



Revista Legado de Arquitectura y Diseño
ISSN: 2007-3615
ISSN: 2448-749X
legado@uaemex.mx
Universidad Autónoma del Estado de México
México

DESARROLLO A DISTANCIA DE PRÓTESIS EXPERIMENTALES

Reyes Castillo, Mauricio Enrique
Fonseca Murillo, Andrés Joaquín
DESARROLLO A DISTANCIA DE PRÓTESIS EXPERIMENTALES
Revista Legado de Arquitectura y Diseño, vol. 17, núm. 32, 2022
Universidad Autónoma del Estado de México
Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=477970602010>

DESARROLLO A DISTANCIA DE PRÓTESIS EXPERIMENTALES

REMOTE DEVELOPMENT OF EXPERIMENTAL PROSTHESIS

Mauricio Enrique Reyes Castillo

Universidad Nacional Autónoma de México, México

mauricio.reyes@cidi.unam.mx

Andrés Joaquín Fonseca Murillo

Universidad Nacional Autónoma de México, México

andres.fonseca@cidi.unam.mx

Revista Legado de Arquitectura y
Diseño, vol. 17, núm. 32, 2022

Universidad Autónoma del Estado de
México

Recepción: 18 Agosto 2021
Aprobación: 22 Diciembre 2021

Resumen: Este artículo tiene como objetivo presentar el desarrollo para el diseño y manufactura de una prótesis mecánica funcional en un usuario con amputación parcial de dedos y mano; es parte de una iniciativa de apoyo social a distancia, dirigida a individuos en entornos rurales con recursos limitados. Se utilizaron medios digitales, como imágenes, audio y video para la adecuación de una prótesis estandarizada en formato abierto, a las medidas y necesidades del usuario final. Se implementó el sistema por fotogrametría para modelar de manera virtual el miembro amputado con el fin de verificar en simulación digital, la relación antropométrica, funcional y estructural de la prótesis. Los resultados corroboraron la viabilidad de la producción de prótesis mecánica de mano, sin tener relación interpersonal con el usuario final, además de evaluar la acción mecánica de un prototipo de prueba elaborado con tecnologías de modelado por deposición fundida (impresión 3D). Después del envío por mensajería e implementación de la primera versión del producto, se obtuvo la información necesaria para realizar mejoras sustanciales en desarrollos posteriores. El caso presentado, demuestra la viabilidad para desarrollos asequibles a distancia, abriendo posibilidades de apoyo a nuevos usuarios a través de las tecnologías emergentes.

Palabras clave: impresión 3D, miembro superior amputado, prótesis, tecnología digital, teleasistencia.

Abstract: This article aims to present the development for the design and manufacture of a functional mechanical prosthesis in a user with partial amputation of fingers and hand; it's part of a distance social support initiative, aimed at individuals in rural settings with limited resources. Digital media were used, such as images, audio and video for the adaptation of a standardized prosthesis in open format, to the measurements and needs of the end user. The system was implemented by photogrammetry to virtually model the amputated limb in order to verify in digital simulation, the anthropometric, functional and structural relationship of the prosthesis. The results corroborated the viability of the production of mechanical hand prostheses, without having an interpersonal relationship with the end user, in addition to evaluating the mechanical action of a test prototype made with fused deposition modeling technologies (3D printing). After sending by courier and implementation of the first version of the product, the necessary information was obtained to make substantial improvements in subsequent developments. The case presented demonstrates the feasibility of affordable remote developments, opening up support possibilities for new users through emerging technologies

Keywords: 3d print, amputated upper limb, prosthesis, digital technology, telecare.

INTRODUCCIÓN

La amputación de mano en entornos laborales afecta a una gran cantidad de personas en edad económicamente productiva. La pérdida de partes de un miembro superior implica uno o varios dedos y metacarpianos, siendo la falta del pulgar, una de las situaciones de mayor complejidad para la implementación de prótesis mecánicas. El mayor porcentaje de lesiones que ocurren en el lugar de trabajo involucran máquinas - herramientas motorizadas, incapacitando al afectado probablemente de por vida, en su continuidad laboral, orillando a considerar otras vías para evitar el desempleo. Este tipo de amputación, aunado a la asistencia médica de urgencia, seguimiento en el caso de cirugías reconstructivas, fisioterapia o procedimientos médicos para mantener en el mejor estado posible la anatomía y funcionalidad del miembro amputado, conlleva cambios profundos en el estilo de vida. El proceso, acarrea consecuencias psicosociales, además de las afectaciones económicas y de relación a nivel intrafamiliar.

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (oms, 2017a), de cada diez personas que necesitan apoyo técnico prioritario, solo una tiene acceso a los servicios de adquisición de prótesis, esto derivado del alto costo (atención y productos), disponibilidad, carencia de personal especializado, políticas deficientes, poco apoyo financiero e incluso falta de información (oms, 2008). Pese a existir las condiciones necesarias para el desarrollo de prótesis y servicios, no siempre son aceptables, lo que presenta un reto al desarrollo general de tales sistemas.

