decidió abordar la nueva propuesta a partir de la reducción de la terminal a su mínima expresión: los puntos de contacto de las zonas de los pulpejos.

Si bien, toda la mano y sus cavidades colaboran en la prensión, los pulpejos en las caras palmares de los dedos son quienes efectúan el mayor contacto superficial. Por consiguiente, se determinó que en la unidad terminal era indispensable reconstruir principalmente los pulpejos de las falanges distales. A partir de ello –y considerando que estos pulpejos tienen una ubicación definida–, se planteó resolver el desarrollo de la unidad terminal a partir de una chapa plegada.

Lo primero que se determinó fue el recorrido de la chapa, para lo cual se desarrollaron 10 pruebas de concepto distintas entre sí evaluadas por *Felipe*: desde pletinas con pliegues simples, hasta superficies troqueladas con bordes redondeados.

De estas pruebas, destacan dos: una con perfil trapezoidal, y otra con troquel. A partir de estas, se elabora una nueva prueba de concepto que fu-

siona ambas opciones; si bien a *Felipe* le gustó la apariencia de esta última, aún no estuvo del todo convencido con el patrón de troquel.

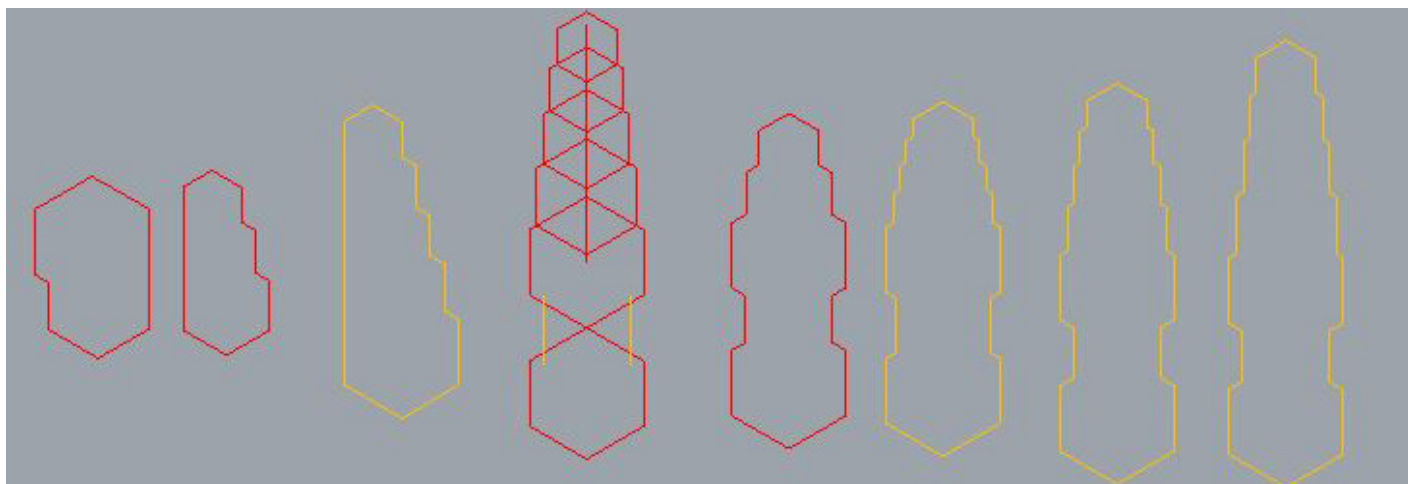
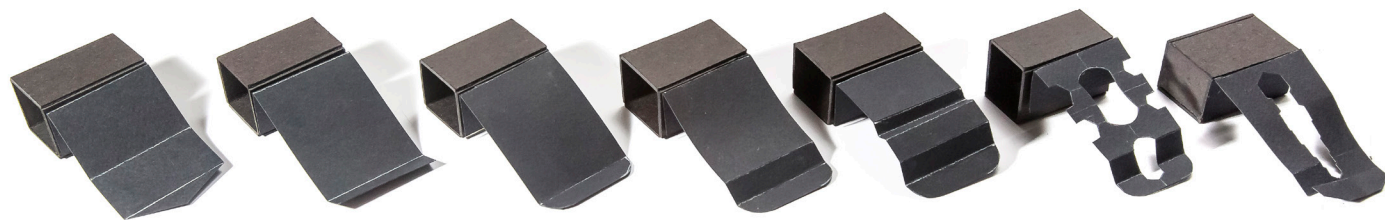
Finalmente, evocando a su interés por poseer una herramienta sobre una mano, se elabora una nueva prueba de concepto; el nuevo troquel recoge el contorno de las cabezas hexagonales de pernos métricos –a lo cual *Felipe* por su desempeño laboral está íntimamente familiarizado– similares a las *tarjetas multi-herramientas*, de este modo, la unidad terminal sirve, además de operar en las funciones de prensión establecidas, como herramienta de medición de pernos métricos. El *gesto* del autor fue aprobado y altamente valorado por *Felipe*.



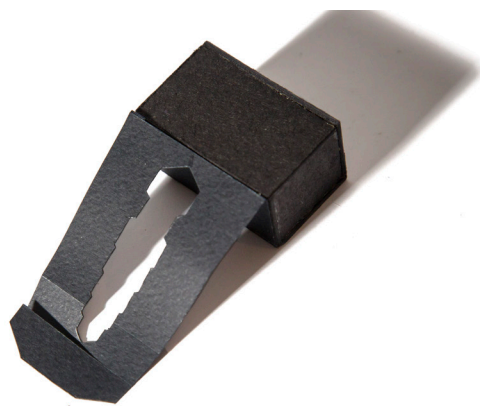
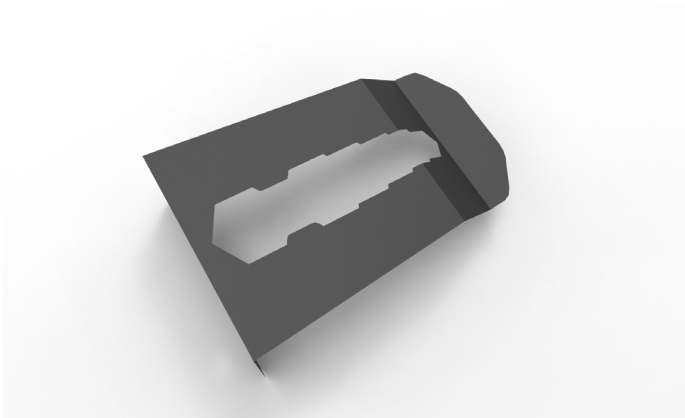
Pruebas de calibre de Cavidades

(N. del A.: Para lograr un calce correcto, se prototiparon distintos calibres dactilares ajustando progresivamente el modelo hasta dar con aquel que fuese más cómodo para *Felipe*)

Fuente: Elaboración Propia.



Unidad Terminal 2.0: Maquetas de concepto y desarrollo formal de *patrón* interior.
Fuente: Elaboración Propia



Unidad Terminal 2.0: Modelo digital y prototipo de Concepto.
Fuente: Elaboración Propia

4.5-Validación (2ª Iteración)

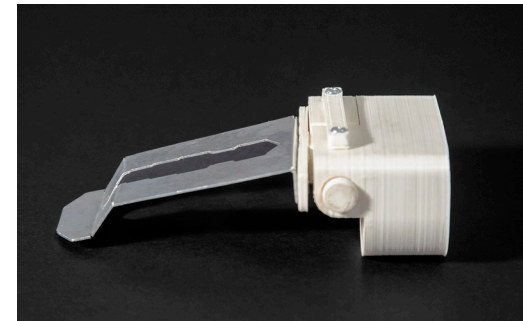
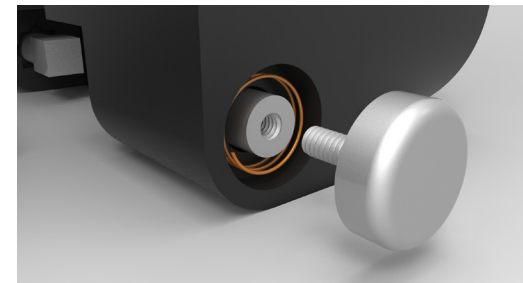
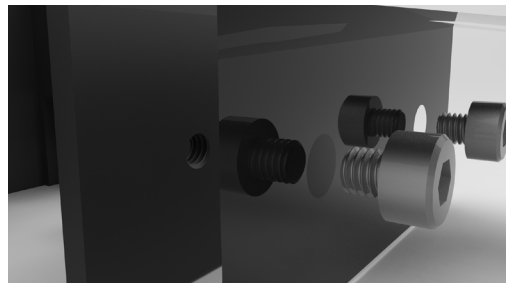
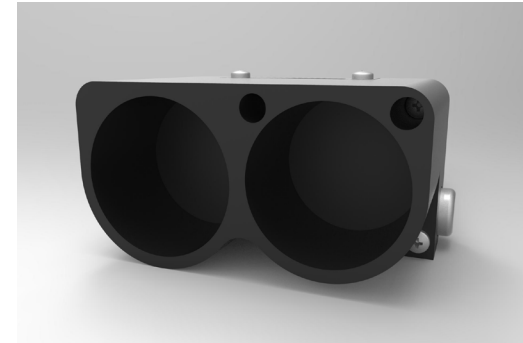
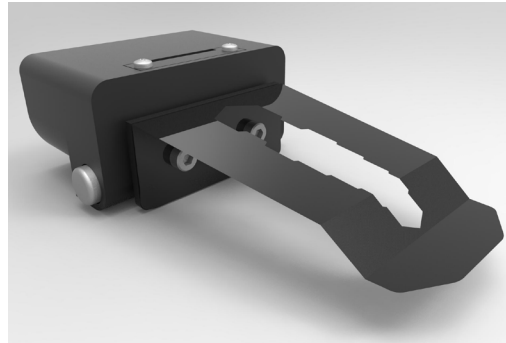
Resueltas las observaciones emanadas por *Felipe* en el primer prototipo, y posterior al ajuste de las nuevas partes y piezas, se elabora un segundo prototipo de la prótesis para su evaluación.

El calce de la nueva cavidad responde satisfactoriamente; las cavidades son precisas, no genera roces innecesarios, se ajusta con facilidad y durante su uso, no incomoda en la cara palmar de la mano.

A fin de evaluar su comportamiento funcional en uso, y del mismo modo que su versión anterior, el nuevo prototipo fue sometido a la realización de las tres operaciones propuestas por *Felipe*: tomar una bolsa desde un asa con un peso de 1kg.; levantar un vaso y; tomar una llave. *Felipe* efectuó las tres operaciones sin dificultades -más cómodo, confiado y rápido que la versión anterior de la prótesis-, es decir, operativamente alcanza los objetivos específicos planteados.

Respecto de la apariencia de la prótesis, *Felipe* se mostró satisfecho. En el contexto de validación, se definieron en conjunto colores y acabados tanto de la unidad terminal como para la cavidad, a partir de muestras de proveedores.

A partir de los resultados observados y de los comentarios emanados por *Felipe* se decidió bilateralmente validar el nuevo prototipo.



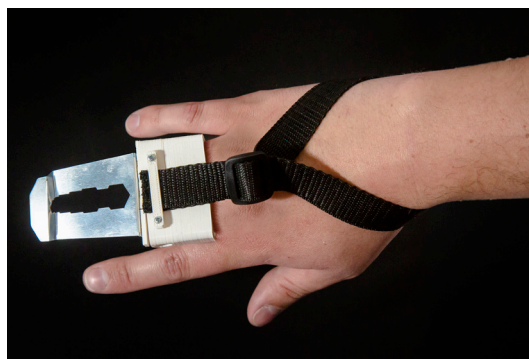
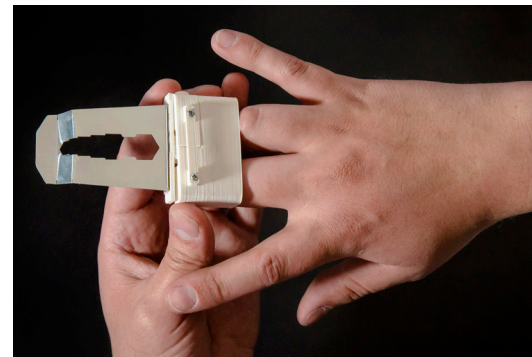
Prototipo 2.0: Modelo digital y prototipo funcional.
Fuente: Elaboración Propia



Validación: Pruebas de validación de la propuesta por medio de un prototipo funcional.
Fuente: Elaboración Propia

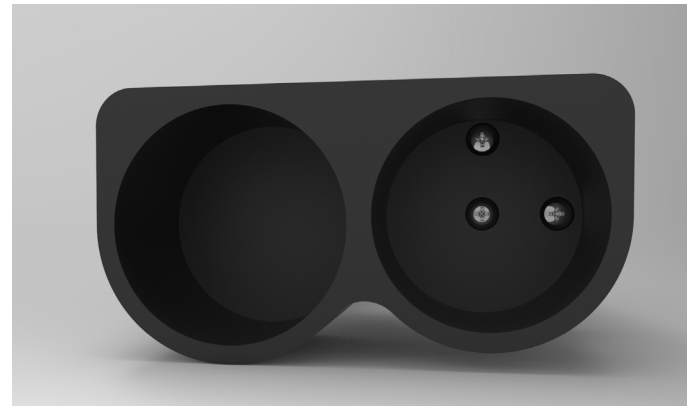
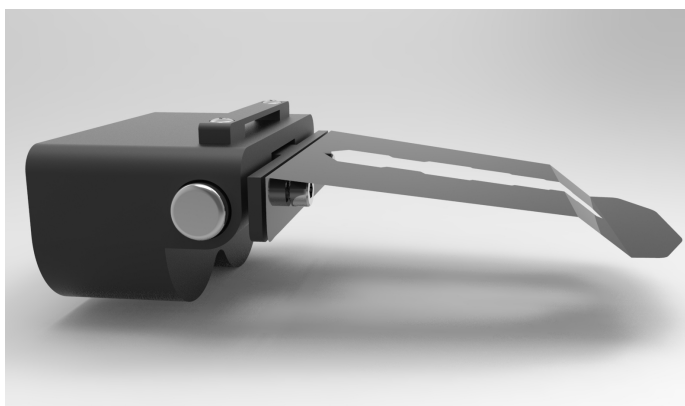
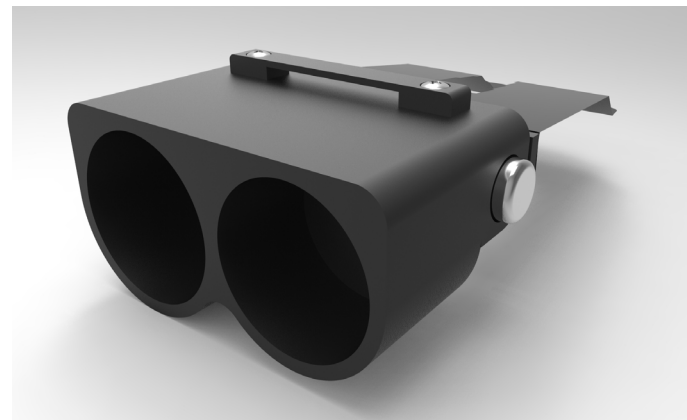
4.6-Modo Operatorio

Las prótesis son sistemas mecánicos complejos que –a pesar de su alto nivel de personalización– requiere un tiempo de aprendizaje para optimizar su uso. Es crucial que el usuario esté en conocimiento de este hecho, dado que es frecuente que produzcan fallas tempranas menores atribuibles al ajuste de partes y piezas. Superado el aprendizaje sobre el ajuste y uso de la herramienta, su operación se divide en cuatro etapas: Las tres primeras de ajuste del complemento, y la cuarta, accionando el mecanismo, la terminal toma el ángulo requerido acorde a la acción a realizar.

