

04 de enero de 2022

H. Consejo Divisional
Ciencias y Artes para el Diseño
Presente

La **Comisión encargada de la revisión, registro y seguimiento de los proyectos, programas y grupos de investigación, así como de proponer la creación, modificación, seguimiento y supresión de áreas de investigación, para su trámite ante el órgano colegiado correspondiente**, da por recibido el Primer Reporte del Proyecto de Investigación N-522 “Diseño de prótesis mecánica de miembro superior a nivel transradial o desarticulación de muñeca”, la responsable es la Mtra. Haydeé Alejandra Jiménez Seade, adscrito al Programa de Investigación P-058 “Diseño, desarrollo y producción de sistemas de servicios de atención a personas con discapacidad”, que forma parte del Área de Investigación “Factores del Medio Ambiente Artificial y Diseño” que presenta el Departamento del Medio Ambiente.

Los siguientes miembros estuvieron presentes en la reunión y dieron por recibido el Primer Reporte: Dr. Luis Jorge Soto Walls, Mtra. Sandra Luz Molina Mata, Mtra. Mónica Elvira Gómez Ochoa, Mtra. Karla María Hinojosa De la Garza, Alumna Paola Isabel del Carmen Vives Robledo y los Asesores Dr. Fernando Rafael Minaya Hernández y Mtro. Luis Yoshiaki Ando Ashijara.

Atentamente
Casa abierta al tiempo



Mt

Coordinadora de la Comisión



JDMA. 375/12.2021

Ciudad de México, a 1 de diciembre de 2021

Mtro. Salvador Ulises Islas Barajas

Presidente del H. Consejo Divisional
División de Ciencias y Artes para el Diseño
P r e s e n t e

Estimado Mtro. Islas,

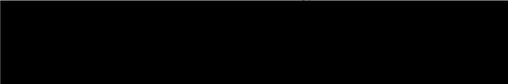
Por este medio me permito presentar al H. Consejo Divisional que usted preside, el **1er Reporte** equivalente al **60%** de avance del proyecto de investigación:

N-522 Diseño de prótesis mecánica de miembro superior a nivel transradial o desarticulación de muñeca

cuyo responsable es la **Mtra. Haydeé Alejandra Jiménez Seade**, miembro del Área de Investigación: **Factores del Medio Ambiente Artificial y Diseño**,

Sin más por el momento, hago propicia la ocasión para enviarle un cordial saludo.

Casa abierta al tiempo



Mtro. Luis Yoshiaki Ando Ashijara
Jefe del Departamento del Medio Ambiente

C.c.p.

Mtra. Haydeé Alejandra Jiménez Seade, Jefa del Área de Factores del Medio Ambiente Artificial y Diseño; Archivo

Ciudad de México, a 30 de noviembre de 2021
Oficio No. AFMAAD.21.41

Mtro. Luis Yoshiaki Ando Ashijara

Jefe del
Departamento de Medio Ambiente
P r e s e n t e

Por este medio me permito solicitar su apoyo para turnar ante la *Comisión encargada de la revisión, registro y seguimiento de los proyectos, programas y grupos de investigación, así como de proponer la creación, modificación, seguimiento y supresión de las áreas de investigación*, para el trámite correspondiente ante el H. Consejo Divisional de Ciencias y Artes para el Diseño, del 1er reporte equivalente al 60% de avance del proyecto de investigación:

- N-522 Diseño de prótesis mecánica de miembro superior a nivel transradial o desarticulación de muñeca

El reporte se entrega conforme a los aspectos solicitados en el numeral 3.1.4.1. de los *Lineamientos para la Investigación de la División de Ciencias y Artes para el Diseño, Registro y Seguimiento de las Áreas, Grupos, Programas y Proyectos*.

Agradezco de antemano su atención y reciba un cordial saludo.

A t e n t a m e n t e

“Casa Abierta al tiempo”



M.D.I. Haydeé A. Jiménez Seade

Jefa del Área de Factores del
Medio Ambiente Artificial y Diseño
Departamento de Medio Ambiente



N-522

Diseño de prótesis mecánica de miembro superior a nivel transradial o desarticulación de muñeca

PRIMER REPORTE

Departamento de Medio Ambiente | Área de Factores del Medio Ambiente Artificial y Diseño |
Laboratorio de Ergonomía
Noviembre 2021

Índice

Diseño de prótesis mecánica de miembro superior a nivel transradial o desarticulación de muñeca.....	0
Responsable	2
Participantes	2
Colaboradores.....	2
Vigencia	2
Resumen de la propuesta. Planteamiento general del problema.....	3
Objetivos.....	4
Objetivo general.....	4
Objetivos específicos.....	4
Avance de la investigación con base en el plan de trabajo original.....	4
Estado del avance	5
Recopilación de información bibliográfica.....	5
Extremidad superior (García-Porrero, Hurlé, 2005).....	5
Músculos y fascias	5
Movimiento articular	6
Problematización: análisis de la información, planteamiento del problema y objetivos ...	9
Estado del arte y análisis de productos existentes	11
Comprensión del funcionamiento de las prótesis convencionales y las partes que la conforman	11
Revelaciones de entrevistas y observaciones	12
Requerimientos de diseño	19
Levantamiento antropométrico de usuarios.....	19
Alternativas, mecanismos y materiales	22
Materiales.....	22
Equipos.....	22
Software.....	23
Diseño de propuestas, modelado 3D y prototipado rápido.....	23
Pruebas con el usuario y análisis de experiencia.....	30
Conclusiones parciales	34
Bibliografía.....	38

Responsable

Haydée Alejandra Jiménez Seade

Participantes

Jesús Eugenio Ricardez Sánchez

Luis Yoshiaki Ando Ashijara

Areli García González

Ruth Alicia Fernández Moreno

Colaboradores

Sánchez Mejía Alejandra

Tovar Martínez Cristian

Vigencia

Aprobado en la Sesión 605 Ordinaria del Cuadragésimo Sexto Consejo Divisional, celebrada el 27 de enero de 2021 como parte del Programa P-058 “Diseño, desarrollo y producción de sistemas y servicios de atención a personas con discapacidad” con vigencia de noviembre de 2020 a julio de 2022.

Resumen de la propuesta. Planteamiento general del problema

México es un país que no procura la rehabilitación de personas que viven con discapacidad por ausencia de uno o varios miembros. Dicha afirmación es atribuible a la insuficiencia del sistema de salud pública ante la creciente demanda de prótesis, a la falta de personal capacitado y a los altos costos de producción, entre muchos otros factores.

Diariamente en el país se realizan 75 amputaciones, es decir, más de 25 000 personas al año se suman a tener que vivir con la ausencia de uno o más miembros (Vázquez, 2016). Si bien de esta cifra, únicamente el 16% son amputaciones traumáticas causadas por accidentes, dichos eventos se presentan principalmente en niños y adolescentes durante la manipulación de herramientas manuales o artefactos del hogar (Híjar, 2016).

En un país donde ya es difícil que un adulto tenga acceso a una prótesis que realmente le funcione como elemento rehabilitador, para los niños las posibilidades se reducen incluso más. Son muy pocas las instituciones capacitadas para fabricar prótesis especiales para niños, el acceso a los componentes ideales es reducido y el costo de importación es alto, por tanto, en la mayoría de los casos, el usuario termina recibiendo versiones en miniatura de modelos protésicos con piezas originalmente pensados para ser manipulados por una persona adulta. Y esto repercute negativamente en la salud tanto física como mental del infante.

A través del uso de metodologías de diseño, el presente trabajo tuvo como objetivo diseñar una prótesis ergonómica, segura y asequible, de miembro superior a nivel transradial para niños de 6 a 11 años como alternativa a las prótesis funcionales disponibles actualmente en el mercado mexicano, que promueva la disminución de las lesiones accidentales autoinfligidas.

Para desarrollar la metodología se emplearon las filosofías de Diseño Centrado en el Usuario y Design Thinking, con enfoque cualitativo en orden de comprender el fenómeno desde la perspectiva de los usuarios y en relación con su contexto específico. Las herramientas empleadas fueron la entrevista y la observación directa e indirecta con el objetivo de identificar las dificultades físicas que enfrentaban con las prótesis convencionales y los atributos estéticos a los que daban prioridad por encima de la funcionalidad. Posteriormente, se empleó el prototipado rápido de propuestas y

la retroalimentación directa e indirecta del usuario, quien descartó los requerimientos no deseables y guió el camino para concluir con una prótesis mecánica.

Objetivos

Objetivo general

Desarrollar una prótesis mecánica para miembro superior a nivel transradial o de desarticulación que favorezca la prensión gruesa

Objetivos específicos

- Integrar la mayor cantidad de criterios ergonómicos posibles en un mismo sistema protésico sin repercusiones económicas para el usuario
- Incorporar procesos de fabricación digital en el proceso

Avance de la investigación con base en el plan de trabajo original

Se presenta a continuación el plan de trabajo con las actividades cubiertas hasta ahora resaltadas en color azul, se puede observar que el reporte corresponde al 60% del avance. (Nathalia Suárez-Sanabria, 2013)

2020-2121														
ACTIVIDAD	Nov (20)	Dic (20)	Ene (21)	Feb (21)	Mar (21)	Abr (21)	May	Jun (21)	Jul (21)	Ago (21)	Sept (21)	Oct (21)	Nov (21)	Dic (21)
Recopilación de la información	■	■												
Problematización			■											
Estado del arte				■	■									
Requerimientos de diseño						■								
Alternativas mecanismos y materiales						■	■							
Propuestas de uso y función							■							
Modelado 3D y prototipado rápido								■	■					
Pruebas con usuario y análisis de experiencia										■	■	■		
Análisis factibilidad de uso y función												■		
Optimización													■	
Fabricación de prototipo													■	■

2022							
ACTIVIDAD	Ene (22)	Feb (22)	Mar (22)	Abr (22)	May (22)	Jun (22)	Jul (22)
Pruebas finales de uso, función y estética							
Análisis de resultados							
Integración de informes de avances del proyecto							
Integración de documentos del proyecto							
Informe final							

Estado del avance

A continuación se presenta el desarrollo o estado del avance, mismo que engloba el 60% de progreso en el proceso de investigación.

Recopilación de información bibliográfica

Extremidad superior (García-Porrero, Hurlé, 2005)

Cuando los humanos lograron la marcha bípeda durante la evolución, las extremidades superiores se deshicieron de la función de apoyo de los cuadrúpedos y se especializaron en movimientos extensos y precisos. El resultado de estos eventos es que, a diferencia de los miembros inferiores, los miembros superiores tienen huesos más ligeros, articulaciones menos estables y menos movilidad.

