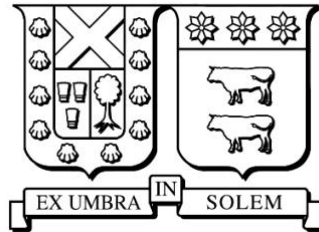


UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
INGENIERÍA EN DISEÑO DE PRODUCTOS
VALPARAÍSO - CHILE



**REDISEÑO DE PRÓTESIS IMPRESA EN 3D PARA LA INCLUSIÓN FUNCIONAL DE PERSONAS CON
AMPUTACIÓN TRANSRADIAL**

CONSTANZA FABIOLA OBANDO NAVARRO
MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO EN DISEÑO DE PRODUCTOS
DOCTOR LEONARDO MADARIAGA
JULIO 2022

AGRADECIMIENTOS |

A todos aquellos que creyeron en mí, incluso antes que yo. Quienes a través de un largo proceso lograron abrirme los ojos y hacer que me dé cuenta de que soy capaz. Gracias a ellos aprendí que si sé que me cuesta el doble para eso me esfuerzo el triple pero de que puedo, puedo.

DEDICATORIA |

El desarrollo de esta mejora de prótesis de bajo costo va dedicada para quienes han quedado marginados por la sociedad y el sistema. Para todos aquellos que se les han cerrado puertas en algo tan primordial como la independencia.

Soy fiel creyente en que necesitamos ser parte del cambio y luchar por la inclusión es una manera. Siempre hay una forma de impactar desde nuestra área de desarrollo. Los pequeños aportes pueden generar grandes mejoras en la calidad de vida de una persona.

RESUMEN |

El perder una extremidad significa un cambio abrupto a la cotidianidad, más aún si el entorno no brinda apoyo. Es por esto que el uso de tecnologías de fabricación a bajo costo toman un rol importante en cuanto al beneficio que puede llegar a tener al desarrollar soluciones accesibles.

Actualmente existen alternativas de prótesis impresas en 3D de miembro superior, las cuales han sido desarrolladas bajo el concepto de código abierto para que cualquier persona en cualquier parte del mundo pueda acceder a ellas sin costos y fabricarlas para uso propio o para beneficiar a alguien. Si bien se puede decir que son funcionales, lo hacen de forma limitada, por lo que no es posible compararla con una comercial. El problema de estas últimas es su alto costo, lo que limita su acceso. Para una persona sin un seguro, sin una institución que la apoye, el acceder a una prótesis y a los procesos de rehabilitación que conlleva, se torna un escenario muy complejo.

A partir de esto es que nace la necesidad de desarrollar una mejora a un modelo de prótesis impresa en 3D, de tal manera que se pueda incrementar la funcionalidad y así permitir que el usuario pueda desarrollar sus actividades de la vida diaria de forma independiente.

Para poder cumplir con lo anterior es necesario conocer al usuario y así poder identificar qué es lo que necesita para luego realizar una comparativa con lo que ofrece la prótesis actualmente, de esta forma es posible priorizar las necesidades del usuario en base a la factibilidad de aplicarlo en una prótesis mecánica ya que se debe considerar que ni las prótesis más avanzadas logran reemplazar la funcionalidad de la mano humana debido a su alta complejidad.

Basado en un estudio de las principales prensiones utilizadas por dos personas durante su jornada laboral, es que se permite identificar la frecuencia de uso de las áreas de la mano, permitiendo de esta

forma direccionar el desarrollo de un diseño que permita realizar las principales prensiones detectadas, teniendo en consideración que tipo de interacción debe existir entre los dedos de la prótesis.

Finalmente tras la prueba de diversos ángulos, formas y disposiciones, es que se llega a un prototipo, en dónde se testea el funcionamiento de acuerdo a los objetivos establecidos además de consultar con un panel de expertos de las diversas áreas involucradas.

Cabe destacar que este diseño no pretende reemplazar las prótesis comercializadas sino que busca ser una alternativa funcional de bajo costo para todos aquellos que aún no tienen la posibilidad de acceder a su prótesis definitiva.

ABSTRACT |

GLOSARIO |

ADL's: Activities of daily living es un término usado en el área de salud para referirse a las tareas que le permiten a una persona vivir de forma autónoma. Esta es cuantificable.

Muñón: Extremo distal del miembro amputado.

Propiocepción: Respuesta de los receptores del tejido (piel, músculo, cápsula, tendón).

Estereognosia: Reconocimiento de objetos a través exclusivo del tacto.

Pulpejo: Parte carnosa y mollar de un miembro pequeño del cuerpo humano , y más comúnmente , parte de la palma de la mano de la que sale el dedo pulgar .

Valle inquietante: Rechazo o incomodidad generado por la apariencia realista de un robot.

Socket: Interfaz entre la prótesis y el muñón, tiene como finalidad protegerlo de posibles heridas por roce.

Prensiones: Es la capacidad de agarrar que posee la mano humana.

ÍNDICE |

AGRADECIMIENTOS 	2
DEDICATORIA 	3
RESUMEN 	4
ABSTRACT 	6
GLOSARIO 	7
ÍNDICE 	9
ÍNDICE DE IMÁGENES 	12
ÍNDICE DE TABLAS 	12
INTRODUCCIÓN 	13
OBJETIVOS 	15
OBJETIVO GENERAL	15
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
CONTEXTO.....	16
CAPÍTULO 01	17
1.1 ETIOLOGÍA.....	18
1.2 NIVELES DE AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR	18

1.3 MOVIMIENTOS.....	21	METODOLOGÍA	59
1.4 PRENSIONES.....	26	CAPÍTULO 03	60
1.5 TIPOS DE PRÓTESIS	32	3.1 EMPATIZAR	62
1.6 PARTES DE UNA PRÓTESIS	35	3.2 USUARIO	67
1.7 DISPOSITIVOS TERMINALES.....	36	3.3 DEFINIR	67
1.8 CONTEXTO SOCIAL	38	3.4 IDEACIÓN	75
1.9 REHABILITACIÓN	39	CAPÍTULO 04	93
1.10 ACCESO A PRÓTESIS.....	41	PROPUESTA	93
1.11 ADL'S: ACTIVITIES OF DAILY LIVING .	43	CAPÍTULO 04	94
CAPÍTULO 02	44	4.1 PROPUESTA SOLUCIÓN	94
PRÓTESIS 3D.....	44	4.2 FUNCIONALIDAD	95
CAPÍTULO 02	45	4.4.1 USABILIDAD	96
2.1 MODELO EXISTENTE.....	47	4.5 PLAN DE VALIDACIÓN	96
2.2 FUNCIONAMIENTO	53	CAPÍTULO 05	101
2.3 VENTAJAS.....	54	PROTOTIPO	101
2.4 DESVENTAJAS	56	CAPÍTULO 05	102
CAPÍTULO 03	59	CAPÍTULO 06	112
		APLICACIÓN PLAN DE VALIDACIÓN.	112

CAPÍTULO 06 113

6.1 APLICACIÓN PLAN DE VALIDACIÓN
..... 113

CAPÍTULO 07 123

TRABAJO FUTURO 123

CAPÍTULO 07 124

7.1 TESTEO CON USUARIOS 124

7.2 NUEVA ITERACIÓN 125

7.3 SEGUNDA ITERACIÓN DE PANEL
DE EXPERTO 125

7.4 PRUEBA DE RESISTENCIA..... 125

CONCLUSIONES | 126

REFERENCIAS |..... 128

ANEXOS | 131

ANEXO 1: MAPA DE EMPATÍA..... 132

ANEXO 2: JOURNEY MAP 133

ANEXO 3: ENTREVISTA USUARIOS 134

ANEXO 4: PERFIL DE USUARIO 136

ANEXO 5: MAPA MENTAL 137

ANEXO 6: LLUVIA DE IDEAS PULGAR.....138

ANEXO 7: LLUVIA DE IDEAS TEXTURAS DEDO
.....139

ANEXO 8: AHP SISTEMA PULGAR 140

ANEXO 9: ENCUESTA, OPINIÓN DE
EXPERTOS.....144

ANEXO 10: RESULTADOS, OPINIÓN DE
EXPERTOS.....148

ÍNDICE DE IMÁGENES |

ÍNDICE DE TABLAS |

INTRODUCCIÓN |

El cuerpo humano es una estructura increíblemente compleja, cada una de sus funciones es el resultado de millones de años de un proceso evolutivo que no se detiene nunca. Probablemente esta sea una de las razones del porqué el intentar emular o replicar cualquiera de sus funciones resulte una tarea muy difícil. El perder una parte del cuerpo significa perder toda la funcionalidad ligada a ella, es por esta razón que existen las prótesis. Estas buscan reemplazar el miembro perdido sin embargo en el caso de la mano esto es prácticamente imposible. El perder la mano involucra perder más que una extremidad es perder todas las funciones que cumple y que le permiten a las personas ser individuos independientes.

Una prótesis le entrega al usuario la posibilidad de restituir de cierta manera la funcionalidad de la extremidad perdida pero el acceso a estas no es universal. El poder adquirir una prótesis de forma particular implica una cifra millonaria y mientras más

funcional, más costosas, ni imaginarse una prótesis biónica. Es por esto que en e-Nable han desarrollado varios diseños de prótesis en donde cualquier persona que tenga acceso a impresión 3D puede imprimirlo para uso personal o para quien lo necesite. La impresión 3D es una solución económica ya que los costos de fabricación son bajos. Estas prótesis diseñadas en 3D si bien son funcionales, permiten movimientos limitados y básicos en comparación a las prótesis que se comercializan. Por lo tanto tomando como base el diseño de una de estas prótesis desarrolladas por e-Nable, es posible realizar mejoras de tal manera que aumente su funcionalidad sin sacrificar costos. Todo esto con la finalidad de incluir funcionalmente a quienes no tengan acceso a las prótesis comerciales y entregar una alternativa de bajo costo pero igual de funcionales.

Si bien en esta etapa no se busca reemplazar directamente las prótesis comercializadas, si busca ser una

alternativa para quienes no tengan acceso a ellas o entregar una opción previa a conseguir su prótesis definitiva ya que esto puede llegar a tardar meses e incluso años. De esta forma mediante el rediseño de esta prótesis basada en el estudio de los movimientos de la mano y las áreas que interactúan con mayor frecuencia, es que se busca entregar una alternativa que incremente la funcionalidad para aquellas personas que no tienen la posibilidad de acceder a este elemento que le entrega algo tan primordial como lo es la independencia.

OBJETIVOS |

OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un modelo que permita mejorar la funcionalidad de las prótesis de miembro superior impresas en 3D para facilitar las actividades de la vida diaria y añadir versatilidad a su funcionamiento.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Que la prótesis permita al usuario realizar sus actividades de la vida diaria de forma autónoma.
- Aumentar la precisión del agarre de la prótesis.
- Lograr ampliar la cantidad de acciones que se puede realizar con la prótesis.
- Que la prótesis sea versátil en la interacción con distintos tipos de materialidades y formas.
- Que el diseño de la prótesis permita un procedimiento simple al momento de la colocación y desmontaje

CAPÍTULO 01

CONTEXTO |

Para comprender de mejor forma el desarrollo de esta memoria, se explicará la información necesaria para introducirse en la materia. Partiendo desde el concepto de amputación para luego enfocarse en las de miembro superior, explicar qué son las prótesis y la importancia de su funcionalidad en la vida de una persona.

1.1 ETIOLOGÍA

La amputación se define como la separación completa de una parte del organismo del resto del cuerpo. Hay varias causales, de las cuales destacan la deficiencia congénita o anomalía congénita estructural que es ausencia de una extremidad o parte de ella desde el nacimiento, si bien no establece una causa específica puede deberse a una alteración genética, por otra parte la pérdida del miembro también puede deberse a un trauma. Ya sea por un accidente, una enfermedad vascular, infección o tumor. (García, 2004)

Las amputaciones más frecuentes son de los miembros inferiores, sin embargo el desarrollo de esta investigación se enfocará en la ausencia de algún miembro superior debido a la viabilidad del desarrollo de una prótesis impresa en 3D, teniendo en consideración que este tipo de manufactura rápida y de bajo costo tiene una limitante en cuanto a resistencia a esfuerzos, por lo tanto

la prótesis de extremidad inferior quedan fuera momentáneamente del campo de la impresión 3D de bajo costo debido a que estas deben soportar el peso del cuerpo y brindar estabilidad mientras se encuentran constantemente expuestas a grandes cargas.

1.2 NIVELES DE AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR

Quirúrgicamente las amputaciones de miembro superior al no estar sometida a la fuerza ejercida por el peso corporal, la confección del muñón es simple comparada con la de miembros inferiores. Existen diversos niveles de amputación los cuales provee muñones estéticos y en algunos casos funcionales. (Contreras, 2018)

1.2.1 AMPUTACIÓN DEDOS

Hace referencia a la amputación de al menos uno de los dedos. No todos los dedos

tienen la misma funcionalidad por lo que la amputación del dedo pulgar significa la reducción de al menos el 60% de la funcionalidad total de la mano.

1.2.2 AMPUTACIÓN TRANSCARPIANA Y METACARPIANA

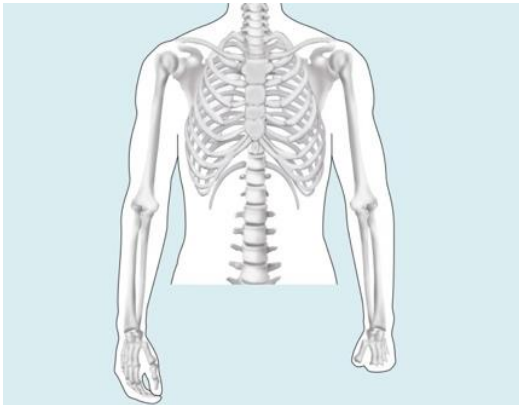


Imagen 1: Amputación metacarpiana

Fuente: Ottobock

Amputación parcial de mano en el segmento proximal, manteniendo la funcionalidad total del antebrazo.

Permite la utilización de férulas palmares que facilitan la prensión de objetos actuando como elementos fijos de asistencia.

El muñón de una amputación transcarpiana no es capaz de ejercer gran fuerza, sin embargo la estereognosia es mayor comparadas a muñones de otros niveles de amputación.

1.2.3 AMPUTACIÓN TRANSRADIAL

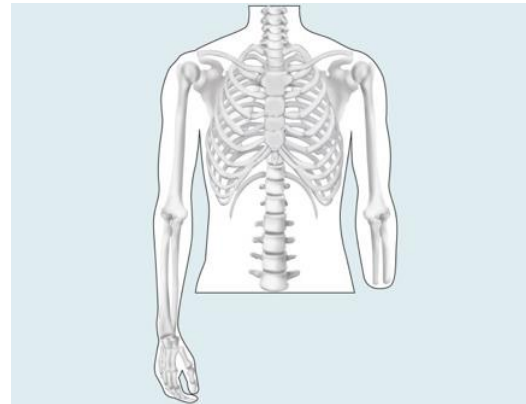


Imagen 2: Amputación transradial

Fuente: Ottobock

Es la amputación realizada bajo el codo y dependiendo del nivel al cual se realice la amputación será la capacidad de funcionar del muñón.

1.2.4 AMPUTACIÓN TRANSHUMERAL

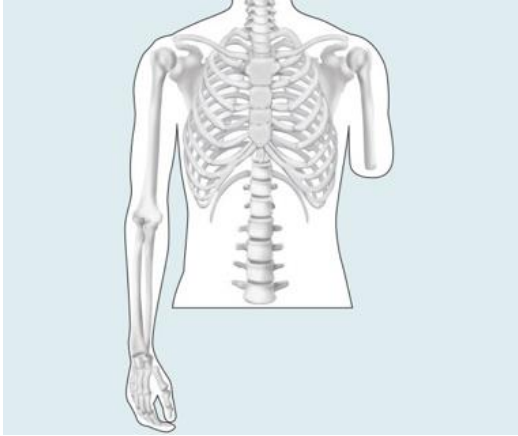


Imagen 3: Amputación transhumeral

Fuente Ottobock

Es la amputación que se realiza sobre el codo, a nivel del húmero, por lo que ya no se pueden realizar movimientos que implican la flexión o rotación del codo.

1.2.5 DESARTICULACIÓN DE HOMBRO



Imagen 4: Desarticulación de hombro

Fuente: Ottobock

La amputación se realiza en dónde el húmero se une con la clavícula y escápula por lo que el hombro queda desarticulado.

De acuerdo al orden de las amputaciones recién descritas es que; mientras más arriba del brazo sea la amputación, mayor pérdida de funcionalidad existirá. Esto se debe a que se van perdiendo articulaciones importantes como lo es la muñeca, el codo y el hombro.

1.3 MOVIMIENTOS

La mayoría de los movimientos ocurren en el lugar en donde dos o más huesos se articulan entre sí, por lo que la importancia de estas articulaciones radica en que estas permiten una amplia variedad de acciones a realizar, por lo que perder una articulación implica la pérdida de serie de movimientos asociados. Al tener una amputación más arriba en el brazo implica perder más articulaciones y todos los movimientos asociados a cada una de ellas.

Por esto es necesario dar a conocer algunos movimientos realizados por las articulaciones tanto de las que se han perdido con la amputación como las que se conservan ya que estas, como se verá más adelante, ayudan a traspasar el movimiento y generan un accionamiento en la prótesis.

En un gran porcentaje los movimientos se definen con respecto a la posición anatómica, para esto se debe aclarar este

concepto que hace referencia a una posición constante cuando un individuo se encuentra de pie, con la cabeza, mirada y los dedos de los pies dirigidos hacia adelante, los brazos adosados a los lados del cuerpo con las palmas hacia adelante, los miembros inferiores juntos y con los pies paralelos. (Latarjet, 2004)



Imagen 5: Posición anatómica

Fuente: Morfoexpress

También es necesario conocer los planos anatómicos que son los que delimitan el cuerpo humano en posición anatómica para usarlo como referencia cuando se habla de

anatomía. Los planos coronales están orientados verticalmente y dividen el cuerpo en zona anterior y posterior, los planos sagitales también están orientados de forma vertical pero son perpendiculares a los planos coronales y dividen el cuerpo en las zonas derecha e izquierda. Los planos transversales, horizontal u axial dividen el cuerpo en las zonas superior e inferior (Drake, 2015)

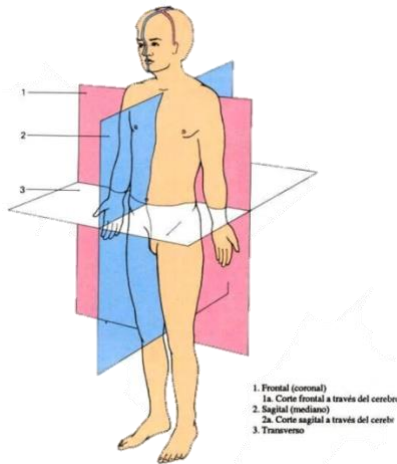


Imagen 6: Planos anatómicos
Fuente: Atlas fotográfico de anatomía del cuerpo humano

1.3.1 FLEXIÓN Y EXTENSIÓN DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO

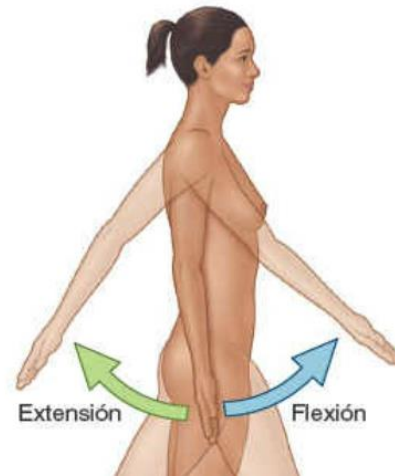


Imagen 7: Extensión y flexión del hombro
Fuente: Anatomía con orientación clínica

La flexión tiene lugar alrededor del eje transversal y describe cuando el brazo se mueve hacia adelante. La extensión es el movimiento opuesto a la flexión, también ocurre alrededor del eje transversal y se describe como el movimiento que acerca al brazo al cuerpo si este está en flexión.

1.3.2 ABDUCCIÓN Y ADUCCIÓN PRODUCIDA POR MÚSCULOS DEL HOMBRO



Imagen 8: Extensión y flexión del hombro
Fuente: Anatomía con orientación clínica

Estos movimientos ocurren alrededor del eje antero posterior y describen el movimiento que aleja y acerca el brazo respectivamente.

1.3.3 ROTACIÓN PRODUCIDA POR MÚSCULOS DEL HOMBRO

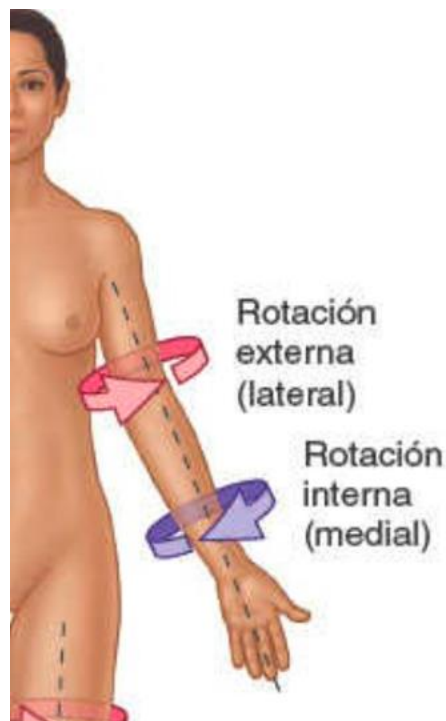


Imagen 9: Rotación del hombro
Fuente: Anatomía con orientación clínica

El movimiento tiene lugar alrededor del eje longitudinal del miembro, describe el movimiento originado al rotar el miembro sobre su mismo eje.

1.3.4 EXTENSIÓN Y FLEXIÓN DE LA MANO

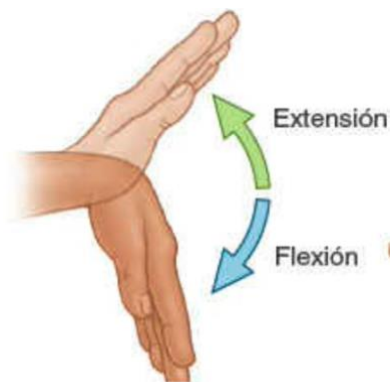


Imagen 10: Extensión y flexión en la articulación del carpo
Fuente: Anatomía con orientación clínica

La flexión es el movimiento de inclinación de la mano hacia la cara anterior del antebrazo. Mientras que la extensión describe el movimiento realizado por la mano al aproximarse la cara dorsal al dorso del antebrazo.

1.3.5 EXTENSIÓN Y FLEXIÓN DE LOS DEDOS DE LA MANO



Imagen 11: Extensión y flexión de los dedos de la mano
Fuente: Anatomía con orientación clínica

La flexión de dedos describe el movimiento realizado por los dedos al aproximarse a la cara interior de la mano. La extensión de dedos es el movimiento opuesto, describe el movimiento de los dedos al alejarse de la cara interna de la mano estando en flexión. Este movimiento lo permite las articulaciones metacarpofalángicas.

1.3.6 OPOSICIÓN Y REPOSICIÓN

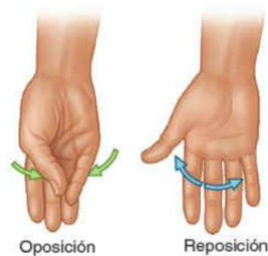


Imagen 12: Oposición y reposición del pulgar
Fuente: Anatomía con orientación clínica

La oposición de pulgar es el movimiento que describe la acción de juntar dedo índice y pulgar. La reposición es movimiento que describe la acción de retorno a posición natural del pulgar e índice al estar en oposición. Este movimiento lo permite la articulación carpometacarpiana del pulgar y la articulación metacarpofalángica del dedo meñique



Imagen 13: Supinación y pronación del antebrazo
Fuente: Anatomía con orientación clínica

La pronación es el movimiento del antebrazo que permite colocar el dorso de la mano apuntando hacia arriba y la supinación es el movimiento que permite que el dorso de la mano apunte hacia abajo.