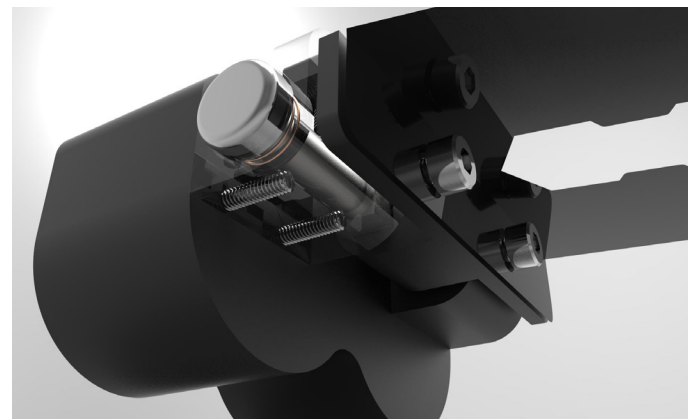
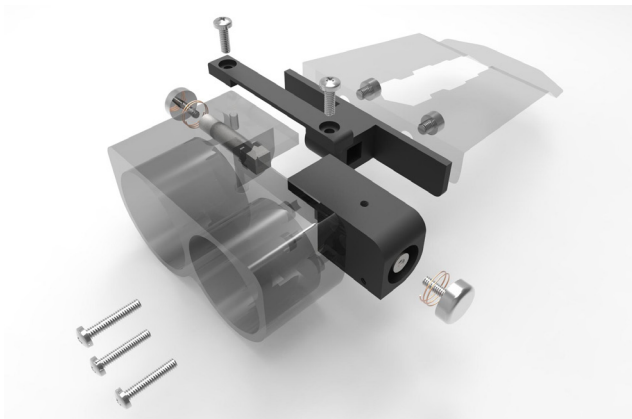
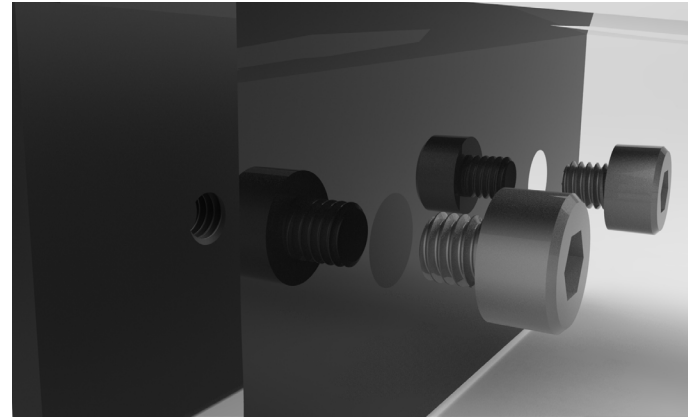
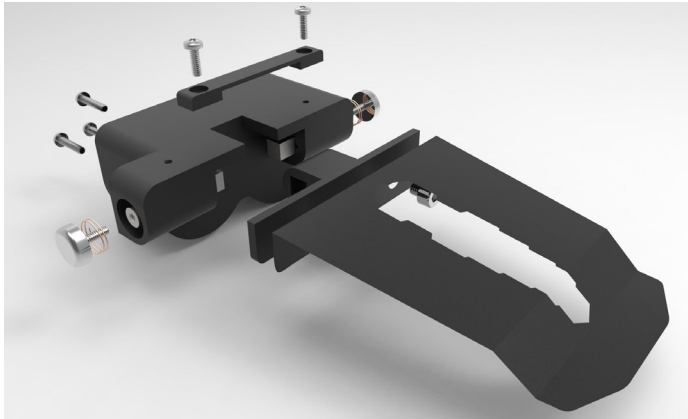


Ajuste del complemento.
Fuente: Elaboración Propia

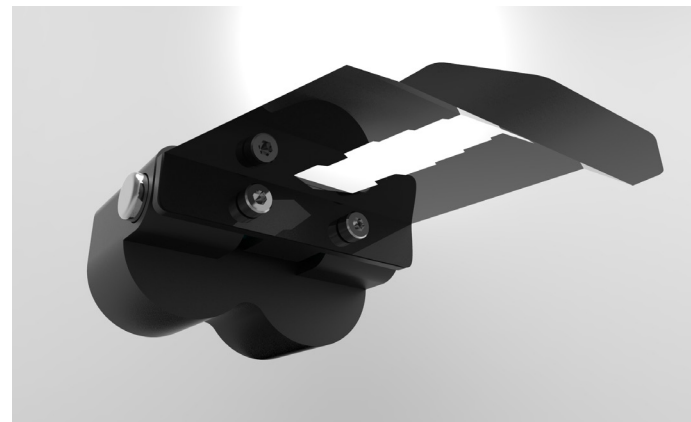
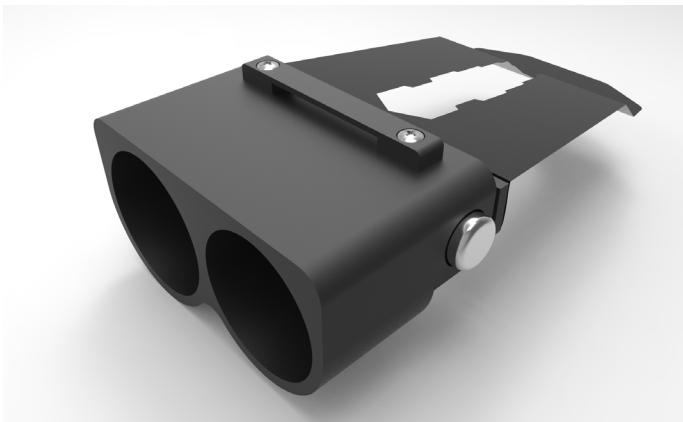
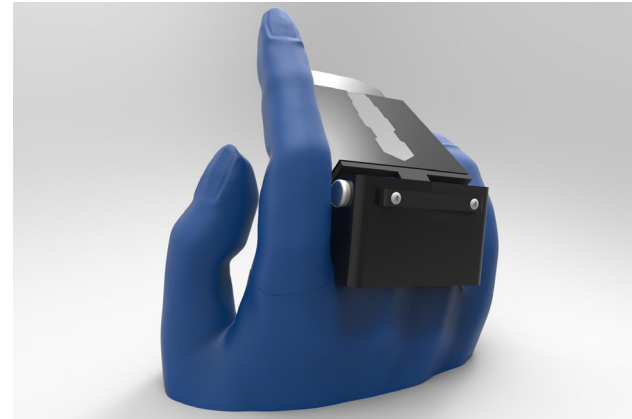
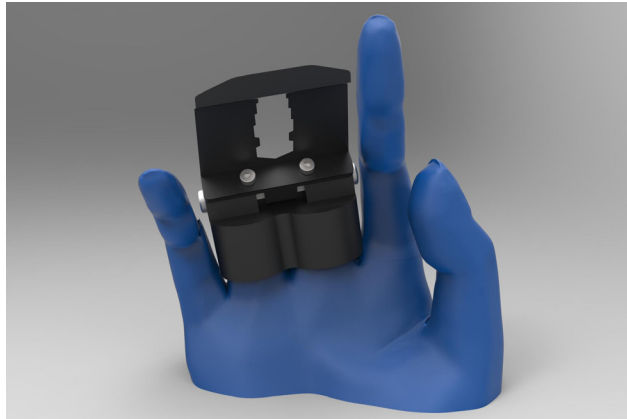
4.7-Visualizaciones



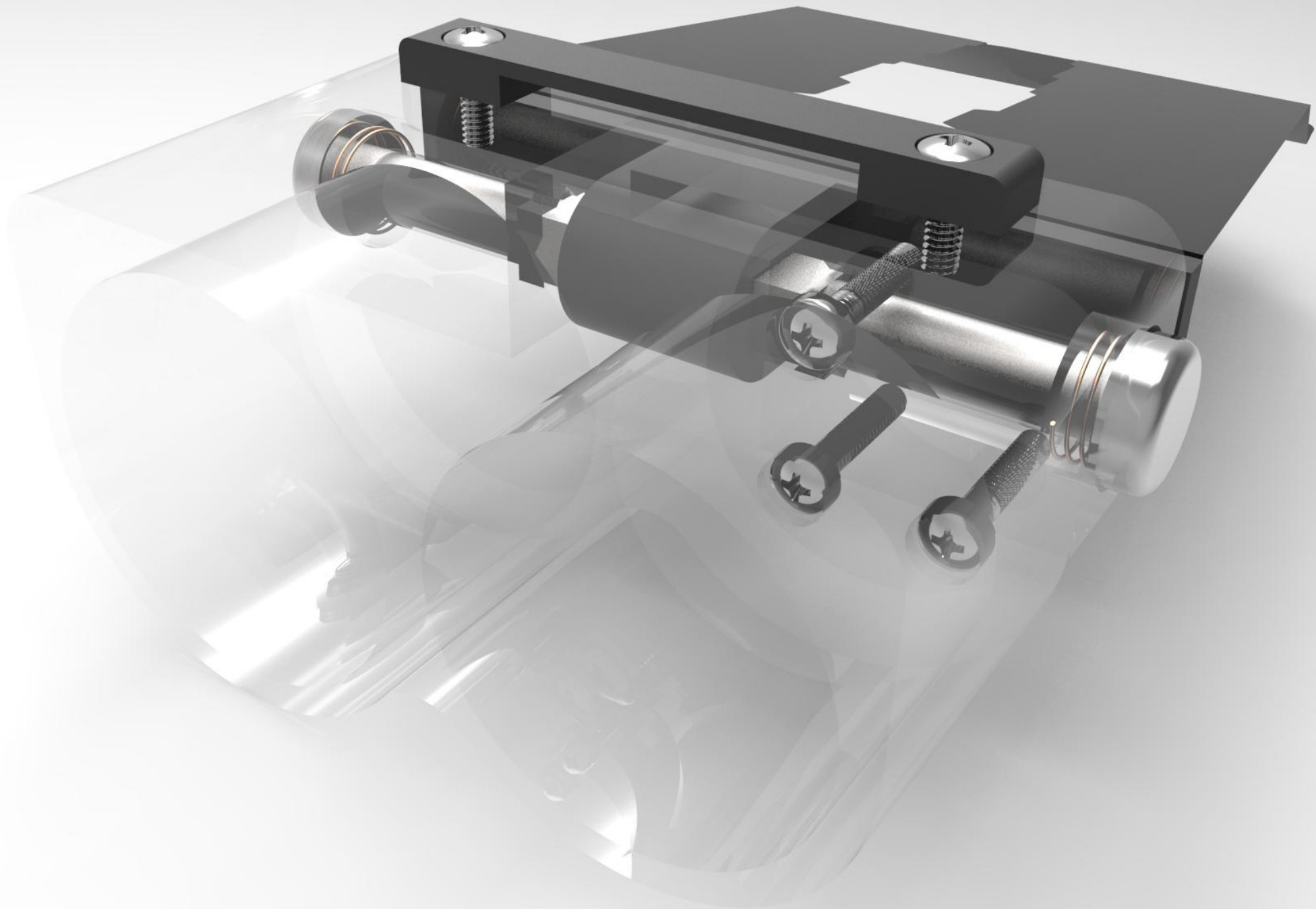
Visualización Modelo digital v.2.1.
Fuente: Elaboración Propia



Visualización Modelo Digital v.2.1.
Fuente: Elaboración Propia



Visualización Modelo Digital v.2.1.
Fuente: Elaboración Propia



Capítulo 5: Documentación para la Fabricación

5.1-Materiales, Colores y Acabados

El complemento protésico de *Felipe* se resuelve materialmente en:

Materiales de Impresión 3D

Cavidad; Broche de Ajuste de la Suspensión (hebillas de presión), y; Soporte de las Unidades de Mecanismo y Control: HP Nylon plastic PA12 polyamide en acabado negro semi-brillante.

El *HP Professional Plastic* es un plástico de nylon profesional de excelentes propiedades mecánicas y acabado superficial liso, con terminación semi brillante. Su resistencia, durabilidad y rigidez lo hacen ideal para piezas funcionales como piezas industriales o aparatos protésicos; por su comportamiento neutro en contacto con la piel también es popular su uso en joyería.

Este material fue desarrollado para su impresión en 3D. Para imprimir, se comienza con una capa de polvo de nylon en la plataforma de construcción; un conjunto de cabezales expulsa un chorro de tinta que pasa a través de una capa de polvo y deposita agentes reactivos al calor que luego se fusionan selectivamente mediante una luz UV. A continuación, la plataforma se mueve hacia abajo y deposita una nueva capa de polvo repitiendo el proceso capa por capa hasta terminar la pieza.

