



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE MECATRÓNICA**

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE ANTEBRAZO DE BAJO COSTO

Trabajo de titulación previo a la obtención del
Título de Ingeniero en Mecatrónica

AUTORES: Kevin Moisés Guevara Gaibor
Anthony Moises Molineros Cornejo
TUTOR: Juan Pablo Vera Figueroa

Guayaquil - Ecuador
2024

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Kevin Moisés Guevara Gaibor** con documento de identificación N° **0931775803** y **Anthony Moises Molineros Corneo** con documento de identificación N° **0952481679**; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, 31 de agosto del año 2024

Atentamente,

Kevin Moisés Guevara Gaibor
0931775803

Anthony Moises Molineros Corneo
0952481679

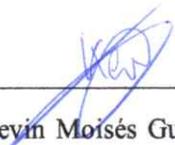
**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Kevin Moisés Guevara Gaibor** con documento de identificación N° **0931775803** y **Anthony Moises Molineros Cornejo** con documento de identificación N° **0952481679**, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **Artículo científico: DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE ANTEBRAZO DE BAJO COSTO**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 31 de agosto del año 2024

Atentamente,



Kevin Moisés Guevara Gaibor
0931775803



Anthony Moises Molineros Cornejo
0952481679

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Juan Pablo Vera Figueroa**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE ANTEBRAZO DE BAJO COSTO**, realizado por **Kevin Moisés Guevara Gaibor** con documento de identificación N° **0931775803** y por **Anthony Moises Molineros Cornejo** con documento de identificación N° **0952481679**, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Artículo Científico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 31 de agosto del año 2024

Atentamente,



Ing. Juan Pablo Vera Figueroa
0910678614

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE ANTEBRAZO DE BAJO COSTO

Anthony Molineros, Kevin Guevara
 Universidad Politecnica Salesiana UPS
 amolinerosc@ups.edu.ec, kguevarag@ups.edu.ec

Abstract—Este estudio se centra en el diseño de una prótesis de antebrazo de bajo costo, adaptada al mercado ecuatoriano, donde más de 15 mil personas requieren reemplazos protésicos anualmente. A pesar de los esfuerzos en curso, el acceso a prótesis sigue siendo limitado debido a obstáculos burocráticos y al alto costo de las opciones disponibles. La solución propuesta aprovecha tecnologías accesibles, como la impresión 3D, para crear una prótesis funcional y asequible. La investigación incluyó un análisis comparativo de diversos termoplásticos, considerando propiedades mecánicas, durabilidad y costo, para determinar el material óptimo para la prótesis. Se empleó análisis de elementos finitos (FEA) para simular el rendimiento estructural de la prótesis bajo condiciones de carga realistas, asegurando tanto la seguridad como la funcionalidad. Los resultados sugieren que el PLA es el material más adecuado, equilibrando resistencia, costo y facilidad de fabricación. Este enfoque demuestra que es posible producir prótesis de alta calidad y bajo costo en entornos con recursos limitados.

Index Terms—Prótesis de bajo costo, materiales termoplásticos, impresión 3D.

I. INTRODUCCIÓN

EN Ecuador, más de 15 mil personas requieren una nueva prótesis o una alternativa para reemplazar una prótesis desgastada [1]. Sin embargo, la provisión de estas prótesis enfrenta serios desafíos, incluyendo la falta de recursos humanos especializados y problemas burocráticos que dificultan la certificación de protesistas. Aunque iniciativas como la Misión Manuela Espejo han intentado mejorar la situación, la entrega de prótesis sigue siendo limitada y depende en gran medida de la burocracia y los recursos presupuestarios disponibles [1].

Las prótesis disponibles en el mercado ecuatoriano a menudo son criticadas por su baja calidad y funcionalidad limitada, lo que no permite una rehabilitación completa ni desde el punto de vista físico ni psicológico [2]. El Ministerio de Salud Pública (MSP) prioriza la funcionalidad sobre la estética, defendiendo la simplicidad de sus prótesis como una medida para integrar a los pacientes en la comunidad. Sin embargo, el alto costo de las prótesis, que en promedio alcanza los 8 mil dólares, se convierte en una barrera significativa para muchas personas, afectando directamente su calidad de vida [3].