1.3.8 ABDUCCIÓN Y ADUCCIÓN DE MANO



Imagen 14: Abducción y aducción de la mano
Fuente: Anatomía con orientación clínica

1.3.7 SUPINACIÓN Y PRONACIÓN

La abducción es la inclinación radial de la mano. Mientras que la aducción es la inclinación cubital de la mano.

La mano es una parte muy importante del cuerpo humano ya que esta funciona como una herramienta sensitiva ya que esta se utiliza para distinguir diversos elementos gracias al tacto. Las yemas de los dedos contienen múltiples receptores sensitivos que luego el cerebro es el encargado de interpretar. Por otro lado funciona también como una herramienta mecánica ya que su principal función es agarrar y manipular elementos en donde se hacen uso combinaciones de los movimientos descrito anteriormente.

1.4 PRENSIONES

La mano adopta formas que le permiten a las personas interactuar con el medio. Movimientos que permiten tomar y soltar objetos, otros que permite actividades de

motricidad fina. La función principal de la mano es la prensión.

Los cinco dedos de la mano no tienen la misma importancia en los movimientos que se realizan por lo que se clasifica en tres zonas. La zona del pulgar tiene mayor importancia al encontrarse en oposición a los otros dedos. La zona de las pinzas compuesto por el dedo medio y el índice son indispensables para la pinza bidigital, pinza de precisión o tridigital. Y la zona tres es la zona de los alcances compuesta por los dedos anular y meñique son los que otorgan firmeza al momento de generar prensión con toda la palma de la mano.

Dentro de los movimientos que puede realizar la mano se categorizan de la siguiente manera:

1.4.1 PRENSAS DIGITALES

Dentro de las prensas digitales existen las pinzas bidigitales que pueden ser de tres

tipos, dependiendo de que la oposición sea terminal, subterminal o subterminolateral: También pueden ser pluridigitales donde intervienen el pulgar y los otros dos, tres o cuatro dedos, permitiendo una prensión más firme que la bidigital.

1.4.1.1 Prensa Bidigitales

1.4.1.1.1 Pinzas por oposición terminal o terminopulpejo:

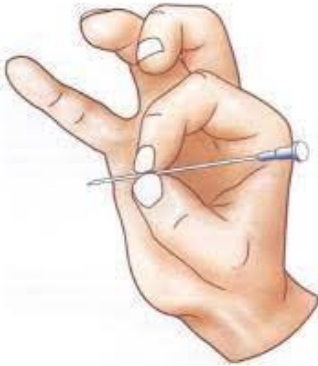


Imagen 15: Pinzas por oposición terminal
Fuente: Fisiología articular

Es la prensión más precisa. Permite sujetar un objeto pequeño como aguja o palillo. El

pulgar y el dedo índice, se oponen por el extremo del pulpejo (yemas).

1.4.1.1.2 Pinza por oposición subterminal o del pulpejo:



Imagen 16: Pinza por oposición subterminal
Fuente: Fisiología articular

Permite sujetar objetos relativamente más gruesos que los anteriores, como un lápiz o un papel. En este tipo de prensión, el pulgar en oposición por la cara palmar a cualquier otro dedo. Puede estar en extensión o en semiflexión.

1.4.1.1.3 Pinza por oposición subterminolateral o pulpolateral:



Imagen 17: Pinza por oposición subterminolateral
Fuente: Fisiología articular

En esta pinza, la cara palmar del pulpejo del pulgar contacta con la cara externa de la primera falange del dedo índice lo cual sirve para sostener elementos, sin embargo es menos precisa que las dos mencionadas anteriormente.

1.4.1.1.4 Pinza interdigital laterolateral:



Imagen 18: Pinza por oposición interdigital
Fuente: Fisiología articular

Este tipo de pinza es débil y sin precisión, pero permite una prensión accesoria para sujetar un elemento de diámetro pequeño como por ejemplo un cigarro. En ella, el pulgar no interviene, siendo la más frecuente entre el 2º y el 3º dedo.

1.4.1.2. Prensa Pluridigitales

1.4.1.2.1 Pinza o presa tridigital:



Imagen 19: Pinza tridigital
Fuente: Fisiología articular

Se utilizan con mayor frecuencia. Intervienen tanto el pulgar como el 2º y 3º dedo. Se utiliza para tomar por ejemplo, una pelota pequeña, el tenedor, para destapar una botella e incluso cuando se escribe.

1.4.1.2.2 Pinza o presa tetradigital:

Se utiliza para tomar objetos más gruesos y requiere mayor firmeza. Estas pueden ser de tres tipos:

Tetradigital del pulpejo:



Imagen 20: Prensa tetradigital de pulpejo
Fuente: Fisiología articular

Cuando se toma un objeto esférico. El contacto lo produce el pulpejo del pulgar, dedo índice y dedo corazón, mientras que la tercera falange de dedo anular tiene contacto por su lateral y cumple la función de sostener.

Tetradigital pulpejo-lateral:



Imagen 21: Prensa tetradigital de pulpejo-lateral
Fuente: Fisiología articular

En este caso el contacto con el pulgar es amplio (pulpejo y cara palmar de la primera falange), siendo lateral sobre el 2º y 3º dedo y del pulpejo en la segunda falange del 4º dedo que bloquea el objeto por dentro.

Tetradigital del pulpejo pulgotridigital:



Imagen 22: Prensa tetradigital de pulpejo pulgotridigital
Fuente: Fisiología articular

Se utiliza para sujetar un lápiz, sostener un pincel o para sujetar el arco de un violinista. El pulpejo del pulgar dirige y mantiene el objeto fuertemente contra el pulpejo del dedo índice, corazón y anular.

1.4.1.2.3 Pinza o presa pentadigital:



Imagen 23: Presa pentadigital
Fuente: Fisiología articular

Se utilizan todos los dedos, siendo el pulgar el que se opone de forma variada a los otros dedos. Este tipo de pinza se utiliza generalmente para tomar objetos grandes, pero también se pueden utilizar para coger objetos pequeños utilizando una presa pentadigital del pulpejo.

1.4.2 PRENSAS PALMARES

Es un tipo de presa en el que además de los dedos, interviene la palma de la mano. Dependiendo de si interviene o no el pulgar, pueden ser de dos tipos:

1.4.2.1 Prensión digitopalmar



Imagen 24: Presa digitopalmar
Fuente: Fisiología articular

No interviene el pulgar, es la palma de la mano la que se opone a los cuatro últimos dedos. Este tipo de prensión se suele utilizar para sujetar un objeto de mayor diámetro (3-4 cm), aunque también se puede utilizar para sujetar un objeto más voluminoso como puede ser un vaso. Eso sí, cuanto mayor diámetro tenga el objeto, menos firme será su sujeción.

1.4.2.1 Presión palmar con la totalidad de la palma:



Imagen 25 Presión con la totalidad de la palma
Fuente: Fisiología articular

En este tipo de prensión, la mano se enrolla entorno a los objetos cilíndricos. Es una prensión de fuerza que se utiliza para el agarre de objetos pesados y relativamente voluminosos. El volumen del objeto va a condicionar la fuerza de prensión.

1.4.2.1.1 Presa palmar cilíndrica:



Imagen 26: Presa palmar cilíndrica
Fuente: Fisiología articular

Es más firme cuanto más pequeño es el objeto.

1.4.2.1.2 Presas palmares esféricas:



Imagen 27: Presa palmar esférica
Fuente: Fisiología articular

Implican a tres, cuatro o cinco dedos. Cuando intervienen tres o cuatro dedos, el último dedo implicado contacta por la cara lateral externa con el objeto, constituyendo así un tope interno, reforzado por los dedos restantes. Este tope, se opone a la presión del pulgar, de modo que el objeto queda bloqueado distalmente por los dedos que establecen contacto palmar con el objeto. La presa palmar esférica pentadigital, es una presa más simétrica que las anteriores, en ella, todos los dedos contactan con el objeto

por su cara palmar y el pulgar se opone al dedo anular.

El listado de los tipos de prensiones es aún más grande, sin embargo para este caso es necesario solo distinguir algunas.

Pero entonces ¿De qué manera se pueden replicar la mayor cantidad de prensiones realizadas por la mano? ¿Son todas necesarias?. Si bien se pueden diferenciar múltiples formas de tomar un objeto, muchas de estas se clasifican según el área utilizada de la mano y de los dedos pero pueden cumplir una misma función. Como lo es el ejemplo de tomar una botella que tiene forma cilíndrica, existen múltiples prensiones que se pueden utilizar para realizar esta acción en específico.

Actualmente no existe ningún tipo de prótesis de miembro superior que pueda reemplazar totalmente la funcionalidad de la mano humana debido a la complejidad de esta. Sin embargo cada vez existen prótesis

más funcionales pero esto a su vez en muchos casos también aumenta el costo ya que implica el uso de nuevas tecnologías e incluso incorporan sensores mioeléctricos que son capaces de reconocer señales enviadas por el músculo del usuario y transformarlas en movimiento.

Para el desarrollo de esta prótesis mecánica, los movimientos son limitados e incluso se puede decir que son fijos ya que las articulaciones no se pueden rotar para cambiar de posición. De igual forma es necesario conocer los tipos de prótesis que existen actualmente y cuáles son los beneficios que cada una de ellas puede entregar.

1.5 TIPOS DE PRÓTESIS

Se definen como un dispositivo de aplicación externa usado para reemplazar total o parcialmente un segmento de una extremidad ausente o deficiente incluyendo dispositivos conectados dentro del miembro

ya sea para fines estructurales o funcionales (International Organization for Standardization, 2020)

Las prótesis de miembro superior se pueden clasificar de tres formas: De acuerdo a su objetivo, forma de activación y nivel de amputación.

1.5.1 TIPOS DE PRÓTESIS SEGÚN SU OBJETIVO



Imagen 27: Prótesis estética
Fuente: Mediprax

Para esta categoría existen dos tipos de prótesis; las pasivas que son aquellas que solo son estéticas, sirven para restablecer la

imagen corporal, por lo que no son funcionales. Mientras que las prótesis activas son aquellas que sustituyen un segmento o el miembro amputado y son funcionales ya que permite realizar movimientos vitales del miembro tales como flexionar y extender la mano o el brazo. Estas a su vez se pueden categorizar dependiendo de cómo se genera el movimiento.

1.5.2 TIPOS DE PRÓTESIS SEGÚN SU FORMA DE ACTIVACIÓN

1.5.2.1 Prótesis mecánicas



Imagen 28: Prótesis de gancho
Fuente: Catalogo de la salud

Son aquella que abren y cierran por tracción. Se utiliza un sistema de cables comandado por alguna de las articulaciones que posea, esto depende del nivel de amputación, puede ser activada por flexión del codo o una retracción a nivel de la escápula para quienes perdieron la articulación anterior en esta caso es necesario tener un arnés en para que sea posible la activación por retracción escapular.



Imagen 29: Prótesis
Fuente: Ortopedia García Ferriz

1.5.2.2 Prótesis mioeléctricas



Imagen 30: Prótesis biónica
Fuente: Psynic

También conocida como prótesis biónicas, se utilizan potenciales eléctricos que son detectados en la superficie de la piel cuando el músculo del muñón se contrae, estos potenciales son detectados por electrodos que amplifican y envían señales de control a la prótesis para que realice una acción determinada. Este tipo elimina el arnés como método de sujeción. Debido a que usa baterías y motores su peso aumenta en comparación a prótesis activadas de forma mecánica.

Las prótesis mioeléctricas son las que en la actualidad entregan mayor funcionalidad al usuario ya que posee articulaciones funcionales que permiten mover el antebrazo, mano y/o dedos según sea el caso. Todo esto posibilita que se puedan realizar múltiples tipos de agarre.

1.5.2.3 Prótesis híbridas



Imagen 31: Prótesis biónica
Fuente: Ottobock

Es una combinación entre prótesis mecánicas y mioeléctricas. Se utiliza la tecnología de las prótesis biónicas para

articulaciones específicas por ejemplo de la mano pero usan el accionamiento mecánico para otros movimientos pasivos como el del codo.

1.6 PARTES DE UNA PRÓTESIS

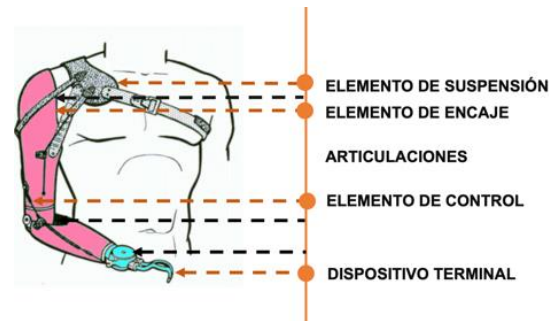


Imagen 32: Partes de una prótesis
Fuente: Elaboración propia

A modo general las prótesis de miembro superior están compuestas por:

El elemento de suspensión que es la forma mediante la prótesis se sujeta al cuerpo puede ser mediante un arnés o un Cuff que es un elemento que abraza en antebrazo; el encaje o socket que es la unión entre la prótesis pero entre ellas se utiliza un liner que es un forro protector para el muñón,

este genera vacío entre la extremidad y el socket con la finalidad de prevenir heridas por el roce y proteger ; las articulaciones que va a depender del nivel de amputación puede ser muñeca, codo y/o hombro; los elementos de control que puede ser mediante cables tensores o sensores mioeléctrico y finalmente la unidad que es el terminal, puede ser un garfio, una mano cosmética y otro tipo de terminal funcional.

1.7 DISPOSITIVOS TERMINALES

Las prótesis de miembro superior más económicas son las cosméticas ya que no son funcionales, seguidas por las mecánicas y posteriormente por una suma bastante más alta se puede acceder a una prótesis mioeléctricas.

Dentro de las prótesis mecánicas de miembro superior se destacan dos principales terminales que son los que le dan funcionalidad a la prótesis.

1.7.1 TERMINAL DE GANCHO:



Imagen 31: Prótesis de gancho
Fuente: Ottobock

Este tipo de terminación se llama de gancho por la forma que tiene. Es de apertura voluntaria ya que se activa con determinado movimiento, esto permite sostener un objeto mientras se realizan otros tipos de movimientos, por ejemplo de flexión y extensión del brazo. Esta terminación se compone de dos ganchos metálicos que están unidos por una banda elástica la cual se puede cambiar de forma manual según la presión que se quiera ejercer. Sirve para

tomar elementos de diversos tamaños incluso una aguja. Su accionamiento es mediante abducción escapular que logra abrir los ganchos para agarrar algún elemento y al relajar el músculo los ganchos se cierran gracias a la banda elástica, quedando el elemento sujeto. Para soltarlo es necesario realizar nuevamente retracción escapular para abrir los ganchos.

Existen una oferta de diversos tipos de prótesis de gancho, algunos permiten girar los ganchos y cambiar el ángulo en el que apuntan. Las bandas elásticas que unen los ganchos son quienes determinan la cantidad de presión que se puede ejercer en un objeto por lo que es la tensión de la banda elástica quien determinará que elementos se pueden tomar, ya que no se necesita ejercer la misma fuerza para tomar un huevo, que es un elemento frágil, a tomar un elemento que sea más pesado que requiere más fuerza para poder sujetarlo.

1.7.2 TERMINAL MECÁNICO



Imagen 31: Terminal mecánico
Fuente: Ottobock

Este tipo de terminación estéticamente simula una mano, su accionamiento es similar al de las de gancho sin embargo no tiene la misma funcionalidad. El mecanismo está recubierto por una mano cosmética que posee cinco dedos de los cuales solo tres son funcionales. En este caso el dedo pulgar se encuentra en oposición al dedo índice y medio, esto permite generar pinza con los dedos involucrados. Pero pierde precisión, por lo que no se pueden tomar elementos pequeños como una aguja ya que como las prótesis no tienen tacto, usan la visión para ser conscientes del elemento que están

tomando. Por lo tanto al ser la mano mecánica tan robusta, el usuario pierde visibilidad del elemento que desea tomar. Además este tipo de agarre no permite sujetar elementos pesados. Por lo que se puede decir que este tipo es más estética que funcional.

Basado en el análisis de ambos tipos de terminaciones es que las opciones permiten decidir sobre la estética y la funcionalidad como elementos excluyentes.

Existen muchos tipos de terminales y prótesis desde las que no son funcionales hasta las que permiten tomar elementos muy pequeños con tecnología de vanguardia como las biónicas, Entonces ¿Por qué querer trabajar en el desarrollo de una prótesis mecánica impresa en 3D?

1.8 CONTEXTO SOCIAL

Un punto muy importante es el rol que cumple la sociedad para una persona que

tiene una amputación, para ser más específicos: para aquellas personas que han sufrido una amputación traumática. La persona de un momento a otro pierde una parte de su cuerpo, el brazo y/o la mano pero realmente pierde mucho más que eso.

Comenzado por el dolor físico que se le puede llamar efímero versus el largo proceso que queda posterior a este. El impacto a nivel emocional es uno de los más importantes, pasar de ser una persona independiente, realizar diversas actividades a tener que aprender a realizar todo desde cero y buscar alternativas. En este punto es de vital importancia del trabajo de un equipo multidisciplinario que esté compuesto por psicólogos, kinesiólogos, terapeutas ocupacionales, además del equipo médico y protesistas ortopedistas con la finalidad de generar una rehabilitación integral. Sin embargo todo esto involucra recursos monetarios.

1.9 REHABILITACIÓN

La rehabilitación se define como un conjunto de intervenciones encaminadas a optimizar el funcionamiento y reducir la discapacidad en personas con afecciones de salud en la interacción con su entorno (OMS, 2021)

La rehabilitación para personas amputadas consiste en ejercicios de preparación física y para estirar articulaciones. También busca fortalecer las articulaciones del brazo. Además de lo anterior el usuario al momento de acceder a su prótesis requiere de ejercicios de rehabilitación para aprender a ocuparla.

Los servicios de rehabilitación pueden estimular el crecimiento económico al hacer factible una fuerza de trabajo más productiva, abrir mercados y crear oportunidades laborales en la producción de componentes y la prestación de servicios ortoprotésicos. Por consiguiente, son una

inversión económica importante. (OMS, 2017)

Al realizar una entrega de un servicio de forma íntegra se mejora la funcionalidad en personas que poseen deficiencias físicas o tienen limitaciones funcionales, ya que permite que se mantengan activas como personas, brindándoles independencia, lo que conlleva a hacerse partícipe de la sociedad. Es por esto que se realiza un proceso desde antes del uso de la prótesis puesto que debe aprender a usar y reconocer este nuevo elemento externo.

Un equipo multidisciplinario realiza una fase preprotésica la que consta de Preparación del muñón, su endurecimiento y desensibilización, vendajes compresivos y el fortalecimiento de la musculatura residual, una readecuación de las actividades de la vida diaria adaptadas y abordar el síndrome del miembro fantasma.

El síndrome del miembro fantasma es el dolor de la extremidad aunque esta ya no esté físicamente. El 95% de los pacientes amputados reportan experimentar dolor en las primeras semanas posteriores a la amputación, el dolor en el miembro fantasma se presenta hasta en 79.9% de estos pacientes, una gran proporción reportan un dolor de intensidad severa, incluso después de un año de la amputación (Dillingham, 2002). Es necesario tratar este dolor puesto que puede perdurar en los años y se debe aprender a controlarlo.

Posteriormente en conjunto al equipo multidisciplinario se debe identificar la prótesis adecuada a las necesidades y las características del usuario. Ya definido un médico traumatólogo o fisiatra deben indicar la prótesis adecuada para que esta sea fabricada. Una vez finalizado este proceso, se da inicio a la fase protésica.

El primer paso de esta fase consiste en tomar las medidas del miembro residual ya que estas son únicas para cada usuario. Posterior a esto comienza un proceso de moldaje en donde se toma el molde de la extremidad que recibirá la prótesis para luego ser llenada y obtener una réplica de la extremidad en yeso o cemento. Esta será usada como guía para formar la prótesis que se hará a partir de plásticos termoformables, de esta manera es posible fabricar una prótesis a medida del usuario en cuestión

Finalizado el proceso de fabricación de la prótesis y es entregada, el usuario debe pasar por un proceso de adaptación y además aprender estrategias de colocación y retirada de la prótesis. Junto a esto se le debe enseñar al usuario los cuidados que debe tener con el muñón para evitar lesiones y daños a la prótesis. Luego de esto se da inicio al entrenamiento de uso de la

prótesis y el cómo realizar actividades de la vida diaria con el nuevo miembro protésico.

De forma paralela se recomienda llevar un tratamiento psicológico por las implicancias que conlleva una amputación, si bien en cada persona es distinto el impacto a nivel físico, social y familiar, existen sentimientos de rechazo con actitudes negativas y una postura de inferioridad ante otras personas por la autopercepción de una nueva imagen corporal que conlleva la pérdida de autonomía en los roles sociales, educativos, laborales.

La prótesis favorece la autonomía, confianza en los usuarios y lo reincorpora a su rutina. Es por esta misma razón que se resalta la importancia de contar con un equipo multidisciplinario y la elección de una prótesis adecuada por el impacto que la amputación genera en el usuario.

1.10 ACCESO A PRÓTESIS

En Chile en caso de tener un accidente que implique la pérdida de una extremidad existen ciertas instituciones que pueden verse involucradas en el proceso de rehabilitación de las personas. Cómo lo son las mutualidades, que en Chile son tres las existentes. Este corresponde a un seguro para los trabajadores de una empresa que según la Ley 16.744 cubre las lesiones a causa o con ocasión del trabajo que cause incapacidad o muerte. En este caso también cubre las lesiones ocurridas en los trayectos del domicilio hasta el lugar de trabajo.

Por otra parte también existe la Teletón que es una institución reconocida a nivel nacional e internacional por rehabilitar a niños y jóvenes para fomentar y desarrollar sus habilidades de tal forma de que se integren a la sociedad. Se puede acceder mediante una consulta con un fisiatra donde se le realiza una evaluación integral para determinar el plan de tratamiento y una vez que el niño o joven es rehabilitado, es dado

de alta. Por lo que la Teletón no es una ayuda permanente durante toda la vida de una persona en situación de discapacidad. Todo el servicio ofrecido por Teletón no tiene un costo asociado en ningún ámbito, si se necesita de una prótesis se la entregarán sin tener que pagar por ella. El problema es que existen limitaciones para acceder a Teletón ya que tiene una edad máxima. Se admite jóvenes de hasta 20 años cuando poseen una discapacidad de origen congénito y hasta 24 años cuando la discapacidad es adquirida.

También una opción de costear una prótesis es tener un seguro, sin embargo estos son opcionales por lo tanto no todos recurren a ellos de forma preventiva.

Por lo tanto si una persona mayor de 24 años sufre un accidente fuera de horario laboral y no tiene seguros, tiene dos opciones; costear todo de forma particular o recurrir al servicio público.

Como es sabido, el servicio público tiene largas horas de espera. Si bien el proceso de atención con los especialistas podría ser más rápida, el acceso a la prótesis es un proceso que podría tardar varios años y costearla de forma particular significa cifras millonarias, si bien no puede entregar una suma exacta debido a que según lo investigado y consultado, todas las prótesis al ser hechas a medida tienen precios distintos y el valor se entrega solamente posterior a una evaluación. Esto mismo sucede con las prótesis biónicas, la información proporcionada por fabricantes de prótesis es que estas pueden llegar a costar al menos cinco veces más que una mecánica pero no se pudo tener acceso a un rango de precio.

Entonces, qué sucede con aquellas personas que no tienen como pagar estas grandes sumas de dinero para poder obtener una prótesis que literalmente busca

reemplazar una parte del cuerpo perdida y con ello un cierto grado de funcionalidad.

Es por esto que es necesario entregar una alternativa a todas esas personas, ya que la mano es un miembro funcional muy importante y que cumple un rol fundamental en la vida de una persona. Aquí es cuando la fabricación digital y la impresión 3D juegan un rol importante ya que brindan la oportunidad de poder fabricar una infinidad de cosas a costos muy bajos, lo que también permite realizar pruebas rápidas de muchos mecanismos. Esto abre la posibilidad de probar diversas alternativas y entregar una solución accesible.