El *HP Nylon plastic PA12 polyamide* cuenta con certificaciones en:



Skin-Friendly: agradable al contacto con la piel.



Heatproof to 175C/350F: a prueba de calor (max. 175°C)



Watertight: impermeable.


Good Chemical Resistance: buena resistencia química.



Fijaciones (micro tornillería) y piezas internas de las Unidades de Mecanismo y Control: Aleación de Acero (60% Acero Inoxidable, 40% bronce) en color níquel con acabado mate.

El acero para impresión es un metal asequible y fuerte ideal para productos de consumo, con aspecto y acabados industriales. Este material fue desarrollado para su impresión en 3D. Para imprimir, se utiliza acero inoxidable que por medio de un aglutinante se funde con bronce, obteniendo una aleación que puede variar en color desde un gris plateado hasta un bronce rojizo. Es lo suficientemente fuerte para piezas metálicas como mecanismos o abrelatas, pero no se recomienda para grandes cargas industriales.

El 420 Stainless Steel Infiltrated with Bronze cuenta con certificaciones en:

 *Heatproof to 831C/1521F:* a prueba de calor (max. 831°C).

Pulpejos Artificiales: Versatile Nylon plastic PA12 polyamide en color transparente acabado natural.

El *Versatile Nylon plastic PA12 polyamide* es un plástico fuerte, flexible y duradero que se puede usar para una amplia gama de aplicaciones, tanto para prototipos como productos. Se imprime utilizando la tecnología *Selective Laser Sintering (SLS)*, cuando es delgado, es lo suficientemente flexible para bisagras y resortes; cuando es grueso, es lo suficientemente fuerte para componentes estructurales.

El *Versatile Nylon plastic PA12 polyamide* cuenta con certificaciones en:



Dishwashersafe: lavable en lavavajillas.



Heatproof to 163C/325F: a prueba de calor (max. 163°C)



Skin-Friendly: agradable al contacto con la piel.

Good Chemical Resistance: buena resistencia química

Suspensión: Cinta de polipropileno (PP) 20 mm. color negro.

Unidad Terminal: Acero laminado en frío espesor 1.2 mm. calidad SAE. 1008, acabado electropintado color negro mate WEG.

5.2-Procesos Productivos

La fabricación del complemento protésico dactilar de *Felipe* se resuelve, principalmente, a partir de dos etapas productivas: a. suministro de partes y piezas, y; b. armado.

El suministro de partes y piezas del complemento se elaboran a través de tecnologías de fabricación digital, particularmente, *impresión 3D* para los componentes *impresos* (cavidad, elemento de ajuste de suspensión, mecanismo, control, fijaciones y pulpejos) y fabricación CNC: corte láser, y plegado de piezas en acero (unidad terminal), las cual, posteriormente, es electropintada.

Una vez resuelto el suministro, partes y piezas son ensambladas manualmente.

5.3-Costos de Producción

El desglose de los costos asociados a la producción del complemento protésico se deriva en tres variables generales (valores *neto*):

A. Suministro

- Impresión 3D *ShapeWays™* \$172.990 (gl.)
- Plancha de Acero laminado en caliente 1.2x1000x3000 mm. *Maestranza Ulgini* \$20.290 (pl.)
- Rollo Cinta de polipropileno 7002 20 mm. *Fulltex* \$12.000 (10 m.)
- Hebilla de Presión k246 20 mm. *Fulltex* \$6.200 (10 und.)

B. Procesos Productivos (mecanizado, maquilado, terminaciones)

- Corte IP Láser *cnc* por proyecto IPL4642 *Lemaco Industrial* \$57.125 (gl.)
- Adicionales: Plegado *cnc* por proyecto IPL4642 *Lemaco Industrial* y Bruñido \$48.004 (gl.)
- Aplicación electrostática 10 pzs. por proyecto color negro texturado *Weg Cameda Industrial* \$35.000 (gl.)

C. Gastos Operacionales

- Operario jornada de ensamble \$50.000
- Honorarios de Diseño \$850.000
- Otros Gastos Generales \$600.000

COSTOS DE PRODUCCIÓN COMPLEMENTO PROTÉSICO (NETO)

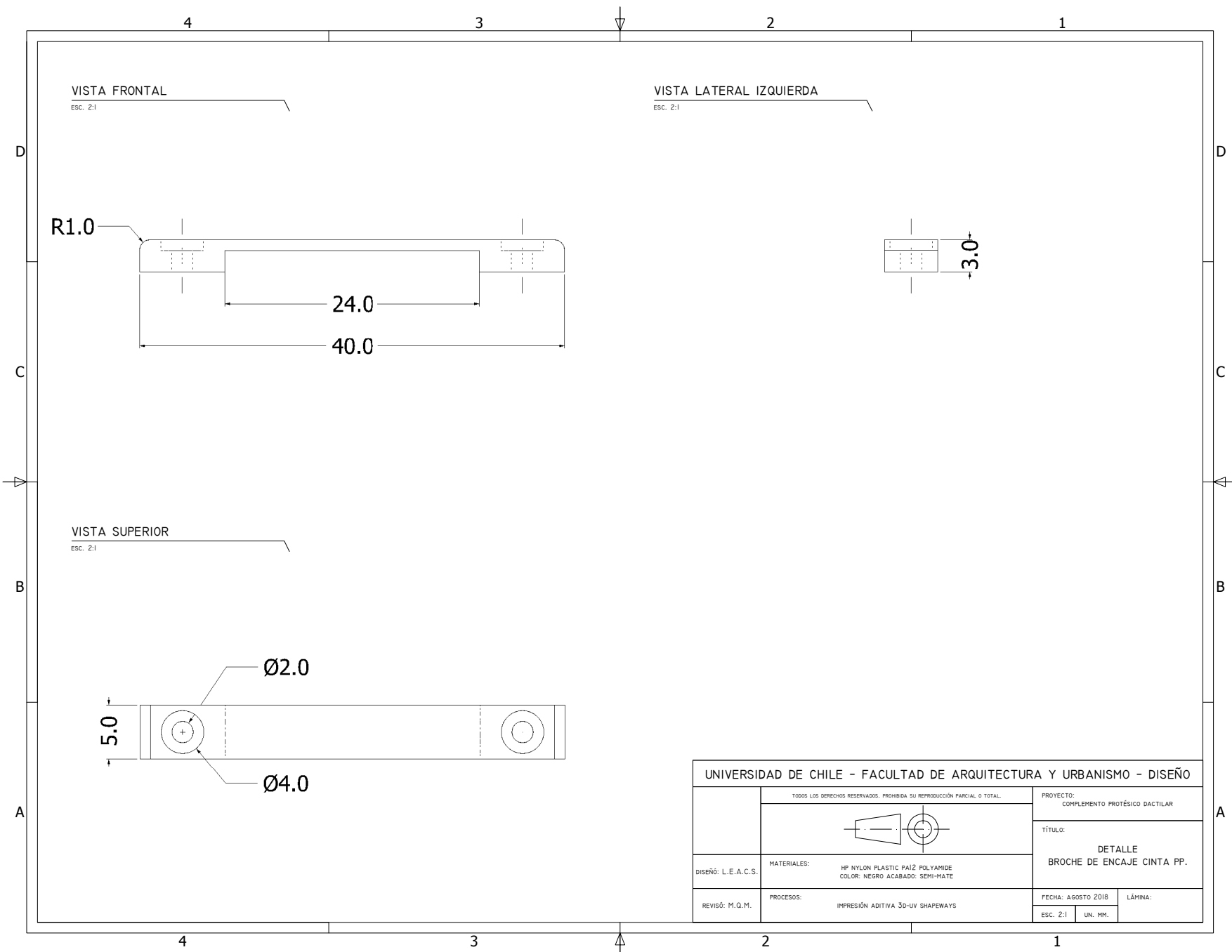
	Detalle	Cantidad	Unidad	Un. Neto	Total Neto	Proveedor
Suministro	Impresión 3D <i>ShapeWays</i> s. EE.TT. proyecto	1	GL.	\$172.900	\$172.900	<i>ShapeWays</i>
	Plancha de Acero A36 lam. frío 1.2x1000x3000 MM.	1	PL.	\$20.290	\$20.290	<i>Ulgini</i>
	Cinta de polipropileno 7002 20 MM. negro	10	M.	\$1.200	\$12.000	<i>FullTex</i>
	Hebilla de presión K246 20 MM. negro	10	U.	\$620	\$6.200	<i>FullTex</i>
Procesos Productivo	Corte láser IPL <i>cnc</i> s. EE.TT. proyecto	1	GL.	\$57.125	\$57.125	<i>Lemaco</i>
	Plegado <i>cnc</i> s. EE.TT. proyecto	1	GL.	\$22.200	\$22.200	<i>Lemaco</i>
	Bruñido s. EE.TT. proyecto	1	GL.	\$25.804	\$25.804	<i>Lemaco</i>
	Aplicación electrostática negro texturado WEG proyecto	1	GL.	\$35.000	\$35.000	<i>Cameda</i>
Operacionales	Operario jornada de ensamble	2	Jornada	\$50.000	\$100.000	
	Honorarios de Diseño	1	GL.	\$730.000	\$730.000	
	Gastos Generales	1	GL.	\$350.000	\$350.000	
Total costo neto					\$1.531.519	
Utilidades (40%)					\$612.607	
Total proyecto llave en mano					\$2.144.126	

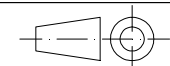
Cuadro 4: Costos de Producción Complemento Protésico
Fuente: Elaboración Propia.

