

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE ARTE Y DISEÑO



**MALKY: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN
DE UNA PRÓTESIS PARCIAL DE MANO PERSONALIZADA**

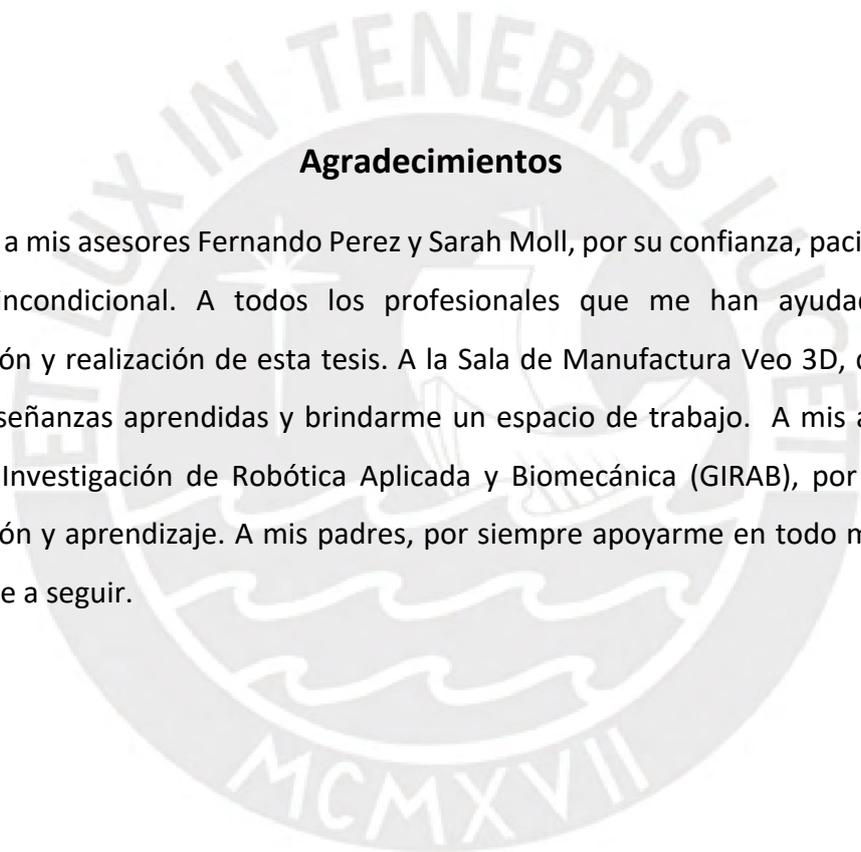
Tesis para optar por el Título de Licenciada en Arte con mención
en Diseño Industrial que presenta la Bachiller:

MARLENE MICHELE BUSTAMANTE CARVALLO

Fernando Felipe Perez Riojas

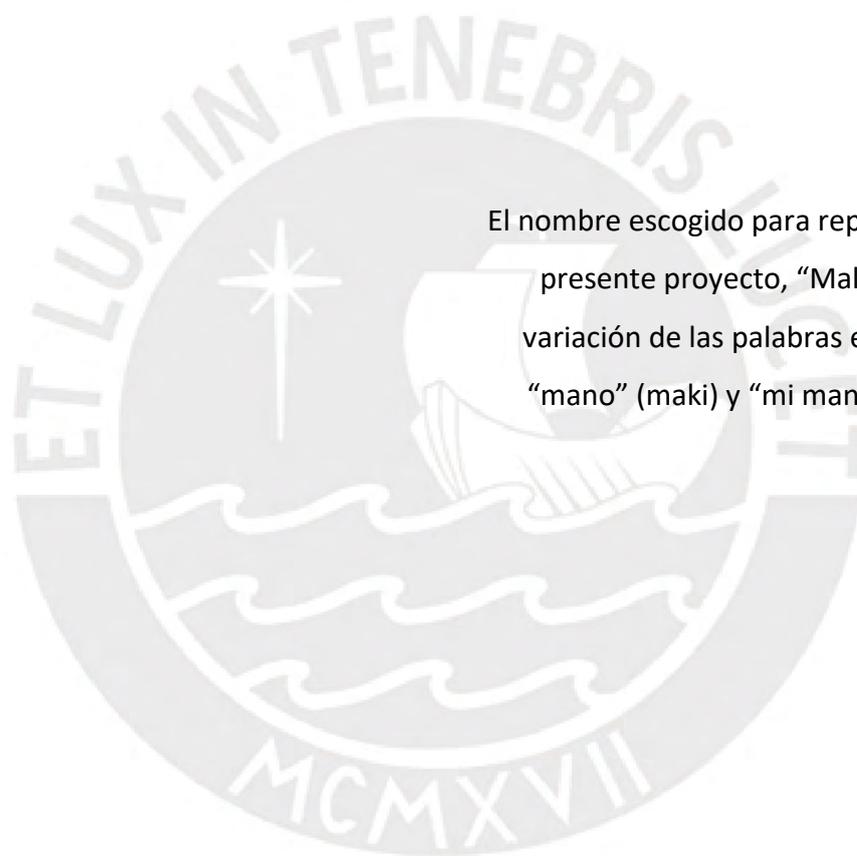
Sarah Paola Moll León

Lima, mayo 2018



Agradecimientos

Agradezco a mis asesores Fernando Perez y Sarah Moll, por su confianza, paciencia, guía y apoyo incondicional. A todos los profesionales que me han ayudado con la investigación y realización de esta tesis. A la Sala de Manufactura Veo 3D, de la PUCP por las enseñanzas aprendidas y brindarme un espacio de trabajo. A mis amigos del Grupo de Investigación de Robótica Aplicada y Biomecánica (GIRAB), por su apoyo, comprensión y aprendizaje. A mis padres, por siempre apoyarme en todo momento e impulsarme a seguir.



El nombre escogido para representar el presente proyecto, “Malky”, es una variación de las palabras en quechua “mano” (maki) y “mi mano” (makiy).

Resumen

Las principales causas de amputaciones de mano son los accidentes con pirotécnicos y los accidentes laborales, dentro de los cuales la industria de manufactura presenta el porcentaje más alto. Los principales afectados por amputaciones parciales en la mano son obreros o trabajadores informales quienes suelen percibir un sueldo mínimo.

Este tipo de accidentes graves como es una amputación, tiene un impacto psicológico en el usuario importante, donde al perder la capacidad de realizar actividades de la vida cotidiana, perder su autonomía, perder su rol en la sociedad al quedar inhabilitado de realizar su oficio, lo sumerge en una gran frustración y depresión.

Las lesiones en este tipo de amputación, son bastante distintas dependiendo de cada caso. Por lo que la personalización es un aspecto importante a considerar en el diseño, ya que debe adecuarse perfectamente a la lesión específica del usuario. Además, en el mercado nacional, no hay prótesis funcionales disponibles para amputación parcial de mano, solo hay cosméticas.

En este contexto, surge la necesidad de diseñar, fabricar e implementar una prótesis funcional parcial de mano personalizada para un usuario específico, que le permita recuperar su autonomía. Se propone utilizar como metodología, los lineamientos de la filosofía del "Diseño centrado en el usuario" (DCU), porque esta promueve la inclusión del mismo en todo el proceso iterativo de análisis, diseño y evaluación.

Se plantea utilizar la impresión 3D como sistema de manufactura, porque es una tecnología que facilita la fabricación rápida y sencilla de piezas complejas a un bajo costo y con una buena calidad, permitiendo que la prótesis tenga un precio accesible. Así como, utilizar el escáner 3D para obtener una copia digital del muñón del usuario, sobre la cual poder diseñar la prótesis personalizada. Esta tecnología es rápida, no invasiva y mejor en comparación con el sistema tradicional de obtención de moldes de yeso, porque con el escaneo 3D el muñón del usuario no se ve manipulado, ni afectado de ninguna manera.

Además, se busca que las soluciones diseñadas para este proyecto puedan ser aplicadas a otras variantes de amputación parcial de mano, con el objetivo de masificar el desarrollo de este tipo de prótesis en el país. Por lo cual, se realizará una aplicación teórica del diseño para otros casos de amputación, que sirva como referencia para futuras investigaciones.

Índice

Agradecimientos	1
Resumen	3
Índice	4
Lista de Tablas	6
Lista de Gráficos	6
Lista de Figuras	6
1. Introducción	9
2. Marco del Proyecto	11
2.1 Discapacidad	11
2.1.1 La discapacidad en el Perú	12
2.2 La Mano	13
2.2.1 La estructura de la mano	14
2.3 Amputación	17
2.3.1 La amputación en el Perú	17
2.3.2 Causas de amputación de miembro superior	18
2.3.3 Niveles de amputación en mano y antebrazo	25
2.3.4 Psicología del Amputado	26
2.3.5 Proceso de rehabilitación en amputados	29
2.4 Prótesis de miembro superior	32
2.4.1 Clasificación de las prótesis de miembro superior	32
2.4.2 Componentes de las prótesis de miembro superior	35
2.4.3 Prótesis para amputación parcial de mano	36
2.4.4 Prótesis de mano en el Perú	43
2.4.5 Prótesis de mano fabricadas con Impresión 3D	45
2.5 Tecnologías 3D	53
2.5.1 Impresión 3D	53
2.5.2 Escáner 3D	60
3. Planteamiento del Problema	63
4. Hipótesis	65
5. Objetivos	65
6. Alcances y límites	66
7. Metodología	68
7.1 Equipo de trabajo	68
7.2 Tecnología	69
7.3 Diseño Centrado en el usuario (DCU)	69
7.3.1 Investigación y análisis	70
7.3.2 Diseño y evaluación	71
7.3.3 Evaluación Final	73
7.4 Aplicación Teórica del diseño	73
8. Proceso de Diseño del Proyecto Malky	74
8.1 Análisis de Usuario (Participante)	74
8.1.1 Entrevista Inicial	74
8.1.2 Evaluación médica	75

8.1.3 Recolección de datos del usuario.....	76
8.2 Análisis del estado del Arte	79
8.3 Requerimientos de diseño	87
8.3.1 Aspectos Funcionales	87
8.3.2 Aspectos Estéticos.....	88
8.3.3 Aspectos técnicos.....	88
8.4 Proceso iterativo de diseño, prototipado y pruebas de funcionamiento	89
8.4.1 Prótesis Versión 1.....	90
8.4.2 Prótesis Versión 2.....	96
8.4.3 Prótesis Versión 3.....	100
8.4.4 Prótesis Versión 4.....	106
8.4.5 Prótesis Versión 5.....	111
9. Descripción y Fundamentación de Prótesis Malky. (Versión Final.).....	120
9.1 Aspectos Funcionales	122
9.1.1 Accionamiento	122
9.1.2 Comodidad	131
9.1.3 Colocación	135
9.2 Aspectos Estéticos.....	136
9.2.1 Apariencia Antropomorfa	136
9.2.2 Color y textura.....	138
9.3 Aspectos técnicos.....	139
9.3.1 Fabricación de las piezas en impresión 3D.....	139
9.3.2 Fabricación de piezas en silicona	143
9.3.3 Ensamble.....	145
9.3.4 Mantenimiento	149
9.3.5 Costo.....	150
9.4 Aplicación teórica del diseño Malky para otros tipos de amputación parcial de mano .	153
9.5 Validación Final de la prótesis Malky	157
9.5.1 Resultados del Test de Usuario	157
9.5.2 Entrevista a Profundidad a Experto	159
9.6 Aportes de Diseño.....	161
10. Conclusiones.....	163
11. Recomendaciones.....	165
12. Bibliografía	167
13. Anexos.....	174
13.1 Anexo 1. Oferta nacional de prótesis para amputación parcial de mano.....	175
13.2 Anexo 2 . Entrevista a Experto	176
13.3 Planos	181

Lista de Tablas

Tabla 1. Perú: Personas con discapacidad según tipo de limitación 2012.....	12
Tabla 2. Porcentaje Función Digital.....	14
Tabla 3. Principales daños que ocasionaron discapacidades. Según frecuencia en pacientes....	18
Tabla 4. Región anatómica de amputación por accidente laboral en pacientes atendidos en ..	21
Tabla 5. Pacientes amputados por accidente laboral	21
Tabla 6. Notificaciones de accidentes de trabajo según actividad económica año 2015.....	22
Tabla 7. Notificaciones de accidentes de trabajo. Según parte del cuerpo lesionada. 2015.....	23
Tabla 8. Notificaciones de accidentes de trabajo. Según categoría ocupacional total. 2015....	23
Tabla 9. Etapas de la rehabilitación en amputados	29
Tabla 10. Comparación de las prótesis funcionales para amputación parcial de mano.....	79
Tabla 11. Tipos de silicona Platimun	117
Tabla 12. Parámetros de impresión	142
Tabla 13. Listado de insumos	151
Tabla 14. Costos de insumos en la fabricación de 1 prótesis.....	151
Tabla 15. Costo de producción de los 5 prototipos	152
Tabla 16. Costo de la producción de la prótesis Malky.....	152
Tabla 17. Costo de Prótesis Malky. Futuros usuarios.....	153
Tabla 18. Aspectos a favor y en contra de la prótesis Malky según el test de usuario.....	158
Tabla 19. Tipo prótesis disponibles en ortopedias de Lima y sus precios.....	176

Lista de Gráficos

Gráfico 1. Clasificación de las prótesis según su función	32
---	----

Lista de Figuras

Figura 1. Los cinco rayos de la mano.....	15
Figura 2. El rayo del pulgar	15
Figura 3. La oblicuidad del eje transversal de la palma	16
Figura 4. Niveles de amputación de la mano y antebrazo	26
Figura 5. Etapas de la rehabilitación en amputados	29
Figura 6. Clasificación de las prótesis según su función.....	32
Figura 7. Prótesis cosmética con cierre integrado	33
Figura 8. Prótesis Mecánicas.....	33
Figura 9. Prótesis mi eléctrica para amputación transradial.....	34

Figura 10. Prótesis Pasiva	36
Figura 11. M – Thumb	37
Figura 12. M –Thumb siendo usada para coger un objeto	37
Figura 13. Guante de silicona para amputación de mano	38
Figura 14. Variación de color entre mano y guante de silicona	39
Figura 15. Usuario utilizando sistema M – Fingers	39
Figura 16. Fabricación y Ensamblado del M-Finger	40
Figura 17. Usuario utilizando i-Digits Quantum	41
Figura 18. Prótesis Vincent Partial	42
Figura 19. Prótesis Mecánica para amputación de los dedos 2°, 3° y 4° de la mano izquierda..	44
Figura 20. Prótesis Mecánica para amputación transmetacarpiana y parcial pulgar	44
Figura 21. Prótesis Raptor	46
Figura 22. Prótesis Talon Hand.....	46
Figura 23. Prótesis Cyborg Beast.....	47
Figura 24. Prótesis Odysseus Hand	47
Figura 25. Prótesis Falcon V1 Hand.....	48
Figura 26. Prótesis Phoenix Hand.....	48
Figura 27. Osprey Hand	49
Figura 28. Prótesis Flexy Hand 2	50
Figura 29. Prótesis K1 Hand	51
Figura 30. Prótesis Iron Man Mark IV Hand	52
Figura 31. Depósito de filamento fundido (FDM)	54
Figura 32. Impresora 3d del proyecto Reprap	55
Figura 33. Proceso de vaciado por alginato	61
Figura 34. Escaneo 3d de partes humanas.....	61
Figura 35. Etapas iterativas del Diseño Centrado en el Usuario	70
Figura 41. Escaneo 3D de muñón de usuario.....	78
Figura 42. Escaneo 3D de mano sana de usuario.....	78
Figura 36. Encaje protésico expuesto	80
Figura 37. Uso de correas para asegurar el muñón a la prótesis.....	81
Figura 38. Accionamiento de la prótesis con la flexión de la muñeca	82
Figura 39. Sistema de regulación de cuerdas rígidas.....	84
Figura 40. Despiece de Prótesis Raptor	86
Figura 43. Prótesis Versión 1.....	90
Figura 44. Prototipo versión 1 usando guante de neopreno	91
Figura 45 .Prototipo versión 1 usando venda de muñón.....	92
Figura 46. Protuberancias óseas del muñón.....	93
Figura 47. Prótesis Versión 1 pintada de color piel.....	94
Figura 48. Prótesis Versión 2.....	96
Figura 49. Modificación de la pieza palma. Protosis Verión 2.....	97
Figura 50. Prototipo de Prótesis Versión 2	98
Figura 51. Prótesis Versión 3.....	100
Figura 52. Ubicación del pulgar. Prótesis Versión 3	101
Figura 53. Prueba con usuario. Prótesis Versión 3.....	102
Figura 54. Correcta ubicación de los dedos de la prótesis.....	103

Figura 55. Correcta ubicación de los canales de las cuerdas rígidas.....	103
Figura 56. Prototipo de Versión 3	104
Figura 57. Prótesis Versión 4.....	106
Figura 58. Corrección en la ubicación del pulgar.	107
Figura 59. Prueba con usuario. Prótesis Versión 4.....	108
Figura 60. Correas de fijación de prótesis Versión 4.....	109
Figura 61. Prótesis Versión 5.....	111
Figura 62. Siliconas HTV pegadas en la parte anterior de la prótesis.	112
Figura 63. Almohadillas de silicona adhesivas	113
Figura 64. Prueba con usuario. Evaluación del desempeño en agarre cilíndrico. Versión 5 ...	114
Figura 65. Prueba con usuario. Evaluación de agarre tripod. Versión 5	114
Figura 66. Prueba con usuario. Resistencia del mecanismo de los dedos. Versión 5	115
Figura 67. Prueba con usuario. Siliconas ortopédicas en la yema de los dedos. Versión 5.....	116
Figura 68. Parte posterior de prótesis Versión 5	118
Figura 69. Prótesis Malky	120
Figura 70. Explosiva de la prótesis Malky.....	121
Figura 71. Funcionamiento de la prótesis	123
Figura 72. Silicona de dedo y pulgar	124
Figura 73. Falange Medio-Distal de los dedos con y sin recubrimientos de silicona.	125
Figura 74. Prueba con usuario. Agarre cilíndrico con peso de 200gr. Prótesis Malky	126
Figura 75. Prueba con usuario. Agarre Cilíndrico con pesos de 500 y 800 gr. Prótesis Malky .	127
Figura 76. Prueba con usuario. Agarre Cilíndrico superficies varias. Prótesis Malky.....	128
Figura 77. Objetos para realizar la prueba de agarre tripod. Prótesis Malky	129
Figura 78. Prueba con usuario. Agarre tripod. Prótesis Malky	130
Figura 79. Ángulos de desfase de pieza <i>palma B</i> al realizar agarre cilíndrico y tripod.	131
Figura 80. Ubicación de almohadillas de silicona ortopédica.	132
Figura 81. Ubicación de las cintas de polipropileno.....	134
Figura 82. Proceso de colocación de la prótesis Malky.....	135
Figura 83. Usuario sacándose la prótesis Malky	136
Figura 84. Comparación entre mano sana y prótesis Malky.....	137
Figura 85. Resina epoxi XTC-3D para pieza impresas en 3D	139
Figura 86. Orientación de piezas impresas en 3D.....	140
Figura 87. Orientación de impresión de Piezas. Prótesis Malky	141
Figura 88: Molde de silicona de pulgar	143
Figura 89: Proceso de fabricación de piezas de silicona.	144
Figura 90. Ensamble de las piezas de los dedos palma y pulgar	146
Figura 91. Ensamble de las cuerdas flexibles y rígidas.....	147
Figura 92. Ensamble de los pines a la muñeca, las piezas de silicona y las cintas	148
Figura 93. Detalle del sistema de regulación de las cuerdas rígidas.....	149
Figura 94. Proceso de regulación de cables rígidos	150
Figura 95. Propuesta para Amputación del Pulgar	154
Figura 96. Propuesta para amputación de los dedos conservando el pulgar	155
Figura 97. Propuesta para amputación transmetacarpiana	156

1. Introducción

En el Perú, en época de fiestas, los pirotécnicos son usados por adultos y niños, ignorando que la mayoría son fabricados, almacenando y vendidos ilegalmente. En 2016 se decomisaron 83 mil 330 kilos y destruido veinte toneladas de estos (La Republica, 2016). Su manipulación es una práctica peligrosa y sufrir accidentes es una constante en estas fechas; sin embargo, puede llegar a tener consecuencias irreversibles como la amputación de la mano.

Por otro lado, una situación similar sucede en los accidentes laborales por manipulación de máquinas y herramientas que causan lesiones en la mano y dedos, la cual es la lesión más común con 23.5%. La industria de manufactura concentra la mayor incidencia de casos notificados con 23.4%. Los afectados son trabajadores (operarios, obreros, o trabajadores informales) quienes suelen percibir un sueldo mínimo y no siempre cuentan con un trabajo estable (Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo, 2015).

Sufrir una amputación en la mano es una situación difícil, pues esta parte del cuerpo es elemental para el desempeño de las actividades básicas de la vida cotidiana. Físicamente la persona está incapacitada por la pérdida de su autonomía. Con ayuda de los médicos y psicólogos, deberá superar el duelo y el estado depresivo para adecuarse y reformular su percepción física (González A. K., 2017).

Posteriormente, cuando la persona finalmente se ha recuperado física y psicológicamente, la opción de utilizar una prótesis para poder recuperar su autonomía, seguir desarrollándose laboralmente, y reintegrarse a la sociedad, se convierte en una necesidad.

Actualmente en el país, la fabricación de prótesis de mano funcionales es muy escasa, en cambio, hay más opciones para amputaciones del antebrazo y desarticulados de muñeca, cuyos costos oscilan alrededor de S/ 5000. En el caso de prótesis cosméticas (solo restauran la apariencia estética de la persona) en un material simple (PVC) está costando desde S/ 1000, y en un material de silicona hasta \$ 1,200. (Ver Anexo 1)

El tipo de lesión en pacientes con amputación parcial de mano, es bastante específico dependiendo de cada caso. Por ello, la prótesis debe realizarse de forma personalizada ya que debe adecuarse perfectamente a la lesión de cada paciente. Según la gravedad del accidente se pueden mantener algunos movimientos funcionales de la mano. La prótesis no debe anular dichas funciones; en cambio, debe complementarlas para conseguir recuperar la mayor funcionalidad posible.

Otro aspecto importante para la persona con amputación es la apariencia. Es incuestionable que ninguna prótesis podrá reemplazar o igualar a la parte de la mano perdida, pero es importante porque permitirá recuperar el miembro perdido. Por lo tanto, la prótesis debe conseguir una apariencia que iguale las características físicas del usuario.

En los últimos años, el uso de las tecnologías 3d (escaneo e impresión 3d) se han difundido mundialmente, presentándose como una alternativa accesible económica y funcional para la fabricación de prótesis. El escaneo 3d es una técnica no invasiva que permite obtener una versión digital precisa del miembro amputado sobre la cual diseñar la prótesis. El muñón del paciente amputado es una zona sensible y no siempre se puede manipular directamente, por lo cual el escaneo 3d se convierte en una alternativa ideal.

La impresión 3d por su parte, es una tecnología de manufactura aditiva, que se caracteriza por fabricar en poco tiempo, a un precio bajo y de un material resistente (plástico ABS), piezas personalizadas y de geometrías complejas (Ortizo K. Luna H., 2016) (Lipson, 2015).

Entendiendo que en la fabricación de prótesis para amputación parcial de mano se necesita un alto grado de personalización por la peculiaridad de las lesiones, esta tecnología se convierte en una herramienta importante a utilizar, en favor de disminuir el costo de fabricación de las prótesis y hacerlas más accesibles.

En este contexto, el presente proyecto propone el diseño, fabricación e implementación de una prótesis parcial de mano mecánica fabricada con impresión 3D, que permita a las personas afectadas recuperar su autonomía para hacer posible la reinserción social y laboral.

2. Marco del Proyecto

2.1 Discapacidad

Según la Organización Mundial de la Salud (2016), la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud (CIF) define la discapacidad como un **término genérico que abarca deficiencias, limitaciones de la actividad y restricciones a la participación.**

La ley peruana N° 29973 del 24 de diciembre de 2012, “Ley General de la Persona con Discapacidad”, incluye en su artículo 2 la siguiente definición de discapacidad, señalando que:

“La persona con discapacidad es aquella que tiene una o más **deficiencias físicas, sensoriales, mentales o intelectuales de carácter permanente** que, al interactuar con diversas barreras actitudinales y del entorno, **no ejerza o pueda verse impedida en el ejercicio de sus derechos y su inclusión plena y efectiva en la sociedad**, en igualdad de condiciones que las demás” (Congreso de la República, 2012, pág. 1).

En esta segunda definición se menciona el rol de la sociedad en el entendimiento de la persona con discapacidad, es importante recalcar este aspecto porque aparte de las limitaciones que tiene la persona, otro factor importante es el impacto psicológico que tiene la reacción de la sociedad ante su discapacidad, donde la preocupación de la persona es no poder encajar y ser aceptado por sus iguales. Aparecen pensamientos de sentirse observado, juzgado o rechazado por la sociedad; ideas que probablemente la persona tenía hacia otros con discapacidad, antes de caer en esa misma situación (Fishman, 1961). El usuario tiene una fuerte necesidad no solo que corrija funcionalmente sus limitaciones, sino también de buscar medios para reintegrarse y ser aceptado.

2.1.1 La discapacidad en el Perú

Según resultados de la Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad (ENEDIS) en el 2012, se estima que en el país **1 millón 575 mil 402 personas padecen de alguna discapacidad** y representan el 5,2% de la población nacional. Además, de este total, el 52,1% son mujeres y el 47,9% hombres.

Además, **el 16,4% de hogares del país tienen al menos un integrante con discapacidad física o mental**. Según área de residencia, el **17,5% de hogares urbanos** tienen al menos una persona con discapacidad, mientras que en el área rural el porcentaje es de 14,3%.

Por tipo de discapacidad, el **3,1% de la población con discapacidad presenta dificultad de tipo motriz en miembros superiores e inferiores**, lo que representa un total de 931,993 personas. (Ver Tabla 1)

Así mismo, según grupos de edad, la mayor presencia se aprecia en los grupos de **30 a 64 años (31,5%)**, de 65 a 74 años (24,1%) y de 75 a 84 años (24,1%). (Instituto Nacional de Estadística e Informática, 2014)

Tabla 1. Perú: Personas con discapacidad según tipo de limitación 2012
(Porcentaje respecto del total de la población)

TIPO DE LIMITACIÓN	%
Para usar brazos y manos/piernas y pies	3,1
Para ver, aun usando lentes	2,6
Por padecer una enfermedad crónica	2,2
Para oír, aun usando audífonos para sordera	1,8
Para concentrarse recordar (mentales)	1,7
Para relacionarse con los demás por sus sentimientos emocionales conductas	1,0
Para hablar (entonar / vocalizar)	0,9

Fuente: Instituto de Estadística e Informática – Primera Encuesta Nacional Especializada Sobre Discapacidad 2012

2.2 La Mano

Como se ha podido observar, la discapacidad en el Perú afecta principalmente la capacidad funcional de utilizar los miembros inferiores y superiores.

La mano, la cual posee múltiples funciones y es una de las principales herramientas del ser humano, una lesión o amputación complica o imposibilita la capacidad de desempeñar muchas actividades de la vida cotidiana, generando la pérdida de la autonomía a distintos niveles (Sierra & Manzo, 2012).

Según Zamudio (2009), las funciones básicas de la mano se pueden dividir en tres: **función motora, sensitiva y comunicativa.**

Gracias a la **función motora disponemos de una pinza muy eficaz para agarrar objetos con una amplia variabilidad de posibilidades.** Por ejemplo, posiciones como la concavidad palmar permite tomar y soltar objetos grandes, y la oposición de los dedos con el pulgar proporciona la pinza para la manipulación de instrumentos de precisión y actividades de destreza manual final (Arias Lopez, 2012).

Esta función de prensión no solamente contempla la posibilidad de agarrar objetos, sino que abarca otros aspectos importantes, como la **capacidad de alcanzarlos, de transportarlos y de poder soltarlos en cualquier momento.**

La **función sensitiva de la mano nos permite relacionarnos con el entorno que nos rodea**, ya que gracias al sentido del tacto **recibimos información de la textura, temperatura** y otras características de los objetos que manipulamos.

Por último, **la función comunicativa es una herramienta básica en la forma de interactuar con otros.** En la comunicación humana, los movimientos de las manos son parte esencial del **lenguaje no verbal** y acompañan a nuestras palabras para enfatizar la expresión verbal. Incluso, pueden sustituir lo verbal como en el lenguaje manual de las personas con discapacidad auditiva.

2.2.1 La estructura de la mano

La parte posterior de la mano es una superficie que es usualmente visible y por lo tanto es estéticamente importante, la superficie de la palma, la cual está escondida, es la superficie funcional. La zona anterior o palmar tiene una forma cóncava y la posterior o dorsal tiene una forma convexa (Tubiana R. , 1984).

El pulgar tiene una posición más lateral y proximal, permitiendo el movimiento hacia adentro y fuera de la palma; es el **miembro más importante de la mano**, sin este la capacidad funcional de la mano se reduce en cerca de un 40% (Loaiza, 2011).

Los cuatro dedos están en la zona distal de los metacarpianos de la mano y realizan el movimiento de flexión y extensión (Tubiana R. , 1984). Los dedos **índice y medio siguen en importancia al pulgar porque los tres dedos constituyen el 80% de la capacidad funcional de la mano** (Arce, 2005). (Ver Tabla 2)

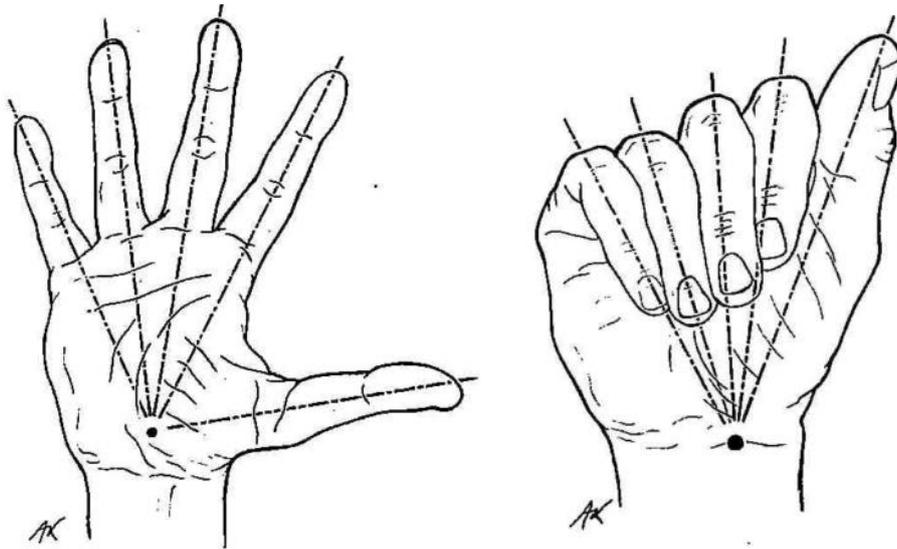
Tabla 2. Porcentaje Función Digital

	PORCENTAJE
PULGAR	40 %
INDICE	20 %
MEDIO	20 %
ANULAR	15 %
MEÑIQUE	5 %

Fuente: Modificado Dr. Arce G. Prótesis de miembros superiores. 2005

Los dedos poseen diferentes longitudes, cuando están extendidos y tocándose entre sí, las puntas de las yemas de los dedos forman una curva regular, los dedos periféricos son los más cortos. Cuando los dedos están extendidos y separados, ellos se dirigen en diferentes direcciones y las puntas forman una circunferencia perfecta, cuyo centro está en la cabeza del metacarpiano del dedo medio (Tubiana R. , 1984). (Ver Figura 1)

Figura 1. Los cinco rayos de la mano

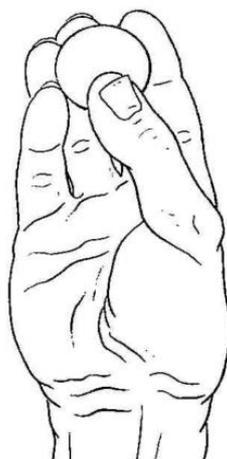


Fuente: Modificado de Architecture and Functions of the Hand. En *Examination of the Hand & Upper Limb*.1984.

Cada uno es una cadena poli-articular compuesta de un metacarpiano y de tres falanges., excepto el pulgar, porque solo posee dos falanges.

Cuando los dedos están flexionados de forma separada, ellos convergen juntos en un punto proximal situado en la base de la palma. (Ver Figura 1) El rayo del pulgar, siendo el más corto, está notoriamente separado de los dedos y está ubicado proximalmente. Puede proyectarse en frente del plano de la palma, en oposición de los otros cuatro rayos de los dedos (Tubiana R. , 1984). (Ver Figura 2)

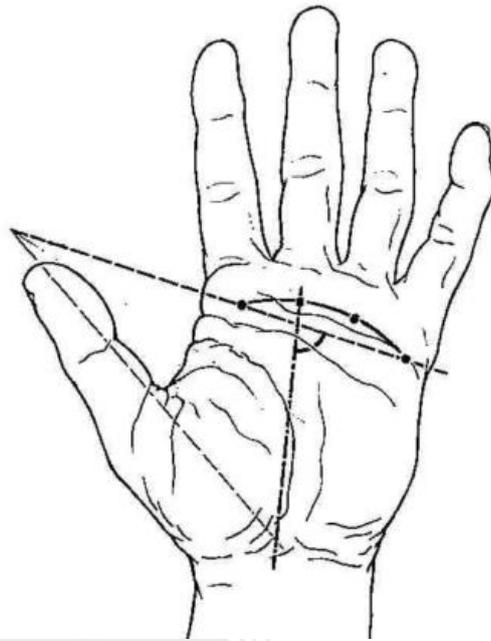
Figura 2. El rayo del pulgar



Fuente: Modificado de Architecture and Functions of the Hand. En *Examination of the Hand & Upper Limb*.1984.

El eje transversal de la palma es oblicuo y pasa formando una línea desde la cabeza del segundo metacarpiano al quinto, formando un ángulo de 75 grados con el eje del tercer rayo (Tubiana R. , 1984). (Ver Figura 3)

Figura 3. La oblicuidad del eje transversal de la palma



Fuente: Modificado de Architecture and Functions of the Hand. En *Examination of the Hand & Upper Limb*.1984.

2.3 Amputación

La amputación es la remoción total o parcial de una extremidad, seccionando transversalmente uno o más huesos (Mendoza, 2000).

En el caso de la mano, donde las funciones y estructura son muy complejas, la ausencia total o parcial de la misma representa una disminución significativa en la capacidad funcional de la persona alterando su rol en la sociedad y además del indudable impacto psicológico, personal y familiar (Zambudio, 2009).

Según Mendoza en el 2000 puede ser de dos tipos:

- **Amputación Primaria o Traumática:** Es aquella producida por un agente traumático como accidentes de trabajo, tránsito, bélicos, etc.
- **Amputación Secundaria o Quirúrgica:** Es aquella electiva o programada para ser realizada por medio de un acto quirúrgico. Puede ser programada para combatir una enfermedad.

A nivel psicológico, la respuesta del afectado es diferente dependiendo del tipo de amputación que sufre. Cuando es quirúrgica para combatir una enfermedad que causa malestar o dolor intenso, la amputación puede verse como una salida y la predisposición para aceptar la pérdida es más optimista. En cambio, con los traumatismos, los cuales son accidentes que ocurren inesperadamente, el proyecto de vida de la persona es muy afectado, lo cual incrementa el tiempo que se necesita para que se complete la etapa de adaptación y se acepte la amputación (Tavera, 2014).

También existe la **amputación congénita**, donde la persona nace sin uno o varios miembros debido a una malformación durante la gestación.

2.3.1 La amputación en el Perú

El Perú cuenta con un centro especializado en rehabilitación, el Instituto Nacional de Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”, Amistad Perú – Japón. Se encuentra en el distrito de Chorrillos en Lima y atiende pacientes de todo el Perú. Solo en el año 2015, el departamento con mayor cantidad de consultas médicas fue Unidad Motora y Dolor

con 9,970, seguida de **Amputados, Quemados y Trastornos Posturales con 7,491.** (Oficina de Estadística e Informática, 2015, pág. 86)

Además, según los registros del instituto en el 2013, **en amputaciones solo en pacientes de entre 20 y 64 años de edad, se obtuvo un promedio de 54.25%** de frecuencia con este tipo de lesión. Así mismo, en el 2014, en el primer trimestre, en pacientes de entre 20 y 64 años de edad se obtuvo un 36% de frecuencia. (Ver Tabla 3)

Tabla 3. Principales daños que ocasionaron discapacidades. Según frecuencia en pacientes

RANGO DE EDADES	2013				2014
	I Trimestre	II Trimestre	III Trimestre	IV Trimestre	I Trimestre
Pacientes de 10-19 años.	35%	12%	11%	0%	13%
Pacientes de 20-64 años.	75%	75%	37%	30%	36%
Pacientes de 64 años a más.	24%	11%	12%	7%	12%

Fuente: Modificado de Instituto Nacional de Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores” (INR) – Sala Situacional, Primer, Segundo, Tercero y Cuarto trimestre del 2013 y Primer Trimestre del 2014.

Existe una **consistente incidencia de pacientes que presentan algún tipo de amputación** y que el **rango de edades que predomina** con este tipo de lesión es el de **20 a 64 años**, el cual **es también el rango de edad productiva.**

2.3.2 Causas de amputación de miembro superior

La principal causa de amputación en miembro superior es traumática en accidentes fortuitos; en cambio, en miembro inferior es quirúrgica debido a enfermedades crónicas como la diabetes. Además, en el primer caso, los afectados son personas jóvenes en la plenitud de su etapa laboral, en cambio en el segundo caso, son personas de la tercera edad que tienen varias enfermedades (F.Lamandé, 2014).

Las formas más frecuentes de amputación de miembro superior son por explosión de pirotécnicos y por accidente laboral (Camacho T. H., 2010). En menor medida, otras posibles causas de amputación son por tumores, fallas vasculares, diabetes, congénito y complicaciones infecciosas (F.Lamandé, 2014).

2.3.2.1 Amputación por explosión de pirotécnicos

En fechas festivas como navidad y año nuevo, la costumbre de reventar pirotécnicos coloca a las personas en peligro de sufrir lesiones graves como una amputación. Niños y jóvenes son los principales afectados, pues son quienes suelen reventar este tipo de explosivos con mayor frecuencia.

Con el pasar de los años se han establecido leyes que prohíben tipos de pirotécnicos altamente explosivos, y se han autorizado otros tipos menos peligrosos. Sin embargo, aún existe fabricantes informales que siguen ofreciendo aquellos altamente nocivos.

En un estudio observacional y descriptivo realizado en Colombia, utilizando como fuente de datos al Sistema Nacional de Vigilancia en Salud Pública (SIVIGILA) en el periodo comprendido entre enero de 2007 y diciembre de 2013, se encontraron las siguientes estadísticas (Ávila, Castro, Aguilar, & Valencia, 2016):

- El grupo de edad más afectado fue de 5 a 14 años. En el 2013 La mayor incidencia de casos se presentó en el grupo de 10 a 14 años de edad, seguido del grupo de 15 a 19 años.
- Del 2007 al 2012 el tipo de lesión más frecuente fueron las quemaduras (79-80%), seguidas por las laceraciones (12-29%), las lesiones múltiples (27%), el daño ocular (9%) y las amputaciones (8,7%).
- En el año 2013, el 64% de los casos de lesiones por fuegos artificiales fueron notificados del 17 de noviembre al 20 de diciembre. El 82% de los lesionados fueron de sexo masculino. Del total de lesiones, se encontró que 79% correspondía a quemaduras, 33% a laceraciones, 11% a contusiones y 9% a amputaciones.

La Cruz Roja de Ecuador informó que, en Navidad y fin de año del 2015, se reportó 850 atenciones por quemaduras y amputaciones en todo el país. Los niños y adolescentes fueron las principales víctimas (El Comercio, 2016).

Las lesiones por pirotécnicos producen principalmente quemaduras y en menor medida amputaciones en dedos y mano. Sin embargo, aunque la recuperación de una quemadura es larga y dolorosa, en el caso de una amputación, la rehabilitación no devolverá el miembro perdido de la persona. Además, siempre hay la posibilidad que una quemadura de 3er grado se infecte, causando una gangrena, lo que conlleve también a una amputación para salvar la vida del paciente.

En el Perú no se tiene un registro único de personas afectadas por pirotécnicos. Según el Cuerpo General de Bomberos Voluntarios del Perú (CGBVP) en los días 24 y 25 de diciembre hubo 28 incidentes causados por el uso de artefactos pirotécnicos. Además, en el 2016, se decomisaron **83 mil 330 kilos de pirotécnicos** y destruido veinte toneladas de estos productos (La Republica, 2016). Pese a las campañas de concientización del estado para regular y controlar la fabricación y venta de pirotécnicos, muchas personas siguen vendiendo y fabricando en malas condiciones este tipo de productos, incrementando las posibilidades de que más personas salgan heridas.

2.3.2.2 Amputación por accidente laboral

En un estudio retrospectivo y descriptivo realizado por Camacho T. H, 2010, donde se analizaron las historias clínicas de personas que sufrieron una amputación atendidos en el Instituto Nacional de Rehabilitación del 1 de enero de 2003 al 31 de diciembre de 2007, la principal **causa fue por lesión traumática (59,2%)**. El **40,7%** se encontró en el rango **de 21 a 30 años de edad** y **63,9% no realizará su labor habitual por invalidez**.

El porcentaje mayor (8,37%) fue por accidente laboral. La zona anatómica más afectada fue miembro superior y mano, con un total de 49,07% de incidencia; seguido con miembro inferior con 48,15% (Camacho T. H., 2010). (Ver Tabla 4)

Tabla 4. Región anatómica de amputación por accidente laboral en pacientes atendidos en El instituto nacional de rehabilitación 2003 – 2007

REGIÓN ANATÓMICA	2003		2004		2005		2006		2007		Total	
	N°	%	N°	%								
Extremidad Inferior	11	32,35	21	60	7	43,75	4	40	9	69,23	52	48,15
Extremidad Superior	13	38,24	2	5,71	3	18,75	5	50	1	7,69	24	22,22
Mano y Muñeca	8	23,53	11	31,43	6	37,50	1	10	3	23,08	29	26,85
Partes Múltiples	2	5,88	1	2,86	-	-	-	-	-	-	3	2,78
Total	34	100	35	100	16	100	10	100	13	100	108	100

Fuente: Modificado de la Tesis de Camacho, T. H. 2010.

La actividad económica con mayor número de pacientes amputados fue la **manufactura con 37,96%**, seguido de transporte, almacenamiento y comunicaciones con un 22,22%. La **manufactura** también fue la actividad económica **con mayor porcentaje de casos durante los 5 años** (Camacho T. H., 2010). (Ver Tabla 5)

Tabla 5. Pacientes amputados por accidente laboral

	2003		2004		2005		2006		2007		TOTAL	
	N°	%	N°	%	N°	%	N°	%	N°	%	N°	%
INDUSTRIAS MANUFACTURERAS	12	35,29	13	37,14	8	50	4	40	4	30,77	41	37,96
TRANSPORTE, ALMACENAMIENTO, COMUNICACIONES	10	29,41	10	28,57	1	6,25	3	30	-	-	24	22,22
AGRICULTURA, GANADERÍA CAZA Y SILVICULTURA	2	5,88	3	8,57	2	12,50	1	10	2	15,38	10	9,26
CONSTRUCCIÓN	3	8,82	4	11,43	-	-	-	-	1	7,69	8	7,41

Fuente: Modificado de la Tesis de Camacho, TH. 2010.

La forma de **accidente más frecuente es el aprisionamiento o atrapamiento con un 58,33%**, seguido por el de **choque de vehículos con 12,04%**, variando en el análisis por año (Camacho T. H., 2010).

Para corroborar los resultados obtenidos por Camacho en un panorama más actual, se realizó una comparación de los reportes de los meses del 2015 del “Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo” desarrollado por Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo (MTPE). **Se confirmó que la industria manufacturera concentró la mayor cantidad de notificaciones** de accidentes de trabajo con un promedio mensual de 446 casos, pese a que no todos terminan en amputación, la existencia de una incidencia tan alta aumenta las posibilidades de sufrirla. (Ver Tabla 6)

Tabla 6. Notificaciones de accidentes de trabajo según actividad económica año 2015

Actividad Económica	Enero	Febrero	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Setiembre	Octubre	Noviembre	Diciembre
INDUSTRIA MANUFACTURERA	409	369	366	391	235	440	479	619	550	508	568	422
CONSTRUCCIÓN	224	215	261	320	205	341	323	288	323	251	284	175
ACTIVIDADES INMOBILIARIAS, EMPRESARIALES Y DE ALQUILER	202	241	255	252	221	326	355	454	394	417	468	284
EXPLOTACIÓN DE MINAS Y CANTERÍAS	109	74	99	102	78	119	112	153	131	115	149	137
TOTAL	1438	1346	1475	1581	1106	1810	1970	2292	2135	1932	2299	1584

Fuente: Modificado de Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales. Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. 2015.

Los principales agentes causantes que han sido registrados para la industria manufacturera son: **“máquinas y equipos en general”** con un promedio mensual de **43 notificaciones** y **“herramientas (portátiles, manuales, mecánicas, eléctricas, etc)”** con **33 notificaciones**. Hay constancia en el número de notificaciones por mes, aunque en ciertos meses disminuya o aumente.

La **parte del cuerpo más lesionada** es **“dedos de la mano”** con un promedio mensual de **274 notificaciones**, seguido de **“ojos”** con 196 y **“mano”** con **138** (Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo, 2015). (Ver Tabla 7)

Tabla 7. Notificaciones de accidentes de trabajo. Según parte del cuerpo lesionada. Año 2015

PARTE DEL CUERPO LESIONADA	Enero	Febrero	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Setiembre	Octubre	Noviembre	Diciembre
DEDOS DE LA MANO	249	222	267	258	195	285	336	338	284	287	331	239
OJOS (CON INCLUSIÓN DE LOS PÁRPADOS, LA ÓRBITA Y EL NERVIÓ ÓPTICO)	142	171	133	190	121	194	222	277	181	224	306	189
MANO (CON EXCEPCIÓN DE LOS DEDOS SOLOS)	104	111	125	147	84	136	156	188	160	117	228	101
TOTAL	1438	1346	1475	1581	1106	1810	1970	2292	2135	1932	2299	1584

Fuente: Modificado de Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales. Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.2015.

Hay una relación coherente entre la parte del cuerpo afectada y los agentes causantes de lesiones como máquinas y herramientas, ya que estas se manipulan principalmente con las manos.

La categoría ocupacional de los accidentes registrados fue en primer lugar **“no determinado” con un promedio mensual de 508, en segundo lugar “otros” con 479,** seguido de **“operario” con 405 y “obrero” con 147** (Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo, 2015). (Ver tabla 8)

Tabla 8. Notificaciones de accidentes de trabajo. Según categoría ocupacional total. Año 2015

Categoría Ocupacional	Enero	Febrero	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Setiembre	Octubre	Noviembre	Diciembre
AGRICULTOR	-	-	-	1	-	-	1	-	-	-	-	-
CAPATAZ	-	-	1	5	3	3	5	5	4	3	5	1
EMPLEADO	136	98	149	102	85	116	123	114	92	102	357	205
FUNCIONARIO	1	1	1	1	2	-	1	2	1	5	3	-
OBRERO	157	136	168	136	95	130	166	160	99	128	202	193
OFICIAL	31	24	41	22	18	28	41	41	44	21	36	40
OPERARIO	369	232	405	372	249	353	442	517	406	369	677	468
PEÓN	26	24	31	37	17	24	44	43	36	28	34	32
OTROS	557	416	487	433	350	597	557	693	578	463	348	269
NO DETERMINADO	161	415	192	472	287	559	590	717	875	813	637	376
TOTAL	1438	1346	1475	1581	1106	1810	1970	2292	2135	1932	2299	1584

Fuente: Modificado de Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales. Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.2015.

Hay relación entre los agentes causantes y las categorías ocupacionales de los trabajadores afectados, ya que los cargos como “obrero” donde el trabajador utiliza herramientas y “operario” donde se opera maquinaria y equipos en general, están más expuestos a sufrir accidentes laborales en comparación con otros puestos más administrativos.

Por otro lado, que la categoría “no determinado” posea la mayor cantidad de notificaciones, puede significar que corresponda a trabajadores informales o temporales. Lo cual permite que las condiciones de trabajo no sean las óptimas y por tal motivo haya un aumento en los riesgos para sufrir accidentes.

Los trabajadores informales o temporales son los que más abundan en la industria manufacturera, no tienen un trabajo estable y suelen aceptar situaciones laborales inadecuadas para poder trabajar y así mantener a sus familias. Para estas personas, sufrir un accidente laboral grave como una amputación puede significar una situación difícil de afrontar. Los sueldos que perciben no suelen superar el básico y afrontar económicamente la recuperación de un accidente puede llegar a ser muy difícil. Al ser trabajadores informales y temporales no poseen beneficios laborales como un seguro de salud que pueda cubrir accidentes. Al no firmar contratos de trabajo con las empresas, no pueden exigir la ayuda que les corresponde en caso de sufrir un accidente que termine en una amputación por negligencia de su empleador.

Una persona que trabaja como obrero, depende de sus habilidades físicas, especialmente de sus manos, pues con ellas manipula las herramientas (portátiles, manuales, mecánicas, eléctricas, etc.); así como, las máquinas en general. Sufrir una lesión grave como una amputación, **significa perder su medio de trabajo y sustento pues ya no puede competir con sus compañeros sanos** (Fishman, 1961). Además, aparte de lidiar con el dolor de la pérdida del miembro amputado, el no poder trabajar y mantener a su familia o tener su independencia, genera mucho sufrimiento en la persona (Díaz J L, 2013).

2.3.3 Niveles de amputación en mano y antebrazo

La mano es el segmento más importante de la extremidad superior (Mendoza, 2000). Cuanto mayor sea el nivel de amputación, mayor será la pérdida de funciones. Por tal motivo, cuando se realiza la amputación se trata en lo posible de rescatar la mayor estructura ósea y muscular, considerando las opciones protésicas futuras para el usuario.

2.3.3.1 Amputación parcial de mano

Según Gonzáles en 2009, los niveles de amputación parcial de mano se dividen en:

a) Amputación del pulgar

Es la falta de parcial o total del pulgar. Considerando que es la parte más funcional de la mano, su pérdida disminuye considerablemente las funciones que la mano puede realizar.

b) Amputación de dedos conservando el pulgar

Es la falta total o parcial de uno o más dedos sin incluir el pulgar. Cuantos más dedos se vean comprometidos, mayor será la pérdida de funcionalidad.

c) Amputación transmetacarpiana o carpiana

La amputación se da a lo largo de los huesos metacarpianos o carpianos de la mano, puede incluir o no el pulgar.

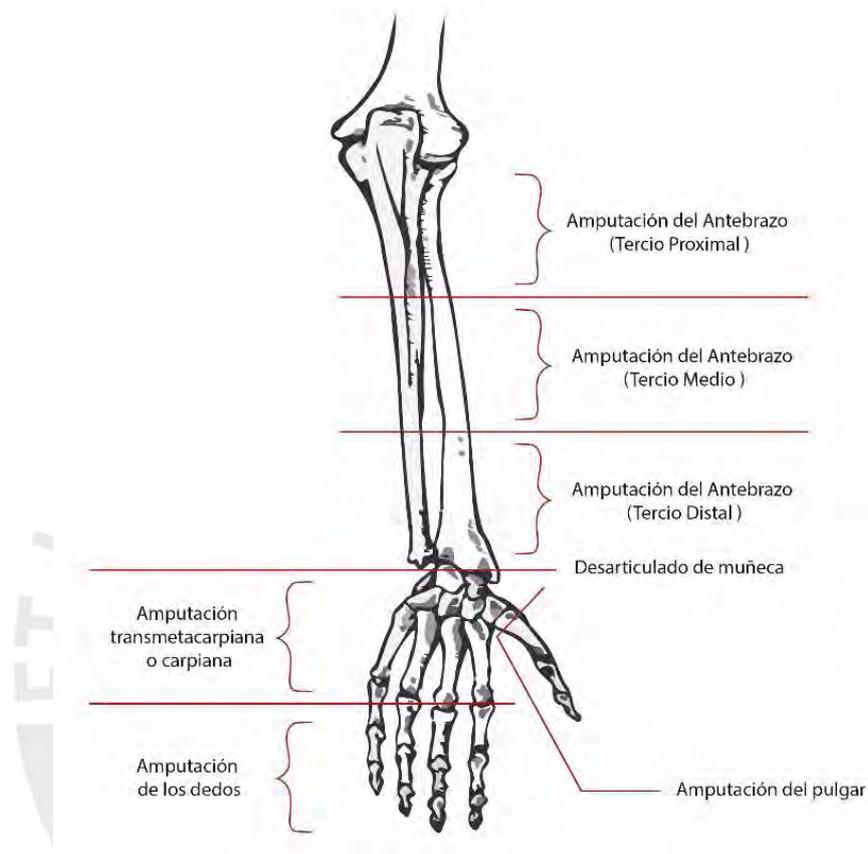
2.3.4.2 Amputación del antebrazo (transradial)

Según Coba, Sansó, y Guillén en 1992, los niveles de amputación del antebrazo son **tercio proximal**, cercano al codo; **tercio medio**, considerado el ideal; y **tercio distal**, cercano a la muñeca. Cuanto más largo es el muñón (remanente de una extremidad luego de haber sido amputada) hay mayor brazo de palanca y los músculos encargados de la pronosupinación se conservan mejor. (Ver Figura 4)

a) Desarticulado de muñeca

La amputación se da a la altura de la articulación de la muñeca. Se conservan los huesos del radio y cubito.

Figura 4. Niveles de amputación de la mano y antebrazo



Fuente: Basado en (González, 2009) y (Coba, Samsó, & Guillén, 1992)

2.3.4 Psicología del Amputado

La amputación genera un impacto psicológico importante en la persona afectada. En casos de amputaciones traumáticas, es incluso más intensa, pues llega inesperadamente alterando la estabilidad de la persona. En caso de amputaciones quirúrgicas, la persona tiene más tiempo para prepararse psicológicamente para afrontar la situación (Tavera, 2014).

Según Fishman, 1961, el evento genera frustración en el afectado, pues impacta en su vida en 5 áreas:

Función física: Luego de la amputación, el afectado repentinamente se ve imposibilitado de realizar actividades físicas que antes sí podía hacer. Según Morris, 2003: *“uno de los problemas más difíciles es perder el sentimiento de independencia y tener que depender de otros hasta en las necesidades más básicas”*.

Cosmética: En amputados de miembro superior en ambos sexos, la estética es más importante que en amputados de miembro inferior, debido a que la ropa no suele cubrir la extremidad, evitando que se pueda ocultar. La estética es un aspecto importante en la sociedad también, cuando una persona no cumple los estándares impuestos, puede sufrir una pérdida de aceptación de su entorno (Fishman, 1961).

El amputado puede cuestionar su apariencia física y tener problemas interpersonales, llegando a tener miedo del rechazo de su pareja y de su entorno (Morris, 2003).

Comodidad: Luego de la cirugía, el muñón del usuario queda muy sensible y en muchos casos se padece dolor crónico. La pérdida del miembro afecta el equilibrio de la persona, tendiendo a compensar el peso faltante, optando por malas posturas. La comodidad se vuelve un factor importante pues, se ve considerablemente comprometida (Fishman, 1961).

Factores vocacionales y económicos: Según Fishman, 1961: *“cualquier interferencia en la habilidad del individuo para ganar su puesto en la sociedad competitiva le afecta psicológicamente”*. Además, amputados del miembro superior tienen más dificultades para conseguir trabajo que los amputados de miembro inferior. Considerando que la mayoría de afectados suelen ser obreros que realizaban trabajos manuales antes de la amputación, el no poder regresar a sus actividades laborales los frustra y deprime (Fishman, 1961).

El no poder reintegrarse a los trabajos en los que se desempeñaban y en los que habían ganado experiencia, les complica encontrar otras opciones de trabajo,

generándoles problemas financieros; y preocupación de no poder cubrir con los gastos médicos y de recuperación (Morris, 2003).

Consideraciones sociales: El amputado puede sentirse observado, juzgado y excluido por la sociedad. Considerando lo importante que es para una persona obtener el respeto de los demás, esta situación puede significar la pérdida de autoestima, y la pérdida del respeto y confianza de sí mismo (González A. K., 2017).