Desde un punto de vista funcional, las extremidades están organizadas en múltiples segmentos articulares, estos segmentos incluyen:

- Una plataforma que conecta el torso y las correas de los hombros, conectados por la cintura escapular formada por los huesos de la clavícula y la escápula.
- La parte móvil del húmero y sus articulaciones en el hombro, es decir, el brazo
- La segunda parte móvil, el antebrazo, está compuesto por el cúbito o ulna y el radio, que están articulados entre sí y conectados a través de la articulación del codo
- Finalmente, la mano, que se conecta al antebrazo en la articulación de la muñeca, e incluye los huesos y articulaciones del hueso de la muñeca, hueso metacarpiano y falange, que constituyen el soporte óseo del dedo.

Músculos y fascias

Se agrupan de acuerdo a la siguiente clasificación:

- Músculos que unen la extremidad superior al tronco
- Músculos periarticulares del hombro
- Músculos del antebrazo
- Músculos de la mano

Movimiento articular

Articulaciones de la cintura escapular

Unión entre el tronco y la extremidad produce desplazamientos de la escápula que habitualmente potencian los movimientos de la articulación del hombro como son:

- Elevación y descenso
- Protracción y retracción
- Rotación

Articulación esternoclavicular

Unión entre la clavícula y el esternón en silla de montar, amortigua las fuerzas que actúan sobre la articulación y mantiene en posición los elementos óseos durante la estática.

Articulación acromioclavicular

Unión entre la clavícula y escápula plana, estabiliza los movimientos individuales en cada unión articular

Articulación escapulotorácica

Unión entre escápula y pared torácica, ofrece desplazamientos de la escápula, mismos que repercuten en la función del hombro

Articulación escapulohumeral

Unión entre la escápula y el húmero de tipo esférico o enartrosis lo que confiere al húmero mayor libertad de movimientos:

- Abducción y aducción entre 100 y 120°, más 55 a 65° que dependen de la rotación externa de la escápula
- Flexión, hasta 90°, y extensión, entre 50 a 60°
- Rotación interna de 55° y externa de 35°

Articulaciones del codo

A diferencia del hombro es una de las articulaciones más estables del organismo, con articulación doble, una a tres pares:

Articulaciones humerocubital y humeroradial

Unión entre la cabeza inferior del húmero y las apófisis superiores de los huesos radio y ulna conforman una articulación de bisagra

- Flexoextensión de 145° a 163°

Articulación radiocubital

Unión entre la parte superior de los huesos, el movimiento entre ambos huesos es provocado por la articulación troclear.

- Pronosupinación con flexión en codo entre 140 a 150°
- Pronosupinación con extensión en codo hasta 360°

Articulaciones de la mano

Está formada por múltiples huesecillos que se comportan de forma individual como un rompecabezas con movilidad discreta destinada a darle flexibilidad, plasticidad, soporte y facilidad de movimientos que brindan hasta 2° de libertad.

Complejo articular de unión al antebrazo

Confiere elasticidad a la mano, se complementan con las pronosupinaciones del antebrazo, de este modo permite que la unión entre el antebrazo y mano se comporte como si fuese una articulación esférica, salvo que individualmente cada una consigue una estabilidad mayor que en las articulaciones esféricas, permite que se realicen movimientos de:

- Flexión y extensión entre 85 y 90° cada una
- Abducción hasta 45° y aducción 15° (separación-aproximación ó lateralización)

Articulaciones intercarpianas

Unión de la primera fila del carpo entre sí por sus caras laterales y articulaciones de la segunda fila del carpo entre sí y con la primera fila formando un bloque o complejo articular común, confieren elasticidad a todo el conjunto.

Articulación radiocarpiana

Unión entre radio y cúbito y la primera fila del carpo, es la que permite la flexoextensión y separación-aproximación. El pulgar se une de forma tal que queda liberado para darle la capacidad de oposición y soporte a los cuatro dedos.

Complejo de soporte de los dedos

Se encuentra dividido por un sector interno formado por los cuatro últimos dedos, que poseen patrones funcionales prácticamente iguales y un sector externo formado por el pulgar.

Articulaciones carpometacarpianas

Son las uniones de articulación plana entre la cara distal de la segunda fila del carpo y la cara proximal de los cuatro metacarpianos

Articulaciones intermetacarpianas

Son las articulaciones planas que se establecen entre las caras laterales de las bases de los cuatro últimos metacarpianos

Dinámica funcional

Las articulaciones metacarpofalángicas poseen 2° de movilidad activa: flexoextensiones y movimientos de separación/aproximación (abducción/aducción). Además, pasivamente pueden realizar pequeñas rotaciones.

La flexión es la posición de cierre de la articulación para conseguir máxima eficacia en la prensión. En esta posición, los ligamentos laterales, como se ha dicho, adquieren máxima tensión, lo que prácticamente impide que se puedan producir los movimientos de separación/aproximación.

La flexión alcanza un poco menos de 90° en el índice y se va ampliando ligeramente en dirección al meñique. La extensión varía muy considerablemente en los diferentes individuos. De forma activa se puede alcanzar hasta un máximo de 50°, pero pasivamente en algunas personas se puede llegar a alcanzar los 90°.

Las fuerzas motoras flexoras

Son los músculos lumbricales y ayudados por los tendones del flexor común superficial y del profundo, así como de los músculos interóseos.

Las fuerzas motoras extensoras

Son el extensor de los dedos, al que haya que añadir el extensor del dedo índice y del meñique en el caso de estos dedos.

Los movimientos de aproximación y separación (abducción/aducción) tienen lugar según un eje anteroposterior que pasa por la cabeza del metacarpiano. Se considera al dedo anular como el eje de referencia. Es decir, los dedos se separan cuando se alejan del dedo anular y se aproximan en el movimiento contrario que los pone a todos en contacto. La amplitud del movimiento en extensión es de 30° , en flexión no sobrepasa los 10° .

Articulaciones del pulgar

El pulgar presenta rasgos morfológicos y funcionales que le diferencian del resto de los dedos. Dentro de estos rasgos cabe destacar los siguientes:

- Posee únicamente dos falanges, pero al mismo tiempo tiene un metacarpiano que se parece más a una falange que al resto de los metacarpianos
- Posee músculos específicos para realizar sus movimientos. Estos músculos comprenden músculos largos originados en el antebrazo y músculos cortos que se sitúan en la eminencia tenar de la mano
- Su movilidad es mayor que la del resto de los otros dedos
- Como detalle adicional de la especie humana, el pulgar es proporcionalmente mucho mayor que en los monos, lo que unido a su mayor movilidad le permite alcanzar el pulpejo de los otros dedos para establecer pinzas de precisión que no pueden realizar otras especies

Los movimientos principales son la flexión 40° , extensión 50° , separación 80° y aproximación además de rotaciones que acompañan a las fases finales de la flexoextensión.

Función prensil de la mano

La mano es el extremo funcional de la extremidad superior. Los movimientos de la mano en conjunto son extremadamente complejos, pero pueden clasificarse en movimientos prensiles, en los que agarra un objeto entre los dedos o entre los dedos y la palma de la mano y movimientos no prensiles, tales como empujar o elevar objetos sin agarrarlos.

- Prensión por oposición digitopamar (prensión en gancho). Es una forma muy básica de sujeción que no requiere la participación del pulgar
- Prensión interdigital laterolateral (prensión en tijeras). El objeto se sujeta por la formación de una pinza entre las caras laterales de los dedos
- Prensión de precisión. El pulgar participa en movimiento de oposición sujetando el objeto entre el pulpejo del pulgar y el de otro dedo
- Prensión de potencia. Se realiza entre la palma de la mano y los dedos, incluyendo al pulgar, que desempeña un papel fundamental en la sujeción, el pulgar realiza el movimiento de oposición excepto con la falange distal.

que se comporta como una prensión esférica pero cada unión de manera individual constituye una plataforma de anclaje de los dedos y posee la flexibilidad necesaria para complementar las pronosupinaciones del antebrazo y promover movimientos de prensión a través de:

Elementos articulares que dan movilidad individual a los dedos

Los segmentos medial y distal muestran diferencias entre el pulgar y el resto de los dedos

Problematización: análisis de la información, planteamiento del problema y objetivos

México es un país con graves deficiencias en la rehabilitación de personas que viven con discapacidad en sus extremidades, ya sea por amputación o de origen congénito.

Diariamente en el país se realizan 75 amputaciones, es decir, más de 25 000 personas al año se suman a tener que vivir con la ausencia de uno o más miembros (Vázquez, 2016). Llama la atención que si bien, las amputaciones traumáticas que se dan como resultado de accidentes, no representan más que el 16% del total de amputaciones anuales, dichos eventos se presentan principalmente en niños y adolescentes durante la manipulación de herramientas manuales o artefactos del hogar (Híjar, 2016). Así mismo, se suma a este fenómeno ocurrido a temprana edad, la prevalencia de imperfecciones congénitas responsables por la ausencia de las extremidades o presencia de extremidades incompletas en el recién nacido. (Vázquez, 2016)

Vivir sin una extremidad es una experiencia física y emocional devastadora, sin embargo, se vuelve especialmente desafiante cuando esta situación se vive durante la infancia ya que, no solo afecta al individuo, sino a toda la familia y particularmente a los padres, a quienes suele costarles aceptar la nueva situación de vida que su hijo tendrá que atravesar, ver Figura 1. (Smith, 2006)



Figura 1. Primer acercamiento por parte de los familiares de niño con malformación para conocer más detalles acerca de esta propuesta de protetización.

Desde la perspectiva epidemiológica, la ausencia de un miembro corporal ya sea por amputación o deficiencia congénita, en niños y adolescentes tiene mayor incidencia en miembros superiores que inferiores (Rosas, 2016). Cualquier nivel de amputación de miembro superior repercute en todos los aspectos de la vida de la persona afectada, provocando afectaciones funcionales, estéticas, psicológicas y socio-laborales, sobre todo si ocurren en edades tempranas. (López, 2009)

Cuando se habla de miembro superior, no se refiere únicamente a las funciones prensiles de la mano humana, sino a una amplia gama de funciones motrices, finas y de fuerza, o

como instrumento de interacción social y expresividad emocional. Mismas que luego de una amputación, deben ser subsanadas lo antes posible si se desea la rehabilitación integral para prever la pérdida de las funciones residuales. En México esta situación se aborda mediante terapia psicológica, fisioterapia y el uso de prótesis y órtesis.

La percepción tradicional sobre el uso de prótesis es la de recuperar las funciones íntegras del miembro, sin embargo, la realidad es que hasta el día de hoy las prótesis otorgan una capacidad motriz limitada, incluso para las más complejas manos protésicas disponibles en el mercado. A pesar de ello, el uso de la prótesis otorga beneficios más allá que la recuperación funcional.