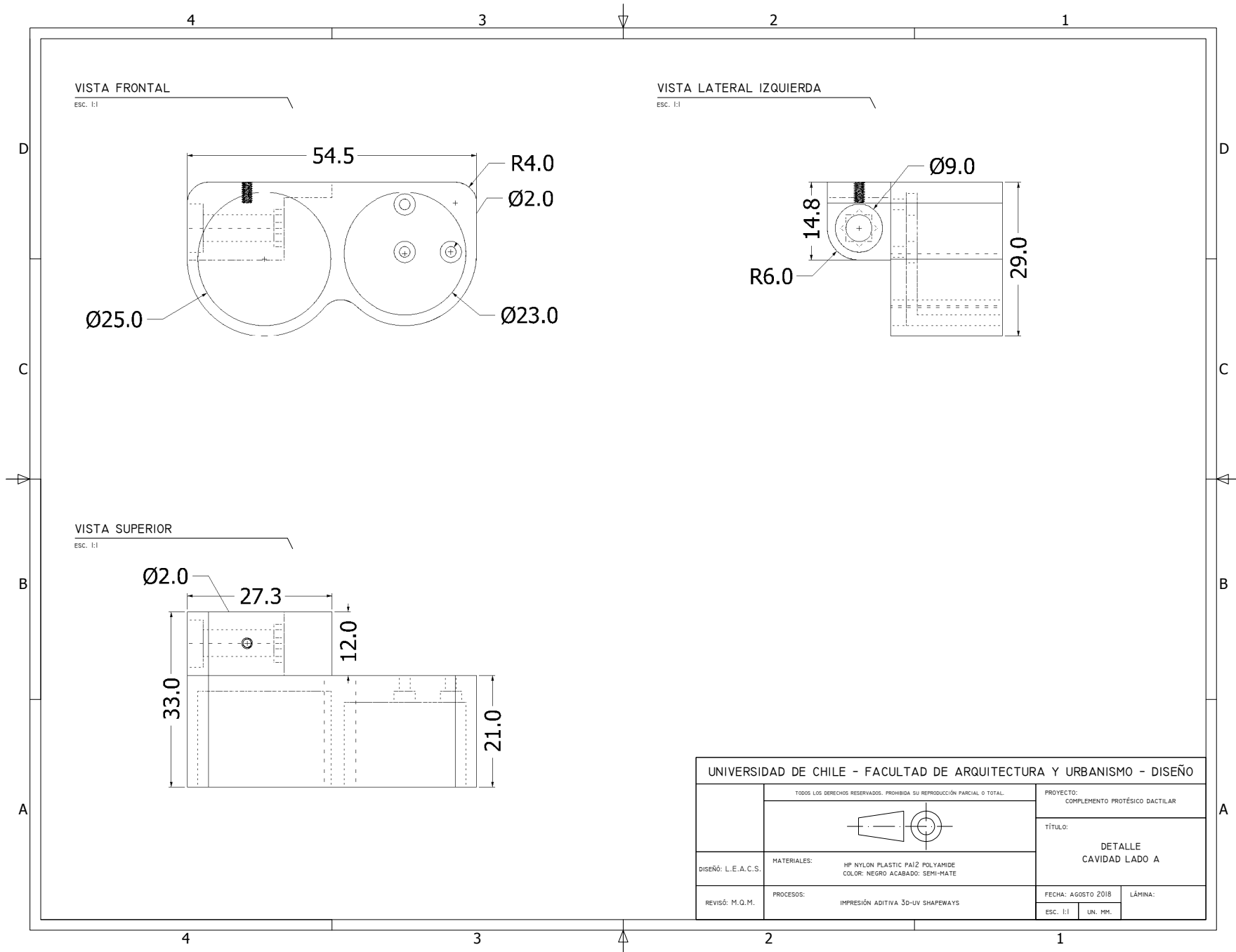
5.2-Planimetría

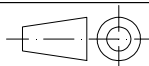
Contenido

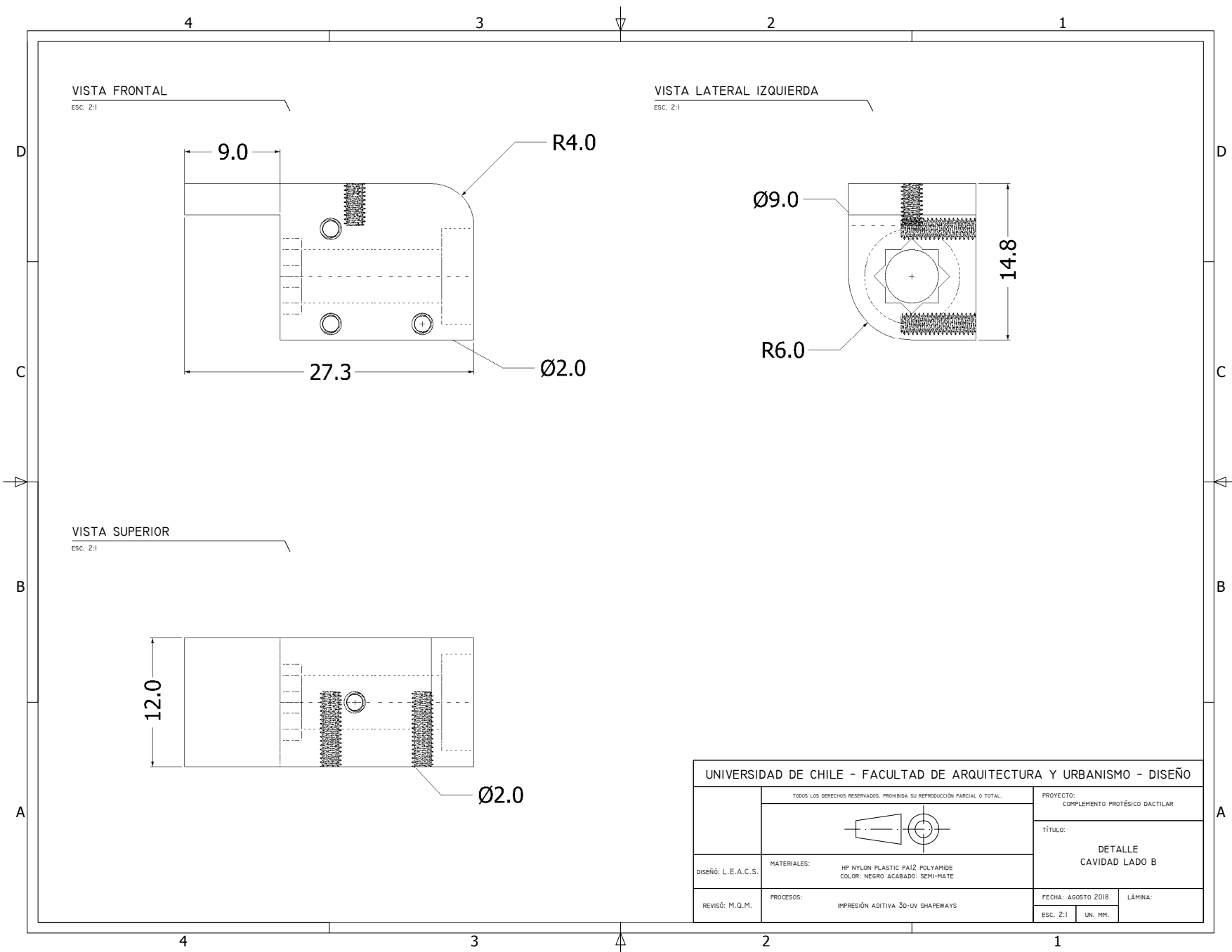
- Broche de encaje para cinta de polipropileno. Esc. 2:1
- Detalle de cavidad lado "A". Esc. 1:1
- Detalle de cavidad lado "B". Esc. 2:1
- Detalle de fijación perno *parker* M3x6 Esc. 5:1
- Detalle de eje de mecanismo Esc. 3:1
- Detalle de terminal de mecanismo Esc. 3:1
- Detalle de soporte de terminal Esc. 1:1
- Detalle de terminal Esc. 1:1
- Archivo de corte láser e instrucciones de plegado Esc. 1:1



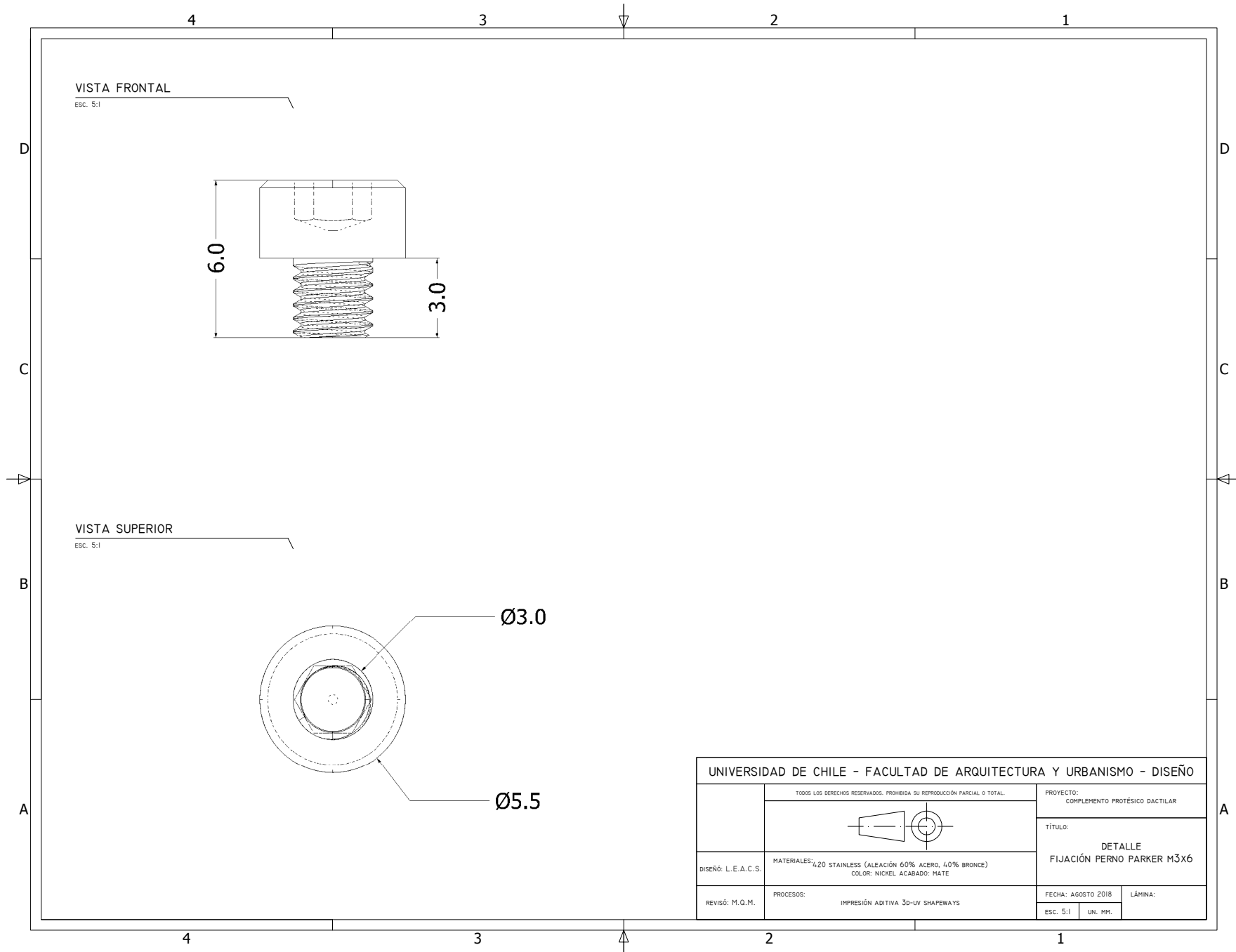
UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE ARQUITECTURA Y URBANISMO - DISEÑO			
	TODOS LOS DERECHOS RESERVADOS. PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL.		PROYECTO: COMPLEMENTO PROTÉSICO DACTILAR
			TÍTULO: DETALLE BROCHE DE ENCAJE CINTA PP.
DISEÑO: L.E.A.C.S.			MATERIALES: HP NYLON PLASTIC PA12 POLYAMIDE COLOR: NEGRO ACABADO: SEMI-MATE
REVISÓ: M.Q.M.	PROCESOS: IMPRESIÓN ADITIVA 3D-UV SHAPEWAYS	ESC. 2:1	UN. MM.



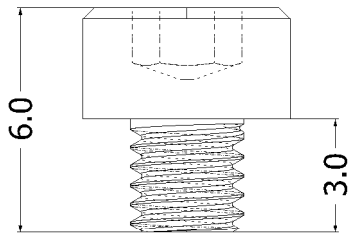
UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE ARQUITECTURA Y URBANISMO - DISEÑO			
	TODOS LOS DERECHOS RESERVADOS. PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL.		PROYECTO: COMPLEMENTO PROTÉSICO DACTILAR
			TÍTULO: DETALLE CAVIDAD LADO A
DISEÑO: L.E.A.C.S.			MATERIALES: HP NYLON PLASTIC PA12 POLYAMIDE COLOR: NEGRO ACABADO: SEMI-MATE
REVISÓ: M.Q.M.	PROCESOS: IMPRESIÓN ADITIVA 3D-UV SHAPEWAYS	ESC. 1:1	UN. MM.



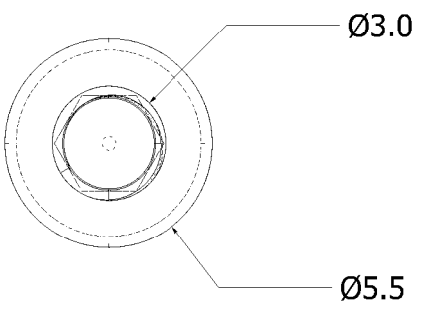
UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE ARQUITECTURA Y URBANISMO - DISEÑO			
DISEÑO: L.E.A.C.S.	MATERIALES: HP NYLON PLASTIC PA12 POLYAMIDE COLOR: NEGRO ACABADO: SEMI-MATE	PROYECTO: COMPLEMENTO PROTÉSICO DACTILAR	
		TÍTULO: DETALLE CAVIDAD LADO B	
REVISÓ: M.Q.M.	PROCESOS: IMPRESIÓN ADITIVA 3D-UW SHAPEWAYS	FECHA: AGOSTO 2018	LÁMINA:
		ESC. 2:1	UN. MM.