1.11 ADL's: Activities of daily living

Inicialmente la prótesis tienen como finalidad apoyar a la realización en actividades de la vida diaria (ADL por sus siglas en inglés). Estas últimas se clasifican en dos categorías:

Las elementales que son la habilidades requeridas para realizar las necesidades físicas básicas que incluyen actividades de autocuidado y las instrumentales que se refiera a actividades complejas relacionadas con el vivir de forma independiente en la entorno (Edemekong, 2017)

Dentro de las elementales se considera la alimentación, la higiene personal, el vestirse y desplazarse. Mientras que las instrumentales hacen referencia a actividades como realizar tareas domésticas, transportarse, comunicarse y medicarse

El término actividades de la vida diaria incluye también la consideración de las tareas concretas y su relación con el sujeto, con el contexto y entorno donde toman lugar y con su importancia en la construcción y mantenimiento de la identidad personal y satisfacción de los roles y obligaciones de cada individuo. (Ayuso, 2007)

CAPÍTULO 02

PRÓTESIS 3D

CAPÍTULO 02

PRÓTESIS 3D |

En Diciembre del año 2012, un carpintero llamado Richard Van Ad en Sudáfrica, junto a un experto en efectos especiales Iván Owen de Estados Unidos comenzaron a trabajar a distancia para desarrollar lo que sería la primera prótesis 3D. Nace desde la necesidad de elaborar una prótesis ya que Richard perdió cuatro de sus dedos de su mano derecha trabajando con una sierra eléctrica por lo que debió ingeniárselas para buscar un reemplazo a la funcionalidad que cumplían, en dónde mediante internet conoció a Owen que creó una prótesis a partir de barras de aluminio, plástico termoformado, hilos de pescar y tornillos, se creó por primera vez un modelo de prótesis 3D ya que replicar la prótesis era complejo por la cantidad de materiales que ocupaba. Esta primera prótesis impresa en 3D fue entregada a Liam, un niño de 5 años de Sudáfrica que nació con un Síndrome de bandas amnióticas que provocó que no tenga dedos en la mano derecha.



Imagen 32: Liam con la primera prótesis 3D
Fuente: e-Nable

Debido a que si esta prótesis impresa en 3D pudo ayudar a una persona, potencialmente podría ayudar a muchos más. Por esta razón es que los planos fueron liberados en Enero del 2013 como un archivo de código abierto para que cualquier persona que tenga acceso a una impresora 3D en cualquier lugar del mundo, pueda imprimirla y hacer uso de esta. Posterior a esto se crea

la comunidad e-NABLE Google Plus, la cual comenzó a mejorar y crear nuevos diseños, llegando cada vez a más países y beneficiarios.

Esta comunidad presenta soluciones para persona con amputación parcial de mano con movilidad de muñeca y también para quienes tienen amputación transradial con movilidad de la articulación del codo.

Este simple hito de liberar los planos del modelo 3D de una prótesis creó una comunidad imparable de personas de todas las áreas con las ganas de desarrollar prótesis de distintos tipos e ir las mejorando constantemente sin querer lucrar con ellas. El tener acceso a una prótesis a un costo bajo en comparación a prótesis comerciales, es un excelente punto de partida para comenzar la rehabilitación y volver a realizar las actividades que hacían antes. Si bien este tipo de prótesis no superan a las prótesis mecánicas ni biónica en cuanto a

funcionalidad, son una excelente alternativa para las personas que no tienen acceso a ninguna. También sirve como un primer acercamiento a la vida con una prótesis ya que permiten desarrollar funciones básicas que antes no se podían realizar.

Dentro de esta comunidad existen varios modelos aprobados pero estos no sirven para cualquier persona. Al igual que en las prótesis comerciales, hay un modelo recomendado para el tipo de amputación ya que tienen mecanismo o articulaciones que permiten el accionamiento mecánico de las prótesis, por lo tanto esto va a depender del nivel de amputación que posea.

De acuerdo a lo revisado con anterioridad de los tipos de amputaciones y los movimientos que implica perder cada articulación es que se decide continuar el desarrollo de esta prótesis para personas con amputación transradial. Esta deja el miembro residual por debajo del codo, por lo tanto esta

articulación al tener movimiento, permitiría el accionamiento de la prótesis por flexión y extensión.

Para las prótesis utilizadas en amputaciones a nivel de antebrazo, en general la funcionalidad de la prótesis disminuye en relación directa a la longitud del muñón, ya que el brazo de palanca para la flexo-extensión del codo depende de su longitud ósea. Debe elegirse el encaje que conserve, en lo posible, la pronosupinación residual si es funcional. (Consejo interterritorial del sistema nacional de salud, 2003)

2.1 MODELO EXISTENTE

Según las recomendaciones entregadas en el hub de e-Nable, aquellas personas que no posean suficiente miembro residual para accionar la prótesis mueve por flexión de la muñeca, deberán utilizar una prótesis accionada por el codo al igual que quienes tengan una amputación bajo el codo con este último funcional. En estos casos se

recomienda el uso de la prótesis llamada UnLimbited Arm.

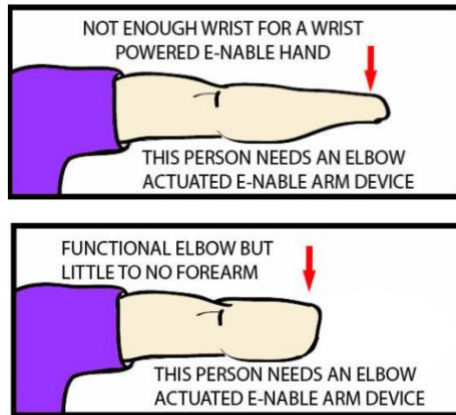


Imagen 33: Requerimientos para prótesis UnLimbited
Fuente: e-Nable

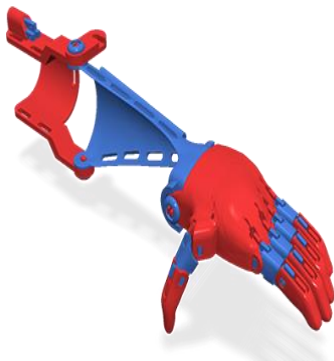


Imagen 34: Prótesis UnLimbited Arm
Fuente: e-Nable

UnLimbited Arm es una prótesis para aquellas personas con amputación transradial, por lo que no tienen una muñeca funcional. En este caso es el codo la articulación quien al flectar, acciona los cables tensores conectados sobre la zona del codo hasta los dedos de la prótesis y permite que la mano se cierre, mientras que al extender, la mano se abre. Es por esto que es necesario que cuente parcialmente con su antebrazo. Este modelo está disponible en hub e-Nable en donde se puede acceder a todo lo necesario para poder armar la prótesis sin tener conocimientos sobre el tema. Cuenta con los archivos en formato STL editables, estos corresponden a los modelos 3D, son editables en cuanto a medidas ya que al ser prótesis, es necesario tener un calce justo de acuerdo a la realidad de cada persona. También cuentan con videotutoriales donde muestran como ensamblar la prótesis una vez impresa y cómo conectar los cables tensores. Además existe una página que

permite previsualizar y personalizar la prótesis de colores, esto es solo para efectos de tener una idea de cómo quedará la combinación de colores al escoger los filamentos al momento de imprimir.

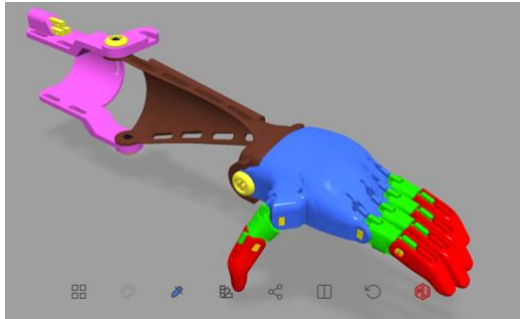


Imagen 35: Prótesis UnLimbited Arm customizada
Fuente: Elaboración propia

La prótesis propiamente tal cuenta con 7 conjunto de partes.

El primer conjunto corresponde a los dedos que están representados con color rojo. El segundo corresponde a las falanges en color verde. La tercera parte contiene una sola pieza correspondiente a la palma mostrada en azul, la cuarta parte corresponde al antebrazo expuesto en color café que conecta con la quinta parte llamada

Cuff que es la que va en el brazo por sobre el codo y está representada con color rosado. Finalmente el último conjunto contiene los pines que tienen como propósito unir todas las piezas unas con otras y están representadas en amarillo. Estas se utilizan para unir los dedos con las falanges, estas últimas con la palma y esta a su vez con el antebrazo para finalmente unirse con el Cuff. Cabe destacar que existe una séptima parte que corresponde al negativo del Cuff que sirve para moldearlo. Al igual que el antebrazo, el Cuff se imprime de forma plana y luego se deben termo formar. Sin embargo este no es del todo necesario ya que basta con tener un cilindro de guía y hacer calzar las conexiones.

El archivo normalmente se encuentra en la página Thingiverse que es un portal donde se encuentran una infinidad de modelos 3D, pero por un problema de la página que permite editar las medidas, es que se ha tenido que sacar de esta plataforma

recientemente. Actualmente el método que se debe usar es un archivo en formato en OpenSCAD que es un software CAD, gratuito, que permite realizar modelos 3D mediante lenguaje de programación. Si bien el uso de este software está recomendado para personas que sepan de programación, dentro del hub de e-Nable existe un video tutorial donde se explica que parámetros deben ajustarse para poder obtener el modelo STL adecuado para el usuario.

Como no existe un tamaño universal y todos los muñones son distintos, primero se deben tomar medidas al futuro usuario de la prótesis desde el brazo no amputado para que la prótesis impresa en 3D quede de un tamaño lo más similar posible y ajustados a su extremidad para mayor comodidad. Las medidas que se deben tomar son las siguientes:

La primera medida (C) se toma desde la muñeca hasta la punta del dedo más largo. La segunda (B) se toma desde la muñeca hasta el pliegue interior del codo. La última medida (A) que se debe tomar es del perímetro de la circunferencia de la parte superior del brazo amputado (por sobre el codo).

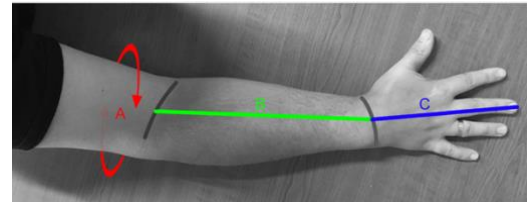


Imagen 36: Toma de medidas UnLimbited Arm
Fuente: e-Nable

Posterior a la toma de medidas se debe dirigir a la página que permite modificar el modelo de prótesis y que entrega un archivo STL.

En esta página se debe seleccionar si la prótesis es para brazo derecho o izquierdo, posteriormente hay que aplicar las medidas tomadas anteriormente, además tiene dos opciones que se recomienda mantener por

defecto. Este tipo de parametrización permite cambiar las medidas de la prótesis a imprimir sin alterar toda la forma ya que no la escala de forma uniforme, sino que cambia solo los parámetros seleccionados dejando constante todas las conexiones que deben ir unidas con otras piezas. Al finalizar se entregará automáticamente un archivo personalizado, el cual una vez descargado ya se puede imprimir.

parameters

Part - Preview Each Part

Forearm Only

Left Right - Choose Left or Right Arm

Left

Hand Len - Wrist Joint to Pin Bolt (mm)

165

Forearm Len - Wrist Joint to Pin Bolt (mm)

215

Bicep Circum - Bicep Circumference (mm)

200

Cuff Length - Cuff Support Length (mm)

70

Pin Hole Dia - Tension Pin Bolt Diameter (mm)

3

Imagen 37: Página modificadora de parámetros
Fuente: e-Nable

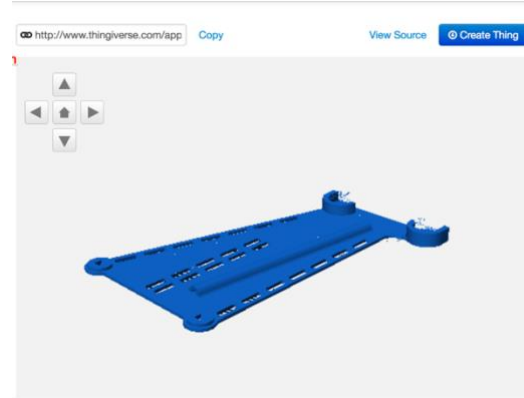


Imagen 38: Previsualización de prótesis
Fuente: e-Nable

Como se mencionaba anteriormente, esta página ya no se encuentra disponible por motivos externos, sin embargo se encuentran trabajando para volver a ponerla en funcionamiento. De forma provisoria se encuentran los archivos disponibles en formato OpenSCAD, lo que implica descargar el programa e instalarlo. En cuanto al funcionamiento es bastante similar para personalizar el tamaño.

Se debe primero abrir el archivo .scad que se puede descargar desde e-Nable, luego

se debe seleccionar la parte de la prótesis que se quiere modificar y si es del brazo izquierdo o derecho. Luego se deben colocar los mismos parámetros de las medidas tomadas anteriormente. En este caso se recomienda igualmente mantener los últimos dos parámetros por defecto.

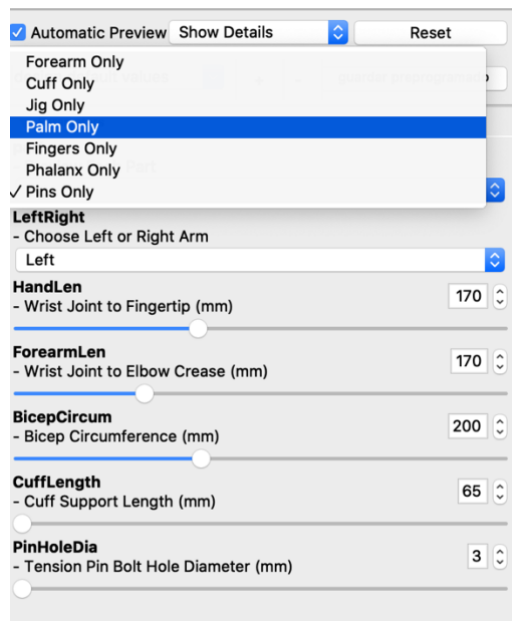


Imagen 39: Modificador de parámetros en OpenSCAD
Fuente: Elaboración propia

Posteriormente a esto primero se debe renderizar la parte que seleccionamos lo cual puede tardar varios minutos y luego recién poder exportar el archivo STL. Este paso se debe repetir para cada una de las partes de la prótesis para obtener todos los archivos y posteriormente poder imprimir.

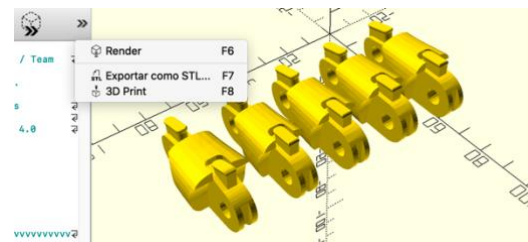


Imagen 40: Interfaz OpenSCAD
Fuente: Elaboración propia

Los parámetros de impresión recomendados son altura de capa de 0.2 mm y el relleno honeycomb a un 35% no es necesario el uso de raft pero para la palma como para el Cuff necesitan 74 soporte. Se recomienda imprimir las piezas en PLA para facilitar el termoformado de las piezas que lo requieren.

Una vez que se imprimen todas las piezas es necesario ensamblarlas, para esto también existen videos explicativos del paso a paso de cómo se deben armar y las herramientas y materiales que se van a necesitar. A pesar de que la estructura general es impresa en PLA, se deben utilizar materiales como hilos de pescar al igual que tornillos y elásticos para hacer funcionar los mecanismos de la prótesis. También se necesitará de una fuente grande con agua hirviendo donde entre la parte del Cuff y antebrazo para poder termo formarlas. Este paso puede hacerse con una pistola de calor sin embargo no es el método recomendado ya que al emitir más calor del necesario puede llegar a dañar la prótesis.

2.2 FUNCIONAMIENTO

2.2.1 ACCIONAMIENTO

Para que la prótesis pueda ser realmente un apoyo beneficioso para el usuario, es que deben ser funcionales. Para esto se usa un

sistema de accionamiento que a partir de un movimiento realizado por el usuario, pueda realizar una acción.

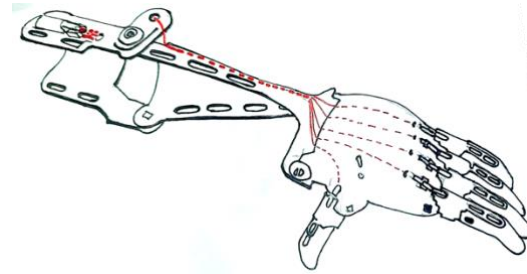


Imagen 41: Sistema de tensores UnLimbited Arm
Fuente: Elaboración propia

En el caso de la UnLimbited Arm la forma de accionamiento es mediante cables tensores que conectan desde la puntas de los dedos, pasando por las falanges, palma, antebrazo hasta llegar al Cuff donde hay tres conectores. Los cables tensores se conectan de a pares, el primer cable se conecta desde la punta del dedo índice llegando hasta la sujeción del Cuff, devolviéndose al dedo medio. Lo mismo para el par anular y meñique. El dedo pulgar se conecta de forma independiente. Este tipo de conexión sumado a que los hilos

tensores pasan por dentro de las partes impresas en 3d por canales especialmente diseñados para ello, es que permite que cuando el usuario flexione su codo, los dedos de la mano se cierren.



Imagen 42: Mano abierta por extensión de codo
Fuente: Elaboración propia



Imagen 43: Mano cerrada por flexión de codo
Fuente: Elaboración propia

Este es el único movimiento que permite la prótesis UnLimbited Arm, el abrir y cerrar los dedos de la mano es lo que hace esta prótesis funcional y gracias a eso puede manipular objetos. Ahora, esto mismo tiene ciertas limitantes en cuanto al tipo de objeto que se puede tomar

2.3 VENTAJAS

Una de las mayores ventajas que tienen las prótesis impresas en 3D que son mecánicas, es el bajo costo de fabricación en comparación a las que normalmente se comercializan ya que estas usan materiales como el polipropileno y polietileno los cuales deben ser pedidos al extranjero y por lo mismo los costos son muy altos. En cambio al ser impresas en PLA, su costo se reduce drásticamente. El PLA o ácido poliláctico que es un bioplástico derivado del maíz que es comercializado a nivel nacional y por un costo promedio de \$20.000 CLP el kilo. Este material se consigue en bobinas de 1 [kg] y está disponible en una infinidad de colores,

con efectos metalizados, matte, incluso hay combinaciones con partículas de cobre.



Imagen 43: Polipropileno y polietileno
Fuente: Elaboración propia



Imagen 43: Filamento PLA
Fuente: 3DNatives

Otras de las ventajas de la prótesis impresas en 3D es que al haber tanta variedad de colores para imprimir, esto permite que se

personalicen al gusto del usuario, pudiendo ser del color de su piel para personas que así lo deseen o incluso caracterizarla como el superhéroe o caricatura favorita.



Imagen 43: Prótesis 3D color piel
Fuente: 3DNatives



Imagen 43: Prótesis 3D Ironman
Fuente: Thingiverse

Este punto es el que mayor impacto tiene a nivel emocional para el usuario ya que, el verse diferente con una prótesis impresa en 3D, se convierte en un motivo de orgullo y esto también le brinda confianza. Sobre todo en niños que el tener una prótesis de su superhéroe favorito, los motiva a usarla y lucirla con orgullo puesto que ante sus amigos esto es novedoso pero desde un punto de vista bueno.

2.4 DESVENTAJAS

Su principal desventaja es la limitación de acciones que se pueden con ella, ya que como se describió en el accionamiento, la prótesis permite solamente el movimiento de abrir y cerrar la mano correspondiente a una prensa palmar con la totalidad de la mano y una prensa palmar cilíndrica. No permite ningún tipo de prensa que involucre combinación de dedos, ni pinzas de precisión. Dentro de las pruebas realizadas con este modelo, los elementos más pequeños que se pueden tomar son legos,

los cuales tienen una forma regular. Puede tomar objetos de un diámetro mayor a 5 [cm], esferas de este mismo diámetro, las formas irregulares ya desafían la funcionalidad de esta prótesis al igual que objetos pesados o delicados. Si bien dice que puede soportar hasta 1 [kg], la realidad está bastante alejada.

Se realizaron pruebas para comprobar la efectividad del sistema de agarre para lo cual se puso en una botella, que es un elemento que puede tomar sin problemas, peso de 50[g] en 50 [g]

Esta fue capaz de soportar hasta 100[g] por un periodo de 10 segundos sin embargo no fue capaz de tomar 150 [g] por más de 3[s] Este es un indicador de la funcionalidad y las limitantes que tiene. Ya que cualquiera elemento mayor a este peso no podrá resistirlo.



Imagen 45: prótesis tomando 50[g] a la izquierda y 100[g] a la derecha
Fuente: Elaboración propia

La segunda prueba realizada es para elementos de diámetro menor a una botella. En este caso se probó con elementos de diferentes diámetros, siendo 23[mm] el menor diámetro que pudo tomar.

La fuerza transmitida a la mano mediante los cables tensores a partir del accionamiento de la flexión del codo, no es capaz de tomar

objetos menores a 23 [mm] de diámetro ni pesados mayores a 100 [g]

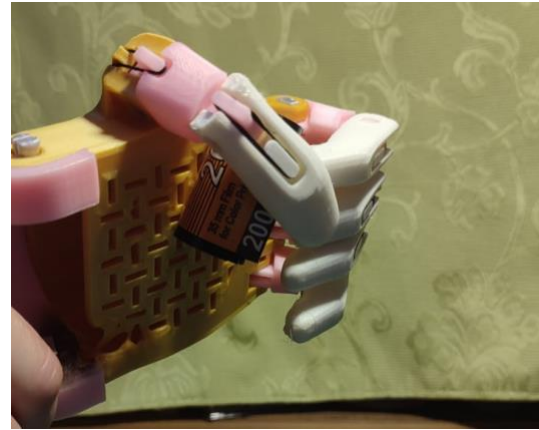


Imagen 45: prótesis tomando elemento de 23[mm] diámetro
Fuente: Elaboración propia

Por otro lado también se considera una desventaja la posición fija que tiene ya que queda conectada a la extremidad residual sin posibilidad de cambiar el ángulo con el que queda la mano con respecto a las cosas. Se debe considerar que no siempre las cosas que el usuario desee tomar van a estar de forma perpendicular a la mano, el

querer tomar un objeto en otra posición obligará al usuario a flexionar su codo en una posición no habitual lo que pudiendo llegar a ser incómodo. En el caso de querer tomar elementos que estén a ras de la superficie hará que la persona deba elevar su codo por sobre lo habitual.



Imagen 45: Movimiento de hombro
Fuente: Fundación prótesis 3D

Se considera también una desventaja el hecho de que necesario añadir elementos de silicona, estos elementos los venden como parte del kit para ensamblar que ofrece e-Nable, no obstante en muchos lugares no tienen acceso a ellos por lo tanto se trabaja con silicona caliente elaborando texturas tanto en las punta de la prótesis

como en parte de la palma. Esto con la finalidad que la prótesis tenga un mejor agarre, sin esto la mayoría de los objetos se deslizarían y caerían. Se podría decir que la prótesis no es funcional con cualquier tipo de material porque a pesar de poner silicona, en muchos casos no es suficiente.



Imagen 46: Dedales de silicona
Fuente: 3Dsourced

Una vez realizado el análisis a la prótesis actual es posible continuar y para esto es necesario utilizar una metodología que vaya guiando el proceso creativo.

CAPÍTULO 03

METODOLOGÍA

CAPÍTULO 03

METODOLOGÍA |

La innovación debe tomar en cuenta la conducta, las necesidades y las preferencias humanas (Brown, 2008). Para el buen desarrollo de un producto es necesario conocer al usuario de este, de tal manera de que el desarrollo de la solución se base en sus necesidades y requerimientos.

La metodología utilizada para el desarrollo de este proyecto fue mediante Design thinking o pensamiento de diseño en español que se utiliza para elaborar soluciones basado en usuario ya que es importante que estas ideas sean factibles,

viables y deseada por la gente (Black et al., 2019)

Esta metodología propone 5 etapas que deben realizarse con la finalidad de guiar y organizar todo el proceso de diseño.