La finalidad principal de las prótesis de miembro superior es restaurar la funcionalidad perdida por causa de la amputación o de una malformación congénita, también no es menos importante recuperar la imagen física, la simetría corporal, gracias a la prótesis y su peso, sobre todo en los niveles proximales, reinstaurándose aunque sea parcialmente el centro de gravedad corporal, lo que evita estrategias automáticas de compensación que generan actitudes posturales anómalas que podrían provocar escoliosis o tortícolis, especialmente cuando se trata de niños. (López, 2009)

Aunado a esto, la rehabilitación en niños difiere considerablemente de los adultos, sobre todo si se trata de miembro superior, debido al reto que representa el crecimiento constante, el adecuado ajuste de la prótesis con el muñón, la proporción estética con las demás extremidades y la aceptación o apropiación de la prótesis en su vida. (López, 2010)

Lo anterior describe los retos que las prótesis convencionales disponibles en el mercado mexicano no han sabido enfrentar, limitándose a ser representaciones en miniatura de soluciones protésicas aplicadas en adultos, pero que no así tienen incidencia real en la rehabilitación del infante, dando como resultado el rechazo del dispositivo al provocar afectaciones físicas causadas por el exceso de peso con el que cargan, tales como dolor lumbar, caídas ocasionadas por alteraciones en el equilibrio o golpes involuntarios autoinfligidos o a terceros, consecuencia de la desproporción y asimetría que ocasionan, ver Figura 2.



Figura 2. Golpes autoinfligidos por accidente con el gancho.

Las prótesis para miembro superior fabricadas mediante impresión 3D se han convertido en tendencia a nivel internacional, principalmente debido al bajo costo que representan, la rapidez en la que se genera un modelo y, sobre todo, la versatilidad en formas y colores que atrapan la atención de las personas que las necesitan, pues no se parecen a los aparatos ortopédicos pesados y visualmente toscos con los que generalmente son atendidos por los especialistas en órtesis y prótesis tradicionales.

En México estas propuestas se han intentado reproducir, aunque sin cambios formales y funcionales significativos. Este artículo describe un diseño con enfoque diferente en cuanto a la eficiencia de la prensión y la seguridad que provee al usuario.

Estado del arte y análisis de productos existentes

Las prótesis para miembro superior fabricadas mediante impresión 3D se han convertido en tendencia a nivel internacional, principalmente debido al bajo costo que representan, la rapidez en la que se genera un modelo y, sobre todo, la versatilidad en formas y colores que atrapan la atención de las personas que las necesitan, pues no se parecen a los aparatos ortopédicos pesados y visualmente toscos con los que generalmente son atendidos por los especialistas en órtesis y prótesis tradicionales.

En México estas propuestas se han intentado reproducir, aunque sin cambios formales o funcionales significativos en cuanto a la eficiencia de la prensión y la seguridad que provee al usuario.

Comprensión del funcionamiento de las prótesis convencionales y las partes que la conforman

Cualquiera de las prótesis disponibles en el mercado, ya sean mecánicas o mioeléctricas, están compuestas por cuatro elementos principales, que a su vez se desglosan en diversos componentes más y que varían según la tecnología y el tipo de prótesis, pero en general y según Fernández y Gonzáles (2000), los elementos de una prótesis de manera general son como se muestran en la Figura 3 y se enlistan como sigue:

- Elementos de suspensión: Mantiene la prótesis en su lugar
- Elementos de control: Correas o cables que actúan y transmiten los movimientos al miembro artificial
- Conos de enchufe o socket: Parte que se adapta al muñón
- Articulaciones: Que reemplazan a las anatómicas
- Dispositivos terminales: Son elementos que se colocan en sustitución de la mano

(p.242-243)

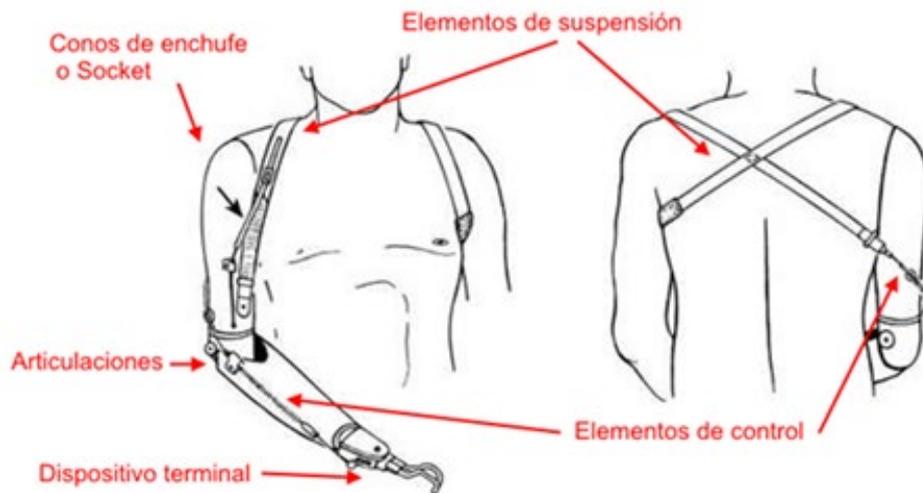


Figura 3. Elemento de prótesis (Digital Resource Foundation, 1960). Diagrama de componentes de prótesis Revelaciones de entrevistas y observaciones

Revelaciones de entrevistas y observaciones

Con la ayuda de entrevistas grupales e individuales, Figura 4, y la observación directa e indirecta se documentó a lo largo de dos años, información de diversos usuarios, tanto adultos como niños, a continuación, la información más relevante.



Figura 4. Entrevistas realizadas de manera grupal e individual con usuarios adultos y niños.

Ergonomía

Los criterios antropométricos en las prótesis tradicionales resultaron ser pobres, particularmente en la adaptación del socket con el muñón que en el caso de los niños cambia constantemente de dimensiones a consecuencia del crecimiento acelerado propio de la edad, lo que implica que como mínimo se requieran reemplazar la prótesis de dos a tres veces al año, con el costo y esfuerzo que ello supone. En la Figura 5 se muestra el desajuste mencionado.



Figura 5. Se aprecia la compresión en el músculo del muñón debido al desajuste dimensional del socket por crecimiento.

Otro aspecto por resaltar es la desproporción entre el dispositivo terminal y el cuerpo del niño. En muchos casos documentados, como el de la Figura 6, los infantes utilizaban ganchos terminales de uso adulto, cuyas dimensiones y peso no correspondían con su edad por lo que, al no estar acostumbrados a la desproporción en la longitud de la extremidad, afectaban el equilibrio y los desplazamientos del infante, al grado de ocasionar caídas al perder el centro de gravedad y exponerse a golpes autoinfligidos en el rostro y abdomen.



Figura 6. Gancho de prótesis para adulto ajustado en prótesis infantil.

Múltiples visitas y largos tiempos de espera

Los procesos convencionales para la fabricación de prótesis no han evolucionado mucho en nuestro país a lo largo de los años:

Tener una o varias escuelas institucionalizadas, no universitarias, profesores en el área de órtesis y prótesis en su mayoría no calificados, y egresados que no cumplen con parámetros internacionales que siguen siendo técnicos que solo surten órdenes, son factores que han hecho que México se quede estancado en este campo aunque sea un país que ofrece una increíble variedad de opciones educativas, con prestigiadas universidades y un gran número de licenciaturas, ingenierías, maestrías y doctorados. (Caudillo, 2016, p. 52)

Esta situación ha mantenido la precariedad del proceso al no haber actualización constante o desarrollo tecnológico propio. Un ejemplo es que para la elaboración del socket se requiere someter al usuario por un proceso que se puede percibir como invasivo, tedioso y sucio. En la Figura 7 se muestran las etapas del proceso que comienza en la obtención de un molde mediante la colocación de vendas de yeso sobre muñón del usuario, el contacto físico durante la aplicación del agente desmoldante graso y el posterior lavado con agua tibia del área impresa son necesarios en orden de lograr los objetivos. El tiempo promedio invertido por el usuario en estas sesiones es de 1 a 2 horas, dependiendo de la habilidad y carga de trabajo del protesista. Posteriormente, la impresión obtenida se empleará como contra molde para realizar un vaciado de yeso que, tras ser detallado con lijas y resanador, terminará con una representación pétrea del muñón del paciente que debe ser humedecida y secada alternadamente por varios días. Solo entonces es posible utilizar dicho modelo como molde para realizar el socket en fibra de vidrio y resina.

Es necesario indicar que, debido a la contracción natural del yeso, así como lo artesanal del proceso y los largos periodos de tiempo que implica, es normal que el socket resultante no ajuste adecuadamente con el muñón del usuario y cualquier modificación significativa implicaría reiniciar el proceso.



Figura 7. Proceso convencional de protetización.

En resumen, es necesario que el usuario se desplace en múltiples ocasiones y permanezca por largos periodos de tiempo si es que desea tener el mejor ajuste posible en su socket. Lo anterior demuestra la necesidad de actualizar el proceso de protetizado, no solo para la comodidad del usuario, sino para mejorar la calidad del producto y reducir el número de errores. Sin embargo, contrario a la necesidad recién expuesta:

Existe un decrecimiento en el número de personas capacitadas para fabricar y adaptar extremidades artificiales, (prótesis) [sic]. Esta sorprendente aseveración, por más que resulte increíble e inadmisible, ¡ES CIERTA! [sic]. En el año 1982 cesó sus actividades la primera y única escuela, por más de 26 años, para ortesistas y protesistas. En el 2008 cerró la singular escuela, en su momento, que ofreció en un inicio la carrera de técnico superior universitario y más adelante la de licenciado en órtesis y prótesis (Vázquez, 2016, p. 1)

Sería injusto negar que en la actualidad existan esfuerzos para cambiar esta situación, ya que en algunos estados se han comenzado a instaurar programas para la formación de protesistas calificados, pese a ello:

En la actualidad algunas instituciones de estados como Veracruz y Querétaro hacen grandes esfuerzos para desarrollar la carrera de protesista y ortesista pero enfrentan dificultades para encontrar profesores experimentados en ambas áreas. Esto ha entorpecido el proceso y el círculo vicioso continúa: sin protesistas capacitados no se pueden establecer escuelas, y sin escuelas no se contará con el personal capacitado que tanto requiere el país, por lo tanto, prótesis poco eficientes. (Vázquez, 2016, p. 1)

Costos

Sobre el precio de una prótesis de miembro superior hay poca información escrita, no queda más que creer en la información que de boca en boca, afirma en ser de no menos de 100,000 pesos mexicanos, si es que se trata de adquirir por fuera de los programas de asistencia social. Según comentaron durante las entrevistas, únicamente el terminal de gancho ronda los 60,000 pesos, lo que resulta inasequible para el 60.7% de la población trabajadora ocupada entre mayo y junio del 2020, quienes perciben de uno a dos salarios mínimos de acuerdo con la Encuesta Telefónica de Ocupación y Empleo (ETOE) realizada por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) (p.10). Aunado a esto:

Gran número de pacientes amputados se alejan, por temor o incapacidad física, de la actividad productiva que desarrollaban antes de sufrir la pérdida de una o varias extremidades; además, con frecuencia se vuelven dependientes y evitan llevar a cabo las actividades de la vida diaria. Este solo hecho obliga a la familia a disponer de una persona, sea pariente o no, a asistir al discapacitado para asearse, alimentarse, desplazarse y distraerse, amén de que el amputado deja de ser productivo y generar ingresos para su manutención (Vázquez, 2016, p. 2).