La forma de lidiar con eventos traumáticos y dolorosos como una amputación varía dependiendo de cada persona, de su personalidad, de su edad, de su género, y de sus ideales. Sin embargo, la amputación al ser la pérdida de una parte del cuerpo, es comparable con la pérdida de un ser querido, y según González A. K, 2017, y Morris, 2003, la persona afectada atraviesa un proceso de duelo donde se pueden establecer 5 etapas:

Negación y aislamiento: Es el primer recurso de defensa utilizado por el afectado después de una noticia o situación impactante e inesperada.

Rabia o ira: Luego de superar el impacto inicial, el amputado sentirá rabia y culpará a otros por lo sucedido.

Regateo o pacto: Luego el amputado se calmará e intentará posponer la realidad de lo sucedido.

Depresión: Posteriormente el amputado experimentará depresión, la cual es la fase más complicada de su recuperación emocional. Según Morris, 2003: *“los síntomas más frecuentes son el exceso o la falta de sueño, los sentimientos negativos sobre la realidad y el futuro, los sentimientos de desesperación y hablar de la muerte”*.

Aceptación y esperanza: Es la última fase y la más importante, pues con apoyo de la familia y de los psicólogos, el amputado aceptará la pérdida y recuperará la determinación de rehacer su vida.

2.3.5 Proceso de rehabilitación en amputados

Después de realizar la cirugía para amputar la mano accidentada, comienza el proceso de rehabilitación del paciente, el cual tiene **como finalidad mejorar las funciones residuales del muñón y lograr la aceptación de la pérdida**, lo que permite **superar las discapacidades física y psicológica**. En amputaciones traumáticas en pacientes jóvenes la recuperación es más rápida, logrando un buen estado del muñón, poco dolor, etc., pero el impacto **psicológico es muy profundo debido al pensamiento sobre el futuro y lo repentino de la situación de discapacidad** (Lamandé, 2014).

El proceso de rehabilitación es largo y posee varias etapas como se muestra en la Tabla 9. Se requiere de un equipo interdisciplinario conformado por médicos, rehabilitadores, psicólogos, diseñadores y técnicos en fabricación de prótesis para completar el proceso y cumplir el objetivo principal de ayudar al paciente a recuperar su autonomía funcional y estabilidad emocional para su posterior reinserción a social y rehabilitación laboral.

Tabla 9. Etapas de la rehabilitación en amputados

ETAPA	CARACTERÍSTICA
Pre-operación	Evaluación de la condición del miembro, educación al paciente, discusión del tipo de cirugía, Orientación al uso de prótesis post-quirúrgico.
Cirugía /Reconstrucción/ Amputación	Longitud, cierre mioplástico, cobertura suave de tejido, nervio, manejo, vendaje rígido, muñón ideal.
Post-quirúrgico	Cicatrización de la herida, control del dolor, movimiento proximal del cuerpo, soporte emocional
Pre-protésica	Organización, contracción, incremento de la fuerza de los músculos, restaurar el control del paciente de la zona afectada. Periodo de duelo completo. Aceptación de la pérdida y estabilidad emocional.
Prescripción Protésica	Consenso en el tipo de prescripción de la prótesis y fabricación.
Entrenamiento con la prótesis (Rehabilitación con Prótesis)	Incremento de la usabilidad y funcionabilidad de la prótesis. Rehabilitación ocupacional.
Integración a la sociedad	Reorganización de los roles familiares y de las actividades en la comunidad. Equilibrio emocional estrategias saludables de progreso. Actividades recreativas.
Rehabilitación vocacional	Acceso a planes vocacionales para el futuro. Puede necesitar educación especializada, entrenamiento o cambio de trabajo.
Seguimiento	Vida de la prótesis, funcional, evaluaciones médicas y soporte emocional.

Fuente: Modificado de (Esquenazi, 2009)

2.3.6.1 Rehabilitación pre-protésica

Para poder iniciar con el proceso de prescripción de una prótesis que satisfaga las necesidades del usuario, primero este debe completar satisfactoriamente la **rehabilitación, pre-protésica**. Etapa en la cual se prepara físicamente al usuario para que luego pueda utilizar una prótesis, se busca que el muñón cicatrice exitosamente y se trata cualquier tipo de posibles complicaciones como **el fracaso de la cicatrización** debido a una mala elección del nivel de amputación y el padecimiento del fenómeno del **“miembro fantasma”, “dolor del miembro fantasma” y “dolor en el muñón”**. El primero es la sensación de conservar el miembro amputado, el segundo es similar pero el paciente tiene una sensación dolorosa, el tercero es el padecimiento de un dolor localizado en el muñón remanente después de la cirugía (González Viejo M. A., 2005).

Además, durante este tiempo mediante un acompañamiento psicológico continuo, se atraviesan las diferentes etapas de duelo que la persona debe superar hasta llegar a la aceptación de la pérdida donde el futuro, antes incierto, no le asustará ni incomodará, sino estará preparado para continuar con su vida y superar la situación (González A. K., 2017).

2.3.6.2 Rehabilitación con Prótesis

Luego de haber completado la rehabilitación pre-protésica, se define qué tipo de prótesis el usuario utilizará, solo entonces se procede a realizar la rehabilitación con prótesis, el cual, como lo indica su nombre, es el proceso donde el usuario aprenderá a usar su prótesis mediante una serie de sesiones, donde realizará actividades inicialmente simples como levantar objetos geométricos diversos, para posteriormente cuando el control sea superior, realizar actividades de la vida cotidiana en coordinación de la mano sana, logrando así su independencia. Es importante que este proceso sea guiado por un terapeuta ocupacional, para evitar frustraciones del usuario. Además, en la etapa final de este proceso, se le indica al usuario el cuidado que deberá tener con su muñón, así como con los componentes de la prótesis (Diane Atkins, 1992).

Por otro lado, por más sofisticada que sea una prótesis, nunca realizará todas las acciones que tiene la mano humana con una destreza comparable. La prótesis es una herramienta que le permite al usuario recuperar parte de la función perdida. Por tal motivo, se debe evitar generar falsas expectativas en los usuarios, explicando claramente qué acciones sí podrá realizar con la prótesis y cuáles no. (González, 2009) Además, cada usuario tendrá una evolución diferente, por lo que no necesariamente verá necesario utilizar la prótesis en todas ocasiones ni según un esquema predeterminado. El usuario debe sentirse libre de utilizar la prótesis cuando lo vea conveniente permitiendo así una aceptación e integración correcta (Lamandé, 2014).

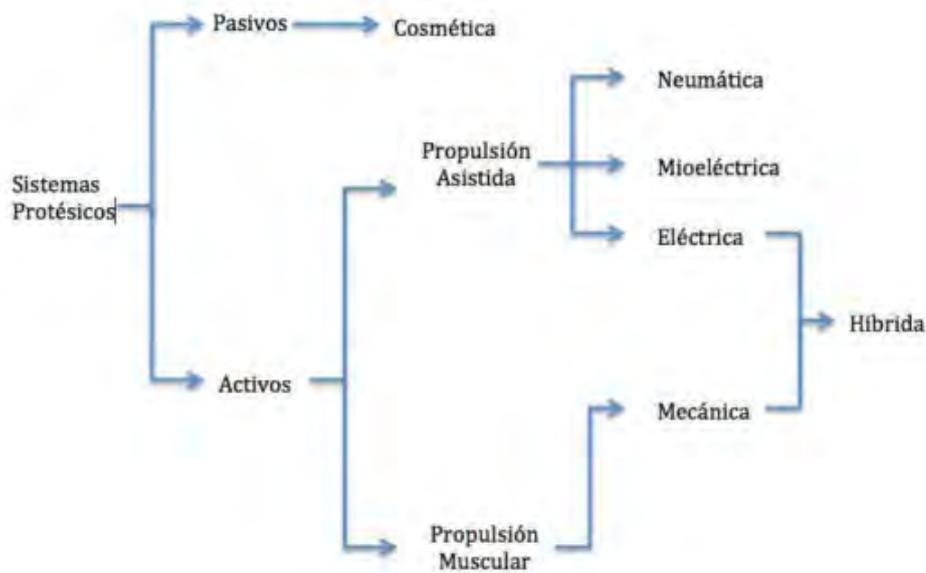


2.4 Prótesis de miembro superior

2.4.1 Clasificación de las prótesis de miembro superior

Según Flores en 2004, Gonzáles en 2009 y Coba, Sansó, y Guillén en 1992 las prótesis se clasifican según su función como se muestra en el Gráfico 1:

Gráfico 1. Clasificación de las prótesis según su función



Fuente: (Flores, 2004)

2.4.1.1 Prótesis Pasivas

No realizan de forma activa ningún tipo movimiento. El principal papel que cumplen es restaurar la apariencia estética de la persona.

Prótesis cosmética: su función principal completar el miembro faltante con una apariencia similar a la humana. (Flores, 2004) Estas prótesis se fabrican en distintos materiales como silicona, PVC (cloruro de polivinilo) y uretano. Pueden tener cierres integrados para facilitar su colocación. (Ver Figura 5)

Figura 5. Prótesis cosmética con cierre integrado



Fuente: Fujian Prosthetics Center

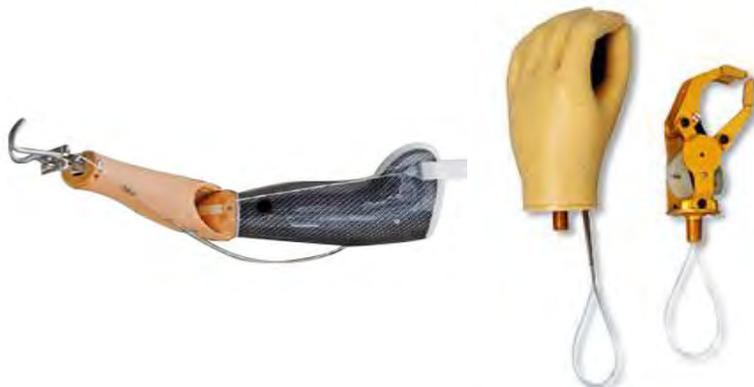
2.4.1.2 Prótesis Activas

También llamadas funcionales, son capaces de realizar un movimiento de pinza para agarrar y soltar objetos. Según la fuente de energía empleada para activar el movimiento se clasifican de la siguiente manera.

a) *Propulsión muscular o de energía corpórea (Body-powered)*

Prótesis mecánica: se acciona mediante un sistema de propulsión muscular, utilizando una transmisión por medio de arneses. No es utilizada para desempeñar movimientos intrincados o delicados.

Figura 6. Prótesis Mecánicas



Fuente: <http://www.catalogodelasalud.com>

b) Propulsión Asistida o extracorpórea

Prótesis neumáticas: son accionadas por ácido carbónico comprimido (CO₂). Actualmente en desuso.

Prótesis eléctrica: es accionada por motores eléctricos que emplean baterías recargables. Utiliza sensores para el control de apertura y cierre. Posee una capacidad prensora de 9 a 10 kg. Son de manejo sencillo y eficiente. Alto costo en el mercado.

Prótesis mioeléctricas: también es accionada por motores eléctricos pero utiliza las señales eléctricas obtenidas del músculo de la extremidad residual para su control. Son estéticas, tienen buena fuerza y velocidad de prensión. Alto costo en el mercado.

Figura 7. Prótesis mi eléctrica para amputación transradial



Fuente: <http://www.catalogodelasalud.com>

c) Prótesis híbrida

Es la combinación de la acción muscular con el accionamiento por motores eléctricos.

2.4.2 Componentes de las prótesis de miembro superior

Según Gonzáles en 2009, los componentes principales de una prótesis de miembro superior son el encaje, el sistema de suspensión, la fuente de energía y el dispositivo terminal.

2.4.2.1 Encaje

Es el **componente más importante** de una prótesis ya que está en contacto **directo con el muñón** y debe estar bien adaptado a la forma del mismo. Esto implica que **tiene que ser bien tolerado por el usuario** y que no debe impedir o dificultar el movimiento residual del usuario. Entre el muñón y el encaje puede existir un contacto total o parcial y su forma varía según el nivel de amputación.

2.4.2.2 Sistemas de suspensión

Sirven para **sujetar la prótesis al cuerpo y son un factor clave en la biomecánica**. Es importante tener una buena suspensión para que el usuario tenga seguridad al moverse libremente y sostener un peso **sin miedo a que esta se pueda salir**.

Existen dos formas de suspensión:

La **auto-suspensión** no necesita de elementos externos al encaje para mantener la posición de la prótesis en el muñón. Hay diferentes técnicas para conseguirlo: moldeando el encaje alrededor del muñón, o con materiales especiales que poseen una buena adherencia entre el muñón y el encaje.

La **exo-suspensión** es la que utiliza medios externos, como los correaes o los arneses **para asegurar la prótesis en su correcta posición**.

2.4.2.3 Fuente de energía-sistema de control

Sistema encargado de accionar o controlar la prótesis. Puede ser muscular como en las prótesis mecánicas o mediante motores eléctricos como en las prótesis eléctricas y mioeléctricas.

2.4.2.4 Dispositivo terminal

Es el componente que realiza los movimientos de apertura y cierre de la prótesis. Reemplaza la mano mediante estructuras tipo pinza, gancho o mano estética. Pueden ser **inertes**, que no realizan ningún movimiento por lo que no poseen sistema de control; **de accionamiento pasivos**, que necesitan ayuda de la mano contralateral para moverse pero poseen una articulación; y de **accionamiento activo**, son controlados por el usuario mediante un sistema de control.

2.4.3 Prótesis para amputación parcial de mano

En el mercado actual existen diferentes tipos de prótesis para amputación parcial de mano según el nivel de amputación sufrido.

a) Tope de oposición estático

Consta de una construcción simple, robusta y de rendimiento. La Figura 8 ilustra un ejemplo en el que la prótesis restaura la superficie palmar de la extremidad residual y transfiere el peso a la superficie dorsal del antebrazo que es más tolerante (Stevens, Abril 2015).

Figura 8. Prótesis Pasiva



Fuente: (Stevens, Abril 2015)

b) M-Thumb

Desarrollado por la empresa Partial Hands Solutions, está diseñado para amputación del dedo pulgar. Puede aumentar la funcionalidad con la opción de un pulgar estático, el cual puede ser colocado por el usuario en forma pasiva en flexión, extensión y rotación para adaptarlo a las diferentes necesidades de agarre (Stevens, Abril 2015).

Figura 9. M-Thumb



Fuente: (Partial Hand Solutions, s.f.)

Figura 10. M-Thumb siendo usada para coger un objeto



Fuente: (Stevens, Abril 2015)

c) Guante de silicona

Actualmente existen prótesis que copian detalles como venas, pecas u otras manchas de la piel que consiguen imitar el aspecto de la mano sana. Al elegir el material es importante considerar características como la conservación, la calidad, el realismo y el precio (Zambudio, 2009).

Figura 11. Guante de silicona para amputación de mano



Fuente: (Arce, 2005)

Suelen ser muy bien aceptadas por el usuario. Sin embargo, el ajuste de color del guante de silicona con respecto a la piel del miembro residual es difícil. Las expectativas de los pacientes con respecto a la coincidencia del color, debe ser conversada desde el principio. Si bien el parecido puede ser muy similar, rara vez es exacto con los tonos fisiológicos de la piel que cambiarán durante todo el día y el año de acuerdo a una serie de variables propias del usuario (Stevens, Abril 2015). (Ver Figura 12) Deben ser renovadas periódicamente debido al deterioro que sufren con el uso y el paso del tiempo.

Figura 12. Variación de color entre mano y guante de silicona



Fuente: (Stevens, Abril 2015)

d) M-Fingers

Prótesis mecánica desarrollada por la empresa Partial Hand Solutions, diseñada para amputación con ausencia de dedos en, o cerca del nivel de la articulación metacarpo - falángica. Fueron diseñados para ser fáciles de manejar y controlados por el propio usuario. En el sistema del M-Fingers, el cierre de los dedos de la prótesis es creado por la flexión de la muñeca debido a que el cable va desde la base del M-Fingers, a través del dorso de la mano, y se ancla proximalmente a la articulación de la muñeca. La capacidad de respuesta del sistema está determinada por la tensión del cable y es perfeccionada durante el proceso de ajuste o adaptación. Utiliza resortes para devolver a los dedos en la posición inicial (Stevens, Abril 2015).

Figura 13. Usuario utilizando sistema M – Fingers



Fuente: (Stevens, Abril 2015)

Los M-Fingers consisten en dedos multi-articulados ofrecidos en 5 tamaños y 3 colores. Se adaptan a los objetos proporcionando un agarre más seguro para el usuario. Los M-Fingers fueron diseñados con materiales compuestos de alta resistencia y materiales extremadamente duraderos para proporcionar la resistencia y durabilidad necesarias para el uso a largo plazo. (Partial Hand Solutions, s.f.)

De la empresa Liberating Technologies, Inc., distribuidor del producto M-Fingers se obtuvo el manual del producto. A continuación, se enumera los pasos del proceso de fabricación del encaje y ensamblado de la prótesis M-Fingers.

Figura 14. Fabricación y Ensamblado del M-Finger



e) Dedo i-Digits Quantum

Prótesis mioeléctrica desarrollada por la empresa Touch Bionics, 2015, es una prótesis parcial de mano, que incluye en su diseño múltiples mejoras, entre las más resaltantes:

- Control de gestos (Gestos sencillos para cambiar los agarres).
- Control de proximidad disponible a través de grip chips
- Se puede ajustar la velocidad aumentándola hasta en un 30%
- Componentes mejorados para facilitar la fabricación
- Aumento de la duración de la batería en un 50%
- Nueva forma de encaje que reduce el tamaño del dispositivo en sus dimensiones.
- Dedos más pequeños disponibles. Los motores están contenidos en los dedos.
- Baterías ubicadas en el antebrazo para reducir el tamaño de la mano.

(Touch Bionics, 2015)

Figura 15. Usuario utilizando i-Digits Quantum



Fuente: (Touch Bionics, 2015)

f) *Vincent Partial*

Prótesis mioeléctrica desarrollada por Vincent Systems. Se compone por dedos individuales y un pulgar accionados eléctricamente, correspondientes en tamaño a la anatomía de la mano humana.

En el diseño se consideraron aspectos como la estética, peso, fuerza de sujeción, velocidad de agarre y generación de ruido. El bastidor puede contener partes de la unidad de control electrónico y sensores.

Cuando el muñón del pulgar no es suficientemente largo o móvil o carece de otras opciones de adaptación para el funcionamiento, se utiliza un pulgar accionado mecánicamente (Vincent Systems, s.f.).

Figura 16. Prótesis Vincent Partial



Fuente: (Vincent Systems, s.f.)

2.4.4 Prótesis de mano en el Perú

Actualmente, según el estudio realizado para el presente proyecto, en el mercado peruano para casos de amputación de miembro superior se pueden adquirir prótesis mecánicas, eléctricas, mioeléctricas y cosméticas.

Las empresas que ofrecen prótesis mioeléctricas son muy pocas. Estas se consiguen de importación, por lo que poseen altos costos que las hacen muy poco accesibles para los pacientes frecuentes de amputación parcial de mano, debido a que no suelen percibir más del sueldo básico. Una prótesis eléctrica puede estar costando aproximadamente S/53,000. Por otro lado, la prótesis mioeléctrica i-Limb de la marca Ossur, está costando en el Perú S/200,000. Así mismo, estas opciones solo están disponibles para amputación del antebrazo (transradial) y desarticulado de muñeca. (Ver Anexo 1)

En el caso de prótesis mecánicas, se pueden adquirir en ortopedias especializadas. Sin embargo, por los procesos tradicionales de fabricación, el costo de estas prótesis, aunque no son tan elevadas como las mioeléctricas, sigue siendo demasiado para el presupuesto disponible de los pacientes. Solo el dispositivo terminal (mano) de la prótesis mecánica está costando aproximadamente S/3,800 y la fabricación del encaje protésico para que se adapte al tipo de amputación del paciente es un costo aparte. Estas prótesis se ofrecen para amputaciones del antebrazo y desarticulado de muñeca. (Anexo1)

El Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), ofrece el servicio de fabricación de los encajes protésicos para los dos tipos de amputación antes mencionados y los costos son en promedio S/ 950 a S/ 1500, dependiendo si es paciente de hospital privado, publico, si tiene SIS o se atiende en el INR (Ministerio de Salud, 2015).

En menor cantidad se pueden encontrar alguna ortopedia especializada que fabriquen a pedido prótesis mecánicas para amputación parcial de la mano (Nova Ortopedia, 2013).

Figura 17. Prótesis mecánica para amputación de los dedos índice, medio y anular de la mano izquierda



Fuente: Nova Ortopedia. Lima

Como se observa en la siguiente figura, se adapta el sistema mecánico de apertura y cierre de los dedos de las manos mecánicas para amputaciones del antebrazo según la necesidad del paciente y la lesión.

Figura 18. Prótesis Mecánica para amputación transmetacarpiana de dedos



Fuente: Obtenido de Video de Nova Ortopedia. Lima

Las cosméticas, son guantes que completan la parte faltante del miembro amputado, pero no tienen movilidad. El costo varía dependiendo de la calidad del material y el tipo de amputación. De las ortopedias consultadas para esta investigación, para una amputación parcial de mano, la mayoría ofreció como única opción la prótesis

cosmética. Se pueden encontrar aproximadamente de S/ 1000 en un material más económico como PVC mezclado con silicona, y hasta de \$ 1,200 en silicona con acabados realistas a una mano. (Anexo 1)

En el INR, este tipo de prótesis está costando en promedio S/ 1700 a S/ 2500, dependiendo si es paciente de hospital privado, publico, si tiene SIS o se atiende en el INR. (Ministerio de Salud, 2015)

2.4.5 Prótesis de mano fabricadas con Impresión 3D

Existe otro tipo de prótesis que no son comerciales, son **prótesis desarrolladas como proyectos sociales para niños con amputación congénita**. Debido al avance de la impresión 3D, el cual es un sistema de fabricación novedoso que permite fabricar piezas de forma rápida y a un bajo costo, muchas iniciativas de este tipo se han desarrollado.

Ivan Owen uno de los fundadores de la organización “Enabling the Future” (e-Nable), Washintong, Estados Unidos, creó la primera prótesis de mano con impresión 3d para un niño de Sur África que nació con una amputación congénita de mano.

Desde ese momento, esta organización ha desarrollado varios modelos de prótesis con esta tecnología, como por ejemplo la “Raptor Hand”, la Talon Hand, la “Cyborg Beast” (Zuniga, y otros, 2015), la Odysseus Hand, la Fhoenix Hand, la Osprey Hand y la “Flexy Hand”. Las características generales son: peso ligero, funcionales, fácil reparación, bajos costos, y de fácil colocación y accionamiento.

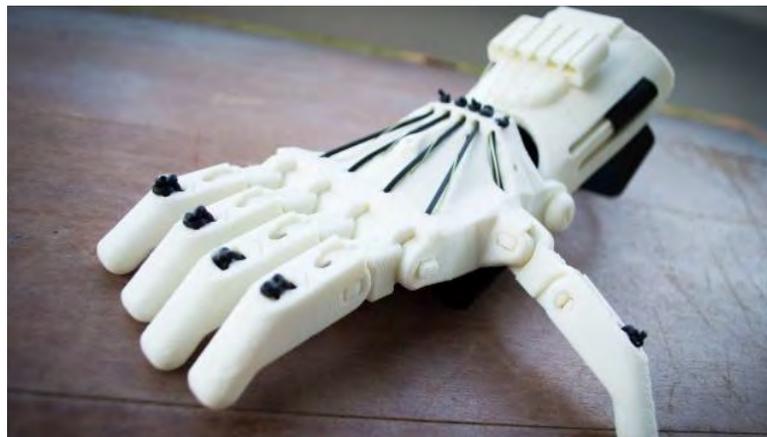
Los diseños de estas prótesis pueden ser descargadas de forma gratuita en su página web y debido a que la tecnología de impresión 3d lo permite, más personas alrededor del mundo han comenzado a fabricar estas prótesis para ayudar a más niños (Enabling the future, s.f.).

a) Raptor Hand

Fue diseñado por varios diseñadores de e-Nable, como Peter Binkley, Andreas Bastian, Frankie Flood, Ivan Owen and Jeremy Simon. Utiliza el movimiento de la muñeca para accionar la prótesis y lograr el movimiento de apertura y cierre. Cuando la muñeca está flexionada, los cables rígidos que están atados a los dedos y a la muñeca se tensan y

cierran los dedos; luego, cuando la muñeca deja de estar en flexión, los cables elásticos que están atados a los dedos y al armazón de la palma, los mantienen en su lugar. (Ver Figura 19). Las principales características incluyen la fabricación de ejes en impresión 3D, un sistema modular del tensado de cuerdas y el uso de velcro y cuero en la palma para ajustar la prótesis al muñón del usuario.

Figura 19. Prótesis Raptor



Fuente: <http://sinkhacks.com/building-the-e-nable-prosthetic-raptor-hand/>

b) Talon Hand

La Talon Hand es probablemente el diseño de mano e-Nable más duradero y cuenta con la mayor fuerza de agarre, pero está diseñado para un usuario con una mayor amplitud de movimiento. También consume mucho tiempo para lograr el ensamblado de la prótesis. El Talon Hand utiliza cuero para ajustar el muñón del usuario a la prótesis. Utiliza varios accesorios metálicos para fijar las piezas impresas en 3d al cuero. (Ver Figura 20)

Figura 20. Prótesis Talon Hand



Fuente: (Enabling the future, s.f.)

c) *Cyborg Beast*

Desarrollado por Jorge Zuniga y su grupo de investigación en la Universidad de Creighton, el Cyborg Beast es uno de los diseños más populares de e-NABLE. Entre sus características están las puntas texturizadas de los dedos para un agarre mejorado, ejes de tornillo "Chicago", sistema de cables protegido a través del cuerpo de la palma y sistema de tensado integrado. (Ver Figura 21)

Figura 21. Prótesis Cyborg Beast

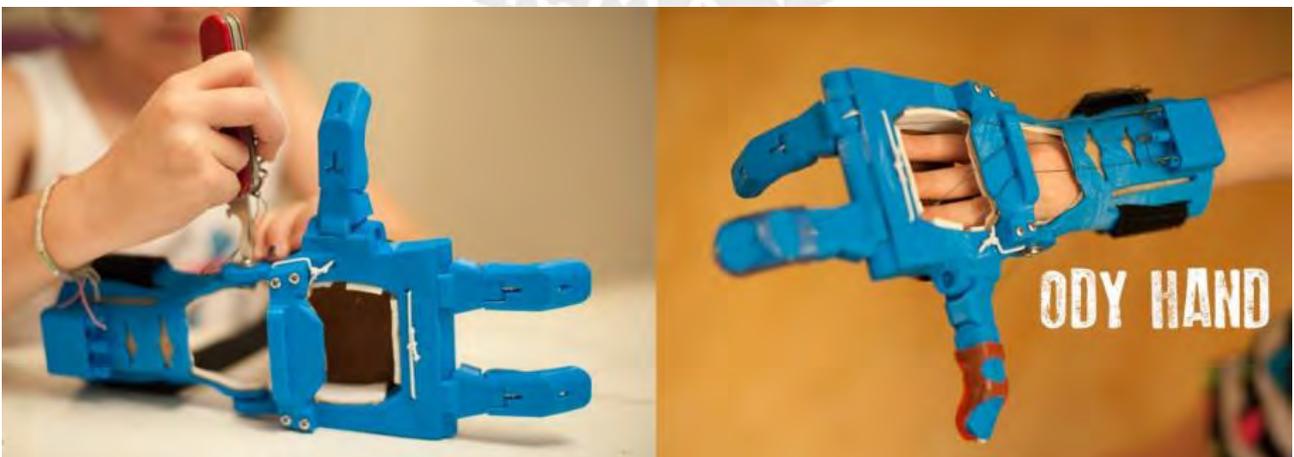


Fuente: <http://www.cyborgbeast.org/#/about>

d) *Odysseus Hand*

Peter Binkley de e-NABLE desarrolló esta mano para un niño en Grecia. A diferencia de los tradicionales cinco dedos, la prótesis "Ody" en su lugar utiliza tres dedos para reducir la fuerza necesaria para accionarla. La mano de Ody utiliza el mismo sistema tensor por cuerdas y cuero para el ajuste como la Talon Hand. (Ver Figura 22)

Figura 22. Prótesis Odysseus Hand



Fuente: (Enabling the future, s.f.)

e) Falcon V1 Hand

Fue desarrollada por el Dr. Adam Arabian, Sean Russell y Barrett Estep en cooperación con Seattle Pacific University y la comunidad de e-NABLE. Esta prótesis está diseñada para otorgar al usuario más capacidad de movimiento mediante la incorporación del agarre selectivo dependiendo de la abducción – aducción de la muñeca del usuario. Simplifica la fabricación de las piezas impresas en 3D. También funciona a través del sistema de cables, los rígidos o de control están enrollados en lugar de atados a las yemas de los dedos. Utiliza bandas de goma ortodóntica como resorte, en lugar de los cables elásticos (Instructables, s.f.). (Ver Figura 23)

Figura 23. Prótesis Falcon V1 Hand

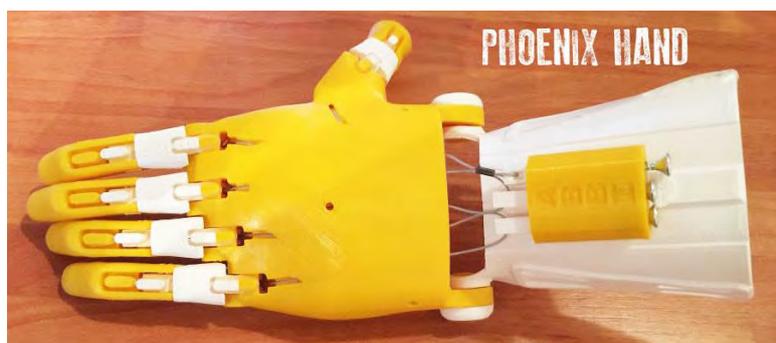


Fuente: <http://www.instructables.com/id/Falcon-Hand-V1/>

f) Phoenix Hand

Este diseño fue creado por Jason Bryant, voluntario, investigador y profesor de e-NABLE en la universidad de Shandong en China. Su diseño es una fusión de la mano Raptor Reloaded y la mano Falcon V1. Utiliza también bandas de goma ortodóntica como resorte. (Ver Figura 24)

Figura 24. Prótesis Phoenix Hand



Fuente: (Enabling the future, s.f.)

g) Osprey Hand

El Osprey Hand fue diseñada por Peter Binkley y Hawthorn Peregrine de e-NABLE. En lugar de usar cables trenzados, utiliza cables de monofilamento de nylon grueso. Es la primera mano que utiliza un mecanismo de presión para mantener los cables en su lugar. La Osprey tienen en la parte dorsal de la muñeca unos prisioneros que presionan los cables y los mantienen fijos. Además, utiliza cuero y correa para lograr el ajuste de la prótesis al muñón, al igual que la Talon Hand. (Ver Figura 25)

Figura 25. Osprey Hand



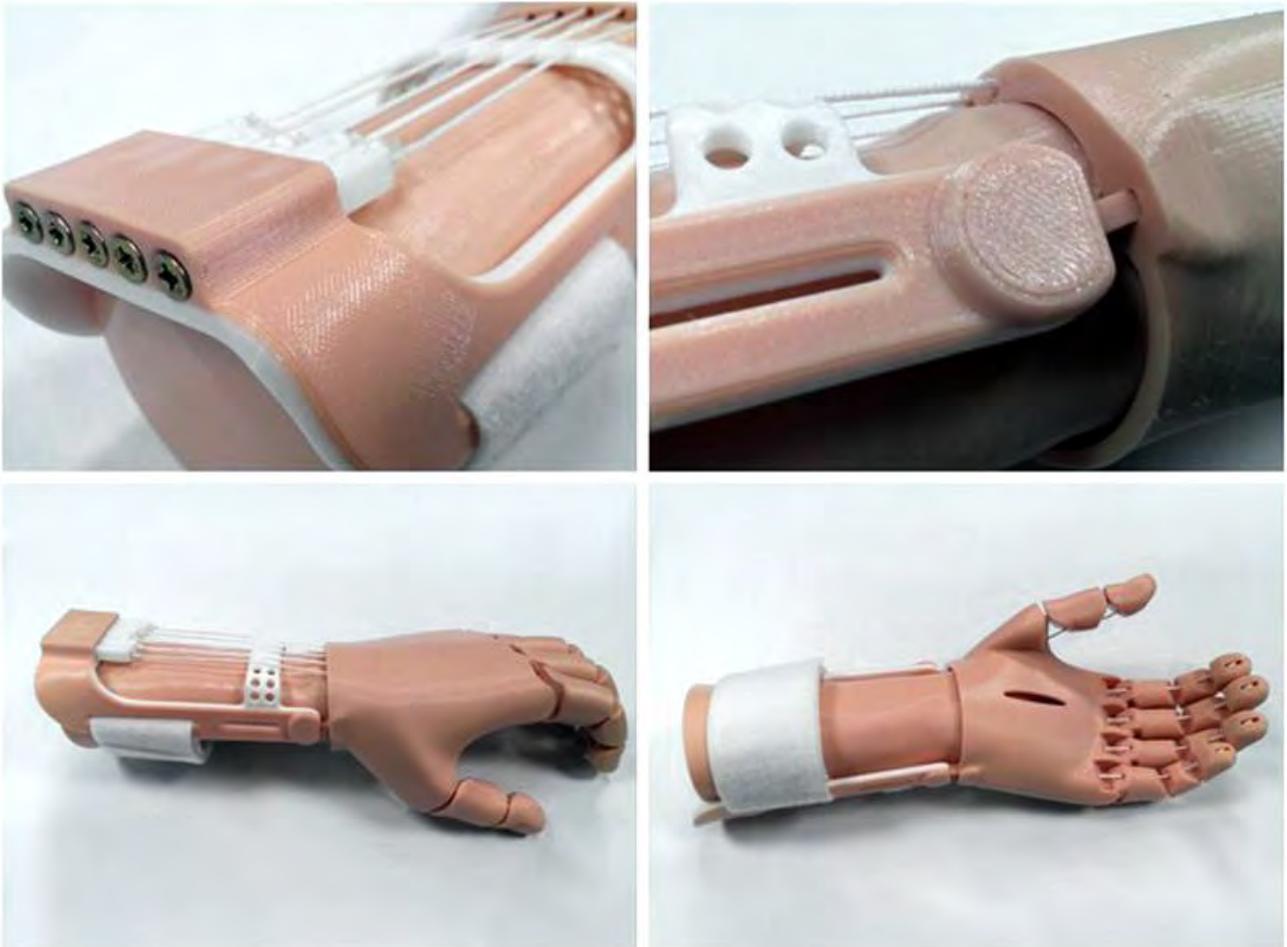
Fuente: (Enabling the future, s.f.)

h) Flexy Hand 2

La Flexy Hand 2, diseñada por Steve Wood, está fabricada utilizando el filamento flexible (insumo) Filaflex de Recreus, el cual permite fabricar piezas con cierta flexibilidad. Utilizando impresoras 3D de extrusor doble, se puede fabricar piezas de dos tipos de material a la vez, la Flexy Hand tiene partes fabricadas en Filaflex y ABS o PLA (materiales rígidos).

Posee uniones flexibles en lugar de ejes rígidos fabricadas con el mismo filamento flexible, el cual funciona como resorte, logrando devolver los dedos a su posición extendida, reemplazando es uso de cables elásticos (Wheeler, 2015). (Ver Figura 26)

Figura 26. Prótesis Flexy Hand 2



Fuente: (Wheeler, 2015)

i) K-1 Hand

Es el último diseño de e-NABLE fue desarrollado por Evan Kueste en colaboración de 3D Systems. K-1 es un diseño elegante y antropomórfico para adultos y adolescentes, que utiliza el mismo sistema de cables para su accionamiento. No tiene piezas en metal y todos los cables están empotrados para fines estéticos y una mejor experiencia de usuario, dando la opción de usar un guante sobre la prótesis. (Ver Figura 27)

Figura 27. Prótesis K1 Hand

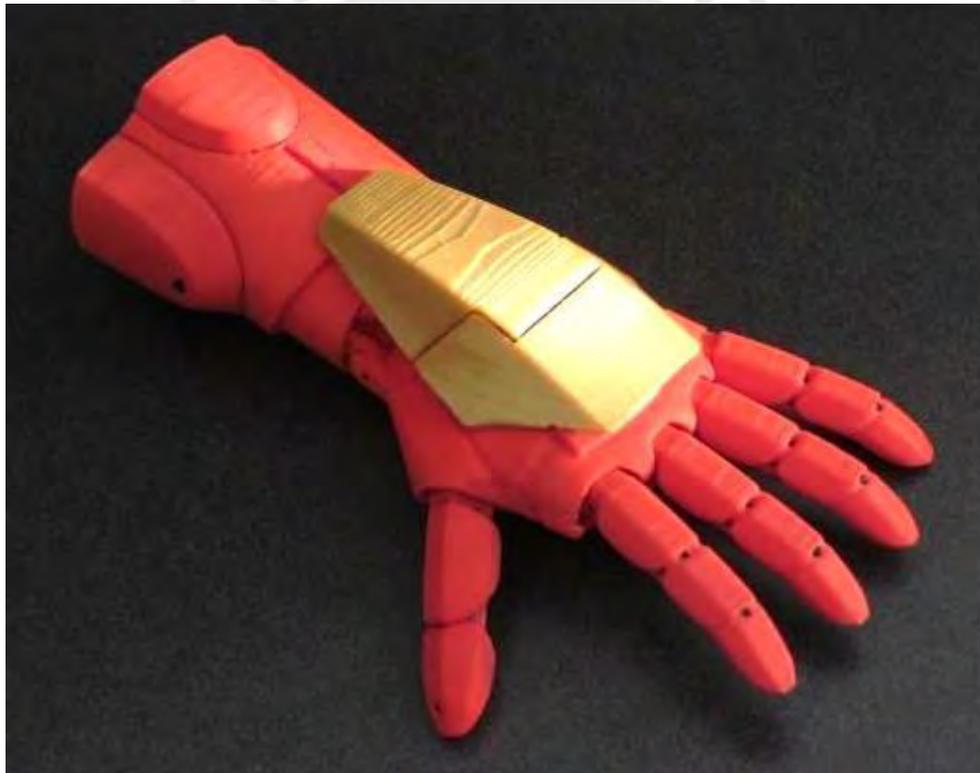


Fuente: (Enabling the future, s.f.)

j) Iron Man Mark IV Hand

La iniciativa de E-Nable the Future incentivó el diseño de prótesis con impresión 3d por otras personas como por ejemplo Pat Starace, quien diseñó la “IronMan Mark III Hand” y luego mejoró el diseño incluyendo nuevas funciones en la “IronMan Mark IV Hand”. También fue desarrollada para niños con amputación congénita de mano, pero le dio un enfoque diferente, más lúdico, pues buscó convertir la prótesis en un objeto que se identificara con el usuario, proponiendo una prótesis que tuviera la apariencia del brazo de la armadura de Ironman; además, en la segunda versión incluyó la posibilidad de ejercitar la mano lesionada, jugando un videojuego el cual se controlaba con un sensor integrado en la prótesis (PatStarace, 2015). (Ver Figura 28)

Figura 28. Prótesis Iron Man Mark IV Hand



Fuente: (PatStarace, 2015)

2.5 Tecnologías 3D

En los últimos años, las tecnologías 3d como el escaneo 3d y la impresión 3d se han masificado. Lo que ha disminuido considerablemente el costo de utilizar estas tecnologías para aplicarlas a proyectos. Anteriormente, se presentaron diversos ejemplos de prótesis con impresión 3d. A continuación, se explica en que consiste la tecnología, y la accesibilidad de la misma económicamente.

2.5.1 Impresión 3D

La impresión 3D es la fabricación de objetos sólidos tridimensionales generados por un modelo digital mediante la superposición de capas sucesivas de material, es decir, un sistema de fabricación aditiva (De La Pierda, 2015). Ésta es la principal característica que la diferencia de los métodos tradicionales de producción, lo cuales son sustractivos, es decir, generan formas a partir de la eliminación del exceso de material (Ortizo K. Luna H., 2016).

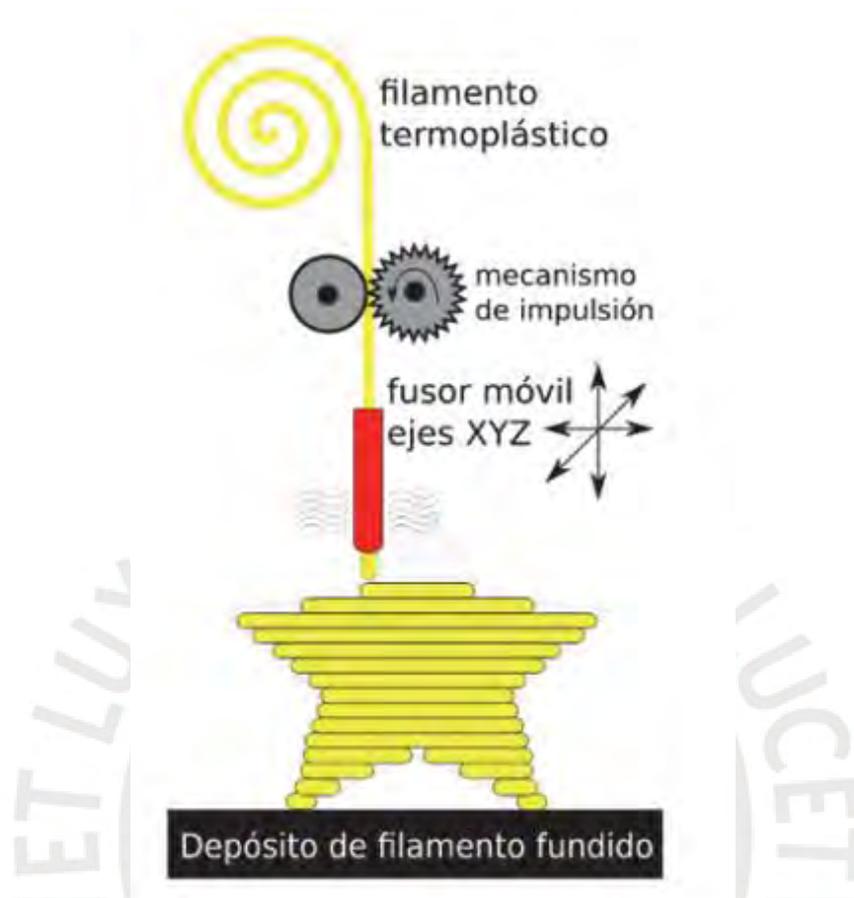
Esta tecnología permite imprimir una amplia gama de objetos: repuestos de grandes máquinas o de aviones, prótesis, piezas únicas de arte o de joyería, maquetas de casas o departamentos, carcasas de celulares, platos, vasos, juguetes entre otros (De La Pierda, 2015).

2.5.1.1 Evolución de la Impresión 3D

Entre 1989 y 1990, S. Scott Crump, fundador de la empresa Stratasys, desarrolló y patentó la técnica de **depósito de filamento fundido (FDM)**, que consistía en la creación de objetos tridimensionales mediante la superposición de capas de un plástico fundido que posteriormente al solidificar, se obtenía la forma deseada. Stratasys es la otra empresa líder de impresión 3D (Sanchez López, 2016).

El proceso FDM no emplea un láser, sino una resistencia que calienta una pequeña cámara en la que se funde el filamento de plástico momentos antes de ser depositado en el lugar correcto para formar la pieza (Ortizo K. Luna H., 2016).

Figura 29. Depósito de filamento fundido (FDM)

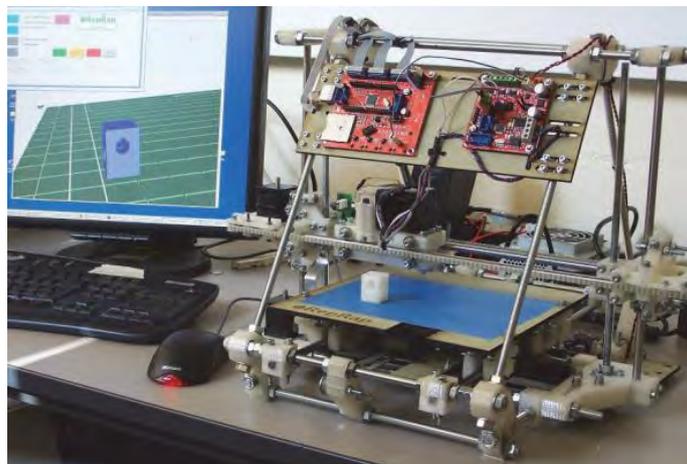


Fuente: Sanchez López, M. (2016). La evolución de la Impresión 3D.

Aunque estas tecnologías ya estaban disponibles industrialmente desde los 90, los altísimos costos para obtenerlas, hicieron que, por años, fueran tecnologías que solo grandes empresas podían costear.

Fue recién en el 2005, luego de las patentes vencieran, que el profesor Adrian Bowyer de la Universidad de Bath, en el Reino Unido, inicia un proyecto cuyo objetivo era la creación de máquinas “autoreplicables”, proyecto llamado **RepRap** (Sanchez López, 2016).

Figura 30. Impresora 3d del proyecto Reprap



Fuente: reprap.org

Basándose en el proyecto RepRap, surgen otros proyectos con la misma idea, favoreciendo el desarrollo de esta tecnología. **Makerbot Industries**, y su modelo Makerbot, constituye un hito en la impresión 3D, pues surge como proyecto Open-source (de acceso libre) que a través de una fuerte comunidad desarrolla una impresora cuyo objetivo era ser ensamblada por cualquier persona con unas habilidades técnicas básicas. Posteriormente, fue adquirida por Stratasys abandonando su política de diseños abiertos. (Ortizo K. Luna H., 2016).

2.5.1.2 Accesibilidad económica a la Impresión 3D

En los últimos años ha empezado la verdadera revolución 3D, con la masificación de esta tecnología debido a la reducción de los precios, principalmente por la industrialización de los componentes de las impresoras, y su aplicación extendida en diversos campos. De esta manera ha logrado ser accesible y atractiva para el mundo corporativo, el mundo educativo y para los consumidores domésticos.

En el 2015, según datos de Context, las ventas mundiales de impresoras 3D crecieron un 35%, impulsadas por la demanda de sistemas de gama baja. Concretamente, el **95% de las impresoras 3D** suministradas fueron **equipos personales y de sobremesa**, en su

mayoría con un precio por debajo de los 5.000 dólares. A nivel mundial, los proveedores han **comercializado 182.000 impresoras 3D** (Iglesias Fraga, 2016). Esto representa un **crecimiento anual del 38%** respecto al año anterior para esta categoría de producto, mientras que el segmento de impresoras profesionales e industriales registró un descenso del 3% (Gómez, 2016).

En el 2016, según la firma Canalyz, el mercado de la impresión 3D moverá **4.900 millones de dólares a lo largo del año**. Una cifra que aún es muy pequeña en comparación con lo que se pronostica para esta industria: más de 22.400 millones en el 2020, cantidad que, es muy similar a los 26.000 millones previstos por la consultora IDC (Iglesias Fraga, 2016).

El mercado de impresoras 3D de gama baja está caracterizado por el dominio de las marcas regionales y la habilidad de los startups para ganar participación a través de iniciativas de crowdsourcing. La demanda de sistemas personales y de sobremesa no procede de los usuarios domésticos, sino de ingenieros, arquitectos, pequeñas empresas e instituciones educativas que solicitan estos productos para sus estudiantes (Gómez, 2016).

XYZprinting es el líder mundial en el mercado de impresoras 3D personales y de sobremesa. El costo promedio de la impresora Da Vinci 1.0 es de \$ 550. Posee una cuota del 17%, seguido de 3D Systems con un 12%, Stratasys con un 9%, Ultimaker con un 9% y M3D con otro 9% de las ventas.

Por su parte, el segmento de impresoras 3D profesionales se caracteriza por productos cuyo precio puede ir de los \$ 20.000 a más de \$ 1,5 millones. Stratasys y 3D Systems son las compañías que han seguido liderando este segmento, con porcentajes de 49% y de 22%, respectivamente (Gómez, 2016).

2.5.1.3 Impresión 3D en el Perú

Las primeras impresoras 3D se trajeron en el 2008, pero recién en el 2013 se empezó a trabajar a nivel profesional, en particular en aplicaciones industriales (De La Pierda, 2015). Los principales sectores que usan impresoras 3D en el país son el manufacturero, el educativo y, en menor medida, consumo doméstico.

En el sector empresarial, las empresas que se dedican a la fabricación de envases, joyería o plásticos, como por ejemplo UNIQUE, utilizan impresión 3D para el diseño y prototipo de los envases (De La Pierda, 2015).

En el sector educativo, actualmente diversas universidades, institutos y colegios cuentan con esta tecnología para colocarla a disposición de los estudiantes; como por ejemplo la Universidad de Lima, Universidad San Martín, UTEC, Senati, Toulouse Lautrec ; y colegios como Newton College, Hiram Bringam, Escuela de Talentos, entre otros. (Krear 3D, s.f.)

La Pontificia Universidad Católica del Perú, cuenta con la Sala de Manufactura Digital VEO 3D, este laboratorio está implementado con diversos tipos de impresoras 3D y tecnologías 3D. La sala se creó para promover que los alumnos y profesores puedan desarrollar proyectos tecnológicos. Por ejemplo, utilizar las impresoras 3D para fabricar prototipos de proyectos para cursos de las especiales de ingeniería mecánica, ingeniería mecatrónica y diseño industrial.

En el sector doméstico, actualmente acceder a esta tecnología es económicamente accesible, ya que a lo largo de los años han aparecido varias empresas que se dedican a comercializar impresoras 3D de escritorio y dar servicio de diseño e impresión 3D.

XYZprinting, la empresa líder de impresoras económicas, posee en el Perú un representante comercial, la empresa Krear 3D. Actualmente se puede comprar una impresora personal Da Vinci Junior aproximadamente a S/ 2,500 (Krear 3D, s.f.). Esto permite que arquitectos, diseñadores, ingenieros, etc, puedan comprar estos equipos para realizar proyectos personales o iniciar pequeñas empresas.

2.5.1.4 Beneficios y Limitaciones de la Impresión 3D

La impresión 3d posee diversas ventajas, las cuales han permitido que sea aplicable a varios sectores. Con el pasar de los años, más industrias y empresas utilizan esta tecnología. Según Ortizo K., Luna H. en 2016 y Lipson en 2015, los beneficios y limitaciones de la Impresión 3D son los siguientes:

- **Permite fabricar piezas en menor tiempo.** Las impresoras 3d permiten configurar las características de la fabricación, mediante las cuales se puede manipular el tiempo. Sin embargo, la reducción en los tiempos se ve principalmente reflejada en la fabricación de piezas muy complejas o muy orgánicas, que mediante procesos tradicionales o son imposibles de fabricar o demandan mucho tiempo.
- **Permite fabricar pocas unidades de piezas a un costo bajo.** La impresión 3D es especialmente ventajosa cuando se debe fabricar un número relativamente pequeño de piezas, como en la fabricación de prototipos o piezas personalizadas.
- **Permite fabricar piezas de diversas formas complejas con precisión.** La impresora fabrica lo que el archivo digital le mande, por lo que no hay real limitación en la forma de las piezas a fabricar. Solo depende de la creatividad y habilidad de modelar digitalmente. Para fabricar piezas orgánicas, esta tecnología se ha convertido en la ideal. Las impresoras poseen diversos grados de precisión, el de menor precisión (de mesa o domestica) no supera el milímetro.
- **Produce menos residuos.** Las impresoras 3D aprovechan mejor la materia prima, desperdiciando muy poco. Esto se debe principalmente a que utilizan un sistema de adición, en comparación con procesos de manufactura tradicionales que son de sustracción, como por ejemplo los tornos, fresadoras, CNC.
- **No requiere de instalaciones grandes y complejas para funcionar.** Actualmente existe una variedad de impresoras 3d de escritorio o sobremesa, las cuales tienen tamaños reducidos, lo que permite tener una planta de fabricación en ambientes pequeños, disminuyendo el costo de local.

- **Posee una gran variedad de materiales.** Así como se desarrolla rápidamente la industria de la venta de impresoras 3d, también lo hace la de venta de insumos. Actualmente, existe una amplia variedad de materiales con diversas propiedades, como ser translucidos, disolventes en agua, flexibles, que brillan en la oscuridad, etc. Además, también se están desarrollando materiales compuestos que buscan ser una opción viable para fabricar piezas de mayor resistencia, por ejemplo, ABS con fibras de carbono. Por otro lado, nuevos estudios buscan lograr que las impresoras 3d puedan imprimir en varios materiales a la vez, permitiendo desarrollar piezas más complejas.

- **No requiere estudios muy especializados.** No es necesario estudiar durante años para poder utilizar la tecnología. Las impresoras de sobremesa, están diseñadas para ser intuitivas y de fácil uso. Además, incluso el modelado 3d de las piezas a fabricar, actualmente ya no es una limitante, pues existen programas y aplicaciones para celular que permiten modelar en 3d, los cuales están pensados para ser utilizados por niños.

En menor medida, esta tecnología posee las siguientes limitaciones:

- **Acabado superficial rugoso.** Por el sistema de fabricación aditivo, las piezas poseen una textura rugosa. Es necesario realizar procesos posteriores, como lijado, masillado y pintado para mejorar su acabado superficial y aproximarlos al acabado de una pieza plástica.

- **Resistencia de las piezas.** La resistencia de las piezas fabricadas en impresión 3d, está condicionada según la posición en la que se hayan fabricado. Similar a la madera, las piezas impresas poseen una dirección de laminación, se debe considerar desde el diseño para que no afecte la fabricación de las piezas.

(Ortiz K. Luna H., 2016) (Lipson, 2015)

2.5.2 Escáner 3D

El escáner 3D es una tecnología que permite encontrar las coordenadas (X,Y,Z) de cualquier punto en la superficie de un objeto. Para obtener este resultado, estos emplean sensores de posición: de contacto o de no contacto. Los de contacto son los que cuentan con un dispositivo sólido que toca directamente la pieza de interés. Los de no contacto emplean señales que se pueden propagar en cualquier medio. El rayo láser es un ejemplo de estas señales (Cock, 2012).

El láser es un instrumento capaz de generar ondas de luz usando una estrecha banda del espectro. La tecnología de los equipos láser escáner 3D se encuentra dentro de las técnicas de medición activas. Es decir, escáneres que emiten radiación controlada y detectan su reflexión al impactar con los elementos, obteniendo así sondeos de objetos u entornos (Martínez, 2015).

2.5.2.1 Aplicaciones ortopédicas del Escáner 3d

En el proceso tradicional de fabricación de prótesis, es necesaria la obtención de un modelo de yeso del muñón con el cual realizar las mediciones y diseñar los modelos protésicos. Para obtener los moldes, se utiliza la técnica de moldeo por alginato, muy utilizada también en la industria de la odontología. El Alginato es vertido en un contenedor mientras el paciente mantiene la posición del muñón estable a 2 o 3 cm por encima del piso del contenedor hasta que la mezcla esté curada (seca). Para retirar el muñón, se le pide al usuario que se relaje mientras se coloca agua en la parte superior del molde para minimizar la succión (Lake, 2004). (Ver Figura 31)

Se debe tener mucho cuidado con la manipulación del muñón, pues dependiendo de la lesión y de la cirugía puede tener sensibilidad al tacto, presentando dolor.