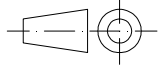


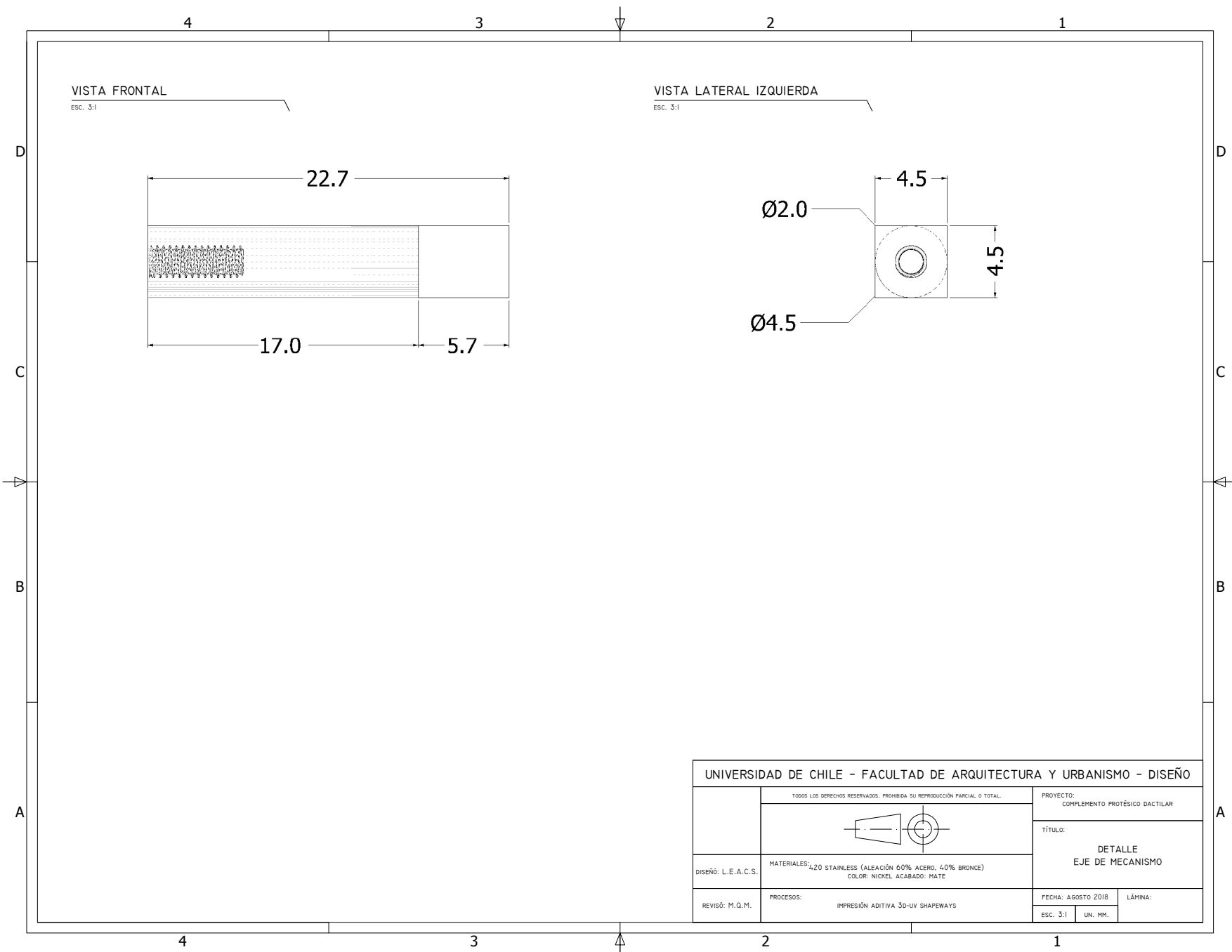
VISTA FRONTAL
Esc. 5:1



VISTA SUPERIOR
Esc. 5:1

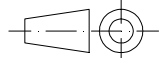


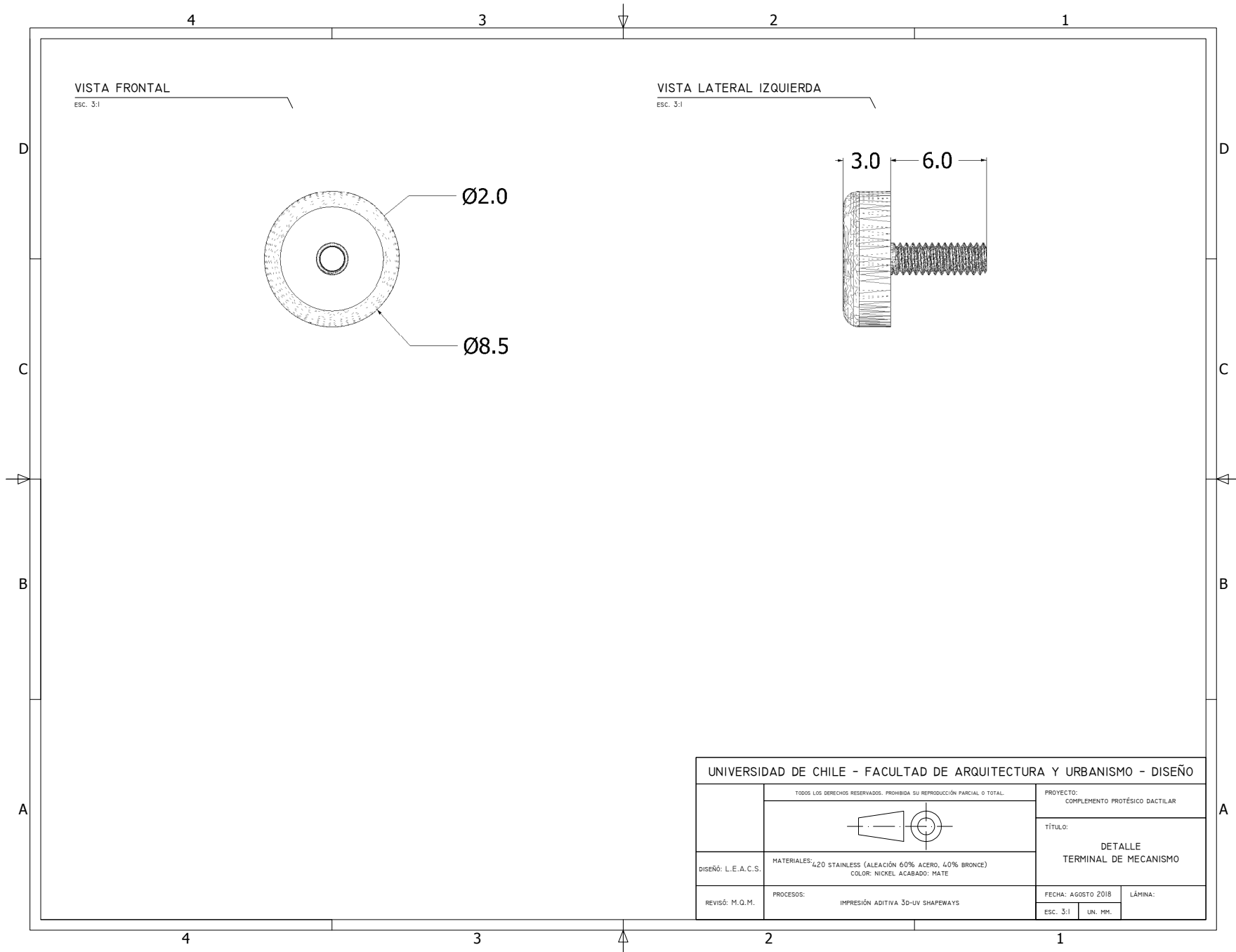
UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE ARQUITECTURA Y URBANISMO - DISEÑO			
	TODOS LOS DERECHOS RESERVADOS. PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL.		PROYECTO: COMPLEMENTO PROTÉSICO DACTILAR
			TÍTULO: DETALLE FIJACIÓN PERNO PARKER M3X6
DISEÑO: L.E.A.C.S.			MATERIALES: 420 STAINLESS (ALEACIÓN 60% ACERO, 40% BRONCE) COLOR: NICKEL ACABADO: MATE
REVISÓ: M.Q.M.	PROCESOS: IMPRESIÓN ADITIVA 3D-UV SHAPEWAYS	ESC. 5:1	UN. MM.



VISTA FRONTAL
ESC. 3:1

VISTA LATERAL IZQUIERDA
ESC. 3:1

UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE ARQUITECTURA Y URBANISMO - DISEÑO			
TODOS LOS DERECHOS RESERVADOS. PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL.		PROYECTO: COMPLEMENTO PROTÉSICO DACTILAR	
		TÍTULO: DETALLE EJE DE MECANISMO	
		FECHA: AGOSTO 2018 LÁMINA:	
DISEÑO: L.E.A.C.S.	MATERIALES: 420 STAINLESS (ALEACIÓN 60% ACERO, 40% BRONCE) COLOR: NICKEL ACABADO: MATE	ESC. 3:1	UN. MM.
REVISÓ: M.Q.M.	PROCESOS: IMPRESIÓN ADITIVA 3D-UV SHAPEWAYS		



VISTA FRONTAL
Esc. 3:1

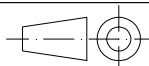
VISTA LATERAL IZQUIERDA
Esc. 3:1

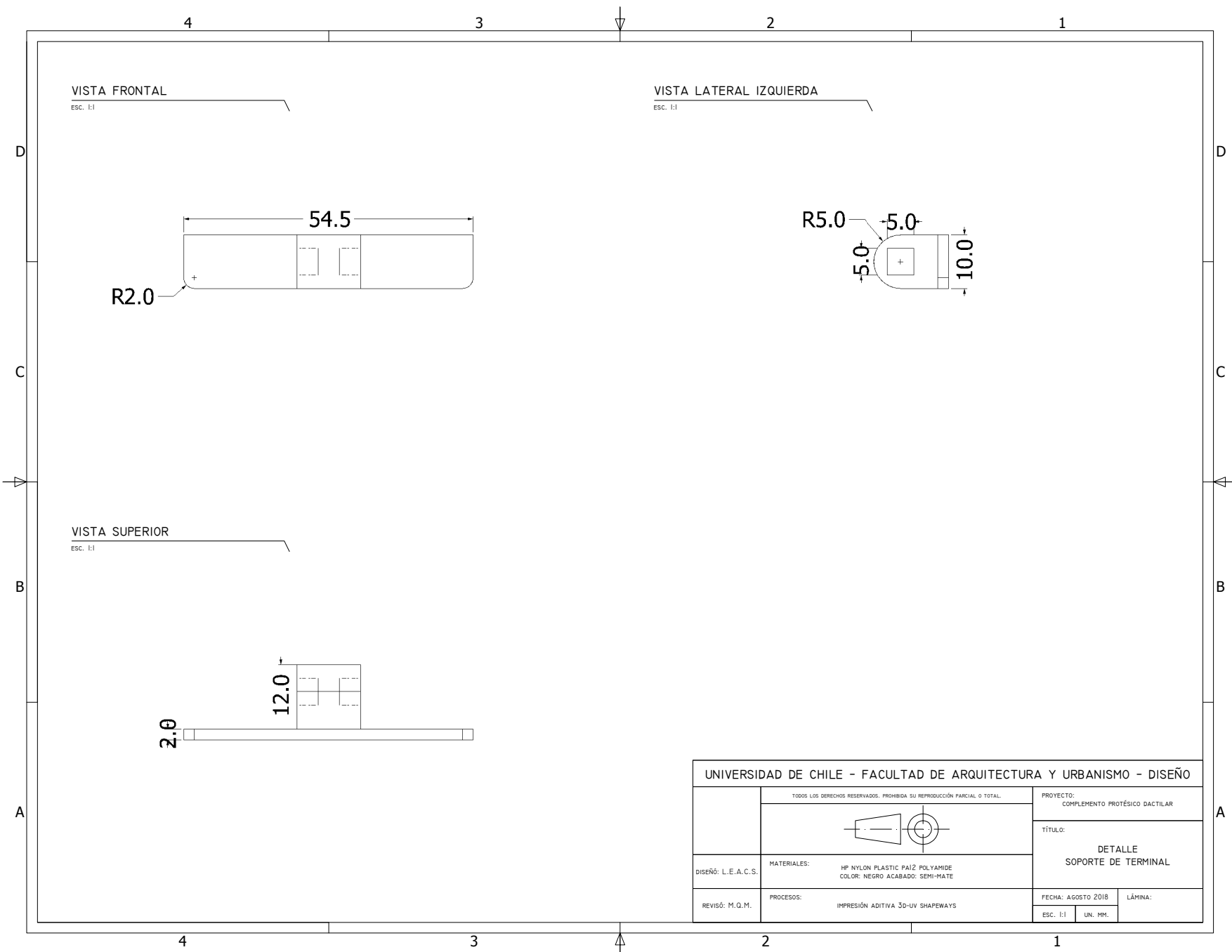
Ø2.0

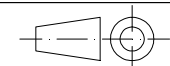
Ø8.5

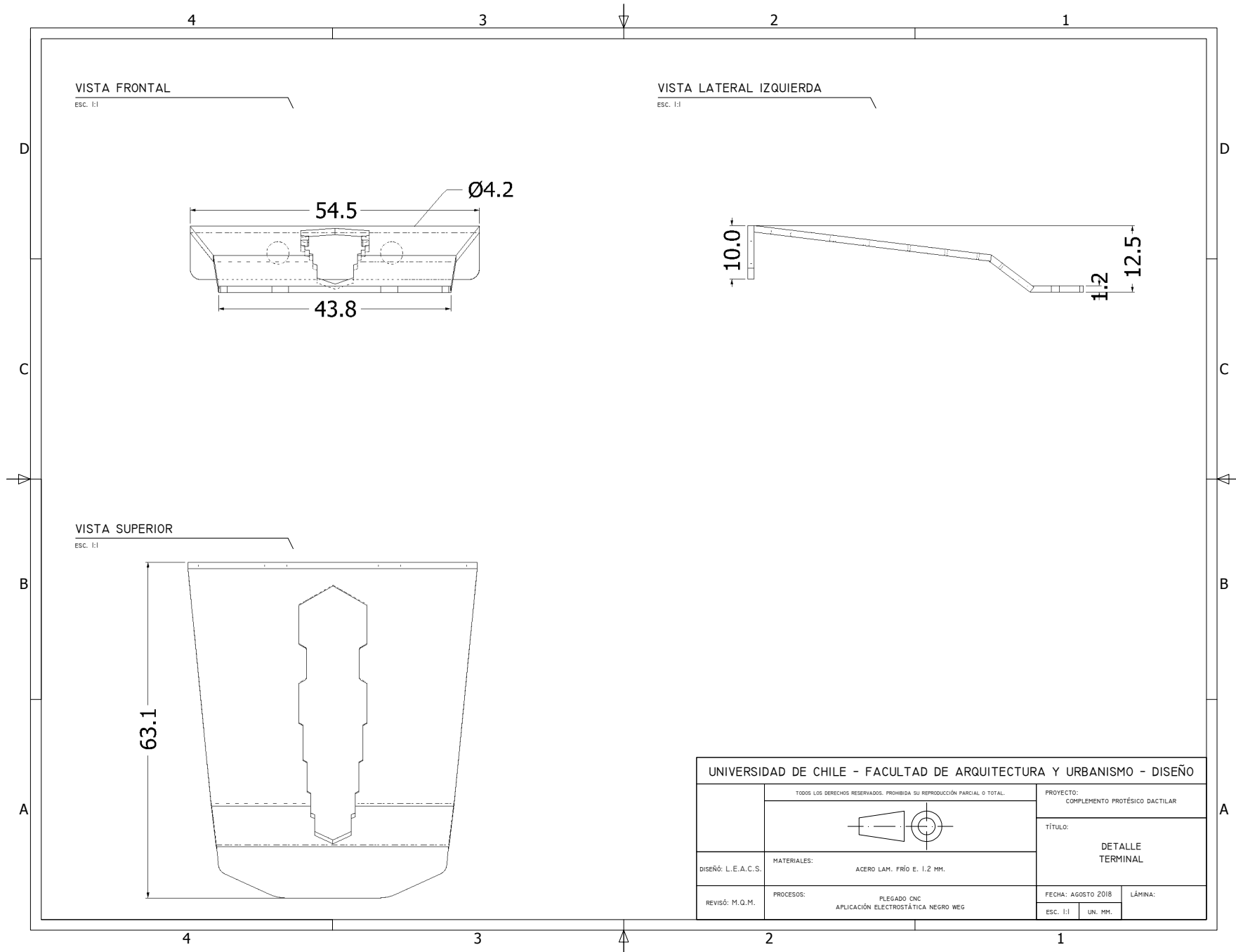
3.0

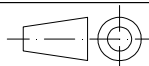
6.0

UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE ARQUITECTURA Y URBANISMO - DISEÑO			
	TODOS LOS DERECHOS RESERVADOS. PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL.		PROYECTO: COMPLEMENTO PROTÉSICO DACTILAR
			TÍTULO: DETALLE TERMINAL DE MECANISMO
DISEÑO: L.E.A.C.S.	MATERIALES: 420 STAINLESS (ALEACIÓN 60% ACERO, 40% BRONCE) COLOR: NICKEL ACABADO: MATE		FECHA: AGOSTO 2018
REVISÓ: M.Q.M.	PROCESOS: IMPRESIÓN ADITIVA 3D-UV SHAPEWAYS		LÁMINA:
			ESC. 3:1 UN. MM.

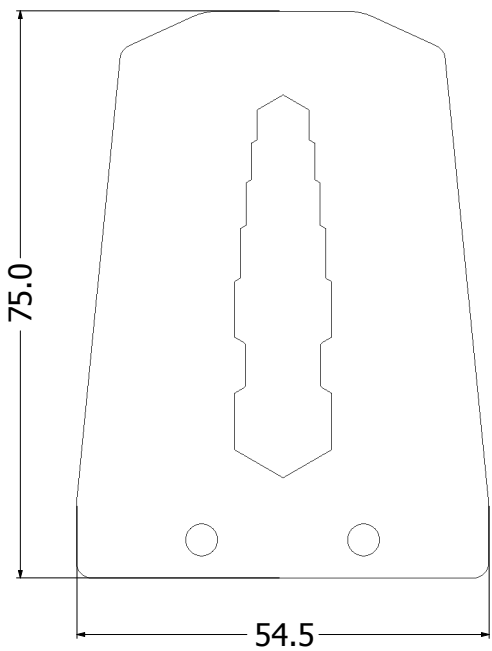


UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE ARQUITECTURA Y URBANISMO - DISEÑO			
<small>TODO LOS DERECHOS RESERVADOS. PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL.</small>		PROYECTO: COMPLEMENTO PROTÉSICO DACTILAR	
		TÍTULO: DETALLE SOPORTE DE TERMINAL	
DISEÑO: L.E.A.C.S.	MATERIALES: HP NYLON PLASTIC PA12 POLYAMIDE COLOR: NEGRO ACABADO: SEMI-MATE	FECHA: AGOSTO 2018	
REVISÓ: M.Q.M.	PROCESOS: IMPRESIÓN ADITIVA 3D-UV SHAPEWAYS	ESC. 1:1	LÁMINA: UN. MM.

