

Viabilidad técnica y económica de un socket transfemoral fabricado mediante un método híbrido manual-CAD/CAM de bajo costo

Technical and Economic Feasibility of a Transfemoral Socket Fabricated Using a Low-Cost Hybrid Manual and CAD/CAM Method

Félix Arnoldo Durán Núñez, Brenda Pendones Flores, Cynthia Guadalupe Muñoz Alvarado, Santiago Flores Gasca

Resumen

En el presente estudio se desarrolló una investigación de caso único de carácter aplicado y tiene por objeto evaluar la viabilidad técnica y económica de la fabricación de un socket transfemoral para una persona con amputación transfemoral derecha utilizando equipos asequibles, demostrando la posibilidad de elaboración con bajos costos, mediante el uso de tecnologías CAD-CAM, escaneo 3D e impresión 3D, apoyadas parcialmente en métodos tradicionales. En muchos contextos, la fabricación y costos de las prótesis depende de equipamiento especializado y mano de obra altamente calificada, lo que limita su acceso para personas de bajos recursos. Actualmente existen nuevas maneras de diseñar y fabricar productos o dispositivos personalizados en entornos académicos y de investigación. En este estudio se propone integrar dichas herramientas o técnicas en un flujo de trabajo que combine los métodos tradicionales con el escaneo tridimensional del muñón, el modelado digital del socket y su fabricación mediante impresión 3D. Como resultado se demostró la viabilidad de fabricar un socket mediante la aplicación de tecnologías CAD-CAM utilizando recursos asequibles con un costo de 42.77 USD.

Palabras clave: Amputación transfemoral; Prótesis; Impresión 3D; Fabricación asistida por ordenador.

Félix Arnoldo Durán Núñez

Instituto Tecnológico Superior de Nuevo Casas Grandes | Nuevo Casas Grandes | México | fduran@itsncg.edu.mx
<https://orcid.org/0000-0001-9998-8781>

Brenda Pendones Flores

Universidad Autónoma de Chihuahua | Chihuahua | México | Brendapf293538@gmail.com
<https://orcid.org/0009-0009-6987-2900>

Cynthia Guadalupe Muñoz Alvarado

Universidad Lasalle Chihuahua | Chihuahua | México | Cynthiama_31@hotmail.com
<https://orcid.org/0009-0000-8807-9603>

Santiago Flores Gasca

Instituto Tecnológico Superior de Nuevo Casas Grandes | Nuevo Casas Grandes | México | sflores1912@gmail.com
<https://orcid.org/0000-0002-6800-9728>

<http://doi.org/10.46652/rgn.v11i52.1728>

ISSN 2477-9083

Vol. 11 No. 52, octubre-diciembre, 2026, e2601728

Quito, Ecuador

Enviado: junio 10, 2026

Aceptado: agosto 13, 2026

Publicado: octubre 15, 2026

Publicación Continua

Abstract

This research was designed as an applied single-case study aimed at evaluating the technical and economic feasibility of fabricating a transfemoral socket for an individual with a right-sided transfemoral amputation using affordable equipment. The proposed workflow combined traditional manual techniques with computer-aided design and manufacturing (CAD-CAM), 3D scanning, and additive manufacturing. Because the available 3D scanner could not directly capture the residual limb in the standing position due to obstruction from the contralateral limb, a hybrid approach was implemented. A negative mold and a positive plaster model of the residual limb were first produced using manual techniques, and the resulting positive model was scanned and modified to design the socket using Blender. A PLA socket was initially manufactured for preliminary fitting and comfort tests, followed by the fabrication of the final socket using ABS filament. The socket was assembled with the existing prosthetic components and underwent preliminary test of fit, suspension, and ambulation. Subjective evaluations indicated acceptable-to-good results, and the prototype allowed preliminary ambulation under supervision; slight pistoning was observed during the swing phase. The total fabrication cost was USD 42.77, considering materials and electrical energy, while equipment acquisition and labor were not included. These results indicate the preliminary technical feasibility of combining manual and digital techniques to fabricate a transfemoral socket using affordable resources. However, the prototype requires further mechanical, functional, and clinical evaluation before being considered for routine daily use.

Keywords: Transfemoral amputation; Prosthesis; 3D printing; Computer aided manufacturing

Introducción

Son pocas las causas principales por las que una persona pierde una extremidad, estas pueden ser básicamente derivadas de traumatismos con un 45% y enfermedades vasculares con un 54% mientras que otras causas representan la proporción restante. Tan solo en Estados Unidos de Norteamérica ocurren alrededor de 185,000 amputaciones anuales (Girijala & Bush, 2018). De ahí que existe una demanda de prótesis, sin embargo, estos dispositivos pueden presentar costos elevados, que oscilan entre 5,000 a 50,000 USD (De Vivo Nicoloso et al., 2021).