Si bien con estas afirmaciones se busca establecer la pérdida del poder adquisitivo que presenta una familia mexicana integrada por al menos una persona con discapacidad, también hay que reconocer la inequidad económica propia del país, que vuelve inasequible por esfuerzo propio cualquier solución protésica para la mayoría de la población económicamente activa. Por otro lado, la posibilidad de convertirse en beneficiario de algún programa de asistencia social es baja:

Existe gran carencia de instituciones gubernamentales responsables de la rehabilitación de los amputados. En la actualidad la Secretaría de Salud Federal dispone en el Instituto Nacional de Rehabilitación de un departamento de Órtesis y Prótesis en el cual se fabrican y adaptan alrededor de 130 prótesis al año. El Sistema para el Desarrollo Integral de la Familia [sic], siguiendo las disposiciones oficiales, ha instalado unidades básicas de rehabilitación [sic] en la mayor parte de los estados de la República, pero sólo en 11 de ellos se dispone de un laboratorio para fabricar prótesis. En dichas unidades se fabrican entre 330 y 440 prótesis al año. El Instituto Mexicano del Seguro Social y el Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado están obligados a proveer prótesis de forma exclusiva a los derechohabientes que han perdido una extremidad como consecuencia de un accidente ocurrido en su trabajo o durante su traslado. Los servicios de salud de las fuerzas armadas [sic] atienden al personal militar y naval derechohabiente, y les otorgan los servicios de rehabilitación que incluyen la fabricación y adaptación de las prótesis que requieren (Vázquez, 2016, p. 2-3).

Para un país con una población de poco más de 120 millones de habitantes (INEGI, 2020) son pocas las instituciones gubernamentales y la oferta anual que estas pueden proveer. En parte por la falta de recursos públicos que permitan aumentar la producción, por el acotado sistema de cobertura que excluye a los niños y adolescentes al no ser trabajadores activos o por la falta de profesionales capacitados que permitan la creación de nuevos centros de asistencia pública. Sea cual sea el motivo, la realidad es que la demanda supera la oferta disponible tanto en el sector privado como en el público.

En nuestro país el número de profesionales de la especialidad de órtesis y prótesis logra cubrir apenas en un 15% la recomendación de la Organización Mundial de la Salud (OMS), que indica que por cada 500 personas con discapacidad debe existir un practicante de la rama de órtesis y prótesis con nivel adecuado para atender usuarios (Caudillo, 2016). Al ser pocas las ofertas de asistencia social en el país y tanta la demanda, las personas con discapacidad deben recurrir a cualquier opción casera que les beneficie, aunque eso pueda comprometer su bienestar.

Las familias que no residen cerca de los hospitales públicos que atienden a personas amputadas y que no cuentan con los recursos necesarios para solventar gastos de traslado, hospedaje y alimentos durante el periodo de hospitalización y protetización, también quedan fuera del programa de beneficio. Lo anterior sin considerar los gastos de terapia física y psicológica que el usuario debe tomar antes, durante y después de recibir la prótesis, necesarios para obtener una rehabilitación integral.

Estética y percepción social

Sobre el precio de una prótesis de miembro superior hay poca información escrita, no queda más que creer en la información que de boca en boca, afirma en ser de no menos de 100,000 pesos mexicanos, si es que se trata de adquirir por fuera de los programas de asistencia social. Según comentaron durante las entrevistas, únicamente el terminal de gancho ronda los 60,000 pesos, lo que resulta inasequible para el 60.7% de la población trabajadora ocupada entre mayo y junio del 2020, quienes perciben de uno a dos salarios mínimos de acuerdo con la Encuesta Telefónica de Ocupación y Empleo (ETOE) realizada por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) (p.10). Aunado a esto:

Gran número de pacientes amputados se alejan, por temor o incapacidad física, de la actividad productiva que desarrollaban antes de sufrir la pérdida de una o varias extremidades; además, con frecuencia se vuelven dependientes y evitan llevar a cabo las actividades de la vida diaria. Este solo hecho obliga a la familia a disponer de una persona, sea pariente o no, a asistir al discapacitado para asearse, alimentarse, desplazarse y distraerse, amén de que el amputado deja de ser productivo y generar ingresos para su manutención (Vázquez, 2016, p. 2).

Si bien con estas afirmaciones se busca establecer la pérdida del poder adquisitivo que presenta una familia mexicana integrada por al menos una persona con discapacidad, también hay que reconocer la inequidad económica propia del país, que vuelve inasequible por esfuerzo propio cualquier solución protésica para la mayoría de la población económicamente activa. Por otro lado, la posibilidad de convertirse en beneficiario de algún programa de asistencia social es baja:

Existe gran carencia de instituciones gubernamentales responsables de la rehabilitación de los amputados. En la actualidad la Secretaría de Salud Federal dispone en el Instituto Nacional de Rehabilitación de un departamento de Órtesis y Prótesis en el cual se fabrican y adaptan alrededor de 130 prótesis al año. El Sistema para el Desarrollo Integral de la Familia [sic], siguiendo las disposiciones oficiales, ha instalado unidades básicas de rehabilitación [sic] en la mayor parte de los estados de la República, pero sólo en 11 de ellos se dispone de un laboratorio para fabricar prótesis. En dichas unidades se fabrican entre 330 y 440 prótesis al año. El Instituto Mexicano del Seguro Social y el Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado están obligados a proveer prótesis de forma exclusiva a los derechohabientes que han perdido una extremidad como consecuencia de un accidente ocurrido en su trabajo o durante su traslado. Los servicios de salud de las fuerzas armadas [sic] atienden al personal militar y naval derechohabiente, y les otorgan los servicios de rehabilitación que incluyen la fabricación y adaptación de las prótesis que requieren (Vázquez, 2016, p. 2-3).

Para un país con una población de poco más de 120 millones de habitantes (INEGI, 2020) son pocas las instituciones gubernamentales y la oferta anual que estas pueden proveer. En parte por la falta de recursos públicos que permitan aumentar la producción, por el acotado sistema de cobertura que excluye a los niños y adolescentes al no ser trabajadores activos o por la falta de profesionales capacitados que permitan la creación de nuevos

centros de asistencia pública. Sea cual sea el motivo, la realidad es que la demanda supera la oferta disponible tanto en el sector privado como en el público.

En nuestro país el número de profesionales de la especialidad de órtesis y prótesis logra cubrir apenas en un 15% la recomendación de la Organización Mundial de la Salud (OMS), que indica que por cada 500 personas con discapacidad debe existir un practicante de la rama de órtesis y prótesis con nivel adecuado para atender usuarios (Caudillo, 2016). Al ser pocas las ofertas de asistencia social en el país y tanta la demanda, las personas con discapacidad deben recurrir a cualquier opción casera que les beneficie, aunque eso pueda comprometer su bienestar.

Las familias que no residen cerca de los hospitales públicos que atienden a personas amputadas y que no cuentan con los recursos necesarios para solventar gastos de traslado, hospedaje y alimentos durante el periodo de hospitalización y protetización, también quedan fuera del programa de beneficio. Lo anterior sin considerar los gastos de terapia física y psicológica que el usuario debe tomar antes, durante y después de recibir la prótesis, necesarios para obtener una rehabilitación integral.

Necesidad que debe ser cubierta a toda costa

Otro fenómeno interesante de mencionar es la cantidad de personas que, ante la imposibilidad de costearse una prótesis convencional, mostraron inquietud por fabricarse una ellos mismos. En la Figura 11 y Figura 12 se muestra como el usuario o alguno de sus familiares, valiéndose de diversos materiales, y sin experiencia alguna en el tema, se esforzaron para materializar lo que para ellos sería una solución suficiente a sus necesidades. Si bien, dichas propuestas no solían terminar como se esperaba y tanto su funcionalidad como estética era prácticamente nula, si denotan que para el usuario una prótesis no es un lujo, sino una necesidad que requiere ser cubierta sin importar como.



Figura 8. Ejemplo de prótesis casera elaborada con tubo PVC.



Figura 9. Prótesis casera elaborada con botella de plástico.

Requerimientos de diseño

Levantamiento antropométrico de usuarios

Posterior a la recopilación de información cualitativa, fue necesario determinar la mejor manera de documentar los datos cuantitativos del usuario, específicamente, las dimensiones antropométricas del brazo. Para lograrlo, se experimentó con dos posibles opciones usadas simultáneamente, en orden de identificar la que proporcione mayor precisión y requiera menor tiempo.

Toma manual de medidas

El levantamiento manual de medidas antropométricas se llevó a cabo con vernier milimétrico y cinta métrica.

El proceso fue tardado y demandaba paciencia por parte del usuario, al que se tenía que manipular manualmente por tiempos prolongados de tiempo, sin embargo, los resultados fueron buenos en cuanto a precisión solamente en los muñones con formas regulares que incluso facilitaban la elaboración del diagrama de referencia como los que se muestran en la Figura 13. En aquellos con forma irregular, como los que se ejemplifican a través de la Figura 14, se requirió una solución digital.



Figura 10. Levantamiento antropométrico manual de muñones con forma regular.



Figura 11. Levantamiento antropométrico manual impreciso por geometría anómala del muñón.

Toma digital de medidas con escáner 3D

Un escáner 3D es un dispositivo que a través de diferentes cámaras analiza un objeto o una escena, registra la geometría y la analiza en una nube de puntos digitales para obtener una

representación virtual del mismo. Existe una gran variedad de escáneres en el mercado, para esta investigación se utilizó un Kinect para Xbox One y un software especializado para conseguir capturar modelos tridimensionales del usuario y específicamente aquellos con muñón de forma irregular.

El proceso que se ejemplifica a través de la Figura 15, demostró ser sencillo y rápido, no superando los 20 minutos para realizar al menos cuatro capturas en diferentes posiciones. Además, demostró ser un proceso poco invasivo y cómodo para el usuario al limitar el contacto y proporcionar la experiencia de ver como aparecía una representación fiel del usuario frente a sus ojos.