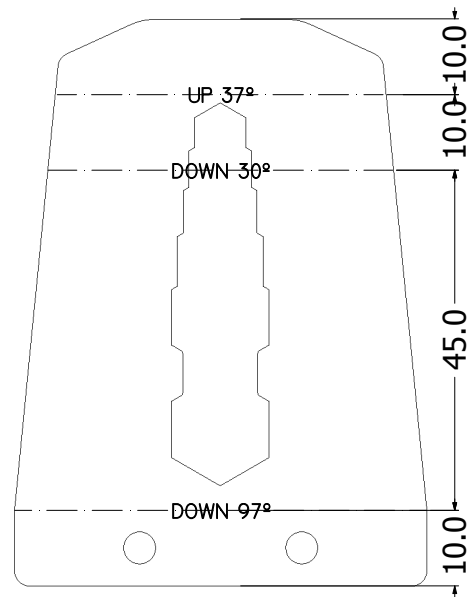


UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE ARQUITECTURA Y URBANISMO - DISEÑO			
	TODOS LOS DERECHOS RESERVADOS. PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN PARCIAL O TOTAL.		PROYECTO: COMPLEMENTO PROTÉSICO DACTILAR
			TÍTULO: DETALLE TERMINAL
DISEÑO: L.E.A.C.S.			MATERIALES: ACERO LAM. FRÍO E. 1.2 MM.
REVISÓ: M.Q.M.	PROCESOS: PLEGADO CNC APLICACIÓN ELECTROSTÁTICA NEGRO WEG	FECHA: AGOSTO 2018	LÁMINA:
		ESC. 1:1	UN. MM.

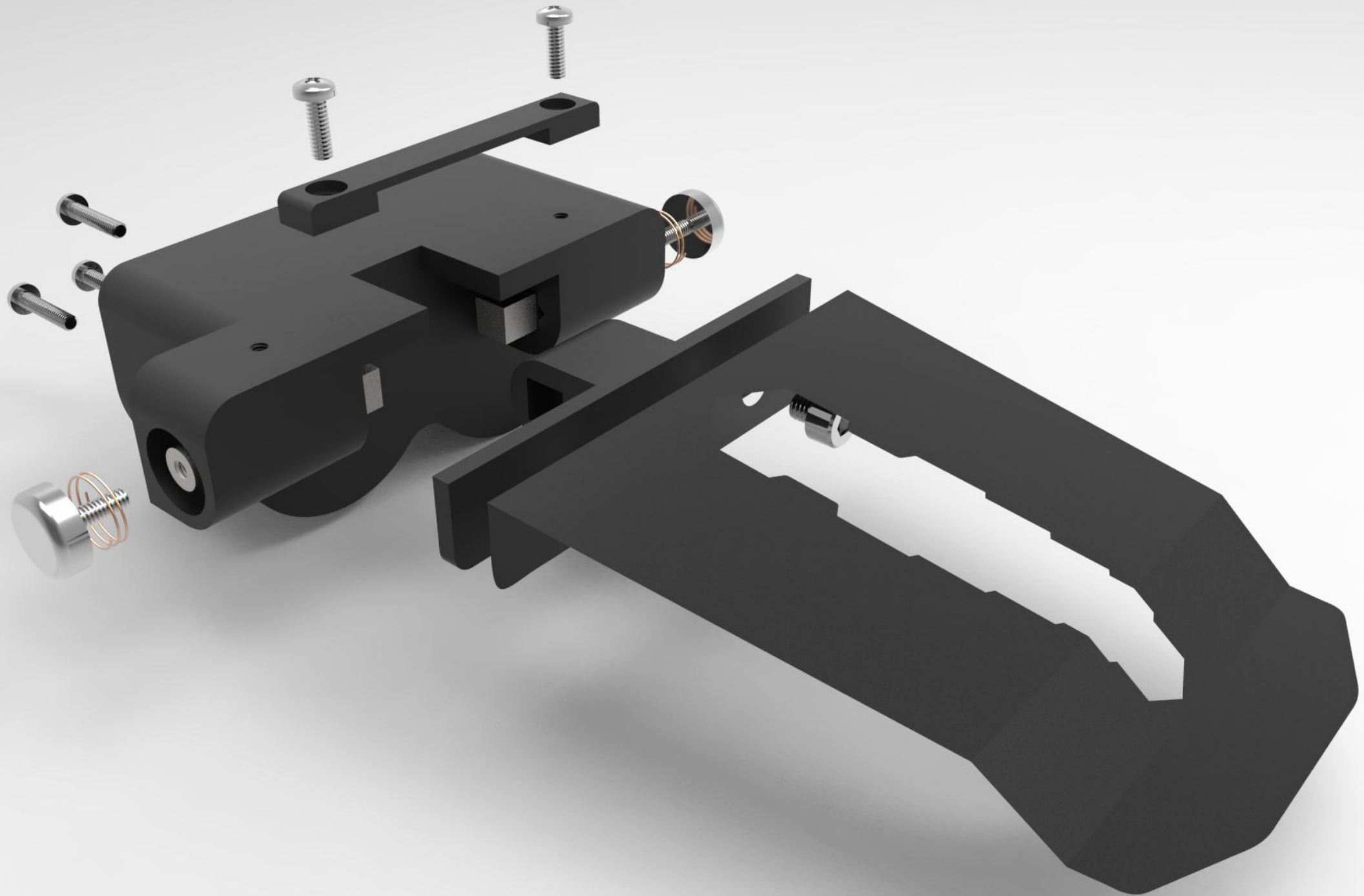
VISTA SUPERIOR TERMINAL DESPLEGADA
PARA CORTE LÁSER LEMACO IND.



VISTA SUPERIOR TERMINAL DESPLEGADA
PARA PLEGADO CNC LEMACO IND



UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE ARQUITECTURA Y URBANISMO - DISEÑO			
DISEÑO: L.E.A.C.S.	MATERIALES: ACERO LAM. FRÍO E. 1.2 MM.		PROYECTO: COMPLEMENTO PROTÉSICO DACTILAR
	PROCESOS: PLEGADO CNC APLICACIÓN ELECTROSTÁTICA NEGRO WEG		TÍTULO: ARCHIVO CORTE LÁSER E INSTRUCCIONES DE PLEGADO
REVISÓ: M.Q.M.	FECHA: AGOSTO 2018		LÁMINA:
	ESC. 1:1	UN. MM.	



Conclusiones

Durante el desarrollo del presente proyecto, se ha demostrado que el ordenamiento anatómico de la mano permite entender su capacidad en la manipulación de objetos y ajustes posicionales conforme a las necesidades en la ejecución de patrones funcionales. Esta complejidad anatómica-funcional tiene su justificación en la prensión. Esta función prensil depende de la integridad de la cadena cinética de huesos y articulaciones extendida desde la muñeca hasta las falanges distales. Frente a la capacidad instantánea y compleja de la cual está dotada la mano, lesiones traumáticas o congénitas detonan un alto compromiso funcional.

Frente a esta disfuncionalidad, los usuarios amputados cuentan con tres alternativas al enfrentar la necesidad de ejecutar una tarea de prensión: evitar la tarea, tratar de ejecutarla usando la extremidad restante, o; ejecutar la tarea reemplazando el miembro perdido por uno artificial (o prótesis). Esta prótesis sólo otorga la posibilidad de realizar parcialmente una variedad de actos físicos en términos limitados, mejorando su condición más no solucionando la afección por completo.

Desde los aspectos psicosociales, el proyecto ha evidenciado desde la experiencia del usuario caso que la sociedad presenta actitudes relativamente negativas hacia quienes fracasan en diversas actividades; cabe señalar, que por sobre las satisfacciones físicas, es importante la satisfacción que viene del cuidado y afecto del entorno social. Al revisar

las experiencias y problemas desde la particularidad de *Felipe*, se logra entender que la manifestación de los aspectos psicológicos como resultantes de su amputación causa una disminución del concepto que tiene sobre sí mismo, e ineludiblemente, impacta en su capacidad prensil. Él, al sobrellevar una malformación congénita en su mano derecha, además de ver disminuida su capacidad de prensión, siente que la forma de su mano incomoda a sus interlocutores y afecta sus relaciones sociales. Esto se acentúa al no poder concretar tareas cotidianas como utilizar una llave. Si bien tiene prótesis dactilares cosméticas no las usa, debido a que, bajo su criterio -como diseñador- estas no cumplen con sus expectativas estéticas o funcionales. A pesar de esto, reconoce la necesidad de habilitar su capacidad prensil en tareas de mediana precisión y fuerza, mejorando su independencia personal e integración social a través de una prótesis-herramienta o complemento protésico que le permita la operación en tareas cotidianas de prensión de alta significación social.

Al enfrentar el desarrollo de un sistema protésico también se devela la importancia del ejercicio del diseño y de la participación de un diseñador. Más cuando es posible resolver mecánicamente una prótesis e incluso su calce y ajuste desde otras áreas del conocimiento como la ingeniería o la kinesiólogía, esto no asegura el éxito del aparato, debido a que, además de funcionar bien, este debe

ser aceptado y usado. En esta instancia, el rol del diseñador toma protagonismo, al desprenderse de prejuicios y expectativas subjetivas o personales, y resolver –más allá de una necesidad mecánica– las expectativas propias del usuario sobre el objeto, como definiciones conceptuales y aspectos estéticos y/o de significación personal, entendiendo a la prótesis como un producto que permite manifestar una identidad y personalidad propia; diferenciándose de los demás por la consistencia de ser único y diferente del resto, a través de una extensión artificial del cuerpo.

Respecto de los resultados del proyecto, el autor, además de resolver operacionalmente los objetivos planteados de la prótesis dactilar, analiza, identifica y reconoce las expectativas propias de Felipe, las adopta en el diseño y complementa con conceptos teóricos propios de la disciplina del diseño –como los nuevos planteamientos del diseño positivo, y los postulados del escape por diseño del valle inquietante–, además de criterios adquiridos durante pregrado, incrementando el valor y vínculo del usuario con el aparato protésico –por sobre su costo productivo– promoviendo deliberadamente, a través del uso, el bienestar subjetivo del él y su entorno social de manera permanente.

Referencias

- Arias, L. (2012) Biomecánica y Patrones Funcionales de la Mano. *Morfología Fac. de Medicina Universidad Nacional de Colombia* 4 (1), 14–24
- Actis, W., Ángel De Prada, M., & Pereda, C. (2004) *Les desigualtats socials entre la població catalana amb discapacitats: Una anàlisi a partir de l'Encuesta sobre Discapacidades y Deficiencias (INE)*. Barcelona, España: Mediterrània.
- Barahona, A. (2001) *Origen y Evolución del Ser Humano*, 10–14. México DF., México: Cómo ves.
- Belloda Pereda, D. (2002) *Diseño Sensorial: Las Nuevas Pautas para la Innovación, Especialización y Personalización del Producto* (Tesis Doctoral). Universidad Politécnica de Cataluña, España.
- Bronzino, J. (2016) *The Biomedical Engineering Handbook: Medical Devices and Systems* (3a. ed.) Connecticut, EE.UU.: Davis University of California.
- Canelon, M., & Herrera, A. (2013) Diagnóstico Prenatal Inesperado: Síndrome de Karsch-Neugebauer. *Boletín Médico de Postgrado UCLA Venezuela* 29 (1), 97–102.
- Casais, M., Mugge, R., & Desmet, P. (2016) Symbolic Meaning Attribution as a Means to Design for Happiness. *DE2016*. Delft University of Technology: Delft.
- Desmet, P. (2002). *Designing Emotions*. Delft University of Technology: Delft.
- Desmet, P. (2013) Inaugural Lecture of Positive Design. *Delft University of Technology*. Delft.
- Desmet, P. & Pohlmeier, A. (2013) Positive Design: An Introduction to Design for Subjective Well-Being. *International Journal of Design* 7 (3).
- Didrick, D. (2005) Articulated Artificial Finger Assembly. *US Patent* 6908489 B2.
- Fishman, S. (1962) Amputation. En Garret, L. & Levine, S. (Eds.) *Psychological Practices with the Physically Disabled*. New York: Columbia University Press.
- Fuad-Luke, A. (2005) *Slow Theory. A paradigm for living sustainably? Slow*. Recuperado de <http://fluido.files.wordpress.com/2006/07/slow-design.pdf>
- Furman, B. (1962) *Progress in Prosthetics*. Washington, EE.UU.: US. Department of Health, Education, and Welfare.
- Hassenzahl, M., Eckoldt, K., Diefenbach, S., Laschke, M., Lenz, E. & Kim, J. (2013) Designing Moments of Meaning and Pleasure Experience Design and Happiness. *International Journal of Design* 7, 21–31.
- Jacob, R. (2014) *Percepción y Emoción en el Diseño de Productos. Análisis y propuestas para su integración en las MIPYME* (Tesis Doctoral). Universidad Politécnica de Valencia, España.
- Jimenez, S., Pohlmeier, A., & Desmet, P. (2014) *Learning from the Positive: A Structured Approach to Possibility-Driven Design*. Delft: Delft University of Technology.
- Jordan, P. W. (2000). *Designing Pleasurable Products: An Introduction to the New Human Factors* (1a. ed.). New York, USA: Taylor & Francis
- Kapandji, A. I. (2007) *Fisiología Articular* (6a. ed.) 8. Madrid, España: Médica Panamericana.
- Krippendorff, K., & Butter, R. (1984). Product Semantics: Exploring the Symbolic Qualities of Form. *Innovation* 3 (2), 4–9. Recuperado de http://repository.upenn.edu/asc_papers/40
- Kütke, E., Thun, M., & Schriefers, T. (1995) *Marketing mit Bildern* (1a. ed.) pp. 19. Cologne, Germany: DuMont.
- Madurga, P., & Robles, H. (2015) *Mano Presión y Pinzas* [Mensaje en un blog] Recuperado en <http://amarantoterapiaocupacional.com/2015/07/25/mano-presion-y-pinzas-parte-1/>
- Miralles, R. (2001) Valoración del Daño Corporal en el Aparato Locomotor. *Rev. Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia* 22 (1) 159, 175–176. Barcelona, España: Masson.