Por este motivo se deja de lado a muchas personas con amputaciones que no tienen cómo costearse la fabricación de una prótesis ya sea porque no tienen algún sistema de seguridad social, o que tienen, pero este no cubre la adquisición de una prótesis. Existe por tanto una mala calidad de vida para estas personas. Hoy en día a diferencia de tiempos remotos hay más conocimiento y más herramientas, cada vez más accesibles en la fabricación de prótesis. Básicamente se tienen dos métodos de fabricación; el método de elaboración manual como uno de los principales; también existen métodos sofisticados que involucran diseño asistido por computadora y manufactura asistida por computadora, CAD-CAM por sus siglas en inglés, y también existe una combinación de ambos (Oldfrey et al., 2024). El método manual no requiere de muchos equipos costosos, pero requiere de la habilidad del protesista, mientras que el método CAD-CAM requiere equipos especializados que pueden presentar una inversión considerable. La combinación de ambos métodos puede permitir aprovechar las ventajas de cada uno y reducir algunas limitaciones. Una parte muy importante de una prótesis es el socket o “encaje” porque es el que tiene el contacto directo con el usuario, como su nombre lo indica, encaja en el muñón, además de ser un componente crítico para lograr un adecuado ajuste, comodidad y funcionalidad (Kahle et al.,

2020). El presente artículo detalla la fusión del método manual y del método CAD-CAM, con el objeto de poder utilizar tecnologías asequibles en la elaboración de un socket transfemoral.

Existe suficiente literatura que presenta cómo elaborar un socket, pero los estudios muestran diferentes enfoques entre los métodos manuales y los digitales. Pero, la evidencia relacionada con la comparación entre los métodos manuales, digitales e híbridos aún es limitada e inconsistente; van Gastel et al. (2026), en una revisión de alcance, identificaron 20 estudios que compararon los métodos. Lo anterior pone de manifiesto que aún existe oportunidad para desarrollar y evaluar procesos híbridos que permitan combinar métodos tradicionales con tecnologías digitales en la elaboración de sockets mediante el uso de recursos asequibles.

Como lo mencionan Oldfrey et al. (2024), la fabricación tradicional de una prótesis requiere de tiempo y trabajo manual. Este proceso se realiza en diferentes etapas para obtener y adaptar el dispositivo protésico al usuario. Estas etapas pueden complementarse con tecnologías digitales como CAD-CAM y manufactura aditiva. La hibridación de los métodos de fabricación de prótesis (manual y CAD/CAM) aprovecha las bondades de cada uno. En el caso del presente estudio se tiene que recurrir al método manual porque hablando específicamente de los equipos de escaneo 3D con que cuenta la institución no tienen la capacidad de hacer el escaneo tridimensional del muñón en amputaciones transfemorales en la posición simulada de bipedestación que tendría la persona amputada y si cambia su postura, puede modificarse la forma en que se captura la geometría del muñón, lo que podría afectar el diseño del socket. Lo anterior se encuentra relacionado con las variaciones de volumen y forma del miembro residual descritas por Paternò et al. (2021). Esta situación justifica el uso de un flujo híbrido que combine el método tradicional con tecnologías CAD-CAM.

La presente investigación tiene por objetivo evaluar la viabilidad técnica y económica de la fabricación de un socket transfemoral mediante la hibridación de métodos manuales y tecnologías CAD-CAM utilizando recursos asequibles.

Metodología

Tipo de investigación: Es una investigación aplicada del tipo tecnológico, que está orientada al desarrollo de un componente de una prótesis, utilizando tecnologías de bajo costo. Cuenta con un diseño no experimental, transversal, aplicado, como estudio de caso único. La investigación no buscó la manipulación de variables desde un enfoque estadístico, sino que se realizó la descripción y evaluación preliminar de viabilidad técnica de un flujo de actividades para lograr el objetivo evaluar la viabilidad técnica y económica de la fabricación de un socket transfemoral.

A continuación, se listan las actividades realizadas en la propuesta metodológica, dichas actividades tienen por objeto lograr el cumplimiento de los objetivos planteados.

- Valoración médica de la usuaria amputada
- Toma de medidas del muñón y elaboración de molde negativo
- Elaborar molde positivo del muñón
- Digitalización del molde positivo y diseño del socket
- Imprimir socket
- pruebas y ensamble del socket a prótesis

Las prótesis transfemorales se componen de diferentes componentes, entre ellos el socket, la articulación de rodilla, los elementos de unión y el pie protésico. Las articulaciones de rodilla se clasifican, entre otros criterios, de acuerdo con su eje de movimiento y mecanismo de funcionamiento, incluyendo las que son de tipo monocéntrico y policéntrico (Kılınç Kamacı & Aydemir, 2023). Para proceso de producción no se realizó la selección de componentes protésicos, debido a que la usuaria ya contaba con una prótesis transfemoral. Por tanto, la investigación se centró específicamente en la fabricación e incorporación del nuevo socket a la prótesis existente, la cual contaba con una rodilla monocéntrica POLIOR MO-01. Este modelo ha sido reportado en estudios de persona transfemoral; Broche Vázquez et al. (2015), documentaron su utilización junto con otros elementos protésicos durante el análisis de la marcha.

El socket constituye el elemento que se fabricó en este estudio. Entre los diseños comúnmente utilizados se encuentran los isquiáticos y subisquiáticos. Dentro de los primeros se encuentran los de contención isquiática y contención ramal, mientras que entre los subisquiáticos se encuentran los diseños cuadrilaterales y los subisquiales asistidos por vacío (Muller, 2016).

Otro componente que se pudiera considerar opcional es el liner el cual es una media, forro o calcetín especial para proteger al muñón, presionarlo, así como también sirve para la distribución de la presión, y darle forma desde el momento de hacer el molde negativo para que proporcione la forma adecuada, además de que permite mayor protección al usar de manera cotidiana la prótesis., en este caso, por no contar con él se optó por omitirlo.

Equipos utilizados

Se utilizaron los siguientes equipos:

- Computadora con procesador Intel Core i9 de 11va generación, y 16 GB de RAM
- Impresora 3D Guider II de la marca Flashforge, proporcionada por la institución educativa donde se desarrolla la investigación.
- Escáner 3D 3SH10 de la marca XYZprinting, Inc. Con una resolución 1.0-2.5 mm, proporcionado por la institución educativa donde se desarrolla la investigación.