El acceso a prótesis económicas es crucial para mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones. Las prótesis permiten a los individuos recuperar parte de su funcionalidad y autonomía, lo que tiene un impacto significativo en su integración social y en su bienestar general. Según la OMS,

aproximadamente 1300 millones de personas en países en desarrollo sufren amputaciones, pero solo un 5% de ellos tiene acceso a prótesis [4]. Los avances tecnológicos, como la impresión 3D, están haciendo que el diseño y la fabricación de prótesis sean más accesibles y asequibles [5]. Estos desarrollos ofrecen una oportunidad para abordar las barreras económicas y mejorar el acceso a prótesis de calidad.

Este artículo se enfoca en el diseño de una prótesis de antebrazo de bajo costo, utilizando tecnologías accesibles en el mercado ecuatoriano. A través de un análisis comparativo de materiales y simulaciones computacionales, se pretende ofrecer una solución viable y económica que pueda ser implementada en contextos de recursos limitados, similar a iniciativas como el proyecto “Dame una Mano” en Guayaquil, que ha demostrado el potencial de las prótesis mioeléctricas fabricadas localmente a un costo significativamente reducido [6].

II. ANTROPOMETRÍA DE LA MANO Y DEL ANTEBRAZO

A. Medidas de la mano

El diseño de la prótesis de antebrazo se fundamenta en un estudio antropométrico previo realizado con un grupo de 50 personas de entre 15 y 21 años [7]. Este estudio proporciona medidas detalladas de la estatura, circunferencia de la muñeca, tamaño y largo de la palma, largo de la mano, y dimensiones de los dedos ver tabla I y tabla II. Estas medidas estándar son representativas de la población objetivo, permitiendo la optimización del diseño ergonómico de la prótesis para que se adapte cómodamente a un amplio rango de usuarios.

Las medidas antropométricas, como el largo de la mano y el ancho de los dedos, son críticas para asegurar que la prótesis se ajuste de manera natural y funcional al usuario. Un ajuste adecuado no solo mejora la comodidad durante el uso prolongado, sino que también maximiza la eficiencia en la realización de tareas cotidianas, como agarrar objetos o realizar movimientos precisos.

TABLE I
 PROMEDIO DE MEDIDAS EN EDADES DE 15 A 21 AÑOS

Medida	Promedio
Estatura	1.66 m
Largo de la mano	17.91 cm
Largo de la palma	8.35 cm
Palma	8.16 cm
Muñeca	5.98 cm

TABLE II
PROMEDIO DE MEDIDAS DE LOS DEDOS DE LA MANO EN EDADES DE 15 A 21 AÑOS

Dedo	Largo (cm)	Ancho (cm)
Pulgar	6.35	2.37
Índice	8.16	2.14
Medio	9.69	2.22
Anular	8.80	2.12
Meñique	7.04	1.86

Las medidas obtenidas del estudio previo son fundamentales para el diseño de la prótesis de antebrazo, asegurando que no solo sea funcional, sino también ergonómica para usuarios jóvenes y adultos. La estandarización de estas medidas permitirá un diseño que se ajuste a un amplio espectro de usuarios, asegurando comodidad y eficiencia en el uso diario.

B. Medidas del antebrazo

Si bien el estudio previo proporcionó medidas detalladas sobre la estatura de la mano, la ausencia de la medida específica del antebrazo limitaba la precisión del diseño de la prótesis. Dado que el largo del antebrazo es un factor crítico para asegurar un ajuste ergonómico y funcional del dispositivo, se decidió realizar un muestreo adicional para obtener esta medida esencial.

Para obtener estos datos críticos, se realizó un muestreo adicional con un grupo de 5 personas de entre 20 y 30 años como se puede observar en la tabla III. Los participantes fueron seleccionados mediante un muestreo por conveniencia, priorizando su disponibilidad y disposición para participar en el estudio. Este grupo adicional permitió obtener medidas del antebrazo, radio del antebrazo y radio de bíceps.

Las medidas se tomaron utilizando una cinta métrica flexible y calibrada, siguiendo las guías anatómicas estándar para medir estas partes del cuerpo. Se prestó especial atención a la consistencia en la toma de medidas para reducir errores y asegurar la precisión de los datos recolectados.