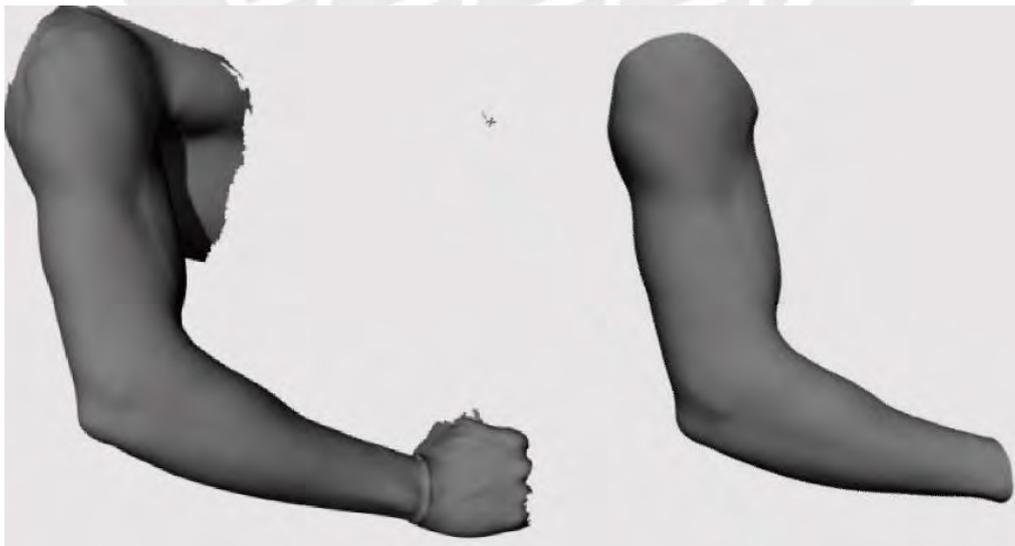
Figura 31. Proceso de vaciado por alginato



Fuente: Lake, C.,(2004) Partial Hand Amputation: Prosthetic Management, Chapter 14, Atlas of Amputation and Limb Deficiencies, 3rd Edition

El escáner 3d permite obtener un modelo digital 3d del muñón y también de la mano sana sin necesidad de tener contacto directo con el paciente. Esto es una gran ventaja pues facilita el análisis y medición de las dimensiones del muñón y de la mano sana, permitiendo comparar y utilizar los archivos digitales como base para el diseño de los modelos protésicos personalizados y con una apariencia real. Además, el proceso es seguro, no invasivo y protege la comodidad del paciente. (Ver Figura 32)

Figura 32. Escaneo 3d de partes humanas



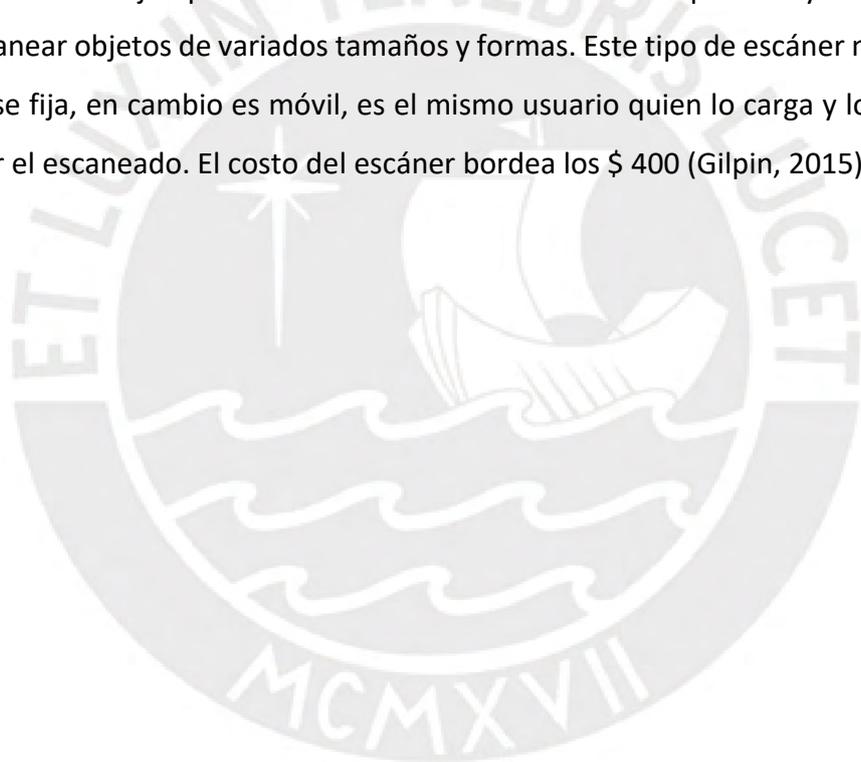
Fuente: Martínez, F. A. (2015). Desarrollo de prótesis ortopédicas personalizadas mediante tecnologías láser escáner 3d.

2.5.2.2 Mercado del Escáner 3d

Con el crecimiento económico y masificación de la impresión 3d, una tecnología complementaria como el escáner 3d, por los beneficios que brinda y sus múltiples aplicaciones, presentaría un crecimiento similar. Incluso es posible encontrar en el mercado impresoras 3d de sobremesa con escáneres 3d básicos integrados.

Así mismo, al igual que en las impresoras 3d, existen escáneres 3d de alta resolución muy costosos como para ser adquiridos por los consumidores. La mayoría de escáneres disponibles cuestan más de \$1,000.

No obstante, en los últimos años, siguiendo el ejemplo de las impresoras 3d de sobremesa, han aparecido escáneres 3d con una resolución muy aceptable a precios más accesibles. Un ejemplo es el escáner SENSE desarrollado por 3d Systems, el cual puede escanear objetos de variados tamaños y formas. Este tipo de escáner no necesita de una base fija, en cambio es móvil, es el mismo usuario quien lo carga y lo manipula para lograr el escaneado. El costo del escáner bordea los \$ 400 (Gilpin, 2015).



3. Planteamiento del Problema

Las lesiones y amputaciones en mano y dedos son muy comunes por accidentes laborales y por pirotécnicos. Los principales afectados son jóvenes que desempeñan tareas como operarios o trabajadores informales quienes perciben un sueldo mínimo. En caso de necesitar una prótesis, varios aspectos limitan la accesibilidad a los usuarios.

a) Mercado limitado

El mercado nacional es limitado, ya que la mayoría de ortopedias en el Perú ofrece solo prótesis cosméticas para amputación parcial de mano. (Anexo 1)

Si el usuario necesitara una prótesis funcional, solo algunas ortopedias especializadas podrían fabricar una prótesis adaptando los dedos de las manos mecánica (Nova Ortopedia, 2013).

b) Altos Costos

Las prótesis disponibles, cosméticas y mecánicas, tienen costos elevados. Los usuarios no pueden acceder a las prótesis con los sueldos que ganan. Además, la mayoría suelen ser el sostén de sus familias antes del accidente, por lo tanto, la economía familiar no les permite pagar costos altos. Por otro lado, aunque es posible encontrar prótesis cosméticas desde S/1,000, acceder a una prótesis mecánica fabricada con un alto grado de personalización, supera los S/ 10,000. (Anexo 1)

Existen tres factores que condicionan que las prótesis tengan costos elevados.

- Los materiales utilizados para la fabricación de prótesis son costosos, tanto en las cosméticas como en las mecánicas. En las segundas, aparte del ajuste protésico, se requieren piezas importadas que generen el mecanismo de agarre.
- El proceso de fabricar prótesis a medida es largo, en caso de las prótesis cosméticas puede durar hasta un mes, sin embargo, en el caso de las mecánicas, puede durar mucho más, y necesitar de múltiples pruebas para lograr un

correcto ajuste mecánico y funcional. El largo tiempo de trabajo del recurso humano (especialista en prótesis), aumenta el costo.

- La fabricación en el Perú no utiliza procesos industriales, es en realidad un proceso más manual. El cual se desarrolla paso a paso durante el proceso de ajustar la prótesis a la mano del paciente. El tiempo prolongado también se debe al tiempo de fabricación de las partes.

La principal ventaja de la impresión 3d es que permite producir piezas personalizadas a menor costo, en poco tiempo y de un plástico resistente. El que esta tecnología, actualmente sea de fácil acceso en el Perú, la convierte en el medio más viable para fabricar la prótesis y asegurar su accesibilidad. Además, proyectos similares confirman sus buenos resultados en la aplicación de esta tecnología en la fabricación de prótesis de mano.

c) Mantenimiento

En el caso de las prótesis cosméticas, pueden durar un promedio de 1 año, dependiendo del cuidado. Sin embargo, las prótesis mecánicas, poseen piezas importadas. En caso de necesitar un repuesto, estas también deben ser importadas, lo cual demora el proceso de reparación e incrementa el costo de mantenimiento, complicando su acceso para los usuarios.

4. Hipótesis

Para devolver las principales funciones perdidas a una persona que haya sufrido una amputación de mano, se propone el diseño, fabricación e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada que sea funcional y de un precio accesible económicamente.

5. Objetivos

a) Objetivo general

- Diseño, fabricación e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada.

b) Objetivos específicos

- Implementar un sistema que permita accionar y controlar fácilmente el movimiento de apertura y cierre de los dedos de la prótesis.
- Mejorar la usabilidad del diseño, buscando un correcto ajuste y comodidad entre la prótesis y la mano lesionada del usuario.
- Optimizar el proceso de armado de la prótesis, reduciendo al mínimo la cantidad de piezas y materiales necesarios para su fabricación.
- Realizar la aplicación teórica del diseño para otros casos de amputación, que sirva como referencia para futuras aplicaciones de las soluciones diseñadas para este proyecto en otras variantes de tipos de amputación parcial de mano.
- Identificar el mejor método de impresión 3d para fabricar la prótesis, aprovechando al máximo los beneficios de la tecnología y los materiales elegidos.

6. Alcances y límites

a) Aspecto Social

Con el objetivo de que el presente proyecto de investigación sirva de guía para futuros desarrollos de prótesis en el Perú, se realizará la aplicación de las soluciones diseñadas para este caso de estudio a 3 casos teóricos de otros tipos de amputación parcial de mano.

b) Aspecto Económico

El costo de fabricación de la prótesis deberá ser menor al costo de la prótesis más económica para amputación parcial de mano disponible en el Perú, la cual es cosmética (S/. 1000).

c) Aspecto Tecnológico

La tecnología de la impresión 3D está en crecimiento. Constantemente en el Perú, así como en el mundo, cada vez más empresas se dedican a vender estos equipos y a dar el servicio de impresión. Por lo cual, el presente proyecto se podría fabricar y replicar fácilmente en diferentes provincias del país, e incluso en diferentes países.

Para la presente investigación, se cuenta con el apoyo de la Sala de Manufactura Digital VEO 3D de la Pontificia Universidad Católica del Perú, la cual cuenta con un equipamiento bastante completo de tecnología 3d, garantizando tener a disposición todo el equipamiento necesario para desarrollar el proyecto. Además, se cuenta con el apoyo del equipo humano especializado que trabaja en el laboratorio, permitiendo contar con asesoría para hacer uso correcto de esta tecnología.

d) Aspecto Funcional

La funcionalidad de la prótesis puede estar condicionada a la gravedad de la lesión del paciente, la resistencia del material, y tecnología escogidos.

e) Aspecto Estético

Por la tecnología escogida (impresión 3d FDM) se espera limitaciones respecto al acabado de la prótesis, ya que depende de los colores disponibles y de la resolución de la impresora 3d a utilizar. Además, por ser una tecnología cuyo proceso es la adición de material, es inevitable que las piezas tengan un acabado superficial rugoso.



7. Metodología

7.1 Equipo de trabajo

Debido a los diferentes aspectos a considerar en el desarrollo de una prótesis, se vio la necesidad de trabajar con un equipo interdisciplinario, que permitiera recibir consultoría de diferentes especialidades y de esta manera garantizar que el proyecto se desarrolle correctamente.

En primer lugar, se contó con la asesoría de la Lic. Sarah Moll, quien es psicóloga con especialidad en tratamiento de personas con discapacidad. Su aporte permitió llegar a tener un entendimiento profundo y concreto de las necesidades emocionales del usuario. Así como, asegurarse de respetar todos los procesos del componente ético del proyecto.

En segundo lugar, se contó con la consultoría de la Lic. Mariana Pendavis, especialista en cirugía de mano, quien determinó el alcance de la lesión del usuario y explicó qué funciones se habían perdido y qué funciones aún mantenía la mano lesionada.

En tercer lugar, se contó con la consultoría de la Ing. Midori Sánchez, quien tiene amplia experiencia desarrollando proyectos de investigación usando tecnologías de manufactura digital. Su apoyo permitió tener un mejor entendimiento del funcionamiento del mecanismo de apertura y cierre de los dedos de la prótesis. Así como, de las características del sistema de fabricación escogidos (impresión 3D).

En cuarto lugar, se realizó una entrevista a profundidad al Lic. Sergio Reynoso, quien es un terapeuta ocupacional del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) con más de 20 años de experiencia, quien luego de analizar los resultados obtenidos en el presente proyecto, validó el diseño de la prótesis desarrollada.

7.2 Tecnología

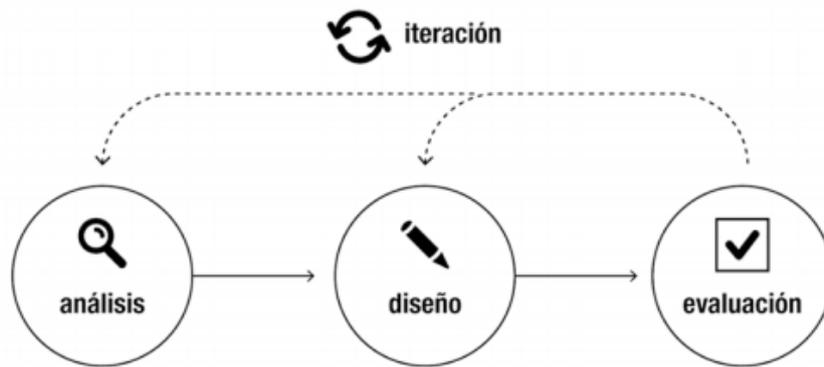
En primer lugar, se utilizó el escáner 3D para poder digitalizar la mano lesionada del usuario y así tener un archivo digital preciso sobre el cual diseñar el interior de la prótesis a medida. Este es un proceso no invasivo, rápido y cómodo para el usuario; en contraste con el proceso tradicional de elaboración de moldes de yeso donde se busca obtener una réplica física del muñón sobre el cual fabricar el encaje. El equipo utilizado es el modelo SENSE de la empresa 3D System, el cual según la investigación realizada es uno de los más económicos con una buena resolución.

En segundo lugar, se utilizó impresoras 3D FDM para la fabricación de las piezas plásticas de la prótesis. La facilidad de esta tecnología para fabricar piezas complejas en poco tiempo, permitió desarrollar varios prototipos intermedios antes del producto final. Se utilizó la impresora Da Vinci 1.0 de la empresa XYZPrinting, pues según la investigación realizada es la más económica con una resolución adecuada para fabricar los prototipos; y se utilizó la impresora Zortrac M300 de la empresa del mismo nombre para fabricar el producto final, pues posee una calidad superior a la anterior.

7.3 Diseño Centrado en el usuario (DCU)

Como metodología se plantea aplicar los conceptos desarrollados en el “Diseño centrado en el usuario”, el cual es una filosofía cuya premisa es que, para garantizar el éxito de un producto, hay que tener en cuenta al usuario en todas las fases del diseño. Al obtener información sobre sus necesidades, tareas y objetivos, se puede orientar correctamente el diseño y desarrollo del producto (Garreta & Mor Pera, 2011). En la Figura 33 se grafica las principales etapas iterativas del DCU.

Figura 33. Etapas iterativas del Diseño Centrado en el Usuario



Fuente: Obtenido de (Garreta & Mor Pera, 2011)

7.3.1 Investigación y análisis

Es la primera etapa del DCU, y es donde se recogen los requisitos del usuario. Es clave para el proceso de diseño, pues si no se conoce al usuario es difícil dar una respuesta adecuada a dichas necesidades y deseos teniendo en cuenta sus limitaciones y características. Otro aspecto importante es el contexto de uso, pues determina que factores pueden afectar el diseño del producto (Garreta & Mor Pera, 2011).

Para la presente investigación, se siguieron las siguientes fases:

a) Análisis de Usuario

Participante: En el marco del proyecto, las principales causas de amputación parcial de mano eran accidente laboral y accidente por pirotécnicos. Por lo cual, para realizar el diseño de la prótesis personalizada, se contó con la participación de un trabajador de la PUCP de 26 años, que hace cuatro años tuvo un accidente manipulando pirotécnicos y perdió el 40% de la mano izquierda. La selección del usuario fue determinada por la cercanía y facilidad de contacto, lo que facilitaría la realización de varios test con usuario para poder probar el avance del diseño de la prótesis con un *feedback* constante, aspecto muy valioso en el diseño centrado en el usuario.

Posteriormente se realizaría el análisis de las necesidades de usuario, realizando una entrevista inicial para conocerlo mejor y una evaluación médica para tener un conocimiento profundo de la lesión del usuario.

Entrevista inicial: Se utilizó este método de obtención de información para conocer mejor al participante, entender sus preocupaciones, necesidades y expectativas respecto a la prótesis. La entrevista la realizó con un lenguaje informal y relajado para que el usuario se sintiera cómodo.

Evaluación Médica: Se realizó una evaluación medica por la especialista en cirugía de mano para conocer mejor cual era la magnitud de la lesión del usuario desde una perspectiva médica.

Recolección de datos: Se tomaron medidas y se realizó un escaneo 3D de la mano sana y del muñón del usuario para tener una base digital sobre la cual diseñar la prótesis.

b) Análisis del estado del arte

Se compararon las prótesis para amputación parcial de mano presentadas en el marco teórico, determinando los aspectos más importantes que se deberán considerar durante el diseño. Se evaluó los materiales para definir cuales serian aplicados para el diseño de la prótesis del participante.

c) Requerimientos de Diseño

Del análisis del usuario y del estado del arte, se definieron los requerimientos del diseño de la prótesis Malky, buscando determinar todos los aspectos que se deben cumplir, considerando las necesidades específicas del participante.

7.3.2 Diseño y evaluación

Son las siguientes etapas y es donde se aplica la información obtenida en el análisis. EL DCU, busca hacer partícipe al usuario desde la etapa de la conceptualización, y recibir *feed –back* constante de la evolución del producto, mediante continuas pruebas con usuario, resolviendo aspectos del diseño progresivamente (Garreta & Mor Pera, 2011).

Para la presente investigación, se siguieron las siguientes fases iterativas, las cuales se repitieron como un ciclo durante el desarrollo de los 5 prototipos del producto hasta obtener el diseño final.

a) Diseño

Del análisis realizado, se procede a diseñar soluciones para los diversos problemas encontrados, definidos previamente en la lista de requerimientos. A lo largo de las diversas versiones del diseño, se fueron probando diferentes ideas de solución que, según los resultados obtenidos durante las pruebas de funcionamiento con usuario, fueron cambiando o mejorándose.

Se utilizó el software Rhinoceros 5.0, con el cual, a partir del escaneo digital realizado previamente, se modelaron todas las partes de la prótesis digitalmente. Luego, con el uso del software NetFabb, se corrigieron los archivos digitales y se exportaron en formato STL, para su posterior impresión en 3d.

b) Prototipado

Se realizaron varios prototipos previos antes del diseño final, con el objetivo de recibir el *feedback* del usuario constantemente. Luego del modelamiento digital de las piezas, estas se fabricaron usando impresión 3D. Durante las múltiples pruebas realizadas con los prototipos se determinó el mejor método para el ensamblado y la fabricación del producto final, ya que existen diversos factores a considerar usando esta tecnología.

c) Pruebas de funcionamiento

Luego de cada prototipo fabricado, se realizó su correspondiente prueba de funcionamiento con usuario, donde el objetivo fue hallar errores y mejorarlos para la siguiente versión. Al inicio se buscó conseguir el correcto ajuste y adecuada comodidad del usuario, hasta en una etapa más avanzada, probar el correcto funcionamiento de la prótesis. Durante cada prueba, mientras el usuario usaba la prótesis, se le hicieron preguntas para obtener sus apreciaciones de las mejoras realizadas. Se utilizó un lenguaje informal y relajado para que el usuario se sintiera con la confianza de decir todo lo que realmente pensaba.

7.3.3 Evaluación Final

Test de usuario: Es la evaluación del producto final por el usuario. Consistió en realizar una serie de pruebas, que el usuario debía completar utilizando la prótesis. Estas pruebas buscaron que el usuario evaluara los diferentes aspectos considerados en los requerimientos de diseño. Al final de cada prueba se le hacían preguntas sobre su experiencia para saber las apreciaciones del usuario sobre cómo el producto se estaba desempeñando.

Entrevista a experto: Para tener una perspectiva objetiva del diseño final de la prótesis, un especialista en terapia ocupacional del INR, que no había tenido ningún contacto con el proceso de diseño, revisó los resultados del test de usuario, observando los videos realizado en esa prueba. Para recaudar sus apreciaciones finales sobre aspectos específicos del diseño, se le realizó una entrevista a profundidad.

7.4 Aplicación Teórica del diseño

Con el objetivo de promover la investigación de este tipo de producto, se realizó la aplicación teórica del diseño para otros casos de amputación parcial de mano, que sirva como referencia para futuras aplicaciones. Se realizó a tres casos: amputación del dedo pulgar, índice y medio; amputación de dedos conservando el dedo pulgar; y amputación transmetacarpiana o carpiana.

8. Proceso de Diseño del Proyecto Malky

8.1 Análisis de Usuario (Participante)

8.1.1 Entrevista Inicial

Luego de contactar al usuario, se le invitó a una reunión donde se le explicó en qué consistía cada parte del proyecto, se recalcó que ningún proceso era invasivo, se definió cuanto tiempo él podría apoyarnos, y se le comunicó sus derechos. Por ejemplo, que puede retirarse del proyecto o detener algún proceso en cualquier momento sin que eso signifique algún tipo de perjuicio para él. Además, se le comunicó que, al término del proyecto, se le entregaría su prótesis para que pueda utilizarla y se le compartiría los resultados de la investigación.

Para esta etapa del proyecto se contó con el apoyo de la Lic. Sarah Moll León, quien es docente de psicología en la PUCP. Ella conversó con el usuario para conocerlo mejor y saber sus intereses y sus miedos.

El accidente del usuario sucedió cuatro años atrás durante la celebración del año nuevo. El usuario siempre había sacado la pólvora de los pirotécnicos, sin embargo, para esa ocasión, se accidentó, perdiendo los dedos: pulgar, índice, medio y anular. El pensamiento inmediato después del accidente estaba relacionado con su futuro. Cuando sucedió, el usuario tenía un niño de 2 años y una familia que cuidar. Por tal motivo, su principal preocupación fue el futuro de su familia.

Después del accidente, el usuario se deprimió bastante pues ya no podía hacer tareas básicas de la vida cotidiana, debía pedir ayuda constantemente, había perdido su independencia. Ya no podía cuidar de su pequeño hijo, ahora debían cuidarlo a él. Fue con el apoyo y la ayuda de su esposa, que logró sobreponerse. Luego, con mucho esfuerzo se recuperó, aceptó que el accidente había sucedido debido a su negligencia e irresponsabilidad y decidió asumir sus acciones. Debía superarlo, pues debía cuidar a su familia, debía adaptarse y salir adelante.

Logró conseguir un trabajo como asistente en el área de supervisión de obras en la PUCP. Se adaptó a su muñón y reaprendió cómo hacer las cosas y cuidarse solo. Sin embargo, el usuario aun tenía temores, pues le costaba mostrar su muñón a las personas desconocidas, por lo cual siempre que salía a la calle, lo ocultaba en su bolsillo. Además, pese a que había logrado desempeñarse bien en su nuevo trabajo, siempre temía que le soliciten hacer alguna acción y que él no pueda ejecutarla. Por ejemplo, y en palabras del usuario, *que le soliciten llevar dos botellas, pero como el solo puede coger con una sola mano (la sana), no pueda hacerlo*. Es interesante cómo el ejemplo que brinda el usuario, aunque sea una situación muy común y simple, para él represente un temor importante.

Las expectativas del usuario sobre la prótesis son: que le permita coger de nuevo; y que le ayude a dejar de ocultar su muñón todo el tiempo. Conocer esta información es valiosa pues permite entender al usuario, sus necesidades y orientar el proyecto.

8.1.2 Evaluación médica

Para esta etapa se contó con el apoyo de la Lic. Mariana Pendavis, quien es cirujana de mano. Con la autorización del usuario, la cirujana procedió a evaluar la gravedad de la lesión del usuario, así como las características de la cicatriz del muñón, realizando palpaciones y ejercicios de fuerza.

El usuario había tenido un traumatismo en la mano izquierda producto de un accidente con pirotécnicos, que le había causado la amputación múltiple del pulgar, y los dedos: índice, medio y anular, incluyendo los metacarpianos.

Esta lesión le impedía realizar movimientos básicos de la mano, como pinza, prensión y agarre. Además, como el usuario no completó su terapia física, había perdido la capacidad de extender la mano a voluntad; así como, realizar abducción – aducción. El usuario solo podía realizar flexión de la muñeca. Como no había perdido el metacarpiano del pulgar, aún tenía movilidad, logrando realizar una pinza no funcional con lo remanente del dedo meñique, el cual había quedado contraído hacia atrás.

Debido a que la lesión fue en la mano izquierda y el usuario era diestro, la recuperación no fue tan complicada, como podría haberlo sido, si hubiera sucedido en su mano dominante. El usuario utilizaba su muñón como apoyo para realizar acciones complementarias a su mano sana.

Como el accidente había sucedido años atrás, la cicatriz de la cirugía ya había curado completamente y no era dolorosa.

8.1.3 Recolección de datos del usuario

Se realiza en dos etapas, la toma de medidas; y la obtención del archivo digital con el uso del escáner 3d.

8.1.3.1 Toma de medidas

Se procede a tomar las medidas de la mano sana y también del muñón. Se mide tanto el largo y ancho de los dedos y palma. De estas mediciones se busca obtener una guía para determinar las dimensiones principales de la prótesis. Realizar ambas mediciones es importante, la del muñón porque la prótesis será diseñada para ajustarse a esa parte física del usuario; y la de la mano sana porque definirá las dimensiones generales de la prótesis.

8.1.3.2 Obtención del Archivo Digital

La obtención del archivo digital reemplaza el proceso tradicional de vaciado de modelos de yeso. Para la obtención del archivo digital, se utilizó el escáner 3d Sense. La sala de Manufactura Digital Veo 3d, en la Pontificia Universidad Católica del Perú, prestó sus instalaciones y su equipo para realizar el escaneado 3d del muñón y de la mano sana del paciente.

El escaneo del muñón permite diseñar el encaje protésico, considerando la geometría y las dimensiones con mayor precisión. El escaneo de la mano sana permite diseñar la apariencia de la prótesis copiando la forma de la mano sana del usuario.

Para el correcto escaneo 3d es necesario considerar los siguientes aspectos:

a) Espacio de trabajo

- El espacio de trabajo donde se realizará el escaneo 3d, debe contar con **un área de libre de 360 grados que rodee** la zona donde estará ubicada la mano lesionada o sana del usuario a escanear.

-Debe contar con **una iluminación constante**, es decir que no haya variaciones en la iluminación. Buscar evitar generar sombras muy marcadas porque afectarán el resultado del escaneo 3d.

-De preferencia que el usuario utilice ropa oscura para que el escáner 3d no reconozca su presencia.

-Durante el escaneado no debe haber interferencia de ningún tipo, de lo contrario, esto podría confundir el escáner y arruinar el escaneado.

b) Posición de usuario

El usuario deberá estar sentado en el centro del espacio de trabajo y colocar su mano lesionada y sana, según corresponda el escaneo, alzada sobre su cabeza, en supinación. De esta manera otorgará al técnico espacio libre para realizar el escaneo correctamente.

Luego de cumplir con todos los aspectos para el correcto escaneo 3d, se procede a realizar el escaneado del muñón y de la mano sana.

Se debe posicionar el escáner 3d a 30 cm como mínimo del usuario y rodearlo lentamente 360°. Realizar el número necesario de escaneos hasta obtener un resultado apropiado.

Luego de completado cada escaneado, guardar el archivo en formato STL (".stl").

STL: Es el formato estándar utilizado para archivos de prototipado rápido o también llamado archivo stereolitográfico. Es un formato de exportación estándar para la mayoría de los programas CAD.

Utiliza una malla de pequeños triángulos sobre las superficies para definir la forma del objeto. Un aspecto a considerar es que cuantos más triángulos contenga la malla, mejor se representará una superficie compleja, pero el archivo será más pesado y su manejo más complicado. (Martínez, 2015) A continuación, se presentan imágenes de los escaneados obtenidos.

Figura 34. Escaneo 3D de muñón de usuario



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Figura 35. Escaneo 3D de mano sana de usuario



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

8.2 Análisis del estado del Arte

En los antecedentes encontrados, son pocas las prótesis funcionales disponibles específicamente para amputación parcial de mano. De los existentes, en el análisis realizado se encontraron diversas variaciones en su conformación. En la Tabla 10 se presenta un cuadro comparativo de sus principales características.

Tabla 10. Comparación de las prótesis funcionales para amputación parcial de mano

	i-DIGITS QUANTUM (Mioeléctrica)	M-FINGERS (Mecánica)	TALON HAND (Mecánica)	RAPTOR HAND (Mecánica)	CYBORG BEAST (Mecánica)	K1 HAND (Mecánica)	FLEXY HAND (Mecánica)
a. Encaje Protésico							
- Obtención de modelo de muñón	Moldes de Yeso		Genérico			Digital	
- Fijación del muñón	A medida con recubrimiento interno de silicona	A medida. Contacto total del encaje	Cuero y correas	Correas		A medida	
b. Funcionamiento							
-Accionamiento de la prótesis	Sensores Mioeléctricos	Flexión de la muñeca					
- Cierre de los dedos	Motores	Cables rígidos					
- Retorno de los dedos	Motores	Resortes	Cables elásticos			Material Flexible	
c. Estética							
- Lenguaje formal	Diseño Integrativo Antropomorfo	Diseño Aditivo Ortogonal			Diseño Aditivo Orgánico	Diseño Integrativo Antropomorfo	
- Acabado superficial	Liso	Liso	Rugoso				
- Color	Personalizable	Crema	Primarios			Imitación piel	
d. Mantenimiento							
- Sistemas integrados	Cargado de Batería. Componentes electrónicos	-	Regulación para cables rígidos		-	Regulación para cables rígidos	
e. Fabricación							
- Material	Plástico, aluminio Fibra de carbono	Plástico, Aluminio y Fibra de vidrio o carbono	Plástico ABS			Plástico Filaflex	
- Proceso de fabricación	Inyección Laminado	Laminado	Impresión 3D				
- Uniones	Tornillos, ejes metálicos	Tornillos, ejes metálicos	Ejes plásticos	Ejes metálicos	Ejes plásticos	Uniones flexibles	

Fuente: Tabla realizada por Marlene Bustamante

A continuación, se detalla el análisis realizado de las características principales de la Tabla 10. Comparación de las prótesis funcionales para amputación parcial de mano.

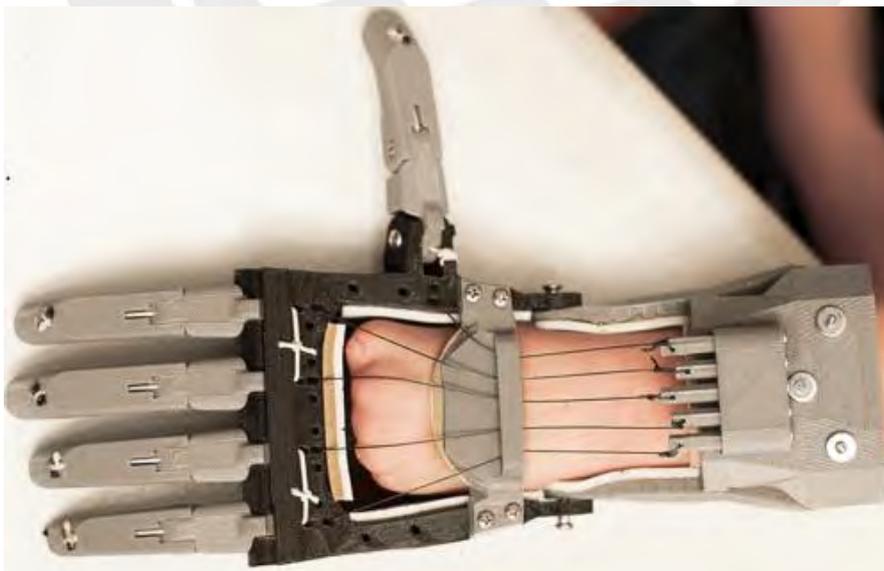
a) Encaje protésico

Para la **obtención del modelo** del muñón con el cual diseñar el encaje protésico, se han utilizado dos técnicas: el proceso tradicional de moldes de yeso y obtener un modelo digital usando un escáner 3D. De estas dos opciones, la segunda es mejor para el usuario, pues el proceso es más rápido y no involucra contacto directo con el muñón.

La **fijación de la prótesis** en la mayoría de las prótesis de impresión 3D, que son de activación mecánica, se realiza mediante correas o cuero que sujetan el muñón en un espacio genérico ubicado en la palma. Este sistema es inapropiado, pues el tipo de amputación en cada persona es completamente diferente, utilizando un espacio genérico, en algunos casos puede quedar muy apretado o muy holgado. (Ver Figura 36)

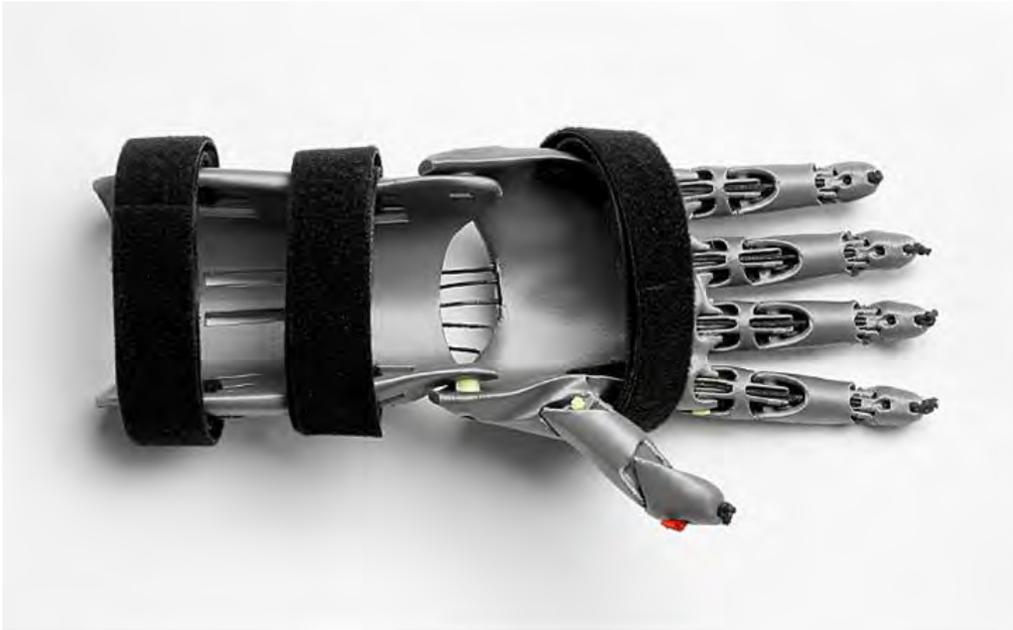
Las correas solas no generan una superficie para generar una buena palanca como se observa en la Figura 37, por lo cual es mejor realizar el encaje protésico a medida como en las prótesis i-Digits y M-Finger. (Ver Figura 38) La i-Digits también utiliza un recubrimiento interior de silicona que protege la piel del usuario, y en el cual ha colocado un cierre facilitando su colocación.

Figura 36. Encaje protésico expuesto



Fuente: (Enabling the future, s.f.)

Figura 37. Uso de correas para asegurar el muñón a la prótesis.



Fuente: (Enabling the future, s.f.)

Figura 38. Encaje protésico de la i-Digits Quantum



Fuente: (Touch Bionics, 2015)

b) Funcionamiento

El **accionamiento** de todas las prótesis mecánicas analizadas utiliza la flexión de la muñeca para accionar la apertura y cierre de los dedos de la prótesis. Cuando el usuario flexiona la muñeca de su mano lesionada, las cuerdas rígidas que están fijadas a los dedos y a la muñeca en la parte posterior de la prótesis, se tensan y **cierran los dedos**. (Ver Figura 39) Para mantener los dedos en su posición extendida o **asegurar su retorno** cuando el usuario deja de flexionar la muñeca, se utiliza cuerdas flexibles, resortes o uniones de material flexible, como en el caso de la Flexy hand.

Los resortes son más resistentes, pero se pueden oxidar y el peso total de un dedo fabricado en impresión 3D o plástico es mínimo, lo que no amerita su aplicación. Las uniones de material flexible disminuyen la fuerza que la prótesis puede ejercer, porque no cuenta con ejes que guíen el movimiento. Las cuerdas elásticas son resistentes, fáciles de colocar y cambiar, siendo la mejor opción de aplicación.

En el caso de las prótesis mioeléctrica i-Digits, **los dedos se cierran y abren** cuando los impulsos mioeléctricos del usuario, reconocidos a través de los sensores les indican a los motores que se muevan en una dirección u otra.

La ventaja de un sistema de activación mecánica (flexión de la muñeca) es que los músculos del usuario se ejercitan para activar la prótesis, evitando la atrofia muscular. En comparación, con un sistema de activación mediante impulsos mioeléctricos, donde el usuario no ejercita sus músculos remanentes, pues son los motores colocados dentro de la prótesis, los que realizan el movimiento.

Figura 39. Accionamiento de la prótesis con la flexión de la muñeca



Fuente: (Po Paraguay, s.f.)

c) Estética

El lenguaje formal de las prótesis mecánicas analizadas, es principalmente **aditivo** porque la realización de este tipo de producto es compleja y el poco espacio disponible para acondicionar todos los componentes lo complica. Algunas son más ortogonales, con planos rectos; otras son orgánicas, pero no consiguen integrar toda la forma, dejando componentes como los ejes y las cuerdas visibles. Sin embargo, la Flexy Hand y la i-Digits tienen un diseño integrativo que logra acercarse a la forma de la mano humana, lo cual es muy importante para los usuarios, quienes no solo buscan una herramienta funcional para poder recuperar su autonomía, sino también un medio estético de recuperar el miembro perdido y ser aceptados en la sociedad. (Ver Figura 40)

Figura 40. Detalle de la estética de la prótesis Flexy Hand



Fuente: obtenido de (Wheeler, 2015)

El color es un problema importante, pues la amplia variedad de tonos en la piel dificulta su replicación en la prótesis. Las prótesis i-Digits suele ser fabricada en color negro o plomo. Las prótesis en impresión 3D, dependen de las empresas que fabrican insumos, las cuales por ahora solo poseen colores primarios o un tono de piel genérico. Para conseguir colores similares a la piel, las prótesis deben recibir un acabado superficial extra después de ser fabricadas.

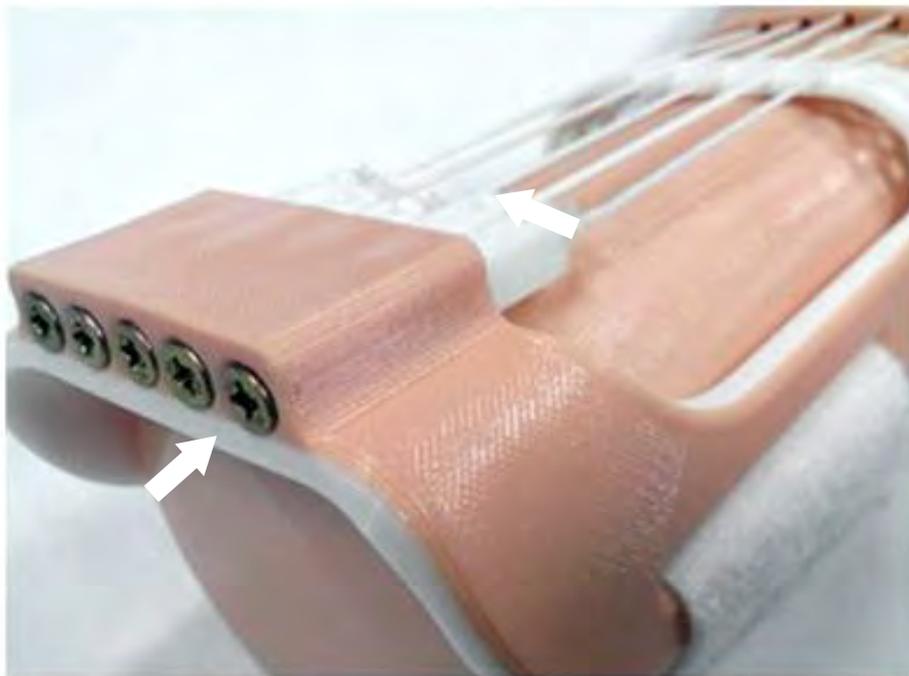
d) *Mantenimiento*

Una prótesis es un producto que va a estar en constante uso en la vida cotidiana o laboral, por tal motivo debe ser fácil de darle mantenimiento. En el caso de prótesis mecánicas que usan el sistema de cuerdas rígidas para el cierre de los dedos, el componente que puede necesitar ajustes continuos es la cuerda rígida, la cual se destensa. Algunas de las prótesis analizadas, poseen un sistema de regulación de cuerdas, la cual no es muy fácil de accionar, pues requiere de destornilladores y no está diseñado para que el mismo usuario lesionado lo manipule. (Ver Figura 41)

Por tal motivo, aunque es muy necesario un sistema de regulación de cuerdas, este debe poder ser accionado por el mismo usuario para que no requiera de ayuda cada vez que requiera hacer un ajuste.

En el caso de prótesis mioeléctricas, la principal dificultad de su uso es que son muy delicadas, y requieren de mucho cuidado; por ejemplo, la recarga constante de la batería y el mantenimiento de los componentes electrónicos utilizados en su construcción, que, si alguno se malogra o falla, la prótesis deja de funcionar.

Figura 41. Sistema de regulación de cuerdas rígidas.



Fuente: Obtenido de (Wheeler, 2015)

e) Fabricación

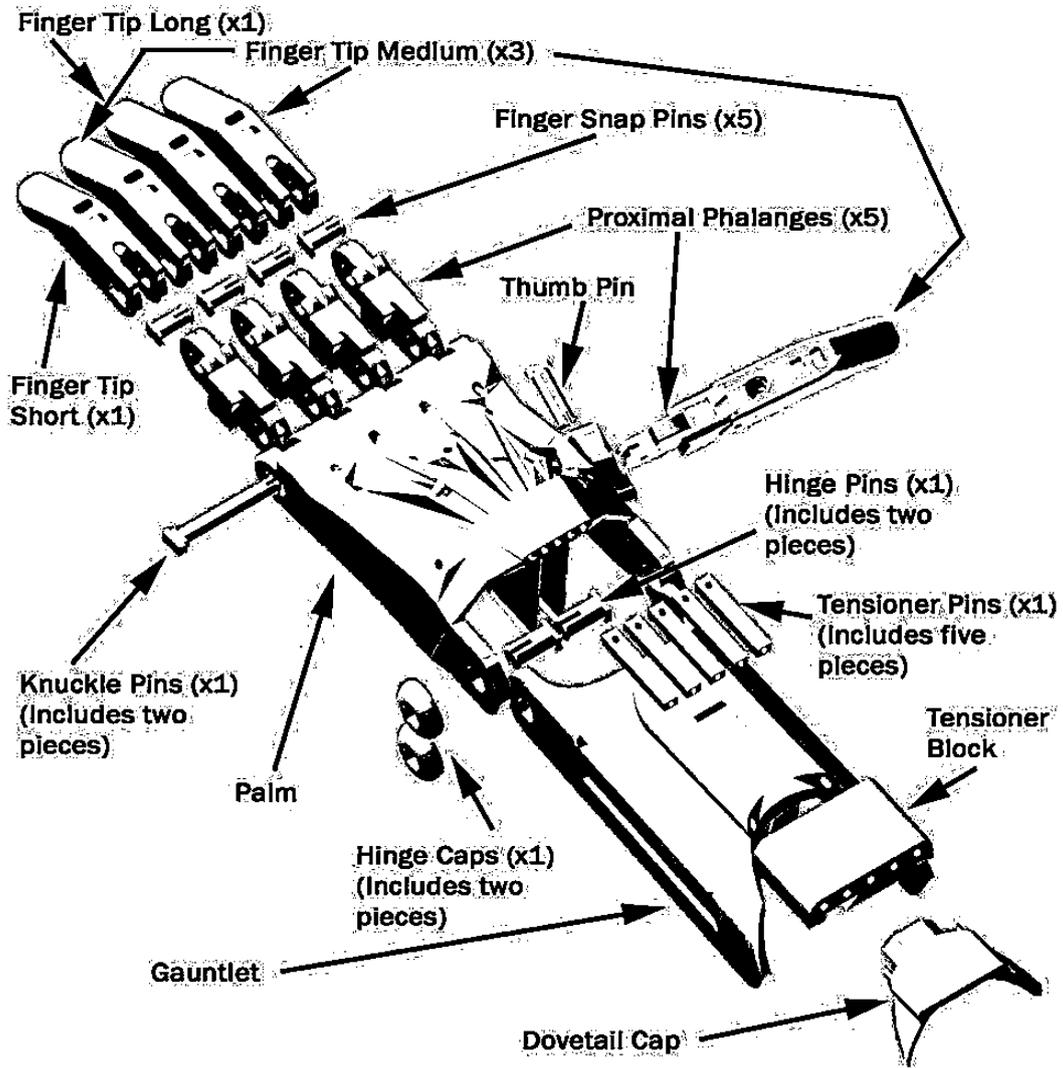
La mayoría de las prótesis analizadas, son fabricadas con impresión 3D en plástico ABS, el cual es resistente. El M-Finger y la i-Digits en cambio utilizan aluminio y laminado en fibra de vidrio o carbono, los cuales son mucho más resistentes, sin embargo, su fabricación es mucho más complicada y artesanal que la impresión 3D.

El peso es un factor a considerar, utilizar impresión 3D permite variar la densidad de las piezas, dependiendo del esfuerzo que vayan a soportar, disminuyendo considerablemente el peso total de la prótesis.

La Flexy hand utiliza Filaflex, el cual como lo indica su nombre es un material flexible. Usar este material puede dar mayor confort al usuario al utilizar la prótesis, pues está tiene estructura, pero no es completamente dura. El principal problema según pruebas realizadas en la Sala de Manufactura Veo 3D de la PUCP, es la dificultad de imprimir piezas exitosamente con este material y la necesidad de utilizar máquinas especializadas. Además, su acabado superficial es tan liso como el del ABS, lo cual complica el agarre pues los objetos se resbalan.

Por otro lado, la complejidad del ensamblado de las prótesis, es un factor a considerar, algunos diseños analizados poseen demasiadas piezas, lo cual dificulta y demora el armado. En el caso de la Raptor, la cual fue el primer diseño de prótesis en impresión 3D, posee piezas pequeñas que son los ejes de las articulaciones de los dedos y muñeca, los cuales, si no se fabrican con la tolerancia correcta, pueden fácilmente salirse y perderse. (Ver Figura 42)

Figura 42. Despiece de Prótesis Raptor



Fuente: (Enabling the future, s.f.)

8.3 Requerimientos de diseño

Según la investigación realizada, presentada en el marco del proyecto y el entendimiento de las necesidades del usuario y los antecedentes; se procede a definir y enunciar la lista de requerimientos del producto.

8.3.1 Aspectos Funcionales

a) Accionamiento

La prótesis será de propulsión muscular mecánica, debido a que este tipo de prótesis mejora el tono muscular del usuario con el uso y requiere de menos cuidados y mantenimiento en comparación con las prótesis mioeléctricas. Además, este sistema es sencillo para accionar el movimiento de apertura y cierre de los dedos. Debe permitirle al usuario realizar dos tipos de agarre básicos como el **agarre cilíndrico** (de fuerza), donde todos los dedos se cierran como en un puño; y el **agarre tripod** (de precisión), donde son los dedos pulgar, índice y medio los que se juntan para coger elementos pequeños.

Además, con las indicaciones obtenidas de la evaluación médica, la prótesis debe aprovechar los movimientos que aún tiene la mano lesionada, reforzándolos e incrementándolos.

b) Comodidad

Debe ser lo más cómoda posible, evitando la posibilidad de que se produzca algún tipo de herida al usuario, ya que esta condición aporta al abandono del uso. Controlar la transpiración, consiguiendo una buena ventilación.

c) Colocación

Debe ser fácil de colocar y sacar, ya que el usuario solo podrá utilizar la mano contraria a la lesionada para ajustársela.

8.3.2 Aspectos Estéticos

d) Apariencia Antropomorfa

Debe mantener la proporción natural (dimensiones) de la mano del usuario. Buscar un diseño integrado y prolijo, por lo que se debe evitar usar tornillos o elementos extras en su conformación.

e) Color

El color de la prótesis debe poder ser personalizable, dando la opción al usuario de escoger.

8.3.3 Aspectos técnicos

f) Fabricación

Aprovechar las características del material utilizado (ABS) y del proceso de fabricación elegido (impresión 3d) para elaboración de la prótesis. Diseño que permita un fácil ensamblado.

g) Mantenimiento

Debe ser fácil de reparar y darle mantenimiento. En caso alguna parte se dañe, se debe poder reemplazar la pieza afectada sin que sea necesario cambiar toda la prótesis por una nueva.

Debe ser fácil de limpiar. Con el uso, el encaje protésico deberá poder ser accesible para su limpieza.

h) Costo

Es muy importante que el precio total de la prótesis sea accesible para los usuarios, por lo tanto, el monto debe ser menor al sueldo básico de un trabajador.

8.4 Proceso iterativo de diseño, prototipado y pruebas de funcionamiento

Durante el desarrollo del presente proyecto de diseño industrial, se fabricaron diversos prototipos previos antes de la versión final del producto. Debido al sistema de fabricación escogidos (Impresión 3d), fue posible probar progresivamente las soluciones propuestas para cada requerimiento y recibir el *feed-back* del usuario.

De este proceso repetitivo de diseño, fabricación, prueba, *feed back* y rediseño, se logró obtener un entendimiento del aprovechamiento de las propiedades del material (ABS) y sistema de fabricación escogidos (impresión 3d); así como, de las peculiaridades de una lesión parcial de mano. Se definió en el proceso los parámetros para la correcta impresión 3d de las piezas, el mejor método de ensamblado de la prótesis, y estrategias para adaptar el diseño a las necesidades específicas de la lesión del usuario.

La prótesis de mano a desarrollar se basa en un sistema de accionamiento mecánico, al igual que en los antecedentes. Por tanto, durante este proceso se adaptó el sistema de cuerdas para su accionamiento. A lo largo de las múltiples versiones prototipo, se mejoró el sistema hasta obtener en el producto final con un funcionamiento correcto.

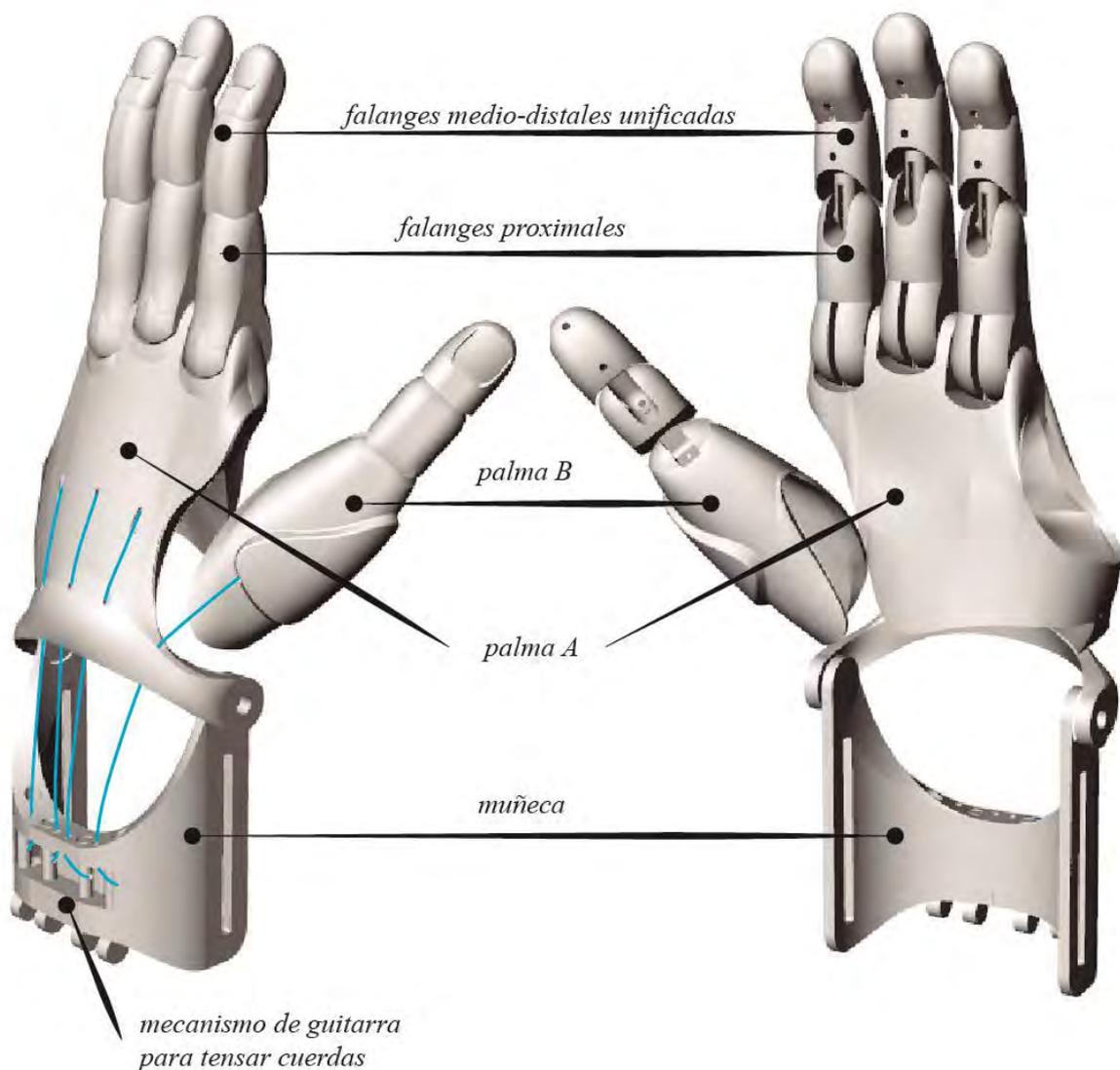
Durante este proceso también se definieron los materiales complementarios para la fabricación de las prótesis, como las cuerdas rígidas y flexibles, las cuales accionan la prótesis; las siliconas ortopédicas para proteger el muñón del usuario; las siliconas externas para incrementar el agarre; y las correas que aseguran la prótesis al muñón del usuario permitiendo un correcto ajuste.

A continuación, se describe las soluciones planteadas, las pruebas realizadas, y las conclusiones obtenidas para cada versión del producto. Describir todo el proceso realizado para la obtención del producto final es importante para determinar cómo se definió la mejor solución.

8.4.1 Prótesis Versión 1

En la primera versión se buscaba determinar la mejor forma de proteger el muñón del usuario y evitar heridas en la piel. No se tenía claro si el metacarpiano del pulgar podría generar la oposición correcta con los dedos de la prótesis. En Figura 43 se grafica el diseño de la primera versión de la prótesis y las partes que la conforman.

Figura 43. Prótesis Versión 1



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

a) Función

Para esta primera versión se utilizó provisionalmente hilo de nylon transparente como cuerda rígida, y como cuerda flexible, un elástico redondo delgado, comúnmente usado en la ropa.

La articulación entre la falange distal y media de los dedos se diseñó rígida para minimizar la pérdida de fuerza en el sistema de cuerdas. Debido a que el usuario aún conserva parte del movimiento del metacarpiano del pulgar, se decidió hacer una pieza independiente que accione el pulgar.

Como primera propuesta se consideró proteger el muñón del usuario con un **recubrimiento tipo guante** y sobre aquel fijar las partes rígidas de la prótesis.

Se investigó sobre recubrimientos nacionales utilizados en prótesis u ortesis para proteger el muñón. Se decidió probar con neopreno usado en productos como muñequeras, y venda para muñón, la cual está hecha de algodón y permite que la piel del amputado pueda ventilarse: sin embargo, es más delgada en comparación con el neopreno, es decir, menor protección. Se adaptó una **muñequera de neopreno** convirtiéndola en un guante como se aprecia en la Figura 44.