-
- Moore, K., & Dalley, A. (2006) *Clinically Oriented Anatomy* (5a. ed.), 826–828. Canada: Médica Panamericana.
 - Mori, M. (1970) The Uncanny Valley (MacDorman, K., & Minato, T. trads.). *Energy* vol. 7 (4), pp. 33–35.
 - Mullins, A. (2012) *The Aesthetics of Prosthetics: Aimee Mullins* [Archivo de Video]. Recuperado de <https://youtu.be/CEdhSpaiRUI>
 - Napier, J. (1956) The Prehensile Movements of the Human Hand. *Journal Bone Joint Surg.* 38 (B), 902–913.
 - Norman, D. A. (2005). *El Diseño Emocional. Por qué Nos Gustan (o No) los Objetos Cotidianos* (1a. ed.). Barcelona, España: Ediciones Paidós Ibérica.
 - Norton, K. (2007) A Brief History of Prosthetics. *InMotion* 17 (7), 11–13.
 - Pinto, S. (2015) La Importancia del Pulgar. *Boletín Drosophila* 13 (1).
 - Purandare, N., & Plunkett, S. (1999) Co-occurrence of Polydactyly and Psychosis. *British Journal of Psychiatry*, 174, 460–463. doi: 10.1192/bjp.174.5.460a
 - Rutherford, R. (2006) *Cirugía Vasculat* (6a. ed.) 2489–2490. Madrid: Elsevier.
 - Schifferstein, H. N. J., & Spence, C. (2008). Multisensory Product Experience. En H. N. J. Schifferstein & P. Hekkert (Eds.) *Product Experience* (1a. ed.), 133–161. San Diego, USA: Elsevier.
 - Siek, S. (4 de mayo 2012) New prosthetic limbs ‘celebrate’ bodies, personalities instead of hiding lost limbs. *CNN*. Recuperado de <https://edition.cnn.com/2012/05/04/us/new-prosthetic-limbs-celebrate-bodies-personalities-instead-of-hiding-lost-limbs/index.html>
 - Sumit, S. (2012) Las Nuevas Prótesis Corporales son una Belleza para Mostrar y No Ocultar. *Reuters*. Recuperado de <https://expansion.mx/salud/2012/05/15/las-nuevas-protesis-corporales-son-una-belleza-para-mostrar-y-no-ocultar>
 - Touch Bionics (2009) *ProDigits*. Recuperado en <http://www.touchbionics.com/?section=6>
 - Viladot, R., & Riambau, O. (2001) *Ortesis y Prótesis del Aparato Locomotor*, 197–199. España: Elsevier.
 - Zhang, T., & Dong, H. (2009) Human-Centred Design. An Emergent Conceptual Model. *Include 2009 proceedings*, 1–7. Londres, UK.

Bibliografía Consultada

- Batista, M. (2010) Investigación y Diseño: Reflexiones y Consideraciones con Respecto al Estado de la Investigación Actual en Diseño. *Rev. No Sólo Usabilidad* 9. ISSN 1886-8592.
- Bustos, B., & Schreck, T. (2017) Feature-Based 3D Object Retrieval. *Encyclopedia of Database Systems*, 1-5. DOI: 10.1007/978-1-4899-7993-3_161-2
- Castellano, F., Moraleda, S., & Martínez, M. (2010) Resultados de la Simbraquidactilia Tratada Quirúrgicamente. *Rehabilitación* 44 (2), 177-179.
- Chong, A. (2010) Common Congenital Hand Conditions. *Singapore Medical Journal* 51 (12) 965-971.
- De La Cruz, J. (2014) *Prótesis Funcional para Amputados de Antebrazo*. Madrid, España: Universidad Pontificia ICAI ICADE Comillas de Madrid.
- Díaz, G. (2012) *Manipulación Diestra Utilizando Dedos Robóticos con Yemas Deformables* (Tesis de Magister). Universidad de Chile, Chile.
- Fernández, E. (2012) Identidad y Personalidad: O Cómo Sabemos que Somos Diferentes de los Demás. *Rev. digital de Medicina Psicosomática y Psicoterapia* 2 (4) 1-18.
- Flores, W., & Borjas, R. (2015) Fabricación de una Prótesis Humana Utilizando una Impresora 3D en Honduras. *XXV Congreso Panamericano de Ingeniería Mecánica, Eléctrica, Industrial y Ramas Afines COPIMERA*. Tegucigalpa, Honduras.
- Gayoso, M.J. (2010) *Consecuencias Psicológicas de las Amputaciones. Cursos de Verano Aranjuez*. Madrid, España: Universidad Rey Juan Carlos.
- Goertzel, B., Mossbridge, J., Monroe, E., Hanson, D., & Yu, G. (2017) Loving AI: Humanoid Robots as Agents of Human Consciousness Expansion: Summary of Early Research Progress. *arXiv* 1709.07791v1 cs. AI.
- Gómez, J., Hidalgo, M., & Guilera, G. (2010) El Sesgo de los Instrumentos de Medición: Test Justos. *Papeles del Psicólogo* 31 (1) 75-84.
- Jacob, R. (2017) Diseño, Emociones y Afectividad en Latinoamérica. *Economía Creativa* (8), 216-228 Recuperado en http://centro.edu.mx/ojs_01/index.php/economiacreativa/article/view/155/113
- Jacob, R. (2018) Desde la Utilidad a la Emoción. *RChD: creación y pensamiento* 3 (4) 1-4. DOI: 10.5354/0719-837x.2018.50295
- Jimenez, S. (2017) Diseño Positivo: Innovación Centrada en el Bienestar Humano. *2do Seminario Internacional Diseño de Productos Basado en la Interacción, las Experiencias y las Emociones Universidad de Chile*. Santiago, Chile.
- Jimenez, S., Pohlmeier, A., & Desmet, P. (2015) *Positive Design: Reference Guide*. Delft: Delft University of Technology.
- Levy, S. W. (2000) Manual Protésico: El Cuidado de la Piel Determina la Comodidad Protésica. *InMotion* 10 (1).
- Loaiza, J. (2012) *Diseño y Simulación de un Prototipo de Prótesis de Mano Bioinspirada con Cinco Grados de Libertad* (Tesis de Magister) Universidad Nacional de Colombia, Colombia.
- Loaiza, J., & Arzola, N. (2011) Evolución y Tendencias en el Desarrollo de Prótesis de Mano. *Dyna* 78 (169) 191-200. ISSN 0012-7353.
- Martínez, P. (2006) El Método de Estudio de Caso: Estrategia Metodológica de la Investigación Científica. *Pensamiento & Gestión* 20, 165-193. ISSN 1657-6276.
- Munari, B. (1983) *Cómo Nacen los Objetos: Apuntes para una Metodología Proyectual* (3a. Ed.) Barcelona, España: Gustavo Gili.
- Nayak, C., Singh, A., & Chaudhary, H. (2014) Customised Prosthetic Socket Fabrication Using 3D Scanning and Printing. *Conference Additive Manufacturing Society of India*. Bangalore, India.
- Norman, D. (1990) *La Psicología de los Objetos Cotidianos* (3a. Ed.). Madrid, España: Nerea.
- Owano, N. (2016) Humanoid Sophia is Given Primary Role of Talking To People. *Tech Xplore*. Recuperado de <https://techxplore.com/>

-
- news/2016-03-humanoid-sophia-primary-role-people.html
- Penisi, O., Ceccarelli, M., & Carbone, G. (2003) Clasificación de Mecanismos en Pinzas Industriales de Dos Dedos. *Rev. Iberoamericana de Ingeniería Mecánica* 7 (1) 59-75.
 - Ranadi, R. (2014) *Medical 3D Printing: Printing a New Face for the Future*. Southampton, UK.: University of Southampton.
 - Retto, J. (2017) *Sophia, First Citizen Robot of the World*. Lima, Peru: Universidad Nacional Mayor de San Marcos.
 - Rodriguez, K., Santa Cruz, J., Sigüenza, I., Vargas, T., & Valdivia, G. (2008) *Malformaciones Congénitas*. Trujillo, Venezuela: Universidad Nacional de Trujillo.
 - Salgado, E., Cullen, P., Marván, E., Duck, E., Díaz, S., & López, A. (2012) Ectrodactilia: Informe de Caso Clínico y Revisión de la Literatura. *Rev. Anales Médicos* 57 (2) 153-157.
 - Sanchez, M., García, M. J., Sala, M., Pastor, I., & Omeñaca, F. (1988) Aplasia Cutis Congénita y Braquidactilia: Síndrome de Adams-Oliver. *An. Esp. Pediatría* 29 (6) 477-478.
 - Schwabe, G., & Mundlos, S. (2004) Genetics of Congenital Hand Anomalies. *Handchir Mikrochir Plast Chir* 36, 85-97.
 - Tobar, L. (2010) *Prototipo de Prótesis Robótica para la Mano* (Tesis de Pregrado). Universidad Tecnológica Equinoccial, Ecuador.
 - Valderrama, L. (2013) Ectrodactilia: Presentación de un Caso. *Perinatol Reprod Hum* 27 (3) 200-204.
 - Vargas, J., Yunga, L., Cajamarca, L., & Matute, J. (2015) *Diseño, Construcción e Implementación de Prótesis Biomecánica de Mano Derecha (Segunda Fase)* (Tesis de Pregrado) Universidad Politécnica Salesiana de Cuenca, Ecuador.
 - Vidal, C., Pérez-Salazar, D., Calzada, C., & Castañeda, P. (2012) Anomalías Congénitas Más Comunes de la Mano. *Rev. Mex. de Ortopedia Pediatría* 14 (1), 5-11.
 - Windham, J. (2012) The Present and Future On-Demand Manufacturing. *IDSA Education Symposium*. Boston, EE.UU.

Anexos

Contenido

- Ficha Test de Evaluación Prensil Madurga & Robles.
- Ficha Técnica (*data sheet*) Materiales de impresión 3D *ShapeWays™*.

TERAPIA OCUPACIONAL
EVALUACION DE LA PRENSION

NOMBRE _____ FECHA _____

DIAGNOSTICO _____ MANO _____

TIPO DE PRENSION		Valor Der.	OBSERVACIONES	Valor Izq.	OBSERVACIONES
	PALMAR (pelota)				
	DIGITOPALMAR (cilindrica)				
	TRIDIGITAL (bolita)				
B I D I G I T A L E S	TERMINOTERMINAL (aguja)				
	SUBTERMINAL (fijoj)				
	LATERAL (cigarrillo)				
	SUBLATERAL (llave)				
	GANCHO (agarra maletin)				
	TOTAL				

Valores:

- 0 Imposible, Ningún valor
- 1 Esbozo de prensión
- 2 Incorrecta sin fuerza
- 3 Incorrecta con fuerza
- 4 Correcta sin fuerza
- 5 Normal

Evaluación funcional: (total)

- 0 a 9 Mano de sostén
- 10 a 19 Mano de ayuda, no funcional
- 20 a 29 Mano semi-funcional sin fuerza ó con fuerza
- 30 a 34 Mano funcional
- 35 Mano normal

Evalua. de Mano:

- Actitud: _____
- _____
- Edema: _____
- Atrofia: _____
- Coordinación: _____

HP 3D High Reusability PA 12

Strong, lowest cost,¹ quality parts



Produce strong, functional, detailed complex parts

- Robust thermoplastic produces high-density parts with balanced property profiles and strong structures.
- Provides excellent chemical resistance to oils, greases, aliphatic hydrocarbons, and alkalies.²
- Ideal for complex assemblies, housings, enclosures, and watertight applications.
- Biocompatibility certifications—meets USP Class I-VI and US FDA guidance for Intact Skin Surface Devices.³

Quality at the lowest cost per part⁴

- Achieve the lowest cost per part⁴ and reduce your total cost of ownership.⁴
- Minimize waste—reuse surplus powder batch after batch and get functional parts, no throwing away anymore.⁵
- Get consistent performance while achieving 80% surplus powder reusability.⁵
- Optimize cost and part quality—cost-efficient material with industry-leading surplus powder reusability.⁵

Engineered for HP Multi Jet Fusion technology

- Designed for production of functional parts across a variety of industries.
- Provides the best balance between performance and reusability.⁷
- Achieves watertight properties without any additional post-processing.
- Engineered to produce final parts and functional prototypes with fine detail and dimensional accuracy.