En países en vías de desarrollo, existe un número reducido de personal especializado y de centros de atención calificados para otorgar el servicio de colocación de prótesis (protetización[1]) (Subirana Pérez, 2021). En zonas rurales las personas con amputación se ven en la necesidad de desplazarse largas distancias y generalmente no logran hacer el seguimiento para el proceso de adecuación y uso de los dispositivos. Cabe destacar que las condiciones sanitarias actuales derivadas de la Pandemia por COVID-19, han causado, además, estragos en los servicios de atención médica a nivel mundial. Este desarrollo aporta elementos que contribuyen a la producción de prótesis funcionales, utilizando tecnologías digitales recurrentes en la industria 4.0, en especial, las centradas en manufactura digital, como son: generación de modelos tridimensionales y simulación en programas colaborativos especializados en el diseño de producto, impresión por deposición fundida (FDM) y uso de sistemas para la comunicación activa a distancia. Es importante mencionar, que nuestro estudio se realizó dentro de la disciplina del diseño industrial y sus áreas de conocimiento: ergonomía, función, interacción, producción[2] y estética (Gatzky, 2020) (Craciun, 2019), donde la implementación de metodologías y estrategias para la solución de problemas pueden ser diversas e importantes, sin embargo, esto se aleja del foco central de la presente investigación.

CONCEPTOS GENERALES EN LA IMPLEMENTACIÓN DE PRÓTESIS

Los criterios principales sobre la estandarización de prótesis utilizados en nuestro sistema de salud, se encuentran en la documentación presentada en el 2017 por la oms, en conjunto con la Agencia de los Estados Unidos para el Desarrollo Internacional (usaid) (oms 2017a). Este documento, cuya finalidad es contribuir en la fabricación, acceso, servicios y transformación de los sistemas de ortoprotésica, se divide en dos tomos: uno hace mención a la estandarización y el otro a la implementación. De manera general, se pretende fortalecer la cobertura sanitaria universal de acuerdo con los objetivos de desarrollo sostenible propuestos por la Organización de las Naciones Unidas (onu) (Lee et al., 2016) (Gil, 2018). Para la oms y la usaid, las prótesis son dispositivos de aplicación externa usados para apoyar a las personas con deficiencias o limitaciones físicas y funcionales. En la mayoría de los casos sirven para reemplazar total o parcialmente un miembro amputado con el fin de mejorar la movilidad, aliviar el dolor, restaurar la estética anatómica de manera artificial, proteger las articulaciones, corregir deformidades, prevenir deficiencias secundarias, mejorar el desempeño del usuario (persona que interactúa directamente con el artefacto) y su principal finalidad es mejorar la calidad de vida (salud, productividad e independencia).

Generalmente las prótesis son fabricadas en múltiples materiales: termoplásticos, acero, aluminio o las combinaciones de estos. Los diseños pueden incluir componentes como articulaciones, sistemas de sujeción y acojinamientos para reducir los daños por el contacto con la piel; además de elementos para facilitar el mantenimiento, almacenamiento y reparación. Los materiales y componentes de las prótesis deben ser duraderos y los diseños adecuados a fin de evitar fallas no deseadas, que puedan provocar un daño al usuario. Es indispensable garantizar la vida útil y la biocompatibilidad de los componentes; además de realizar ensayos estructurales y de uso en el contexto final. Las pruebas en laboratorio están regulados por la Organización Internacional de Estandarización (ISO-22523) (Protheses, 2011).

La implementación de una prótesis inicia con la medición antropométrica del miembro afectado, existiendo ya, versiones prefabricadas en diferentes modelos y tamaños. El diseño de los sistemas prefabricados y de los hechos a la medida, depende de la efectividad en la medición. Una estrategia recurrente, es fabricar un prototipo, físico o digital, que sirva de base para elaborar el sistema final. El ajuste y adaptación de una prótesis se puede realizar con un modelo físico para referencia, cuyos elementos pueden optimizarse progresivamente. Este proceso tiene ventajas y desventajas; por un lado, el sistema se adecuará de manera efectiva y personalizada (función, forma y usabilidad), y por el otro, las posibles desventajas se desprenden del tiempo de ejecución, el seguimiento recurrente, el impacto económico y la necesaria movilidad periódica al centro de

atención. A continuación, se hace un listado de consideraciones generales relacionadas con el usuario.