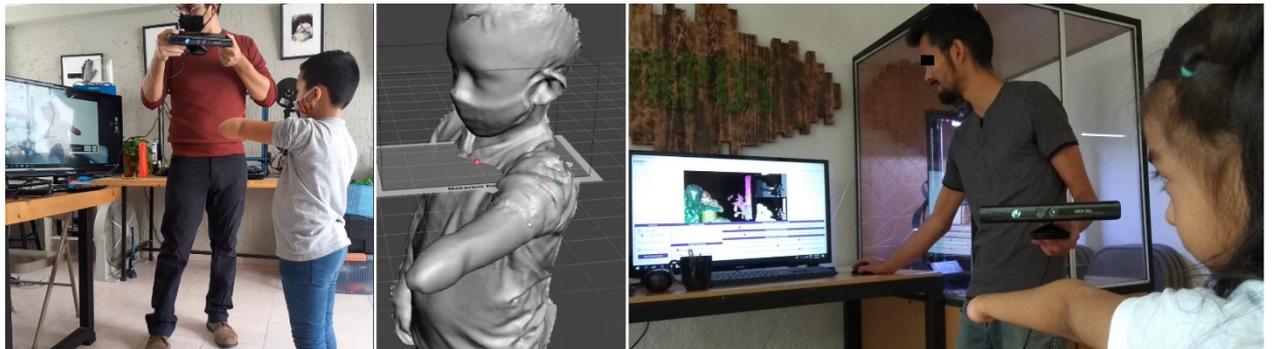


Figura 12. Levantamiento antropométrico digital con escáner 3D.

Es necesario también el escaneo del miembro superior íntegro para que, al momento de modelar el socket con las dimensiones de volumen y extensión de la prótesis, se mantenga en la medida de lo posible la proporción entre ambos y de esta manera facilitar la función y coordinación bimanual, Figura 16.

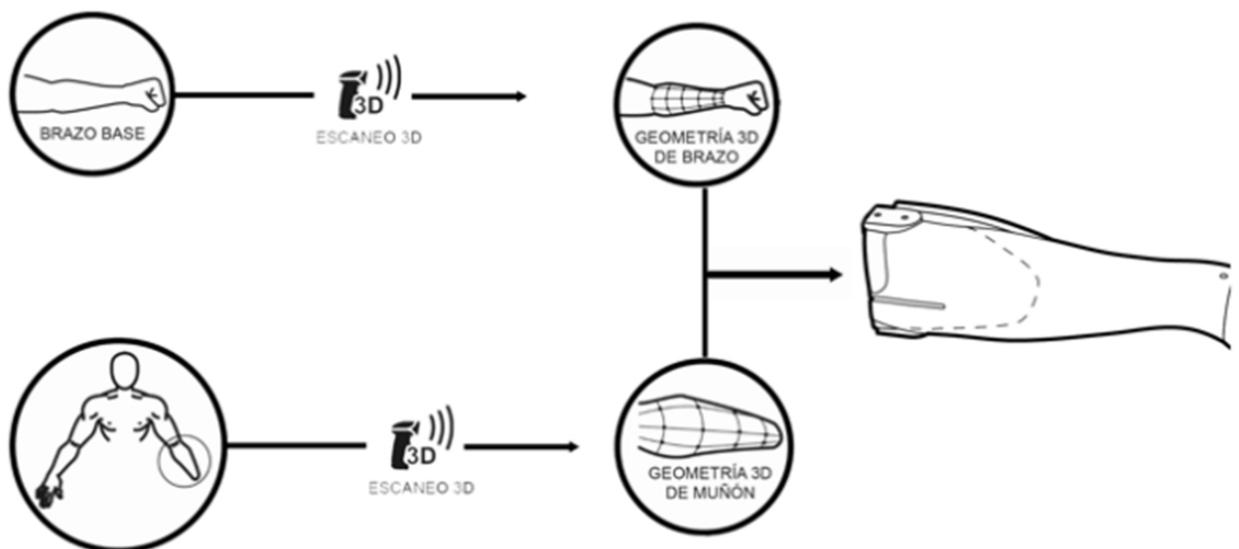


Figura 13. Diagrama que muestra la combinación de digitalización del muñón para modelado del socket con escaneo de brazo íntegro para definir volumen y extensión de la prótesis.

Selección del mejor proceso

Después de utilizar ambos métodos de levantamiento antropométrico, el manual y el digital, se hizo evidente que el escaneo 3D representa una opción más rápida, cómoda y que se adapta mejor a los diferentes tipos de muñón que pueden llegar a presentar los usuarios.

Sin embargo, por sí solo no presenta la certidumbre de poder trabajar con la mayor precisión posible, un modelo digital siempre podrá ser sometido a modificaciones accidentales o errores del programa que alteren la geometría o las proporciones finales del modelo tridimensional. Por lo anterior se recomienda utilizar ambos métodos, de tal manera que se complementen y se confirme que se ha trabajado con la información correcta.

Alternativas, mecanismos y materiales

A continuación, se enlistan los materiales y equipos empleados en el desarrollo de esta investigación.

Materiales

- Filamentos de Ácido Poliláctico (PLA por sus siglas en inglés), de 1.75 mm, presentación 1 kg, colores varios.
- Filamentos de Poliuretano Termoplástico (TPU por sus siglas en inglés), de 1.75 mm, presentación 1 kg, color negro.
- Filamentos de Polietileno Tereftalato Glicol (PETG por sus siglas en inglés), de 1.75 mm, presentación de 1 kg, colores varios.
- Pliego de cuero de cabra curtido color café.
- Rollo de monofilamento de nylon para pesca de 1 m.
- Rollo de monofilamento de nylon para pesca de 0.3 mm
- Remaches de aluminio varios.
- Tornillos milimétricos varios.

Equipos

- Impresora 3D FDM marca Creality, modelo Ender 3, garganta all-metal, boquilla 0.4 mm
- Impresora 3D FDM marca Creality, modelo CR10, boquilla 0.6 mm
- Impresora 3D FDM marca Anycubic, modelo Delta linear PLUS, boquilla 0.4 mm
- Máquina remachadora manual tipo chango.

- Pistola de calor marca Titán.
- Cinta métrica.
- Vernier milimétrico.
- Kinect Xbox One utilizado como escáner 3D.

Software

- Rhinoceros 6
- Grasshopper
- Simplify 3D

Diseño de propuestas, modelado 3D y prototipado rápido

La información recopilada a través de las entrevistas, en conjunto con las medidas obtenidas en los levantamientos antropométricos, proporcionaron datos suficientes para realizar algunas propuestas, mismas que a través de la experimentación aportaron más datos acerca de la función de las prótesis y la configuración ideal que debe poseer el diseño. A continuación, se muestran en secuencia los modelos fabricados y las contribuciones que hicieron para llegar a la propuesta final.

Prototipado rápido de socket, elementos de control y suspensión

El diseño del socket, los elementos de suspensión y control son dependientes unos de otros. Se empleó el socket de diseño estándar, también llamado Standard Hinged Socket, mismo que requiere el uso de arnés o brazaletes adaptado al antebrazo que asegure la suspensión del socket en su posición, pero permite aprovechar el movimiento mecánico del codo como activador del dispositivo terminal, y cuyo ejercicio constante mantiene el miembro del usuario en buena condición física, véase Figura 17.

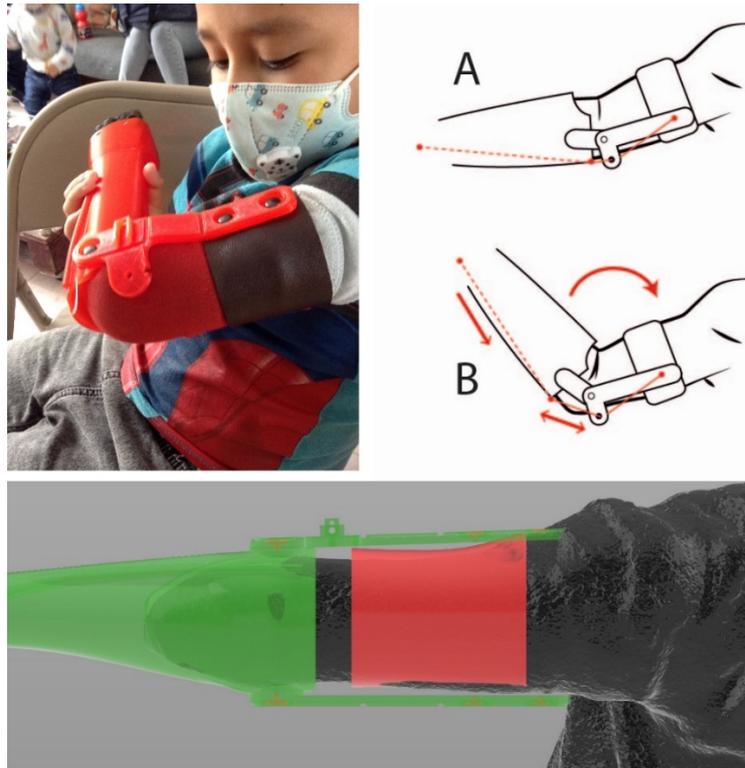


Figura 14. Socket de diseño estándar, elementos de control y suspensión final.

Se analizaron las ventajas y desventajas de las diferentes opciones de socket, en México, el sistema más utilizado para amputaciones transradiales, o debajo del codo, es el tipo Münster; este fue diseñado para sujetar la extremidad entre el codo y antebrazo, sin embargo, el enganche por presión al codo también restringe el movimiento de flexión y extensión de este, impidiendo que se aproveche la fuerza generada por el mismo como elemento de control para abrir o cerrar el dispositivo terminal, o mano. Otras opciones de control son las mecánicas que se controlan a través del movimiento del hombro y la extensión del brazo, con el inconveniente de que promueven la disminución en la altura del hombro genera actitudes posturales anómalas que, a corto plazo pueden generar dolores o lesiones, y tortícolis y escoliosis a largo plazo.

En orden de conseguir el mejor acople del socket con el muñón, se utilizó como guía el modelo digital del muñón obtenida con el escaneo 3D en combinación con el modelo digital de un brazo promedio previamente obtenido de igual manera, mediante escaneo 3D. Combinando ambos modelos se consiguió fabricar efectivamente el socket y la interfaz de la propuesta protésica en una sola pieza mediante manufactura aditiva tal como se muestra en la Figura 18.