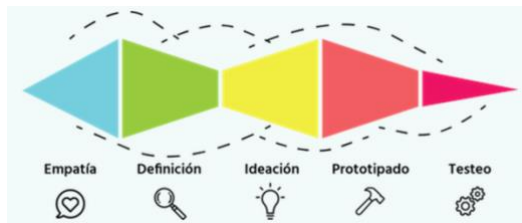


Imagen 53: Etapas Design thinking
Fuente: Design thinking en español

El proceso para el desarrollo de una solución no es un proceso lineal, sino que es iterativo, de esta forma es posible enfrentarse a problemas de mayor complejidad.

La primera fase corresponde a la empatía, uno de los más importantes porque hay que ponerse en el lugar del usuario, se debe comprender y descubrir sus necesidades.

Una vez definidas las necesidades y requerimientos del usuario, se pasa a la fase de definición donde se debe priorizar la información recopilada quedando solamente con la que aporte valor, por consiguiente el desarrollo de la solución tomará un rumbo.

La tercera etapa corresponde a la fase de ideación en donde se deben generar múltiples opciones, crear diversas alternativas sin limitarse.

Ya en la cuarta etapa que corresponde a la fase de prototipado es donde las ideas aterrizan a la realidad, aquí se visualizan nuevos problemas a enfrentar que no se consideraron en la etapa anterior por lo que es necesario realizar mejoras hasta llegar a un resultado óptimo.

Finalmente la fase de testeo es cuando se prueba el prototipo realizado con los usuarios. Es cuando se pone a prueba que todo el trabajo realizado ha sido fructífero o

no, aquí se pueden identificar fallos o deficiencias para poder buscar mejoras y llegar a una solución final.

Para cada una de estas etapas existen diversas técnicas con las cuales se pueden trabajar que ayudan a guiar el proceso del Design Thinking y en esta primera etapa de empatizar se hace uso de distintas técnicas que permiten conocer al usuario de forma más íntegra como lo es el mapa de empatía y viaje del usuario. Además se han contactado 3 personas amputadas de miembro superior para una entrevista con la finalidad de conocer y constatar realmente sus necesidades y además los requerimientos asociados a la funcionalidad de la prótesis a modo de comprender en qué situaciones se hace necesario el uso de esta.

3.1 EMPATIZAR

Para poder definir un perfil del usuario con el cual se está trabajando y definir cuáles

son sus necesidades y requerimientos es que se aplicaron diversas técnicas que ayudan a esta finalidad. La primera fue un mapa de empatía que es un recurso que sirve para posicionarse en el lugar del usuario y así diseñar un perfil. Se basa en los sentimientos, necesidades y deseos. Esto permite detectar problemas sin resolver o necesidades a satisfacer para posteriormente realizar ajustes en productos generando una propuesta de valor que permite diferenciarse de la competencia

También se realizó un journey map que describe el viaje del usuario desde el momento en que es amputado y por todos los procesos que debe pasar para poder llegar a rehabilitarse. Sirve para considerar todas las interacciones que tienen el usuario durante todo este proceso, ayudando a descubrir los problemas que pueda llegar a tener en el camino.

Otra herramienta utilizada fueron las entrevistas a usuarios de prótesis, esta información proveniente directamente del usuario en cuestión ayuda a esclarecer información y ayuda a visualizar posibles problemáticas no vistas anteriormente. Para esto se entrevistaron a tres personas amputadas, de las cuales dos de ellas utilizaron prótesis 3D en algún momento de sus vidas.

USUARIO



PERSONA CON AMPUTACIÓN DE EXTREMIDAD SUPERIOR

USUARIO DE PRÓTESIS

Imagen 54: Perfil usuario para entrevista
Fuente: Elaboración propia

Se sabe que vivir con una amputación suele ser un tema delicado y personal, por lo mismo se debió proteger la identidad de estas personas y se compartirá solamente la información transcrita. Para seguridad de los entrevistados, se compartió un comprobante de alumno memorista de la

Universidad, a modo de acreditar que toda la información recopilada será con fines investigativos y no será mal utilizada.

Cabe destacar que dentro del proceso de búsqueda de personas para las entrevista, se pudo visualizar muchas desconfianza por parte de las personas que cumplen con este perfil, en cuanto a que habían sido ilusionadas en varias ocasiones con poder acceder a una prótesis

La entrevista tiene como finalidad conocer que actividades son importantes de realizar para los usuarios y cuáles de estas se les dificulta por el uso de la prótesis e incluso si es o no necesaria el uso de esta para esa actividad en específico.

3.1.1 MAPA DE EMPATÍA

El mapa de empatía realizado se encuentra en el anexo 1. De este se pudo extraer que el usuario desea continuar con su vida, realizando actividades y su rutina. Que el

querer realizarlas y no poder genera frustración ya que no es una decisión.

3.1.2 MAPA DE VIAJE DEL USUARIO

El mapa de viaje del usuario se encuentra en el anexo 2 y este permitió conocer un largo proceso desde que la persona es amputada, que no es un proceso totalmente lineal sino que hay puntos donde es necesario retroceder pero que finalmente el usuario con su prótesis puede volver a desenvolverse dentro de la sociedad.

3.1.3 ENTREVISTAS

Para conocer de mejor forma las reales necesidades que tienen los usuarios de prótesis es que se han entrevistado 3 personas quienes han dado a conocer en qué circunstancias hacen uso de sus prótesis, sus principales ventajas y desventajas.

De los resultados se destacan el hecho que la prótesis son necesarias para las actividades de la vida diaria, sin embargo muchas de las veces es más fácil para el usuario no hacer uso de esta.

Hacen la distinción que la complejidad viene dada por ciertas acciones que son necesarias a la hora de realizar una determinada actividad. Son ciertas circunstancias en las cuales se ven limitado. Cuando es necesario el uso de ambas manos como por ejemplo al comer: el uso del cuchillo con una mano y el sujetar el alimento con un tenedor en la otra mano.

Dentro de las personas entrevistadas dos de ellos fueron usuarios de prótesis 3D en algún momento, pero actualmente ya no la usan. Han comentado que una de las mayores desventajas que tienen las prótesis impresas en 3D es su agarre ya que no permite sostener objetos por un tiempo razonable. Se refiere a que se puede

sostener el objeto por un instante pero luego este comienza a resbalar. Por otro lado el mecanismo usado y el movimiento que realiza de abrir y cerrar la mano, no permite al usuario realizar muchas acciones más allá que sujetar cosas livianas y trasladarlas a de un lugar a otro. No permite agarrar elementos más pequeños que un lego sin dificultad.

Otra de las desventajas en la que han coincidido es en que el muñón suda mucho por lo que genera incomodidad y al no estar bien ajustado el socket al muñón genera roce, por lo que es doloroso para el usuario. Cabe destacar que todos los entrevistados están de acuerdo en que la funcionalidad es más importante que la estética.

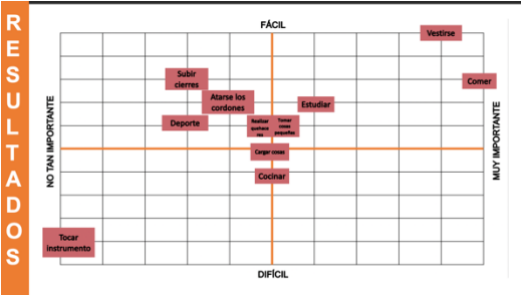


Imagen 55: Resultados entrevistas
Fuente: Elaboración propia

Las preguntas realizadas se encuentran en el anexo 3 y los resultados de las entrevistas se representan en una matriz que permite comparar las importancia versus la facilidad de realizar diversas actividades que se realizan en la vida diaria, para un mejor entendimiento por parte del usuario de las actividades de la vida diaria, es que estas se ejemplificaron con alguna específicas, sin embargo para los fines de esta investigación es que se pueden extrapolar a situaciones similares.

3.1.3 PERFIL DE USUARIO

Este permite conocer de forma más detallada al usuario. El perfil de usuario se encuentra en el anexo 4. Este usuario se define como una persona la cual no tiene acceso a una prótesis por lo cual desea tenerla y poder realizar su vida lo más normal posible.

3.1.4 PRIMER ENCUENTRO NACIONAL DE DIFERENCIA DE EXTREMIDADES

Una última instancia para conocer a fondo al usuario con el que se está trabajando que sirvió para comprender sus dolencias fue la participación en el Primer encuentro nacional de diferencia de extremidades, un encuentro de personas amputadas o con agenesia. Se llevó a cabo el día 16 de Octubre del 2021 en el parque inclusivo Maule ubicado en Talca. Este evento fue organizado por la fundación Amputado Sin Límites Chile



Imagen 56: Primer encuentro nacional de diferencia de extremidades

Fuente: Fundación Amputado Sin Límites Chile

Esta ocasión, si bien no tuvo una estructura propiamente tal, consistió en conversaciones fluidas dónde se tocaron temas de la importancia de una prótesis en su vida diaria, de las desventajas que estas poseen, los beneficios que les entregan. También, sin preguntarles, dieron a conocer que les gustaría que existiera. Algo en que todos estuvieron de acuerdo es que las prótesis biónicas debiesen ser accesibles, porque al ser las que mayor funcionalidad pueden entregar independencia en múltiples circunstancias. Lamentablemente esta realidad está alejada de muchos.

3.2 USUARIO

Basado en las herramientas utilizadas y las conclusiones extraídas mediante ellas, es que se define al usuario a quien va dirigida la prótesis como:

Un adulto, mayor de 24 años que haya sufrido una amputación transradial de una de sus extremidades superiores, que no tenga la posibilidad de acceder a una prótesis comercial.

El diagnóstico previo arroja que el usuario necesita desenvolverse en un ambiente social, educativo y laboral. Por lo anterior es que necesita de una prótesis cómoda al usarla por periodos prolongado de tiempo.

Se destaca la importancia de la funcionalidad por sobre la estética ya que tiene mayor relevancia el poder realizar distintas acciones que le permitan al usuario a desenvolverse.

Basado en las conclusiones obtenidas con las herramientas de diagnóstico aplicadas al usuario, es que el desarrollo de la prótesis se orienta a que el usuario pueda realizar sus actividades de la vida diaria del tipo instrumental, más específicamente las enfocadas en realizar tareas domésticas, esto debido a que los usuarios han aprendido a realizar las actividades elementales sin la intervención de una prótesis

3.3 DEFINIR

Siguiendo el lineamiento del Design thinking, el siguiente paso corresponde a filtrar la información para identificar las necesidades y problemas de los usuarios. Basado en el estudio al usuario, se ha determinado los siguientes requerimientos para una prótesis que le sea útil al usuario, estas están ordenadas según su relevancia

Mediante un mapa de mental (ver anexo 5) es que se puede ir esclareciendo de donde proviene el real problema que los aqueja. Es necesario preguntarse el porqué de todo, de esta manera se pueden llegar a las raíces. De la cual se pueden extraer posibles causas de los problemas que aquejan al usuario.

Basado en los resultados es que se definen 3 principales áreas de conflicto la primera y más importante es la funcionalidad:

Es necesario que la prótesis permita realizar al usuario más que variedad de actividades, una variedad de acciones. Que permita agarrar cosas pequeñas como una aguja pero también una botella, o sea, para precisión y para elementos grandes.

El segundo corresponde a la sujeción de objetos: El agarre no permite sostener objetos pesados, Es necesario que puedan

ser manipulados con seguridad y sin que estos se caigan.

Finalmente el socket; al ser la interfaz entre la prótesis y el muñón, debe ser ajustado a este de tal manera de no generar daños al realizar movimientos. La comodidad de este elemento es importante a la hora de hacer uso de la prótesis ya que en caso contrario se puede ver limitado su utilización por un transcurso de tiempo prolongado.

3.2.1 ANÁLISIS DE CONFLICTO

Si se hace un análisis más a fondo de los conflictos encontrados, podemos descubrir la razón por la cual se produce este problema. Es necesario poner a prueba la prótesis en cuestión para poder determinar sus falencias en cuanto a funcionalidad y encontrar el por qué no permite tomar elementos pequeños. Cabe destacar que se ha descartado el último conflicto por estar fuera del área de acción ya que esto requiere conocimientos avanzados que los

tiene un ortopedista protesista y necesariamente esta área debe hacerla alguien especializado ya que es el elemento que protegerá el miembro residual.

En este punto se analizará el funcionamiento del terminal de la prótesis: la mano.

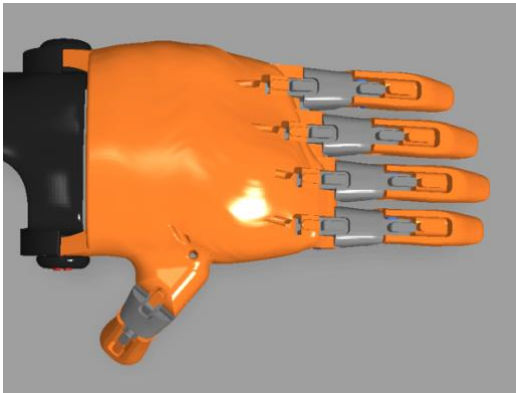


Imagen 57: Mano UnLimbited Arm
Fuente: e-Nable

Lo primero que se puede observar es la disposición de los dedos:

Los dedos índice, medio, anular y meñique se encuentran posicionados igual que en el

cuerpo humano, sin embargo la prótesis omite las falanges mediales como se observa en la imagen 59, la mano tiene tres falanges; proximal, medial y distal. En cambio la prótesis solo posee la proximal y la distal unida con la medial. En resumen tiene solo dos falanges.



Imagen 58: Huesos de la mano
Fuente: Gray anatomía para estudiantes

Anatomía de la Mano



Imagen 59: Nombre de los huesos de la mano
Fuente: Stanford Children's health

Otro punto que se observa es la disposición del dedo pulgar. Este se encuentra ubicado en una zona mucho más abajo pero dentro del mismo plano y rotado de tal manera que genera un ángulo obtuso con los otros dedos

Lo siguiente a analizar será el movimiento de la prótesis:

La configuración de los dedos y cómo están posicionados, permite que al accionar la

prótesis, mediante los cables tensores, puedan cerrarse. Cuando la mano queda completamente cerrada la punta de los cuatro dedos pueden tocar la palma mientras el pulgar queda por sobre ellos. Esto genera una mayor presión para poder sostener objetos.



Imagen 60: Vista lateral UnLimbited Arm cerrada
Fuente: Elaboración propia

El pulgar dónde está posicionado permite, cuando la mano se cierra, cruce la falange distal del dedo índice y medio como se muestra en la **imagen 61** pero si se observa la imagen 60 en la vista lateral, estas no alcanzan a tocarse del todo.



Imagen 61: Vista inferior UnLimbited Arm cerrada
Fuente: Elaboración propia

Durante ningún momento de la trayectoria que llevan los dedos, las puntas de ellos alcanzan a tocarse entre sí, esto quiere decir que la prótesis no permite realizar presiones de pinzas de precisión.



Imagen 61: Vista lateral UnLimbited Arm medio cerrar
Fuente: Elaboración propia

A modo de resumen, este tipo de prótesis solo permite presiones del tipo digitopalmar, para ser más específico la presión palmar con la totalidad de la palma y la presa cilíndrica.

Entendiendo que los tipos de presiones que se pueden realizar con la prótesis se deben a la disposición de los dedos, es que se puede definir a este como primera causa de uno de las problemáticas.

Continuando con el análisis, esta vez será de la prótesis en general, como conjunto y la interacción entre sus piezas.

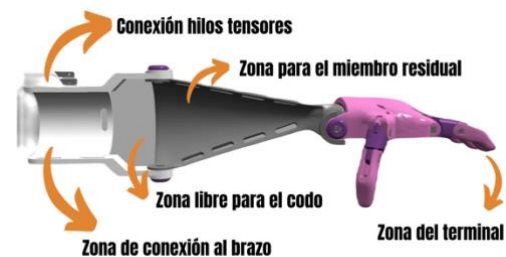


Imagen 62: Zonas de la UnLimbited
Fuente: Elaboración propia

Se puede identificar cuatro zonas en la prótesis que corresponde a la zona de la mano, que corresponde al terminal, la zona del antebrazo que es donde descansará el muñón y la zona del Cuff que es donde la prótesis se conecta con el brazo por sobre el codo. Otra zona identificada es el área entre la zona del miembro residual y la de la conexión al brazo, es zona está libre ya que es donde descansará el codo, este debe tener un espacio libre para poder flexionar y extenderse ya que es quien accionará el mecanismo.

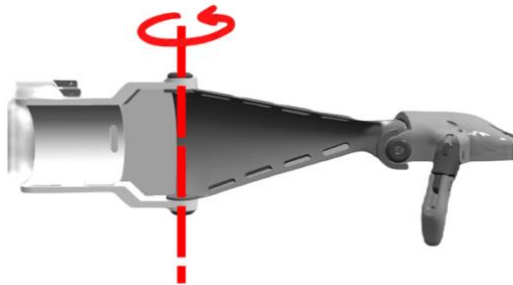


Imagen 63: Eje Cuff-antebrazo
Fuente: Elaboración propia

El primer eje se encuentra a nivel de conexión entre el Cuff y el antebrazo, este tiene un eje de giro que le permite al Cuff moverse en 90° con respecto al antebrazo.

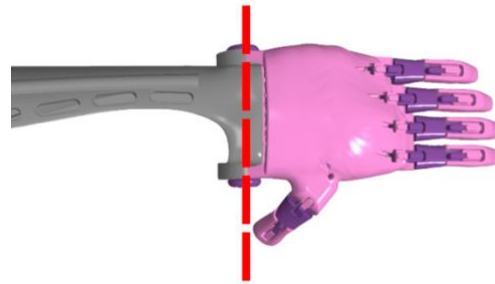


Imagen 64: Eje antebrazo-terminal
Fuente: Elaboración propia

El otro eje se encuentra perpendicular al anterior, este corresponde al eje que existe entre la conexión del antebrazo con el terminal y es fijo, por lo tanto la mano no se puede girar en ningún sentido y quedará siempre fija.

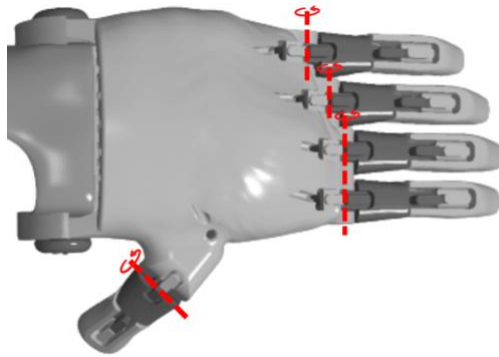


Imagen 65: Eje palma-falanges
Fuente: Elaboración propia

Entre la palma de la mano y las primeras falanges existen ejes de giro para cada uno de los dedos. El dedo índice con el medio se encuentran sobre el mismo eje mientras que el anular y meñique se encuentran desfasados. El eje del dedo pulgar se encuentra a 45° con respecto a los otros. Finalmente estos mismos ejes se replican para la unión entre la falange y los dedos, por lo tanto los ángulos son los mismos.

Esta disposición es la que produce que al cerrar la mano, el dedo pulgar solo alcance a cerrar los dedos índice y medio. Y que

también no se permita que la punta del dedo pulgar toque la punta de cualquier otro dedo. Esto provoca que no se pueda realizar ninguna tarea que implique tomar elementos de un diámetro 23 [mm] ya que no está diseñada para eso. Por lo tanto está limitada funcionalmente en el aspecto de la motricidad fina que requiere mayor precisión para tomar objetos pequeños.



Imagen 6: posición de la mano con respecto al codo
Fuente: Elaboración propia



Imagen 7: Posición de la mano con respecto al codo
Fuente: e-Nable

El último análisis realizado a nivel global, es el de la disposición de la prótesis con respecto al cuerpo. Esta al ser colocada en el usuario queda de forma perpendicular al eje que une el Cuff con el antebrazo. Esto hace que la palma de la mano quede perpendicular al suelo, por lo que facilita la toma de elementos que estén perpendicular a la superficie y que no estén a ras de esta. Es por esta razón que la prótesis permite tomar elementos como botellas como se muestra en la **imagen X** o pelotas, pero no pueda tomar un lápiz que está sobre la mesa.

En el caso de querer tomar elementos que esté a ras de la superficie implicaría que la persona debe girar su brazo y elevar su codo más de lo que una persona acostumbra. Este movimiento genera incomodidad, además solo permite tomar elementos medianos a grandes perpendiculares a la superficie.



Imagen 44: Movimiento de codo
Fuente: Fundación prótesis 3D

3.2.1 OPORTUNIDAD

Dado el contexto nacional, en donde hay quienes no tienen la posibilidad de acceder a prótesis que sean funcionales. la impresión 3D entrega la posibilidad de elaborar una alternativa económica, que sea

capaz de devolverle al usuario funcionalidad para poder realizar actividades de la vida diaria. Lo que genera un impacto a nivel personal y emocional en el usuario. Si bien la prótesis UnLimbited entrega esto, es hasta cierto grado. Por lo tanto es necesario re formular su diseño para aumentar su funcionalidad y que a su vez el usuario pueda realizar mayor cantidad de acciones durante sus actividades de la vida diaria.

Si bien no es considerada como una solución final que reemplace a la prótesis comerciales, si busca ser una alternativa previa que es necesaria para quienes aún no pueden optar a una solución mejor, desde aquí nace la oportunidad de mejorar la funcionalidad de las prótesis en 3D y crear una versión que permita al usuario desenvolverse de mejor manera en la sociedad.

3.4 IDEACIÓN

Antes de comenzar a esbozar ideas o generar soluciones es necesario buscar cómo alguno de estos problemas han sido resueltos en otros contextos no necesariamente relacionados con el actual. Posterior a esto se puede comenzar a bosquejar múltiples soluciones. Dentro de este proceso la idea es no limitarse, esa fase es posterior, cuando hay que aterrizar la idea para que esta se haga realidad.

Es necesario explicar que son los grados de libertad o GDL por sus cifras.

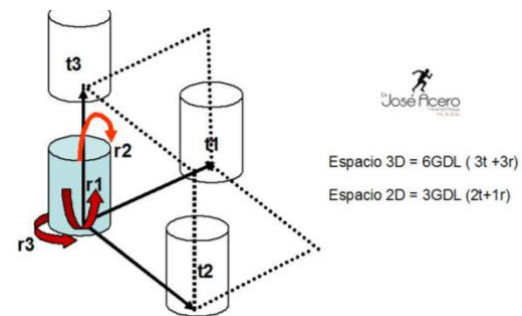


Imagen 44: Grados de libertad de un cuerpo en reposo

Fuente: Doctor José Acero

Es el número de parámetros independientes, que son necesarios para especificar la posición o el movimiento de cada cuerpo en un sistema. Un conjunto de restricciones predefinido define una conexión entre dos cuerpos. Las restricciones del conjunto actúan como restricciones del movimiento de los cuerpos entre sí, de forma que reducen el total de grados de libertad posibles del sistema. Un cuerpo que no tenga ningún tipo de restricción dispone de seis grados de libertad; tres de traslación y tres de rotación. Cada restricción limita el movimiento de una forma específica. Un solo grado de libertad representa un cuerpo se mueve ya sea en traslación o rotación. (Zatsiorsky et al., 2002)

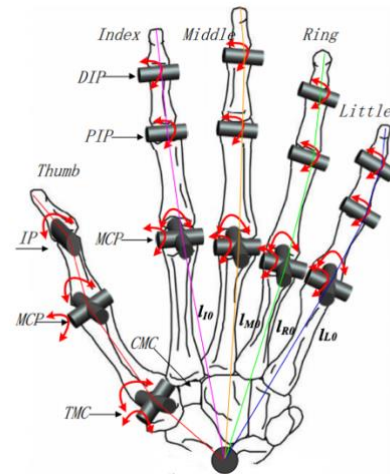


Imagen 44: Grados de libertad de la mano humana
Fuente: Measurement and Description of Human Hand Movement

El modelo de la mano humana presenta 21 grados de libertad en su totalidad considerando los dedos sin embargo no considera la muñeca.