TABLE III
TABLA DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE MUESTRA PILOTO

Sexo	Antebrazo	Radio antebrazo	Radio bíceps
Mujer	26 cm	26 cm	26.5 cm
Mujer	27 cm	25 cm	27 cm
Hombre	25 cm	28 cm	31 cm
Hombre	25 cm	27 cm	28 cm
Hombre	26 cm	27 cm	28 cm

Los datos obtenidos fueron analizados para calcular las medidas promedio. La medida promedio del antebrazo obtenida (25.8 cm) se integró en el diseño de la prótesis, ajustando las dimensiones del dispositivo para asegurar una adaptación ergonómica. Este ajuste será crucial para optimizar la funcionalidad y comodidad de la prótesis, beneficiando a un rango más amplio de usuarios.

Aunque el muestreo adicional proporcionará la medida necesaria del antebrazo, el tamaño reducido de la muestra puede limitar la generalización de los resultados. Las medidas estándar son representativas de los distintos grupos de estudio,

es posible que no cubran todas las variaciones anatómicas posibles en la población adulta.

III. DISEÑO DE LA PRÓTESIS

Para el diseño de la prótesis de antebrazo, se seleccionaron los siguientes materiales:

- **Arduino nano:** Es una placa de microcontrolador basada en el atmega328, similar al Arduino uno, pero es de tamaño más reducido, ideal para la creación de prototipos compactos. ideal para espacios limitados [8].
- **Servomotor SG90:** El servomotor SG90 es uno de los servomotores más populares y ampliamente utilizados en proyectos de electrónica y robótica, especialmente en aplicaciones de Arduino debido a su tamaño compacto, bajo costo y facilidad de uso. [9].
- **MyoWare 2.0 Muscle Sensor:** El sensor muscular MyoWare 2.0 mide la actividad muscular a través del potencial eléctrico del músculo, comúnmente conocido como electromiografía de superficie (EMG o sEMG para abreviar). Cuando el cerebro le ordena al músculo que se contraiga, el sistema nervioso envía impulsos eléctricos a las fibras musculares para iniciar la contracción. [10].

Las herramientas utilizadas en el diseño incluyen:

- **Software CAD (SolidWorks):** Utilizado para el modelado tridimensional de la prótesis, permitiendo una optimización precisa del diseño.
- **Software de simulación FEA (ANSYS):** Aplicado para validar la resistencia estructural de la prótesis bajo diversas condiciones de carga.
- **GRANTA CES EduPack:** Aplicado para la selección del material proporcionando información detallada sobre una amplia gama de materiales.
- **Software EDA (Fritzing):** Utilizado para el diseño del circuito, permitiendo la verificación del comportamiento del circuito.

A. Selección del material

El proceso de selección de materiales para la prótesis de antebrazo fue llevado a cabo utilizando la metodología de Ashby, la cual es reconocida por su enfoque sistemático en la elección de materiales para aplicaciones específicas. En este caso, la función principal de la prótesis es permitir movimientos de agarre, por lo que los materiales seleccionados debían cumplir con requisitos clave como ligereza, resistencia, durabilidad, estética y bajo costo.

Para la selección final del material, se realizó un análisis comparativo utilizando el software GRANTA CES EduPack, que permite evaluar materiales con base en sus propiedades. Los materiales evaluados incluyeron ABS, PCL, PEEK, PET, PETG, PLA y TPU, que son los termoplásticos más comunes en el mercado de la impresión 3D.

B. Diagrama de Ashby

El Diagrama de Ashby fue utilizado para visualizar la relación entre el límite elástico y la densidad de los materiales.

Este enfoque gráfico permitió identificar rápidamente los materiales que mejor cumplían con las restricciones establecidas. Los materiales que se ubicaron más abajo y a la izquierda en el diagrama se consideran óptimos, ya que combinaban bajo peso y alta resistencia.

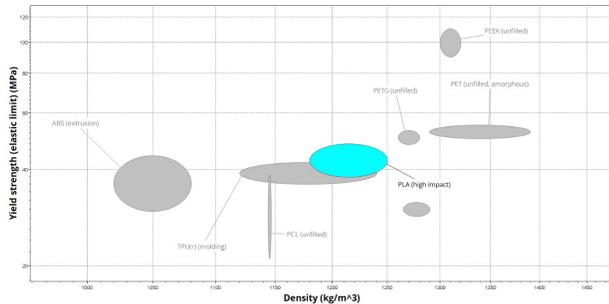


Fig. 1. Diagrama de Ashby: límite elástico vs Densidad Fuente: Autores

Los materiales considerados debían satisfacer una serie de propiedades críticas para asegurar que la prótesis sea funcional, ergonómica y económica.