Recursos y materiales:

- Se utilizó el software Blender de modelado y edición de mallas el cual es gratuito y de código abierto para modelado y edición de mallas tridimensionales (Blender Foundation, s.f.), para realizar el diseño del socket. Este software permite a los usuarios modificar algunos aspectos de un modelo 3D en tres dimensiones, entre ellos la renderización de volumen 3D, el desenrollado UV y el esculpido. El software Blender tiene funciones para mejorar el resultado del modelo 3D.
- Filamento SUNLU PLA para Impresora 3D PLA Filamento 1.75 mm, cristalino, de carrete de 1.0 kg. Este se usó para el socket de prueba con un costo 269.99 pesos mexicanos equivalente a 14.21 USD, se aclara que solamente se utilizó alrededor de una tercera parte del carrete.
- Filamento ABS Creality Ultra de 1,75 mm, filamento de impresora 3D ABS de carrete de 1 kg, utilizado para el socket final con un costo de 360.53 pesos mexicanos; 18.97 USD, cabe señalar que solamente se utilizó el 75% del carrete, contando desperdicios y considerando que se imprimió sólido al 100%
- Pegamento epóxico Plastiaceró rápido en lata de 70 g, SRI-56 para plásticos ABS con un valor en el mercado de 163.84 pesos mexicanos; 8.62 USD.
- Plastilina epóxica de la marca PlastiLoka con un costo en el mercado de 100 pesos mexicanos equivalente a 5.26 USD.
- Material para válvula de succión manual, piezas de reúso por lo tanto su costo fue de 0 USD, en plataformas de ventas en línea se pueden encontrar válvulas de succión. Por citar un ejemplo, la válvula MEV320 de Trulife o una similar de Ottobock se oferta en 6100.00 pesos mexicanos, equivalentes a 321.05 USD, no se decidió por comprar válvula porque incrementaría mucho los costos; por ello se optó por realizarla.

Descripción de la metodología:**Valoración de la usuaria**

La persona amputada, a quien en lo sucesivo se le denominará como “usuaria” tuvo una reunión con la fisioterapeuta en la cual se determinó lo siguiente:

Es una usuaria de 30 años con amputación transfemoral derecha, de complexión normal, a quien se le realizó una exploración física encontrando que el muñón está en buenas condiciones y con forma de cúpula, buen tamaño, sin lesiones y con cicatrización total. La fisioterapeuta indica que el muñón tiene buen tamaño, pero no lo suficientemente largo como para utilizar un socket de diseño subisquial; el muñón si permite buen brazo de palanca y deja espacio para la colocación de otras partes de la prótesis (la articulación de rodilla, por ejemplo), la piel no presenta lesiones, el

muñón tiene forma de cúpula, cilíndrica suave, siendo estas condiciones necesarias. Por lo anterior, se eligió fabricar socket con el diseño similar al de contención isquiática, el cual proporciona más estabilidad (Muller, 2016, p. 543).

Toma de medidas y elaboración del molde negativo

Se procedió a realizar las mediciones del muñón, siendo las siguientes: circunferencia de 47 cm a 7 cm debajo de la rodilla, en su parte media la circunferencia es de 53 cm, debajo del glúteo la circunferencia es 54 cm, parte anterior 28 cm, posterior 22 cm, y midiendo desde la parte anterior hasta la parte posterior (todo el muñón 50 cm). Posteriormente se realizó un molde negativo del muñón; usando vendajes de yeso (método manual), se dejó secar el molde por un periodo de tres días (López Gualdrón et al., 2019, p. 76).

Elaboración del molde positivo

Una vez que se tuvo el molde negativo se procedió a realizar el molde positivo, con yeso (método manual).

Berke et al. (2008), mencionan que la captura de la forma del muñón mediante métodos CAD suele implicar un proceso de escaneo. Este proceso varía según el fabricante del equipo utilizado y puede ser con o sin contacto. En ambos casos, se le pide al amputado que mantenga el muñón inmóvil y se puede aplicar temporalmente un marcador de referencia en la superficie de la extremidad durante el escaneo (p. 18).

Para el proceso propuesto se decidió que era más conveniente realizar el molde positivo de la manera manual, lo anterior se derivó de las limitantes del escáner 3D utilizado; éste paso se tuvo que realizar porque el escáner 3D no tiene la capacidad de hacer el escaneo del usuario en modo de bipedestación, por la obstrucción que ocurre naturalmente de la pierna (no amputada), es decir, se tuvo que hacer un molde positivo para escanearlo con mayor libertad.

Existen estudios que muestran el escaneo directamente del muñón. Por ejemplo, López Gualdrón et al. (2019), describen la obtención del modelo de referencia mediante un escaneo 3D del miembro residual del paciente realizando un recorrido 360° con el escáner a una distancia de 80 a 100 cm (p.77). Sin embargo, por las limitantes antes mencionadas se tuvo que hibridar el proceso manual con el proceso CAD-CAM.