Las prótesis deben ser:

- Cómodas.
- Adaptables con interfaces entre cuerpo y dispositivo.
- Funcionales (de acuerdo con las necesidades y actividades del usuario).
- Fáciles de colocar y quitar, seguras, durables.
- Aceptables en su apariencia estética (forma, color, textura, acabado).
- Biocompatibles, diseñadas de acuerdo al clima de la región en cuestión.
- Asequibles.
- De poco mantenimiento, desarrolladas con equipos y materiales accesibles.
- De mínima o nula generación de desechos.
- Ligeras, que no excedan el peso promedio de la mano humana (aproximadamente 0.7kg).[3]

DESARROLLO DE PRÓTESIS EN EL CONTEXTO ACTUAL

El acceso a una prótesis puede resumirse en el proceso descrito por la oms, el cual propone una secuencia de cuatro pasos: 1) estudio, 2) fabricación y ajuste, 3) capacitación del usuario y 4) entrega del producto y seguimiento médico. Este escenario es quizás el más deseable para cualquier implementación, sin embargo, la situación es diferente fuera de los entornos urbanos con menor concentración de centros de salud. En la figura 1 se muestran las condiciones que influyen en la pre-protetización después de la reconstrucción del miembro amputado. Se considera un periodo de 3 semanas a 6 meses para dar de alta a un paciente y esto dependerá de diversos factores derivados de la amputación o condiciones de salud preexistentes, como diabetes mellitus, por ejemplo. Después de que las áreas clínicas y médicas dan el alta, se inicia con un prototipo de prueba para protetización, teniendo en cuenta el manual de implementación de la oms. La disponibilidad de prótesis para personas pertenecientes a contextos de menor acceso, puede ser impulsada con productos novedosos y asequibles; la investigación y la innovación técnica es crucial. En este sentido, la experimentación sirve para recolectar, divulgar y valorar la calidad de los sistemas protésicos e incrementar

tal accesibilidad. En el caso de nuevos desarrollos y prototipos utilizados como instrumentos de medición, los especialistas en ortoprotésica deberán atender a los lineamientos de los desarrolladores y fabricantes, con el fin de sacar el máximo provecho a las cualidades técnicas.



Figura 1. Consideraciones generales para la pre-protetización. Los elementos mostrados pueden presentarse de manera diferente entre pacientes y especialidades.

Fuente: Elaboración propia a partir de entrevistas con médicos y especialistas.

Las prótesis básicas y estandarizadas tienen mayor presencia en entornos aislados, sirven para atender necesidades primarias (poca o nula funcionalidad y componentes mínimos) y son útiles para desarrollar productos a la medida. En las últimas dos décadas, se ha integrado la impresión tridimensional a la fabricación de prótesis (Chen et al., 2016) (Manero et al., 2019). El proceso aditivo de impresión 3D ofrece nuevas oportunidades para mejorar la manufactura convencional, con tecnologías de menor impacto ambiental y menor tiempo de desarrollo. La digitalización de modelos tridimensionales a través de programas basados en sistemas CAD-CAM (Diseño y manufactura asistida por computadora), permite el análisis y la optimización, previo[4] s a la manufactura. Además, el uso de polímeros en la fabricación aditiva tiene aplicaciones en las áreas médica y biomédica (González-Henríquez, Sarabia-Vallejos y Rodríguez-Hernández 2019) (Gladman, Garcia-Leiner y Sauer-Budge, 2019). Uno de los materiales biocompatibles utilizados para imprimir piezas tridimensionales con aplicaciones en áreas médicas, es el filamento de ácido poliláctico (pla) (Sin, Rahmat y Rahman, 2012).

El diseño asistido por computadora y las herramientas orientadas a la manufactura digital permiten el acceso a recursos de realidad virtual y sistemas inmersivos que ayudan a conocer las expectativas de los usuarios y apoyan en su entrenamiento (Dhawan, Barlow y Lakshika, 2019); también el manejo de equipo para escaneo de segmentos corporales, resulta útil como referencia en el diseño digital de prótesis. Este conjunto de herramientas emergentes de la industria 4.0, sugiere la capacitación de personal técnico, incentivando además la

participación de disciplinas fuera del entorno de la salud. Sin embargo, estos sistemas son aún incipientes en áreas de ortoprotésica, tienen una presencia mínima o nula en los entornos de difícil acceso, además de que el costo de los equipos para realidad virtual y escaneo suelen ser elevados. La OMS señala que los ortoprotésistas clínicos deben entender la importancia y los beneficios de la impresión 3D (oms, 2017b, 36). Se deben considerar también, otros recursos computacionales como la telemedicina, el software abierto, y métodos como la fotogrametría, que es una técnica utilizada para generar modelos tridimensionales digitales a partir de fotografías de una volumetría física; método que actualmente es de fácil acceso (Hernandez y Lemaire, 2017) (Yang et al., 2021).

PRÓTESIS EXPERIMENTAL

Dentro de un esquema de seguimiento a distancia (teleatención o teleasistencia), la combinación de recursos tecnológicos de manera estratégica, puede incidir positivamente en el diseño y manufactura de prótesis funcionales a la medida. Este estudio consistió en corroborar la viabilidad de un formato de producción de prótesis mecánica específica de mano, sin tener relación directa con el usuario final, además de evaluar la acción mecánica básica de un prototipo funcional diseñado digitalmente y fabricado por impresión 3D. A continuación, se explica este procedimiento realizado a mediados de mayo de 2021, donde la comunicación con el usuario se llevó a cabo en todo momento por la plataforma de mensajería instantánea WhatsApp.