El dedo pulgar tiene 5 grados de libertad y cada uno de los dedos restante presentan 4 GDL cada uno. (Zhan et al.,2017)

Además de considerar los grados de libertad tiene la mano, es también importante considera la cantidad de fuerza que puede

ejercer esta. De un total de 2.270 casos fueron válidos; 1.113 hombres, 1.157 mujeres con edades medias de 62 y 55 años respectivamente. La fuerza es mayor en la mano derecha que en la izquierda, en ambos sexos con una media de 27,5 kg (3-57) para hombres y de 16,7 (1-44) para mujeres. (Mateo et al., 2008)

La mano humana permite realizar 58 tipos de movimientos distintos unos de otro, esto es lo que permite el desarrollo normal de las actividades de la vida diaria.

Para poder crear una propuesta solución es necesario poder entender cuáles son los principales requerimientos, toda la información analizada se debe priorizar en base a las necesidades del usuario. Por lo que se hará una comparación entre los principales problemas encontrados en las actuales prótesis mecánicas impresas en 3D con las necesidades del usuario de tal forma de dar prioridad a los problemas

según las necesidades del usuario. Esto con la finalidad de dar solución e implementarlo en el desarrollo de una mejora a las prótesis 3D.

Por el lado de los problemas visualizados está los limitados grados de libertad que posee y la baja fuerza de prensión que ejerce al activar la prótesis. Mientras que por el lado de los requerimientos del usuario está la sujeción de objetos, la funcionalidad y finalmente el ajuste del socket

Basado en lo investigado es que se relaciona la sujeción de objetos con la fuerza de prensión ya que esta determina hasta cuanto peso puede soportar en el agarre de un objeto, así también cuánto tiempo permanezca sujeto. Seguido por la funcionalidad que se ha relacionado con la cantidad de grados de libertad que pueda ofrecer la prótesis ya que está directamente vinculado con la cantidad de movimientos que permita realizar la prótesis. Finalmente

como se mencionaba anteriormente, el socket como la interfaz entre el muñón y la prótesis ha determinado que es de suma importancia que esta sea realizada por un profesional del área ortoprotésica ya que para asegurar la integridad del muñón es necesario que se haga un socket ajustado de forma personalizada al muñón. Además de que debe ser fabricado con materiales que permitan la respiración de la extremidad y que no lo dañen.

A lo expuesto anteriormente se les debe considerar el uso que le dará el usuario a la prótesis de forma que se pueda priorizar los tipos de movimiento ya que la finalidad no es replicarlos todos sino que implementar los mecanismos necesarios para que le permita al usuario realizar los movimientos más frecuentes con la prótesis.

Un estudio realizado el año 2011 sobre la frecuencia de uso de los diferentes tipos de agarres realizados durante un día para un

maquinista y una mucama con la finalidad de conocer los agarres más frecuentes en sus actividades de la vida diaria de tal manera que esta información pueda contribuir en el desarrollo de manos protésicas y robóticas. Se procedió a grabar sus manos durante todo el periodo para posteriormente hacer un análisis de los agarres utilizados para el desarrollo de sus actividades. De este estudio se concluyó que la mucama hace uso principalmente de 6 tipos de agarres mientras que el maquinista utilizó 9. (Zheng et al, 2011).



Imagen 44: Agarres utilizados por la mucama
Fuente: Elaboración propia

Haciendo uso de la taxonomía de Cutkosky para la clasificación de agarres utilizados por ambas personas, en un análisis de las grabaciones con la finalidad de determinar los agarres más utilizados durante las 4 horas de grabación, se concluyó que la mucama hizo uso el 80% del tiempo solo seis tipos de agarres. El principal es agarre medio seguido por la extensión del dedo índice, agarre esférico, pinza lateral, agarre de precisión de disco y pinza pulgar-índice.



Imagen 44: Agarres utilizados por el maquinista
Fuente: Elaboración propia

En cuanto al maquinista se destaca el uso de principalmente nueve tipos de agarre, en

el primer lugar la pinza lateral seguido por el agarre de herramientas ligeras, una presa tridigital, agarre medio, prensa tetradigital y pentadigital, extensión del dedo índice, presa tridigital y finalmente pinza pulgar-índice.

Los resultados de este estudio sirven como guía para determinar qué movimientos son los más utilizados durante el desarrollo de actividades de la vida diaria. De tal forma que se pueda dar prioridad a los tipos de agarres más utilizados con la finalidad de poder desarrollar una prótesis funcional para el día a día.

Posteriormente y basado en el estudio mencionado es que se han desarrollado diversos artículos haciendo un análisis de la información otorgada. En un artículo publicado el año 2014 con la finalidad de desarrollar interfaces hápticas, si bien está pensado para desarrollo de realidad virtual, el análisis realizado en base al primer

estudio es significativo en cuanto a las conclusiones a las que se han llegado. En este artículo se hace una comparación entre los tipos de agarres más utilizados por el maquinista y la mucama, sin embargo el análisis no solo contempla el tipo de prensión sino que también incluye las zonas de contacto al realizar este tipo de movimiento y la cantidad de tiempo en la que estas últimas están interactuando con el objeto.

Las áreas de interacción se muestran en la en la figura X para lo cual se puede decir que para ambos casos, el pulpejo del dedo pulgar es el que se usa con mayor frecuencia representado un 99% del tiempo para la mucama y un 98% para el maquinista. A esto lo sigue el uso de la zona pulpolateral del dedo índice que en el caso de la mucama es igualmente un 99%, sin embargo, en el caso del maquinista corresponde a un 97% quedando como la segunda zona más utilizada después del

pulpejo del dedo pulgar. (González et al., 2014)

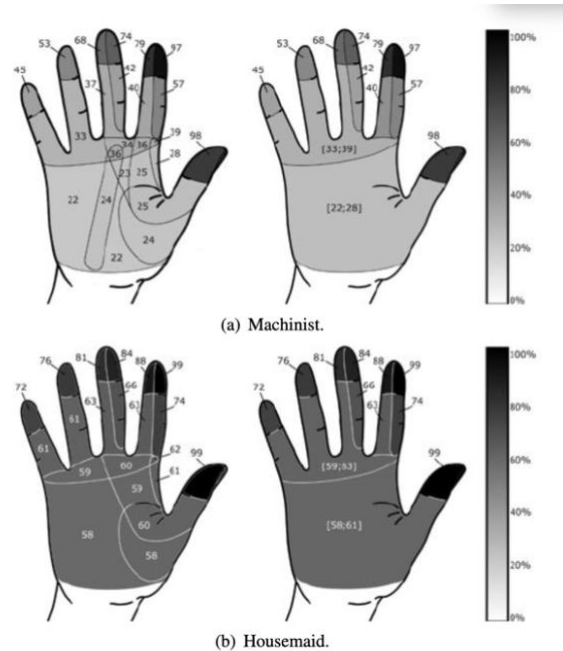


Imagen 44: Zonas utilizadas de la mano humana
Fuente: Analysis of Hand Contact Areas and Interaction Capabilities During Manipulation and Exploration

Dada esta información es que se clasifican como importantes los dedos pulgar e índice dentro de los cinco dedos que posee la mano humana, ya que son las áreas que se usan con mayor frecuencia dentro de los

tipos de agarre más utilizados al realizar actividades de la vida diaria. También se destaca la importancia del uso del pulpejo al realizar actividades ya que porcentualmente se utilizan con mayor frecuencias en comparación a otras zonas de la mano humana.

Ya que se ha determinado el dedo pulgar como uno de los dedos más importantes al momento de realizar actividades de la vida diaria, es que se hará un análisis basado en los tipos de agarres o prensiones existentes. De tal manera de poder conocer los agarres en las que el dedo pulgar se hace uso teniendo contacto con el elemento y así poder realizar una comparación con respecto a los otros tipos de agarre.

De un total de 40 tipos de prensiones existente, de las cuales solo se definieron 13 en el capítulo 1, sin embargo fueron utilizadas para este estudio, en 35 de ellas se hace uso del dedo pulgar. Esto quiere

decir que el dedo tiene contacto con el elemento tomado al momento de realizar la prensión. En 20 casos mostrados en el anexo 6, el pulgar está en aducción por lo que presenta algún grado de oposición con respecto a los otros dedos. Esto se refiere a la posición en la que se encuentra situado el pulgar, ya que se encuentra de frente, en contraposición de los otros dedos, generando una aducción del pulgar. De las 15 prensiones restantes donde el pulgar está siendo utilizado no se ha encontrado un patrón que permita categorizar o subdividir según la posición en la que se encuentra el pulgar. Sin embargo los 20 casos donde existe una oposición del pulgar, representa un 57% del total de agarres donde se hace uso este dedo. Esto indica la relevancia del posicionamiento en cuanto a la cantidad de prensiones que están asociadas a la oposición del dedo pulgar.

Dentro del grupo de las prensiones donde se presenta el pulgar en oposición es que se

analizarán cada uno de los agarres de forma individual de manera que se pueda obtener información al respecto de los otros dedos con los que interactúa. Esto con la finalidad de conocer la posición más efectiva en la cual se puede situar el dedo pulgar en cuanto a cantidad de agarres que se puedan realizar.

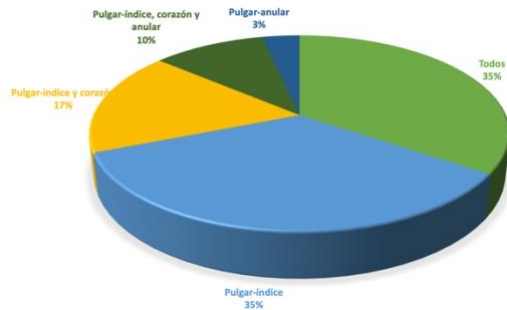


Imagen 44: Zonas utilizadas de la mano humana
Fuente: Elaboración propia

En cuanto a los tipos de prensiones donde se hace uso el dedo pulgar, un 35% representa el uso de todos los dedos de la mano, mientras que el 65% restante representa el uso del pulgar en combinación a algún otro dedo, en algún grado de oposición del pulgar. Esto permite

nuevamente determinar la relevancia que tiene el posicionamiento del dedo pulgar en oposición en cuanto a la cantidad de prensiones que permite realizar.

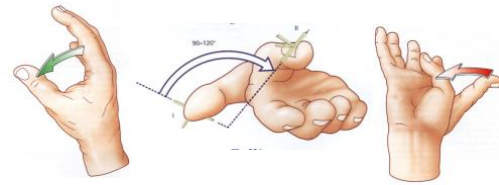


Imagen 44: Oposición del pulgar
Fuente: Fisiología articular

Cuando se habla de oposición del pulgar se hace referencia al principal movimiento que este efectúa con la finalidad de ejercer prensión y consiste en desplazar el pulpejo del pulgar en contacto con el pulpejo de otro dedo a modo de generar una pinza pulgodigital. El proceso del pulgar en oposición comienza con la mano en posición natural o funcional y está asociada a la anteposición, la flexión y la pronación. La anteposición es el movimiento que le permite al pulgar llegar al plano por delante del plano de la mano. La flexión permite

llevar el dedo pulgar hacia dentro en dirección a dedo meñique. Finalmente la pronación permite el contacto del pulpejo del pulgar con el pulpejo de los demás dedos. La implicancia de la combinación de estos tres movimientos hace que la oposición del pulgar sea un proceso complejo, al ser este dedo el que le otorga mayor funcionalidad a la mano humana. Por lo que se hace difícil poder replicar su funcionamiento de forma mecánica ya que requiere de múltiples movimientos combinados. Sin embargo cuando se habla de prótesis es posible encontrar formas alternativas para realizar determinada acción sin imitar el funcionamiento de la mano, sino que la finalidad que tiene esta. Por ejemplo la presa por oposición subterminal es utilizada para tomar elementos como una hoja de papel o un lápiz que es considerada la prensión más común donde el pulgar y el dedo índice se oponen por la cara palmar del pulpejo. (Kapandji, 1998) Este mismo tipo de prensión es posible realizarlo con

una prótesis mecánica de gancho si bien no replica el movimiento realizado por los dedos, si cumple con la finalidad de esta que es tomar elementos como los anteriormente mencionados. Esto permite entender la importancia de la finalidad de las prensiones por sobre el cómo se realizan, de todos modos es necesario determinar cuáles son las prioritarias en las actividades de la vida diaria de una persona.

La prótesis mecánica impresa en 3D permite realizar el agarre medio que es una prensión palmar con la totalidad de la mano, en donde se enrolla en torno a un objeto de forma cilíndrica y el agarre esférico que es una presa palmar esférica pentadigital donde el dedo pulgar se opone al dedo anular con todos los dedos en posición de gancho para garantizar el agarre del objeto de forma esférica, en ambos caso se hace uso de la totalidad de la mano. Sin embargo en base a lo constatado con los usuarios de prótesis 3D entrevistados, es que se puede realizar

por un transcurso de tiempo limitado por bajo de lo necesario y se relaciona de forma inversamente proporcional el peso del objeto a la fuerza de prensión que se ejerce sobre este.

Retomando el estudio realizado donde se estudian los movimientos efectuados durante cuatro horas por una mucama y un maquinista. Donde es posible analizar los tipos de prensiones más utilizadas considerando cantidad de tiempo y las zonas de la mano involucrada en estos movimientos

Por lo tanto de los movimientos más frecuentes analizados en el estudio, que la prótesis no permite realizar está la extensión del dedo índice que es una presa centrada donde el dedo índice cumple una función señaladora el cual se desempeña como una función orientativa del objeto que es indispensable para dirigir el utensilio, en

este caso igualmente se utiliza la totalidad de la mano.

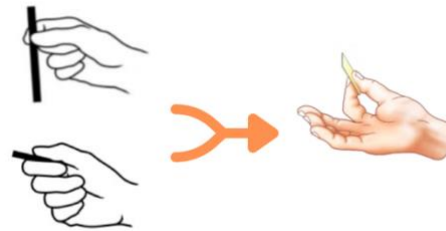


Imagen 44: Equivalencia de prensiones
Fuente: Elaboración propia

La pinza lateral es una presa por oposición subterminolateral que permite sustituir la oposición terminal u oposición subterminal. En este caso la cara palmar del pulpejo del pulgar se opone a la cara externa de la primera falange del dedo índice. Al definirse este tipo de presión como una sustitutiva es importante analizar la finalidad de estas.

La presa por oposición terminal tiene como objetivo tomar elementos de pequeño calibre o finos como lo es una aguja o un fósforo. Mientras que la prensión por oposición subterminal permite tomar objetos

con un mayor diámetro como un lápiz o una hoja de papel. Es necesario recordar que este tipo de prensión es el más común por lo tanto es válido reemplazar la pinza lateral por la pinza por oposición subterminal ya que la primera al hacer uso de la cara externa del dedo índice implica una configuración del posicionamiento de los dedos excluyente a las utilizadas en los otros tipos de agarre analizados.

La prensa de disco de precisión es un agarre pentadigital panorámica que permite tomar elementos grandes y planos que implica tomar el objeto con los pulpejos de los dedos.

Finalmente la prensa la pinza realizada por el pulgar y dedo índice es una oposición subterminal que corresponde a la analizada anteriormente como sustituto a la pinza lateral. Por lo tanto esto permite recalcar la importancia de este tipo de pinza para el

desarrollo de las actividades de la vida diaria, al otorgar precisión

3.3.1 REFERENTES

Haciendo un análisis de las desventajas que presenta la prótesis 3D de miembro superior se han buscado otros tipos de prótesis que hayan solucionado estos problemas de manera de poder analizar el sistema utilizado.

El primer análisis realizado es en torno a la mano humana, ya que las prótesis tienen como objetivo suplir las funciones de este miembro que se ha perdido. A pesar de ello en la actualidad ninguna ha logrado suplir sus funciones en su totalidad y las que ofrece el mercado con mayor funcionalidad está lejos de reproducir las acciones que realiza la mano humana debido a su complejidad en donde interactúan nervios, tendones, 27 huesos, 39 músculos y 36 articulaciones que permiten a la mano

realizar actividades tan variadas y complejas.

Las variables a analizar son la cantidad de prensiones realizada y los grados de libertad. Teniendo en consideración la fuerza de presión que puede ejercer cada uno de los mecanismos de acción.

Las prótesis en la actualidad no ha logrado suplir la funcionalidad de la mano, de todos modos la tecnología ha ido apoyando el desarrollo de productos para que esto pueda ser posible en un futuro. Actualmente la mayor innovación ha sido con las prótesis mioeléctricas que son capaces de percibir impulsos provocados por los músculos del miembro residual, los procesa y es capaz de transformarlos en movimientos. En general las prótesis biónicas permiten una mayor cantidad de presiones que las mecánicas pero esto depende del modelo que se esté analizando, por esto mismo es que se ha decidido estudiar los modelos de prótesis

que están a la vanguardia para comprender su funcionamiento y qué las diferencia para posicionarse como las mejores del mercado.

3.3.1.1 Michelangelo:



Imagen 44: Prótesis Michelangelo
Fuente: Ottobock



Imagen 44: Movimiento de mano Michelangelo
Fuente: Ottobock

Presenta 6 grados de libertad, el pulgar con dos ejes de movimiento y la posibilidad de rotar mientras que la muñeca se puede extender, flectar, además de rotar.

Esta prótesis permite 7 tipos de agarres diferentes.

La prensión lateral donde el pulgar se mueve lateralmente hacia el dedo índice de modo que el usuario pueda sostener lateralmente objetos planos como papel o tarjetas.

Agarre fuerte lateral donde el pulgar se mueve lateralmente hacia el dedo índice. Lo que permite al usuario sostener lateralmente objetos de tamaño mediano como un celular.

Abducción y aducción de los dedos al cerrar la mano se produce la aducción de los dedos. De este modo, el usuario puede sostener objetos planos y finos entre los dedos como por ejemplo billetes. Al abrir la mano se produce automáticamente una abducción.

Prensión tridigital, el pulgar, el dedo índice y el dedo medio constituyen tres puntos de apoyo: el usuario puede sostener objetos pequeños como por ejemplo un lápiz.

Agarre fuerte en oposición, donde el ancho de apertura permite al usuario sostener objetos de gran diámetro como botellas.

Palma abierta con esta posición de la mano, el pulgar está prácticamente en el mismo plano que la palma por lo que el usuario consigue una posición de mano plana. Que permite trasladar elementos como un plato.

Modo natural que es la posición de reposo con un aspecto natural y fisiológico.

La fuerza de prensión que permite esta prótesis ronda entre 6 a 7 kilos dependiendo el tipo de agarre. La fuerza del agarre en oposición es de 70 N mientras que para el agarre lateral son 60 N

3.3.1.2 i-Limb Quantum:



Imagen 44: i-Limb Quantum
Fuente: Ossur

Es la prótesis mioeléctrica desarrollada por Ossur con mayor tecnología y es multiarticular. Se caracteriza por tener movilidad independiente de todos los dedos con el pulgar que puede girar. Permite 24 tipos de agarre diferentes, además de programar 12 extras, permitiendo un total de 36 movimientos pre-programados. Tiene una fuerza de agarre máxima de 900 N y 15 grados de libertad

3.2.1.3 Sierra 2



Imagen 44: Sierra 2
Fuente: Faillauer

Es una prótesis de gancho comercializada por Faillauer, posee una terminación de gancho de fuerza variable, se puede ajustar mediante un botón selector que se encuentra en el pulgar con una máxima fuerza de agarre de 110 N. El movimiento permitido con este tipo de prótesis es la pinza y gancho.

Haciendo una comparación de los grados de libertad que poseen todas las prótesis

analizadas, la fuerza de prensión que pueden llegar a ejercer, su peso, la funcionalidad en base a la cantidad de movimientos que permite realizar, se ha concluido que las prótesis 3D en comparación a otros tipos de prótesis de extremidad superior:

La prótesis UnLimbited si bien posee dos grados de libertad por cada dedo, debido al tipo de accionamiento de esta y cómo están configuradas, implica que todos los dedos se tengan que mover en conjunto y no de forma individual, es que los grados de libertad no se pueden sumar sino que se debe considerar solamente dos grados en lugar de los 10 que viene dado por los dos grados de libertad de cada uno de los dedos.

Al tener dos grados de libertad está directamente asociado a la cantidad de movimientos que se puede realizar con la prótesis, por lo tanto la funcionalidad se ve limitada, limitando a su vez la cantidad de

actividades que puede realizar el usuario. En adicción a lo descrito, la fuerza de prensión que ejerce es la menor ya que ocupa un sistema de accionamiento a partir de un movimiento corporal por lo tanto es este quien determina la cantidad de fuerza aplicada en comparación a los referentes que la fuerza de prensión proviene de motores o bandas elásticas.

3.3.2 LLUVIA DE IDEAS

Posterior a los análisis de los modelos de prótesis previamente descritos se comenzaron a concebir las primeras soluciones enfocadas en aumentar la cantidad de movimientos que puede realizar el usuario con su prótesis y basado en la importancia de que el pulgar este en oposición es que se inició con una lluvia de ideas.

Fue realizada a modo de conocer que alternativas permiten el objetivo de hacer que el dedo pulgar pueda cambiar de

posición esto se puede encontrar en el anexo 6. De igual forma se realizó para determinar maneras en la que la prótesis pueda mejorar el agarre en pinzas de precisión añadiendo texturas en anexo 7.

Esto permitió contemplar las múltiples opciones que existen, las cuales serán evaluadas en pasos posteriores.

3.3.3. PROCESO ANALÍTICO JERÁRQUICO

El método AHP se utiliza para ordenar forma jerárquica una serie de preferencias, de esta manera se pueden lograr comparaciones binarias y atribuirles un valor cuantificable a criterios que son subjetivos (Jiménez, 2002)

Basado en la lluvia de ideas es que se tomaron las más factibles teniendo en consideración que será utilizada en una

prótesis y que además está fabricada de PLA.

Teniendo tantas variables que no se pueden comparar directamente y en esta etapa no se puede cuantificar, es que se utilizó una matriz AHP para encontrar la solución idónea.

Para realizar esta matriz fue necesario utilizar criterios a ponderar. Para las propuestas realizadas se escogieron 3 criterios importantes que son; movimientos, precisión y grados de libertad. Los movimientos hace referencia a cual permite de forma teórica mayor cantidad de movimientos ya que para comprobar esto se necesita testear, al igual que la precisión. Sin embargo se puede tener una noción de esto.

Para esto se compararon tres de los sistemas propuestos

El primero utiliza una junta esférica, esto le otorga al pulgar la posibilidad de rotar, también permite que pueda posicionarse en diversos ángulos con respecto a los otros dedos. De esta forma la prótesis puede realizar una mayor cantidad de prensiones las cuales se detallan en la imagen 44



Imagen 44: Sistema junta esférica
Fuente: Elaboración propia



Imagen 44: Prensiones permitida por junta esférica
Fuente: Elaboración propia

La segunda propuesta es un sistema de posicionamiento del pulgar mediante

ranuras que permitirán que este quede fijo en esa posición pero de forma manual pueda ser cambiada a otro ángulo previamente establecido

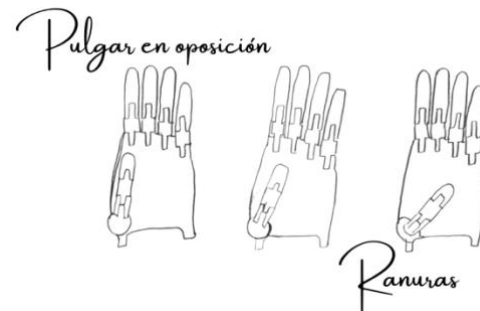


Imagen 44: Sistema de posicionamiento por ranuras
Fuente: Elaboración propia



Imagen 44: Prensiones permitida por ranuras
Fuente: Elaboración propia

Finalmente el último sistema considerado es mediante una bisagra que permite que pulgar pueda ir variando su posición con respecto a un eje paralelo a la palma de la

mano, esto de igual permite que se pueda colocar en oposición pero además permite situarlo en el mismo plano que el resto de los dedos.