Digitalización del molde positivo y diseño del socket

Toda vez que se tiene el molde positivo del muñón y habiendo dejado seis días de tiempo de fraguado (López Gualdrón et al., 2019) , se procede entonces a digitalizar el molde positivo mediante un escáner 3D modelo 3SH10 de la marca XYZprinting, Inc., utilizando como interfaz

el software XYZscan Handy proporcionado por misma marca, cabe aclarar que esta interfaz es muy amigable e intuitiva ya que aunque no se tengan conocimientos previos de escaneo 3D, la persona que utilice el escáner logrará escanear fácilmente. Este momento es cuando se cambia al método CAD-CAM. Ya con el archivo del muñón escaneado, se utilizó el software editor de mallas “Blender” para diseñar el socket o encaje. Como comprobación de dimensiones, se escaneó una pieza de referencia, cuya longitud real era de 130 mm. La medición realizada sobre el modelo digital fue de 136.8 mm, lo que representa una diferencia de 6.8 mm y un error relativo del 5.23% respecto al objeto físico. Al momento de mandar a impresión ese objeto la dimensión detectada por la por el software de la impresora fue de 136.86 mm. Es decir solo 0.06 comparado con el objeto digitalizado. Por esa razón cuando se imprimieron los sockets se redimensionaron las impresiones para que se ajustaran a las medidas originales del muñón. Cabe aclarar que no se hicieron pruebas de repetitividad, ni una calibración formal.

Impresión del socket

Cuando se tuvo el diseño del socket en el editor de mallas “Blender” se procedió a utilizar la impresora 3D Guider II de la marca Flashforge que utiliza diversos filamentos, de inicio se optó por el filamento de ácido poliláctico (PLA) de color cristalino, para obtener el primer socket con el que se hicieron pruebas principalmente de confort y sujeción, el filamento cristalino permite observar cómo se adapta el socket al muñón (Pino et al., 2023). Después de haber pasado las pruebas con el socket de PLA se procedió a utilizar el filamento ABS, color gris de la marca Creality Ultra para la fabricación del socket final. Este material fue seleccionado por sus características de resistencia a impactos, lo que lo hace adecuado para que tenga mayor durabilidad, considerando su aplicación en la fabricación del socket mediante impresión 3D. Tiene capacidad de soportar cargas y tensiones, se puede moldear por inyección, presenta buenos acabados lo que permite obtener superficies lisas y estéticamente atractiva (Protolabs, s.f.), además de ser menos quebradizo y más resistente a la humedad.

Los parámetros técnicos utilizados en el proceso de impresión fueron los siguientes: diámetro de boquilla de 0.4 mm, temperatura del extrusor de 230 °C, temperatura de cama o plataforma de 105 °C, con porcentaje de relleno de 100%, orientación horizontal de la impresión, estructura del perímetro de 2, velocidad de impresión de 60 mm/s y velocidad de trayectoria de 80 mm/s. El formato utilizado por la impresora corresponde a la extensión .gx.

Pruebas y ensamble del socket a prótesis

Cuando se tuvo el socket impreso se ensambló en el resto de la prótesis, ver figura 1, inciso b. La unión entre el socket al ancla (anchor) constituye una de las principales limitaciones del prototipo, debido a que se realizó utilizando los dos pegamentos epóxicos, primero se usó pegamento de plastilina epóxica (PlastiLoka) para lograr que el socket tuviera mejor conexión con el ancla, esto debido a que el socket estaba realizado a partir de la forma del muñón y el ancla

tenía una curvatura que no ensamblaba exactamente. Enseguida se utilizó el otro pegamento Plastiacer para cubrir y pegar toda el ancla al socket. Una vez que quedó socket y ancla unidos, se conectó al adaptador piramidal superior, localizado en la parte superior de la rodilla (piramidal adapter), siendo este último la unión con el resto de la prótesis. Es necesario mencionar que esta unión no fue sometida a pruebas mecánicas de resistencia.

Desde el diseño se consideró dejar un orificio de 28 mm, a una altura aproximada de 8 centímetros de la parte distal a la parte proximal, entre la cara posterior y la cara medial del modelo 3D, toda vez que se tuvo impreso el socket se procede a colocarle una válvula de fabricación propia para que el sistema de suspensión fuera mediante vacío. La válvula se obtuvo de reciclar la sección donde va la tapa de un vaso térmico (botella térmica) ya que dicha sección contenía los elementos esenciales; roscas en la base y en la tapa y empaques haciendo que fuera hermético. En el sitio de ventas por internet eBay se encuentra el producto al cual se le retiraron las piezas para la fabricación de la válvula. Dicho producto se localiza buscando “Aluminum water bottle 20 Oz reusable bottles lightweight leak proof aluminum spo” con un costo aproximado de 43 USD por 10 botellas. Es decir, 4.30 USD por pieza. Cabe la aclaración que se realizó la búsqueda únicamente de la tapa, pero no se encontró. Su funcionamiento consiste en dejar salir el aire mientras se coloca el socket y una vez ensamblado cerrarlo enroscando la tapa. Para determinar si estaba haciendo su función se estuvo haciendo pruebas de jalón con el fin de determinar si el socket se desprendía del miembro residual. Se hicieron pruebas de sujeción nuevamente, pero incluyendo el socket unido a la prótesis. Posteriormente se hicieron pruebas de deambulaci3n con ayuda de un andador que previene un accidente a la usuaria.