Picture taken after graphite post-processing

Technical specifications⁶

Category	Measurement	Value	Method
General properties	Powder melting point (DSC)	187°C/369°F	ASTM D3418
	Particle size	60 µm	ASTM D3451
	Bulk density of powder	0.425 g/cm ³ /0.015 lb/in ³	ASTM D1895
	Density of parts	1.01 g/cm ³ /0.036 lb/in ³	ASTM D792
	Mechanical properties	Tensile strength, max load, ⁸ XY	48 MPa/6960 psi
Tensile strength, max load, ⁸ Z		48 MPa/6960 psi	ASTM D638
Tensile modulus, ⁹ XY		1800 MPa/261 ksi	ASTM D638
Tensile modulus, ⁹ Z		1800 MPa/261 ksi	ASTM D638
Elongation at break, ⁷ XY		20%	ASTM D638
Elongation at break, ⁷ Z		15%	ASTM D638
Flexural strength (@ 5%), ¹⁰ XY		65 MPa/9425 psi	ASTM D790
Flexural strength (@ 5%), ¹⁰ Z		70 MPa/10150 psi	ASTM D790
Flexural modulus, ¹⁰ XY		1730 MPa/251 ksi	ASTM D790
Flexural modulus, ¹⁰ Z		1730 MPa/251 ksi	ASTM D790
Thermal properties	Izod impact notched (@ 3.2 mm, 23°C), XYZ	3.5 kJ/m ²	ASTM D256 Test Method A
	Heat deflection temperature (@ 0.45 MPa, 66 psi), XY	175°C/347°F	ASTM D648 Test Method A
	Heat deflection temperature (@ 0.45 MPa, 66 psi), Z	175°C/347°F	ASTM D648 Test Method A
	Heat deflection temperature (@ 1.82 MPa, 264 psi), XY	95°C/203°F	ASTM D648 Test Method A
	Heat deflection temperature (@ 1.82 MPa, 264 psi), Z	95°C/203°F	ASTM D648 Test Method A
Reusability	Refresh ratio for stable performance	20%	
Recommended environmental conditions	Recommended relative humidity	50-70% RH	
Certifications	USP Class I-VI and US FDA guidance for Intact Skin Surface Devices, RoHS ¹¹ , EU REACH, PAHs, UL 94, UL 746A		

Ordering information

	HP 3D High Reusability PA 12	HP 3D High Reusability PA 12	HP 3D High Reusability PA12 Production Material ¹³	HP 3D High Reusability PA12 ^{13, 14}
Product number	V1R10A	V1R16A	V1R34A	V1R20A
Weight	13 kg/28.7 lb	130 kg/286.7 lb	130 kg/286.7 lb	600 kg/1322.8 lb
Capacity	30L ¹²	300L ¹²	300L ¹²	1400L ¹²
Dimensions (xyz)	600 x 333 x 302 mm	800 x 600 x 1205 mm	800 x 600 x 1205 mm	1143 x 1143 x 1500 mm
Compatibility	HP Jet Fusion 3D 4210/4200 Printing Solution	HP Jet Fusion 3D 4210/4200 Printing Solution	HP Jet Fusion 3D 4210 Printing Solution	HP Jet Fusion 3D 4210 Printing Solution

Eco Highlights

- Powders and agents are not classified as hazardous¹⁵
 - Cleaner, more comfortable workplace—enclosed printing system, and automatic powder management¹⁴
 - Minimizes waste due to industry-leading reusability of powder¹⁷
- Find out more about HP sustainable solutions at hp.com/eco/solutions

Learn more at hp.com/go/3DMaterials

- Based on internal testing and public data for solutions on market as of April, 2016. Cost analysis based on standard solution configuration price, supplies price, and maintenance costs recommended by manufacturer. Common cost criteria: using HP 3D High Reusability PA 12 material, and the powder reusability ratio recommended by manufacturer. HP Jet Fusion 3D 4200 Printing Solution average printing cost per part is half the average cost of comparable fused deposition modeling (FDM) and selective laser sintering (SLS) printer solutions from \$100,000 to \$300,000 USD. Cost criteria: printing 1 build chamber per day/5 days per week over 1 year of 30 cm³ parts at 10% packing density. HP Jet Fusion 3D 4210 Printing Solution average printing cost per part is 65% lower versus the average cost of comparable FDM and SLS printer solutions from \$100,000 to \$300,000 USD and is 50% lower versus the average cost of comparable SLS printer solutions from \$300,000 to \$450,000 USD. Cost criteria: printing 14 full build chambers of parts per day/5 days per week over 1 year of 30 cm³ parts at 10% packing density on fast print mode.
- Tested with diluted alkalies, concentrated alkalies, chlorine salts, alcohol, ester, ethers, ketones, aliphatic hydrocarbons, unleaded petrol, motor oil, aromatic hydrocarbons, toluene, and DOT 3 brake fluid.
- Based on HP internal testing, June 2017. HP 30600 Fusing and Detailing Agents and HP 3D High Reusability PA 12 powder meet USP Class I-VI and US FDA's guidance for Intact Skin Surface Devices. Tested according to USP Class I-VI including irritation, acute systemic toxicity, and implantation; cytotoxicity per ISO 10993-5; Biological evaluation of medical devices—part 5: Tests for in vitro cytotoxicity and sensitization per ISO 10993-10; Biological evaluation of medical devices—Part 10: Tests for irritation and skin sensitization. It is the responsibility of the customer to determine that its use of the fusing and detailing agents and powder is safe and technically suitable to the intended applications and consistent with the relevant regulatory requirements (including FDA requirements) applicable to the customer's final products. For more information, see www.hp.com/go/biocompatibility/en/HP/PA12.
- Compared to selective laser sintering (SLS) and fused deposition modeling (FDM) technologies, HP Multi Jet Fusion technology can reduce the overall energy requirements needed to attain full fusing and reduce the system requirements for large, vacuum-sealed ovens. In addition, HP Multi Jet Fusion technology uses less heating power than SLS systems for better material properties and material reusability, minimizing waste.
- Based on using recommended packing densities and compared to selective laser sintering (SLS) technology, offers excellent reusability without sacrificing mechanical performance. Tested according to ASTM D638, ASTM D256, ASTM D790, and ASTM D648 and using a 3D scanner for dimensional accuracy. Testing monitored using statistical process controls.
- HP Jet Fusion 3D printing solutions using HP 3D High Reusability PA 12 provide 80% post-production surplus powder reusability, producing functional parts batch after batch. For testing, material is aged in real printing conditions and powder is tracked by generations (worst case for reusability). Parts are then made from each generation and tested for mechanical properties and accuracy.
- Compared to selective laser sintering (SLS) technology, tested according to ASTM D638 and HP Test 8. The following technical information should be considered representative of averages or typical values and should not be used for specification purposes. These values are with FW 807 and have been obtained from a sample of specimens printed in pilots with 6% packing density. Separation between specimens in the pilot was 10 mm. Modulus has been calculated using the slope of the regression line between 0.05% and 0.25% strain measured with an automatic extensometer during the entire test. Cross-section dimension measures using a micrometer with round ends. Conditioning according to ASTM D618 Procedure A. Testing conducted 48 hours after printing and unpacking of the parts at 23°C/73°F and 50% RH.
- Test results realized under the ASTM D638 with a test rate of 10 mm/min, specimens type V.
- Test results realized under ASTM D790 Procedure B at a test rate of 12.55 mm/min.
- RoHS certification for EU, Bosnia-Herzegovina, China, India, Japan, Jordan, Korea, Serbia, Singapore, Turkey, Ukraine, Vietnam.
- Letters refer to the materials container size and not the actual materials volume. Materials are measured in kilograms.
- Available in May 2018.
- Additional material management equipment is required.
- The HP powder and agents do not meet the criteria for classification as hazardous according to Regulation (EC) 1272/2008 as amended.
- Compared to manual print retrieval process used by other powder-based technologies, the term "cleaner" does not refer to any indoor air quality requirements and/or considered related air quality regulations or testing that may be applicable.
- Compared to PA 12 materials available as of June, 2017, HP Jet Fusion 3D printing solutions using HP 3D High Reusability PA 12 provide 80% post-production surplus powder reusability, producing functional parts batch after batch.

© Copyright 2017, 2018 HP Development Company, L.P.

The only warranties for HP products and services are set forth in the express warranty statements accompanying such products and services. Nothing herein should be construed as constituting an additional warranty. HP shall not be liable for technical or editorial errors or omissions contained herein.

13AFC_A00000A March 2018

This is a public document of HP.



420 Stainless Steel Infiltrated with Bronze



ExOne's 3D Printed 420 Stainless Steel infiltrated with Bronze is a matrix material composed of 60% stainless steel and 40% bronze infiltrant. This material offers good mechanical properties, is available in both an annealed and non-annealed condition, is able to be machined, welded and polished, and offers excellent wear resistance.

Applications

This material system is ideally suited for parts exposed to highly abrasive environments such as pump components, and parts for down-hole drilling and mining equipment. Additional applications include industrial components, molds, tooling, art objects and decorative hardware.

Composition

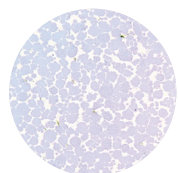
Stainless Steel: Alloy 420
Bronze: 90% Cu / 10% Sn

Printing

Using binder jetting technology, ExOne's state-of-the-art 3D Printing machines produce parts directly from CAD models by precisely controlling the jetting of binder onto a powder bed, and then subsequently spreading new layers of powder. This process is repeated until the part is completed. This 3D Printing process offers increased design flexibility, reduced manufacturing cost and shortened lead times.

Post Processing

After printing is complete, the parts are cured in an oven, which enables the parts to be handled. After curing, the parts are sintered and infiltrated with bronze above 1100°C. Cool down can be varied to control the machinability and hardness of the material.



420 SS / Bronze



Printed part

420 Stainless Steel Infiltrated with Bronze



Typical Material Properties

Material Properties	Test Method	420SS / Bronze	
		Annealed	Non-Annealed
Tensile Strength			
Ultimate Strength	ASTM E8	72 ksi (496 MPa)	99 ksi (682 MPa)
Yield Strength (0.2% offset)		62 ksi (427 MPa)	66 ksi (455 MPa)
Elastic Modulus		21.4 Mpsi (147 GPa)	21.4 Mpsi (147 GPa)
Elongation		7.0%	2.3%
Hardness	ASTM E18	93 HRb	97 HRb
Fractional Density		95%+	95%+
Density	MPIF 42	0.284 lbs/in ³ (7.86 g/cm ³)	0.284 lbs/in ³ (7.86 g/cm ³)
Machinability		Conventionally machinable	Refer to ExOne for recommendations
Weldability		Use silicone bronze rod & TIG weld	Use silicone bronze rod & TIG weld
Thermal Conductivity	ASTM E1530	13 BTU/hr ft °F (22.6 W/m ² K)	13 BTU/hr ft °F (22.6 W/m ² K)
Specific Heat	ASTM E1263	0.114 BTU/lb °F (478 J/kg °K)	0.114 BTU/lb °F (478 J/kg °K)
Thermal Expansion Coefficient	ASTM E228	7.4 x 10 ⁻⁶ /°F (13.4 x 10 ⁻⁶ /°K)	7.4 x 10 ⁻⁶ /°F (13.4 x 10 ⁻⁶ /°K)

Surface Finish

After sintering: ≈ 600 μin R_a (15 μm R_a)
 Bead blasting: ≈ 300 μin R_a (7.5 μm R_a)
 Barrel finishing: ≈ 50 μin R_a (1.25 μm R_a)



Printed part, raw finish



Printed part, polished

The data and other information (Information) presented in this Data Sheet are provided by and are proprietary information of The ExOne Company (ExOne). ExOne presents this Information in the good faith belief that it is substantially accurate as of the date provided on this document. The information is based upon utilizing ExOne's 3D printing machines and proprietary processes and technology. The material properties included in the Information are representative of materials so processed and do not constitute minimum specification standards. Materials processed on machines other than ExOne's and/or with different processes and/or technology may differ as to their properties. ExOne's research and development efforts are ongoing and ExOne reserves the right to revise the information at any time without notice. ExOne does not provide any warranties or other obligations hereby, and will only provide such warranties or other obligations, if any, either in a definitive purchase contract executed by ExOne or in its standard terms and conditions of sale contained in an order acknowledgement.

INDUSTRIAL-GRADE MATERIALS FOR 3D PRINTING

ExOne.com

For information about ExOne systems, materials and applications, contact an ExOne Production Service Center or visit www.ExOne.com

The ExOne Company

127 Industry Boulevard
 North Huntingdon, PA 15642
 MID-ATLANTIC: +1 877 773 9663

MIDWEST: +1 877 745 1580

SOUTH: +1 281 931 0011

NORTHWEST: +1 253 394 0357

SOUTHWEST: +1 702 487 3977

EUROPE: +1 877 745 1580

ASIA: +1 281 931 0011

rev. 03/31/14



Material data sheet

PA 2200

1 General

Typical applications of the material are fully functional parts with high end finish right from the process, which easily withstand high mechanical and thermal load.

PA 2200 is suitable for processing on the following systems:

- > EOSINT P 730, P 700
- > EOSINT P 390, P 385, P 380i, P 380, with or without powder conveying system
EOSINT P 360 with upgrade S&P, P 350/2 with upgrade 99 and upgrade S&P
- > FORMIGA P 100

2 Technical data

General material properties

Average grain size	ISO 13320-11	56	µm
	Laser diffraction	2.20	mil
Bulk density	EN ISO 60	0.45	g/cm ³
Density of laser-sintered part	EOS method	0.93	g/cm ³
		58	lb/ft ³

Mechanical properties

Tensile modulus	EN ISO 527	1700	MPa
	ASTM D638	247	ksi
Tensile strength	EN ISO 527	48	MPa
	ASTM D638	6962	psi

EOS GmbH – Electro Optical Systems

Robert-Stirling-Ring 1
D-82152 Krailling / München
Telephone: +49 (0)89 / 893 36-0
Telefax: +49 (0)89 / 893 36-285
Internet: www.eos.info

Material data sheet

Elongation at break	EN ISO 527	24	%
Elongation at break	ASTM D638	24	%
Flexural modulus	EN ISO 178	1500	MPa
	ASTM D790	217	ksi
Flexural strength	EN ISO 178	58	MPa
	ASTM D790	8412	psi
Charpy – Impact strength	EN ISO 179	53	kJ/m ²
Charpy – Notched impact strength	EN ISO 179	4.8	kJ/m ²
Izod – Impact strength	EN ISO 180	32.8	kJ/m ²
Izod – Notched impact strength	EN ISO 180	4.4	kJ/m ²
Ball indentation hardness	EN ISO 2039	78	N/mm ²
Shore D – hardness	ISO 868	75	-
	ASTM D2240	75	-

The mechanical properties depend on the x-, y-, z-position and on the exposure parameters used.

Thermal properties

Melting point	EN ISO 11357-1	172 – 180	°C
Vicat softening temperature B/50	EN ISO 306	163	°C
	ASTM D1525	325	°F
Vicat softening temperature A/50	EN ISO 306	181	°C
	ASTM D1525	358	°F

The data are based on our latest knowledge and are subject to changes without notice. They do not guarantee properties for a particular part and in a particular application.

© 2008 EOS GmbH – Electro Optical Systems. All rights reserved.

EOS GmbH – Electro Optical Systems

Robert-Stirling-Ring 1
D-82152 Krailling / München