A. Caso de estudio

Dentro del Laboratorio de Robótica CIDI-IIMAS del Centro de Investigaciones de Diseño Industrial en la Universidad Nacional Autónoma México campus Ciudad de México, el 18 de mayo del 2021 se atendió la solicitud de apoyo en el desarrollo de una prótesis para un sujeto masculino con amputación parcial de dedos y mano izquierda. El miembro amputado, de acuerdo con la clasificación realizada por Chuang et al. (2001), corresponde a la zona II y por encima del nivel 1 en el dedo pulgar, según las referencias métricas y fotográficas proporcionadas por el usuario (figura 2). Esto corresponde a la desarticulación del segundo, tercero, cuarto y quinto dedo de la mano izquierda con amputación parcial del primer dedo. El sujeto de 31 años de edad, 75 kg de peso y 1.60 metros de estatura, radicado en el municipio de San Agustín Etla, Oaxaca, tuvo un accidente laboral en enero de 2020, momento en el que le fue realizada una primera cirugía. Posteriormente, fue intervenido de nueva cuenta a inicios de febrero y de acuerdo con los datos proporcionados, el usuario obtuvo el alta médica a mediados del mismo año.



Figura 2. Izquierda, clasificación de zonas en amputación de manos.

Fuente: Imagen propia basada en Chuang y otros (2001). Centro y derecha. Imágenes del miembro amputado con referencias métricas (izquierda palma, derecha dorso).

B. Implementación

El proceso inició con un estudio básico, basado en el cuestionario de escala de función del miembro superior Quick Dash en su versión en español (versión corta de la escala de discapacidades de brazo, hombro y mano) (García González et al., 2018), con el fin de conocer la funcionalidad del miembro afectado. Además se le solicitaron videos e imágenes y se realizó un cuestionario para conocer si existían puntos de dolor, tomando una escala de 1 a 10 (1 como leve y 10 como intenso) considerando la escala verbal numérica y la visual analógica (Burton et al., 2011). El usuario facilitó videos mostrando su capacidad de movimiento en muñeca y dedo pulgar, logrando eficientemente la pronación, supinación, extensión, flexión, desviación cubital y desviación radial en muñeca; y la extensión, flexión, oposición, abducción palmar y radial en dedo pulgar.

Las imágenes se solicitaron en dos formatos específicos (figura 3). El primero con fotografías en vistas ortogonales incluyendo una regla o escala en centímetros, de: a) antebrazo y palma de la mano, b) antebrazo y dorso de la mano, c) parte lateral del antebrazo considerando el lado del hueso radial (del lado del dedo pulgar) junto con la mano y d) parte lateral del antebrazo considerando el lado del hueso cubital (del lado del dedo meñique) junto con la mano. El segundo formato consistió en 30 fotografías del antebrazo y la mano amputada en formato vertical, utilizando un teléfono móvil (preferentemente). Se solicitó al usuario, colocar el brazo izquierdo verticalmente, y con la ayuda de otra persona realizar una captura fotográfica cada 12 grados aproximadamente hasta completar las 30 tomas al rodearlo de manera circular en una trayectoria de 360 grados, procurando mantener enfocado el brazo al centro de la imagen. El primer formato fue para referencia ortogonal y el segundo para generar un modelo 3D con la técnica de fotogrametría. El proceso por fotogrametría se realizó en el programa ReCap Pro de Autodesk; Meshroom de AliceVision, es una opción de acceso libre. Cada sistema explica ampliamente el proceso de conversión digital a través de tutoriales y foros diversos.

El modelo 3D obtenido con la técnica digital, se descargó con el formato de estereolitografía de software CAD (.stl) y se cargó en el

programa colaborativo para desarrollo de productos Fusion 360 de Autodesk, en su versión educacional. Dentro de este sistema, se realizó la modificación, adecuación, optimización y redimensionamiento de áreas del modelo, utilizando como complemento las imágenes ortogonales y sus respectivas referencias métricas.

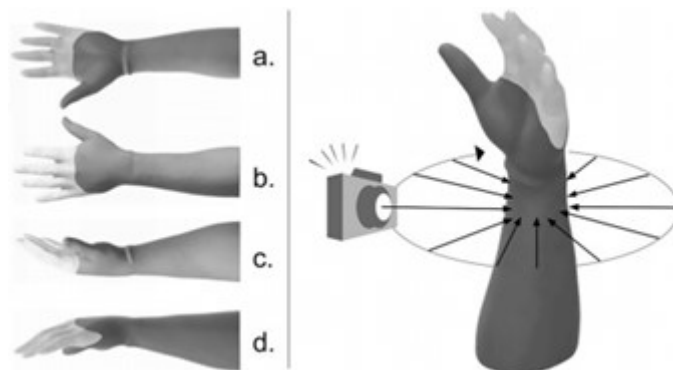


Figura 3. Formatos fotográficos. Izquierda, modo ortogonal. Derecha, referencia tridimensional.

Fuente: Elaboración propia a partir del modelo tridimensional generado por fotogrametría.