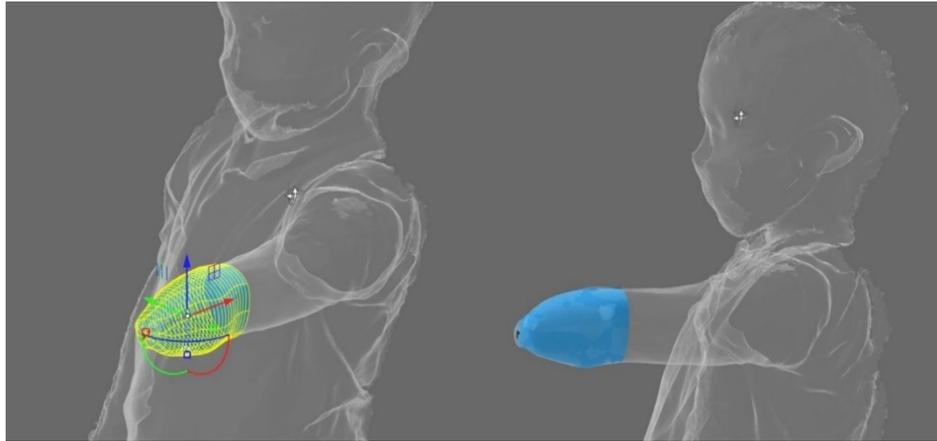


Figura 15. Reproducción digital del muño a partir de escaneo 3D.

Prototipado rápido de dispositivo terminal

El dispositivo terminal, es probablemente el elemento más importante de todo el proyecto, es este el que define el tipo de presión manual, patrón mediante el cual se accionan las falanges para sostener o manipular objetos, y el elemento que estará expuesto a la vista de las personas, por lo tanto, el responsable de que el usuario sea percibido positiva o negativamente por los que lo rodean. Es por lo que se decidió trabajar imitando lo mejor posible la morfología de la mano humana y probar con diferentes tipos de presión manual para identificar la que aporte mayores beneficios.

A continuación, se exponen de manera breve algunos de los modelos resultantes durante el prototipado rápido, y los descubrimientos más relevantes que guiaron el proceso de diseño.

El primer modelo, Figura 19, se realizó a partir del modelo digital de una mano humana, obtenida de un escaneo 3D, dicho modelo fue suavizado en sus detalles, agregado muescas que permitan la flexión de las falanges y modificada la longitud del dedo pulgar para facilitar la presión pulgar-índice - medio. Esta prueba se materializó en una pieza completa con impresora 3D y material flexible TPU. El resultado fue una impresión que demoró 10 horas, y el acabado fue sucio y desprolijo.



Figura 16. Modelo de pieza completa de mano con muescas, impresa en TPU.

Se utilizaron cerca de 300 gramos de material, lo cual elevó el costo de manufactura ya que kilo de TPU ronda los 900 pesos mexicanos. La impresión 3D requiere superficies planas para adherirse a la cama de impresión y agregar material de soporte cuando se impriman secciones que desafían la gravedad. Esto sumado a que el TPU al ser un material extremadamente flexible, requiere reducir la velocidad de impresión al 20%, no realiza muy buenos soportes. La flexión de las articulaciones se realizó con éxito, pero se rompieron rápidamente por la mala calidad y orientación de la pieza.

En orden de corregir los errores anteriores se buscó, como se muestra a través de la Figura 20, simplificar la forma de la mano para lograr impresiones uniformes, pero manteniendo el aspecto orgánico. Así mismo, para reducir el tiempo y costo de impresión, se decidió únicamente imprimir en material flexible TPU los dedos que requieren movilidad y parte de la palma para proporcionar un área plana que pueda adherirse a la cama de la impresora 3D y así evitar el uso de material de soporte. El resto de la palma se imprimió en material PLA, que es más económico y rápido de emplear.



Figura 17. Modelo de pieza con palma impresa en PLA y falanges impresas en TPU.

Durante las pruebas se descubrió que la orientación en que se fabricaron las falanges, con las vetas en la misma dirección de doblez de los dedos, debilitó la unión entre las articulaciones flexibles, por lo que se rompieron con muy poco tiempo de uso, ver Figura 21.

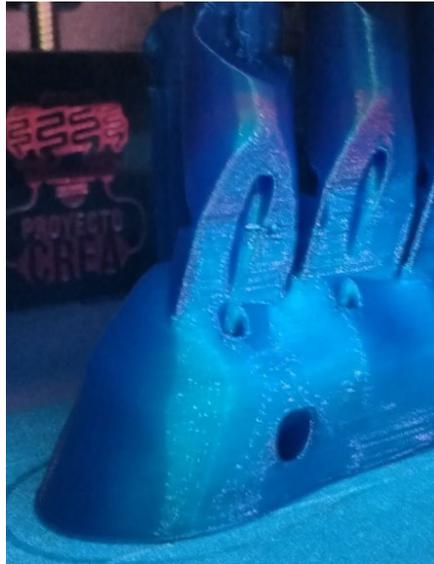


Figura 18. Se tiene poca resistencia mecánica al flexionar cuando la veta de impresión converge con el eje de doblez de la articulación.

Para corregir el desperfecto, como se puede apreciar en la Figura 22, el corte en la pieza de la zona palmar se realizó prominentemente en diagonal con respecto a las articulaciones flexibles, de esta manera las vetas de impresión y las articulaciones se complementaban para aumentar la resistencia, de momento se mostraba mejoría por lo que se ensambló y se montaron los cordones para someterla a prueba con el usuario.

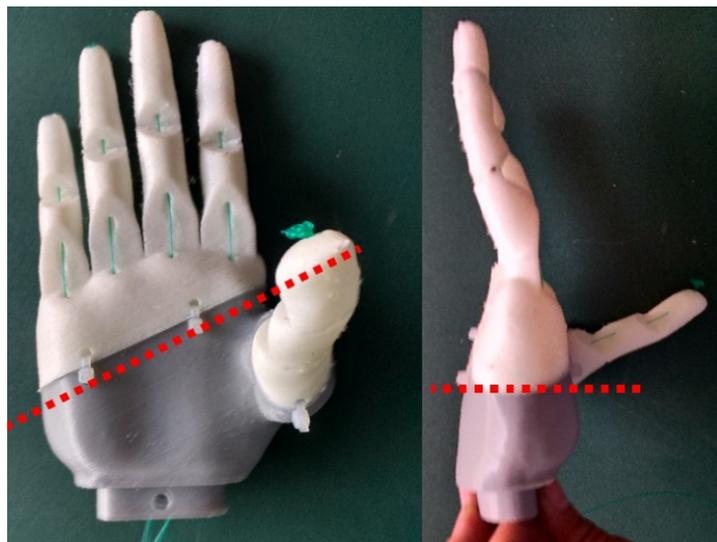


Figura 19. Reorientación del corte de la palma para aumentar la resistencia del material.

El mecanismo funciona sujetando un cordón desde la punta de los dedos o el punto distal de las falanges de la mano, atravesando la palma a través de conductos internos que terminan al interior de la muñeca o la zona de las apófisis estiloides del radio y el cúbito. En la Figura 23 se puede apreciar como al tensar los cordones se realiza la flexión de los dedos, y al relajarlos, la extensión.

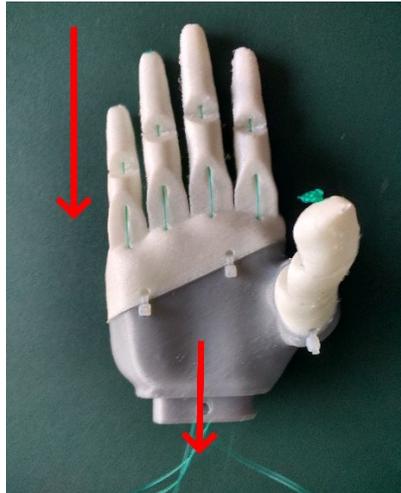


Figura 20. Detalle del mecanismo de presión manual por tensión de cordones.

Las pruebas que se realizaron con el usuario demostraron que, si bien la flexión se lograba satisfactoriamente, la resistencia del material y las articulaciones era únicamente aparente, y terminaba por romperse por la debilidad de las vetas, ver Figura 24.



Figura 21. Pruebas de presión con usuario.

Para corregir definitivamente este problema se replanteó el diseño de la palma. En esta ocasión se tomó la decisión de separar por completo las falanges de la palma, fabricarlos mediante impresión 3D con material TPU y ahora orientando las vetas a lo largo de todo el dedo. De esta forma se eliminaron los puntos de quiebre a lo largo de las falanges.

La palma se fabricó con material rígido de PLA y se le agregaron orificios donde los dedos flexibles pudieran ser insertados y fijados con tornillos individualmente, ver Figura 25.



Figura 22. Prototipo con falanges impresas y unidas individualmente a la zona palmar de la mano.

El planteamiento en esta ocasión fue correcto, sin embargo, las proporciones y la estética del modelo eran disformes, por lo que se continuó trabajando en una propuesta mejor definida.

En esta ocasión, respetando las especificaciones técnicas y formales previamente definidas, se elaboró una propuesta que pudiera ser probada en nuestro usuario meta, los niños. Para optimizar el tiempo y la calidad del acabado de las piezas impresas en 3D, se redujeron drásticamente las formas orgánicas de los dedos y palma. Con el sacrificio de la apariencia marcadamente biomimética se ganó resistencia y velocidad en el modelo.

El diseño de la Figura 26, en conjunto con el socket y los elementos de control se entregaron a niños que pudieran probarlo por algunos meses.



Figura 23. Prototipo con dimensiones proporcionadas para usuarios infantiles.

Pruebas con el usuario y análisis de experiencia

Calibración de fuerza de activación

Tras algunos meses bajo pruebas, las prótesis demostraron tener un efecto positivo para el usuario y las personas que lo rodean. A pesar de esto, se identificó un problema significativo de funcionalidad, y es que, si bien los usuarios de mayor edad con extremidades mejor desarrolladas eran capaces de activar el mecanismo de flexión sin dificultad, no sucedía lo mismo con los usuarios más jóvenes y con muñones menos desarrollados.

Al inicio, como se ve en la Figura 27, era evidente que realizaban gran esfuerzo para lograr flexionar el codo, pero se esperaba que con el uso constante las articulaciones se volvieran suaves y fáciles de flexionar, sin embargo, ese no fue el caso y terminó por desincentivar el uso de la prótesis.



Figura 24. Pruebas de dispositivo terminal y problemas de flexión de dedos.

Se realizaron diversas pruebas y un análisis detallado de la interrelación de los componentes que integran el sistema flexor y la forma como cada uno afecta o contribuye a la correcta flexión de los dedos. Los cambios principales se presentan a continuación.

Respecto a los cordones se identificó que el índice de elasticidad del cordón en la segunda falange, dedo índice, afecta notablemente la realización de la flexión, el cordón de nylon tradicional tuvo que ser reemplazado por cordón especial para pesca debido a que presenta índices de deformación inferiores y mayor resistencia mecánica ante la tensión y de esta manera aprovechar al máximo la transferencia del esfuerzo desde el codo a la punta de los dedos, sin sufrir pérdidas por deformaciones mecánicas.