Figura 44. Prototipo versión 1 usando guante de neopreno



Fuente: Fotografía tomada por Marlene Bustamante

Sin embargo, cuando el usuario probó el guante expresó que le hacía sudar y sentía que el muñón se calentaba. Luego cuando utilizó la **venda para muñones**, el usuario expresó que lo sentía más fresco, y suave, pero que le incomodaba un poco. (Ver Figura 45)

Figura 45 .Prototipo versión 1 usando venda de muñón



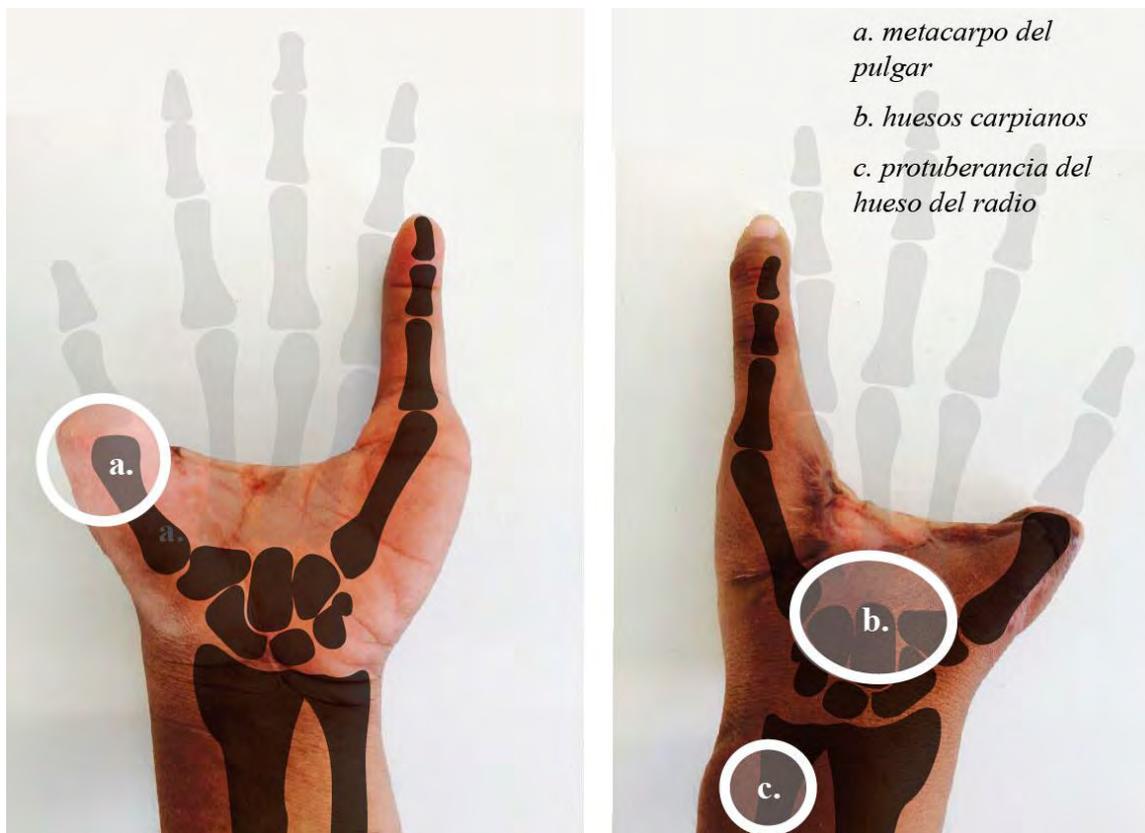
Fuente: Fotografía tomada por Marlene Bustamante

Al final de la prueba, el usuario se quitó la venda y **se probó la prótesis sin ningún recubrimiento** de protección, expresando que se sentía más fresco y cómodo; sin embargo, sentía cierto dolor cuando intentaba accionar la prótesis en ciertas zonas. En la Figura 46 se indica en círculos blancos las prominencias óseas del muñón del usuario, las cuales son las que generaban dolor.

Además, la forma de **la pieza muñeca permitía que los cables rozaran** y aplastaran la piel del usuario cuando accionaba la prótesis.

La pieza independiente del pulgar no funcionó en absoluto debido a que se cerraba incorrectamente y no lograba generar oposición del pulgar con respecto a los otros dedos.

Figura 46. Protuberancias óseas del muñón.



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Respecto a la colocación y sacado del prototipo, cuando se utilizó el guante de neopreno fue complicado, pese a darle de tolerancia 2 mm a la prótesis respecto del muñón, lo reglamentario en prótesis de miembro superior. Cuando utilizó la venda y ningún recubrimiento, la colocación fue sencilla y rápida.

b) Estética

Conociendo las limitaciones de la fabricación de piezas en impresión 3d, se propuso diseñar una prótesis bajo el concepto de guante, es decir, debido a que no es posible lograr un acabado superficial similar al de la piel humana, se propuso diseñar la prótesis para que su apariencia se confunda con la de un guante.

Sin embargo, el usuario expresó su deseo de obtener una prótesis que se vea como su mano, es decir del mismo color. Ante la idea del guante, no estaba en desacuerdo, pero prefería lo anterior.

Para tener una idea del posible acabado superficial de las piezas, siendo pintadas al color de la piel del usuario, se procedió a darle acabados a la prótesis impresa para que el usuario pudiese volvérsela a probar. Por recomendación de la psicóloga, se le explicó los posibles problemas de las piezas pintadas, como que se rayan con el uso, se descascaran, o el color cambia por la exposición al sol. El usuario opinó que le parecía mejor que fuera de color piel porque en otros colores la prótesis llamaría demasiado la atención y no pasaría desapercibido como quería.

Figura 47. Prótesis Versión 1 pintada de color piel



Fuente: Fotografía tomada por Marlene Bustamante

Para mantener la estructura delgada, las cuerdas rígidas eran visibles en el dorso de la prótesis. (Ver Figura 43) La zona de la unión con la muñeca se engrosaba para poder guiar la ubicación de las cuerdas. El usuario también estuvo en desacuerdo que las cuerdas sean visibles. Expresó que en todo lo posible se intentara mantener la forma de una mano real.

c) Fabricación

En los antecedentes presentados, se utilizan pines impresos o metálicos como ejes de las articulaciones de los dedos. Además, se usan tornillos como elementos extras que permiten completar el ensamblado.

En la presente propuesta se planteó utilizar ensambles a presión en las articulaciones de los dedos, donde los pines estuvieran integrados en el dedo. En consecuencia, se disminuía considerablemente las piezas a ensamblar y se anulaba el problema de que los pines se salieran de su lugar durante el accionamiento de las prótesis.

En total se fabricaron 17 piezas, el proceso fue sencillo, en un total de 2 días, todas las piezas se imprimieron en 3d.

Se diseñó en la pieza muñeca un sistema basado en el mecanismo de la guitarra, donde no se necesitará elementos externos para tensar las cuerdas de la prótesis. La idea era que sea el mismo usuario pudiese tensar las cuerdas sin necesitar de herramientas complementarias ni la supervisión de un experto. Este sistema facilitó el tensado y ajuste de las cuerdas durante el ensamblado de la prótesis. Luego de explicarle el funcionamiento, el usuario aprendió rápidamente como utilizarlo.

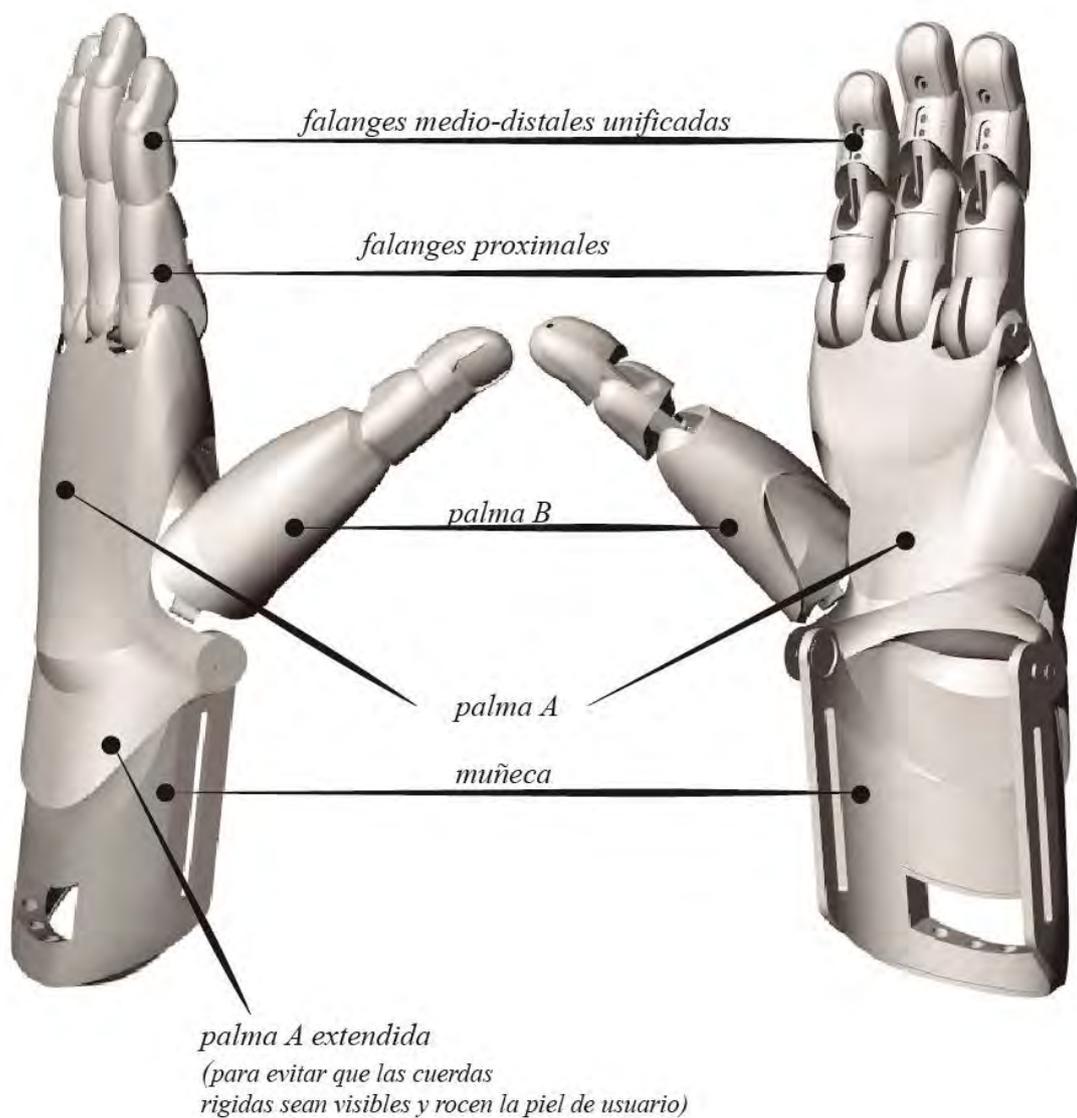
d) Conclusiones

- Se descartó por completo el uso de guantes o recubrimiento totales para el uso de la prótesis. Necesario buscar otro método de fijación de las partes rígidas al muñón del usuario.
- Se determinó las zonas de dolor para modificar el diseño dándole más tolerancia en esas zonas.
- Modificar el diámetro de las poleas de los dedos, la dirección de cierre del pulgar y la forma de la pieza muñeca. El mecanismo de accionamiento no debe ser visible.
- Determinar otra posición para imprimir la pieza palma y las piezas de los dedos para mejorar el acabado superficial, pero sin influir en la resistencia de los pines integrados.

8.4.2 Prótesis Versión 2

En la segunda versión se modificaron las piezas para resolver los problemas encontrados en la versión 1. El objetivo principal era conseguir que la prótesis se ajuste bien al muñón y no le produzca heridas. En la Figura 48 se grafica el diseño y las partes que la conforman.

Figura 48. Prótesis Versión 2



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

a) Función

Se modificó el diámetro de las poleas de los dedos para mejorar el cierre. Se utilizó como cuerda rígida, nylon N° 12, comúnmente usada para fabricar nacionalmente redes de pesca, y como cuerda flexible, elástico redondo delgado.

Se modificó la orientación del pulgar para probar si realizaba oposición con los otros dedos. Sin embargo, no funcionó, cuando el usuario accionaba la prótesis, el metacarpiano del pulgar se movía, pero no lo suficiente para poder generar una buena oposición.

Cuando el usuario intentaba flexionar la muñeca, la prótesis no cerraba correctamente, pues se desfasaba del muñón. Además, cuando esta era forzada a no salirse, el usuario seguía teniendo dolor en las mismas zonas dolorosas (protuberancias óseas) definidas en la versión anterior, pese a que se había aumentado la tolerancia a 3mm.

Se modificó la pieza de la palma, haciéndola más larga, de esta manera los cables no rozaban la piel del usuario y se ocultaba las cuerdas durante la flexión. Al probarlo con el usuario, el sistema funcionaba, pero se requería más fuerza para accionar la prótesis.

Figura 49. Modificación de la pieza palma. Prótesis Verión 2.



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

b) Estética

El cambio realizado a la pieza *palma A* ocultaba completamente las cuerdas; sin embargo, se alejaba bastante de la forma antropomorfa de la mano humana por lo que al usuario no le gustó esta segunda propuesta.

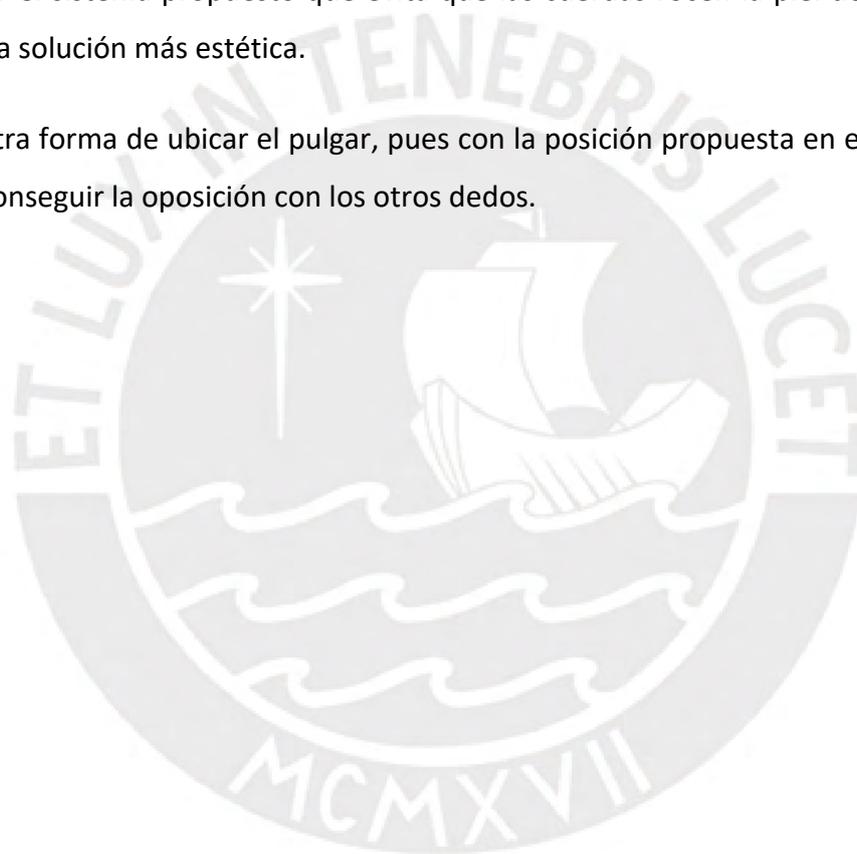
Figura 50. Prototipo de Prótesis Versión 2



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

c) Conclusiones

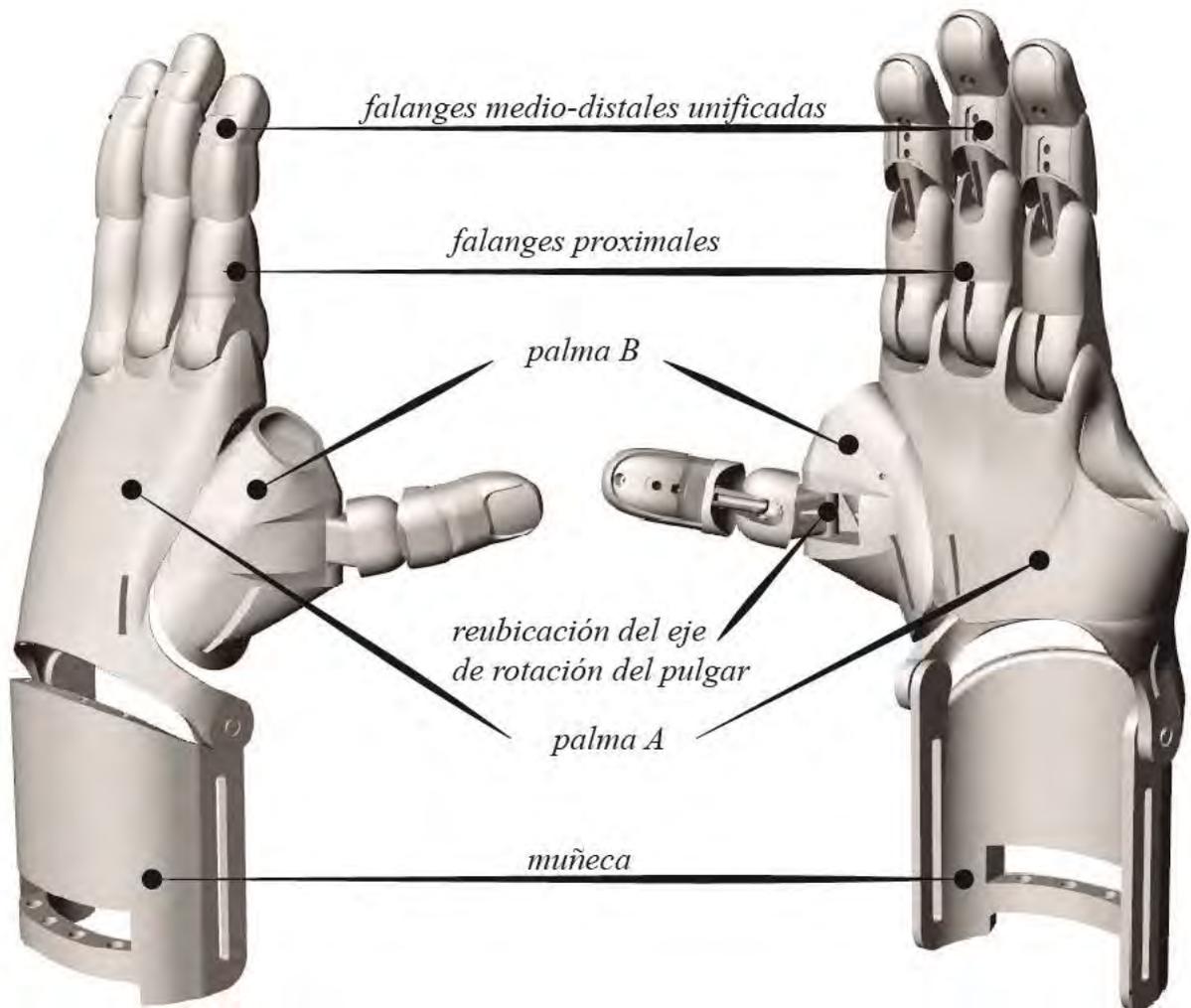
- Buscar otro sistema que permita el correcto ajuste de la prótesis con el muñón. Además, no solo es necesario establecer tolerancia en las zonas de dolor, sino que se deben proteger con un material que absorba la presión entre el muñón y las paredes rígidas de la prótesis.
- Descartar el sistema propuesto que evita que las cuerdas rocen la piel del usuario y buscar otra solución más estética.
- Buscar otra forma de ubicar el pulgar, pues con la posición propuesta en esta versión no logra conseguir la oposición con los otros dedos.



8.4.3 Prótesis Versión 3

En la tercera versión se consiguió un buen ajuste de la prótesis al muñón del usuario. Se utilizó correas de polipropileno para su fijación. En la Figura 51 se grafica el diseño y las partes que lo componen.

Figura 51. Prótesis Versión 3



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

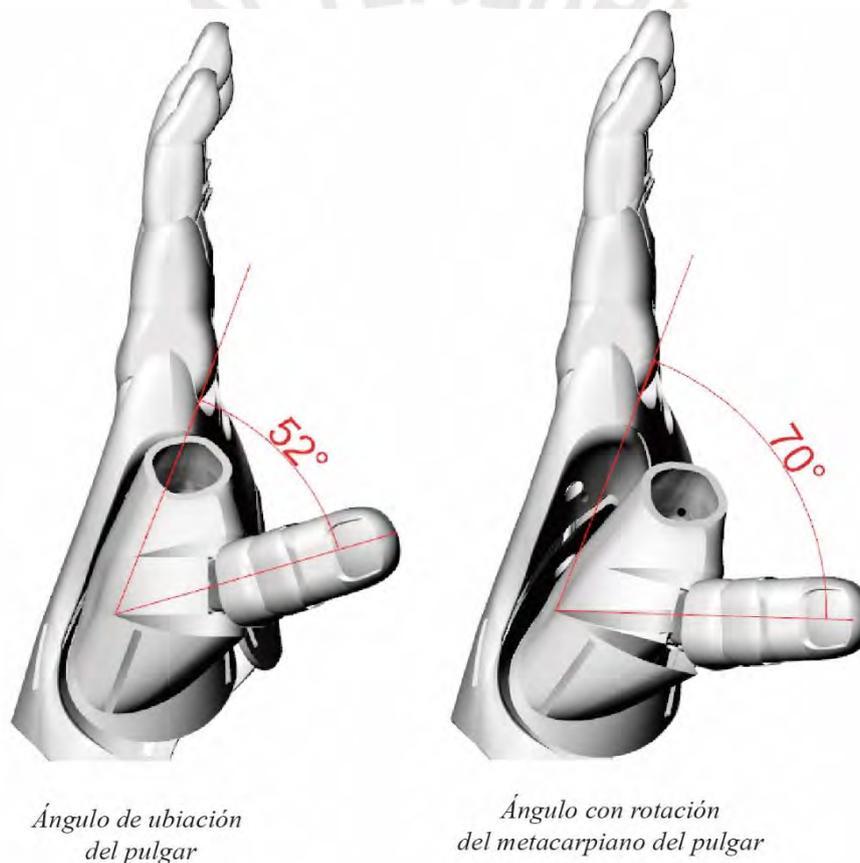
a) Función

La pieza *palma* se mantuvo separada en dos partes; sin embargo, se modificó la ubicación del eje de rotación del pulgar. Se ignoró el metacarpiano del pulgar del muñón

del usuario, colocando el pulgar en la posición más apropiada para generar el cierre. (Ver Figura 51)

La nueva ubicación funcionó, generando oposición con los otros dedos. En las pruebas el usuario levantó algunos objetos. Sin embargo, debido a que el usuario aún posee movimiento en el hueso metacarpiano del pulgar, cuando intentaba coger objetos pequeños, el pulgar se rotaba más de lo necesario porque el ángulo establecido debió considerar el ángulo que el metacarpiano del pulgar puede rotar cuando flexiona la muñeca. (Ver Figura 52) Es decir, el usuario podía realizar agarre cilíndrico (de fuerza), pero no agarre tripod (de precisión). (Ver Figura 53)

Figura 52. Ubicación del pulgar. Prótesis Versión 3



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Se modificó la geometría de la pieza muñeca para evitar que las cuerdas rígidas rocen la piel del usuario. Como se muestra en la Figura 51 la pieza *muñeca* ha sido alargada hasta la salida de las cuerdas en la pieza *palma*. Sin embargo, también evita que el usuario

pueda realizar el movimiento de extensión de la mano. No obstante, él a voluntad no puede realizar ese movimiento; por tanto, no se estaría quitando movilidad a su muñón.

Figura 53. Prueba con usuario. Prótesis Versión 3

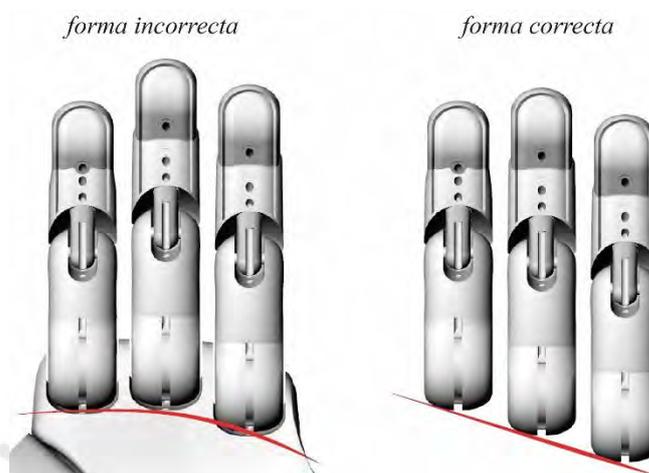


Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

El movimiento de los dedos no fue correcto, por lo cual se realizó la consulta a la Ing. Midori Sánchez, la cual explicó que la ubicación de los ejes de cada dedo no estaba colocada de forma correcta. La ubicación de los ejes de las articulaciones de las falanges

proximales con respecto a la palma, se habían colocado imitando la distribución de los dedos humanos, formando un arco. Sin embargo, la ingeniera explicó que para que el movimiento de todos los dedos sea igual y coordinado, con ese mecanismo, se debía colocar de forma ascendente como se muestra en la Figura 54.

Figura 54. Correcta ubicación de los dedos de la prótesis.



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Además, las salidas de los canales de la cuerda rígida en la base de la palma y en la parte superior de la muñeca debían estar alineados en un mismo plano, para que al flexionar la muñeca todas las cuerdas se tensaran en un mismo punto. En cambio, si estos puntos se distribuyen en una curva, las cuerdas se tensan en diferentes partes, alterando el movimiento de los dedos. (Ver Figura 55)

Figura 55. Correcta ubicación de los canales de las cuerdas rígidas.



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Para lograr el correcto ajuste en esta versión se utilizó correas que unían amabas partes de la pieza palma al muñón del usuario. Para asegurarla se utilizó velcro. (Ver Figura 53)

Figura 56. Prototipo de Versión 3



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

La colocación no fue tan fácil que en la versión anterior porque al estar parcialmente fijo el pulgar con la palma de la prótesis, el usuario debió hacer más fuerza y movimientos para poder colocarse la prótesis. Para sacarla fue sencillo.

Se usó plancha de silicona de 1.5 mm cortada a laser como recubrimiento de las zonas que generan dolor en la prótesis. Esto disminuyó la incomodidad, pero luego de un periodo de uso prolongado, comenzaron a doler de nuevo. También se usó a misma plancha de silicona como recubrimiento para incrementar el agarre en las principales zonas donde hay contacto con los objetos como la yema de los dedos y zona anterior de la palma. (Ver Figura 56)

b) Estética

Se dejó un agujero en la parte superior de la *palma B* para poder observar que sucedía con el muñón cuando se utilizaba la prótesis. Sin embargo, aunque el usuario estuvo de acuerdo con las modificaciones a las piezas palma y muñeca, no le gustó la apariencia de la *palma B*, ni la excesiva visibilidad de las correas de ajuste.

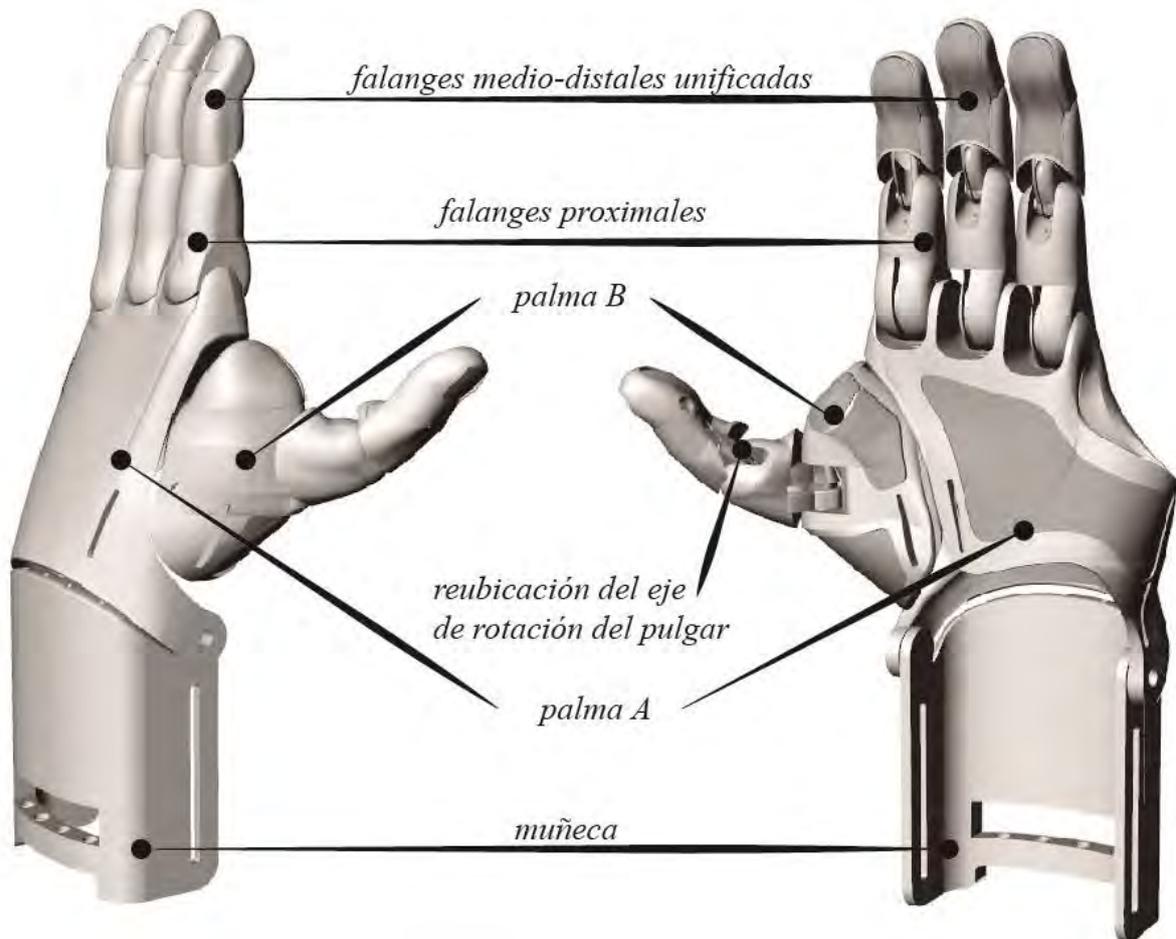
c) Conclusiones

- El uso de correas para ajustar adecuadamente la prótesis al muñón del usuario es eficiente. Sin embargo, la disposición actual complica la colocación de la prótesis y es muy visible.
- Aumentar tolerancia en las zonas de dolor.
- Reubicar el ángulo de rotación del pulgar considerando el movimiento del hueso metacarpiano y corregir la ubicación de los dedos en la palma y los canales de las cuerdas rígidas.
- La modificación en la pieza muñeca funcionó, evitando que las cuerdas rocen la piel del usuario.
- La silicona que es pegada en la yema de los dedos, debe tener un medio que permita acceder a las cuerdas para su colocación o reemplazo.

8.4.4 Prótesis Versión 4

En la cuarta versión, se pudo realizar las primeras pruebas exitosas donde el usuario podía levantar objetos grandes y pequeños con la prótesis. En la Figura 57 se grafica el diseño y las partes que lo componen.

Figura 57. Prótesis Versión 4



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

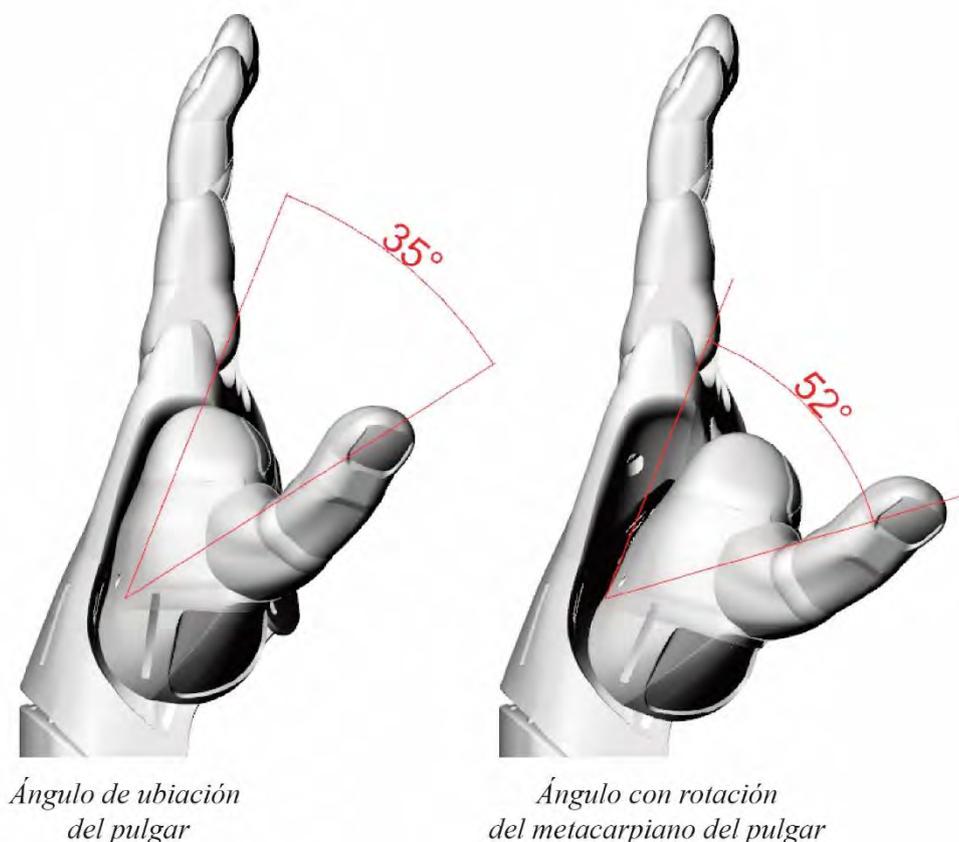
a) Función

Luego de varias pruebas, se determinó el ángulo adecuado para compensar el movimiento del metacarpo del pulgar. (Ver Figura 58) El pulgar está ubicado a 35° de la *palma B*, de esta manera, cuando el usuario flexiona la muñeca y el hueso metacarpo se rota, el pulgar está a 52° , lo cual era el cálculo anterior para que pueda realizar oposición

con el índice. La nueva ubicación fue exitosa y el usuario pudo coger varios tipos de objetos, no solo grandes sino también pequeños. (Ver Figura 59)

Aunque se realizaron los cambios sugeridos por Ing. Midori Sánchez, y el movimiento de cierre de los dedos mejoró respecto a la versión anterior, todavía no era uniforme. Además, durante las pruebas la prótesis no podía cargar objetos muy pesados. Se determinó que la causa podía ser que se perdía fuerza con los errores en el cierre de los dedos.

Figura 58. Corrección en la ubicación del pulgar.



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Se volvió a consultar a la ingeniera, quien explicó que también era importante que el largo de las cuerdas en cada dedo sea la misma desde la base de la palma hasta el punto donde se amarra en la falange medio-distal, aunque los dedos tengan diferentes tamaños. Estos cambios se desarrollarían en la versión 5 de la prótesis.

Figura 59. Prueba con usuario. Prótesis Versión 4



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

Las siliconas que van pegadas a las yemas de los dedos tienen unos cortes en cruz en las zonas donde los cables ingresan y son anudados, permitiendo su colocación o reemplazo sin que sean visibles.

Se modificó la ubicación de las correas de ajuste para facilitar que el usuario lograra colocarse y sacarse la prótesis solo. (Ver Figura 60)

Se modificó la geometría de la prótesis en las zonas de dolor aumentando la tolerancia a 5 mm y se colocó las planchas de silicona de 1.5 mm como protección. Sin embargo, luego de un periodo de uso, la prótesis generaba dolor en las mismas zonas. Para esta prueba se había estado investigando sobre **siliconas ortopédicas**. Se colocaron en las zonas de dolor y el usuario ya no presentó más dolor.

Figura 60. Correas de fijación de prótesis Versión 4



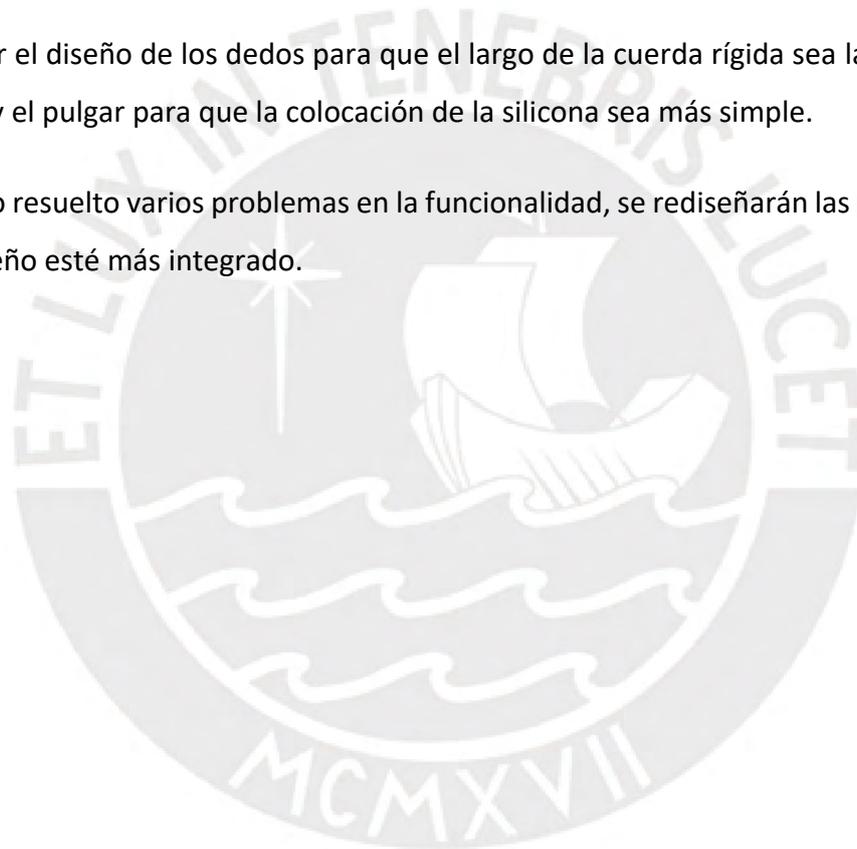
Fuente: Fotografía tomada por Marlene Bustamante

b) Estética

En esta versión se modificó la pieza *palma B* para que se integre al resto del lenguaje formal de la prótesis. Se le explicó al usuario que, debido a la posición de su muñón, no se podría reducir e integrar más la forma si se buscaba funcionalidad. Luego de comenzar a agarrar objetos de diferentes geometrías, el usuario estuvo contento y no mencionó de nuevo la forma de la palma.

c) Conclusiones

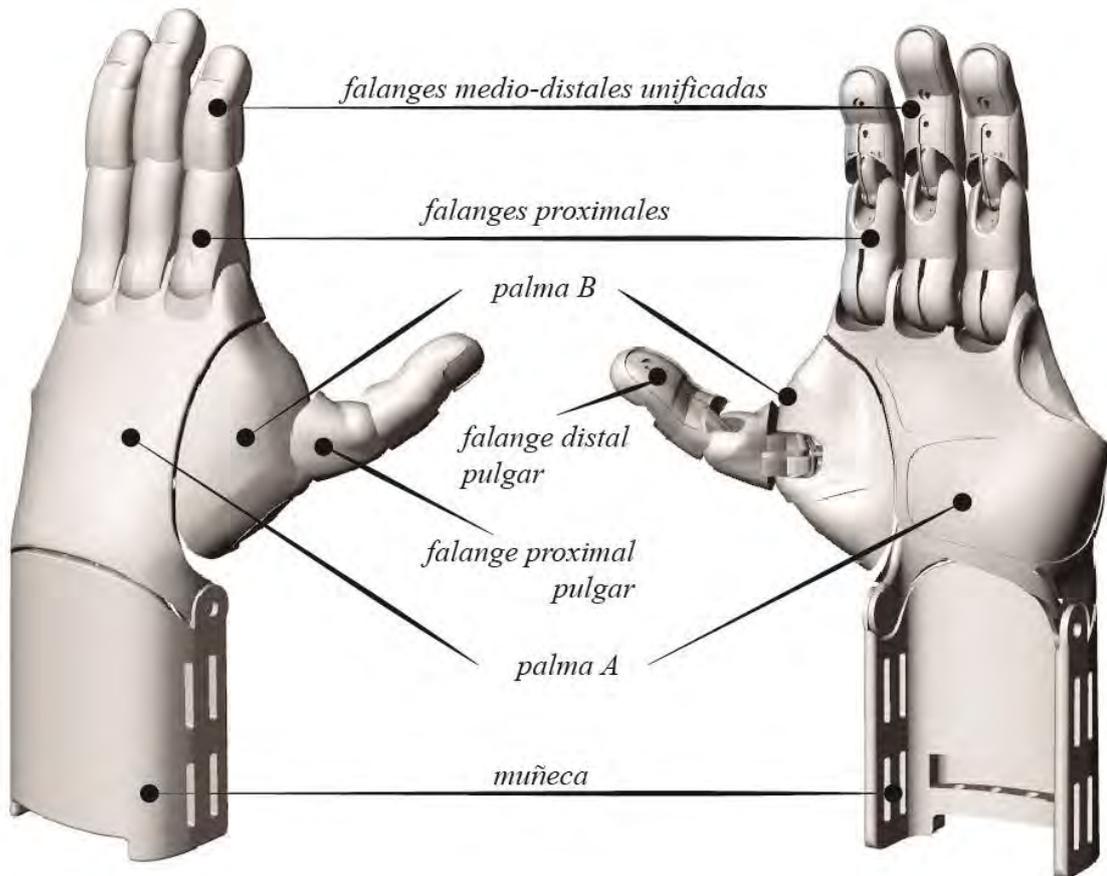
- Los cambios en la ubicación de las cintas de polipropileno permitieron facilitar la colocación. Sin embargo, aún son muy visibles en varios puntos, principalmente en la parte posterior. Buscar como ocultarlas sin interferir con su funcionalidad.
- El recubrimiento adecuado para las zonas de dolor no solo debe ser flexible y suave, sino que debe tener un grosor no menor a 3 mm, y en zonas de prominencias óseas que reciben mucho impacto, no menor a 5 mm. Es necesario tener un espesor suficiente para realmente amortiguar la fuerza recibida en aquella zona.
- Modificar el diseño de los dedos para que el largo de la cuerda rígida sea la misma en cada uno y el pulgar para que la colocación de la silicona sea más simple.
- Habiendo resuelto varios problemas en la funcionalidad, se rediseñarán las piezas para que el diseño esté más integrado.



8.4.5 Prótesis Versión 5

En la quinta versión, se rediseñaron las piezas para hacer el diseño más integrado. Además, se realizó una prueba para evaluar el agarre cilíndrico (de fuerza) y el agarre tripod (de precisión). En la Figura 61 se grafica el diseño y las partes que la componen.

Figura 61. Prótesis Versión 5



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

a) Función

En la versión anterior, se observó que no era necesario que la falange distal del pulgar estuviera rotada, por lo cual se corrigió, de esta manera la colocación de la silicona fue más sencilla.

Se modificó el diseño de los dedos y palma para que el largo de la cuerda rígida sea la misma en cada uno. De esta manera se consiguió un movimiento coordinado y correcto.

Para incrementar el agarre se utilizó planchas de siliconas HTV de 1.5 mm de espesor nacionales, comúnmente usadas para la industria automotriz, estas se pegaron en la parte anterior de la prótesis. (Ver Figura 62)

Figura 62. Siliconas HTV pegadas en la parte anterior de la prótesis.



Fuente: Fotografía tomada por Marlene Bustamante

Se utilizó siliconas ortopédicas utilizadas en el cuidado del pie diabético. Estas siliconas vienen en diferentes presentaciones en el mercado nacional, como almohadillas adhesivas que se pegan en la superficie del zapato en la zona donde genera dolor. Hay de diferentes tamaños y formas, en la implementación de la prótesis se utilizaron las que se muestran en la Figura 63. El usuario no presentó dolor alguno ni síntomas de heridas en su piel usando estas siliconas.

Figura 63. Almohadillas de silicona adhesivas



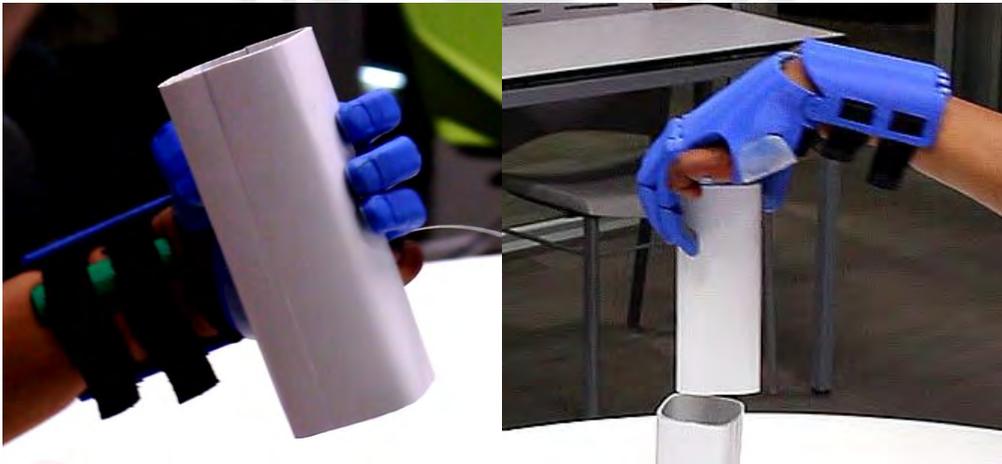
Fuente: Fotografía tomada por Marlene Bustamante

Como la prótesis ya estaba cerrando adecuadamente, se realizó la prueba funcional con usuario para evaluar su desempeño en el agarre cilíndrico y tripod; así cómo, determinar la cantidad de peso que podía levantar y qué tamaños de geometrías podía agarrar.

Se fabricaron contenedores de cartón con 3 formas diferentes (circular, cuadrada y triangular) de 55 mm de diámetro y ancho. El objetivo era colocar peso de forma ascendente en cada contenedor. Se fabricaron bolsas con yeso que pesaban 150 gr cada una para introducirlas en los contenedores para aumentar su peso.

Se le pidió al usuario que levante los contenedores cada vez que se le aumentaba el peso. El usuario levantó las tres geometrías con un peso de hasta 300 gr y diversos objetos pequeños y planos, utilizando las siliconas HTV. En la figura 64 y 65 se observa los resultados de la prueba realizada.

Figura 64. Prueba con usuario. Evaluación del desempeño en agarre cilíndrico. Versión 5



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

Figura 65. Prueba con usuario. Evaluación de agarre tripod. Versión 5



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

Adicionalmente, se le pidió al usuario que levantara por el asa un balde que pesaba un kilo. La forma de los canales internos de los cables rígidos, poseen curvas que durante el cierre de los dedos ayudan a trabar el mecanismo, evitando que ceda fácilmente. Por tal motivo el usuario pudo levantar el balde con los dedos como se observa en Figura 66.

Figura 66. Prueba con usuario. Resistencia del mecanismo de los dedos. Versión 5



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

Debido a que la prótesis no podía levantar objetos muy pesados, se procedió a cambiar las siliconas que recubrían el dedo pulgar e índice con sobrantes de las siliconas ortopédicas utilizadas para la protección del muñón.

En estas condiciones el usuario pudo levantar hasta 600 gr como se observa en la Figura 67. Además, se observó que la silicona se deformaba alrededor de los objetos, imitando el comportamiento real de las yemas de los dedos humanos. (Adams, 2013)

Figura 67. Prueba con usuario. Siliconas ortopédicas en la yema de los dedos. Versión 5



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

Se investigó más acerca de siliconas en el mercado nacional. Las siliconas Platinum RTV son de grado médico, permitiéndoles estar en contacto con la comida y la piel humana. Estas siliconas utilizan dos componentes A y B, los cuales al mezclarse en partes iguales permiten su curado (secado).

En un estudio en paralelo sobre este mismo proyecto, se realizó una prueba que consistía en fabricar los recubrimientos para la prótesis en tres tipos de silicona Platinum, la cual se muestra en la Tabla 11. Estos materiales se encuentran en la empresa SILIKA “Moldes e insumos”.

Tabla 11. Tipos de silicona Platimun

Silicona Platinum	Dureza (Shore A)	Color
RTV_ 1500	0 (muy blanda)	transparente
RTV_1510	10 (blanda)	transparente
L20	20 (media)	blanca

Fuente: Tabla realizada por Marlene Bustamante

Los resultados de la prueba muestran que usar este tipo de siliconas sí incrementa el peso que la prótesis puede levantar. Se utilizaron envases cilíndricos de vidrio, metal y plástico de 65 mm de diámetro en promedio. El usuario pudo levantar todos los envases llenos hasta su tope con un peso máximo aproximado de 750 gr. No obstante, cabe señalar que en el caso de la silicona 1500 se observaron rasgaduras en la superficie; en la silicona 1510, pequeños cortes, y en la silicona L-20 no se observaron lesiones. Por otro lado, con la silicona 1500, el usuario comenta haber realizado menos fuerza que con la silicona L-20. (Sanchez, Wong, & Bustamante, Octubre del 2017) Esto puede deberse a que, al ser más blanda, se deforma más al estar en contacto con los objetos, lo cual ayuda en el agarre.

b) Estética

Se realizaron canales internos en las piezas palma A y palma B para que los puntos de fijación de la cinta de polipropileno que asegura la prótesis al muñón sean interiores, evitando de esta manera que la cinta sea visible por la parte posterior de la prótesis. La pieza muñeca se modificó ocultando el sistema de regulación de cuerdas. (

Figura 68)

Figura 68. Parte posterior de prótesis Versión 5



Fuente: Fotografía tomada por Marlene Bustamante

La nueva ubicación y fijación de las correas no comprometió funcionalmente la capacidad de la misma para asegurar la prótesis al muñón y evitar que se mueva. Además, los nuevos puntos internos de fijación de las cintas le dan mayor movilidad al usuario, permitiéndole mover un rango mayor, el metacarpo del pulgar.

c) Conclusiones

- El uso de siliconas ortopédicas adhesivas permite personalizar la zona de protección en diferentes usuarios, pues estas se pegan donde es necesario. Se pueden cambiar fácilmente de ser necesario por el uso.

-La prótesis con la silicona nacional solo podía levantar 300 gr. En cambio, las siliconas ortopédicas se amoldan a los objetos cuando reciben una presión, este comportamiento es similar a las yemas de los dedos humanos. Las siliconas Platinum disponibles en el mercado nacional tienen un buen coeficiente de fricción y ayudan a la prótesis a levantar pesos superiores a 750gr. De los tipos existentes, la L-20 es la más resistente y la RTV-1500, la más blanda. Buscar mezclar las propiedades de ambas siliconas para fabricar los recubrimientos en la siguiente versión.

- Los cambios en el diseño gustaron al usuario. La prótesis tiene una apariencia integrada entre las piezas.



9. Descripción y Fundamentación de Prótesis Malky (Versión Final)

Malky es una prótesis personalizada para una amputación parcial de mano que permite realizar agarre cilíndrico (de fuerza) y agarre tripod (de precisión).

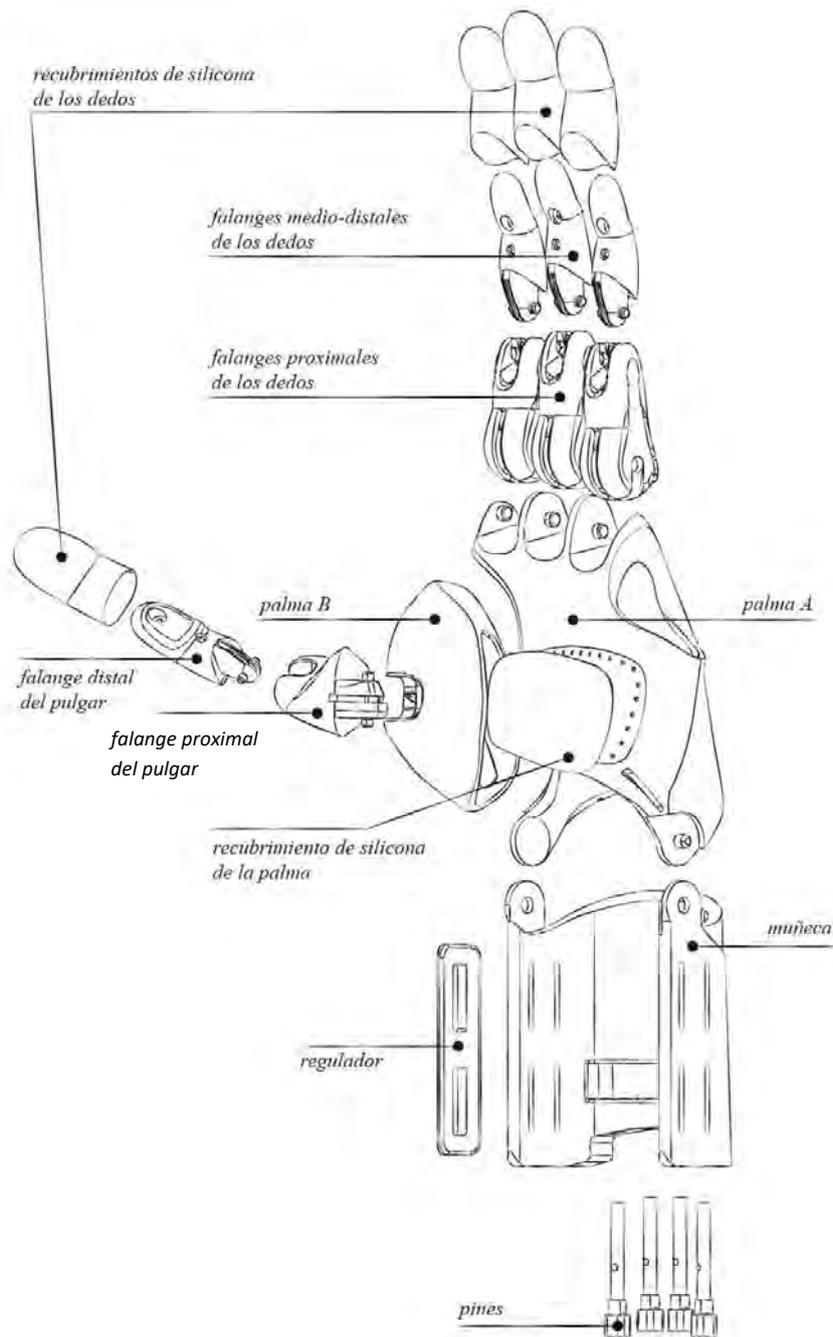
Figura 69. Prótesis Malky



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

Consta de 16 piezas fabricadas en impresión 3D en plástico ABS, de las cuales 5 son repetidas. (Figura 70) El diseño simplifica el ensamblado disminuyendo la cantidad de piezas, utilizando ensambles a presión para las uniones. Para mejorar el agarre posee guantes de silicona que recubren la falange medio-distal de los dedos, la falange distal del pulgar y una sección de la palma.

Figura 70. Explosiva de la prótesis Malky



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

9.1 Aspectos Funcionales

9.1.1 Accionamiento

El funcionamiento de la prótesis es mecánico de propulsión muscular, se basa en utilizar la flexión de la muñeca del usuario para tensar las cuerdas que están amarradas a la falange medio-distal de los dedos y cerrarlos.

Se utilizan dos tipos de cuerdas para generar el movimiento de apertura y cierre, la flexible, la cual pasa estirada por la zona posterior de las falanges de los dedos hasta la palma y es la responsable de regresar los dedos a su posición original luego de algún movimiento (en verde en Figura 71); y la rígida, la cual pasa por la zona anterior de las falanges de los dedos, y la zona posterior de la palma y muñeca (donde se amarra al sistema regulador de la cuerda), y es la que se tensa y cierra los dedos cuando el usuario flexiona la muñeca, cuanto mayor sea la flexión, los dedos se cerraran más (en a en Figura 71).

En la versión anterior se observó que era necesario aumentar el rango de movimiento de la muñeca para que el usuario pueda apoyarse con la prótesis. La pieza palma se sobrepone a la pieza muñeca para realizar extensión un ángulo de 30°. (Ver Figura 71) Cabe resaltar que el usuario no puede realizar por voluntad propia extensión de la muñeca, pues es un movimiento que perdió a raíz de la amputación; sin embargo, no lo tiene restringido, es decir, que si se ejerce presión la muñeca cede hacia atrás.