El proceso se complementó con medidas de los segmentos de la mano, realizadas con el apoyo de otra persona, de acuerdo al sistema de la Sociedad Internacional para el Avance de la Cineantropometría (isak) (Marfell-Jones et al., 2006) y manuales de medidas antropométricas (Carmenate Milian, Moncada Chevez y Borjas Leiva, 2014). Las medidas solicitadas fueron: a) el largo de la mano (mano derecha), b) largo de la palma de la mano (ambas manos), y c) ancho de la palma de la mano (ambas manos). Fue necesario ajustar el modelo tridimensional compensando el coeficiente de variación, de 1 a 10%, con ayuda de las imágenes bidimensionales, modelo tridimensional y medidas antropométricas (considerando un posible error en la técnica al realizar la toma de dimensiones por personas no capacitadas). Cabe señalar que, el coeficiente de variación de modelos 3D realizados en partes del cuerpo humano con fotogrametría y con programas de acceso abierto es de 0.79 a 9.25% y de 0.79 a 3.25%, después de reconstruir y optimizar el modelo 3D (Yang et al., 2021).

El modelado digital de esta primera versión, se realizó utilizando el flujo de trabajo empleado en la ingeniería inversa (Suarez et al., 2019), partiendo del modelo 3D de una prótesis para mano accionada por medios mecánicos, elaborada por la diseñadora y escultora española Sonia Verd[5] u (2016). Este prototipo se desarrolló en 2016 y ha sido objeto de estudio en diversas tesis y artículos de investigación (Lopesino, 2018), fue probado en África en usuarios con amputación de mano por la organización no gubernamental África Directo. A pesar de no presentar estudios sobre su uso y resultados, se consideró cómo un prototipo visiblemente funcional, susceptible a modificaciones y mejoras, adecuado para tener un prototipo experimental como referencia a futuros desarrollos. El diseño se modificó considerando los siguientes elementos: a) dimensiones antropométricas, b) optimización funcional y estructural, c) accesibilidad en materiales y procesos constructivos, d) análisis de

usabilidad, comodidad y necesidades personales y e) facilidad durante la colocación y remoción de acuerdo a las condiciones del usuario.

C. Resultados

En la siguiente liga del programa colaborativo Fusion 360 <https://a360.co/3vDkvGA> se visualiza el modelo tridimensional original, las imágenes digitales de referencia, el modelo digitalizado del antebrazo y mano, la versión modificada y los elementos complementarios. La versión para impresión tridimensional se encuentra en <https://a360.co/3wVzVG8>. La modificación principal se hizo en la sección central del modelo, tratando de conservar elementos funcionales básicos, sin afectar la estructura principal. Con este fin, se realizó un estudio de simulación dentro de Fusion 360, modelando la sección central y sometida a tensión estática (figura 4). En el análisis se consideró una carga frontal, similar a un golpe de tipo puñetazo, con el fin de evaluar la posible resistencia máxima, en caso de que el usuario golpee por accidente una superficie.

De acuerdo con estudios en áreas del deporte (Marques, N., 2020), un impacto frontal de puño en personas no practicantes de boxeo o artes marciales, ejerce una fuerza aproximada de 700 Newtons (en el caso de varones con 70 kg de peso), este valor se utilizó como referencia inicial considerando el peso del usuario. El estudio de coeficiente de seguridad y desplazamiento, obtuvo resultados favorables, mostrando una resistencia máxima de 2.062 o bien, casi del doble de la fuerza ejercida ($71.380 \text{ kg} \times 2.062 = 144.34 \text{ Kg}$) y con un desplazamiento de 1.791 mm en la sección de mayor exposición al esfuerzo. El estudio completo se encuentra en: https://drive.google.com/file/d/1GhdXmx9FD05V_3pu3CTSmUkTIJnzJExL/view. El diseño se complementó con un brazalete, un par de placas laterales para la unión de la mano con el brazalete, y se conservó el diseño original de dedos, omitiendo el pulgar (figura 5).