El segundo cambio se llevó a cabo luego de la identificación de la fricción que genera cada uno de los cordones a través de los conductos de la palma, bajo la premisa de “a menor cantidad de tensores, menor será el índice de fricción y por consiguiente menor esfuerzo requerido durante la flexión”, se redujo el número de cordones de cinco a tres, como se ve

en la Figura 28, uniendo los dedos índice-medio y meñique con el anular, el pulgar permanece independiente.



Figura 25. Combinación de dedos para reducir número de cordones tensores.

De esta manera se obtuvo una prótesis que estéticamente aparenta tener cinco dedos, pero mecánicamente emplea solo tres cordones tensores, véase Figura 29.



Figura 26. Dispositivo terminal de tres dedos, con apariencia de cinco.

La tercera modificación se realizó para disminuir la memoria del TPU, es decir, para eliminar la inercia del material para oponerse a la fuerza generada por el cordón.

Al igual que al tratar de empujar un objeto pesado, el mayor esfuerzo se realiza al inicio de la marcha, una vez que el objeto ha comenzado a moverse se necesita menos energía para mantenerlo de esta forma. La solución planteada ante este problema, Figura 30, implicó someter los dedos flexibles a una fuente de calor constante hasta llegar al estado moldeable para pre doblar las articulaciones, con esto se desplaza el centro de gravedad de la pieza y favorece la flexión natural.



Figura 27. Pre doblado de falanges con calor.

A partir de este punto se realizaron diferentes modelos con variaciones en la longitud de los dedos, posición de las articulaciones y del dedo pulgar, revisar Figura 31, cada configuración favorecía un tipo distinto de prensión manual, pero no era posible conseguir la prensión fina, necesaria para manipular objetos pequeños, sólo se sostenían por periodos breves, Figura 32.



Figura 28. Modelos con variaciones en posición de articulaciones y dedo pulgar.



Figura 29. Modelo sosteniendo objetos pequeños.

Una de las pruebas sugirió que parte del problema lo ocasionaba la excesiva e innecesaria flexibilidad del dedo pulgar. Se puede observar en la Figura 33 cómo la pieza colapsa sobre sí mismo, dispersando la fuerza de tensión en otras direcciones, perdiendo por consecuencia, la capacidad de presionar con fuerza objetos pequeños.



Figura 30. Pulgar cediendo fuerza de presión ante la oposición de los otros dos sensores.

En la Figura 34 se observa como el dedo pulgar flexible fue reemplazado por otro sin capacidad flexora y se realizó una prueba rápida que verifiqué que la flexibilidad y movilidad del dedo pulgar poco aportaba durante las presiones manuales de la prótesis y por el contrario al eliminar este atributo se favorecía la presión fina entre el dedo pulgar y el índice.



Figura 31. Pulgar rígido que si se opone al resto de los dedos para aumentar fuerza de prensión.

Bajo esta línea funcional, la prótesis paso de utilizar tres a únicamente dos cordones necesarios para la realización de la flexión, lo que redujo aún más la fricción en los conductos y por ende la energía necesaria para activar el mecanismo flexor. Así mismo, en la Figura 35, se puede apreciar que se trabajaron los ensambles del nuevo dedo pulgar y la estética final de la palma con el objetivo de conseguir un objeto atractivo pero que proporciona buena amplitud de prensión.



Conclusiones parciales

Los componentes de la propuesta se dividen en tres secciones principales: dispositivo terminal, socket-interface y elemento de suspensión-control, ver Figura 37. Estos a su vez se desglosan en componentes individuales dando un total 10 piezas estructurales, seis remaches y cuatro tornillos milimétricos.

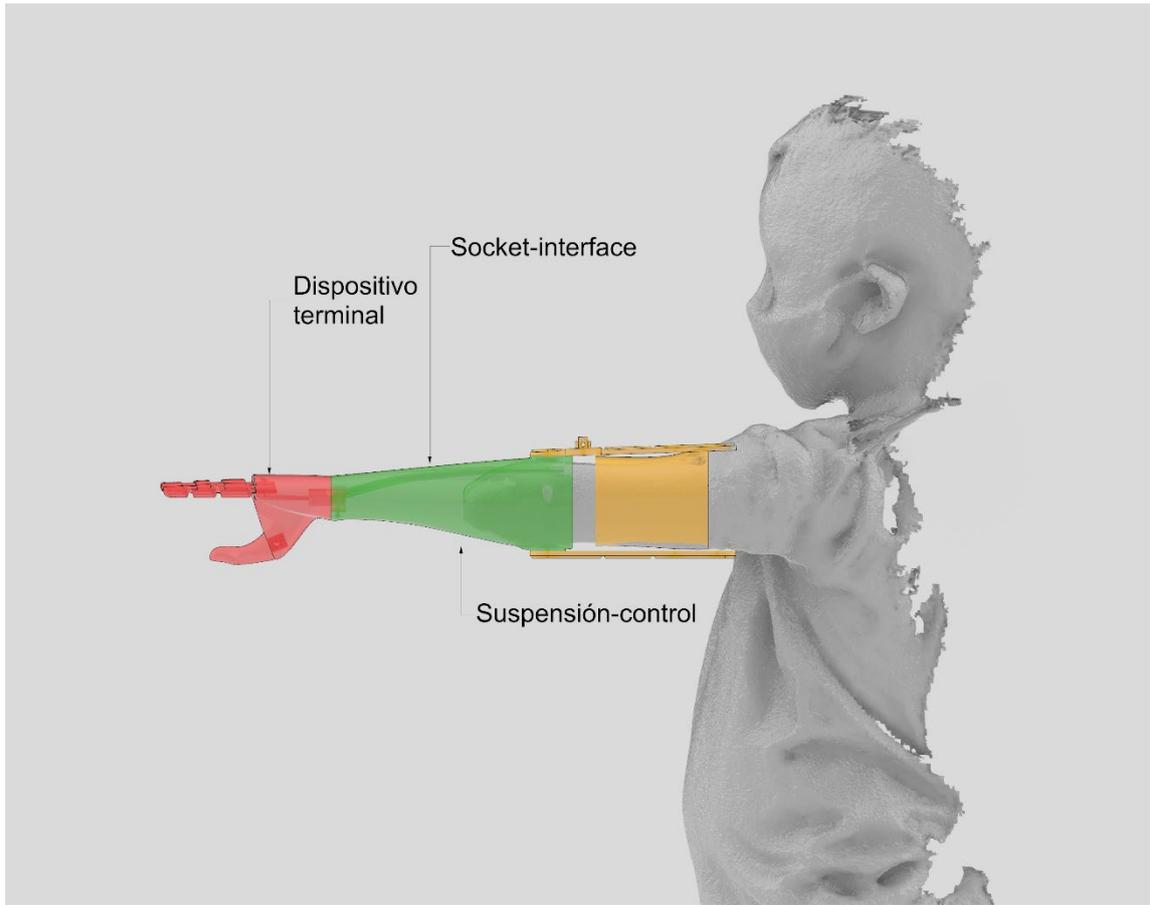


Figura 33. Componentes principales de la propuesta.

A continuación, el desglose específico de componentes con el proceso y material de fabricación, ver Figura 38.

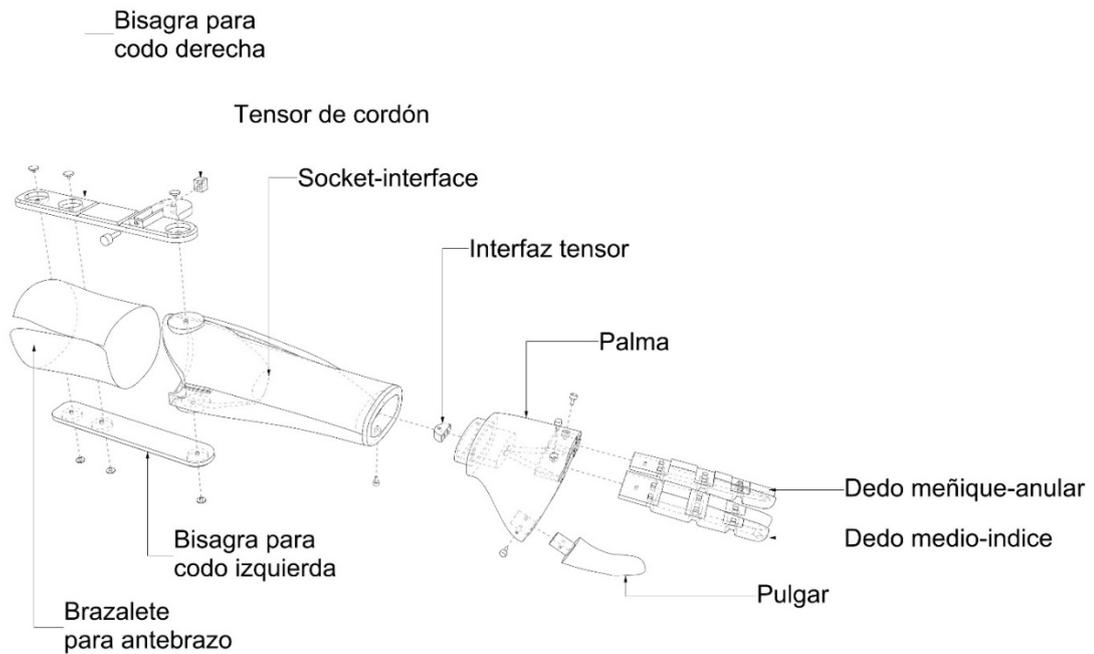


Figura 34. Desglose específico de componentes con el proceso y material de fabricación.

Dispositivo terminal

- Dedo flexible meñique-anular (TPU)
- Dedo flexible medio-índice (TPU)
- Dedo flexible pulgar (TPU)
- Palma (PLA/PETG)
- Interfaz tensor (PLA/PETG)
- Tres tornillos milimétricos

Socket-interface (PLA/PETG)

- Tornillo milimétrico

Elemento de suspensión-control

- Bisagra para codo izquierda (PLA/PETG)
- Bisagra para codo derecha (PLA/PETG)
- Tensor de cordón (PLA/PETG)
- Brazalete para antebrazo (Cuero)
- Seis remaches de aluminio

El proceso de fabricación se realiza casi en su totalidad por manufactura aditiva, específicamente el dispositivo terminal compuesto por el socket, la interface y parte de los elementos de control. Los elementos sobrantes de suspensión se componen de piel animal

y remaches comunes de aluminio para mejorar la sensación táctil del usuario y facilitar el mantenimiento respectivamente. Así mismo, los elementos de control restantes emplean cordón de nylon para pesca y cuatro tornillos milimétricos de 3 mm.