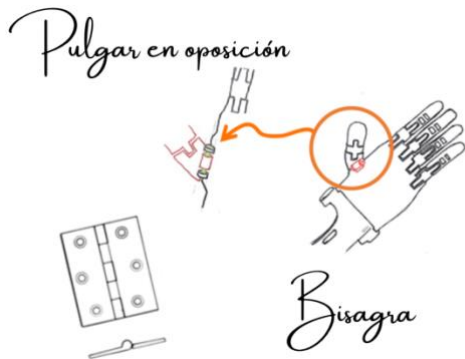


Imagen 44: Sistema de bisagra
Fuente: Elaboración propia



Imagen 44: Prensesiones permitida por bisagra
Fuente: Elaboración propia

Esta matriz permitió definir la propuesta 2 con un 62% como la más efectiva según los criterio establecidos, el desarrollo de la

matriz se encuentra en el anexo 8 sin embargo los resultados se detallan a continuación.

	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Movimientos	0,09	0,09	0,05
Precisión	0,04	0,50	0,50
GDL	0,04	0,03	0,01
Total:	17%	62%	56%

Imagen 44: Resultados AHP Pulgar
Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO 04

PROPUESTA

CAPÍTULO 04

PROPUESTA |

4.1 PROPUESTA SOLUCIÓN

El siguiente diseño propone realizar cambios en cuatro aspectos con respecto a la prótesis anterior:

El primero y uno de los más importantes es colocar el pulgar en oposición al resto de los dedos. Esto permitiría la acción de anteposición y flexión del dedo pulgar. Con esto se permite realizar desde diferentes puntos, mejores agarres lo que amplía la cantidad de prensiones que el usuario puede llevar a cabo y por lo tanto desarrollaría de mejor forma sus actividades de la vida diaria.

El segundo cambio realizado es complementario al anterior ya que permite que el pulgar pueda cambiar de ángulo en tres posiciones y esto permite que pueda ampliar la capacidad de interactuar con los otros dedos de la mano. Es el usuario quien puede decidir en qué posición dejar el pulgar según la acción que necesite realizar

El tercer cambio realizado es a nivel de las terminaciones de los dedos. Este implica que estos últimos posean una textura que permita mejorar el agarre para movimientos que impliquen una mayor precisión.

Finalmente se modificó la conexión entre el antebrazo y la mano de tal forma que este emula el movimiento de rotación de la muñeca. Permitiendo que el usuario pueda tomar elementos que estén a ras de la superficie sin tener que elevar el codo para poner la mano de frente al objeto para este punto se decidió usar el mismo mecanismo utilizado para fijar la posición del pulgar.

4.2 FUNCIONALIDAD

Dentro de la mejora al diseño se incorporarán dos nuevos sistemas. El primero tienen como finalidad cambiar el ángulo del pulgar con respecto a los otros dedos mientras que el otro sistema pretende girar la mano con respecto a la superficie.

Para hacer que el pulgar pueda cambiar de posición es necesario que este tenga un punto de fijación pero que a su vez quede libre para rotar. Por lo que se propone un sistema de cambio de ángulo manual en tres posiciones predeterminadas.

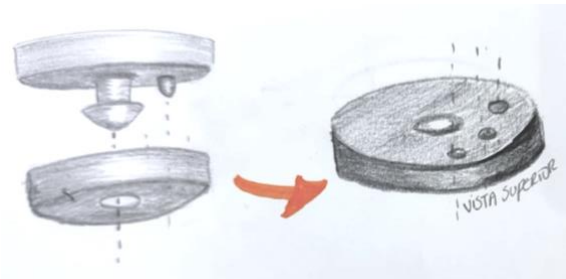


Imagen 44: sistema de rotación para el pulgar
Fuente: Elaboración propia

Por otro lado el mecanismo utilizado que imita el movimiento de rotación de la muñeca, al igual que el pulgar es un sistema de manual que modifica el ángulo de rotación en tres grados distintos. Este sistema va fijo al antebrazo y en el punto de unión a la mano existe una holgura que permite que la mano gire mientras la mantiene conectada. Mediante un pin

proveniente de la muñeca es posible fijar la mano en las tres ángulos preestablecidas gracias a tres perforaciones que tiene la base de la mano.

4.4.1 USABILIDAD

En este punto se mantuvo la forma en la que se coloca y se desmonta la prótesis original.

Este usa un sistema de velcros que permite que el usuario pueda colocarse la prótesis de forma independiente. Se debe colocar el brazo amputado procurando que el codo quede en el espacio libre entre el Cuff y el antebrazo. El miembro residual del usuario debe descansar en la zona del antebrazo de la prótesis. Se debe ajustar con los velcros en esta zona y a la altura del Cuff.



Imagen 44: Velcros prótesis UnLimbited
Fuente: Open digital Archive

Los cambios de ángulo previamente descrito tanto para el pulgar como para la muñeca implica que el usuario deba intervenir(girar) de forma manual los nuevos mecanismos. Este está pensado para que pueda girarlo fácilmente con su mano o con otra parte de su cuerpo.

4.5 PLAN DE VALIDACIÓN

El desarrollo de una prótesis es un proceso complejo en términos de querer sustituir una parte del cuerpo y su funcionalidad, por lo tanto no se puede atribuir el trabajo a una sola persona o especialidad, sino que es necesario un trabajo multidisciplinario para la efectividad de esta en diversos puntos de vista. Si bien, en un futuro, la idea es poder trabajar en conjunto a un equipo compuesto de diversas profesiones, por el momento es necesario elaborar un plan de validación de forma que permita corroborar desde el punto de vista de diversos profesionales o especialidades los factores que se

abordaron, los cuales se detallan a continuación

4.5.1 FUNCIONALIDAD:

El primer punto a evaluar es la funcionalidad a través de los principales movimientos que permite realizar la prótesis. Para corroborar que el objetivo se está cumpliendo es necesario hacer pruebas con un usuario que cumpla con el perfil de usuario objetivo. Ya que son quienes harán uso de la prótesis y es necesario comprobar de forma directa desde la experiencia de usuario.

Para este punto se estima realizar una pruebas para cuatro grupos de formas principalmente; paralelepípedos, cilindros, esferas y pirámides. Cada uno de estos grupos se subdivide en categorías de elementos pequeños, medianos y grandes bajo el siguiente criterio:

En el grupo de los paralelepípedos se considera un elemento pequeño todo objeto

similar a 30 x 15 x 10 [mm] tomando como referencia un lego. Los elementos medianos abarcan desde 65 x 55 x 15 [mm] tomando como referencia una caja de corchetes y finalmente los elementos grandes abarcan tamaños mayores a 100 x 55 x 55 [mm]

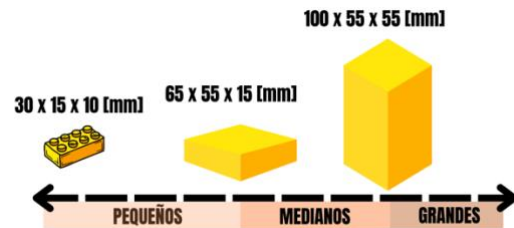


Imagen 45: Rango de elementos (paralelepípedos)
Fuente: Elaboración propia

El siguiente grupo corresponde a las formas cilíndricas por lo que se categorizó bajo las mismos conceptos siendo considerados elementos pequeños a todos que tienen un diámetro mayor a 7 [mm] como un lápiz pero menor a 15 [mm] como un plumón de pizarra. Medianos a los elementos más grande que el plumón pero con un diámetro

menor a 65 [mm] asociado a una botella de agua.

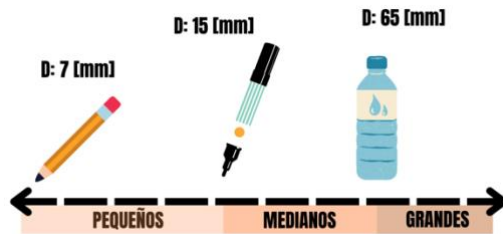


Imagen 45: Rango de elementos cilindros
Fuente: Elaboración propia

El grupo de los elementos esféricos comprende dentro de la categoría pequeños, esferas con un diámetro mayor a 25 [mm] como una pelota saltarina y menor a 40 [mm] asociado a una pelota de pin pon. En la categoría de esferas mediana, comprende elementos de hasta 60 mm como una pelota de tenis.

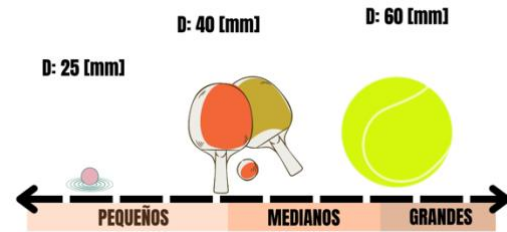


Imagen 45: Rango de elementos esféricos
Fuente: Elaboración propia

Finalmente el último grupo es para asociar elementos piramidales. Los cuales considera pequeño a objetos entre una base de 20 x 20 [mm] asociado a fichas de ajedrez, menores a una base de 30 x 30 [mm] asociado a elementos decorativos como una pirámide o una vela. Para la categoría de medianos se consideran elementos de hasta 40 x 40 mm asociado, por ejemplo, a una botella de endulzante. Todo elemento superior a estas medidas es considerado grande

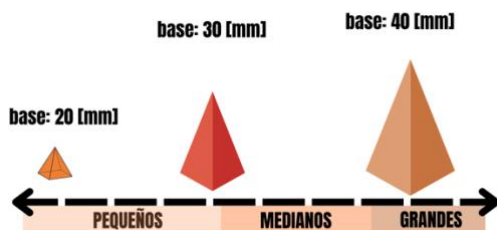


Imagen 45: Rango de elementos piramidales
Fuente: Elaboración propia

Para poder validar este punto se necesita poner a prueba la prótesis con cada uno de estos elementos para poder determinar el rango de alcance que tiene.

4.5.2 PRECISIÓN:

Al igual que el punto anterior es necesario que el usuario pueda hacer uso de la prótesis y ser sometidos a una serie de pruebas que pueda determinar la precisión.

En este punto es necesario desafiar los parámetros probados anteriormente, por lo que se realizará una prueba con elementos

que estén por debajo del rango de pequeños al cual llamaremos elementos xP.

Elementos xP



Imagen 45: Elementos xP
Fuente: Elaboración propia

La finalidad de esta prueba es comprobar la precisión que puede entregar la prótesis ya que esa está directamente asociada con la motricidad fina y todas aquellos agarres utilizados para precisión.

4.5.3 FACTIBILIDAD DE REHABILITACIÓN:

Los terapeutas ocupacionales son quienes participan en la rehabilitación y enseñan a

usar este tipo de prótesis por lo tanto es necesario tener su punto de vista en termino de comprobar si los objetivos que ellos esperan realizar están alineados con los que la prótesis permite realizar y si estos efectivamente contribuyen a la integración funcional de las personas amputadas.

Se desea constatar que los cambios realizados en el diseño permite generar nuevos tipos de prensiones para el usuario y que estos son importantes para mejorar la realización de actividades de la vida diaria.

4.5.4 INCORPORACIÓN DE LINER:

Se debe evaluar con un profesional ortopedista protesista para poder determinar la viabilidad de la integración de un liner realizado por ellos como profesionales, de esta forma se vela por la integridad física del muñón para evitar lesiones por roce.

4.5.5 FACTIBILIDAD TÉCNICA:

Un especialista en diseño digital o diseñador industrial es que se permite verificar el modelo digital realizado y la viabilidad de la impresión del diseño y resistencia de esta al estar sometida a ciertas cargas teniendo en consideración la complejidad de los mecanismos.

CAPÍTULO 05

PROTOTIPO

CAPÍTULO 05

PROTOTIPO |

Para realizar pruebas de funcionamiento es necesario elaborar en digital el diseño previamente concebido.

El software utilizado fue Fusion360 de Autodesk que permite diseñar y fabricar productos con herramientas de modelado 3D paramétrico, de formas libres, directo y de superficies (Autodesk, 2022)

Se escogió este software ya que permite trabajar con modelos de malla y es posible editarlos, además permite trabajar con diseño para métrico.

Para realizar las modificaciones es necesario tomar como base el diseño de la prótesis anterior. En este caso sólo aplica para dos partes, la palma de la mano y la punta de los dedos. Cabe destacar que son tres tipos de dedos.

Se inició diseñando los mecanismos de rotación para el dedo pulgar y así prototiparlos de manera rápida y comprobar

su funcionalidad. Esta consta de dos partes; una hembra que debe ir adosada a la palma mientras que el componente macho es donde se conecta la falange del dedo pulgar.

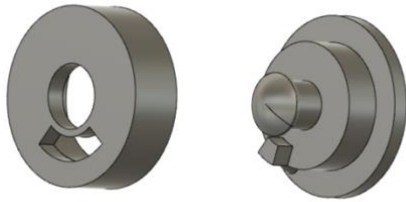


Imagen 44: Componentes de mecanismo de rotación del pulgar
Fuente: Elaboración propia

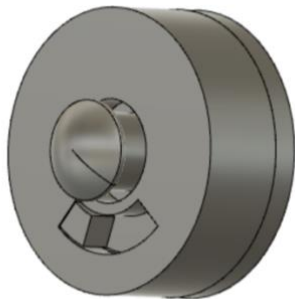


Imagen 44: Ensamble de mecanismo de rotación del pulgar

Fuente: Elaboración propia

Una vez teniendo el diseño de este primer ensamble se imprime en 3D en baja calidad para comprobar el funcionamiento. Se debió iterar dos veces para lograr el funcionamiento óptimo ya que la primera versión era muy frágil por lo tanto se tuvo que modificar el modelo.



Imagen 44: Prueba de mecanismo de rotación pulgar
Fuente: Elaboración propia

Una vez realizadas la modificaciones es posible continuar con el resto del diseño. Para saber en qué posición debe situarse el pulgar, se hicieron pruebas caseras para ir variando la posición con respecto a los otros dedos. Primero se unió una parte de la prótesis original que corresponde al encaje

de la palma con la falange del pulgar que se imprimió de forma independiente. De esta manera se pudieron pegar ambas piezas, esta unión permite que el pulgar completo pueda rotar con respecto a los otros dedos.



Imagen 44: conexión falange del pulgar con macho del sistema de rotación
Fuente: Elaboración propia

Teniendo esta parte es necesario comenzar con el proceso de rediseño de la palma, de la cual sólo se tomó la zona de encaje a las falanges. Cabe destacar que es necesario primero convertir los archivos para hacerlos editables ya que el formato no lo permite.



Imagen 44: Encajes a la falanges utilizado como base
Fuente: Elaboración propia

Posteriormente se inicia con un trabajo de diseño orgánico para la zona de la palma donde se utilizaron herramientas de forma, las cuales usan superficie de malla y se pueden ir moldeando de acuerdo a las necesidades, la principal finalidad de esta palma es poder posicionar de una mejor manera el dedo pulgar, por lo que es necesario hacer un espacio para este que permita colocar de forma artesanal la conexión del dedo pulgar e ir probando la posición que tendrá. Teniendo la forma general de la palma es que se imprimió la

primera prueba, una versión hueca de la palma y sin pulgar.

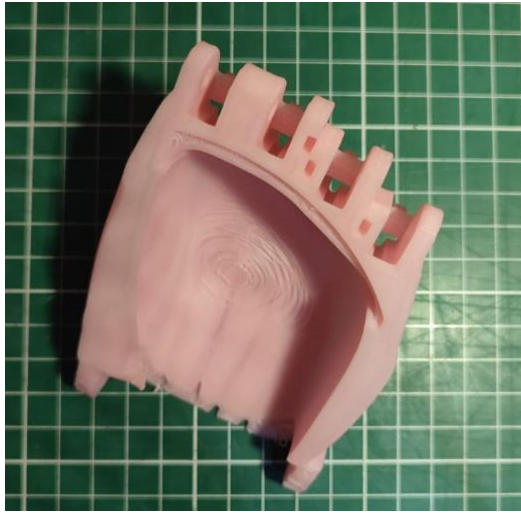


Imagen 44: Primera palma de prueba
Fuente: Elaboración propia

Esta primera versión permitió trabajar con la conexión del pulgar de forma independiente. Para poder definir el ángulo fue necesario imprimir las falanges y dedos originales para poder ensamblarlos y conectar los hilos tensores para luego con silicona caliente ir probando diferentes posiciones. La silicona caliente permite que quede lo suficientemente firme para probar el

accionamiento con los hilos tensores pero además se puede sacar para luego volver a probar otra posición.



Imagen 44: Primera prueba de posición del pulgar
Fuente: Elaboración propia

Fue necesario iterar en varias oportunidades hasta obtener los resultados deseados. Para luego continuar con el diseño 3D de la palma ya que es necesario incorporar la conexión hembra del sistema de rotación del pulgar. En éste punto fue necesario añadir el elemento del sistema de rotación para el pulgar.

El trabajo siguiente fue modificar la forma de La Palma de tal manera que las conexiones sean lo más tenue posible y que la palma tenga un aspecto similar al anatómico.

Si bien en esta primera etapa no han quedado estéticamente unidas la zona de los encajes de las falanges con el resto de la palma, se espera que en un futuro se pueda mejorar esta transición y poder entregar un mejor acabado visual.



Imagen 44: Uniones desprolijas en el modelo
Fuente: Elaboración propia

Tomando como referencia las medidas utilizadas en la parte del sistema de rotación del dedo pulgar que va a la palma, es que se debió continuar trabajado en la unión con la falange, para esto se tomó la idea de la prueba realizada. Está se prototipó de manera rápida para probar la conexión con la falange.

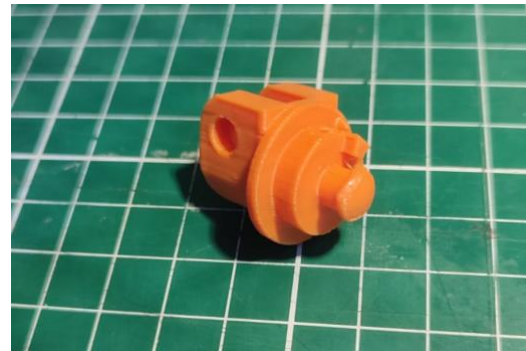


Imagen 44: Primera prueba de sistema de rotación a conexión de falange
Fuente: Elaboración propia

Ya teniendo estas dos primeras piezas realizadas es posible continuar con los trabajos de diseño. Se comenzó a desarrollar el sistema de la muñeca rotativa.

En esta ocasión fue necesario tomar la zona de encaje de la palma a el antebrazo del modelo original para comenzar a trabajar sobre el. El diseño de este sistema fue paramétrico por lo que fue necesario hacerlo acorde a la forma de la base de la palma. También fue necesario realizar pruebas rápidas para comprobar el funcionamiento del mecanismo. Como la muñeca será la parte que une la palma con el antebrazo, fue necesario imprimir el antebrazo original para realizar las pruebas y una versión rápida de la palma modificada.

La primera prueba de esta versión de muñeca no contempló un canal para los hilos tensores por lo que se tuvo que perforar de forma manual. Además se modificaron parámetros de la conexión a la muñeca ya que no era capaz de mantenerse unida a la mano



Imagen 44: Primera prueba de sistema de rotación de muñeca con perforación manual
Fuente: Elaboración propia

Se realizó una segunda prueba esta vez considerando el canal para los hilos tensores y las modificaciones a la conexión de la palma. El funcionamiento de esta no era estable y por el peso de la mano no era posible mantener unidas ambas piezas, sin embargo el sistema de rotación era efectivo. Es por esto que se tuvo que repensar y rediseñar la forma de éste.



Imagen 44: Segunda prueba de sistema de rotación de muñeca

Fuente: Elaboración propia

Se optó por separar la zona de anclaje a la palma de la mano y unir las mediante un tornillo el cual atraviesa la muñeca con una tuerca antes y después, la parte final del hilo es la que se conecta con la palma. El diámetro del hilo permite que se fije a la palma pero que la muñeca pueda girar. Éste mecanismo hace posible que la mano pueda cambiar su orientación con respecto a la superficie. Para este modelo fue necesario realizar pruebas para verificar que el hilo calza correctamente .



Imagen 44: Partes de versión final de sistema de rotación de muñeca

Fuente: Elaboración propia



Imagen 44: sistema de rotación de muñeca junto a pruebas de hilo y tuercas

Fuente: Elaboración propia

El último paso para finalizar el rediseño esta prótesis fue en los dedos. Fue necesario tomar los archivos originales y usarlos de guía para respetar la forma de las conexiones, se editó usando mallas. Transformándolas hasta obtener la forma deseada, posterior a esto, utilizando las herramientas de diseño para métrico se le dio una textura rugosa que permite mejorar el agarre.

Teniendo todos los diseños fue posible armar el primer prototipo, para esto se imprimieron todas las piezas en una calidad baja y así aumentar la rapidez de impresión. Cuando todas las piezas estuvieron listas, se pudo comenzar el proceso de ensamblaje.

Se inicia el armado con las piezas se imprimen planas para luego termo formar correspondientes al ante brazo y Cuff. Para este proceso es necesario contar con una bandeja donde entren las piezas planas,

vagua hirviendo y un elemento cilíndrico. Se coloca la pieza en la bandeja con agua hirviendo y se deja un par de segundos, se saca la pieza con pinzas y mucho cuidado de no quemarse. Se coloca rápidamente sobre un elemento cilíndrico para que tome esta forma, se debe ser cuidadoso y procurar que las conexiones queden sobre el mismo eje. Este proceso se repite para el Cuff.



Imagen 44: Proceso de termoformado de antebrazo
Fuente: Elaboración propia

Teniendo ambas piezas termoformadas, se deben ajustar por última vez cuándo se le colocan los pines para que queden colocadas de forma correcta.

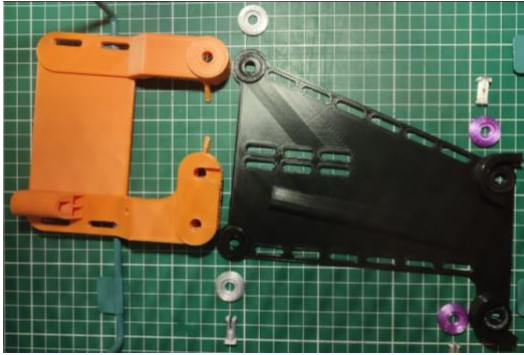


Imagen 44: Proceso de termoformado de antebrazo
Fuente: Elaboración propia

Los dedos de las manos se unen mediante pines a las falanges y éstas a su vez se unen con la muñeca. Por lo que hay que asegurar que todos los pines han quedado bien puestos.

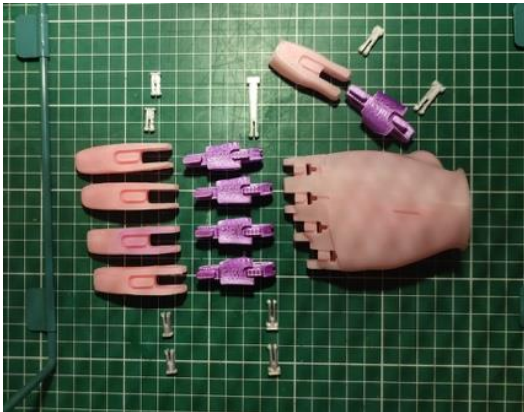


Imagen 44: Proceso de termoformado de antebrazo
Fuente: Elaboración propia

Se debe unir la palma de la mano mediante el hilo a la muñeca. Esta a su vez se debe unir al antebrazo que ya está ensamblado con el Cuff.

Ya teniendo todas las piezas unidas se deben colocar los elásticos en la zona de las falanges para hacer posible que una parte del mecanismo funcione.

Finalmente se deben conectar los hilos tensores, para esto se necesitan dos hilos del doble del largo de la prótesis y uno un poco más largo que la prótesis. El primer hilo se conecta desde la punta del dedo índice pasando por la falange, la palma, la muñeca, el antebrazo para llegar al Cuff donde pasa por el sistema tensor y luego se devuelve hasta llegar a la punta del dedo medio. Este mismo proceso se repite para el dedo anular y meñique pero esta vez se conecta a otro regulador del sistema tensor. Finalmente se realiza el mismo proceso para el dedo

pulgar, este sin devolverse ya que se trabaja de forma independiente.