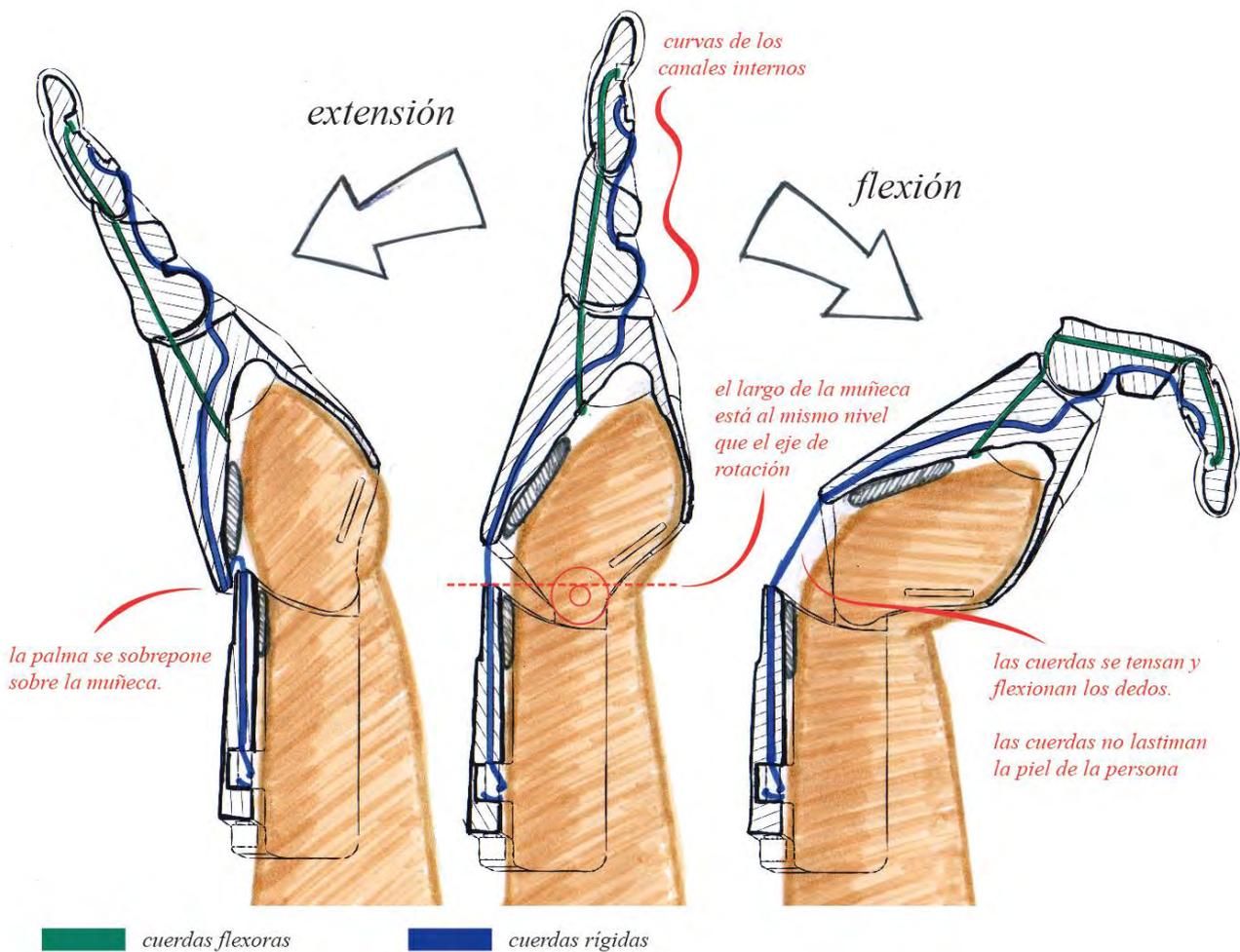
El largo de la pieza muñeca llega al mismo nivel del eje de rotación con la pieza palma, el cual está ubicado en el centro de la articulación de la muñeca del usuario. De esta manera, cuando el usuario flexiona la muñeca y las cuerdas se tensan, estas no rosan ni lastiman la piel del usuario. (Ver Figura 71)

Los canales internos donde pasa la cuerda rígida tienen unas curvas que permiten que, al cerrarlos dedos, la cuerda se posicione de tal manera que no ceda fácilmente hacia atrás, como si fuera una polea. (Ver Figura 71) En la versión anterior se comprobó la

resistencia de este mecanismo cuando el usuario levantó con los dedos un kilo de peso. (Ver Figura 66)

La cuerda flexible es un elástico que internamente posee 6 filamentos flexibles, los cuales están recubiertos; y la cuerda rígida es un hilo de Nylon número 12 comúnmente utilizado para hacer las mallas de pescar, el cual está conformado a su vez por 12 filamentos entrelazados, que lo vuelven muy resistente.

Figura 71. Funcionamiento de la prótesis



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

El usuario conserva movilidad en el metacarpiano del pulgar y el dedo meñique, lo que le permite realizar una pinza atrofiada, que no realiza completamente. Este movimiento le sirve para apoyarse en las actividades de su vida diaria, por tanto, la prótesis no debe restringirlo. En cambio, debe reforzarlo y complementarlo, motivo por el cual la pieza palma se ha diseñado en dos partes A y B. (Ver Figura 70)

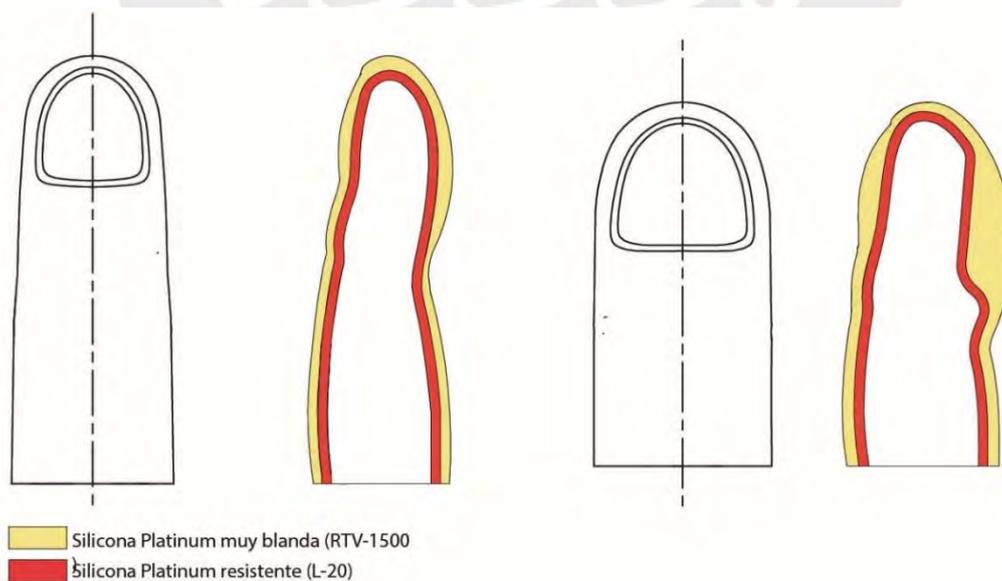
9.1.1.1 Agarre

La prótesis es de propulsión muscular mecánica, lo cual mejora el tono muscular del usuario con el uso y requiere de menos cuidados y mantenimiento en comparación con las prótesis mioeléctricas. Además, este sistema es sencillo para accionar el movimiento de apertura y cierre de los dedos.

Debido a que la prótesis está impresa en material ABS, el cual es rígido, cuando se utiliza para agarrar objetos lisos, estos tienden a resbalar y reduce el peso que se puede cargar. Para solucionar este problema, se han desarrollado recubrimientos de silicona en la falange medio-distal de los dedos y pulgar, así como en la zona anterior de la palma que incrementan la fricción entre las prótesis y los elementos a agarrar. (Ver Figura 72)

Además, el utilizar silicona platinum que es de grado médico, permite coger alimentos con la prótesis directamente. Existen diversos tipos, por lo cual se ha realizado un recubrimiento de silicona compuesta. Se ha utilizado la más resistente (L20) como refuerzo interior, y la más blanda (RTV1500) como recubrimiento exterior. Que las siliconas se deformen al estar en contacto con los objetos ayuda bastante en el agarre pues aumenta el área de contacto, por lo que el diseño de la silicona de pulgar tiene en la yema del dedo más espesor de la silicona blanda.

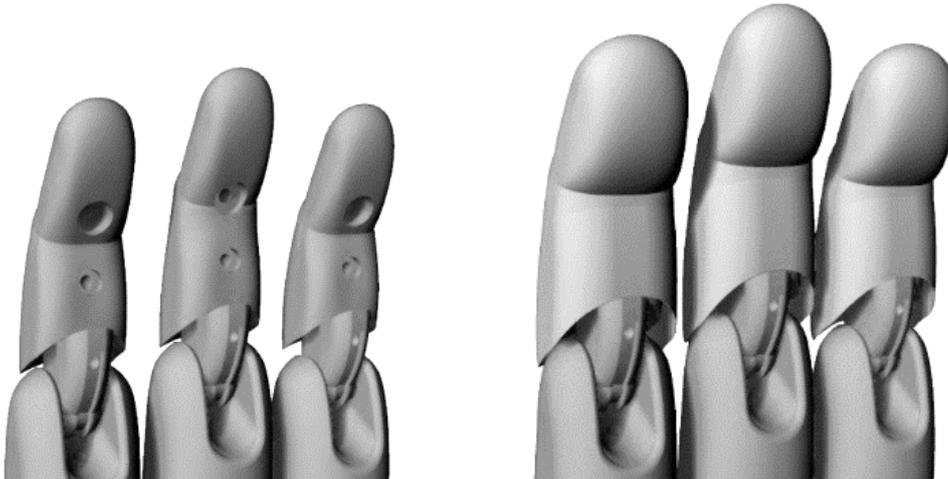
Figura 72. Silicona de dedo y pulgar



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

La falange distal y media de los dedos, se rediseñó haciéndola más delgada y pequeña, para que al colocarle el recubrimiento de silicona, la medida total de los dedos no aumente y la proporción se mantenga. (Ver Figura 73)

Figura 73. Falange Medio-Distal de los dedos con y sin recubrimientos de silicona.



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

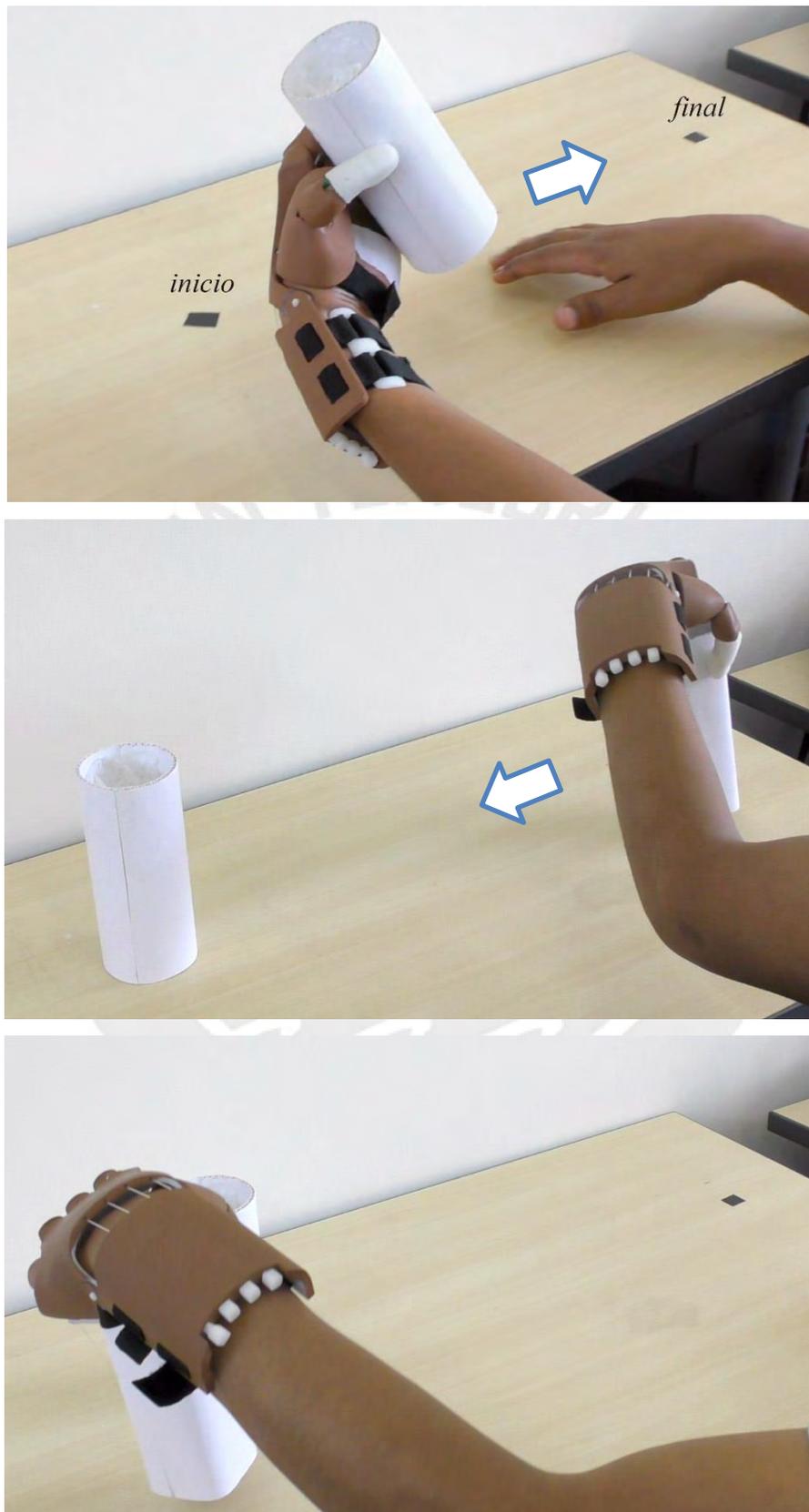
Para evaluar su desempeño funcional se realizaron ejercicios que midieran su desempeño realizando agarre cilíndrico (de fuerza) y tripod (de precisión). Considerar que el usuario estuvo sentado en una silla cómoda frente a una mesa a una altura correcta. Luego, procedió a colocarse la prótesis solo y no presentó mayor dificultad. Se descansa 5 min entre prueba y prueba para evitar la fatiga de los músculos del antebrazo.

9.1.1.2 Evaluación Final del agarre cilíndrico

Peso:

La primera prueba consistió en trasladar unos objetos de un lugar a otro y de regreso, previamente señalado por unas marcas negras. Primero se trasladó un cilindro de 55 mm de diámetro y un cubo alargado de 55 mm de ancho con un peso inicial de 200 gr. (Ver Figura 74)

Figura 74. Prueba con usuario. Agarre cilíndrico con peso de 200gr. Prótesis Malky



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

Posteriormente, trasladó un envase cilíndrico de 65 mm de diámetro con un peso de 531 gr y un envase cuadrado de 70 cm de ancho con un peso de 800 gr. (Ver Figura 75)

El usuario realizó la tarea sin mayor dificultad, los envases no se resbalaron y expresó que sentía que podía cargar mucho más peso, pues sentía firmeza y seguridad en los agarres. En comparación con la versión anterior de la prótesis, usando los recubrimientos de silicona, el peso máximo que se puede cargar es mayor.

Considerando que la prótesis fue diseñada para cargar 500 gr, estos resultados son muy favorables aumentando los posibles objetos y acciones que se pueden coger y hacer con la prótesis.

Figura 75. Prueba con usuario. Agarre Cilíndrico con pesos de 500 y 800 gr. Prótesis Malky



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

Superficies varias:

La segunda prueba consistió en trasladar cilindros de diferentes materiales comúnmente encontrados en la vida cotidiana. Similar que la prueba anterior, los objetos se debían trasladar de un lado a otro y de regreso a su posición inicial. Se utilizó un envase de vidrio (284 gr), de plástico (33gr), y de metal (240 gr) de diámetros similares aproximados en 65 mm. Primero el usuario cargó los envases vacíos y luego al tope de su capacidad: el envase de vidrio lleno pesaba 534 gr, el de plástico 363 gr y el de metal 610 gr. (Ver Figura 76)

Figura 76. Prueba con usuario. Agarre Cilíndrico superficies varias. Prótesis Malky



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

9.1.1.3 Evaluación del agarre tripod

Tamaño mínimo:

La tercera prueba consistió en llevar objetos de diferentes tamaños de un lugar señalado a un contenedor verde ubicado en otro punto. Luego debían sacar los objetos del contenedor y dejarlos en el lugar de inicio. Las geometrías fueron cilindros de 4, 6.5 y 8.5cm de diámetro; y esferas de 2, 3 y 5 cm de diámetro.

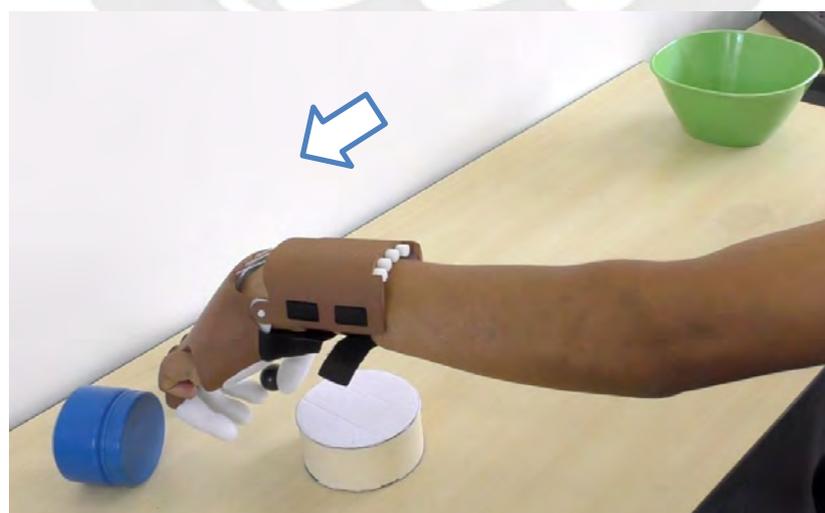
Figura 77. Objetos para realizar la prueba de agarre tripod. Prótesis Malky



Fuente: Fotografía tomada por Marlene Bustamante

El usuario pudo llevar todos los objetos de la mesa hacia el contenedor. No se le resbaló ninguno y tuvo una buena destreza con la prótesis porque realizó una torre en el contenedor verde en lugar de solo dejar caer los objetos. Además, logró sacar todos los objetos del contenedor y volverlos a colocar en la mesa. Se esperaba que tuviera más dificultad; sin embargo, lo hizo bien. Cabe resaltar que pudo coger la esferita de 2 cm fácilmente, esto supera la expectativa, pues no se esperaba que la prótesis pudiera lograrlo. También se debe resaltar que en todas las pruebas el usuario realizaba las acciones rápido.

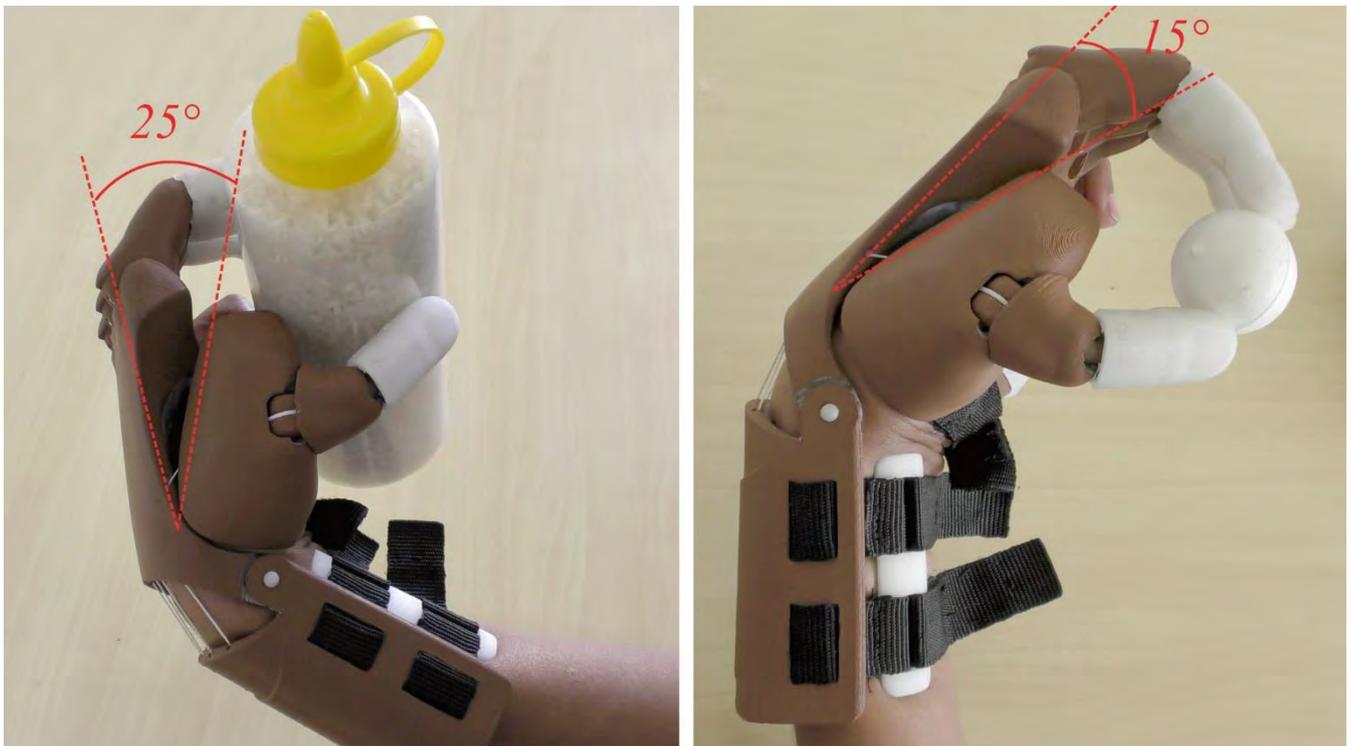
Figura 78. Prueba con usuario. Agarre tripod. Prótesis Malky



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

Por otro lado, como el usuario aún conserva movilidad en el hueso metacarpiano del pulgar, la palma se diseñó en dos piezas separadas que se unen internamente por las correas de fijación. La pieza *palma B* se desfasa entre 15° en agarre tripod (de precisión) y 25° en agarre cilíndrico (de fuerza). (Ver Figura 79)

Figura 79. Ángulos de desfase de pieza *palma B* al realizar agarre cilíndrico y tripod.



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

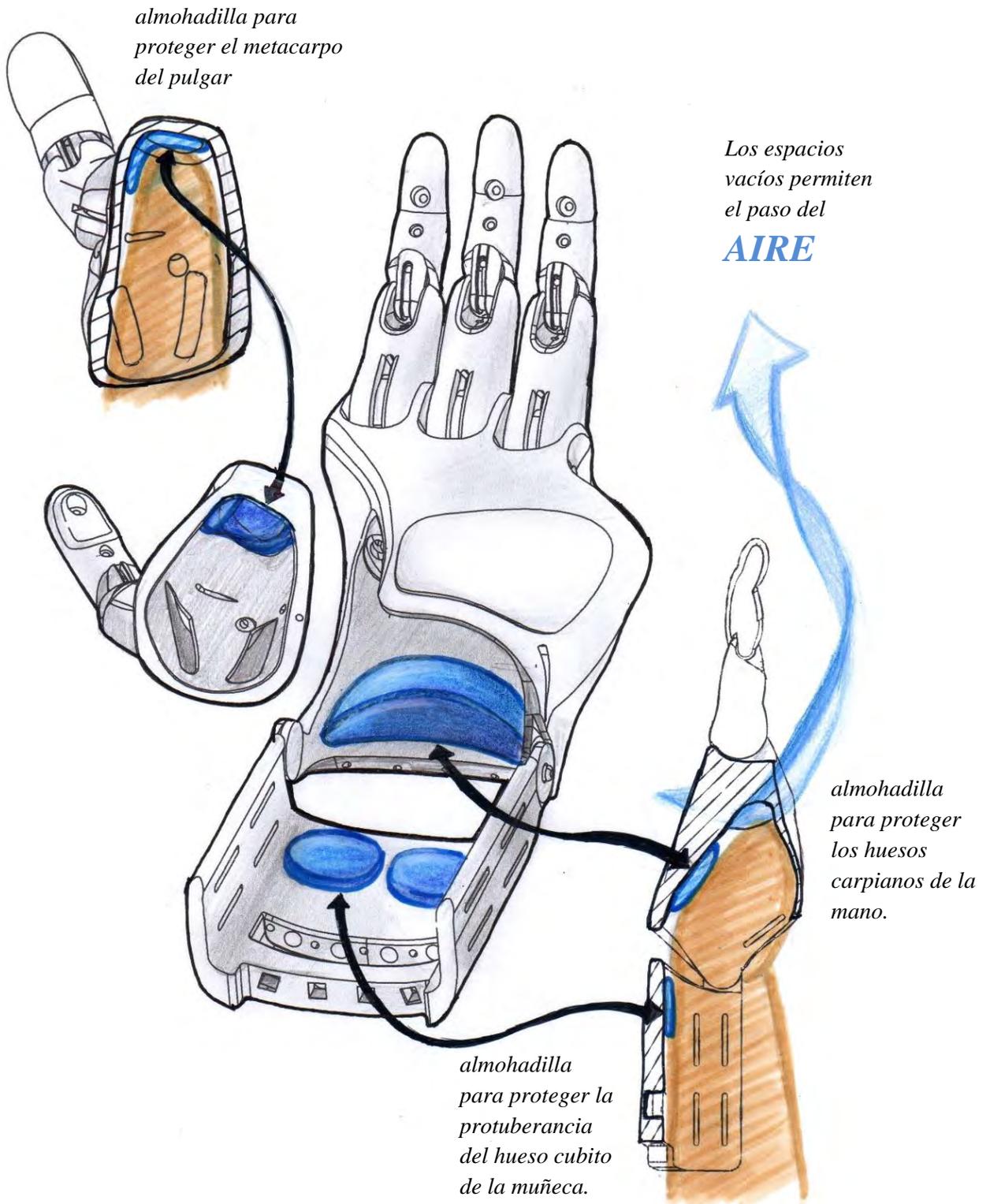
9.1.2 Comodidad

Se utilizó el escaneo 3D de la mano lesionada como base para construir el interior del encaje protésico ubicado en la pieza palma. Entre el muñón y el encaje hay una tolerancia de 2 mm. Las zonas donde hay protuberancias óseas, es decir, donde están ubicadas las terminaciones de los huesos cortados, son zonas dolorosas donde se debe ampliar la tolerancia a 5 mm.

Adicionalmente, por los buenos resultados en la versión anterior de la prótesis, para proteger el muñón, se colocó siliconas ortopédicas en sus presentaciones comerciales de almohadillas adhesivas, las cuales completan el espacio entre el encaje y el muñón, amortiguando la presión entre ambos en las zonas dolorosas, evitando heridas. En la

Figura 80 se observa dos cortes donde se grafica la interacción entre el muñón, las almohadillas y la prótesis.

Figura 80. Ubicación de almohadillas de silicona ortopédica.



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Otra ventaja de colocar almohadillas de silicona en puntos específicos, es que el encaje no está en completo contacto con el muñón, dejando canales por los cuales transcurre el aire, **disminuyendo la transpiración**. (Ver Figura 80)

9.1.2.1 Suspensión

La prótesis utiliza exo-suspensión que se realiza a través de correas de polipropileno que se fijan a la prótesis en canales internos de la pieza *palma A*, *palma B* y *muñeca*.

Para fijar la palma de la prótesis al muñón del usuario, se utilizan tres canales. El primero se encuentra en la parte superior del interior de la pieza *palma A*, a la altura de la inserción del dedo medio. La cinta pasa a través de ese canal dividiéndose en dos partes, la más larga atraviesa el segundo canal interior ubicado en la base de la pieza *palma B*; la parte más corta se cose con la cinta que sale del segundo canal. Estas deben rodear el muñón del usuario.

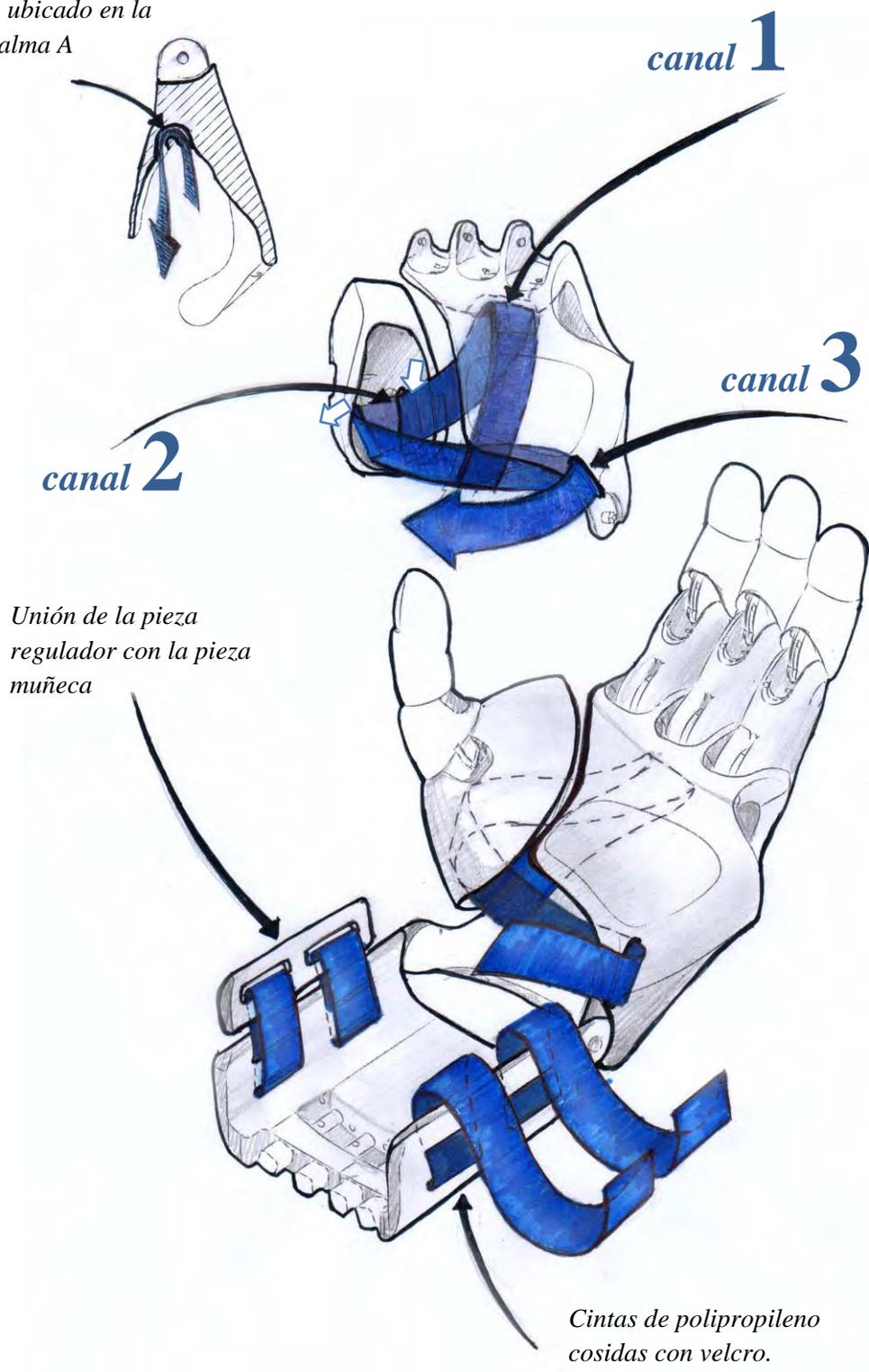
Luego el resto de la parte larga de la cinta de polipropileno se pasa a través del tercer canal, ubicado en la parte inferior derecha de la *palma A*. Se cose velcro al final de cinta para asegurar el cierre. En la Figura 81 se grafica la trayectoria de la cinta de polipropileno.

Para fijar la pieza *muñeca* al antebrazo del usuario, se cose cinta de polipropileno para unir la pieza *regulador* a la parte izquierda de la *muñeca* (del lado opuesto a la mano sana del usuario). Además, se cose más cinta del lado contrario con velcro para asegurar su cierre. En la Figura 81 se grafica como se deben colocar y coser las cintas en la pieza *muñeca*.

De esta manera se busca que las cintas no sean visibles por la parte posterior de la prótesis, y que el usuario solo pueda soltar o unir las cintas para colocarse la prótesis.

Figura 81. Ubicación de las cintas de polipropileno

Corte donde se muestra el canal 1 ubicado en la pieza palma A



Unión de la pieza regulador con la pieza muñeca

Cintas de polipropileno cosidas con velcro.

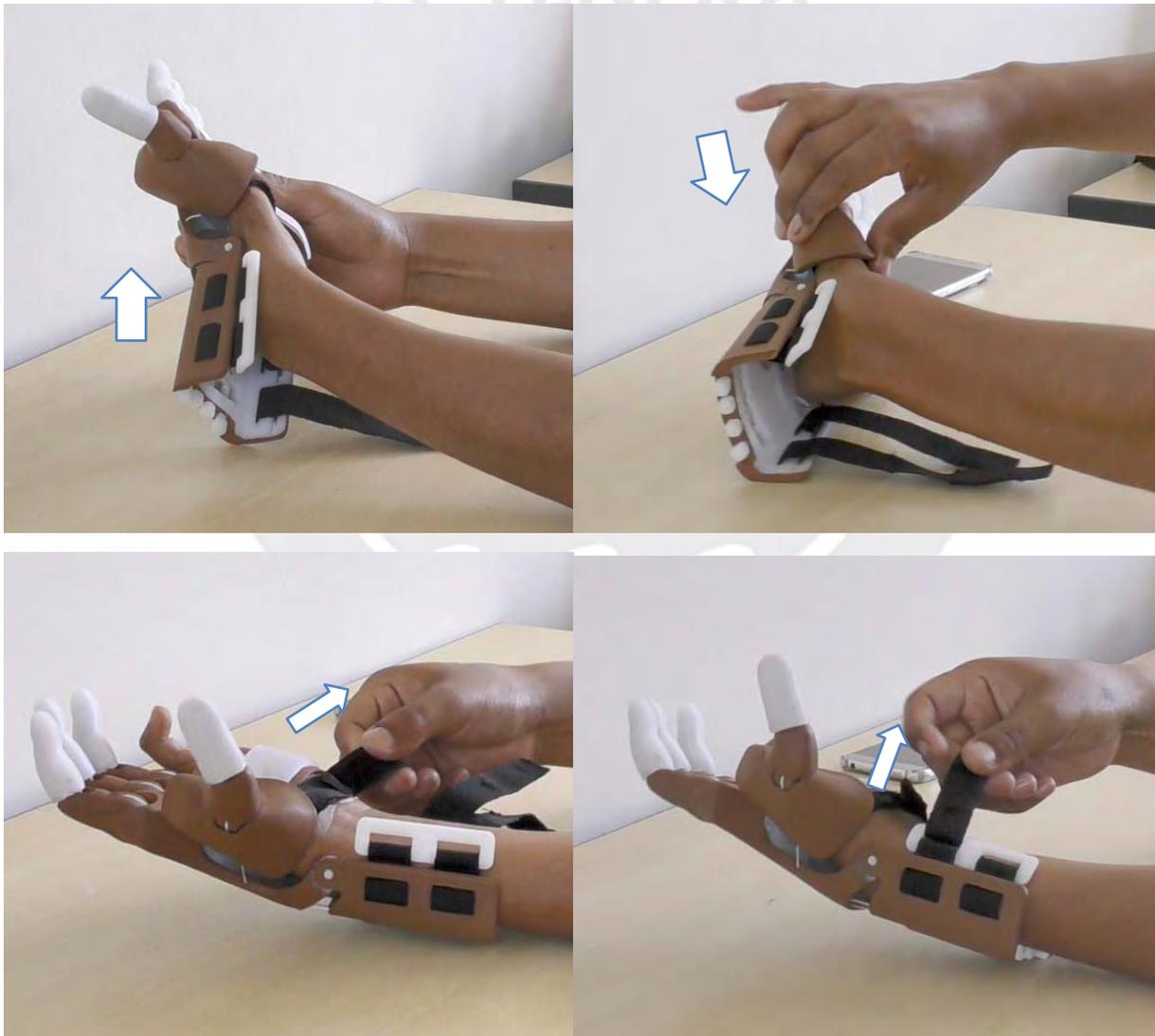
Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

9.1.3 Colocación

La colocación de la prótesis es sencilla, la realiza el usuario solo con su mano sana. Despega las cintas unidas con velcro e inserta primero el dedo meñique en la entrada del encaje, asegurándose que las cintas de polipropileno rodeen su muñón. Luego inserta el metacarpiano del pulgar en la pieza *palma B*, se acomoda las cintas y las une con velcro.

Para asegurar la muñeca al antebrazo del usuario, pasa las cintas que están cosidas a un lado de la pieza *muñeca* a través de la pieza regulador, jala y las asegura con velcro.

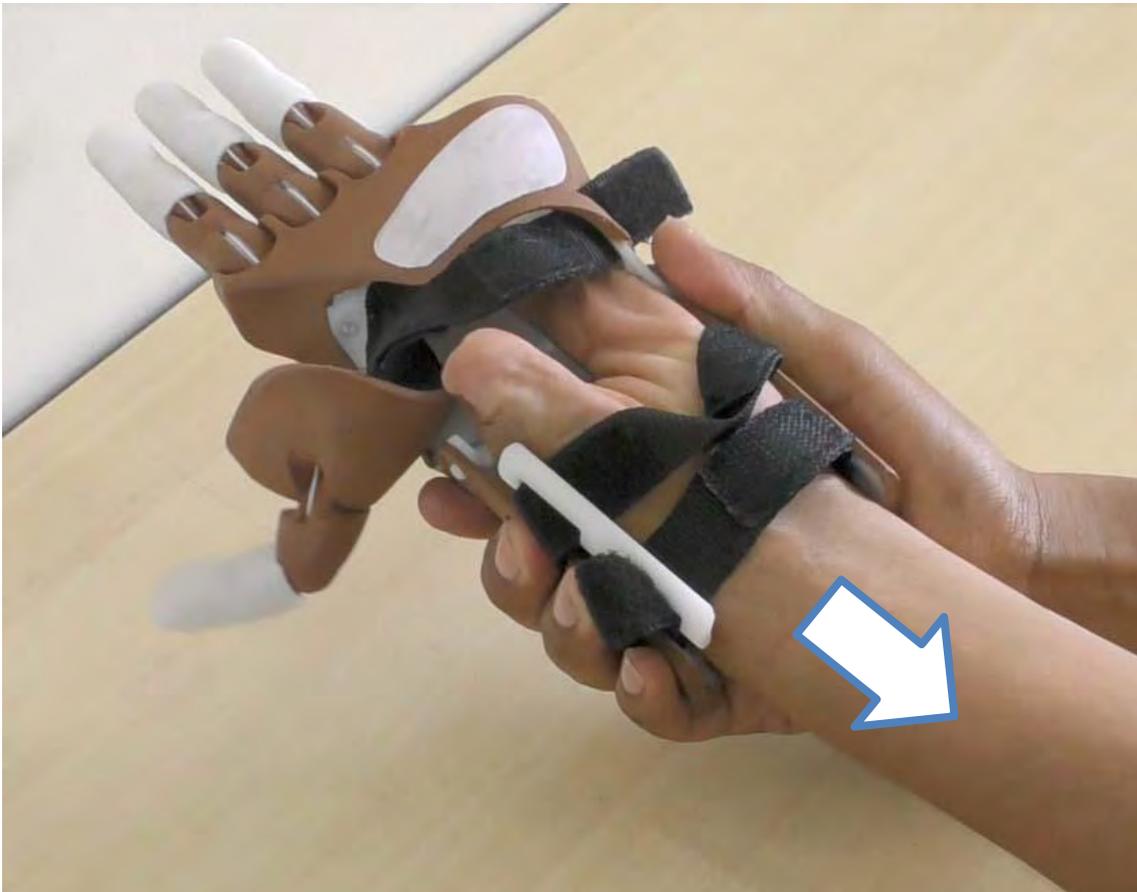
Figura 82. Proceso de colocación de la prótesis Malky



Fuente: Fotografías tomadas por Marlene Bustamante

Al sacarse la prótesis el usuario realiza una acción más sencilla que ponérsela, solo despega las cintas unidas con velcro y jala su muñón hacia afuera de la prótesis.

Figura 83. Usuario sacándose la prótesis Malky



Fuente: Fotografía tomada por Marlene Bustamante

9.2 Aspectos Estéticos

9.2.1 Apariencia Antropomorfa

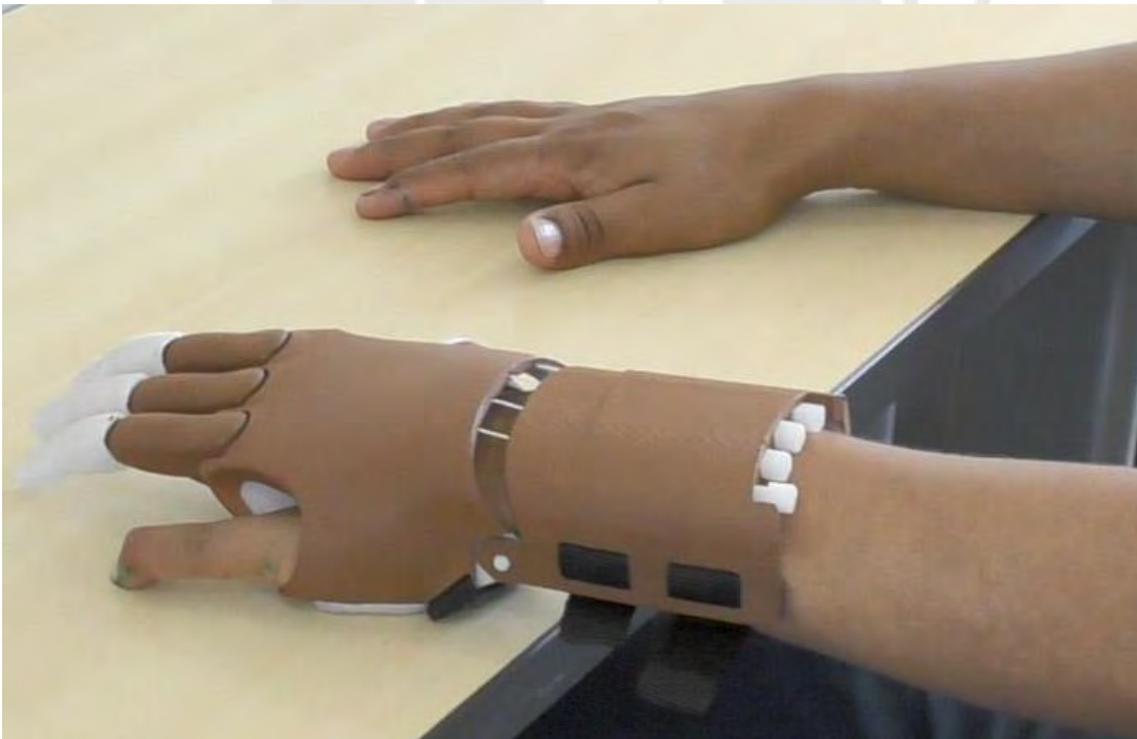
La prótesis tiene las dimensiones en alto y ancho igual que la mano sana del usuario. Los dedos poseen una forma orgánica y antropomorfa. Sin embargo, debido a las peculiaridades del muñón del usuario y a los requerimientos en la forma, para no alterar el funcionamiento del mecanismo, la pieza *palma* de la prótesis no respeta el espesor de la mano sana del usuario. Debido a que en la cirugía el hueso es recubierto con todo

el material blando (músculos, tendones y piel), el muñón obtiene más volumen, por lo cual, al diseñar la *pieza palma* también.

Por otro lado, que el usuario conservara movilidad en el hueso metacarpiano, derivó en que la *palma* sea en dos partes, para poder colocársela y darle la libertad de movimiento que requería. Además, se falseó la ubicación de la articulación de la falange proximal del pulgar para que pudiera hacer oposición con los otros dedos, lo cual también afectó en forma de la pieza.

Por otro lado, hubo requerimientos en la forma de las piezas para que el mecanismo funcione correctamente, por ejemplo, la base de la *palma A* y la *muñeca* debían tener una forma recta porque el mecanismo requiere que todos los agujeros se encuentren alineados en un mismo plano.

Figura 84. Comparación entre mano sana y prótesis Malky



Fuente: Fotografía tomada por Marlene Bustamante

9.2.2 Color y textura

Hay un factor determinante que puede condicionar qué color y apariencia el usuario prefiere en su prótesis: **el tiempo desde la amputación**. Cuanto más reciente haya sido el accidente, el usuario estará buscando un reemplazo de su mano perdida, por lo que preferirá en las prótesis, aquellas que se vean igual a una mano sana, que sean de acabado realista y de forma antropomorfa. Cuando ya llevan varios años utilizando prótesis, y han superado por completo los impactos psicológicos de la amputación, perciben a la prótesis como una herramienta, y ya no buscan más un reemplazo de su mano perdida, por lo cual aquellas de colores solidos como negro o plomo, de apariencia robótica les son más interesantes (Sansoni, Wodehouse, McFadyen, & Buis, 2015).

La impresión 3D posee una variedad de colores primarios que permiten fabricar la prótesis en el color que la persona desee. Sin embargo, por el tipo de proceso de fabricación, el acabado superficial tiene una textura rugosa que dependiendo de la resolución de la impresora puede ser más o menos evidente.

Existen algunas empresas que venden filamentos de un solo color de piel genérica. Sin embargo, este tono no se adaptaría a todas las personas. En el caso específico del usuario, que no lleva muchos años desde su amputación, él prefiere que su prótesis sea del color de su piel; por lo cual, esta tendría que recibir un proceso adicional como el pintado. Como las piezas en impresión 3D ya poseen una textura rugosa, no es necesario lijarlas, pues la pintura se puede adherir bien a las piezas. Se recomienda usar un primer especial para plástico como el desarrollado por la marca estadounidense RUST-OLEUM y luego aplicarle pintura acrílica utilizando un soplete para que el pintado quede parejo.

Sin embargo, se debe considerar que las piezas pintadas se pueden rayar o despintar o cambiar de color con el uso y la exposición al sol. Sin embargo, con el mantenimiento de la prótesis se podría también darle mantenimiento a la pintura. Por otro lado, las zonas que están en contacto con los objetos, es decir, las que tienen más probabilidades de desgastarse, están recubiertas con silicona.

Adicionalmente, existe una resina epoxi **XTC-3D** de la marca "Smooth on", que se puede teñir del color deseado. Esta se aplica sobre las piezas impresas, cubriendo la textura

generada durante la fabricación, dejando un acabado liso y del color preparado, pero muy brillante, lo cual puede hacerla ver muy plástica y falsa. Además, se debe tener cuidado con las secciones donde se ensamblan con otras piezas, porque puede cambiar la tolerancia de la pieza. (Ver Figura 85)

Por otro lado, es importante mencionar que las piezas fabricadas en silicona se pueden teñir del color deseado, por lo cual, podrían adaptarse bien si la prótesis se imprime en colores primarios o si se le da un acabado posterior para que sea de color piel.

Figura 85. Resina epoxi XTC-3D para pieza impresas en 3D



Fuente: Smooth on

9.3 Aspectos técnicos

9.3.1 Fabricación de las piezas en impresión 3D

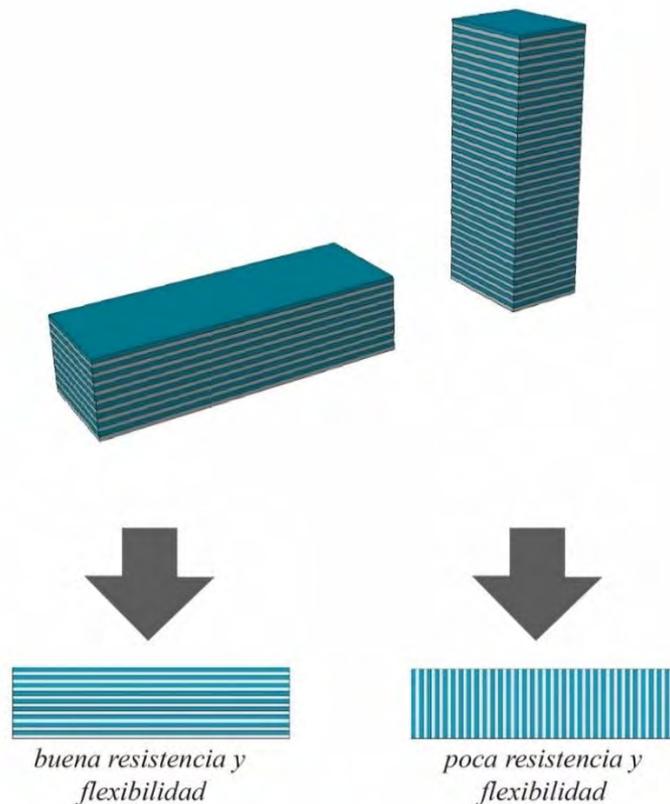
En el proceso de manufactura de impresión 3d, es muy importante la orientación en que las piezas son impresas. Como es un proceso de fabricación aditiva, donde se depositan capas de plástico, la posición en que las capas son depositadas respecto a la geometría de la pieza, modifica su resistencia y sus características mecánicas.

En la Figura 86 se observa una misma geometría fabricada en dos orientaciones diferentes, si se le aplica una fuerza vertical, en la primera geometría (echada) la pieza es más resistente y flexible, en comparación a la segunda (parada) que se rompería. Se debe tener en consideración esta característica en la manufactura con impresión 3d para definir en qué orientación de fabricaran las piezas de la prótesis.

Durante el proceso de rediseño, prototipado y pruebas con usuario, se fue evaluando la mejor orientación para fabricar las piezas, de tal manera que tengan una buena resistencia en los puntos más importantes (uniones) y un acabado superficial apropiado.

El objetivo es que, en las zonas críticas, la orientación de la pieza permita que la capa depositada abarque la mayor área posible, para que exista mayor contacto entre capas. Otro aspecto importante en la orientación, es que las capas que serán depositadas estén perpendicular a la fuerza que será aplicada en esa zona. Si la posición es en cambio, paralela, la pieza puede fácilmente romperse. (Ver Figura 86)

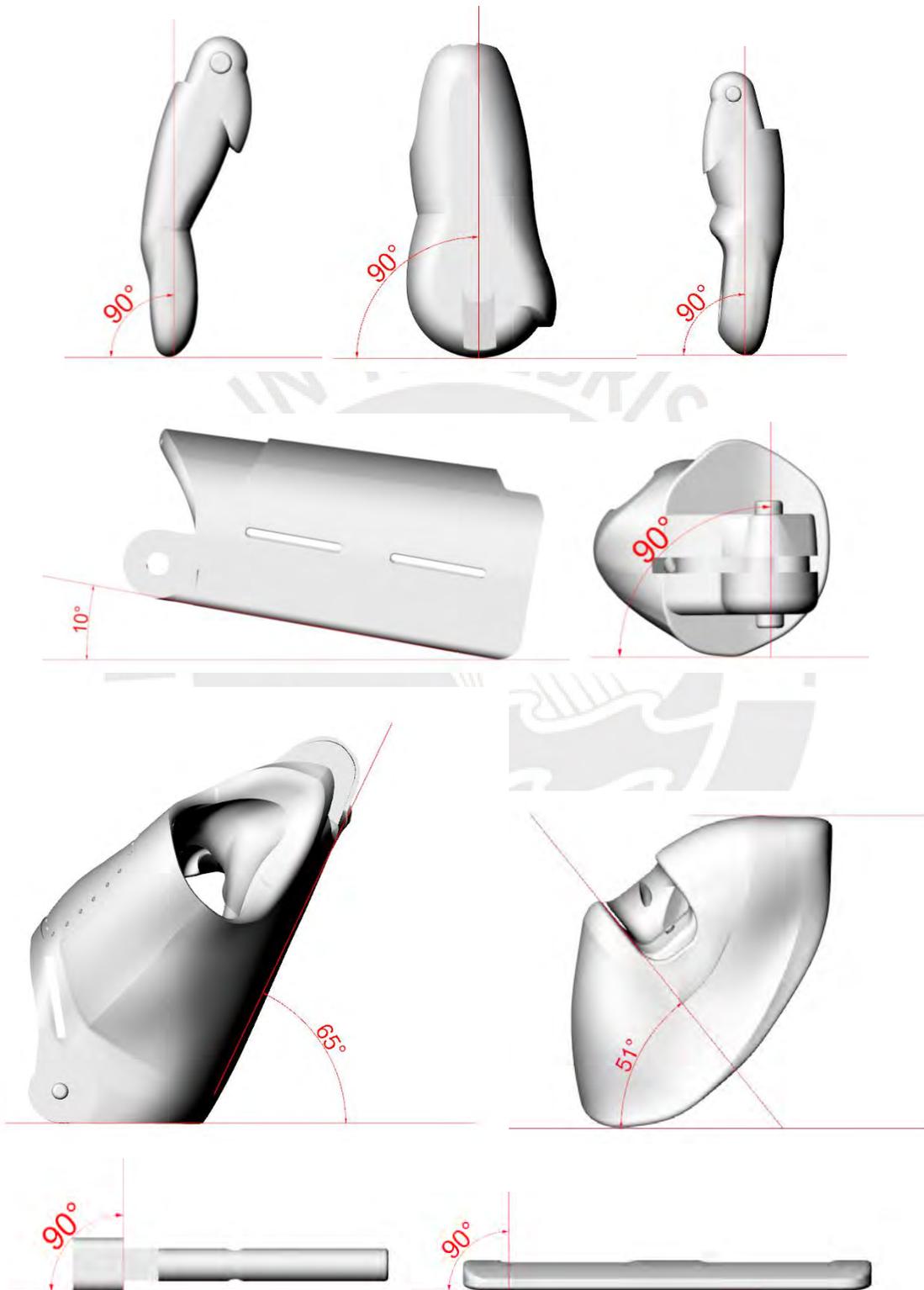
Figura 86. Orientación de piezas impresas en 3D



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

A continuación, en la figura 87 se muestra las orientaciones en que las piezas que conforman la prótesis deben ser impresas.

Figura 87. Orientación de impresión de Piezas. Prótesis Malky



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Para realizar las versiones anteriores se utilizó la impresora Da Vinci 1.0, y para fabricar la versión final se utilizó la impresora Zortrac. Las piezas se fabricaron en material ABS, el cual posee buena ductilidad, permitiendo que sea resistente al impacto. Los parámetros utilizados se definieron según la resistencia que debían tener las piezas.