Respecto al tiempo de fabricación, el proceso de impresión 3D presentó variación de tiempo dependiendo las dimensiones de la prótesis a materializar. De las que se han fabricado hasta ahora, la más pequeña para un niño de 8 años edad, el tiempo total de impresión fue de 14 horas; por otra parte, la prótesis que más tiempo requirió fue para un niño de 11 años, y demoró poco menos de 17 horas de impresión continua, Figura 40.

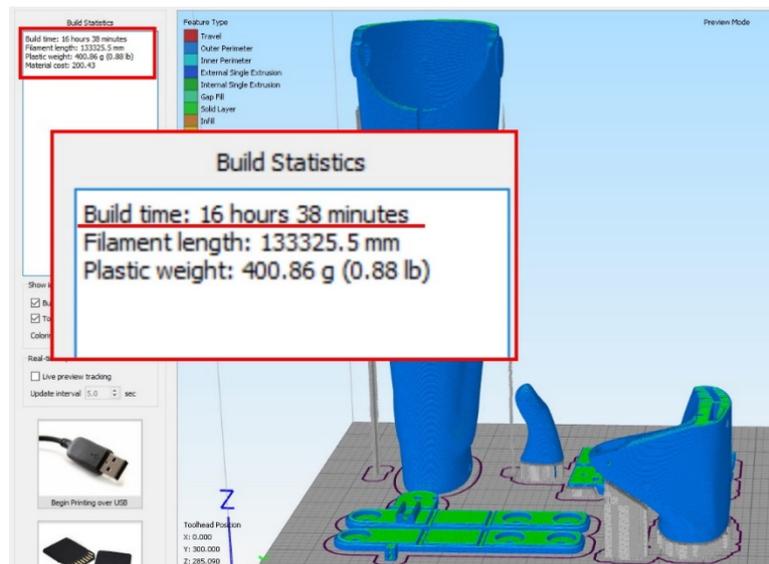


Figura 35. Tiempo de impresión 3D aproximado.

Otra ventaja de la manufactura aditiva es que cuando la máquina se encuentra bien calibrada, no requiere de supervisión humana constante por lo que se puede dejar trabajando por las noches y en la mañana continuar con el siguiente paso, Figura 41.



Figura 36. Impresión conjunta de socket y dispositivo terminal.

Si se suma el tiempo anteriormente mencionado a los 30 minutos que se requieren para realizar el levantamiento antropométrico inicial, más las aproximadamente 2 horas invertidas en reparar y limpiar el modelo digital del muñón para introducirlo en el programa generador de la prótesis, podemos afirmar que, si se realiza el levantamiento antropométrico por la mañana, al día siguiente es posible tener fabricada la nueva prótesis para que, si todo ajusta adecuadamente, el usuario pueda llevársela. En palabras sencillas, esta propuesta permite que, en un escenario normal, la entrega de la prótesis se lleve a cabo en menos de 48 horas luego de la primera visita. Esta afirmación podría parecer hipotética o una estimación conservadora si no fuera porque en uno de los casos con que se realizaron pruebas, esta teoría logró comprobarse.

Bibliografía

1. Caudillo Sosa, G. (2016). Formación de recursos humanos para la fabricación de ortesis y prótesis. En E. Vázquez Vela Sánchez. (Ed.), *Los amputados y su rehabilitación. un reto para el estado* (pp. 49-59). Ciudad de México, México: Intersistemas S.A. de C.V.

2. Digital Resource Foundation for the Orthotics y Prosthetics Community. (1960). *Elbow lock control cable*. [Ilustración] Recuperado de <http://www.oandplibrary.org>.
3. Fernández, O y Gonzales, A. (2000). Cirugía Radical en el Aparato Locomotor. En *Cirugía: II cirugía ortopédica y traumatología*. Lima, Perú. Universidad Nacional Mayor de San Marcos (UNMSM).
4. Híjar Medina, M. (2016). Epidemiología de las amputaciones en México. En E. Vázquez Vela Sánchez. (Ed.), *Los amputados y su rehabilitación. un reto para el estado* (pp. 05-10). Ciudad de México, México: Intersistemas S.A. de C.V.
5. Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), (2020). *Censo de Población y Vivienda 2020*. Recuperado de <http://www.cuentame.inegi.org.mx/poblacion/densidad.aspx?tema=P>
6. Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), (2020). *Nota Técnica de la Encuesta Telefónica de Ocupación y Empleo*. Recuperado de https://www.inegi.org.mx/contenidos/investigacion/etoe/doc/etoe_notatecnica_junio_2020.pdf
7. López Cabarcos, C. (04 de marzo 2009) Rehabilitación del amputado de miembro superior. *ANDADE: Asociación Nacional de Amputados de España*. <https://www.andade.es/dra-celia-lopez-cabarcos/item/rehabilitacion-del-amputado-de-miembro-superior>.
8. López Cabarcos, C. (25 julio 2010) Proceso de prototización en el niño. *ANDADE: Asociación Nacional de Amputados de España*. Recuperado de <https://www.andade.es/dra-celia-lopez-cabarcos/item/proceso-de-protetizacion-en-el-nino-2>.
9. Rosas Osuna, S. R. (2016). Amputaciones por traumatismo. Lesiones no intencionales. En E. Vázquez Vela Sánchez. (Ed.), *Los amputados y su rehabilitación. un reto para el estado* (pp. 22-28). Ciudad de México, México: Intersistemas S.A. de C.V.
10. Smith, D. (2006). Como se adaptan los niños a la pérdida de extremidades. *inMotion*, volumen 16(2). Recuperado de https://www.amputee-coalition.org/spanish/easyread/inmotion/mar_apr_06/congenital_part2-ez.pdf.

11. Vázquez Vela Echeverría, A. (2016). Amputaciones en defectos de origen congénito. En E. Vázquez Vela Sánchez. (Ed.), *Los amputados y su rehabilitación. un reto para el estado* (pp. 29-34). Ciudad de México, México: Intersistemas S.A. de C.V.
12. Vázquez Vela Sánchez, E. (2016). Fundamentos del documento. En E. Vázquez Vela Sánchez. (Ed.), *Los amputados y su rehabilitación. un reto para el estado* (pp. 01-04). Ciudad de México, México: Intersistemas S.A. de C.V.

Fwd: Primer informe Proyecto de Investigación N-522 Medio Ambiente AFMAAD

2 mensajes

Director de Ciencias y Artes para el Diseño <dircad@azc.uam.mx>

1 de diciembre de 2021, 17:30

Para: SECRETARIA ACADEMICA CIENCIAS Y ARTES PARA EL DISEÑO <sacad@azc.uam.mx>, OFICINA TECNICA DIVISIONAL CYAD - <consdivcyad@azc.uam.mx>

Cc: MEDIO AMBIENTE CyAD - <medioambiente@azc.uam.mx>

Estimadas Mtra. Areli, Lic. Lupita.

Por este medio envío a trámite de la comisión de Proyectos de Investigación el primer reporte de investigación del proyecto N-522.

Saludos cordiales y gracias.

Mtro. Salvador Ulises Islas Barajas

Director de la División de Ciencias y Artes para el Diseño

Universidad Autónoma Metropolitana Azc.dircad@azc.uam.mx

Tel: 55 53189145

M: 55 48701011

----- Forwarded message -----

De: CUENTA CORREO DEPARTAMENTO MEDIO AMBIENTE - <medioambiente@azc.uam.mx>

Date: mié, 1 dic 2021 a las 12:05

Subject: Primer informe Proyecto de Investigación N-522 Medio Ambiente AFMAAD

To: Director de Ciencias y Artes para el Diseño <dircad@azc.uam.mx>

 <...@...mx>

JDMA. 375/12.2021

Ciudad de México, a 1 de diciembre de 2021

Mtro. Salvador Ulises Islas Barajas

Presidente del H. Consejo Divisional

División de Ciencias y Artes para el Diseño

P r e s e n t e

Estimado Mtro. Islas,

Por este medio me permito presentar al H. Consejo Divisional que usted preside, el **1er Reporte** equivalente al **60%** de avance del proyecto de investigación:**N-522 Diseño de prótesis mecánica de miembro superior a nivel transradial o desarticulación de muñeca**cuyo responsable es la **Mtra. Haydeé Alejandra Jiménez Seade**, miembro del Área de Investigación:**Factores del Medio Ambiente Artificial y Diseño,**

Sin más por el momento, hago propicia la ocasión para enviarle un cordial saludo.

Mtro. Luis Yoshiaki Ando Ashijara

Jefe del Departamento del Medio Ambiente

División de Ciencias y Artes para el Diseño

Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Azcapotzalco

----- Forwarded message -----

De: **HAYDEE ALEJANDRA JIMENEZ SEADE** <hajs@azc.uam.mx>

Date: mar, 30 nov 2021 a las 23:33

Subject: 1er Informe proyecto N-522

To: CUENTA CORREO DEPARTAMENTO MEDIO AMBIENTE - <medioambiente@azc.uam.mx>

Estimado Mtro. Ando, buenas tardes.

Por este medio le envío los documentos correspondientes a la solicitud de registro del 1er Reporte del Proyecto de Investigación N-522 Diseño de prótesis mecánica de miembro superior a nivel transradial o desarticulación de muñeca, que se encuentra a mi cargo y con un avance equivalente al 60%

Agradezco de antemano su atención y quedo al pendiente de cualquier comentario.

Saludos cordiales,

M.D.I. Haydeé Alejandra Jiménez Seade

Jefa del Área de

Factores del Medio Ambiente Artificial y Diseño

Departamento de Medio Ambiente

CyAD, UAM Azcapotzalco

5318 9187 y 9189, ext. 5595

hjimenez@azc.uam.mx



DMA 375-122021 Primer Reporte Proyecto Investigación N-522 Medio Ambiente FMAAD final.pdf

5341K

SECRETARIA ACADEMICA CIENCIAS Y ARTES PARA EL DISEÑO

<sacad@azc.uam.mx>

1 de diciembre de 2021,

22:25

Para: Director de Ciencias y Artes para el Diseño <dircad@azc.uam.mx>

Cc: OFICINA TECNICA DIVISIONAL CYAD - <consdivcyad@azc.uam.mx>, MEDIO AMBIENTE CyAD -

<medioambiente@azc.uam.mx>

Estimado Mtro. Salvador,

Confirmando haber recibido la indicación académica, para darle seguimiento al trámite que nos ha compartido.

Saludos cordiales,

[El texto citado está oculto]

--

◦ Mtra. **Areli** García González | Secretaria Académica ◦

División de Ciencias y Artes para el Diseño

Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Azcapotzalco

T: 55.53.18.91.47