Se realizó un formato para recopilar informaci3n de la usuaria en cuanto a las pruebas de ajust3, sujeci3n y deambulaci3n. El formato incluye la escala donde 1 = Muy deficiente, 2 = Deficiente, 3 = Aceptable, 4 = Bueno, 5 = Excelente. En cuanto a ajuste, se consider3: la facilidad de colocaci3n, presi3n en zonas sensibles, comodidad en sedestaci3n, comodidad en bipedestaci3n, y estabilidad, las respuestas fueron entre aceptable y bueno. Para la sujeci3n, se tom3 en cuenta si se presentaba rotaci3n, distracci3n, seguridad percibida. Las respuestas fueron en nivel aceptable; no obstante, para mejorar la seguridad percibida, se utiliz3 un cintur3n o manga que daba mayor soporte a la sensaci3n de seguridad. Para las pruebas de deambulaci3n se consideraron: bipedestaci3n, inicio de marcha, balanceo y estabilidad. En este punto se hicieron dos pruebas (con rodilla bloqueada y desbloqueada). Las respuestas fueron entre aceptable y bueno. Se pudo observar que se le facilita la deambulaci3n con la rodilla bloqueada, probablemente por el tipo de rodilla econ3mica, ya que carece de sistemas hidr3ulicos o electr3nicos, adem3s de ser la primera vez que la usuaria caminaba despu3s de la amputaci3n. Se explic3 que, para la usuaria, fue la primera vez que utilizaba socket y pr3tesis; por tanto, no tena un punto de comparaci3n con otros sockets. De acuerdo con la valoraci3n subjetiva realizada, la usuaria consider3 que el socket presentaba una adaptaci3n satisfactoria a la forma del mu3n y facilitaba su colocaci3n y estabilidad durante las pruebas.

La valoraci3n realizada en este estudio coincide parcialmente con las estrategias de evaluaci3n reportadas en literatura reciente. Tiesler et al. (2025), en una revisi3n sistem3tica de 25 estudios

acerca de la evaluación del confort de sockets transfemorales, encontraron que 17 estudios utilizaron cuestionarios o valoraciones subjetivas, mientras que otros incorporaron métodos objetivos, como análisis de marchas, pruebas de movilidad, mediciones de presión y evaluación de desplazamiento entre el muñón y el socket. Los autores mencionan que tanto las valoraciones subjetivas, así como las mediciones objetivas aportan información importante, pero ninguna de ellas permite evaluar de manera integral el ajuste y el confort del socket. En el presente estudio se utilizó una escala de 1 a 5 para valorar de manera tanto el ajuste como la sujeción y la deambulaci3n; por tanto, los resultados obtenidos deben interpretarse como una valoraci3n subjetiva y preliminar del desempe1o del prototipo.

Consideraciones 3ticas:

Se obtuvo el consentimiento informado de la usuaria para participar en el estudio y realizar las pruebas de ajuste, sujeci3n y deambulaci3n. Se le inform3 que el socket era un prototipo aclarando que no sustituía una prescripci3n m3dica, adem3s que el uso debía ser durante las pruebas y solamente realizarse bajo supervisi3n.

Resultados

El costo de fabricaci3n del socket fue de aproximadamente 42.77 USD, (ver tabla 1). En cuanto a los tiempos de impresi3n, el primer socket de prueba elaborado con PLA tuvo una duraci3n aproximada de 9.5 horas, mientras cada uno de los dos sockets elaborados con ABS requiri3 30 horas de impresi3n aproximadas. En el primero de los dos sockets ABS se present3 una interrupci3n del suministro el3ctrico que dej3 la pieza inconclusa. En estas cantidades no se consider3 la adquisici3n de equipo de c3mputo, escaneo e impresi3n, debido a que la instituci3n educativa donde se desarrolla el estudio proporciona esos recursos para proyectos de investigaci3n. Por tanto, los costos considerados corresponden únicamente a los materiales y recursos utilizados directamente en la fabricaci3n del socket.

El principal resultado radica en que se logr3 evaluar la viabilidad t3cnica y econ3mica de la realizaci3n del socket o encaje por el m3todo establecido, obteniendo un prototipo que permiti3 realizar pruebas preliminares de ajuste, sujeci3n y deambulaci3n. El prop3sito de este proceso de fabricaci3n fue demostrar la posibilidad de su elaboraci3n, por lo que no se plante3 como un socket destinado al uso diario.

Tabla 1. Materiales utilizados en la fabricaci3n de socket y sus costos en USD

Materiales	Costo unitario USD	Cantidad utilizada	Costo USD
Filamento SUNLU PLA para Impresora 3D PLA Filamento 1.75 mm, cristalino	14.21	.45 Kg.	6.39
Energía para imprimir socket de prueba PLA	.081	19 Kwh.	1.54

Materiales	Costo unitario USD	Cantidad utilizada	Costo USD
Filamento ABS Creality Ultra de 1,75 mm, filamento de impresora 3D ABS	18.97	.75 Kg.	14.23
Energía eléctrica para impresión de sockets de filamento ABS	.081	30 Kwh.	2.43
Pegamento epóxico Plastiaceró rápido en lata de 70 gm. SRI-56 para plásticos ABS	8.62	1 unidad	8.62
Material para válvula de succión manual realizada con material de reúso	4.30*	1 unidad	4.30
Pegamento de plastilina epóxica (Plasti Loka)	5.26	1 unidad	5.26
Horas de trabajo del proceso de fabricación	0**	7 hrs/h	0
		Total	42.77

Fuente: elaboración propia.

Nota: * El costo de la válvula se estimó de 4.30 USD, tomando como referencia el valor comercial aproximado del producto del que se recuperó la pieza. **Trabajo realizado de manera altruista, no se contabilizó como costo, por tanto, el costo reportado corresponde únicamente a materiales y energía.