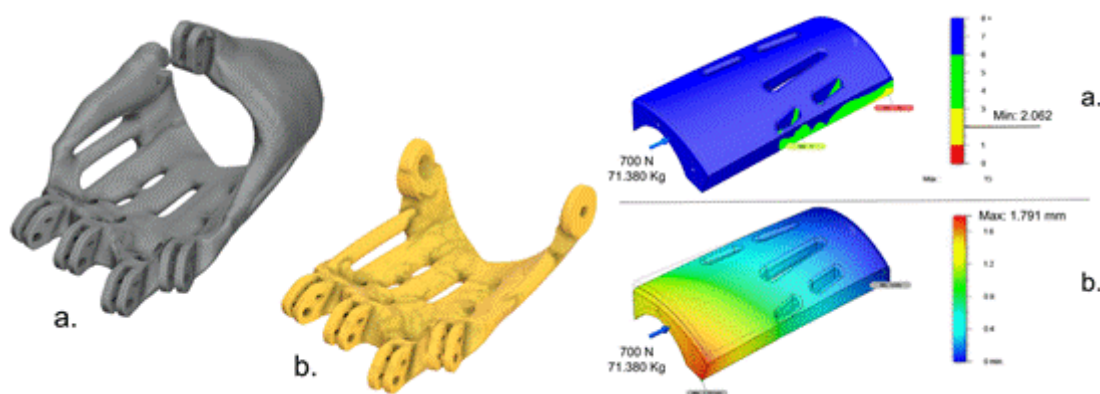


Figura 4. Izquierda. Modificación y rediseño de mano, palma/dorso, a) Pieza original, b) Modelo optimizado. Derecha. Simulación de elemento central del modelo optimizado, a) Coeficiente de seguridad, b) Desplazamiento máximo, ambos con una fuerza ejercida de 700 N (71.380 kg), en plástico PET (polietileno tereftalato-poliéster) similar al PLA en impresión 3D.

Fuente: Elaboración propia generada en programa Autodesk Fusion 360.

Se realizó la impresión tridimensional en un sistema por deposición fundida considerando lo siguiente: la mano fue impresa, en las zonas

de unión con dedos, con una capa de 0.32 milímetros (mm) de altura por 0.44 mm de ancho con relleno de tipo giroide de 50%, y de 25% en el resto de la impresión. Las piezas restantes se realizaron con altura de capa de 0.20 mm por 0.44 mm y un 25% de relleno giroide. Todas las piezas se fabricaron con un ancho de pared de 1.32 mm, impresas a velocidad de 40 milímetros sobre segundo y con soporte de árbol. El material utilizado fue filamento de ácido poliláctico (PLA) expuesto a 200°C, con un ancho de boquilla de 0.4 milímetros, con una temperatura en la cama de impresión de 70°C en capa inicial y de 60°C durante el resto de la impresión. Una vez manufacturada, se utilizó tornillería diversa de acero inoxidable, para unir elementos y reforzar ensambles, se implementaron acojinamientos para sujeción en el antebrazo y la palma de la mano. Las pruebas básicas de funcionamiento se realizaron antes del envío por mensajería y además se mostraron fotografías de todo el proceso al usuario.

La recepción del prototipo fue el 2 de julio de 2021 y se obtuvo retroalimentación sobre la interacción con el sistema a través de comentarios, imágenes y videos. Esta información hizo proceder con mejoras y rediseño de componentes, a fin de continuar con el proceso de optimización (ajuste dimensional y elementos de sujeción). El prototipo pesó 350 gramos y tuvo un costo aproximado de \$30.11 USD (materiales y envío). A través de la comunicación activa a modo de retroalimentación, se espera que el usuario interactúe, adapte y modifique el prototipo según sus necesidades. El diseño e implementación se muestra de manera conjunta en la figura 6. En la siguiente liga se adjunta un video donde se recopila el proceso de desarrollo, ensamblaje, pruebas e interacción usuario-producto: <https://youtu.be/8dg8SPChCr4>. Cabe mencionar que el usuario a través de una carta de consentimiento informado accedió a mostrar las imágenes y a utilizar los datos obtenidos para divulgación. En el presente artículo fueron omitidos, tanto el nombre como el rostro del usuario en imágenes y videos.



Figura 6. Izquierda. Prótesis experimental ensamblada. Derecha. Usuario en interacción con la prótesis experimental.

Fuente: Elaboración propia a partir del producto terminado.

DISCUSIÓN

En este trabajo se presenta el proceso realizado en formato de comunicación a distancia (Ciudad de México- San Agustín, Etlá, Oaxaca) del desarrollo y manufactura de una prótesis mecánica funcional. Este prototipo experimental fue fabricado para un usuario con amputación parcial de dedos y mano, por medio de la digitalización del miembro amputado y de su manufactura con sistemas tecnológicos emergentes, presentes en la industria 4.0. El estudio permitió corroborar las posibilidades tecnológicas impulsadas en gran medida por la pandemia prevaleciente, la cual orilló al uso masivo de las tecnologías digitales. Después de la manufactura, del envío y de la interacción del usuario con el prototipo, fue posible confirmar la importancia tecnológica de tales sistemas y la necesidad de integrarlos en el desarrollo actual de prótesis, funcionales y a la medida.

El protocolo de acción dentro del formato a distancia (teleasistencia o teleatención) se apegó, en medida de lo posible, al formato utilizado por la OMS (estudio, fabricación y ajuste, capacitación del usuario y entrega del producto), sin embargo, se estimó que el envío del prototipo de estudio fuera parte del proceso, ya que esto contribuiría en su optimización y desarrollo. Es necesario complementar el estudio con análisis de asequibilidad, biocompatibilidad, microbiología de materiales, estudios socioeconómicos, además de valorar su estética, forma y función. Se considera a futuro, implementar las tecnologías de realidad aumentada para apoyar a la adecuación física del producto[6] (Boschmann, 2021) y de diseño paramétrico, con el fin de optimizar la estructura de acuerdo con las mediciones antropométricas del usuario (Bustamante, 2018). El estudio se realizó dentro de la disciplina del diseño Industrial con un formato para el desarrollo de

productos; por tal motivo, se utilizó el término usuario en lugar del término paciente, por estar ya en una condición previa a la alta clínica. Es conveniente el manejo de conceptos que retroalimenten unidireccionalmente a las disciplinas afines a estos desarrollos, como las áreas de salud, las ingenierías especializadas y el diseño industrial. Cabe entonces considerar la capacitación técnica, la especialización de áreas y el surgimiento de nuevas disciplinas.