En la Tabla 12 se muestra los parámetros de impresión utilizados:

Tabla 12. Parámetros de impresión

	Densidad de relleno	Altura de capa	Soportes	Tiempo de impresión	Uso de material
Falanges Medio-Distales Dedos y Falange Distal Pulgar	Solido (90 %)	0.2	Sí	3h:25min	8.93 m/ 21 gr
Falanges Proximales Dedos	Alta (50 %)	0.2	Sí	3h: 27 min	9.45 m/ 22 gr
Falange Proximal Pulgar	Alta (50 %)	0.2	Sí	0h: 51 min	2.77 m/ 7 gr
Palma A	Alta (50 %)	0.2	Sí	11h: 3 min	27.4 8m/ 65 gr
Palma B	Alta (50 %)	0.2	Sí	3h: 59 min	10.80 m/ 26 gr
Muñeca	Alta (80 %)	0.2	Sí	9h: 13 min	29.61 m/ 70 gr
Pines y Regulador	Solido (90 %)	0.1	Sí	1h:55min	4.54 m/ 11 gr

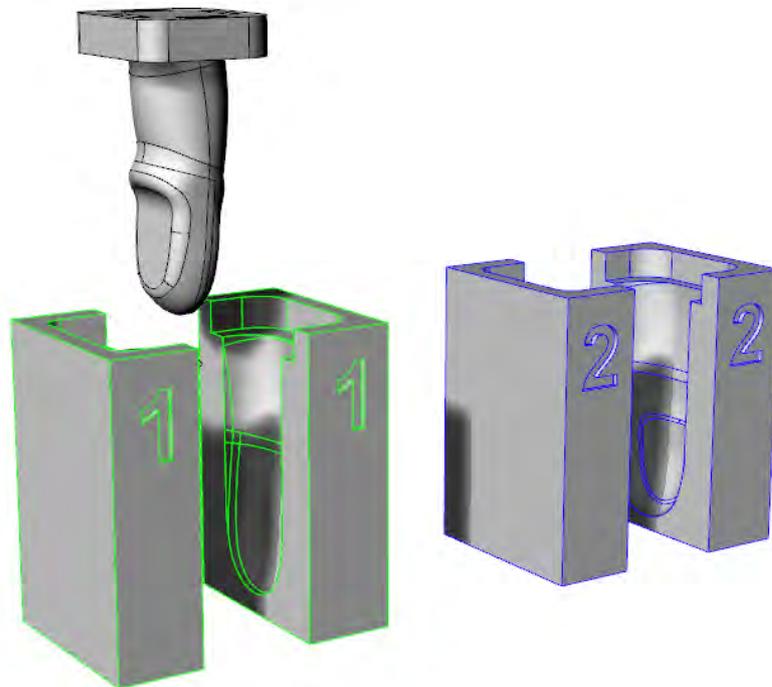
Fuente: Tabla realizada por Marlene Bustamante

El tiempo total requerido para imprimir todos los archivos es 30 h con 58 min. La cantidad de material utilizado es 93.58 m o 222 gr. No se requiere de demasiado tiempo para su fabricación, ni de material.

9.3.2 Fabricación de piezas en silicona

La silicona al ser bi-componente, requiere de moldes para poder darle forma. Para el presente proyecto se diseñaron moldes que se componen de 5 piezas, cuatro corresponden a la forma externa de la pieza y una a la forma interna de la pieza. Debido a que está compuesta por dos capas de dos tipos de silicona diferentes, quiere de dos juegos de moldes externos, para evitar confusiones se colocaron números. En la Figura 88 se observa delineado en verde las dos partes del molde externo de la primera capa de silicona, en azul las dos partes del segundo molde externo y en negro el molde interior del pulgar. La estructura se repite para los moldes de la falange medio-distal de los dedos. Cabe resaltar que no se fabrican un molde para cada tamaño de dedo, en cambio, se diseña el molde a la medida más grande, y se recorta para las medidas más pequeñas.

Figura 88: Molde de silicona de pulgar

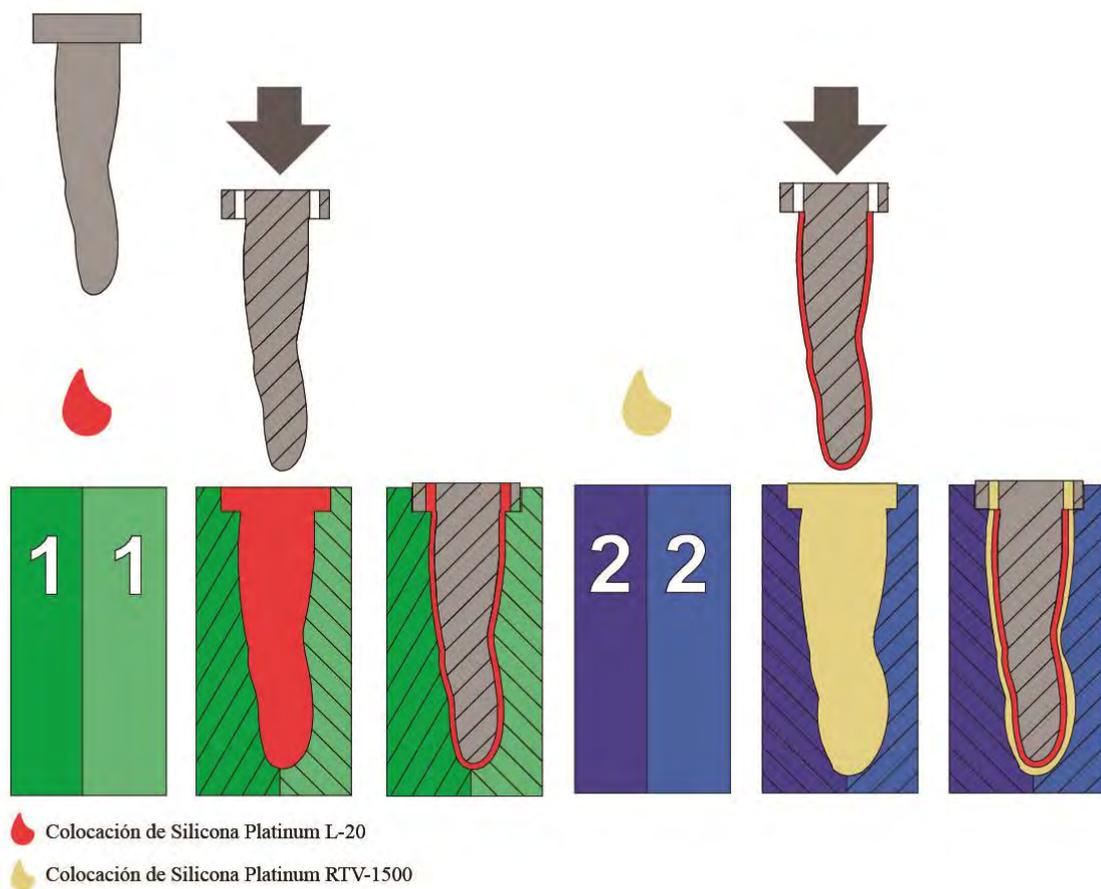


Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

La fabricación de los moldes se realizó en la impresora Ultimaker 2+. Como la silicona copia las características de la superficie en la que se cura (seca), se utilizó filamento PLA para la impresión 3D de los moldes porque este material tiene un acabado superficial prolijo y brillante. Los principales parámetros de impresión fueron: 0.1 de altura de capa y 30 % de relleno interior.

Para realizar el vaciado en silicona, luego de mezclar los componentes A y B, se vierte la mezcla en los moldes externos (los que tienen el número 1) previamente cubiertos con desmoldante. Luego, se introduce el molde interior a presión y el exceso de silicona sale por los agujeros superiores. Finalmente, luego de 8 horas se abren los moldes y la pieza de silicona con la forma deseada está lista. Se repite el paso, pero con los moldes externos que tienen el número 2.

Figura 89: Proceso de fabricación de piezas de silicona.



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

9.3.3 Ensamble

Para simplificar la fabricación y ensamblado de la prótesis se evitó utilizar tornillos metálicos ni pines independientes impresos en 3D para las articulaciones de los dedos y muñeca; en cambio, los pines se integraron a las piezas de los dedos, permitiendo utilizar ensambles a presión. Esto fue posible gracias a que el material utilizado (ABS) posee una buena flexibilidad. Además, a las piezas donde los pines iban a ser insertados se les hicieron unos canales guía.

Para colocar la cuerda rígida y flexible, se utiliza un pedazo de Nylon (hilo de pescar), el cual se dobla en dos partes, se inserta en los canales donde pasan las cuerdas y sirve de ayuda como si fuera una aguja, para lograr pasar las cuerdas por el canal correcto.

Los pasos para ensamblar la prótesis son los siguientes:

Primero, se procede a insertar las falanges medio-distales en las falanges proximales de los dedos. (Ver Figura 90)

Segundo, se insertan los pines de la palma A en los canales guía de las falanges proximales. Se realiza presión y se ensambla todo el dedo en la palma. (Ver Figura 90)

Tercero, se ensambla la falange distal a la falange proximal del pulgar. Terminando se inserta el pulgar en la palma B. (Ver Figura 90)

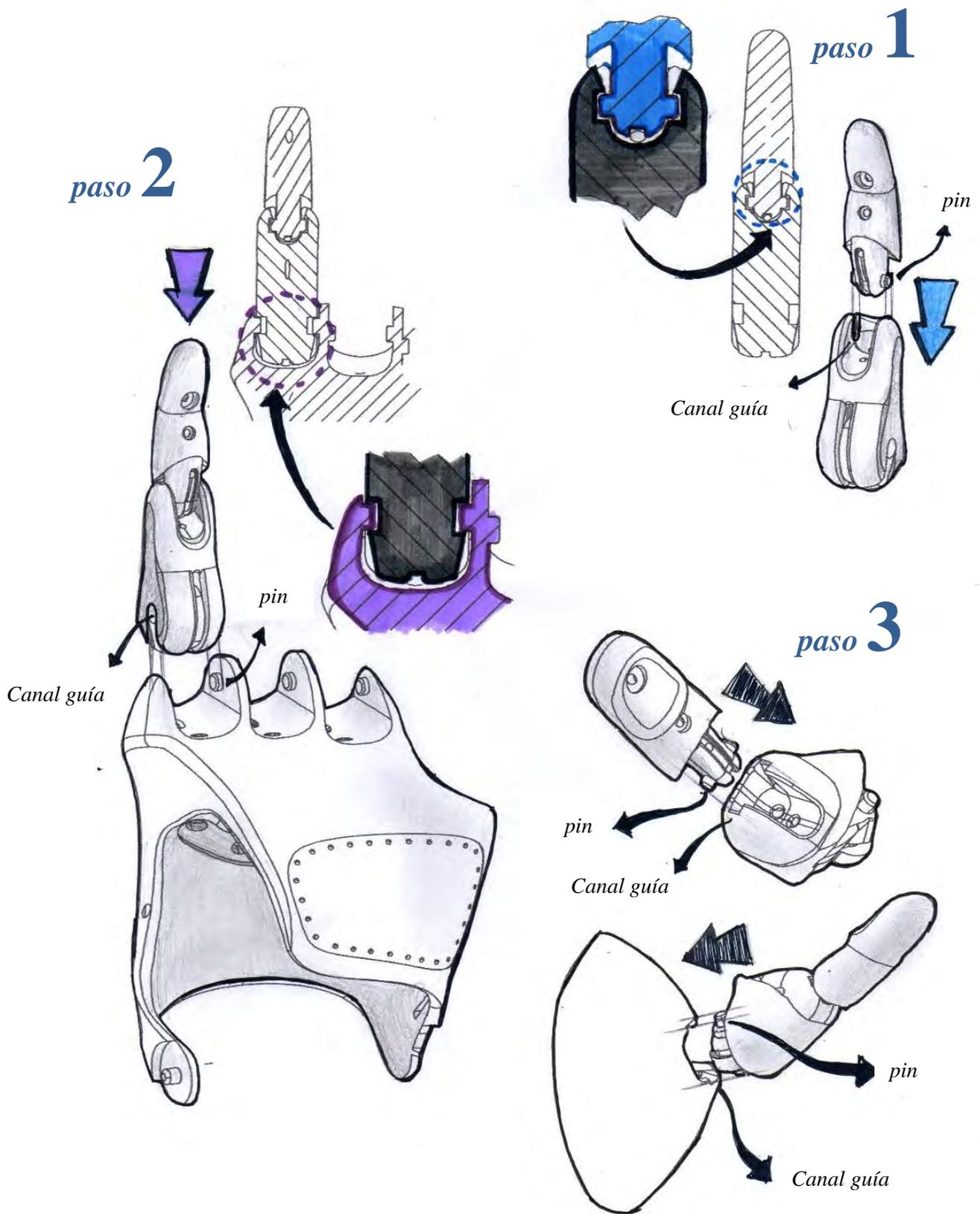
Cuarto, pasan los cables rígidos y flexibles por los dedos y la palma, ayudándose del hilo de pescar por los agujeros señalados en la figura 91 y el los planos. Se anudan en las entradas y salidas.

Quinto, se inserta la pieza muñeca a la pieza palma.

Sexto, se introducen los cables rígidos en la pieza muñeca en los canales que se señalados en la figura 91

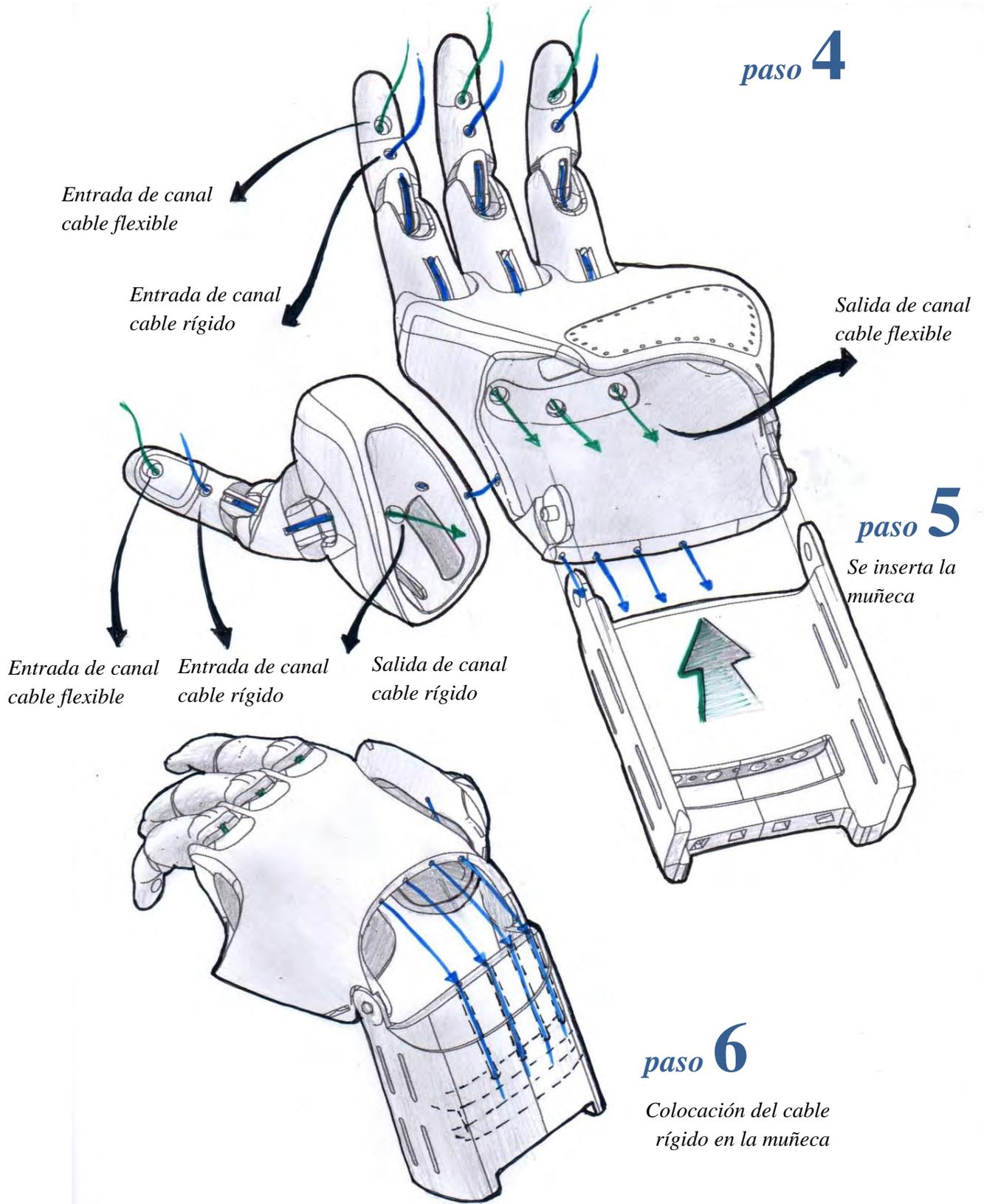
Séptimo, se amarran las cuerdas rígidas a los pines que se ensamblan en la pieza palma.

Figura 90. Ensamble de las piezas de los dedos palma y pulgar



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

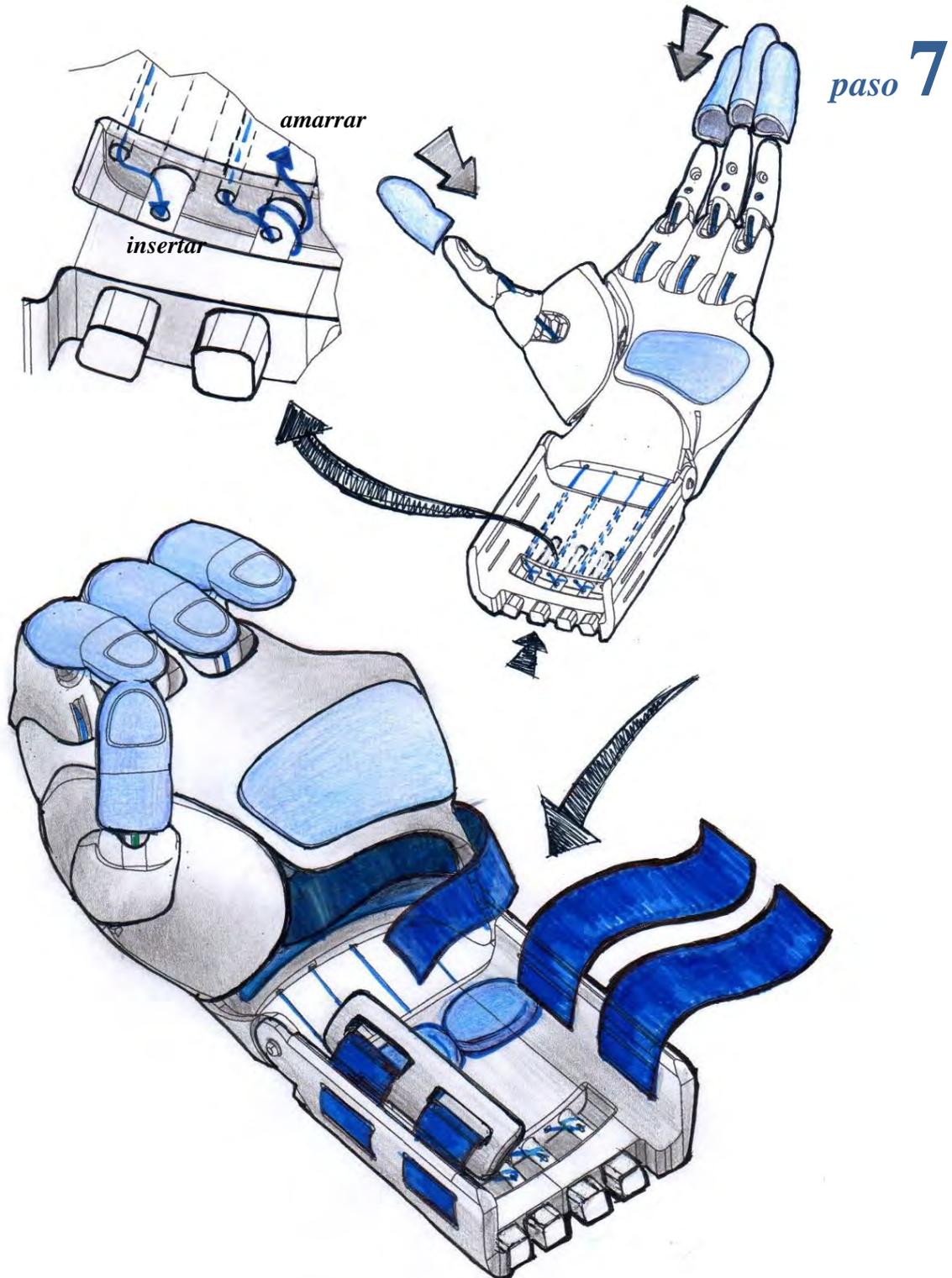
Figura 91. Ensamble de las cuerdas flexibles y rígidas



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Finalmente se colocan los recubrimientos de silicona de los dedos y palma, las siliconas ortopédicas en los puntos previamente establecidos y las cintas de polipropileno.

Figura 92. Ensamble de los pines a la muñeca, las piezas de silicona y las cintas de polipropileno



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

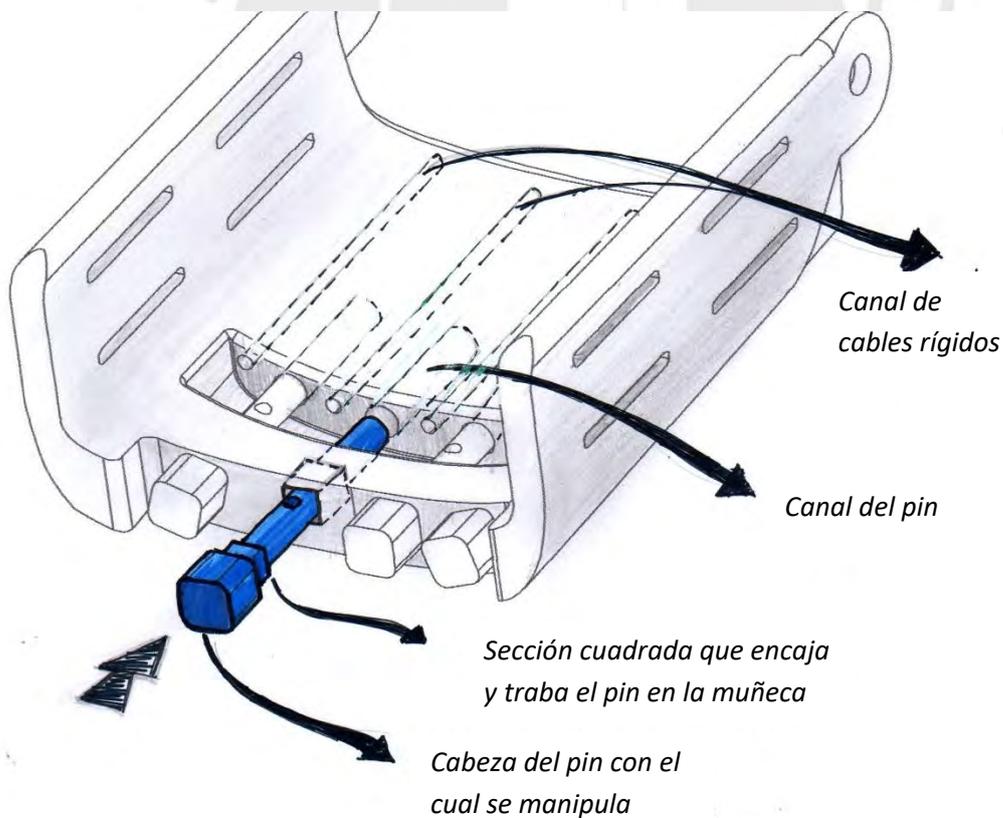
9.3.4 Mantenimiento

La prótesis no posee ningún elemento metálico que se pueda oxidar y al ser de plástico, se puede limpiar fácilmente. Las siliconas para mejorar el agarre se pueden sacar y lavar fácilmente.

Las almohadillas de siliconas ortopédicas utilizadas en el interior de la prótesis, al ser adhesivas permiten que se puedan retirar fácilmente para su respectiva limpieza o cambio.

Por otro lado, el uso constante genera que las cuerdas pierdan la tensión que tenían al inicio, evitando que la prótesis cierre apropiadamente. Para evitar este problema, la pieza de la muñeca tiene integrado un sistema que ajusta las cuerdas rígidas cuando estas se destensan. Al no requerir de herramientas externas, permite que el mismo usuario realice la acción de tensar las cuerdas. (Ver Figura 93)

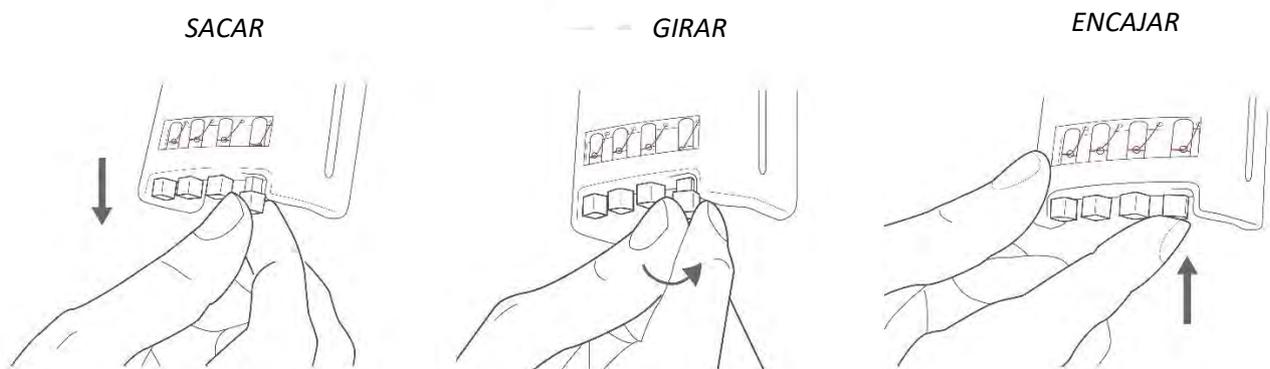
Figura 93. Detalle del sistema de regulación de las cuerdas rígidas.



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Para manipular la tensión de las cuerdas, se procede a sacar a la pieza *pin* de la pieza *muñeca* unos 4 mm de su eje. Para esta acción la pieza tiene en un extremo una cabeza cuadrada de 8 mm la cual le permite al usuario poder cogerla y jalarla. Al retirarlo deja de estar trabado, lo que le permite al paciente rotarlo las vueltas necesarias hasta que esté satisfecho con la tensión de la cuerda. Luego lo vuelve a encajar, y la cuerda queda asegurada. (Perú Patente nº número de expediente 455-2016/DIN., 2016)

Figura 94. Proceso de regulación de cables rígidos



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Una de las principales ventajas de fabricar la prótesis con impresión 3D es que esta tecnología permite reemplazar fácilmente una pieza dañada por otra nueva sin necesidad de cambiar toda la prótesis, lo cual reduce considerablemente el costo de reparación. Las piezas se fabrican de manera local en poco tiempo, evitando depender de componentes importados.

9.3.5 Costo

Es muy importante que la prótesis sea de bajo costo, para que pueda ser accesible económicamente a los usuarios. Aunque el proceso de diseño del presente proyecto ha sido extenso, y se ha requerido de múltiples prototipos previos antes de obtener el producto final, es importante recalcar, **que nacionalmente no existen prótesis**

funcionales comerciales para amputación parcial de mano. Por lo cual, el presente proyecto ha realizado un proceso empírico de aprendizaje extenso.

Sin embargo, en el caso de aplicar lo aprendido a otros usuarios, el proceso no sería tan extenso y no se requerirían de tantos prototipos, pues ya no se partiría de cero.

El costo menor de la producción son los insumos, los cuales son muy accesibles económicamente. En la Tabla 13. se ha listado el costo de cada material utilizado para la fabricación de la prótesis. Cabe señalar que muchos de esos materiales, los venden en proporciones superiores a lo que se utiliza en la fabricación de una sola prótesis.

Tabla 13. Listado de insumos

INSUMOS	CANTIDAD	COSTO
Plástico ABS	500 gr	S/ 250.00
Plástico PLA	500 gr	S/ 250.00
Silicona Platinum (L-20)	1Kg	S/ 80.00
Silicona Platinum (RTV_ 1500)	1 Kg	S/ 120.00
Silicona ortopédica circular	6 unidades	S/ 20.00
Silicona ortopédica media-luna	2 unidades	S/ 25.00
Cinta de polipropileno (20 mm)	50 metros	S/ 25.00
Cuerda de Nylon N°12	1 madeja	S/ 15.00
Elástico redondo (6 filamentos recubiertos)	50 metros	S/ 35.00

Fuente: Tabla realizada por Marlene Bustamante

En la Tabla 14 se ha listado los costos individuales de cada insumo necesario para fabricar una prótesis Malky, el total es de S/ 89.40.

Tabla 14. Costos de insumos en la fabricación de 1 prótesis

INSUMOS	CANTIDAD	COSTO
Plástico ABS	222 gr	S/ 44.40
Plástico PLA	80 gr	S/ 16.00
Silicona Platinum (L-20)	25 gr	S/ 2.00
Silicona Platinum (RTV_ 1500)	25 gr	S/ 3.00
Silicona ortopédica circular	3 unidades	S/ 10.00
Silicona ortopédica media-luna	1 unidades	S/ 12.50
Cinta de polipropileno (20 mm)	1 m	S/ 1.00
Cuerda de Nylon N°12	5 m	S/ 0.20
Elástico redondo (6 filamentos recubiertos)	2 m	S/ 0.30
TOTAL		S/ 89.40

Fuente: Tabla realizada por Marlene Bustamante

Por otro lado, el costo mayor de la producción es el servicio de diseño, el cual puede reducirse considerablemente, con la parametrización del modelado de la prótesis en un software, que escale automáticamente el diseño según las medidas generales de la mano sana del usuario, que se ingresarían manualmente.

Para el caso específico del usuario del presente proyecto, el costo total de la fabricación de los 5 prototipos previos al diseño final fue de S/ 1,697.00. (Ver Tabla 15) Y el costo total de la fabricación y diseño del producto final fue de S/ 2,339.40 (Ver Tabla 16)

Tabla 15. Costo de producción de los 5 prototipos

PROTORIPOS	CANTIDAD	COSTO
Insumos	5	S/ 447.00
Servicio de Impresión y ensamblado	5	S/ 750.00
TOTAL		S/ 1,197.00

Fuente: Tabla realizada por Marlene Bustamante

Tabla 16. Costo de la producción de la prótesis Malky

PRÓTESIS MALKY	COSTO
Insumos	S/ 89.40
Servicio de Diseño	S/ 2,000.00
Servicio de Impresión y Ensamblado	S/ 150.00
TOTAL	S/ 2,239.40

Fuente: Tabla realizada por Marlene Bustamante

Lo que da un total de S/ 3,436, que está aproximadamente similar al costo de las manos robóticas de las prótesis mecánicas para amputación transradial. Sin embargo, como se explicó anteriormente, este costo elevado se debe principalmente a que, al ser el primer proyecto de su tipo, se ha invertido mucho esfuerzo en el aprendizaje para ejecutar el desarrollo apropiadamente.

De la experiencia ganada, se establece que para desarrollar una prótesis parcial de mano Malky para un nuevo usuario, solo se necesitaría fabricar un solo prototipo de prueba, y luego fabricar el producto final. En la Tabla 17 se observa la relación de costos del servicio completo antes descrito **en una producción continua de prótesis.** Se debe resaltar, que en esta proyección el costo del servicio de diseño está considerablemente

compensado por el uso del software paramétrico antes mencionado como una necesidad. Se estima que el costo total de una prótesis Malky sería de S/ 730.00, lo cual sí sería accesible.

Tabla 17. Costo de Prótesis Malky. Futuros usuarios

PRÓTESIS MALKY. SERVICIO PARA FUTUROS USUARIOS	COSTO
Servicio de Diseño (Usando Software de Parametrización)	S/ 250.00
Insumos (Incluido 1 prototipo y la prótesis final)	S/ 180.00
Servicio de Impresión y Ensamblado Prototipo	S/ 150.00
Servicio de Impresión y Ensamblado de Producto Final	S/ 150.00
TOTAL	S/ 730.00

Fuente: Tabla realizada por Marlene Bustamante

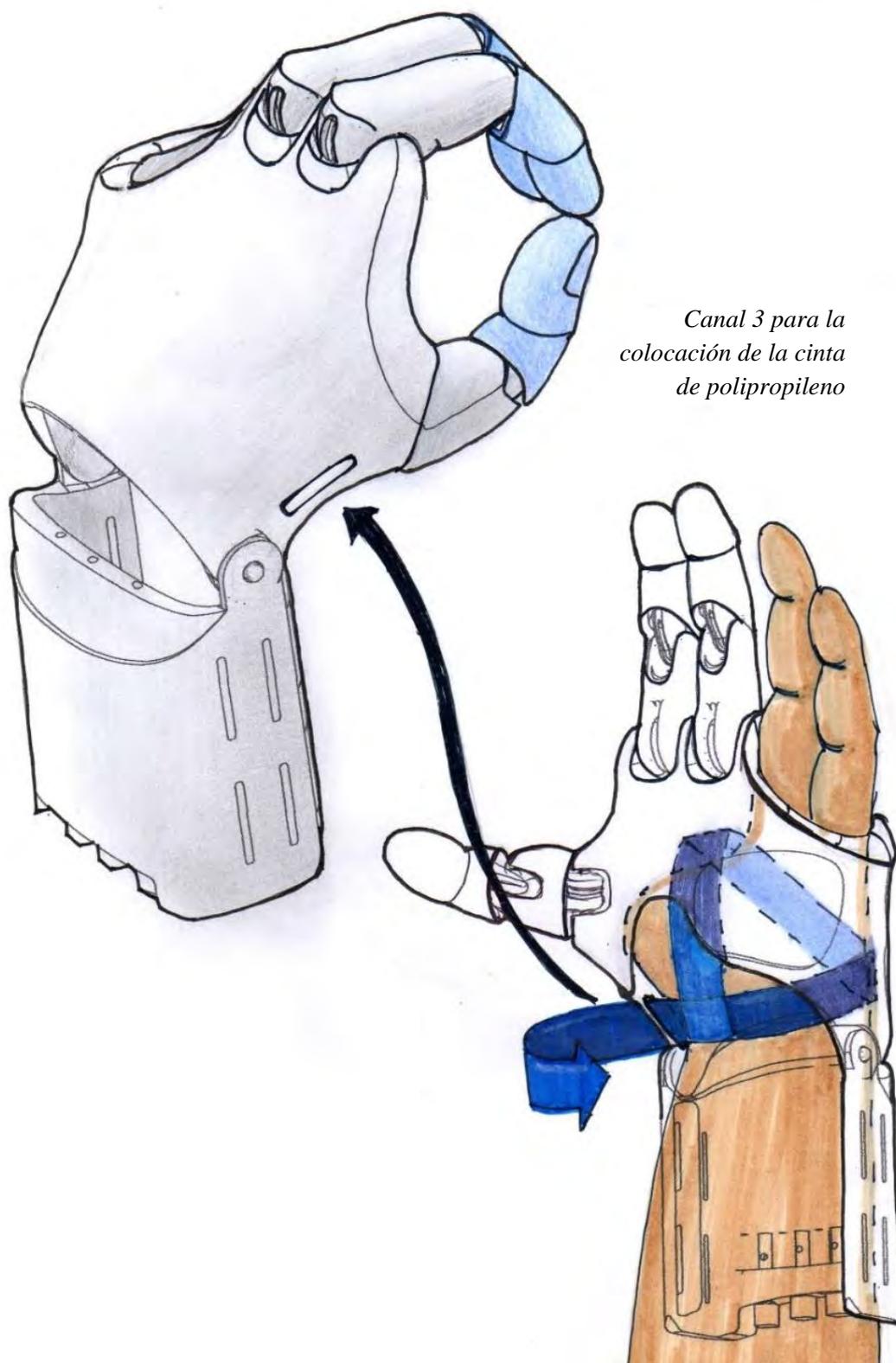
Además, luego de algunos años, cuando el usuario requiera cambiar su prótesis completamente. Solo deberá pagar el costo de los insumos, la fabricación y ensamblado, lo que ascendería a S/ 240.00. Pues ya no es necesario realizar una prueba previa, ni realizar un diseño nuevo, pues ambos ya existen.

9.4 Aplicación teórica del diseño Malky para otros tipos de amputación parcial de mano

Con el objetivo de promover el desarrollo de prótesis en amputación parcial de mano, se realizó esta aplicación teórica del diseño de la prótesis Malky a tres casos de amputación de mano, para que sirva de referencia a futuras investigaciones.

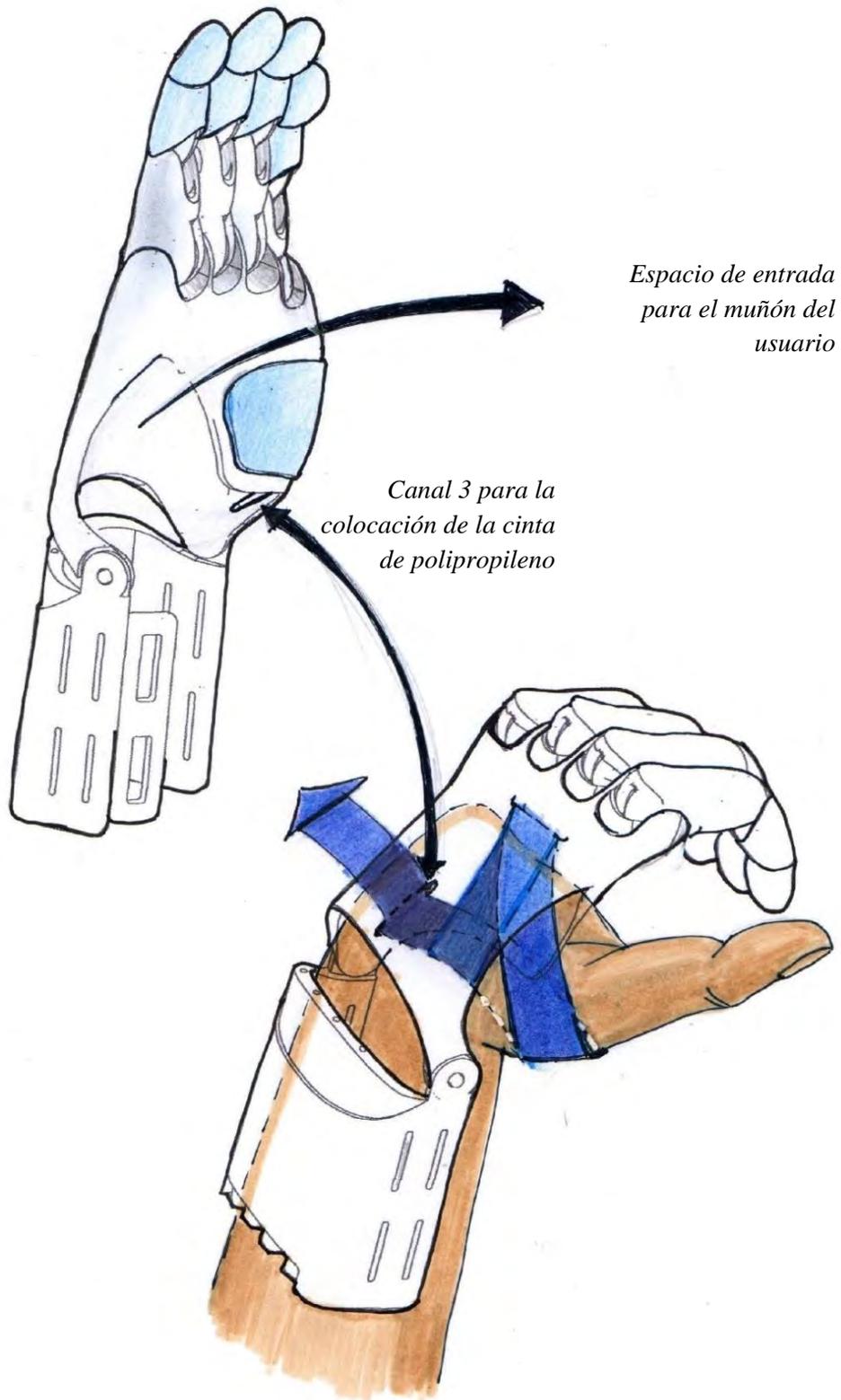
Pese a que el diseño realizado fue para un caso específico, los archivos digitales de los dedos, pulgar y muñeca **se pueden parametrizar para modificar su geometría** según las medidas de la mano sana de un usuario con otro tipo de amputación. Sin embargo, la pieza de la palma se debe diseñar por cada usuario, pues el encaje protésico debe ser a medida. Además, la forma de colocar la cinta de polipropileno que fija la prótesis al muñón cambia dependiendo del tipo de lesión. A continuación, se grafican las propuestas para otros tipos de amputación parcial de mano en las figura 95, 96 y 97.

Figura 95. Propuesta para Amputación del Pulgar, dedo índice y medio



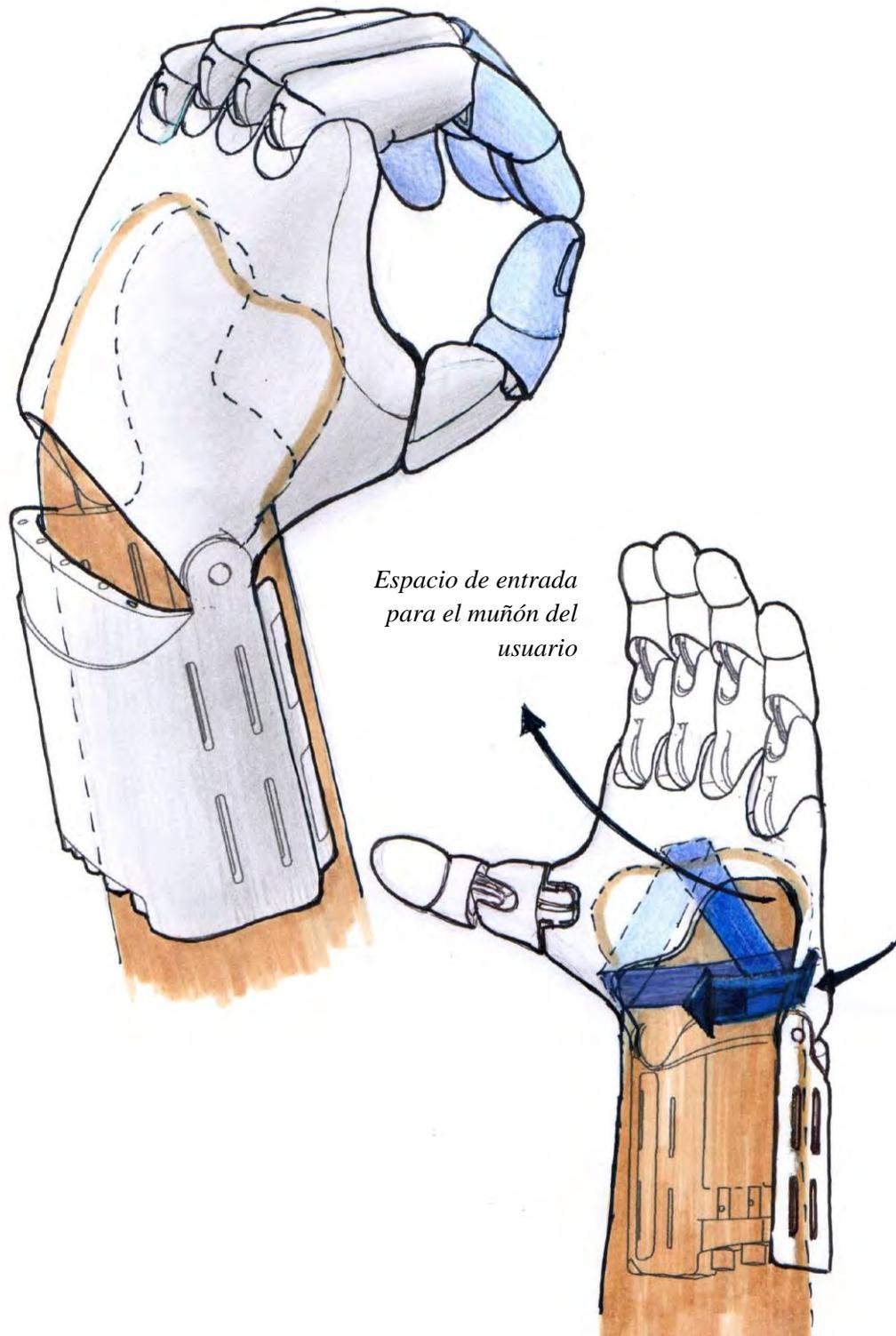
Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Figura 96. Propuesta para amputación de los dedos conservando el pulgar



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

Figura 97. Propuesta para amputación transmetacarpiana



Fuente: Figura realizada por Marlene Bustamante

9.5 Validación Final de la prótesis Malky

9.5.1 Resultados del Test de Usuario

El test de usuario final consistió en pedirle al usuario que realice las siguientes pruebas:

1. Intentar coger objetos con su muñón (sin la prótesis)
2. Colocación y sacado de la prótesis (sin ayuda)
3. Evaluación del agarre cilíndrico (de fuerza)
4. Evaluación del agarre en tripod (de precisión)
5. Regulación de los cables rígidos (sin ayuda)

Algunos de los resultados de estas pruebas fueron explicados a detalle durante la descripción del diseño Malky en los apartados anteriores para explicar su funcionamiento. A continuación, las conclusiones de cada prueba.

Prueba 1: El usuario no puede coger objetos con el muñón que tiene en su mano lesionada (izquierda).

Prueba 2: El usuario puede sacarse y ponerse la prótesis fácilmente sin ayuda de otra persona.

Prueba 3: Esta prueba se dividió en evaluar el peso máximo que podía cargar y como la prótesis se desempeñaba al coger objetos de diferentes superficies en agarre cilíndrico. El usuario pudo cargar más de 800 gr en agarre cilíndrico. El usuario pudo coger los envases llenos hasta su tope de los diferentes materiales usados en utensilios de la vida cotidiana como plástico, vidrio y metal.

Prueba 4: El usuario pudo coger todos los objetos colocados y completar con mucha destreza el circuito planteado en agarre tripod. Pudo coger y sacar del contenedor la esfera de 2 cm (la más pequeña).

Prueba 5: El usuario pudo manipular fácilmente los pines del sistema de regulación de las cuerdas rígidas.

Adicionalmente, durante las pruebas se le hicieron algunas preguntas al usuario con un lenguaje coloquial informal para saber lo que pensaba del desempeño de la prótesis en diferentes aspectos detallados en los requerimientos de usuario. A continuación, en la Tabla 18 se muestra una comparación entre los aspectos a favor y en contra detallados por el usuario durante el test.

Tabla 18. Aspectos a favor y en contra de la prótesis Malky según el test de usuario

REQUERIMIENTOS DEL DISEÑO	ASPECTOS A FAVOR	ASPECTOS EN CONTRA
Accionamiento	- Le permite coger objetos de diversos tamaños y texturas. - Le permite coger objetos pesados con seguridad. Siente que no se le resbalan.	- Cuando debe mantener el agarre por un largo tiempo, se cansa. -Siente que debe practicar más.
Comodidad	- No siente dolor cuando utiliza la prótesis. No la siente muy caliente. La transpiración está controlada.	-
Colocación	- Es fácil de colocar y sacar. No se hace problemas.	-
Apariencia Antropomorfa	-Sí, la usaría para su casa y su trabajo. Es muy útil.	- La palma de la prótesis no se ve muy estética. - No se animaría a salir a la calle con ella. Tendría que ver en el futuro como le va.
Color y Textura	- Al ser pintada del color de su piel es mucho más discreta. Ya no es de colores fuertes que llaman mucho la atención. Puede pasar inadvertida.	-
Mantenimiento	- Es fácil de regular los cables. No necesita ayuda.	-

Fuente: Tabla realizada por Marlene Bustamante

En general la prótesis de ha desempeñado bien durante las pruebas, logrando el usuario completarlas todas sin dificultades ni complicaciones. Además, ha cumplido con los requerimientos de diseño, obteniendo comentarios a favor en todos los aspectos.

Sin embargo, ha obtenido algunos comentarios en contra asociados al cansancio durante el uso de la prótesis para ejecutar agarres constantes, y la estética de la palma, la cual está dividida en dos partes para permitirle el manejo que tiene. Pese a que el usuario sabe y está de acuerdo de que la palma sea dividida porque le da funcionalidad, igualmente sigue observándolo con un aspecto en contra.

Es entendible su posición, pues como se ha comentado anteriormente en la investigación, los usuarios de amputación de mano recientes buscan un reemplazo lo más parecido a su mano sana, por lo cual desean funcionalidad tanto como estética.

9.5.2 Entrevista a Profundidad a Experto

Luego de realizar el test de usuario, se llevaron los resultados obtenidos y se le presentaron a un especialista en terapia ocupacional, al Lic. Sergio Reynoso, quien trabaja desde hace más de 20 años en el INR, atendiendo a pacientes con amputación.

El objetivo de la entrevista fue recaudar sus apreciaciones sobre aspectos puntuales del diseño de la prótesis. (Ver Anexo 2) Cabe resaltar que el licenciado no estuvo involucrado en ninguna parte del proceso de diseño, por lo cual se pudo obtener su opinión objetiva sobre el desempeño de la prótesis. Las conclusiones de la entrevista realizada se detallan a continuación:

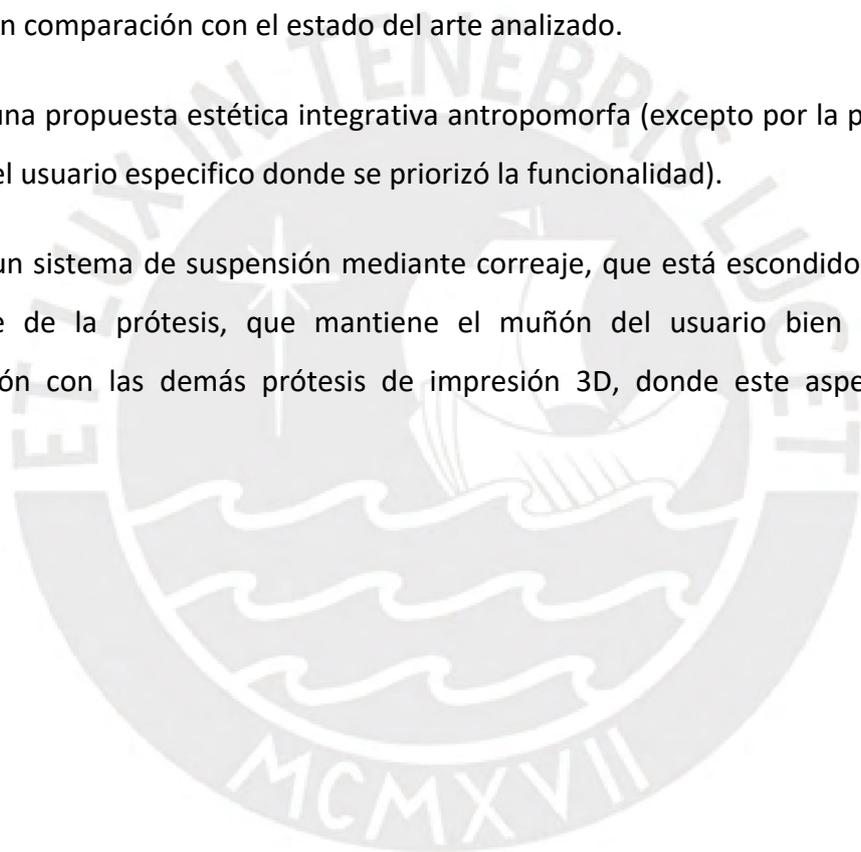
1. El licenciado considera que **la prótesis Malky cumple con la idea de independencia de un paciente que usa una prótesis**, ya que se la puede colocar y retirar solo y con mucha destreza.
2. La flexión de muñeca para activar la prótesis es apropiada. Pero no debe superar los 45° de flexión porque podría generarle lesiones en la mano al usuario. Además, **el usuario puede aprender a regular los cables de los dedos para que pueda colocar su prótesis en posiciones específicas para actividades de larga duración.**
3. **El licenciado considera que la funcionalidad de la prótesis es apropiada**, porque le permite coger diversos tamaños y tipos de objetos. Sin embargo, se debe tratar que la flexión de muñeca sea lo más discreta posible para la activación de la prótesis, por lo cual se debe regular los cables de esa manera.
4. La división de la palma es muy funcional, pero no estética. Sin embargo, podría mejorarse con el tiempo. Además, **falta evaluar si esa división resiste el uso constante que le puede dar un usuario en un entorno laboral.**

5. **No solo el entrenamiento post-protésico es importante para el éxito** de la adaptación de una prótesis a un usuario. **Se necesita de un entrenamiento pre-protésico donde se puede dar preparación al segmento lesionado y a las articulaciones subyacentes** que requieran un fortalecimiento y preparación. Durante el entrenamiento pre-protésico se realizan actividades similares de flexión de muñeca, las cuales dejan al usuario listo para aprender a realizarlas usando la prótesis.
6. El licenciado considera **que la prótesis Malky le va a ser de gran apoyo al usuario en especial en las actividades de la vida cotidiana que requieran de un uso bilateral** de ambos segmentos.
7. El licenciado **considera que las aplicaciones teóricas realizadas como guía para futuras investigaciones, sí podrían tener éxito de implementarse**, porque en el **mercado actual** donde hay usuarios con amputación parcial de la mano, **no está cubierta por las prótesis convencionales** porque estas son para amputación trasradial o desarticulado de muñeca. Cuenta que hay pacientes en el INR que, al no poder recibir una prótesis funcional para su tipo de lesión, los terapeutas terminan fabricándoles unas adaptaciones interés y fijas para que así los usuarios se puedan ayudar.
8. Sobre las prótesis en impresión 3D, comenta que es **más fácil darle ese tipo de prótesis a los niños, porque ellos se cautivan fácilmente** por los colores, el modelo y porque lo usan con fines lúdicos; en cambio, siempre tuvo la pregunta por qué no las aplicaban para **personas adultas, y el motivo es que es un público más complejo, porque evalúan la correcta funcionalidad y estética**. Le augura un buen futuro a la prótesis Malky espera que se pueda implementar en más usuarios.

9.6 Aportes de Diseño

- En comparación con los productos existentes en el Perú, el principal aporte es el mismo hecho de realizar el primer diseño de este tipo de producto funcional y estético para el amputado parcial de mano adulto, que estuvo desatendido y casi olvidado por mucho tiempo.
- Diseñar e implementar una prótesis funcional y estética personalizada para un usuario con amputación parcial de mano compleja, que permite una buena destreza en el agarre cilíndrico (de fuerza) y tripod (de precisión).
- Recuperación de la autonomía del usuario y pérdida de alguno de sus miedos asociados a la incapacidad de realizar ciertas acciones con la mano lesionada en su entorno laboral y familiar. Evitar que esté siempre escondiendo su mano en su bolsillo.
- Diseñar y registrar como patente un mecanismo sencillo de regulación de cuerdas que le permite al usuario realizar el mantenimiento de su prótesis; así como de colocarla en posiciones específicas para ciertas actividades de larga duración.
- Utilizar la selección de materiales económicos y el proceso sencillo de fabricación de las prótesis en impresión 3D, junto con el diseño a medida de los encajes protésicos de las prótesis mioeléctricas, logrando un producto sencillo de fabricar y ensamblar, pero que ha sido diseñado personalmente para un usuario específico.
- Utilizar siliconas ortopédicas en zonas de protuberancias óseas en el interior del encaje, permitieron tener una mayor ventilación y comodidad de parte del usuario; en comparación, con los recubrimientos completos de silicona utilizados por las prótesis mioeléctricas, con el mismo fin de proteger y mantener el confort del usuario, pero que le generan calor y sudoración.
- Mejorar el agarre utilizando recubrimientos de siliconas en las falanges distales de los dedos que son fabricados fácilmente utilizando también la impresión 3D para manufacturar los moldes, pudiendo fabricarlas a las dimensiones y características del usuario.

- Mejorar el sistema de cierre de los dedos usando cuerdas, evitando que los dedos cedan fácilmente al agregar una trayectoria no recta sino con curvas que aumenta la fricción de la cuerda, manteniendo la posición cerrada de los dedos con más fuerza.
- Realizar un análisis sobre cómo mejorar la fabricación de las piezas en impresión 3D, buscando optimizar al máximo el uso de este nuevo tipo de tecnología de manufactura, variando los parámetros y evaluando cómo la orientación de las piezas puede afectar y reforzar la resistencia de las mismas en ciertas zonas.
- Utilizar ensambles a presión como uniones, por lo cual, su ensamblado es más sencillo y rápido; en comparación con el estado del arte analizado.
- Diseñar una propuesta estética integrativa antropomorfa (excepto por la palma de la prótesis del usuario específico donde se priorizó la funcionalidad).
- Diseñar un sistema de suspensión mediante correa, que está escondido al interior del encaje de la prótesis, que mantiene el muñón del usuario bien sujeto. En comparación con las demás prótesis de impresión 3D, donde este aspecto no es resuelto.