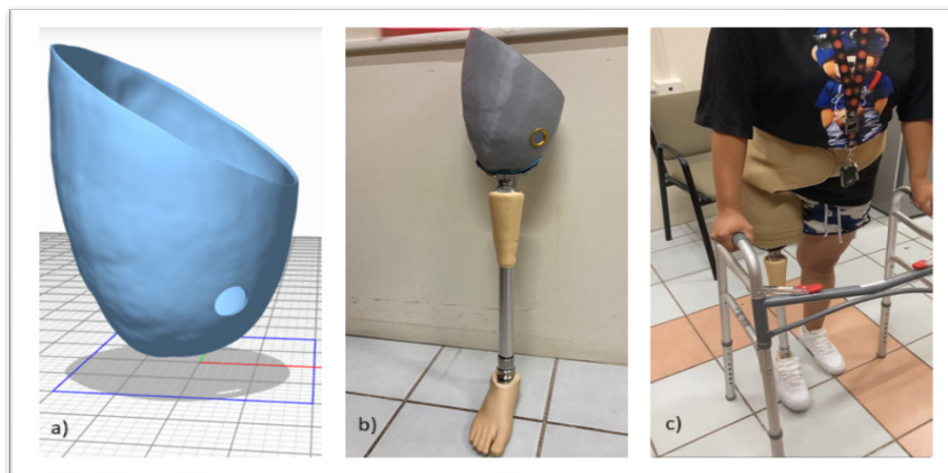
La tabla anterior detalla los materiales utilizados, sus costos unitarios, cantidades utilizadas y su costo total en USD.

Primero se imprimió un socket con filamento PLA (menos resistente) para pruebas realizadas de confort. Durante las pruebas la usuaria manifestó que el dispositivo se adaptaba a la forma de su muñón y que no experimentó molestias. Posteriormente, se procedió a imprimir socket con filamento ABS, siendo este socket el que se usó para colocarle el resto de la prótesis y hacer el resto de las pruebas. Se puede ver figura 1, inciso a, donde se muestra el diseño en 3D del prototipo. El socket presentó succión y se observó una ligera distracción durante la fase de balanceo. Para reforzar la suspensión se utilizó un cinturón manga para prótesis.

La usuaria que desde su accidente únicamente tenía como medio de locomoción las muletas o silla de ruedas, por primera vez pudo caminar utilizando la prótesis. Este resultado se observó únicamente en las pruebas de deambulaci3n realizadas bajo supervisi3n y no constituye una evaluaci3n clínicade la funcionalidad de la prótesis. Ver figura 1, inciso c.

A continuaci3n, se muestra la figura 1, que contiene un extracto gráfico de lo mencionado anteriormente.

Figura 1. Modelo 3D y pruebas del socket a) modelo 3D de socket b) socket ensamblado en el resto de la prótesis c) usuaria haciendo pruebas de deambulaci3n.



Fuente: elaboraci3n propia.

Discusi3n

El haber contado con una v3lvula de succi3n unidireccional hubiera mejorado la succi3n, y por ende la suspensi3n, porque la usuaria refiri3 que, en su deambulaci3n, no en la fase de apoyo, sino en la fase de balanceo, un leve desplazamiento longitudinal del mu3n dentro del socket, fen3meno conocido como pistoneo. De ah3 que se us3 un cintur3n manga para mejorar la suspensi3n. Existe una correlaci3n entre el pistoneo dentro del socket y el m3todo de suspensi3n, ya que esto permite que el mu3n se fije al socket y por tanto al resto de la pr3tesis Gholizadeh et al. (2012), se3alan que la suspensi3n prot3sica cumple un papel fundamental para garantizar la fijaci3n segura de la pr3tesis al miembro residual y que existe correlaci3n entre el movimiento vertical dentro del encaje, o pistoneo, y el m3todo de suspensi3n prot3sica (p. 894).

Por muy peque3a que sea la distracci3n o desplazamiento del mu3n dentro del socket se pone en riesgo el control de la pr3tesis. Muller (2016), se3ala que el desplazamiento o pistoneo del miembro residual dentro del encaje, incluso si es de unos pocos mil3metros, puede provocar p3rdida del control prot3sico, irritaci3n de la piel, malestar general en el encaje, edema distal del miembro residual y desviaciones de la marcha. En este sentido, la ligera distracci3n observada durante la fase de balanceo representa un aspecto que debe considerarse para mejorar el sistema de suspensi3n en futuras pruebas.

Es necesario mencionar que ya existe la elaboraci3n de pr3tesis con tecnolog3a de dise3o e impresi3n en 3D, pero com3nmente se utiliza el esc3ner directo al mu3n. La posici3n del miembro residual y su interacci3n con el socket son factores relevantes para lograr un ajuste, la estabilidad y el control de una pr3tesis transfemoral, como se3alan Chong y R3hrle (2016).

Con el esc3ner utilizado en este estudio, la persona amputada, al estar en posici3n est3tica erguida que simula la alineaci3n en bipedestaci3n, presenta una configuraci3n en la que la pierna

contralateral obstruye parcialmente la captura del miembro residual. Dicha obstrucción impidió realizar el escaneo directo del miembro residual, por lo que se optó por obtener primero el molde mediante el método tradicional y posteriormente digitalizarlo. Esta decisión coincide con lo señalado por Dickinson et al. (2021), quienes mencionan que las tecnologías de escaneo 3D deben ser evaluadas para determinar su desempeño en la captura de la forma del miembro residual y que el moldeado manual constituye un método de referencia para el diseño del socket.