Como resultado se obtiene la primera prótesis armada, funcional. Por lo que se puede comenzar con las pruebas, para esto se realizaron las mismas aplicadas a la prótesis anterior para tener un punto de comparación

CAPÍTULO 06
APLICACIÓN PLAN DE
VALIDACIÓN

CAPÍTULO 06

APLICACIÓN PLAN DE VALIDACIÓN |

6.1 APLICACIÓN PLAN DE VALIDACIÓN

Para efectos de las pruebas que se ejecutarán, es necesario recordar que la prótesis será evaluada bajo dos criterios: funcionalidad y precisión, siendo estos condicionados por el tamaño y forma en la que se categorizaron los elementos de prueba. Además de lo anterior la evaluación estará condicionada por la opinión tanto de expertos como de los usuarios.

6.1.1 FUNCIONALIDAD

Las pruebas para corroborar la funcionalidad consisten en que la prótesis sea capaz de tomar los elementos previamente categorizados. Se considerará una prueba exitosa cuando se logre tomar el objeto y sostenerlo durante 15 [s]



Imagen 44: Prueba paralelepípedo grande
Fuente: Elaboración propia

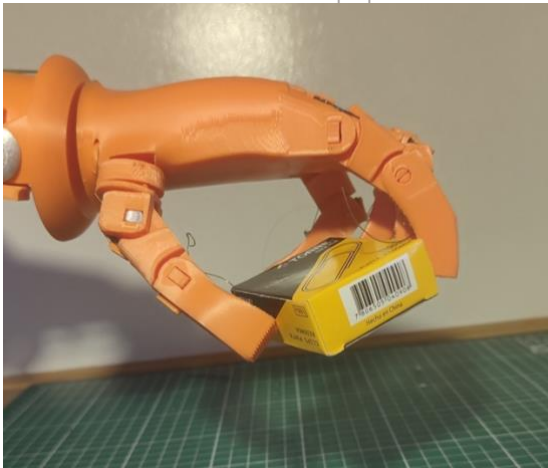


Imagen 44: Prueba paralelepípedo mediano
Fuente: Elaboración propia

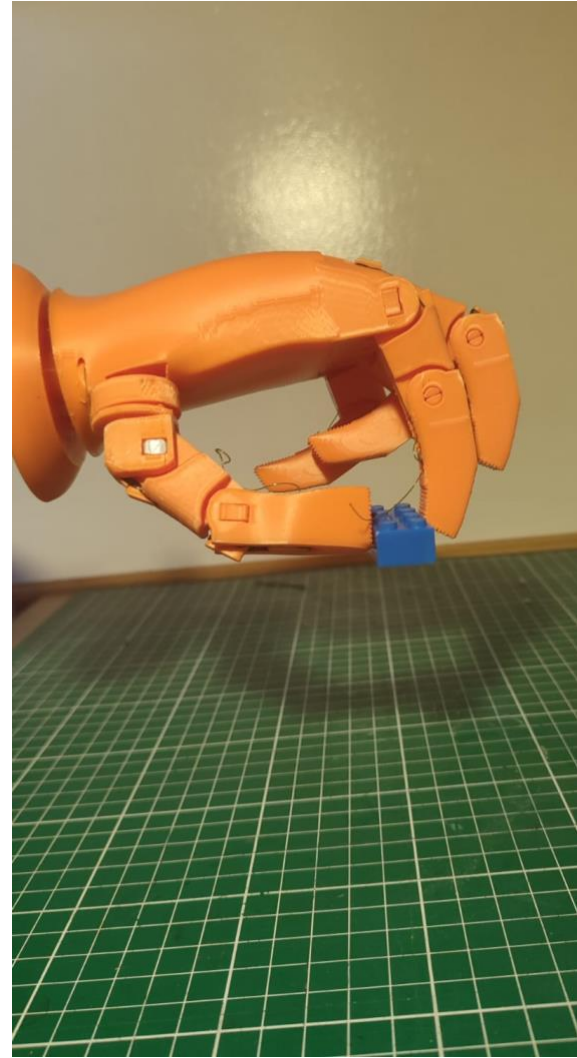


Imagen 44 Prueba paralelepípedo pequeño
Fuente: Elaboración propia

Para la primera categoría de paralelepípedos la prótesis fue capaz de sostener cada uno de estos elementos por al menos 15 [s] sin mayor dificultad.



Imagen 44 Prueba cilindros pequeño
Fuente: Elaboración propia

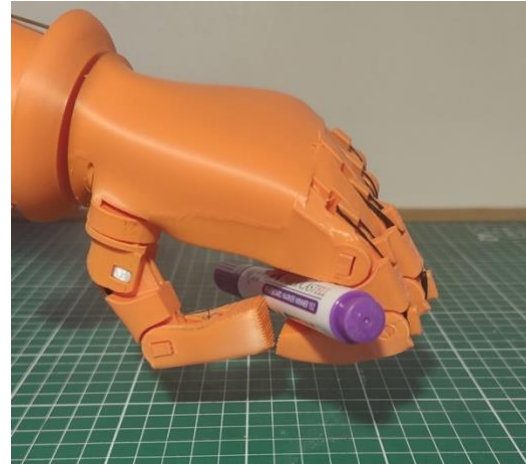


Imagen 44 Prueba cilindro mediano
Fuente: Elaboración propia

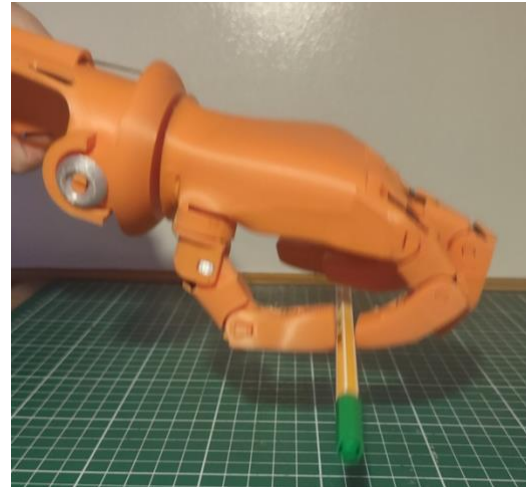


Imagen 44 Prueba cilindro pequeño
Fuente: Elaboración propia

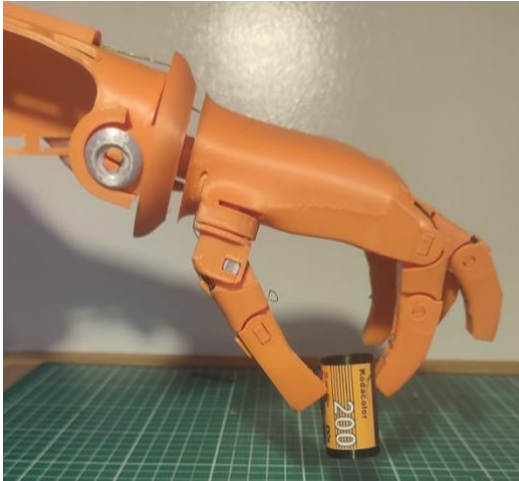


Imagen 44 Prueba cilindro mediano
Fuente: Elaboración propia

En esta oportunidad se pusieron a prueba elementos cilíndricos para los cuales la prótesis pudo tomar sin mayor dificultad los de la categoría grandes y pequeños. Para la categoría mediano representados por un plumón, no logró sostenerlo por el tiempo estimado, lo cual lleva a pensar que es debido a su textura ya que se realizó la prueba con un elemento del mismo diámetro pero más corto y pudo tomarlo sin problemas

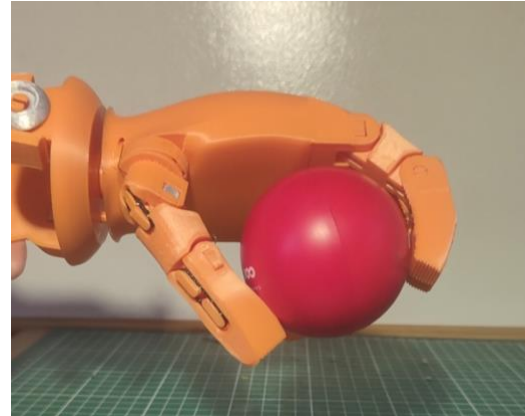


Imagen 44 Prueba esferas grandes
Fuente: Elaboración propia

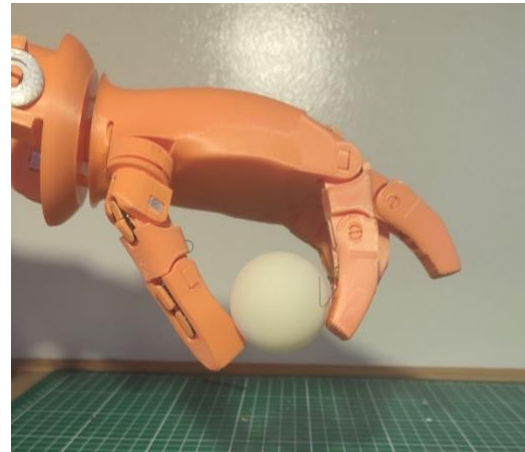


Imagen 44 Prueba esferas medianas
Fuente: Elaboración propia

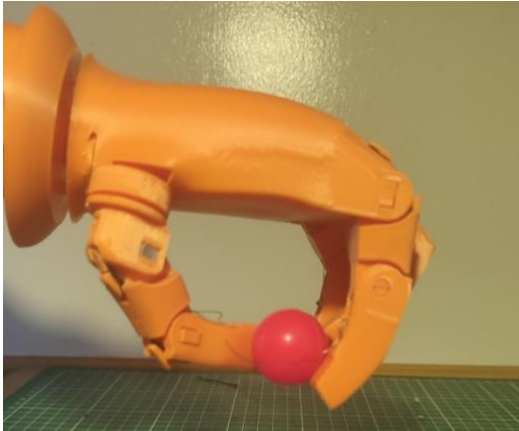


Imagen 44 Prueba esferas pequeñas
Fuente: Elaboración propia



Imagen 44 Prueba piramidales grandes
Fuente: Elaboración propia

La prueba con los elementos esféricos fue un éxito en todas sus categorías ya que pudo sostener por el tiempo estimado todas las pruebas, no hubo mayor complicaciones más que mantener la pelota fija en la superficie ya que esta tiende a rodar.

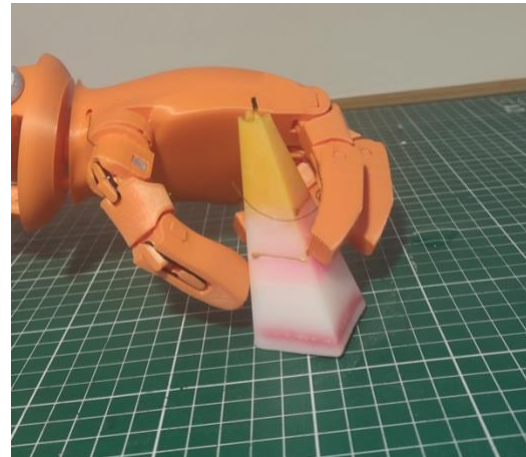


Imagen 44 Prueba piramidales medianos
Fuente: Elaboración propia



Imagen 44 Prueba piramidal pequeños
Fuente: Elaboración propia

Esta prueba de los elementos piramidales no tuvo resultados esperados ya que no fue posible sostener ni uno de los objetos de ninguna de las categorías. Esto se atribuye principalmente a la forma, sin embargo la textura influye de cierta manera ya que se realizó una prueba con una pirámide más pequeña a todas las anteriores pero de goma, en este caso no hubo dificultades para tomarla. En cambio los elementos probados en primera instancia no quedaron

sujetos en ningún momento esto porque queda el pulgar en la zona superior que es más pequeña mientras que en la base queda sujeta por los dedos contra la palma, lo cual con la fuerza de prensión ejercida no es capaz de sostener el peso del objeto.

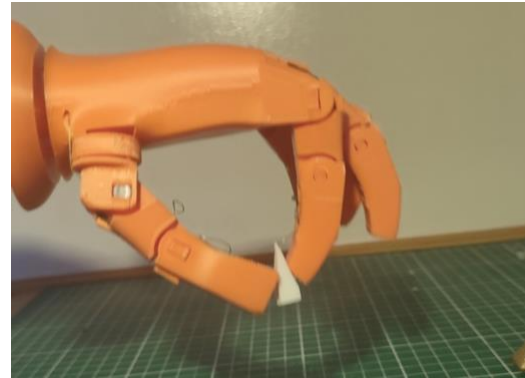


Imagen 44 Prueba piramidal pequeño< de goma
Fuente: Elaboración propia

6.1.2 PRECISIÓN

Finalizada la etapa de las pruebas para verificar la funcionalidad de esta, es necesario desafiar la prótesis y someterla a pruebas de precisión para probar sus límites.

Para esto se tomaron elementos aún más pequeños de cada una de las categorías anteriores para poder realizar pruebas. A estas categorías se les llama elementos xP.

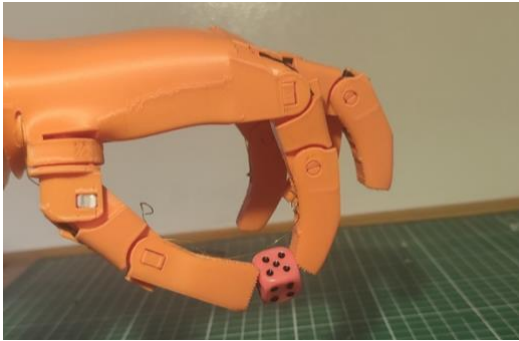


Imagen 44: Prueba paralelepípedo xP
Fuente: Elaboración propia

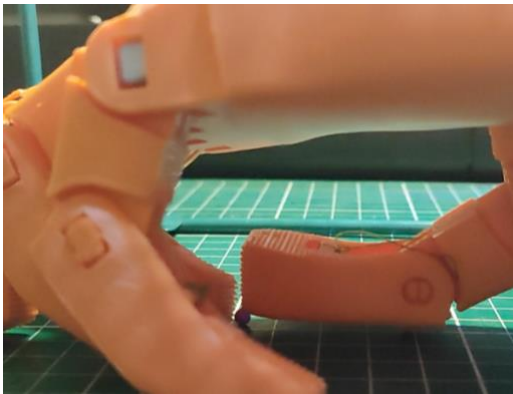


Imagen 44 Prueba esferas xP
Fuente: Elaboración propia

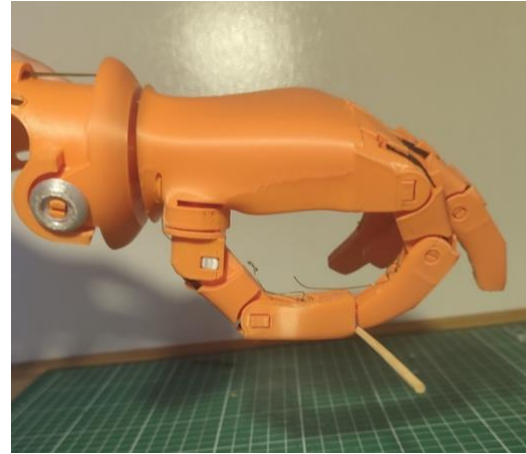


Imagen 44: Prueba cilindro xP
Fuente: Elaboración propia

Dentro de esta prueba la única lograda satisfactoriamente fue el paralelepípedo XP. El cilindro se probó en conjunto a la esfera poniendo como elemento de prueba un alfiler. Esta si bien no fue lograda, se puede apreciar en la imagen X que los cambios que se necesitan hacer son mínimos para lograr el cometido. También se probó otro elemento cilíndrico XP a partir de una brocheta, esta prueba si fue exitosa por lo que se considera este como límite actual para los elementos de precisión cilíndricos.

Se añadió una prueba extra para comprobar la cantidad de peso que es capaz de soportar para esto se aplicaron las mismas condiciones que fueron aplicadas a la prótesis anterior. Se fue poniendo a prueba para levantar una botella a la cual se le iba aumentando el peso de 50[g] en 50[g] pudiendo tomar hasta 300[g] por sobre 15 segundos ya que no fue posible tomar los 350 [g] En este punto la prótesis no fue capaz de generar presión.



Imagen 44: Prueba peso máximo fuente: Elaboración propia

6.1.3 FACTIBILIDAD DE REHABILITACIÓN:

En este punto se consultó a expertos en el área de Terapia Ocupacional para lo cual mediante una encuesta presente en el anexo 9 junto a las correspondientes respuestas. Se contactaron 4 profesionales de terapia ocupacional para conocer su opinión sobre el nuevo desarrollo de esta prótesis con la idea de conocer su punto de vista del área que los compete. Cabe destacar que dos de las entrevistadas han trabajado en rehabilitación con prótesis 3D conociendo el funcionamiento y las limitaciones de estas

En términos generales se cree que los cambios realizados son necesarios y útiles para el desarrollo de las actividades de la vida diaria. Que la oposición del pulgar y que este permita un cambio de ángulo, a su vez permite realizar mayor cantidad de pinzas o movimientos de precisión lo que conlleva el poder realizar más actividades. El punto

asociado al giro de la muñeca para cambiar la mano de posición es la que genera mayores dudas en cuanto a resistencia e incluso se considera innecesaria en uno de los casos.

6.1.4 INCORPORACIÓN DE SOCKET:

Para este punto no ha sido factible contactar a expertos en el área por el momento por lo que no es posible poder validar este punto. Sin embargo se considera un punto importante y prioritario para el trabajo futuro.

6.1.5 FACTIBILIDAD TÉCNICA:

En este punto se contactaron dos expertos en el área de fabricación digital e impresión 3D.

Uno de los participantes es Claudio Rodríguez dedicado a servicios de diseño digital, impresión 3D y fotogrametría

Otro de los participantes es Rodrigo Andrade experto en diseño e impresión 3D trabajador free-lance para Ubisoft.



Imagen 44: Validación con Claudio Rodriguez
Fuente: Elaboración propia

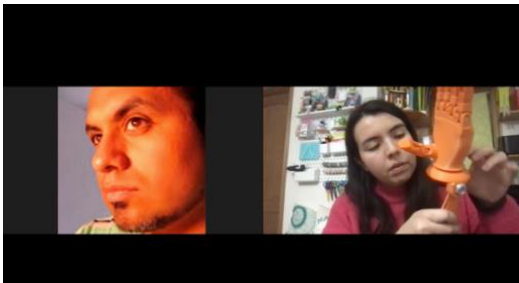


Imagen 44: Validación con Rodrigo Andrade
Fuente: Elaboración propia

La finalidad de estas consulta con un panel de expertos es poder validar, en el área de diseño y fabricación, la factibilidad de este. En términos generales se sugiere el uso de un material más resistente que el PLA de manera que se pueda mejorar la resistencia

de esta, se sugiere el uso de al menos PLA+ pero lo idóneo es utilizar Pet-G o Abs que ofrecen mejores propiedades mecánicas. También se recomienda en cambiar el método de manufactura para ofrecer procesos más rápido y económicos. En cuanto al diseño solamente se sugiere pulir las terminaciones para un acabado más prolijo y realista. Para esto también se sugiere el uso de ciertos software dónde el trabajo es más fácil de realizar.

Para concluir la validación con expertos, estas opiniones permitieron conocer conflictos no visto antes y entregara sugerencias ampliamente beneficiosas para el desarrollo futuro. También pudieron confirmar que en el diseño permitió aumentar los tipos de agarres que puede hacer la prótesis y que con esto la persona será capaz de desenvolverse de mejor manera dentro de su día a día para realizar su vida.

CAPÍTULO 07
TRABAJO FUTURO

CAPÍTULO 07

TRABAJO FUTURO |

Para entregar una prótesis funcional que realmente cumpla con las necesidades del usuario requiere realizar procedimientos previos que permitan asegurar tanto la funcionalidad como la ergonomía para el usuario.

También se deben establecer los procedimientos que aseveren la entrega de un servicio íntegro ya que toda prótesis deben pasar por un periodo de entrenamiento para aprender a usarla,

7.1 TESTEO CON USUARIOS

Es necesario para comprobar de forma certera el correcto funcionamiento de la prótesis que personas que cumplan con el perfil de usuario definido hagan uso de esta y que sea sometido a las pruebas establecidas que fueron descritas previamente en el capítulo 4. En caso de que las pruebas sean positivas es posible considerar este diseño como un producto viable.

7.2 NUEVA ITERACIÓN

Es necesario volver hacer una nueva iteración considerando todas las sugerencias significativas entregadas por el panel de expertos para generar un modelo aún más funcional. Además es necesario considerar los resultados de las pruebas aplicadas de tal manera de mejorar estos puntos. Sin embargo el punto más importante es incorporar o cambiar el diseño de acuerdo a los resultados del testeo con un usuario real.

7.3 SEGUNDA ITERACIÓN DE PANEL DE EXPERTO

Antes de realizar una segunda consulta a un panel de expertos es necesario aplicar las modificaciones y sugerencias que fueron mencionadas que son consideradas útiles y beneficiosas para la prótesis. Posteriormente sería idóneo poder corroborar la funcionalidad final del modelo en cuestión.

7.4 PRUEBA DE RESISTENCIA

Sería muy importante realizar una prueba de resistencia de la prótesis para la cual esté sometida a cargas y también al desgaste que pretende imitar el uso de la prótesis por una persona ya que al accionar se está constantemente poniendo en uso uniones que pueden ir desgastándose con el tiempo.

CONCLUSIONES |

Una sociedad que desea transitar hacia el desarrollo pleno debe necesariamente considerar la inclusión como un pilar fundamental en su constante proceso de evolución porque es de esta forma los integrantes que la conforman, encontrándose en situación de discapacidad, podrán indudablemente contribuir a este objetivo común en igualdad de condición con el resto de la población.

Una de las principales dificultades a la que se enfrentan las personas en situación de discapacidad, específicamente quienes han sufrido una amputación de causa traumática es el acceso a prótesis funcionales que les permitan independencia al realizar actividades de la vida diaria. Esto se debe tanto al costo como a tiempo que puede llegar a tardar para que el usuario pueda ocupar una prótesis plenamente funcional.

El desarrollo de prótesis en base a código abierto permiten ir generando mejoras cada

vez más rápido e ir entregando soluciones a una mayor cantidad de gente que lo necesita.

Es necesario seguir avanzando en términos del desarrollo de una prótesis a bajo costo que sea funcional ya que aún falta mucho por desarrollar. Si bien se puede considerar los cambios realizados como un avance sustancial, estos siguen siendo incomparables en cuanto a funcionalidad con una prótesis comercial. Aquí radica la importancia de continuar desarrollando soluciones para todos aquellos que han sido puestos en una situación de desigualdad con respecto a sus pares.

El óptimo desarrollo de una persona funcionalmente viene dado por la capacidad que tiene para realizar actividades de forma autónoma, esto es arrebatado al no entregarle la posibilidad a acceder a una prótesis, ya que si bien esta no va a suplir la funcionalidad de una mano real, entregará al usuario independencia. *señalar que es

extrapolable a otros países, a otros tipos de amputación* a niños

REFERENCIAS |

García, I. (2004). Manual de Fisioterapia. Modulo III. Traumatología, afecciones cardiovasculares y otros campos de Actuación. E-book. MAD-Eduforma.

Contreras, C. E. (2018). caracterización del paciente con amputación traumática. Guatemala.

Latarjet, M., & Liard, A. R. (2004). Anatomía humana. Ed. Médica Panamericana.

Drake, R. L., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. M. (2015). Gray. Anatomía para estudiantes (4ª ed.). Philadelphia,

International Organization for Standardization. (2020). ISO 8549-1:2020(en) Prosthetics and orthotics — Vocabulary — Part 1: General terms for external limb prostheses and external orthoses.