En nuestro entorno, las tecnologías aplicadas al apoyo social se encuentran poco desarrolladas y la asequibilidad a herramientas emergentes es precaria. En el espacio de la prototización se discute aún el uso de sistemas y programas enfocados a la manufactura aditiva, que ha demostrado su viabilidad para desarrollar productos de bajo costo, lo cual promueve a su vez un beneficio social.

CONCLUSIONES

El desarrollo mostrado permite reflexionar y vislumbrar las posibilidades de la interdisciplinariedad aplicada a las nuevas estrategias de apoyo post-traumático, ofreciendo, desde el diseño, herramientas para el acoplamiento humano-artefacto. Además, pone de manifiesto la necesidad de invertir en conocimientos y sistemas que favorezcan la democratización tecnológica, con el fin de mejorar la calidad de vida de la población, apoyando a centros educativos en su transición hacia el uso de conceptos pertenecientes a la educación 4.0 (conocimientos y habilidades necesarias para entender y manejar las tecnologías de la industria 4.0).

Finalmente, se hace un llamado a la colaboración entre disciplinas procurando el avance tecnológico local y de acuerdo con las normas internacionales, para la solución de problemas básicos que limitan el desarrollo individual y por ende el de sus comunidades inmediatas. En este sentido, las líneas de investigación enfocadas a tales fines son determinantes y deben ser implementadas siguiendo los principios de la naciente Sociedad 5.0.

FUENTES DE CONSULTA

- Boschmann, A., Neuhaus, D., Vogt, S., Kaltschmidt, C., Platzner, M., Dosen, S. (2021), "Immersive augmented reality system for the training of pattern classification control with a myoelectric prosthesis", *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 18, núm.1, pp. 1-15.
- Díez Burón, F., Marcos Vidal, J. M., Baticón Escudero, P. M., Montes Armenteros, A., Bermejo López, J. C., Merino García, M. (2011), "Concordancia entre la escala verbal numérica y la escala visual analógica en el seguimiento del dolor agudo postoperatorio", *Revista española de Anestesiología y Reanimación*, vol. 58, núm. 5, pp. 279-282. DOI: 10.1016/S0034-9356(11)70062-7.
- Bustamante, M., Vega-Centeno, R., Sánchez, M., Mio, R. (2018), "A Parametric 3D-Printed Body-Powered Hand Prosthesis Based on the Four-Bar Linkage Mechanism". In 2018 IEEE 18th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (bibe), IEEE, pp. 79-85.
- Carmenate Milián, L., Moncada Chévez, F.A., Borjas Leiva, E.W. (2014), *Manual de medidas antropométricas*, SALTRA, IRET-UNA, Costa Rica.
- Carro Suarez, J., Flores Salazar, F., Flores Nava, I., Hernández, Hernández, R. (2019), "Industria 4.0 y Manufactura Digital: Un método de diseño aplicando ingeniería inversa", *Ingeniería*, vol. 24, núm. 1, pp. 6-28. DOI:10.14483/23448393.13821.
- Chen, R. K., Jin, Y., Wensmanb, J., Shih, A. (2016), "Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—a review", *Additive Manufacturing*, vol. 12, pp. 77-89. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2016.04.002>.
- Chuang, D.C., Lai, J.B., Cheng, S.L., Jain, V., Lin, C.H., Chen, H.C. (2001), "Traction avulsion amputation of the major upper limb: a proposed new classification, guidelines for acute management, and strategies for secondary reconstruction", *Plastic and reconstructive surgery*, vol. 108, núm. 6, pp. 1624-1638. DOI: 10.1097/00006534-200111000-00030.
- Craciun, A.E. (2019), "Strategic outlook in industrial design assessment based on product category", *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 682. 1. IOP Publishing, p. e012006. DOI: 10.1088/1757-899X/682/1/012006.
- Dhawan, D., Barlow, M., Lakshika, E. (2019), "Prosthetic rehabilitation training in virtual reality", 2019 IEEE 7th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH). IEEE, pp. 1-8. DOI: 10.1109/SeGAH.2019.8882455.
- García González, G.L.A., Aguilar Sierra, S.F., Rodríguez Ricardo, R.M.C. (2018), "Validación de la versión en español de la escala de función