Los criterios específicos utilizados para la selección fueron :

Límite elástico: Se requiere un límite elástico mayor a 45 MPa ya que se busca una funcionalidad básica de agarre, soportando pesos de objetos diarios como una botella de agua, llaves de puertas. Se asegura que el material pueda soportar las fuerzas aplicadas durante el uso sin deformarse permanentemente.

Tenacidad a la fractura: Se estableció un valor mínimo de $3 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ para garantizar que el material tenga la capacidad de resistir la propagación de grietas bajo tensión.

Temperatura de transición vítrea: Se seleccionaron materiales con una temperatura de transición vítrea superior a 50°C , asegurando que la prótesis mantenga su rigidez a temperaturas ambientales.

Densidad: Se prefirieron materiales ligeros para reducir el peso total de la prótesis, lo cual es crucial para la comodidad del usuario.

Resistencia al agua corriente y salada: Se exigió que los materiales tuvieran una resistencia aceptable al agua, tanto corriente como salada, para asegurar la durabilidad en ambientes diversos.

Resistencia a la radiación UV: Se seleccionaron materiales con buena resistencia a la radiación UV para prevenir el deterioro por exposición prolongada al sol.

Costo: Se priorizó el uso de materiales de bajo costo para garantizar que la prótesis sea accesible para un amplio rango de usuarios, especialmente en contextos donde los recursos son limitados.

Al aplicar todas las restricciones, el material PLA (Ácido Poliláctico) fue seleccionado como el mejor candidato para la prótesis de antebrazo. El PLA es un polímero biodegradable que se caracteriza por su ligereza, rigidez adecuada y facilidad de impresión en 3D, lo que lo hace ideal para la fabricación de prótesis. Además, el PLA tiene un buen balance entre

costo y propiedades mecánicas, lo que lo convierte en una opción accesible sin comprometer la calidad y funcionalidad del diseño [12].

IV. PROCEDIMIENTO

Para el diseño de la prótesis antebrazo, se utilizará una placa de arduino nano ya que es muy asequible, fácil de programar y de tamaño pequeño ya que se busca que la prótesis también sea ligera y cómoda. El sensor MyoWare Muscle por su bajo consumo energético, hace posible utilizar una batería recargable para el funcionamiento de la prótesis, así mismo, su tamaño compacto lo hace fácil de instalar en la prótesis; se lo puede encontrar a un precio económico y asequible para el público general, en la siguiente figura 2 se aprecia el diagrama de conexiones entre el sensor, microcontrolador y el servo.

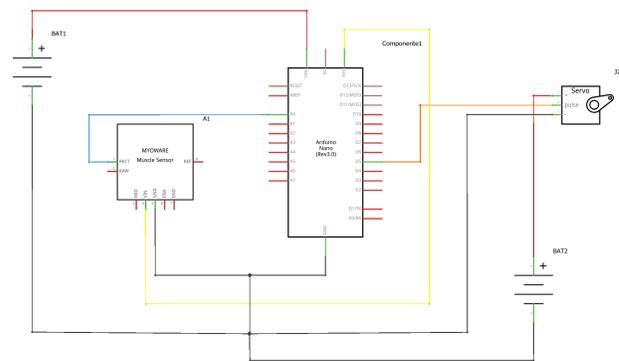


Fig. 2. Esquema de conexiones eléctricas. Fuente: Autores

El sensor detecta la actividad muscular mediante la medición del potencial eléctrico generado por el músculo, utilizando un método conocido como electromiografía de superficie (EMG). La señal eléctrica que el cerebro envía al músculo durante la contracción es recogida por los electrodos del sensor y posteriormente amplificada para su análisis como se aprecia en la figura 3 se llevo a cabo una simulación en proteus del funcionamiento del sensor utilizando un puente de wheatstone donde simula la actividad muscular.