10. Conclusiones

- En el Perú no existen productos comerciales funcionales para el tipo de amputación parcial de mano, se suele mayormente vender prótesis cosméticas, por lo cual el proceso de diseño fue extenso ya que no se contaba con referentes directos. El proyecto duró más de un año de desarrollo continuo; sin embargo, las soluciones encontradas y el aprendizaje adquirido en la presente investigación se pueden aplicar a otros casos de amputación de mano. Además, la parametrización de los archivos digitales del diseño puede permitir que el proceso sea automatizado y disminuir el tiempo y el recurso humano requeridos para su aplicación a diferentes usuarios.
- Los productos que son genéricos y que tratan de adaptarse a diferentes tipos de usuarios, no terminan de satisfacer a todos de forma óptima. Las prótesis, en especial, las prótesis parciales de mano son un tipo de producto que tiene que diseñarse a medida, y adaptarse a las características físicas y los gustos personales del usuario.
- Es un producto que busca ayudar a la persona a recuperar funciones que perdió durante un accidente y también a recuperar su aceptación personal y en la sociedad, por lo tanto, se requiere de un equipo interdisciplinario donde todo el proceso sea acompañado y supervisado por un especialista en rehabilitación y un especialista en psicología.
- El uso de la metodología del Diseño Centrado en el Usuario (DCU), aplicada en el desarrollo del presente proyecto, ha permitido que el usuario sea participe de todo el proceso de diseño, llegando a entender y satisfacer sus necesidades específicas.
- Por otro lado, la principal ventaja de la impresión 3D, recae en que se pueden fabricar productos con geometrías complejas, en poco tiempo y de bajos costos. Estas características se aprovecharon en el diseño y desarrollo del presente proyecto, permitiendo fabricar una prótesis económica y accesible al usuario. A través del proceso de prototipado se aprendió a optimizar la fabricación de las piezas en esta tecnología, modificando su orientación y parámetros de impresión, hasta obtener un producto resistente.

- Utilizar el escaneo 3D para obtener copias digitales del muñón del usuario, permitió simplificar el proceso de diseño del encaje protésico.

-El mezclar dos tipos de Siliconas Platinum para la fabricación de los recubrimientos de las zonas de agarre, una más resistente en el interior, y otra más blanda en el exterior, permitieron que el recubrimiento resista el uso constante de la prótesis y que se deformara en contacto con los objetos. La prótesis puede levantar más de 800gr de peso, superando las expectativas del diseño.

-Utilizar siliconas ortopédicas en puntos específicos, permitió que el usuario no sintiera dolor durante el uso de la prótesis y que hubiera espacios libres, permitiendo una buena ventilación.

- Para simplificar el mantenimiento de la prótesis, se diseñó un sistema basado en el mecanismo de la guitarra para tensar los cables rígidos, que el mismo usuario pudiese manipular sin necesidad de utilizar herramientas externas.

- Se logró diseñar, fabricar e implementar una prótesis parcial de mano funcional para un usuario específico que cumplió con los requerimientos definidos, permitiéndole al usuario realizar agarre cilíndrico (de fuerza) y agarre tripod (de precisión).

- Con la evolución acelerada de la impresión 3D, se espera que en un futuro se fabriquen los insumos orientados a la industria de fabricación de prótesis. De esta manera materiales con diferentes tonos de color piel permitirán fabricar prótesis sin necesidad de darles un acabado posterior pintado. Además, en un futuro, existirán nuevos materiales más resistentes que permiten fabricar las piezas con mayor resistencia.

11.Recomendaciones

a) Consideraciones para el diseño de una prótesis parcial de mano

El aspecto más importante a considerar en el diseño de una prótesis parcial de mano es la zona del encaje protésico, la cual es aquella que está en contacto con el muñón del usuario. Se debe dejar 2 mm de tolerancia entre el muñón del usuario y el encaje protésico. Por tal motivo, es importante conocer cuáles son los tipos de amputaciones posibles, para poder ubicar las protuberancias óseas o zonas de dolor, que deberán estar protegidas con silicona ortopédica.

Dependiendo del tipo de amputación, uno o más huesos de la mano puede estar involucrado. El cirujano intentará recubrir con tejido blando y músculos las terminaciones de los huesos cortados y redondeados (Sierra Gabriel, 2001); sin embargo, esto puede no ser suficiente, por lo cual en el encaje protésico se debe dejar 5 mm de tolerancia en aquellas zonas críticas. Se deja mayor tolerancia, porque al colocarse las siliconas ortopédicas, se busca llenar el espacio sin generar presión extra en el muñón del usuario.

b) Características del muñón

Es importante que el muñón del usuario haya curado por completo para iniciar un proceso de diseño de prótesis. De lo contrario, el usuario podría sentir dolor durante el proceso, pero no necesariamente se debería a que el encaje esté mal diseñado, sino que su cicatriz aún no ha curado. Los requisitos de un buen muñón son:

- Las **extremidades óseas** deben estar **suficientemente recubiertas** de tejido celular o tendinoso y una buena disposición y **fijación de la musculatura al hueso**.
- Tener **buena movilidad y suficiente fuerza** de palanca.
- Poseer **suficiente irrigación sanguínea** para evitar neuromas superficiales y dolorosos.
- Muñón **no doloroso capaz de soportar roces y presiones**.

- Cicatriz correcta y en lugar adecuado.

(Mendoza, 2000) (Sierra Gabriel, 2001) (Universidad Tecnológica de Pereira. Programa de Medicina y Cirugía, 2013)

c) Corrección del archivo digital del muñón

Luego de realizado el escaneo 3D del muñón del usuario y mano sana, se procede a diseñar el encaje del mismo. Para este proceso se utilizó el software Rhinoceros 5.0, el cual tiene herramientas para la edición de mallas de formato STL.

Luego de abrir ambos archivos en el software se verifica que las dimensiones correspondan con las medidas tomadas manualmente. Esto para asegurarse que el escaneo tiene las medidas correctas.

Luego, al archivo de la mano sana se voltea tipo espejo, de tal manera que esté en la misma dirección de la mano lesionada. Se superponen ambos archivos y se busca ubicar el escaneo de la mano lesionada en la posición de la mano sana. Cuando se tiene la ubicación determinada, se utiliza las herramientas de **corte de mallas y de reconstrucción de bordes** para obtener un conjunto de líneas que representan las geometrías del muñón y la mano sana. Esta estructura sirve de base para poder construir superficies que sigan la forma de las líneas. Las líneas guía se pueden modificar o mover para incrementar la tolerancia en las zonas de dolor previamente identificadas.

12. Bibliografía

- Adams, M. J.-L. (2013). Finger pad friction and its role in grip and touch. *Journal of the Royal Society, Interface. The Royal Society*, 1-19.
- Arce, C. (Enero de 2005). *Prótesis de Miembros Superiores*. Recuperado el 23 de agosto de 2016, de <http://www.arcesw.com/principal.htm>
- Arias Lopez, L. A. (2012). Biomecanica y patrones funcionales de la mano. *Morfología*, IV(1), 14-23.
- Ávila, A., Castro, T., Aguilar, J., & Valencia, C. (2016). Epidemiología y seguimiento del impacto de la legislación sobre los fuegos artificiales en Colombia, Sur América. *Revista Pediatría*, 41-47.
- Bustamante, M., Sánchez, A., Wong, J., Pendavis, M., Pitaluga, A., & Moll, S. (2016). *Perú Patente nº número de expediente 455-2016/DIN*.
- Camacho, H. T. (2010). *Años acumulados de vida productiva potencial perdidos en pacientes amputados por accidentes de trabajo. Instituto Nacional de Rehabilitación 2003-2007*. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina Humana, Unidad de Postgrado.
- Camacho, T. H. (2010). Pacientes amputados por accidentes de trabajo : características y años acumulados de vida productiva potencial perdidos. *Anales de La Facultad de Medicina*, 271-275. Recuperado el 2016 de Marzo de 10, de <http://www.scielo.org.pe/pdf/afm/v71n4/a11v71n4.pdf>
- Coba, J., Samsó, F., & Guillén, P. (1992). Amputaciones del antebrazo. En R. Viladot, O. Cobi, & S. Clavell, *Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Volumen 3. Extremidad superior* (págs. 195-198). España: Elsevier.
- Cock, J. D. (2012). El método de la triangulación aplicado en un escaner laser, para objetos tridimensionales. *Revista Universidad EAFIT*, XXXVI(120), 25-31.
- Congreso de la República. (24 de diciembre de 2012). *Ley General de la Persona con Discapacidad. LEY Nº 29973*. Obtenido de Sistema Peruano de Información Jurídica: <http://spij.minjus.gob.pe/normas/textos/241212T.pdf>
- De La Pierda, A. (29 de Mayo de 2015). *Impresión 3D: una nueva revolución industrial*. Obtenido de Semana económica. Edición Especial. Tecnología y negocios 2015: <http://semanaeconomica.com/article/entre-parentesis/ciencia-y-tecnologia/161489-impresion-3d-una-nueva-revolucion-industrial/>
- Diane Atkins, O. (1992). Adult Upper Limb Prosthetic Training. En J. H. Bowker, *Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. Rosemont: American Academy of Orthopedic Surgeons.

- Díaz J L, L. C. (2013). El sufrimiento de las personas amputadas. Un enfoque etnográfico con aplicaciones psicoterapéuticas. *Revista de Psicología de la Salud* , 23-44.
- El Comercio. (18 de diciembre de 2016). *El Comercio*. Recuperado el 09 de noviembre de 2017, de Curar lesiones por pirotecnia puede tomar hasta seis meses: <http://www.elcomercio.com/actualidad/lesiones-pirotecnia-ecuador-explasion-curaciones.html>
- Enabling the future. (s.f.). *Build a hand*. Recuperado el 11 de octubre de 2016, de <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/>
- Esquenazi, A. (2009). Amputation rehabilitation and prosthetic restoration from surgery to community reintegration. *Disability and Rehabilitation*, 26(14-15), 831-836.
- F.Lamandé, J.-C. P.-Z. (abril de 2014). Amputación del miembro superior. *EMC-Kinesiterapia-Medicinafísica*, 35(2), págs. 1-20.
- Farro, L., Tapia, R., Bautista, L., Montalvo, R., & Iriarte, H. (2013). Características clínicas y demográficas del paciente amputado. *Revista Médica Herediana*, XXIII, 240-243.
- Fernández Gonzáles, A. (2009). Introducción a las prótesis de miembro superior. En R. Zambudio Periago, *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas* (págs. 137-142). Barcelona, España: Elsevier Masson.
- Fernández Gonzáles, A. (2009). Prótesis en amputaciones de mano y antebrazo. En R. Zambudio Periago, *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas* (págs. 143-154). Barcelona, España: Elsevier Masson.
- Fishman, S. (1961). Amputación. En J. y. Garret, *Psychological Practices with the Physically Disabled*. Columbia University Press.
- Flores, I. &. (2004). Actualidad y tendencia de las prótesis de Miembro superior. *X Congreso Anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica*. Querétaro: UNAM. Obtenido de <http://www.paginaspersonales.unam.mx/files/1031/saimec.pdf>
- Garreta, M., & Mor Pera, E. (2011). *Diseño centrado en el usuario*. Catalunya: UOC. Universitat Oberta de Catalunya.
- Gilpin, L. (14 de Abril de 2015). *8 things you need to know about 3D scanners*. Obtenido de TechRepublic: <http://www.techrepublic.com/article/8-things-you-need-to-know-about-3d-scanners/>
- Gómez, H. (7 de Enero de 2016). *El mercado mundial de impresoras 3D creció un 35% en 2015*. Obtenido de Dealer World. Mercado en Cifras: <http://www.dealerworld.es/mercado-en-cifras/el-mercado-mundial-de-impresoras-3d-crecio-un-35-en-2015>
- Gonzáles A. K., A. M. (2017). ESTUDIO SOBRE EL DUELO EN PERSONAS CON AMPUTACIÓN DE UNA EXTREMIDAD SUPERIOR O INFERIOR. *Revista Electrónica de Psicología Iztacala*, 35 -56.

- González Viejo M. A., C. R. (2005). Técnicas quirúrgicas de la amputación (I). En *Amputación de extremidad inferior y discapacidad. Prótesis y rehabilitación*. (págs. 13-23). Barcelona: Masson.
- González, A. (2009). Prótesis en amputaciones de mano y antebrazo. En R. ZAMBUDIO, *Protesis, ortesis y ayudas técnicas* (págs. 143 - 154). Barcelona: Elsevier.
- Humberto, M. A. (2012). Situación laboral, educativa y social de pacientes amputados de 7 a 70 años de edad atendidos en el Instituto Nacional de Rehabilitación del 2000 al 2008. *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, 40-44.
- Iglesias Fraga, A. (22 de Mayo de 2016). *La impresión 3D, un mercado de 5.000 millones de dólares en 2016*. Obtenido de TICbeat. Tecnología:
<http://www.ticbeat.com/tecnologias/la-impresion-3d-un-mercado-de-5-000-millones-de-dolares-en-2016/>
- Instituto Nacional de Estadística e Informática. (2014). *Primera Encuesta Nacional Especializada sobre DISCAPACIDAD*. Lima: Instituto Nacional de Estadística e Informática.
- Instituto Nacional de Estadística e Informática. (Marzo de 2015). *Perú. Características de la Población con Discapacidad*. Recuperado el 12 de Marzo de 2016, de Instituto Nacional de Estadística e Informática:
https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1209/Libro.pdf
- Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN. (2013). *Análisis Situacional del Instituto Nacional de Rehabilitación - INR 2013*. Lima: Ministerio de Salud.
- Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN. (2013). *Sala Situacional. Cuarto Trimestre 2013*. Lima: Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN.
- Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN. (2013). *Sala Situacional. Primer Trimestre 2013*. Lima: Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN.
- Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN. (2013). *Sala Situacional. Segundo Trimestre 2013*. Lima: Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN.
- Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN. (2013). *Sala Situacional. Tercero Trimestre 2013*. Lima: Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN.
- Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN. (2014). *Sala Situacional. Primer Trimestre 2014*. Lima: Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN.

- Instructables. (s.f.). Recuperado el 30 de agosto de 2016, de Falcon Hand V1:
<http://www.instructables.com/id/Falcon-Hand-V1/>
- Kapandji, A. (1998). *Fisiología Articular* (6ta ed., Vol. I). (M. Torres La Comba, Trad.) Madrid, España: Panamericana.
- Krear 3D. (s.f.). *Nuestros Clientes*. Recuperado el 19 de Octubre de 2016, de Krear 3D:
<http://krear3d.com/>
- La Republica. (17 de diciembre de 2016). *La Republica*. Recuperado el 09 de noviembre de 2017, de Pirotécnicos, informalidad que mata: <http://larepublica.pe/domingo/999682-pirotecnicos-informalidad-que-mata>
- Lake, C. (2004). Partial Hand Amputation: Prosthetic Management. En D. Smith, J. Michael, J. Bowker, D. Smith, J. Michael, & J. Bowker (Edits.), *Atlas of Amputation and Limb Deficiencies* (3ra ed.). Rosemont, Illinois: American Academy of Orthopedic Surgeons.
- Lamandé, F. D.-C.-Z. (Abril de 2014). Amputación del miembro superior. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física, XXXV(2)*, 1-20. Obtenido de [http://doi.org/10.1016/S1293-2965\(14\)67307-2](http://doi.org/10.1016/S1293-2965(14)67307-2)
- Liberating Technologies Inc. (Febrero de 2011). *Single M-Finger Assembly*. Recuperado el 14 de octubre de 2016, de http://www.liberatingtech.com/products/documents/Single_M-Finger_Assembly.pdf
- Lipson, H. y. (2015). *La revolución de la impresión 3D: el presente y el futuro de una máquina que puede crear (casi) cualquier cosa*. Madrid: Anaya Multimedia.
- Loaiza, J. L. (Octubre de 2011). Evolución y Tendencias en el Desarrollo de Prótesis de Mano. *Dyna*, 78(169), 191-200. Obtenido de <http://www.scielo.org.co/pdf/dyna/v78n169/a22v78n169.pdf>
- Márquez Scotti, C., & Reyes Manzano, J. (2015). Análisis de la brecha de ingresos entre las personas con y sin discapacidad en ocupaciones no calificadas. *Revista Latinoamericana de Población*, 36-58.
- Martínez, F. A. (2015). *Desarrollo de Prótesis Ortopédicas Personalizadas Mediante Tecnologías Láser Escáner 3D*. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid.
- Mendoza, O. y. (2000). Cirugía Radical en el Aparato Locomotor. En U. N. Cirugía, *Cirugía : II cirugía ortopédica y traumatología* (Vol. II, págs. 235-245). Lima: Universidad Mayor de San Marcos.
- Ministerio de Salud. (27 de mayo de 2015). Resolución Directoral. Tarifario Institucional del Instituto Nacional de Rehabilitación. Chorrillos, Lima.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Abril 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.

- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Agosto 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Diciembre 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Enero 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Febrero 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Julio 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Junio 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Marzo 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Mayo 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Noviembre 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Octubre 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo. (Setiembre 2015). *Boletín estadístico mensual de notificaciones de accidentes de trabajo, incidentes peligrosos y enfermedades ocupacionales*. Lima: Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo.
- Morris, S. (2003). The Psychological Aspects of Amputation. *First Step*, 88-89. Obtenido de <https://www.amputee-coalition.org/wp-content/uploads/2015/09/psychological-aspects-amputation.pdf>

- Nova Ortopedia*. (25 de julio de 2013). Recuperado el 4 de diciembre de 2016, de Fotos y Videos:
https://www.facebook.com/ortopedia.nova/photos?lst=100001102815200%3A100004899040210%3A1505007448&source_ref=pb_friends_tl
- Oficina de Estadística e Informática. (2015). *Indicadores de gestión*. Lima: Instituto Nacional De Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”. AMISTAD PERÚ - JAPÓN. Obtenido de http://www.inr.gob.pe/transparencia/Estadistica/informaci%C3%B3n%20estad%C3%A1stica/2015/gestion/I_G15.pdf
- Organización Mundial de la Salud. (Noviembre de 2016). *Discapacidad y Salud*. Recuperado el 10 de Diciembre de 2016, de Organización Mundial de la Salud:
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/es/>
- Ortiz K. Luna H., M. J. (Junio de 2016). Los beneficios de las impresoras 3D como herramienta de innovación en la medicina. *Revista Caribeña de Ciencias Sociales*. Obtenido de <http://www.eumed.net/rev/caribe/2016/06/3d.html>
- Palastanga, N. F. (2007). *Aanatomía y Movimiento Humano. Estructura y Funcionamiento* (1ra ed.). (P. Gonzáles Del Campo Román, Trad.) Barcelona, España: Paidotribo.
- Palastanga, N. F. (2007). *Anatomía y Movimiento Humano. Estructura y Funcionamiento* (1ra ed.). Barcelona, España.
- Partial Hand Solutions. (s.f.). *Products*. Recuperado el 12 de Abril de 2016, de Partial Hand Solutions: <http://www.partialhandsolutions.com/products.html>
- PatStarace. (11 de Marzo de 2015). *Iron Man Mark IV 3D Printed Kids Prosthetic Hand*. Recuperado el 24 de Enero de 2016, de PatStarace:
<http://www.patstarace.com/armor-upgrade-iron-man-mark-iv-kids-prosthetic-hand.html>
- Po Paraguay. (s.f.). *Apoyanos* . Obtenido de <http://www.po.com.py/>
- Restrepo, D. S. (2013). *Dispositivo de Sujeción de Herramientas para Personas con Discapacidad de Miembro Superior*. Antioquía: Universidad CES. Escuela de ingeniería de Antioquia. Programa de ingeniería biomédica envigado.
- Sanchez López, M. (2016). La evolución de la Impresión 3D. En X. Morelo Prieto, *Un viaje a la historia de la Informática* (págs. 142-154). Valencia, España: Universidad Politécnica de Valencia.
- Sanchez, A., Wong, J., & Bustamante, M. (Outubre del 2017). DESARROLLO Y EVALUACIÓN DE PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR FABRICADA CON TECNOLOGÍAS DE MANUFACTURA DIGITAL. *13º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*. Lisboa, Portugal.
- Sansoni, S., Wodehouse, A., McFadyen, A., & Buis, A. (2015). The Aesthetic Appeal of Prosthetic Limbs and the Uncanny: The Role of Personal Characteristics in Attraction. *International Journal of Design*, 9(1), 67-81.

- Sierra Gabriel, M. R. (2001). Niveles de amputación. En M. R. Sierra Gabriel, *El paciente amputado. Labor de equipo* (págs. 53-60). Barcelona: Springer.
- Sierra, E., & Manzo, M. d. (2012). Proceso de duelo y adaptación después de una amputación en la adolescencia. Un caso de estudio. *Uaricha Revista de Psicología*, 25-35.
- Stevens, P. (Abril 2015). Las Opciones en Expansión para Prótesis Parciales de Mano. *The O&P EDGE*, 14(4). Obtenido de http://www.oandp.com/articles/2015-04_03.asp
- Tavera, J. (Diciembre de 2014). Amputación: Más Allá de un Cambio Físico, un Cambio Mental. *El Dolor*, 24(62), 20-22.
- Toboadela, C. H. (2007). Goniometría una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales. *Argentina: ASOCIART*.
- Touch Bionics. (Noviembre de 2015). *i-digits™ quantum. User Manual*. Recuperado el 7 de Setiembre de 2016, de http://www.touchbionics.com/sites/default/files/files/MA01347_i-digits%20quantum%20user%20manual.pdf
- Tubiana, R. (1984). Architecture and Functions of the Hand. En *Examination of the Hand & Upper Limb* (págs. 1-97). Canada: W.B Saunders Company.
- Tubiana, R. (1984). *Architecture and Functions of the Hand*. Canadá: W.B Saunders Company.
- Universidad Tecnológica de Pereira. Programa de Medicina y Cirugía. (2013). *Persona Con Amputación. Guía de Rehabilitación*. Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira.
- Vincent Systems. (s.f.). *Vincent Partial*. Recuperado el 3 de octubre de 2016, de <http://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-partial/>
- Walmsley, H. y. (16 de Diciembre de 2015). *World-first 3D-printed hand prosthesis inspired by 1845 design kept in online archive*. Recuperado el 20 de Enero de 2016, de ABC News: <http://www.abc.net.au/news/2015-12-17/world-first-3d-printed-hand-prosthesis-inspired-by-1845-design/7032736>
- Wheeler, A. (31 de Enero de 2015). *3d Printing Industry*. Recuperado el 23 de setiembre de 2016, de Skin and Bones: The Low-Cost Flexy Hand 3D Printed Prosthetic: <https://3dprintingindustry.com/news/low-cost-flexy-hand-3d-printed-prosthetic-41152/>
- Zambudio, P. R. (2009). Protesis, ortesis y ayudas médicas. En A. F. Gonzales, *Prótesis en amputaciones de mano y antebrazo* (págs. 143 -154). Barcelona: Elsevier.
- Zuniga, J., Katsavelis, D., Peck, J., Stollberg, J., Petrykowski, M., Carson, A., & Fernandez, C. (2015). Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. *BMC Research Notes*, 1-10.



13.1 Anexo 1

Oferta nacional de prótesis para amputación parcial de mano

Para conocer el mercado de venta de prótesis de miembro superior, se realizó una consulta presencial o telefónica a varias ortopedias preguntando los precios y servicios brindados.

Procedimiento

Se visitaron 15 ortopedias, las cuales se encuentran ubicadas en los alrededores del Hospital del Niño, el cual está ubicado en la Av. Brasil. Cabe resaltar que algunas estas ortopedias tienen más sedes en otras partes de Lima.

De manera presencial, se visitó las ortopedias, presentándose como un familiar de una persona con amputación parcial de mano preguntando sobre los precios y servicios brindados para ese tipo de lesión.

También se realizaron consultas telefónicas a ortopedias ubicadas en otras zonas de Lima.

Resultados

De las 15 ortopedias consultadas, 7 no venden prótesis de miembro superior.

De los 8 restantes, todas venden prótesis cosmética y la ofrecen como única opción para una amputación parcial de mano.

Luego, 5 ortopedias también venden prótesis funcionales; sin embargo, todas solo poseen prótesis para niveles de amputación desarticulado de muñeca y transradial (de antebrazo).

Cuando se consultó sobre que opciones funcionales brindarían para una amputación parcial de mano, algunos explicaron que sus productos no podrían ser adaptados a ese tipo de lesión.

En la tabla 19 se muestra la información recaudada de cada ortopedia.

Tabla 19. Tipo prótesis disponibles en ortopedias de Lima y sus precios

Método	Ortopedia	PRÓTESIS FUNCIONALES				PRÓTESIS COSMÉTICAS		
		Vende	Tipo de Prótesis	Nivel de amputación	Costo	Vende	Nivel de amputación	Costo (Parcial Mano)
Presencial	Centro ortopédico y rehabilitación Física. Fisio Esteban.	No	-	-	-	Si	Del antebrazo, desarticulado de muñeca y parcial de mano	S/1,500
Presencial	Centro ortopédico. San Juan Bautista.	Si	Mano Mecánica	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	Depende de evaluación médica	Si	Del antebrazo, desarticulado de muñeca y parcial de mano	\$ 1,200
Presencial	Centro ortopédico. VICENTE.	No	-	-	-	Si	Del antebrazo, desarticulado de muñeca y parcial de mano	S/2,000 - S/3,000
Presencial	Distribuidora DESERET E.I.R.L.	Si	Mano Mecánica	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	S/ 5,000. El encaje protésico es aparte.	Si	Del antebrazo, desarticulado de muñeca y parcial de mano	S/3,500
Presencial	Ortopedia Virgen del Carmen	Si	Mano mecánica y Tipo Gancho	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	S/3,800. El encaje protésico es aparte	Si	Del antebrazo, desarticulado de muñeca y parcial de mano	S/3,000
Llamada telefónica y Presencial	Ortopedia WONG	Si	Mano Mecánica y mioeléctrica	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	Depende de evaluación médica	Si	Del antebrazo, desarticulado de muñeca y parcial de mano	Depende de evaluación médica
Presencial	Ortopedia Universal	No	-	-	-	No	-	-
Presencial	Ortopedia Roque	No	-	-	-	No	-	-
Presencial	Ortopedia Clare Import	No	-	-	-	No	-	-
Presencial	Ortopedia Pro Infirmis	No	-	-	-	No	-	-
Presencial	Ortopedia del Niño y del adulto	No	-	-	-	No	-	-
Presencial	Ortopedia San Francisco	No	-	-	-	Si	Del antebrazo, desarticulado de muñeca y parcial de mano	S/ 1,000
Presencial	Ortopedia Viza Importaciones	No	-	-	-	No	-	-
Presencial	Ortopedia Santa María	No	-	-	-	No	-	-
Llamada Telefónica	Ortopedia FG. Moderna E.I.R.L.	Si	Mano mecánica, electrónica y mioeléctrica	Del antebrazo, desarticulado de muñeca	S/. 13000 (Mano mecánica, incluye encaje protésico) S/ 53,000 (Electrónica) S/200,000 (mioeléctrica marca OSSUR, 2 años de garantía S/25,000 y 5 años S/50,000)	Si	Del antebrazo, desarticulado de muñeca y parcial de mano	S/ 2,000 de Taiwan S/ 3,500 de USA

Fuente: Tabla realizada por Marlene Bustamante

13.2 Anexo 2

Entrevista a Experto

Para poder validar el funcionamiento y diseño de la prótesis Malky se procedió a exponer todo el proyecto desarrollado y los resultados obtenidos de la implementación, al especialista en Terapia ocupacional, Lic. Sergio Reynoso, quien tiene una amplia experiencia realizando rehabilitación post-protésica en el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR).

Posteriormente, se le realizó una entrevista en la cual se le realizaron preguntas relación

1. ¿Cuál es tu opinión sobre la forma como se coloca y saca la prótesis el usuario?

Sí es apropiado, porque permite, la idea de la independencia del paciente que usa una prótesis, es que el mismo paciente se la pueda colocar y retirar. En el video se ve que sí lo puede hacer y lo hace con bastante habilidad y destreza. Entonces, no incluye mecanismos muy complejos, ni tampoco correa que requiera la habilidad de dos manos como para ajustarlo. Por esa parte sí, está bien.

2. Se ha visto en muchos lados proyectos de prótesis de mano en 3D que activan el cierre de los dedos con la flexión de la muñeca, pero desde el punto de vista de un especialista, ¿consideras que utilizar ese mecanismo es realmente funcional, según lo que has visto en los videos de los resultados de esta tesis?

Usar la flexión de muñeca es funcional, mientras más larga sea el segmento va a ser mucho menos estrés el movimiento de flexión, pero hay que regular la prótesis de tal manera que la flexión no supere los 45°. Si superase los 45°, suponiendo que sea una flexión constante puede generar inflamación del ligamento anular y alguna patología como el túnel carpiano, y esto puede generar que el paciente o usuario tenga impedimento o tenga reticencia a seguir usando la prótesis.

Además, el paciente aprenda a regular la tensión de cada cable en individual de cada dedo, porque el ajustar y desajustar le permite de repente hacer funciones específicas para manipular diferentes tipos de elementos y diferentes tipos de funciones.

3. ¿Cuál es tu opinión sobre el movimiento de cierre de los dedos?

La flexión de los dedos si es apropiada, pero requiere mucha fuerza de palanca para activar, entonces ahí habría que regular la tensión de los cables para que el movimiento de cierre de dedos en cuestión de la flexo-extensión de muñeca sea más discreta. Porque a la larga podría generar un estrés por sostenimiento o por flexión constante o por sostenimiento de la postura al coger objetos.

4. ¿Cuál es su opinión respecto al diseño de la palma de la prótesis dividida en dos partes para mantener la movilidad parcial del hueso metacarpiano del pulgar que aún conserva el usuario?

Es funcional, más no estética, se puede mejorar la estética, se puede mejorar la funcionalidad, de repente variando el uso de materiales. Mi única prerrogativa sería, si se le da la prótesis aun paciente que va ser uso continuo y de repente manipular objetos en su actividad laboral, que tanto puede resistir la unión que hace al conjunto incompleto esa parte individualizada del primer dedo (pulgar). Solamente esa sería una pregunta que se corroboraría durante el tiempo y con el uso continuo y que sufra un estrés diario para ver cuanto duraría. Esa sería mi única interrogante, pero sí es funcional.

5. Como es un proyecto de tesis, no he comprendido todo el proceso de rehabilitación post-protésica que es igualmente muy importante; sin embargo, sabiendo su importancia ¿Considera que, con un correcto entrenamiento post protésico, la prótesis podría ayudar en las tareas de la vida cotidiana del usuario?

No solamente en un entrenamiento protésico sino también un pre-protésico y también un seguimiento en lo que es la fabricación porque hay temas muy puntuales en movimientos de mano, porque la mano utiliza movimientos muy complejos que requieren afinación de repente en el proceso. Entonces, mi sugerencia seria no solamente en la parte protésica, sino, la pre-protésica que sería una preparación del segmento, funcionalidad también, no solamente de la parte afectada, sino de las articulaciones subyacentes porque requiere de un fortalecimiento y también la

orientación, ir preparando al usuario con respecto a lo qué es el afronte del uso de la prótesis y hacer actividades que sean similares y con movimientos similares de muñeca para que también entienda y cuando llegue a la parte protésica va a ser mucho más sencillo el entrenamiento y la comprensión de cómo hacer los movimientos con la prótesis.

6. Basado en la gravedad de la lesión del usuario, ¿cuál considera es la ayuda que puede brindarle la prótesis Malky en su vida cotidiana?

Al utilizar la prótesis lo que el obtiene es un elemento de apoyo , el paciente al conservar el segmento diestro , que es su segmento dominante , entonces el no pierde mucho la funcionalidad, que sería lo contrario si perdiste el segmento dominante, al preservar el segmento dominante la mano protetizada le va a servir de gran apoyo ya que tolo lo que va a ser coordinación motora fina lo va a utilizar con la mano diestra y el segmento protetizado va a ser su segmento de apoyo en todas las actividades de la vida diaria especialmente en todas a las actividades que requieran el uso bilateral de ambos segmentos.

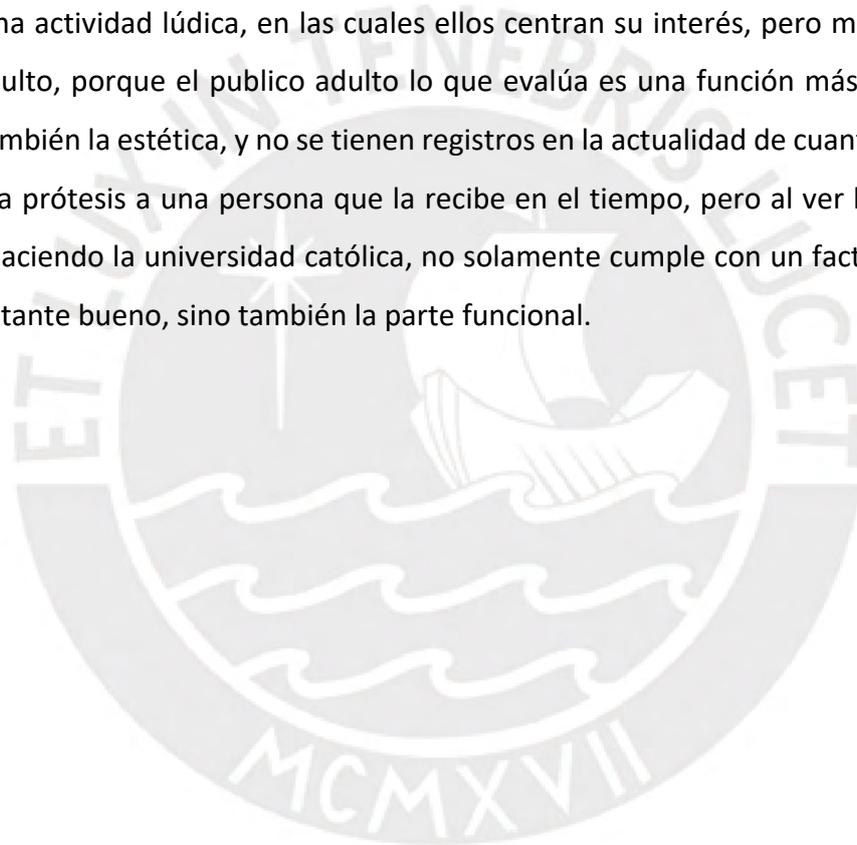
7. Basado en las ilustraciones realizadas graficando las alternativas de diseño de la prótesis Malky en otros tipos de amputación parcial de mano, ¿Considera que están correctamente adaptadas y de implementarse podrían tener éxito?

Sí podrían tener éxito porque este mercado en el cual hay pérdida parcial de la mano , no está cubierto por las prótesis convencionales que están en el mercado , hay ortopedias que si las diseñan pero tienen el sistema antiguo de correaes , cables de activación y arneses de una prótesis que puede ser la transradial o transhumeral que sí requieren de una demanda física mucho mayor, más elementos que se tienen que adaptar a la prótesis, pero no hay elementos reitutivos funcionales para dedos de la mano ya sea del segundo al quinto o del primer dedo. Entonces, yo creo que si sería una opción bastante buena para estos casos que son amputaciones parciales de la mano. Es más, ha habido caso en los que los pacientes en el instituto y al no haber una prótesis adecuada se ha tenido que realizar adaptaciones en lo que respecta prótesis fijas inertes sin movimiento y que solo conserve el movimiento del dedo que le es remanente para

alcanzar funcionalidad o simplemente como factor estético y completar con espuma EVA, pero funcionales no, entonces sería sí una muy buena opción para las amputaciones que son parciales.

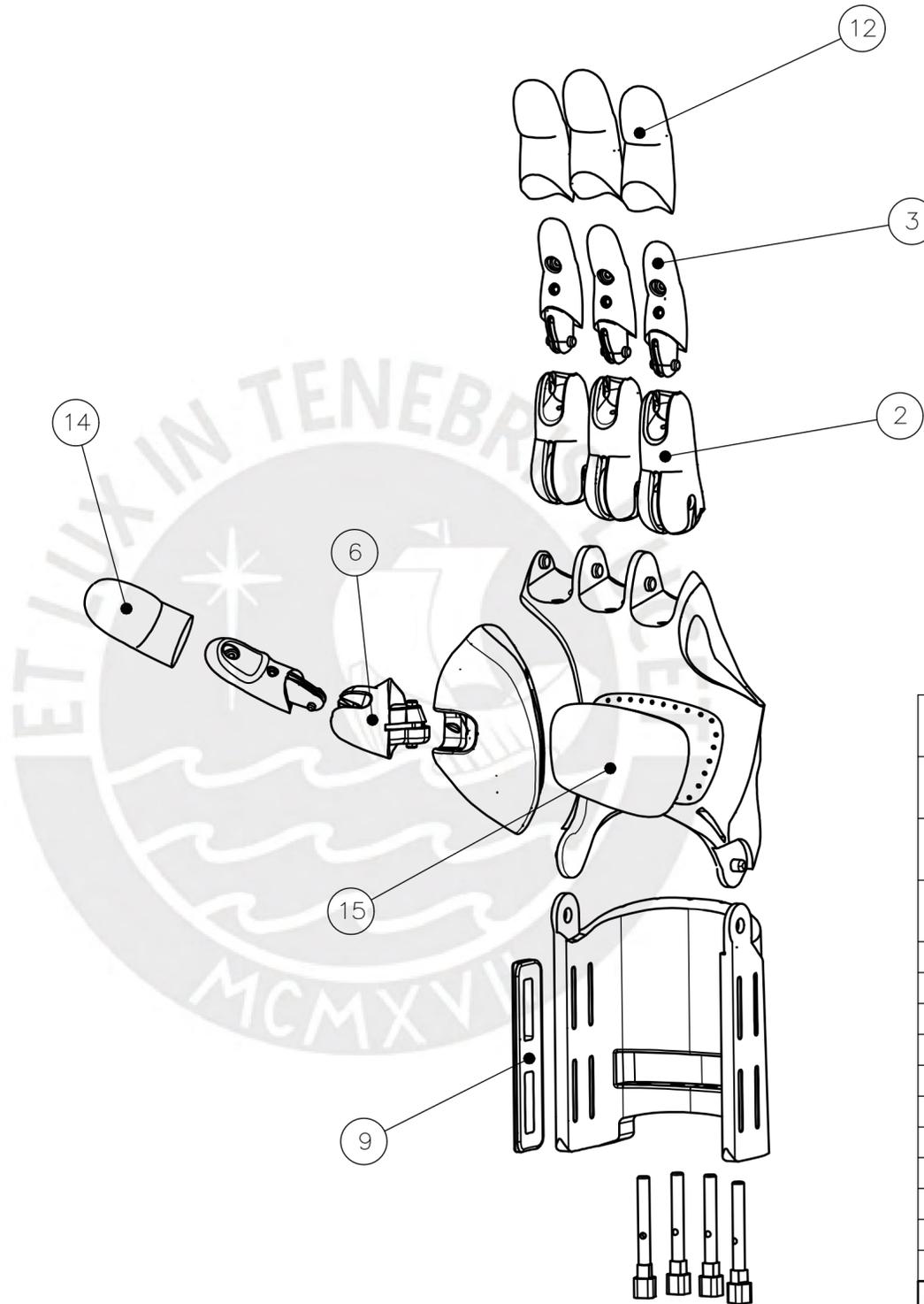
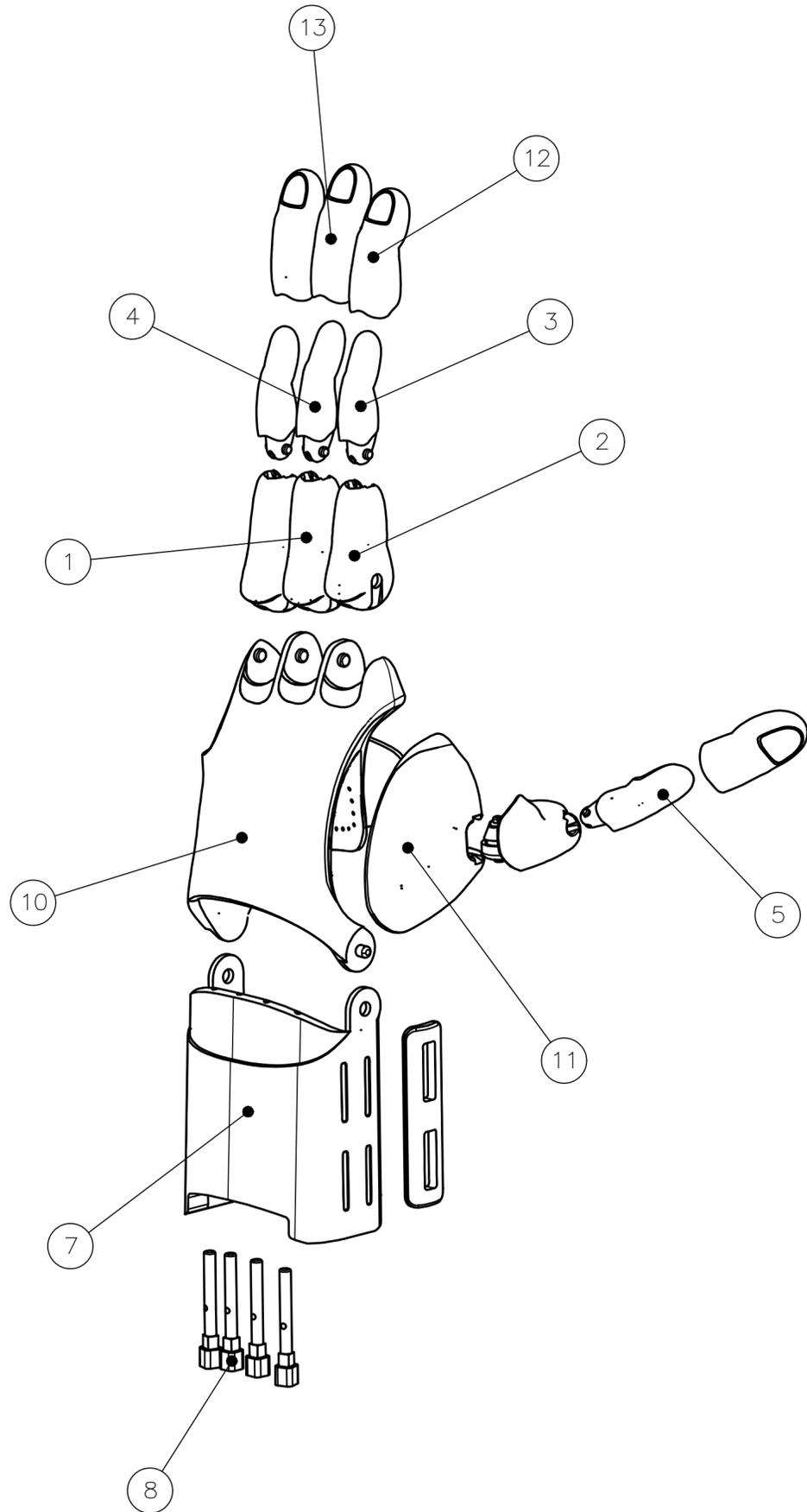
8. ¿Qué opinas de las prótesis de impresión 3D?

En mi experiencia personal en lo que es prótesis en 3d, yo he tenido siempre mucha reticencia en el sentido de que he podido observar en experiencias extranjeras era que siempre se le daba la prótesis en 3d a niños, mas no a adultos. ¿Y por qué a niños?, porque los niños se pueden cautivar por el modelo, los colores y porque realmente les permite una actividad lúdica, en las cuales ellos centran su interés, pero más no en el publico adulto, porque el publico adulto lo que evalúa es una función más adecuada, evalúan también la estética, y no se tienen registros en la actualidad de cuanto le puede ser útil una prótesis a una persona que la recibe en el tiempo, pero al ver las prótesis que está haciendo la universidad católica, no solamente cumple con un factor estético que es bastante bueno, sino también la parte funcional.



13.3 Planos

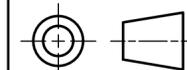




15	1	Recubrimiento Silicona Palma		Silicona RTV1500	
14	1	Recubrimiento Silicona Pulgar		Silicona Mixta (L20-1500)	
13	1	Recubrimiento Silicona Dedo 2		Silicona Mixta (L20-1500)	
12	2	Recubrimiento Silicona Dedo 1		Silicona Mixta (L20-1500)	
11	1	Palma B		Plástico ABS	
10	1	Palma A		Plástico ABS	
9	1	Regulador		Plástico ABS	
8	4	Pin		Plástico ABS	
7	1	Muñeca		Plástico ABS	
6	1	Falange Proximal Pulgar		Plástico ABS	
5	1	Falange Distal Pulgar		Plástico ABS	
4	1	Falange Medio-Distal Dedo 2		Plástico ABS	
3	2	Falange Medio-Distal Dedo 1		Plástico ABS	
2	2	Falange Proximal Dedo 2		Plástico ABS	
1	1	Falange Proximal Dedo 1		Plástico ABS	
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
Diseño Industrial

MÉTODO DE PROYECCIÓN



Prótesis Malky

ESCALA

1:1.5

20100301

Bustamante Carvallo, Marlene Michele

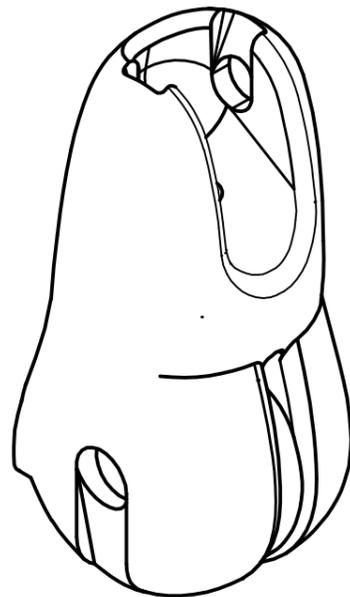
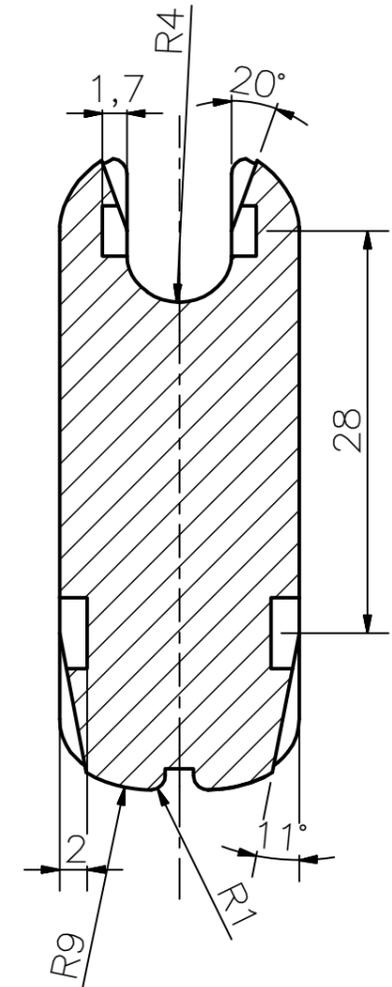
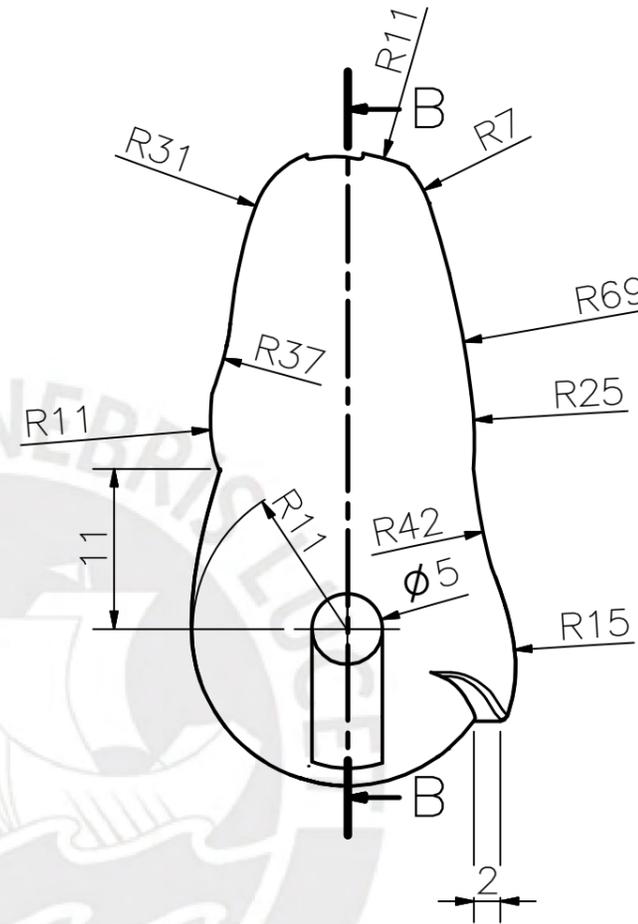
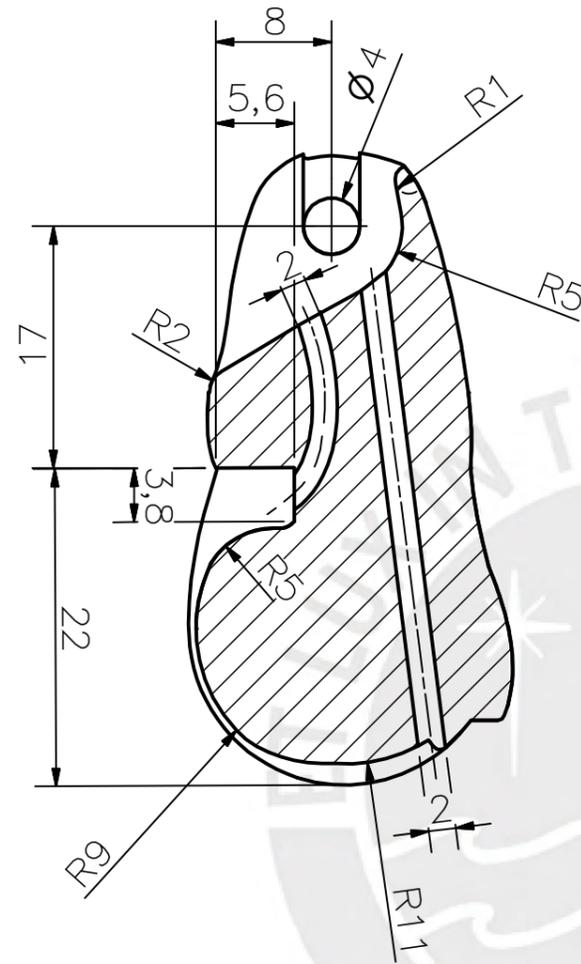
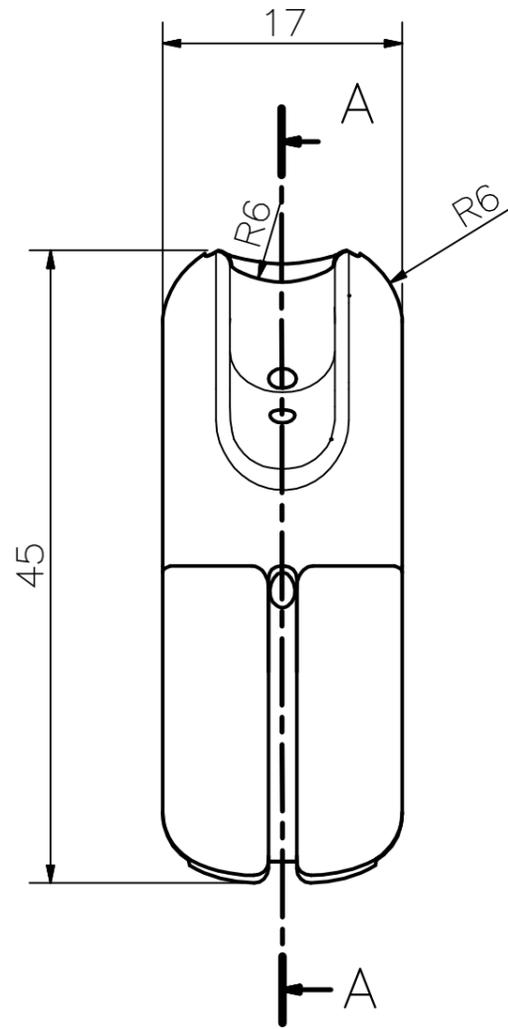
FECHA:
28.11.2017

COTA NOMINAL COTA MÁXIMA COTA MÍNIMA

LÁMINA:
A2

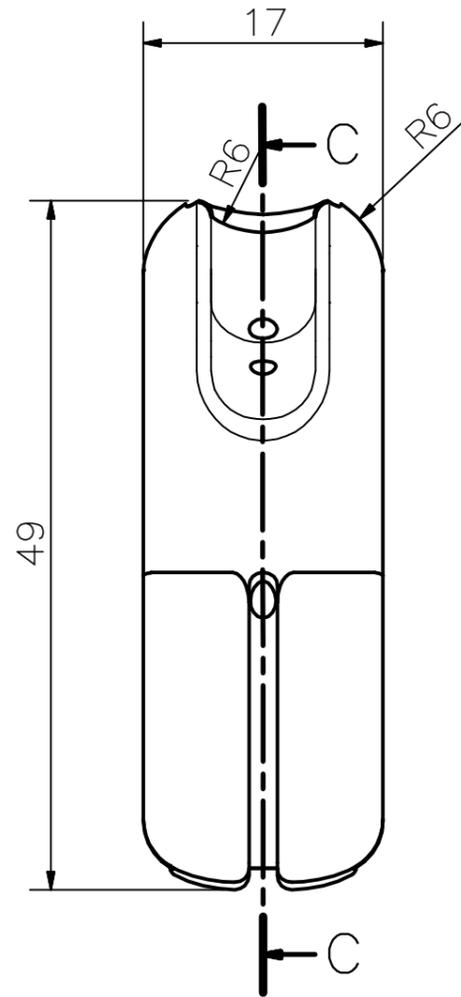
A-A (2 : 1)

B-B (2 : 1)

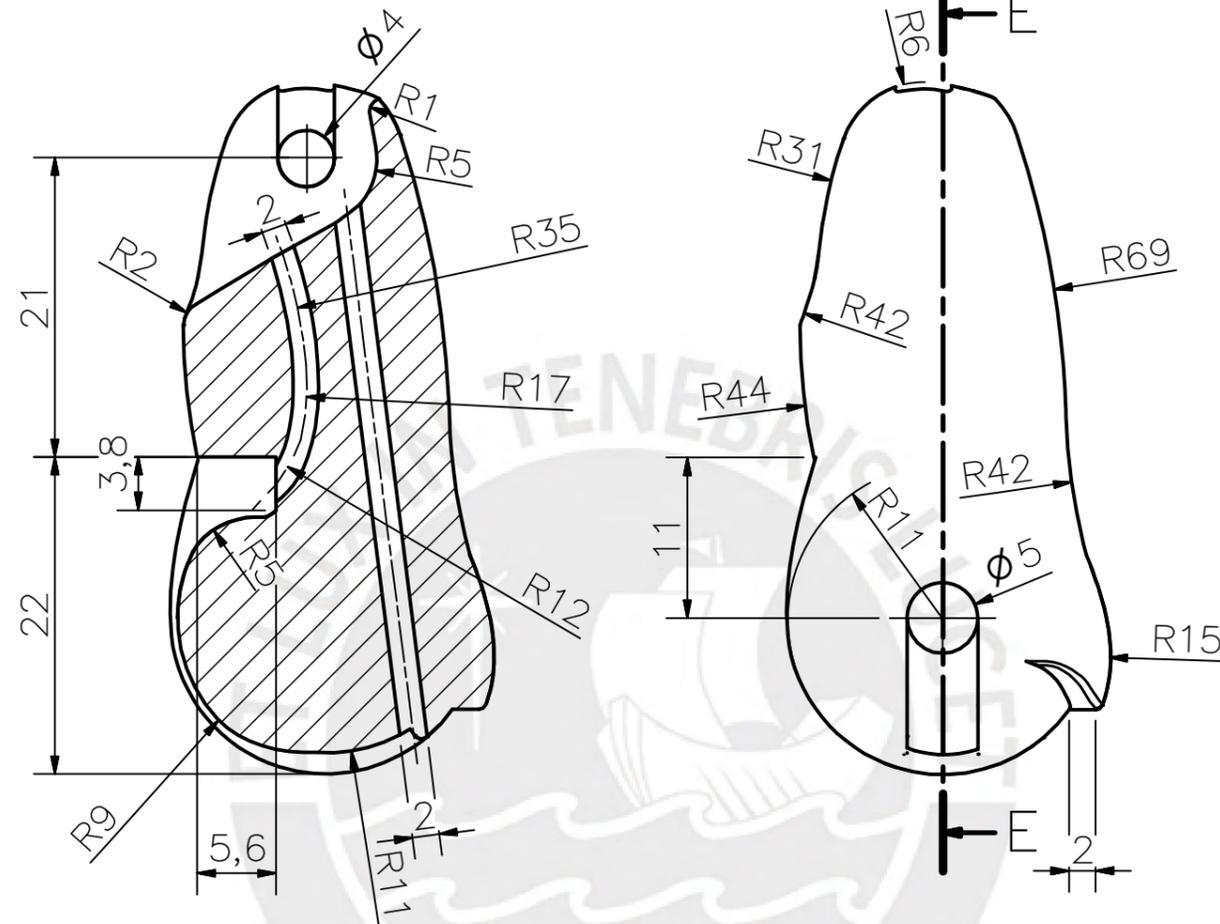


ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		Plástico ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Diseño Industrial		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	Falange Proximal Dedo1	ESCALA
		2:1
20100301	Bustamante Carvalho, Marlene Michele	FECHA: 20.11.2017
		LÁMINA: A3