- del miembro superior abreviada: Quick Dash”, *Rev Colomb Ortop y Traumatol*, vol. 32, núm. 4, pp. 215-9.
- Gatzky, T. (2020), “Industrial Design”, *Integrated Design Engineering*. Springer, pp. 221-253. DOI: 10.1007/978-3-030-19357-7_6.
- Gladman, A. Sydney, Garcia-Leiner, M., Sauer-Budge, A. F. (2019), “Emerging polymeric materials in additive manufacturing for use in biomedical applications”, *AIMS Bioengineering*, vol. 6., núm. 1, pp. 1-20. DOI: 10.3934/bioeng.2019.1.1.
- Gómez Gil, C. (2018), “Objetivos de Desarrollo Sostenible (ods): una revisión crítica”, *Papeles de relaciones ecosociales y cambio global*, núm. 140 pp. 107-118 URL:<https://www.fuhem.es/papeles/papeles-numero-140/>.
- González-Henríquez, C. M., Sarabia-Vallejos, M. A., Rodríguez Hernández, J. (2019), “Polymers for additive manufacturing and 4D-printing: Materials, methodologies, and biomedical applications”, *Progress in Polymer Science*, vol. 94, pp. 57-116. DOI:10.1016/j.progpolymsci.2019.03.001.
- Hernandez, A., Lemaire, E. (2017), “A smartphone photogrammetry method for digitizing prosthetic socket interiors”, *Prosthetics and orthotics international*, vol. 41, núm. 2, pp. 210–214. DOI: 10.1177/03093646166664150.
- Lee, Bandy X., Kjaerulf, F., Turner, S., Cohen, L., Donnelly, P. D., Muggah, R., Davis, R., Realini, A., Kieselbach, B., Snyder MacGregor, L., Waller, I., Gordon, R., Moloney-Kittsj, M., Leea, G., Gilligan, J. (2016), “Transforming our world: implementing the 2030 agenda through sustainable development goal indicators”, *Journal of public health policy*, vol. 37, Iss. 1, pp. 13-31. DOI:10.1057/s41271-016-0002-7.
- Lopesino Rivera, D. (2018), “Análisis y mejora del diseño de una mano protésica”, tesis de grado, Biblioteca ETSI Industriales, UPM, Madrid, España. URL: <http://oa.upm.es/50450/>.
- Manero, A., Smith, P., Sparkman, J., Dombrowski, M., Courbin, D., Kester, A., Womack, I., Chi, A. (2019), “Implementation of 3D printing technology in the field of prosthetics: past, present, and future”, *International journal of environmental research and public health*, vol. 16, núm. 9. DOI: 10.3390/ijerph16091641.
- Marfell-Jones, M., Olds, T., Stewart, A., Carter, L. (2006), “Estándares Internacionales para Mediciones Antropométricas”, Sociedad Internacional para el Avance de la Cineantropometria. URL:https://www.uninut.org/images/material_ponentes/37/2/Estandares_Internacionales_para_la_medicion_antropometrica.pdf.
- Marques Junior, N. K. (2020), “Punch and kick impact in combat sports: a systematic review”, *Pensar en Movimento: Revista de ciencias del ejercicio y la salud*, vol. 18, núm. 2, pp. 139-167. DOI: 10.15517/pensarmov.v19i1.45341.

- Organización Mundial de la Salud (oms) (Suiza) (2008), Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings. World Health Organization. Disponible en <https://www.who.int/publications/i/item/9789241547482>, consultado el 02 de agosto de 2021
- Organización Mundial de la Salud (OMS) (2017a), “WHO standards for prosthetics and orthotics, Part 1”, World Health Organization. Disponible en <https://apps.who.int/iris/handle/10665/259209/>, consultado el 02 de agosto de 2021.
- Organización Mundial de la Salud (OMS) (2017b), “WHO standards for prosthetics and orthotics Part 2”, World Health Organization. Disponible en <https://apps.who.int/iris/handle/10665/259209/>, consultado el 02 de agosto de 2021.
- Prostheses External Limb (2011), “External Orthoses-Requirements and Test Methods”, ISO Standard 22523. URL: <https://www.iso.org/standard/37546.html>.
- Sin, Lee Tin, Rahmat, A.R., Rahman, W. A. W. A. (2012), Polylactic acid: PLA biopolymer technology and applications. William Andrew. DOI:10.1016/C2010-0-65966-9.
- Subirana Pérez, D. (2021), “Diseño y fabricación de prótesis para amputación de dedos con impresión 3D”. (Bachelor's thesis, Universitat Politècnica de Catalunya). URL:<http://hdl.handle.net/2117/339784>.
- Verdu, S. (2016), Mano mecánica, Impresión 3D, Art Work Sonia Verdu, España. Disponible en <http://www.soniaverdu.es/2016/04/mano-mecanica-impresion-3d.html>, consultado el 02 de junio de 2021.
- Yang, Y., Xun, J., Elkhuzena, W. S., Song, Y. (2021), “The development of a low-cost photogrammetry based 3D hand scanner”, HardwareX, vol. 10, e00212. DOI:10.1016/j.ohx.2021.e00212.