Es importante que en futuros proyectos se considere contar con el “liner” antes mencionado; la incorporación de un liner podría contribuir a mejorar la interfaz entre el miembro residual y el socket, además de proporcionar mayor estabilidad al tejido blando del muñón. Esto podría contribuir a reducir los efectos asociados con las variaciones del volumen del miembro residual, las cuales pueden afectar el ajuste del socket (Paternò et al., 2021). Asimismo, el liner puede contribuir a disminuir fuerzas de cizallamiento en la piel y mejorar el acoplamiento entre el miembro residual y el socket, dependiendo de sus propiedades mecánicas (Cagle et al., 2018). Además, cuando el usuario no ha utilizado previamente una prótesis, puede ser conveniente considerar la elaboración del molde del muñón con el liner colocado. Young et al. (2023), señalan que los liners de silicona o de gel pueden ayudar a preformar los tejidos blandos del miembro residual, distribuir fuerzas y favorecer la comodidad, la suspensión, el soporte y la estabilización.

Los resultados muestran que el flujo realizado permitió integrar técnicas manuales y digitales en la fabricación de elementos protésicos utilizando componentes y equipos asequibles, ya que se conservan partes buenas de ambos y, de la misma manera se pueden descartar algunas de sus debilidades. Por mencionar el ejemplo de contar con escáneres costosos para digitalizar el miembro del usuario en bipedestación o bien al usar puramente el método tradicional se requeriría la destreza, experiencia y habilidad del protesista, en este sentido la hibridación propuesta busca demostrar que se pueden fabricar elementos protésicos usando componentes y equipos asequibles.

Una ventaja técnica y operativa es que, al contar con archivos digitales del muñón y del socket, esto permite la realización de ajustes cuantas veces se requiera, ya sea para modificar grosores, o con el paso del tiempo el muñón cambie de forma y sea necesario un nuevo socket. La disponibilidad de estos archivos digitales facilitaría el proceso y podría disminuir los costos de fabricación (Oldfrey et al., 2024). Además, los recursos con los que pueda apoyar la institución educativa o de investigación pueden ser aprovechados para mejorar la calidad de vida de las personas, particularmente de aquellas que no cuentan con recursos suficientes para poder adquirir una prótesis o partes de ella patentadas. En este sentido instituciones educativas, de investigación y desarrollo, e incluso clínicas de bajos recursos podrían adoptar este flujo de trabajo para contribuir a mejorar la calidad de vida de personas que requieren una prótesis y no cuentan con los recursos necesarios.

Si bien se logró evaluar preliminarmente la viabilidad técnica y económica del proceso, se deben considerar algunas limitaciones del estudio: fue un caso único, faltaron de realizarse pruebas mecánicas o destructivas, no se llevó a cabo una evaluación clínica prolongada, ni una comparación directa con un socket fabricado con los métodos tradicionales. Asimismo, el

sistema de suspensión se tuvo que resolver de manera artesanal por la cuestión principal que se quería demostrar la posibilidad de elaborarlo de manera económica. Estas limitaciones deben considerarse al interpretar los resultados, por lo que los hallazgos no pueden ser concluyentes de manera definitiva acerca de la superioridad del método híbrido comparado con otros métodos de fabricación.

Conclusión

Se logró evaluar la viabilidad técnica y económica de fabricar un socket para una persona con amputación transfemoral derecha mediante la hibridación de métodos manuales y tecnologías CAD-CAM utilizando recursos asequibles. El proceso permitió integrar técnicas tradicionales para la elaboración del molde con herramientas de digitalización, modelado e impresión 3D, obteniendo un prototipo que permitió realizar pruebas de ajuste, sujeción y deambulación bajo supervisión.

El costo de materiales y energía empleado en la fabricación fue de 42.77 USD, sin considerar la adquisición de los equipos ni la mano de obra. Estos resultados respaldan la viabilidad preliminar del flujo de fabricación propuesto; sin embargo, debido a que se trató de un caso único y no se realizaron pruebas mecánicas o destructivas, evaluación clínica prolongada ni una comparación directa con métodos tradicionales, los resultados no permiten establecer conclusiones definitivas sobre la superioridad del método híbrido.

Referencias

- Berke, G. M., Buell, N. C., Fergason, J. R., Gailey, R. S., Hafner, B. J., Hubbard, S. M., Smith, D. G., & Willingham, L. L. (2008). *Transfemoral amputation: The basics and beyond*. Prosthetics Research Study.
- Blender Foundation. (s.f.). About Blender. <https://www.blender.org/about/>
- Broche Vázquez, L., Torres Quezada, M., Díaz Novo, C., Pérez Bonne, P., & Sagaró Zamora, R. (2015). Influencia de la asimetría de la marcha en el comportamiento biomecánico de las articulaciones de cadera en pacientes con prótesis transfemorales. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, 23(2), 312–322. <https://doi.org/10.4067/S0718-33052015000200016>
- Cagle, J. C., Hafner, B. J., & Sanders, J. E. (2018). Characterization of prosthetic liner products for people with transtibial amputation. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 30(4), 187–199. <https://doi.org/10.1097/JPO.0000000000000205>
- Chong, S.-Y., & Röhrle, O. (2016). Exploring the use of non-image-based ultrasound to detect the position of the residual femur within a stump. *PLOS ONE*, 11(10), e0164583. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0164583>
- De Vivo Nicoloso, L. G., Pelz, J., Barrack, H., & Kuester, F. (2021). Towards 3D printing of a monocoque transtibial prosthesis using a bio-inspired design workflow. *Rapid Prototyping Journal*, 27(11), 67–80. <https://doi.org/10.1108/RPJ-06-2021-0136>