- OMS. (2021, 10 noviembre). *Rehabilitación*. WHO. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>
- OMS. (2017). Normas de ortoprotésica Parte 1: Normas
- Dillingham, T. R., Pezzin, L. E., & MacKenzie, E. J. (2002). Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *Southern medical journal*, 95(8), 875-884.
- Edemekong, P. F., Bomgaars, D. L., & Levy, S. B. (2017). Activities of daily living (ADLs).
- Ayuso, D. M. R. (2007). Actividades de la vida diaria. *Anales de Psicología/Annals of Psychology*, 23(2), 264-271.
- consejo interterritorial del sistema nacional de salud. (2003). guía descriptiva de ortoprótesis. <http://almacen-gpc.dynalias.org/webdav/publico/GuiaDescriptivaOrtoprotesisTomo3.pdf>
- Brown, T. (2008). Design thinking. *Harvard business review*, 86(6), 84.
- Black, S., Gardner, D. G., Pierce, J. L., & Steers, R. (2019). Design thinking. *Organizational behavior*.
- Zatsiorsky, V. M., & Zaciorskij, V. M. (2002). Kinetics of human motion. *Human kinetics*.
- Zhan, Q., Zhang, C., & Xu, Q. (2017). Measurement and description of human hand movement. In *MATEC*

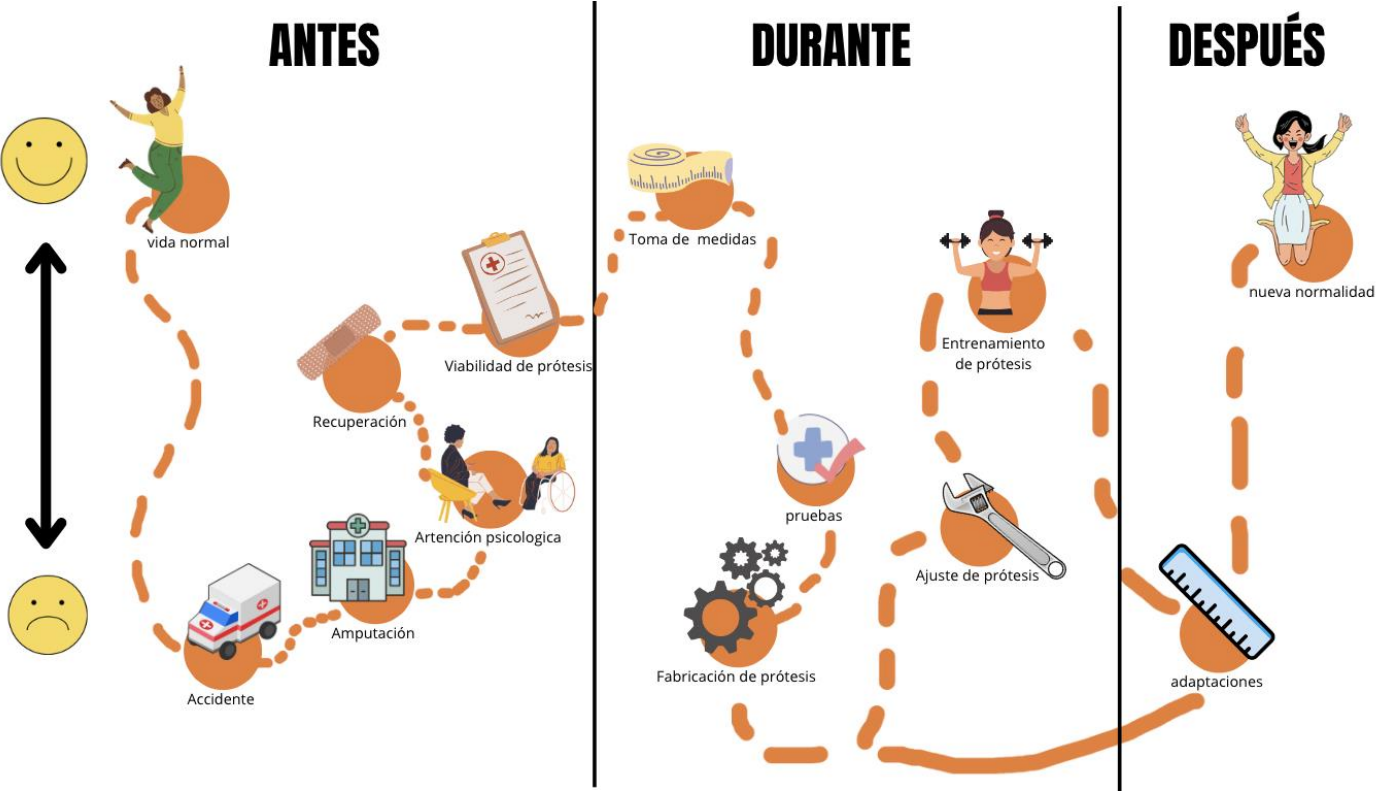
- Web of Conferences (Vol. 114, p. 04002). EDP Sciences.
- Zheng, J. Z., De La Rosa, S., & Dollar, A. M. (2011, May). An investigation of grasp type and frequency in daily household and machine shop tasks. In 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation (pp. 4169-4175). IEEE.
- Mateo, M., Penacho, M., Berisa, F., & Plaza, A. (2008). Nuevas tablas de fuerza de la mano para población adulta de Teruel.
- Gonzalez, Franck & Gosselin, Florian & Bachta, Wael. (2014). Analysis of Hand Contact Areas and Interaction Capabilities During Manipulation and Exploration. IEEE Transactions on Haptics. 7. 10.1109/TOH.2014.2321395.
- Jiménez, J. (2002). El proceso analítico jerárquico (AHP). Fundamentos, metodología y aplicaciones. Rect@ Revista Electrónica de Comunicaciones y Trabajos de ASEPUMA, 1, 28-77.
- Autodesk. (2022). Fusion 360 | Software CAD, CAM, CAE y de circuitos impresos 3D basado en la nube | Autodesk. Fusion360 | Autodesk. <https://latinoamerica.autodesk.com/products/fusion-360/overview?term=1-YEAR&tab=subscriptions>

ANEXOS |

Anexo 1: Mapa de empatía



Anexo 2: Journey map



OBJETIVO

Conocer las necesidades del usuario y los requerimientos asociados a la prótesis a modo de comprender en qué situaciones se hace necesario el uso es esta.

En caso de que el usuario cuente con prótesis, se pueda establecer cuales son las principales falencias de estas y el porqué.

- **Presentación personal**
- **Presentación del objetivo de la entrevista**
- **Preguntas:**
 1. Nombre
 2. Edad
 3. Nivel de amputación
 4. Uso de prótesis
 - I. Tipo de prótesis
 - II. Tiempo que lleva usando prótesis
 - III. Dónde/Cómo obtuvo la prótesis
 - IV. Actividades realizadas con la prótesis
 - Comer
 - Vestirse
 - Uso del teléfono
 - Escribir en el computador
 - otros
 - V. Limitaciones funcionales de la prótesis

- **Presentación personal**
- **Presentación del objetivo de la entrevista**
- **Preguntas:**
 1. Nombre
 2. Edad
 3. Nivel de amputación
 4. Uso de prótesis
 - I. Tipo de prótesis
 - II. Tiempo que lleva usando prótesis
 - III. Dónde/Cómo obtuvo la prótesis
 - IV. Actividades realizadas con la prótesis
 - Comer
 - Vestirse
 - Uso del teléfono
 - Escribir en el computador
 - otros
 - V. Limitaciones funcionales de la prótesis

Anexo 4: Perfil de usuario



USUARIO

PERSONAL



Residente en Chile



Mayor de 24 años



Trabaja



Sufrió un accidente no laboral

Sufrió una amputación traumática a nivel del radio por lo que su vida ha cambiado drásticamente de un día a otro. Quedar sin una de sus extremidades significa perder funcionalidad como persona. Se ve limitada en cuanto a las actividades que puede realizar.

MOTIVACIONES

- Superarse a diario.
- Lograr su independencia total.
- Integrarse en la sociedad como antes.

LE GUSTA

- Hacer vida social.
- Recrearse.
- Ejercitarse
- Ser tratada equitativamente

LE DESAGRADA

- Que crean que no puede lograr las mismas cosas que otros.
- Que no la traten como una persona normal.

QUÉ NECESITA

- Volver a realizar su vida funcionalmente como antes.

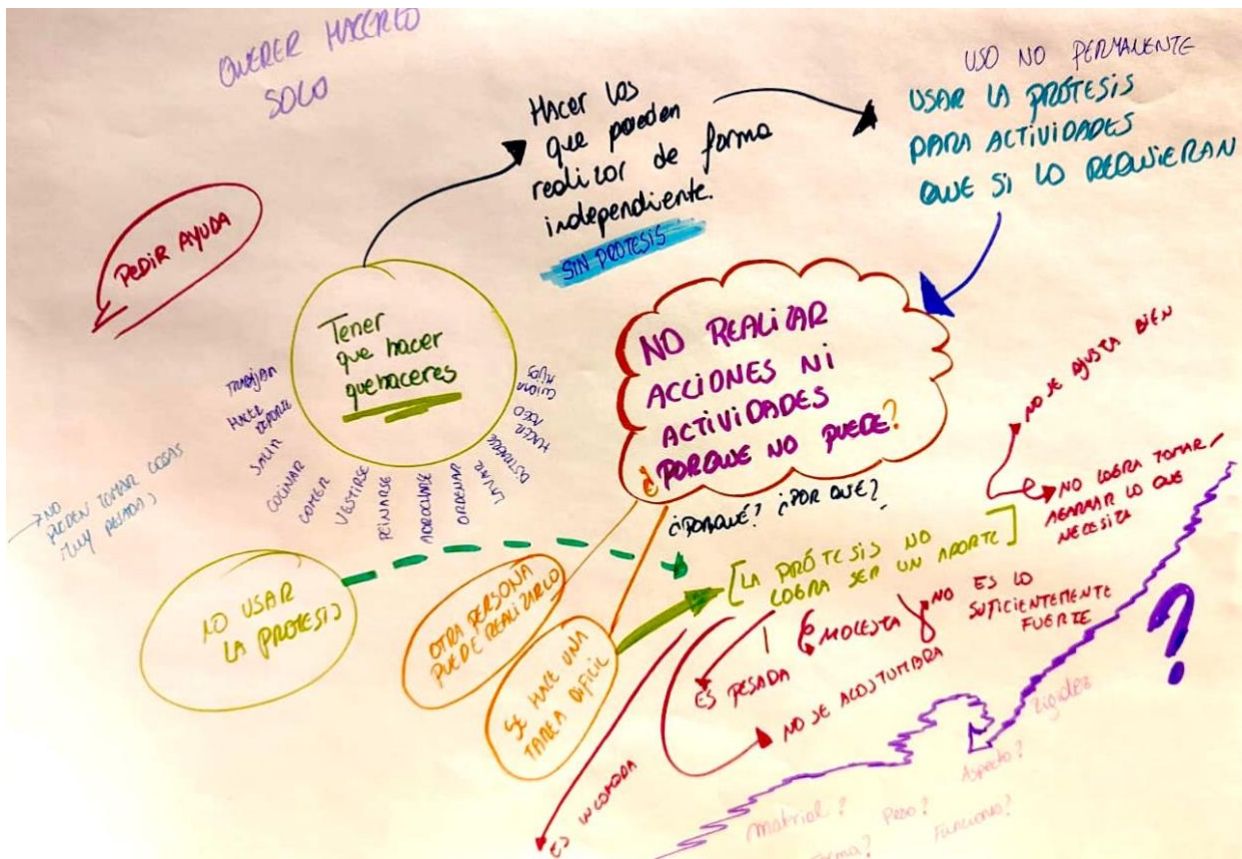
CÓMO LE AYUDA UNA PRÓTESIS

- A sostener objetos.
- A comer

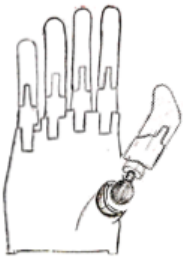
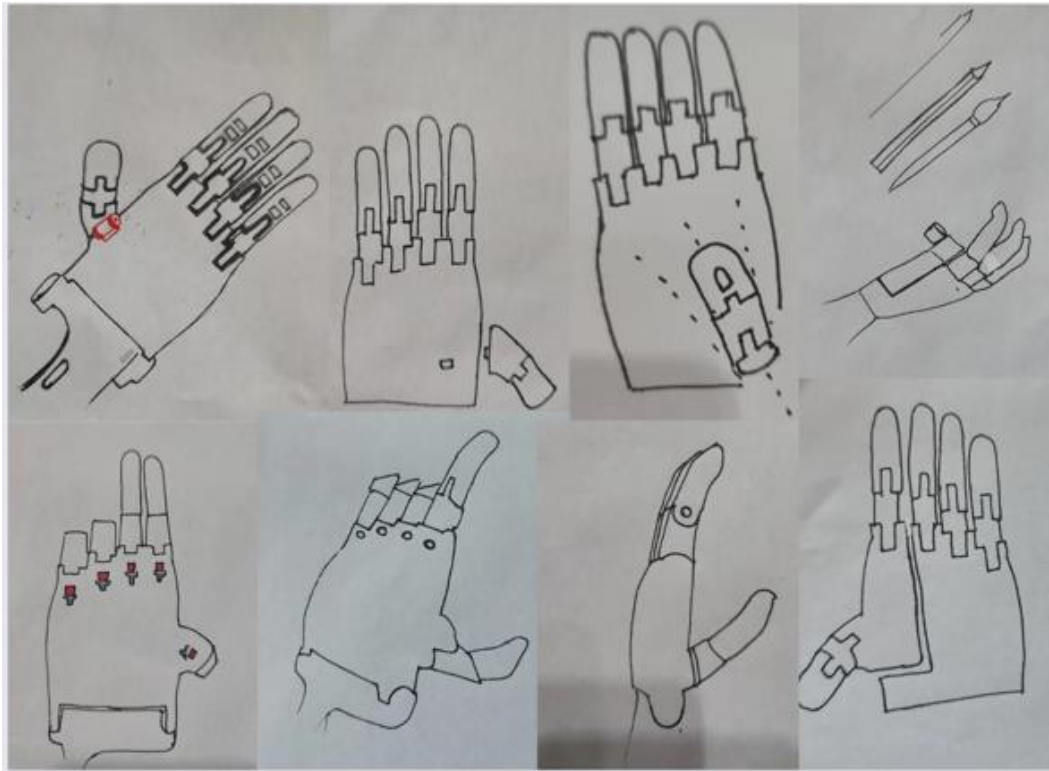
CARACTERÍSTICAS DESEADAS

- Que sea liviana y cómoda. De tal forma que le permita usarla todo el tiempo requerido sin molestias.
- Que le permita realizar las actividades que no logra hacer con su extremidad funcional.

Anexo 5: Mapa mental



Anexo 6: Lluvia de ideas pulgar



Anexo 7: Lluvia de ideas texturas dedo



Anexo 8: AHP sistema pulgar

	Movimientos	Precisión	GDL		
Movimientos	1	1	7		
Precisión	1	1	9		
GDL	1/7	1/9	1		
Total:	2,14	2,11	17,00		
	Movimientos	Precisión	GDL	Total	Ponderado
Movimientos	0,47	0,47	0,41	1,35	0,45
Precisión	0,47	0,47	0,53	1,47	0,49
GDL	0,07	0,05	0,06	0,18	0,06
Total:	1,00	1,00	1,00	3,00	1,00
	Solución 1	Solución 2	Solución 3		
Movimientos	5	5	3	13	
Precisión	?	?	?		
GDL	?	?	?		
Total:					
Precisión	Solución 1	Solución 2	Solución 3		
Solución 1	1	0,11	0,2		
Solución 2	8	1	5		
Solución 3	5	0,2	1		
Total:	14,00	1,31	6,20		

Precisión	Solución 1	Solución 2	Solución 3	Total	Ponderado	%	
Solución 1	0,07	0,08	0,03	0,19	0,06	6%	
Solución 2	0,57	0,76	0,81	2,14	0,71	71%	
Solución 3	0,36	0,15	0,16	0,67	0,22	22%	
Total:	1,00	1,00	1,00	3,00	1,00		
GDL	Solución 1	Solución 2	Solución 3				
Solución 1	1,00	1,00	7,00				
Solución 2	1,00	1,00	5,00				
Solución 3	0,14	0,20	1,00				
Total:	2,14	2,20	13,00				
GDL	Solución 1	Solución 2	Solución 3	Total	Ponderado	%	
Solución 1	0,47	0,45	0,54	1,46	0,49	49%	
Solución 2	0,47	0,45	0,38	1,31	0,44	44%	
Solución 3	0,07	0,09	0,08	0,23	0,08	8%	
Total:	1,00	1,00	1,00	3,00	1,00		
	Solución 1	Solución 2	Solución 3	Ponderado	Solución 1	Solución 2	Solución 3
Movimientos	0,38	0,38	0,23	0,23	0,09	0,09	0,05
Precisión	0,06	0,71	0,71	0,70	0,04	0,50	0,50
GDL	0,49	0,44	0,08	0,08	0,04	0,03	0,01
Total:	0,93398407	1,533421903	1,0224662	1	0,1678366	0,6180227	0,5559993

Pulgar en oposición

★

Fig. 250



Fig. 252



Fig. 246



Fig. 247



Fig. 258



Fig. 285

325



Fig. 248



Fig. 284



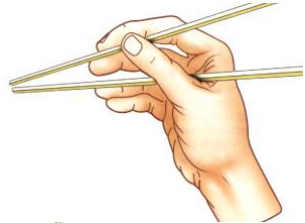
Fig. 271



Fig. 279



Fig. 267



2



Fig. 276



Fig. 277



Fig. 254



Opinión de expertos

Me encuentro realizando una mejora para una prótesis impresa en 3D para extremidad superior, los cambios realizados son a nivel de diseño, sin embargo tienen como finalidad aumentar su funcionalidad. Para esto se hicieron los siguientes cambios

- Se modificó la forma y textura de los dedos,
- El dedo pulgar se puso en oposición a los otros dedos
- El pulgar tiene un sistema que para que puedas girarlo y fijarlo en tres posiciones
- La muñeca de igual modo se puede girar y fijar en tres posiciones

Cabe destacar que este tipo de prótesis está pensada para quienes aún no pueden acceder a una definitiva, no pretende reemplazar las prótesis sino que ser una alternativa mejorada hasta que puedan acceder a una definitiva.

Las preguntas y comentarios deben ser en torno a las modificaciones ya que existen consideraciones a nivel de conexión y comodidad a la extremidad que en este punto aún no han sido consideradas.

Nombre: *

Para tener registro escribe tu nombre

Tu respuesta

Profesión o área de expertiz *

Tu respuesta

Esta es la prótesis que se desea mejorar



Esta es la prótesis MODIFICADA



¿Alguno de los cambios te parece innecesario o ineficiente? *

Escribir si o no y el por qué

Tu respuesta

¿Crees que el nuevo tipo de agarre permita realizar más acciones con la prótesis? *

Responder si o no y el por qué

Tu respuesta

¿Crees que si la prótesis permite realizar más movimientos, esto ayude a que el usuario pueda desenvolverse de mejor manera en su día a día? *

Responder si o no y el por qué

Tu respuesta

¿Crees que el sistema del pulgar giratorio es beneficioso en este tipo de prótesis mecánica? *

Responder si o no y el por qué

Tu respuesta

¿Crees que el sistema de la muñeca giratoria es beneficioso en este tipo de prótesis mecánica? *

Responder si o no y el por qué

Tu respuesta

Anexo 10: Resultados, Opinión de expertos

Nombre: *

Para tener registro escribe tu nombre

Marietta Navarro

Profesión o área de expertiz *

Terapeuta ocupacional

¿Alguno de los cambios te parece innecesario o ineficiente? *

Escribir si o no y el por qué

No, porque la prótesis en 3d permite el agarre de objetos de distintos tamaños y pesos. Además de utilizar los distintos tipos de pinza como por ejemplo de dos dedos, tres dedos y todos los dedos. Lo que permitiría mucha mayor independencia en sus actividades que realiza diariamente

¿Crees que el nuevo tipo de agarre permita realizar más acciones con la prótesis ? *

Responder si o no y el por qué

Si, porque al permitir distintos tipos de agarre y poder tomar una mayor variedad de objetos, permitiría realizar mayor cantidad de actividades en su vida diaria, laboral, juegos, actividades escolares etc.

¿Crees que si la prótesis permite realizar más movimientos, esto ayude a que el usuario pueda desenvolverse de mejor manera en su día a día? *

Responder si o no y el por qué

Si, porque podrá tomar más objetos y de esa manera se le dificultará menos realizar actividades en las que hay que usar ambas manos o incluso tomar objetos con solo la mano afectada.

¿Crees que el sistema del pulgar giratorio es beneficioso en este tipo de prótesis mecánica? *

Responder si o no y el por qué

Si porque de esta manera logra similar de mejor manera el movimiento normal del pulgar

¿Crees que el sistema de la muñeca giratoria es beneficioso en este tipo de prótesis mecánica? *

Responder si o no y el por qué

Si porque permite la movilidad igual a la realizada por una muñeca sin anomalías.

Nombre: *

Para tener registro escribe tu nombre

Josefa

Profesión o área de expertiz *

Terapeuta Ocupacional

¿Alguno de los cambios te parece innecesario o ineficiente? *

Escribir si o no y el por qué

No

¿Crees que el nuevo tipo de agarre permita realizar más acciones con la prótesis ? *

Responder si o no y el por qué

Si, ya que por su diseño permite movimientos más finos y realización de actividades que requieran mayor precisión

¿Crees que si la prótesis permite realizar más movimientos, esto ayude a que el usuario pueda desenvolverse de mejor manera en su día a día? *

Responder si o no y el por qué

Si, ya que el hecho de poder realizar una mayor cantidad de movimientos o acciones impacta de manera positiva y significativa en la funcionalidad del usuario y en la forma en que desarrolla sus actividades cotidianas

¿Crees que el sistema del pulgar giratorio es beneficioso en este tipo de prótesis mecánica? *

Responder si o no y el por qué

La verdad no porque si vemos la anatomía real del pulgar este no realiza movimientos giratorios, por lo que utilizarlo en la prótesis sería poco realista

¿Crees que el sistema de la muñeca giratoria es beneficioso en este tipo de prótesis mecánica? *

Responder si o no y el por qué

Lo mismo anterior, y ademas agregar que, según mi parecer, lo principal para que sea algo funcional es que la muñeca pueda realizar movimientos de flexo-extensión, y abducción-aducción

Nombre: *

Para tener registro escribe tu nombre

Nicole rocha

Profesión o área de expertiz *

Terapeuta ocupacional

¿Alguno de los cambios te parece innecesario o ineficiente? *

Escribir si o no y el por qué

No

¿Crees que el nuevo tipo de agarre permita realizar más acciones con la prótesis ? *

Responder si o no y el por qué

Si, ya que se logran hacer distintos tipos de pinzas

¿Crees que si la prótesis permite realizar más movimientos, esto ayude a que el usuario pueda desenvolverse de mejor manera en su día a día? *

Responder si o no y el por qué

Si, ampliar algunos rangos de movimientos incluso pronosupinacion

¿Crees que el sistema del pulgar giratorio es beneficioso en este tipo de prótesis mecánica? *

Responder si o no y el por qué

Si

¿Crees que el sistema de la muñeca giratoria es beneficioso en este tipo de prótesis mecánica? *

Responder si o no y el por qué

Si

Nombre: *

Para tener registro escribe tu nombre

Fernanda

Profesión o área de expertiz *

Terapeuta ocupacional

¿Alguno de los cambios te parece innecesario o ineficiente?

Escribir si o no y el por qué

No, ya que le da más oportunidad y variedad de agarre a la prótesis y además estos cambios podrías hacer más fácil su uso

¿Crees que el nuevo tipo de agarre permita realizar más acciones con la prótesis ? *

Responder si o no y el por qué

Si, ya que al cambiar la posición del pulgar, esté logra hacer mayor cantidad de pinzas para poder agarrar más objetos, y sobre todo la modificación de los dedos ayudará a mejorar el agarre

¿Crees que si la prótesis permite realizar más movimientos, esto ayude a que el usuario pueda desenvolverse de mejor manera en su día a día? *

Responder si o no y el por qué

Creo que dependería del tipo de movimiento que realice la prótesis y cómo se llevarían acabo estos, ya que si cada movimiento que realice la prótesis tiene que hacerse mediante alguna modificación mecánica, esto generaría mayor pérdida de tiempo y realmente no sé si mejoraría su día a día

¿Crees que el sistema del pulgar giratorio es beneficioso en este tipo de prótesis mecánica? *

Responder si o no y el por qué

Si, permite mayor oportunidad para agarrar cosas

¿Crees que el sistema de la muñeca giratoria es beneficioso en este tipo de prótesis mecánica? *

Responder si o no y el por qué

Puede ser, creo que podría ser beneficioso pero tendría que verse la resistencia que tenga uso y a los elementos de mayor peso que pueda tolerar.