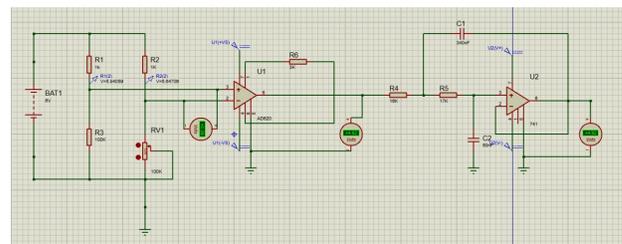


Fig. 3. Simulación del sensor MyoWare Muscle. Fuente: Autores

Para la obtención de medidas estándar de la población ecuatoriana se partió de un estudio previo que proporcionó las medidas estándar de 50 personas de entre 15 y 21 años. Estas medidas incluyeron la estatura, la circunferencia de la

muñeca, el largo de la palma, entre otras. Para este proyecto, se tomaron además medidas adicionales del largo total del antebrazo, calculando un promedio basado en un subconjunto representativo del grupo estudiado.

Para el diseño de la prótesis de antebrazo se utilizó el software CAD 3D SolidWorks, que permite modelar con precisión tanto piezas individuales como ensamblajes completos en un entorno tridimensional. Se definieron las dimensiones clave del antebrazo y se incorporaron elementos de diseño ergonómicos para mejorar la comodidad del usuario. Es fundamental un diseño personalizado que se adapte a la longitud específica del muñón del paciente. Esto garantiza un ajuste preciso y el soporte necesario. Además, los ajustes y soportes adecuados aseguran que la prótesis permanezca en su lugar durante el uso.

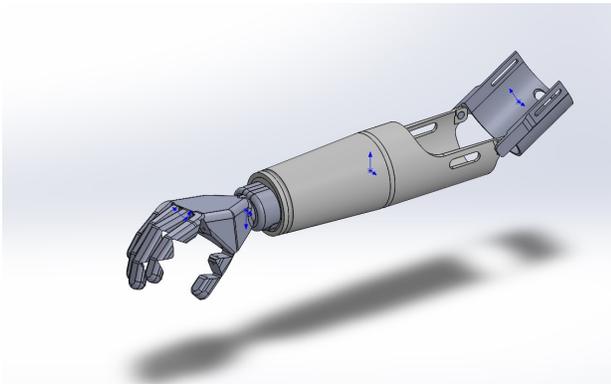


Fig. 4. Concepto de prótesis Fuente: Autores

V. SIMULACIONES POR ELEMENTOS FINITOS

Para garantizar la resistencia estructural y funcionalidad de la prótesis de antebrazo, se llevó a cabo un análisis detallado utilizando simulaciones por elementos finitos (FEA) en el software ANSYS Mechanical.

El principal objetivo de las simulaciones fue evaluar la distribución de tensiones en la prótesis cuando se somete a fuerzas típicas durante el uso diario. Se identificaron los puntos críticos del diseño, donde es más probable que ocurran concentraciones de estrés, y se analizaron para determinar si el material seleccionado podría soportar las cargas sin fallar.

Para configurar las simulaciones, se definieron los siguientes parámetros clave:

- **Material:** PLA (Ácido Poliláctico) fue el material seleccionado para la prótesis, cuyas propiedades mecánicas, como el límite elástico y la tenacidad a la fractura, fueron introducidas en el software para una simulación realista.
- **Mallado:** Se utilizó un mallado con elementos de 2.5 mm, lo cual permitió un balance adecuado entre precisión en los resultados y tiempo de cómputo.
- **Factor de seguridad:** Se estableció un factor de seguridad de 2, lo que implica que la prótesis debe poder soportar el doble de la carga máxima esperada durante su uso sin fallar.

- **Fuerza admisible:** La fuerza máxima aplicada se determinó experimentalmente a partir de pruebas realizadas con usuarios, obteniendo una fuerza máxima promedio de 107.8 N. Este valor se utilizó para calcular la fuerza admisible mediante la siguiente fórmula:

$$F_s = \frac{F_{máx}}{F_{adm}} \quad (1a)$$

$$F_{adm} = \frac{F_{máx}}{F_s} = \frac{107.8N}{2} = 53,9N \quad (1b)$$

Durante las simulaciones, se analizaron las tensiones de Von Mises, que representan la energía de distorsión acumulada en el material. Este análisis es fundamental para identificar si el material se deforma permanentemente bajo las cargas aplicadas.

Los resultados se presentaron en una escala de colores, donde:

- **Azul:** Indica las zonas de menor tensión, con valores cercanos al mínimo.
- **Rojo:** Señala las zonas de mayor tensión, donde el material está más cercano a su límite elástico.

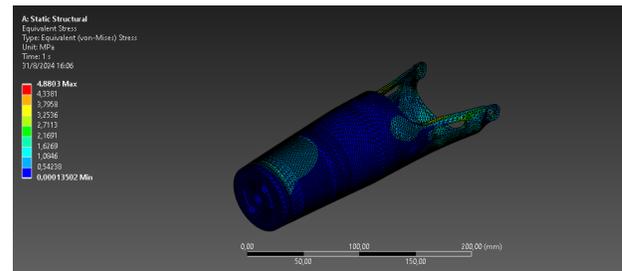


Fig. 5. Simulación antebrazo. Fuente: Autores

Los resultados mostraron que las tensiones máximas se concentraron en las áreas donde la prótesis se une con el muñón del antebrazo, así como en las zonas de articulación de los dedos. Sin embargo, las tensiones máximas calculadas se mantuvieron por debajo del límite elástico del PLA (50 MPa), con un valor máximo de 45 MPa, lo que sugiere que la prótesis no sufrirá deformaciones plásticas bajo las condiciones de uso esperadas. Además, el análisis reveló que el diseño propuesto cumplía con el factor de seguridad establecido, confirmando que la prótesis podría soportar cargas inesperadas sin riesgo de fallo estructural. La distribución homogénea de tensiones en la mayoría de las áreas críticas indicó que el diseño es adecuado para soportar las fuerzas aplicadas durante las actividades diarias del usuario.

VI. PRESUPUESTO

En este apartado se ha elaborado un presupuesto detallado para la fabricación de la prótesis de antebrazo diseñada.

A. Costes de Materiales

Se consideraron los materiales que deben ser adquiridos externamente, ya que no pueden ser fabricados mediante impresión 3D. Los precios de los diferentes componentes se obtuvieron de diversas fuentes, como se muestra en la tabla IV [14]–[17].

TABLE IV
PRECIO DE COMPONENTES

Componente	Descripción	Precio (USD)
Microcontrolador	Arduino Nano	8.90
Actuador	Servomotor SG 90	3.75
Sensor	MyoWare 2.0 Sensor muscular	39.95

B. Coste del Filamento

Para la impresión 3D se utiliza filamento PLA, cuyo precio por rollo de 1 kg es de \$26.99 USD. La cantidad exacta de filamento necesario puede variar dependiendo de varios factores, como el diseño de la pieza, el ángulo de los voladizos y el tipo de soporte que se utilice. Los soportes que se imprimen pueden consumir entre un 10% y un 30% adicional de filamento sobre el total necesario para la pieza principal. Se ha calculado el peso total de la prótesis es de 524 g, teniendo en cuenta que se imprime un 30% más de filamento por los soportes. El total de filamento gastado sería de 651 g lo que permite estimar con precisión el costo del material utilizado en la impresión siendo de \$17.57 USD.

C. Coste de Impresión 3D

La impresión 3D de la prótesis será realizada por un proveedor especializado para garantizar una excelente calidad. Este proveedor ha evaluado los parámetros de impresión necesarios y ha proporcionado un precio de \$67 USD para la fabricación de la prótesis de antebrazo.

D. Coste Total

Sumando los costos de los materiales, el filamento, y la impresión 3D, se obtiene el precio de \$152.17 USD aproximadamente. Este análisis detalla todos los elementos financieros involucrados, proporcionando una visión clara del costo total aproximado de producción de la prótesis diseñada.

VII. CONCLUSIONES

El enfoque metodológico adoptado en el diseño de la prótesis de antebrazo de bajo costo ha sido cuidadosamente estructurado para asegurar que el producto final no solo cumpla con los requisitos ergonómicos y funcionales, sino que también sea viable en términos de fabricación y accesibilidad económica. La integración de un estudio antropométrico detallado, complementado con un muestreo adicional, permitió desarrollar un diseño que se adapta a una amplia variedad de usuarios, manteniendo un alto nivel de

precisión y comodidad. El uso de herramientas avanzadas como el software SolidWorks para el modelado y ANSYS para simulaciones por elementos finitos ha proporcionado una base sólida para evaluar y optimizar la resistencia estructural de la prótesis bajo diferentes condiciones de carga. Además, el análisis comparativo de materiales, basado en la metodología de Ashby y soportado por el software GRANTA CES EduPack, permitió seleccionar el material más adecuado (PLA) que equilibra propiedades mecánicas, costo y durabilidad. La capacidad de fabricación local, y los beneficios que la impresión 3D brindaría a las personas con discapacidad a través del uso de recursos disponibles en el mercado local, han sido factores clave en el desarrollo de esta prótesis.

REFERENCIAS

- [1] Ingenieros ecuatorianos ayudan con sus prótesis a amputados. El comercio. [Online]. Available: <https://www.elcomercio.com/actualidad/ingenieros-ecuatorianos-ayudan-protesis-tecnologia.html>
- [2] Prótesis impresas en 3D son opciones para pacientes en Ecuador. El universo. [Online]. Available: <https://www.eluniverso.com/noticias/2018/11/04/nota/7030971/protesis-impresas-3d-son-opciones-pacientes-ecuador/>
- [3] Pacientes del IESS en espera que se alarga por una prótesis. expreso. [Online]. Available: <https://www.expreso.ec/actualidad/pacientes-ies-esp-erarla-314>
- [4] Disability. World Health Organization. [Online]. Available: https://www.who.int/health-topics/disability#tab=tab_1
- [5] Kate, J., Smit, G., & Breedveld, P., "3D-printed upper limb prostheses: a review." in *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol 12(3), pp. 300–314, February 2017.
- [6] Acceso a prótesis mejora en Ecuador, pero aún hay deficiencias. El universo. [Online]. Available: <https://www.eluniverso.com/noticias/2018/10/28/nota/7016252/acceso-protesis-mejora-ecuador-aun-hay-deficiencias/>
- [7] C. Herrera, J. Darío, "Estudio Ergonómico y Antropométrico de la prótesis en sus Miembros Superiores", tesis, Universidad Técnica de Cotopaxi: Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas, Ecuador, Latacunga, 2019.
- [8] Arduino Nano: todo lo que necesitas saber sobre esta placa de desarrollo. Hardwarelibre. [Online]. Available: <https://www.hwlibre.com/arduino-nano/>
- [9] Conoce el funcionamiento de los servomotores. Urany. [Online]. Available: <https://urany.net/blog/conoce-el-funcionamiento-de-los-servomotores>
- [10] Myoware 2.0 Muscle Sensor. Myoware. [Online]. Available: <https://myoware.com/products/muscle-sensor/>
- [11] Antropometría. Wikipedia, La enciclopedia libre. [Online]. Available: <https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Antropometr%C3%ADa&oldid=159810938>.
- [12] Ácido poliláctico. Wikipedia, La enciclopedia libre.[Online]. Available: https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=%C3%81cido_polil%C3%A1ctico&oldid=160301533.
- [13] R. GALÁN y M. VERGARA, "Prótesis impresa en 3D para la rehabilitación de amputaciones digitales: presentación de un diseño mecánico," en *Revista Colombiana de Cirugía Plástica y Reconstructiva*, vol 25.
- [14] MyoWare 2.0 Muscle Sensor. SparkFun Electronics. [Online]. Available: <https://www.sparkfun.com/products/21265>
- [15] Servomotor Tower Pro SG90-120 1.5kg-cm. Orellana. [Online]. Available: <https://orellanaelec.com/producto/servo-motor-sg90-9gr-120-grados/>
- [16] Nano para Arduino. TECmikro. [Online]. Available: <https://tecmikro.com/tarjetas-programables/457-nano-para-arduino.html#:~:text=Nano%20para%20Arduino%C2%AE%20%24%207.74%20BIVA%20%28%24%208.90%29%20Resumen,utilizado%20en%20aplicaciones%20de%20control%20en%20m%C3%BAltiples%20areas.>
- [17] PLA. radlab. [Online]. Available: <https://radlab.com.ec/shop/product/bu-exboy1wcm9kdw0bw/>

- [18] Lantana R., Sallolo S., Irene H. & Wilson J., "Development of ECG sensor using arduino uno and e-health sensor platform: mood detection from heartbeat," in *Journal of Physics: Conference Series*, vol 1528, November 2019.
- [19] L. Job, J. Paulo, "Revisión de las técnicas de fabricación aditiva y sus aplicaciones.", tesis, Universidad de La Laguna, 2020.
- [20] B. García y G. Betancourt. "Sistema electrónico para la realización de funciones básicas de la mano humana en prótesis de bajo costo para miembro superior". Corporación Universidad de la Costa, 2020.