- Dickinson, A., Diment, L., Morris, R., Pearson, E., Hannett, D., & Steer, J. (2021). Characterising residual limb morphology and prosthetic socket design based on expert clinician practice. *Prosthesis*, 3(4), 280–299. <https://doi.org/10.3390/prosthesis3040027>
- Gholizadeh, H., Abu Osman, N. A., Kamyab, M., Eshraghi, A., Lúðvíksdóttir, Á. G., & Wan Abas, W. A. B. (2012). Clinical evaluation of two prosthetic suspension systems in a bilateral trans-tibial amputee. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(10), 894–898. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e31823c74d7>
- Girijala, R. L., & Bush, R. L. (2018). Review of socioeconomic disparities in lower extremity amputations: A continuing healthcare problem in the United States. *Cureus*, 10(10). <https://doi.org/10.7759/cureus.3418>
- Kahle, J., Miro, R. M., Ho, L. T., Porter, M., Lura, D. J., Carey, S. L., Lunseth, P., Highsmith, J., & Highsmith, M. J. (2020). The effect of the transfemoral prosthetic socket interface designs on skeletal motion and socket comfort: A randomized clinical trial. *Prosthetics and Orthotics International*, 44(3), 145–154. <https://doi.org/10.1177/0309364620913459>
- Kılınç Kamacı, G., & Aydemir, K. (2023). Lower limb prosthetic prescription. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69(4), 391–399. <https://doi.org/10.5606/tftrd.2023.12988>
- López Gualdrón, C. I., Bautista Rojas, L. E., & Machuca Gelvez, J. A. (2019). Reconstrucción 3D para el desarrollo de prótesis de miembro inferior. *Revista UIS Ingenierías*, 19(1), 73–86. <https://doi.org/10.18273/revuin.v19n1-2020007>
- Muller, M. D. (2016). Transfemoral amputation: Prosthetic management. En J. I. Krajchich, M. S. Pinzur, B. K. Potter, & P. M. Stevens, (eds.). *Atlas of amputations and limb deficiencies: Surgical, prosthetic, and rehabilitation principles* (pp. 537–554). American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Oldfrey, B. M., Morgado Ramirez, D. Z., Miodownik, M., Wassall, M., Ramstrand, N., Wong, M. S., Danemayer, J., Dickinson, A., Kenney, L., Nester, C., Lemaire, E., Gholizadeth, H., Diment, L. E., Donovan-Hall, M. K., & Holloway, C. (2024). A scoping review of digital fabrication techniques applied to prosthetics and orthotics: Part 1 of 2—prosthetics. *Prosthetics and Orthotics International*, 48(5), 574–589. <https://doi.org/10.1097/PXR.0000000000000351>
- Paternò, L., Ibrahimi, M., Rosini, E., Menfi, G., Monaco, V., Gruppioni, E., Ricotti, L., & Men-ciassi, A. (2021). Residual limb volume fluctuations in transfemoral amputees. *Scientific Reports*, 11. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-91647-9>
- Pino, A. J., Bernal, C. M., Gavidia, L., & Diaz, R. E. (2023). Diseño y fabricación de cuenca transfemoral de contención isquiática para prótesis de miembro inferior mediante el uso de tecnologías disruptivas. *AXIOMA*, (28), 38–49. <https://doi.org/10.26621/ra.v1i28.857>
- Protolabs. (s.f.). ABS plastic: Understand the key benefits and applications. <https://www.protolabs.com/materials/abs/>
- Tiesler, L. M., Edel, M., Wang, F., Pieroh, P., Drossel, W.-G., Carabello, A., Zipplies, D., Heyde, C.-E., & Schleifenbaum, S. (2025). Objective measurement methods for the evaluation of socket comfort in patients with transfemoral amputation: A systematic review. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 13. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1576729>

- van Gastel, P., Sterkenburg, I. P., Smit, G., van der Stelt, M., & Leijendekkers, R. (2026). Comparisons of (cost-)effectiveness of manual, hybrid, and digital shape capture and shape design techniques for transtibial and transfemoral prosthetic sockets: A scoping review. *Prosthetics and Orthotics International*, 50(4), 491–503. <https://doi.org/10.1097/PXR.0000000000000531>
- Young, P. R., Hebert, J. S., Marasco, P. D., Carey, J. P., & Schofield, J. S. (2023). Advances in the measurement of prosthetic socket interface mechanics: A review of technology, techniques, and a 20-year update. *Expert Review of Medical Devices*, 20(9), 729–739. <https://doi.org/10.1080/17434440.2023.2244418>

Autores

Félix Arnoldo Durán Núñez. Docente del área de Ciencias Básicas del ITSNCG y docente investigador. Ingeniero Industrial y Maestría en Administración de Negocios Área Calidad y Productividad

Brenda Pendones Flores. Médico cirujano partero egresada de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Chihuahua.

Cynthia Guadalupe Muñoz Alvarado. Lic. En Fisioterapia en Universidad Lasalle Chihuahua, se brinda atención a pacientes privados.

Santiago Flores Gasca. Docente del área de Ciencias de la Ingeniería y Tecnología.

Declaración

Conflicto de interés

No tenemos ningún conflicto de interés que declarar.

Financiamiento

Sin ayuda financiera de partes externas a este artículo.

Agradecimientos

Se agradece al Instituto Tecnológico Superior de Nuevo Casas Grandes y a la empresa 3DGreez servicio de impresión 3D en Chihuahua, Chihuahua. Por el apoyo brindado

Nota

El artículo es original y no ha sido publicado previamente.