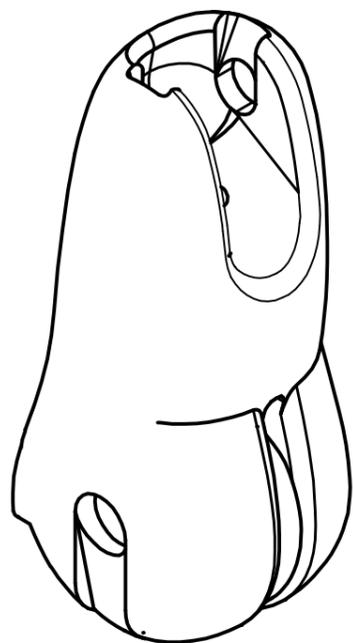
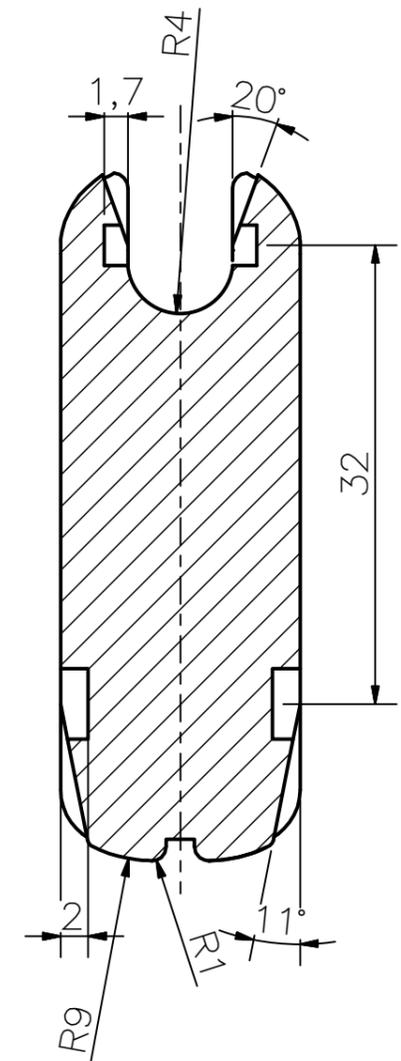
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA



C-C (2:1)

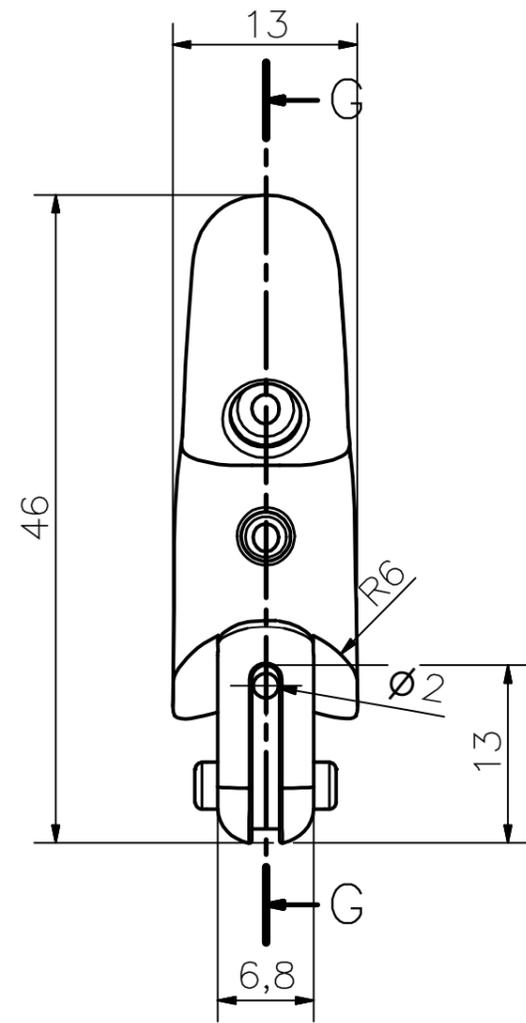


E-E (2:1)

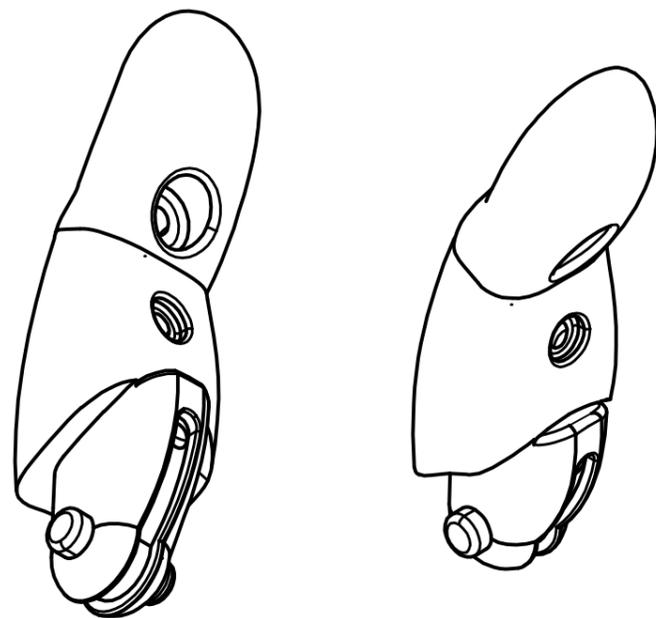
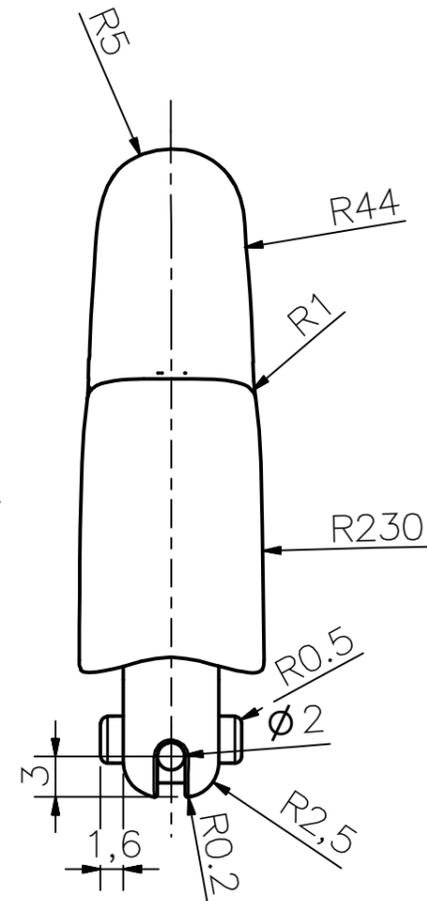
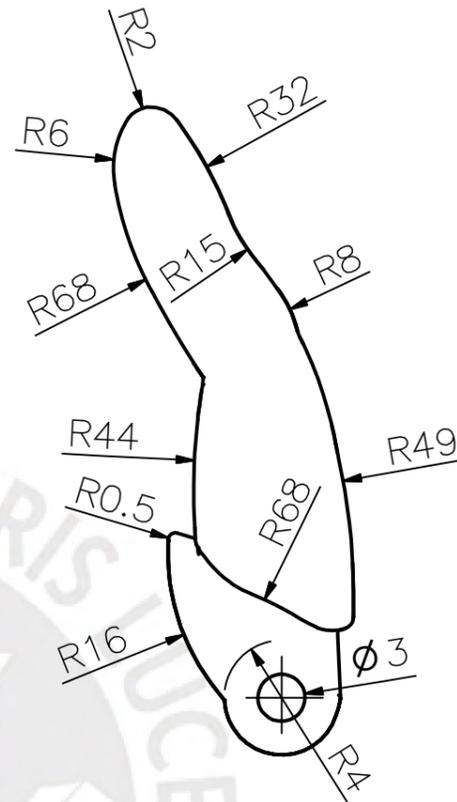
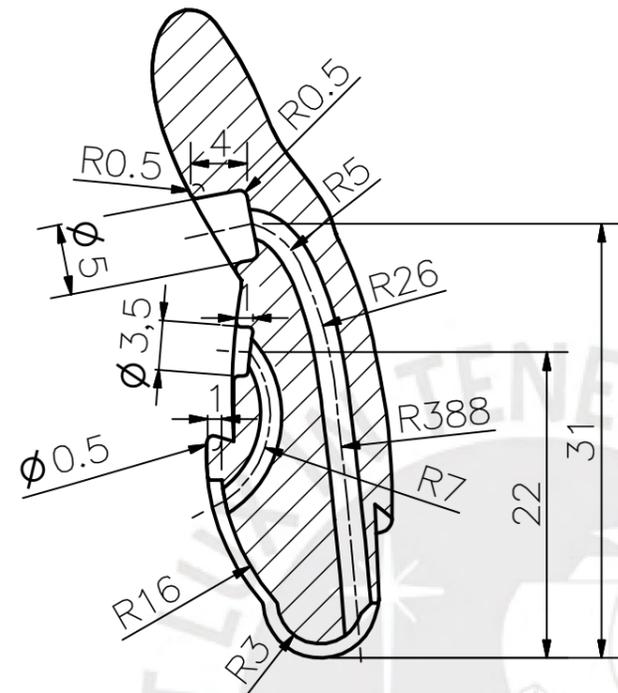


ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		Plástico ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Diseño Industrial		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	Falange Proximal Dedo 2	ESCALA
		2:1
20100301	Bustamante Carvallo, Marlene Michele	FECHA: 27.11.2017
		LÁMINA: A3

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA



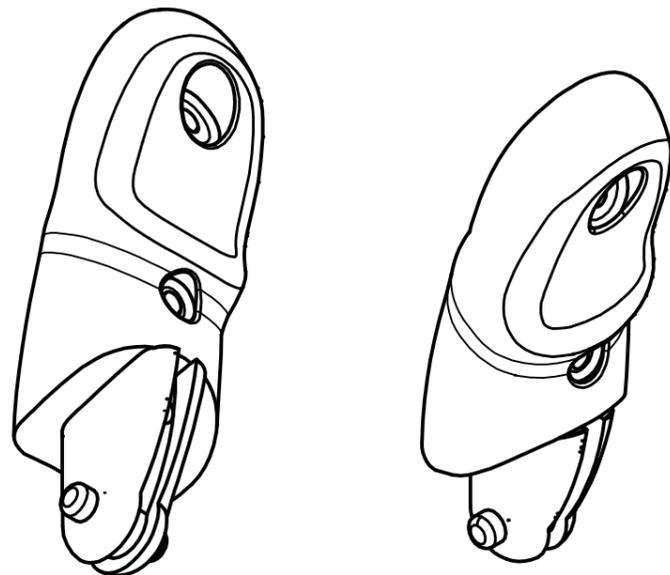
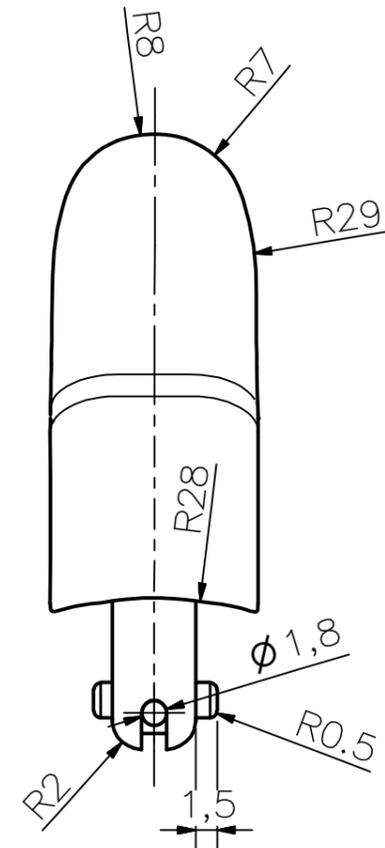
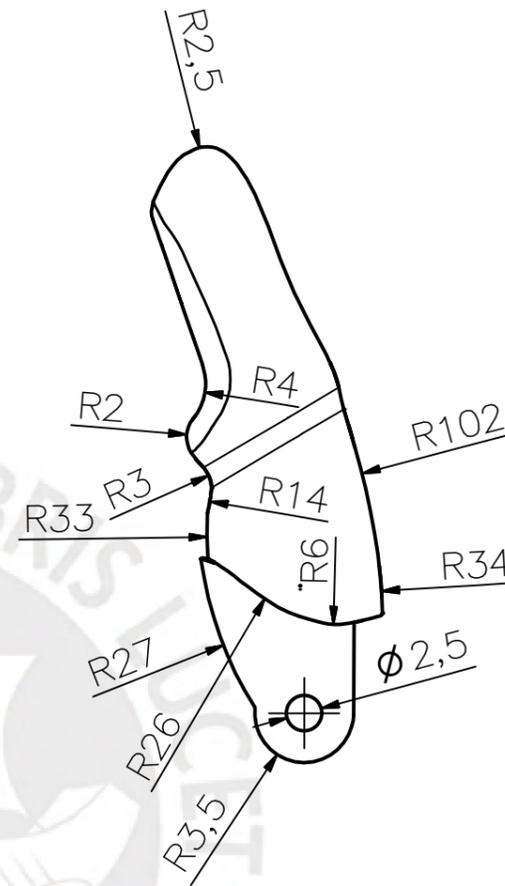
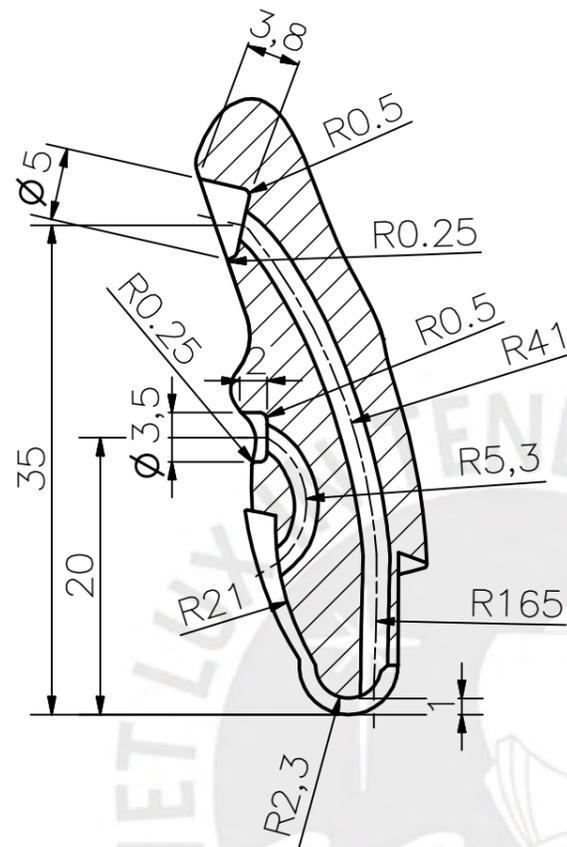
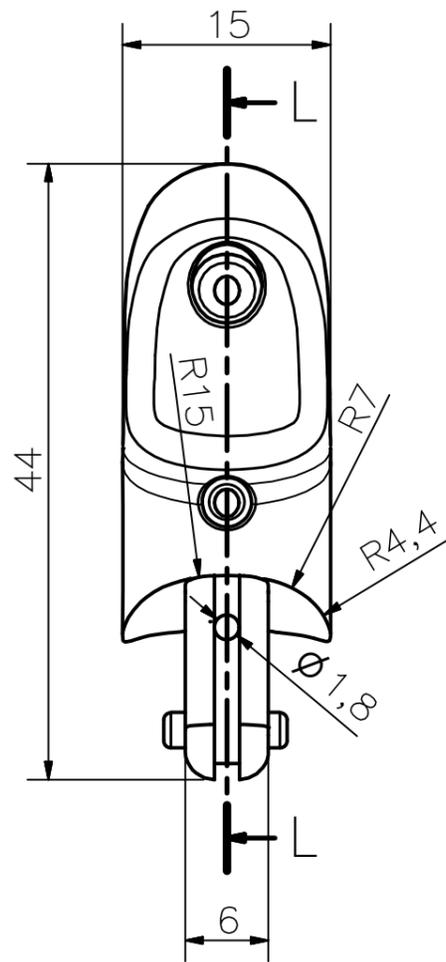
G-G (2:1)



ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		Plástico ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Diseño Industrial		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	Falange Medio-Distal Dedo 1	ESCALA
		2:1
20100301	Bustamante Carvallo, Marlene Michele	FECHA: 27.11.2017
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		LÁMINA: A3

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

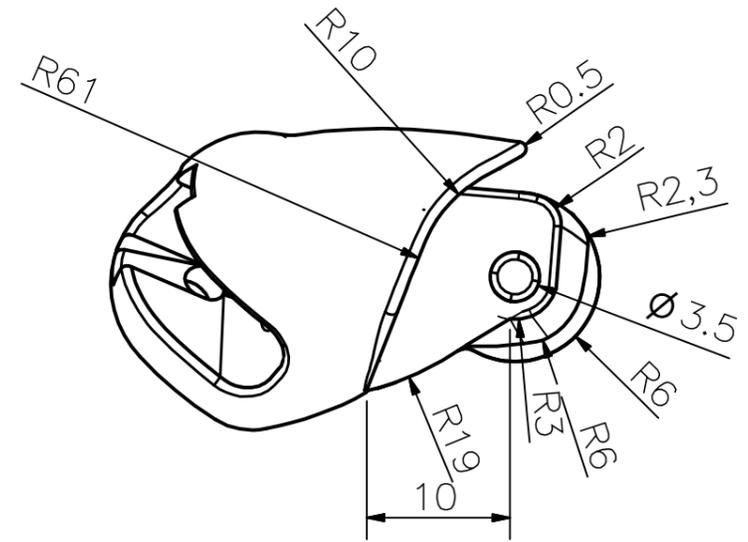
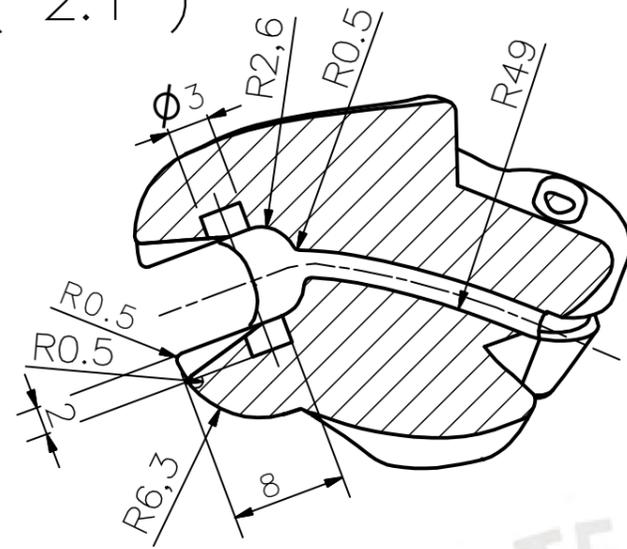
L-L (2 : 1)



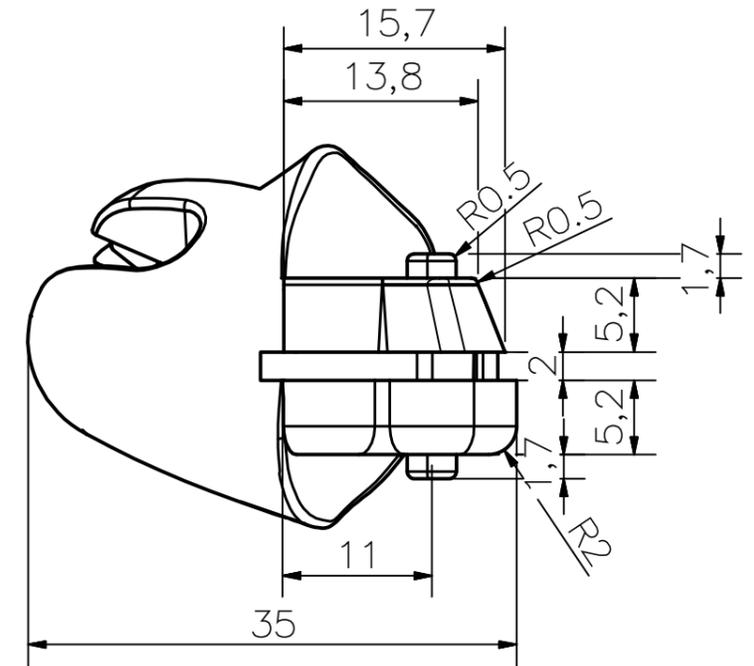
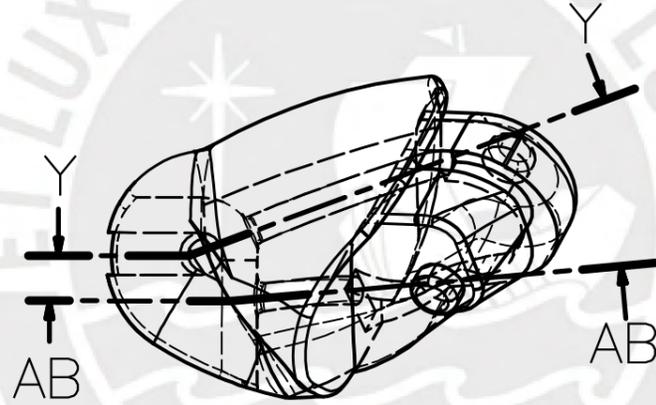
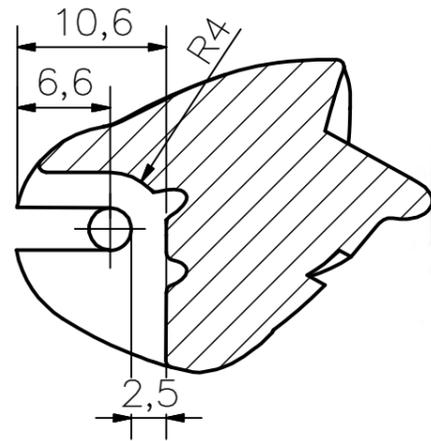
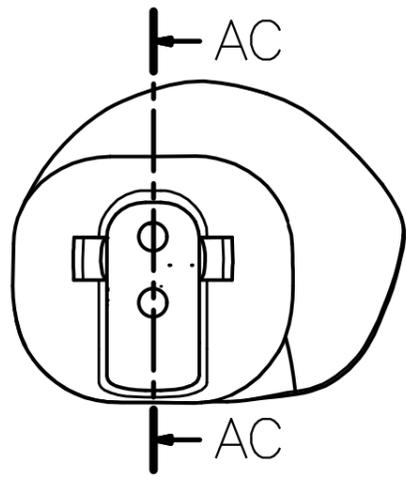
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		Plástico ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Diseño Industrial		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	Falange Distal Pulgar	ESCALA
		2:1
20100301	Bustamante Carvalho, Marlene Michele	FECHA: 28.11.2017
		LÁMINA: A3

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

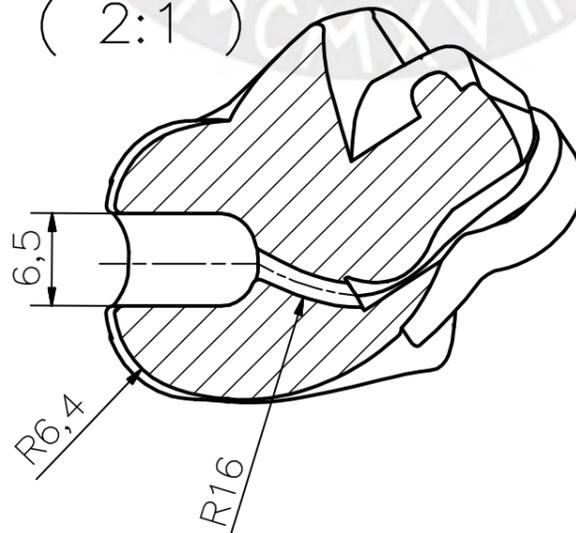
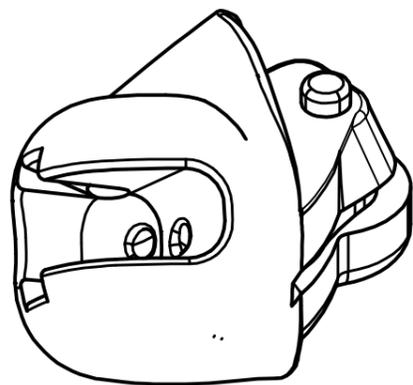
Y-Y (2:1)



AC-AC (2:1)

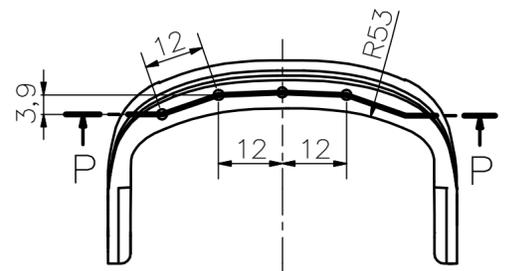


AB-AB (2:1)



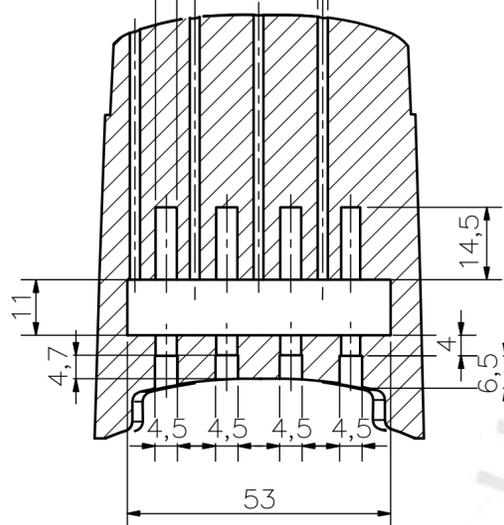
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		Plástico ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Diseño Industrial		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	Falange Proximal Pulgar	ESCALA
		2:1
20100301	Bustamante Carvalho, Marlene Michele	FECHA: 28.11.2017
		LÁMINA: A3

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

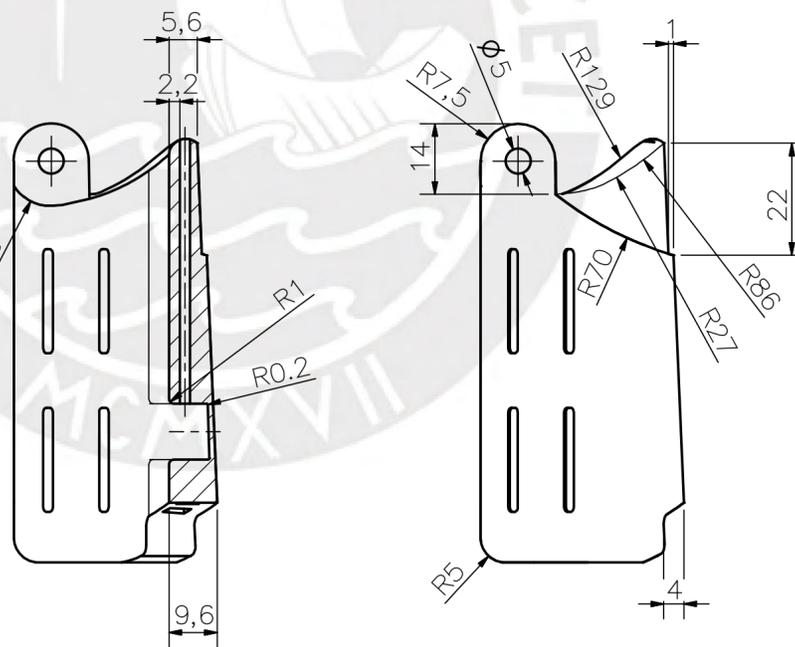


P-P (1: 1)

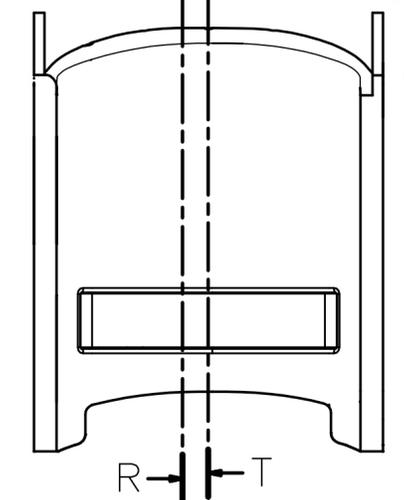
(x4)∅4,2 (x4)∅2



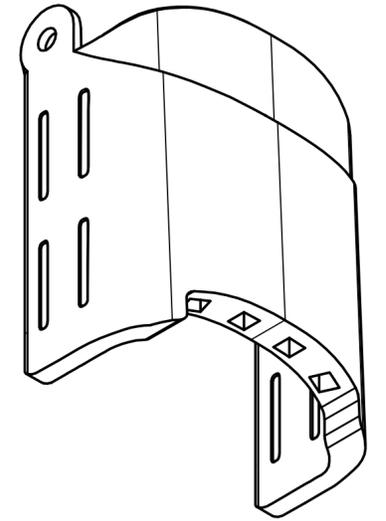
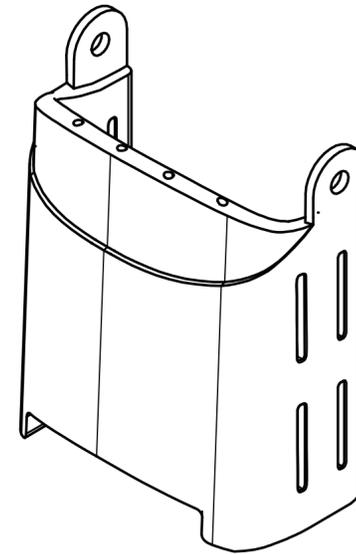
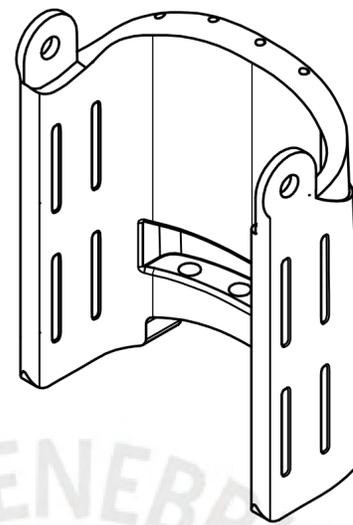
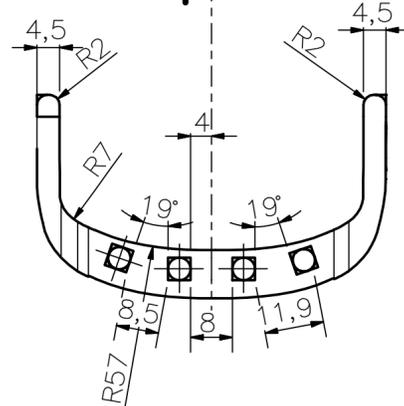
T-T (1: 1)



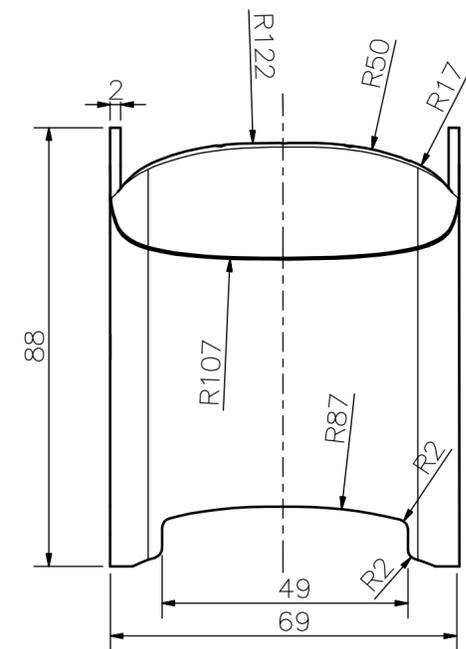
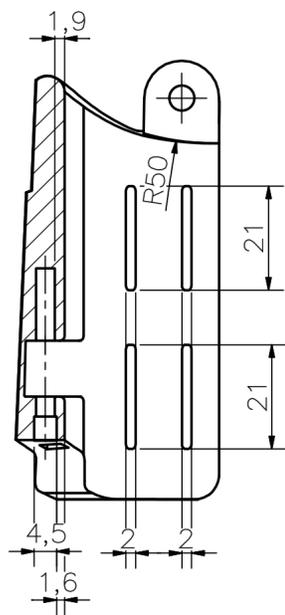
R-T



R-T

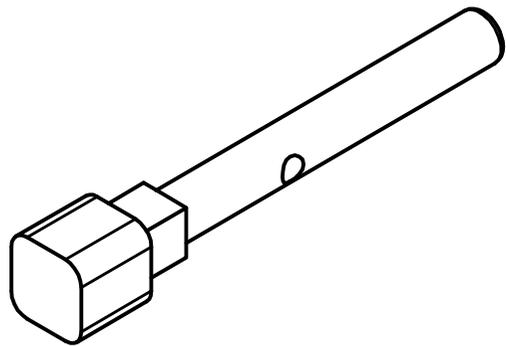
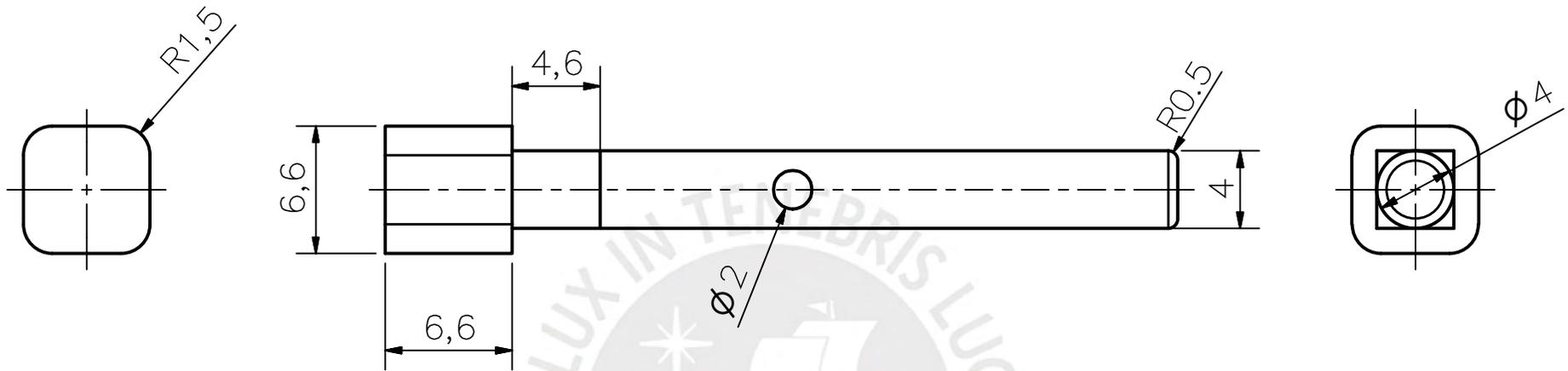


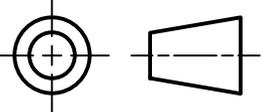
R-R (1: 1)



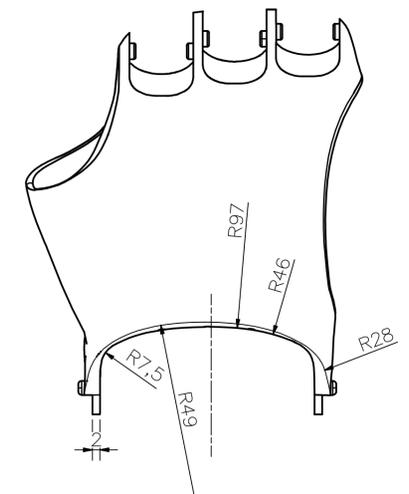
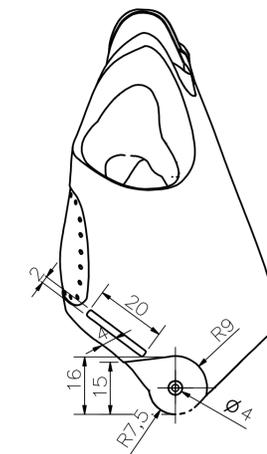
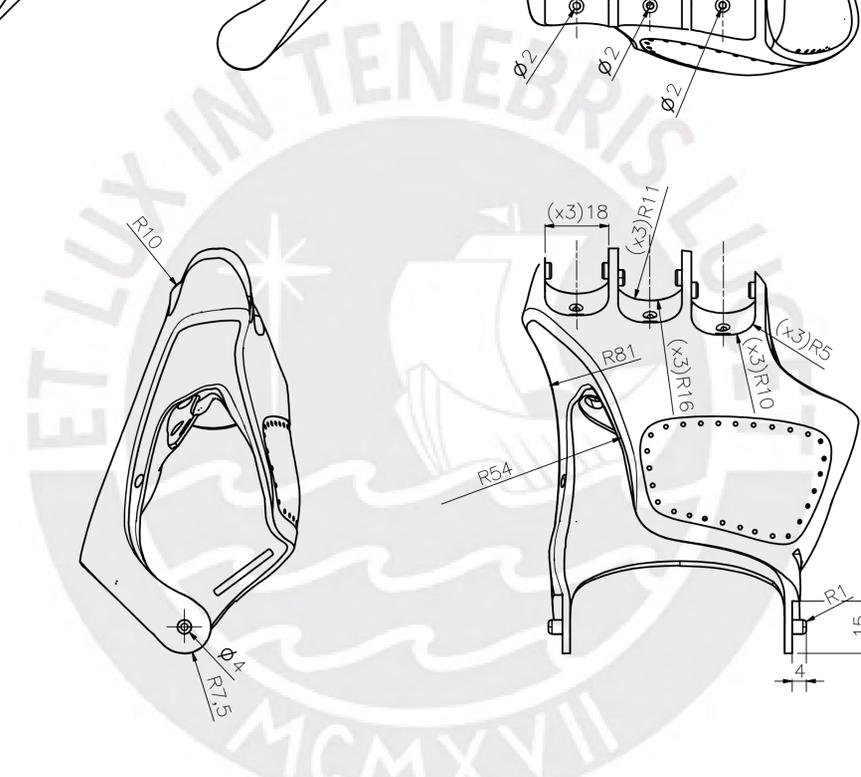
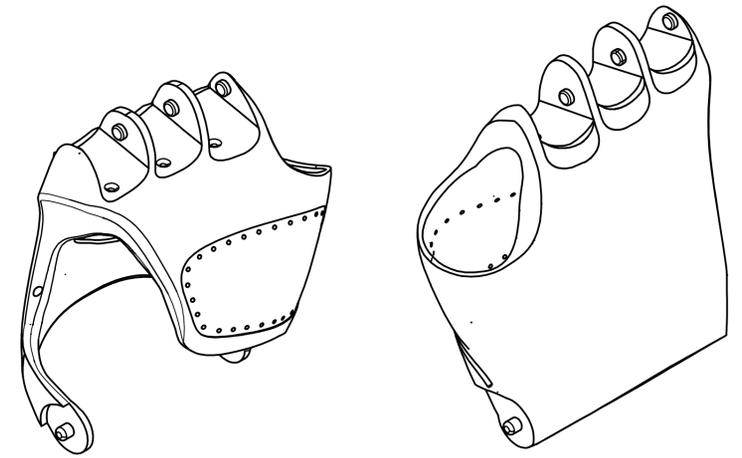
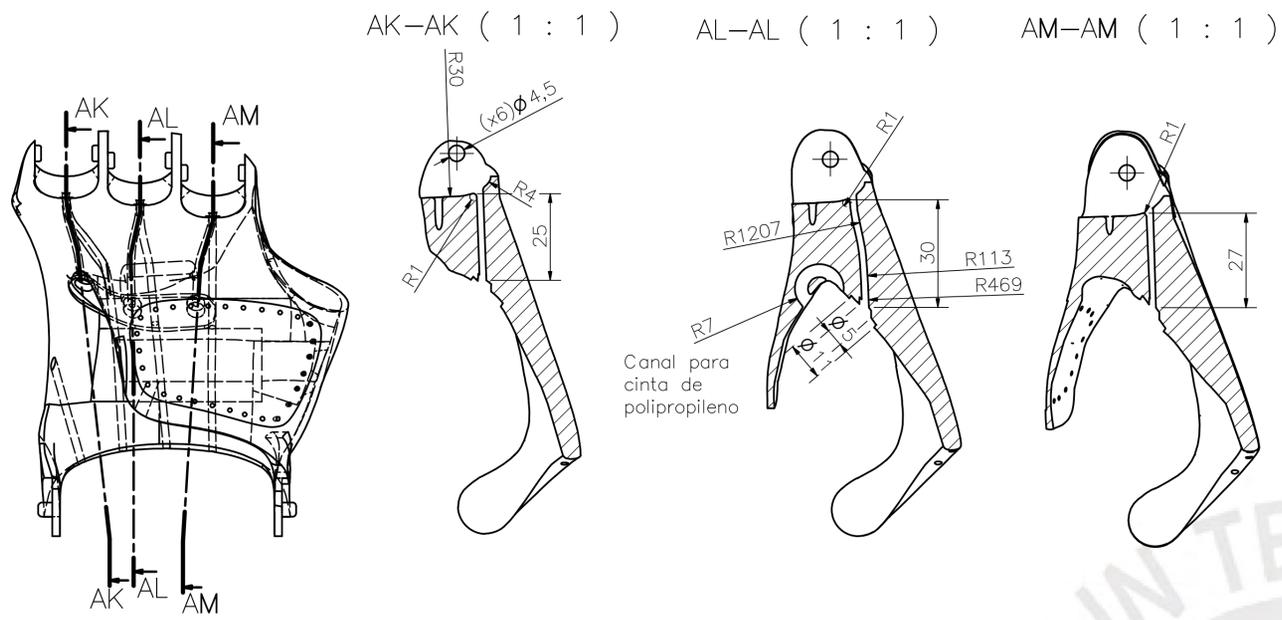
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		Plástico ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Diseño Industrial		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	Muñeca	ESCALA
		1:1
20100301	Bustamante Carvallo, Marlene Michele	FECHA: 28.11.2017
		LÁMINA: A2

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

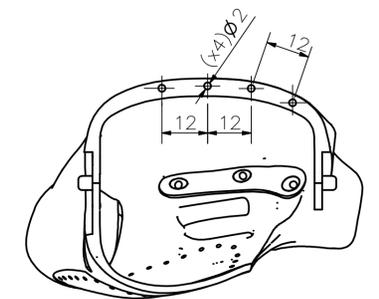
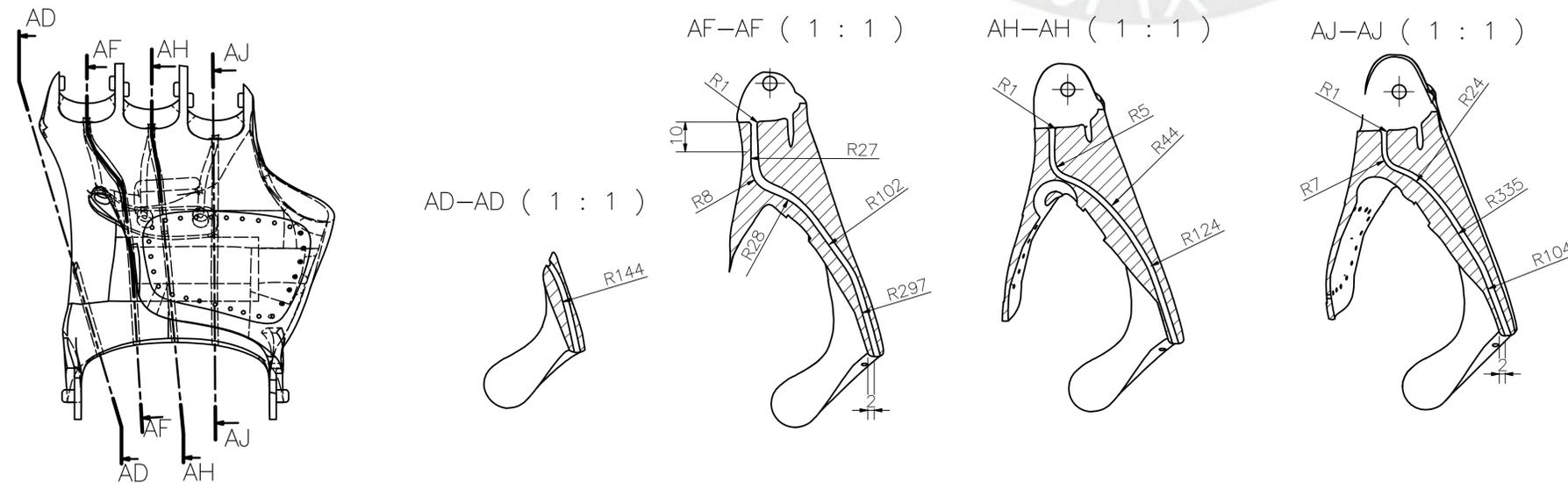


ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		Plástico ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Diseño Industrial		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	Pin	ESCALA
		3:1
20100301	Bustamante Carvallo, Marlene Michele	FECHA: 28.11.2017
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		LÁMINA: A4

Canales donde pasan los cables flexibles



Canales donde pasan los cables rígidos

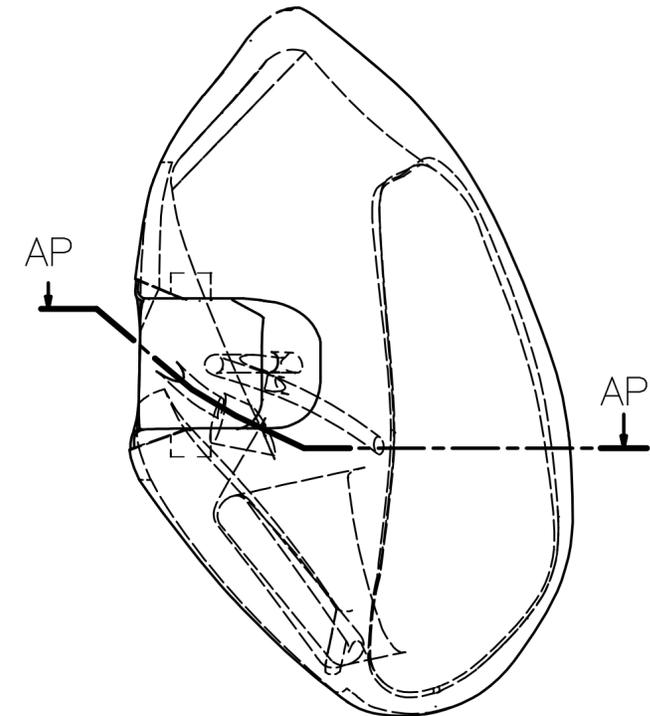
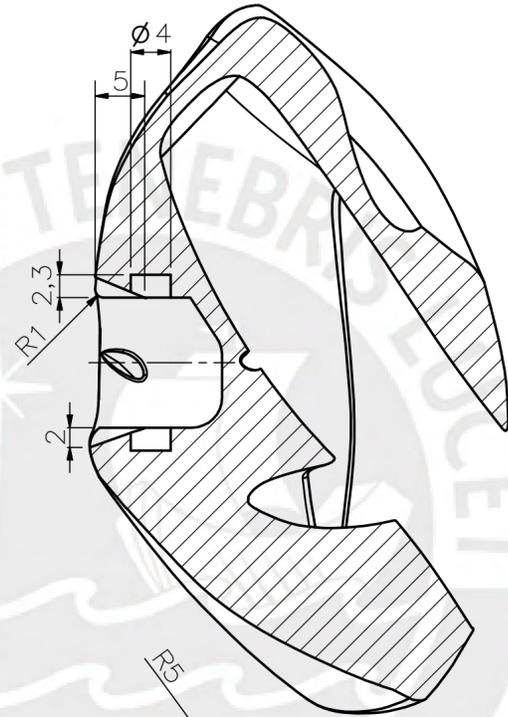
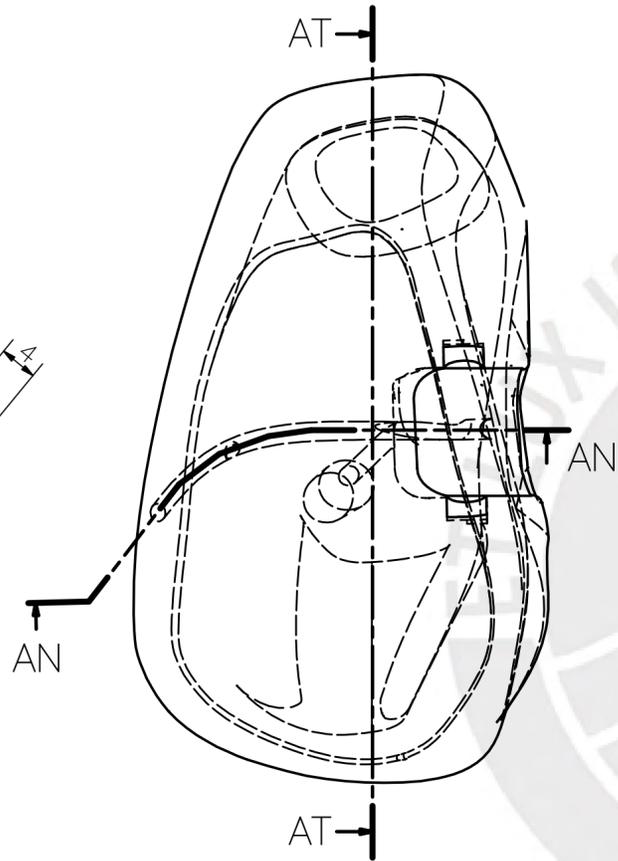
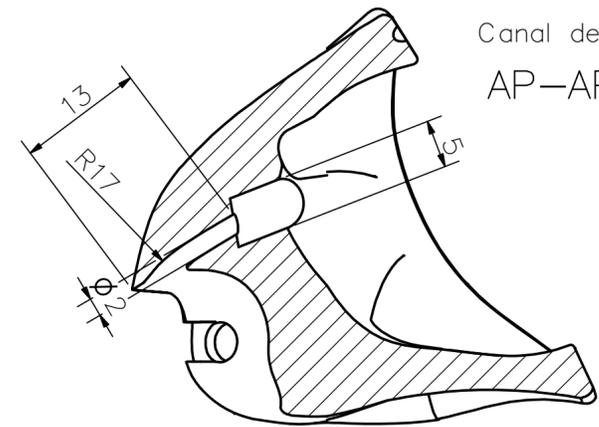
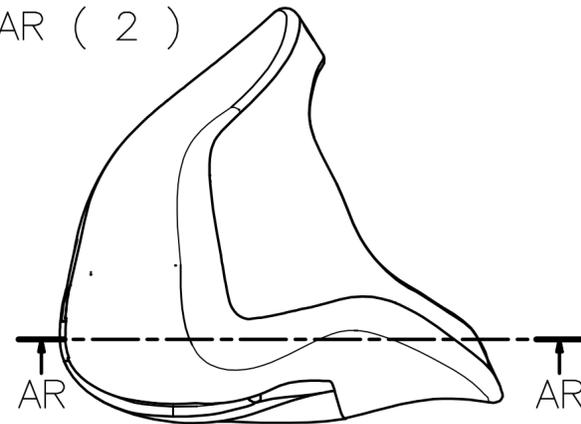
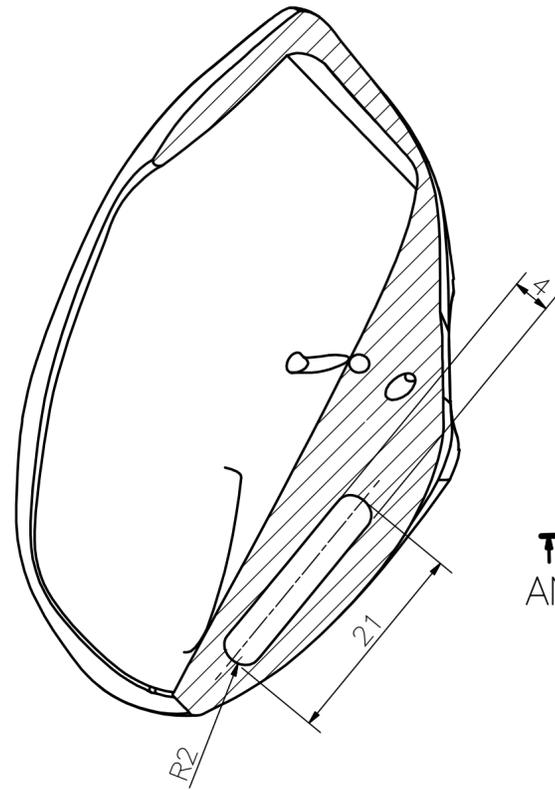


ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		Plástico ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
Diseño Industrial		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	ESCALA	
	Palma A	1:1
20100301	Bustamante Carvalho, Marlene Michele	FECHA: 28.11.2017
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		LÁMINA: A1

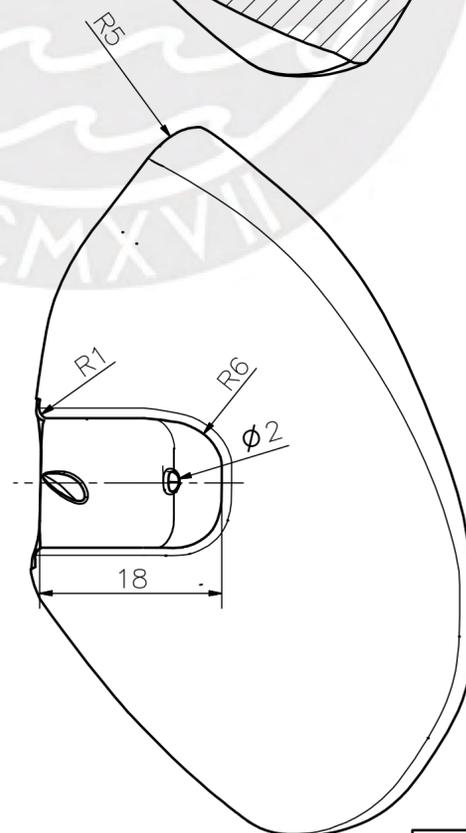
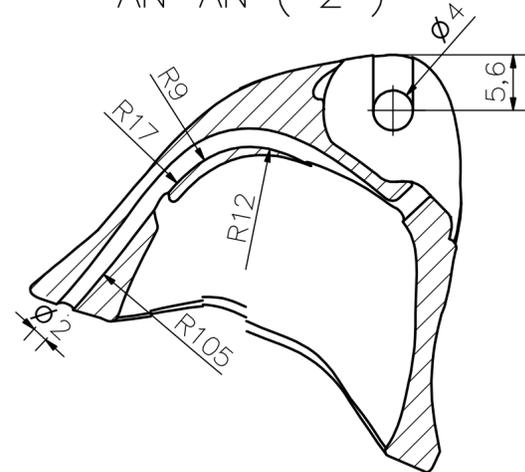
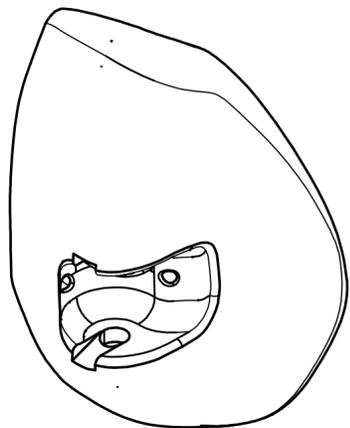
Canal para
cinta de polipropileno
AT-AT (2)

AR-AR (2)

Canal de cable flexible
AP-AP (2)



Canal de cable rígido
AN-AN (2)



ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		Plástico ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Diseño Industrial		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	Palma B	ESCALA
		2:1
20100301	Bustamante Carvallo, Marlene Michele	FECHA: 28.11.2017
		LÁMINA: A2

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA