

A Pediatric Myoelectric Transradial Prosthesis: Design and Preliminary Validation of a Growth-Adjustable System

Mario Medina, Eng.¹; Avril Valladares, Eng.¹; Yaro Cáceres Teruel, MSc.¹

¹Facultad de Ingeniería, Universidad Tecnológica Centroamericana (UNITEC), Honduras
mariomedina@unitec.edu, avril.joanna@unitec.edu, yaro.caceres@unitec.edu.hn

Abstract— *The loss of an upper limb during childhood affects not only mobility but also the functional, social, and emotional development of children. In Honduras, the scarcity of growth-adjustable pediatric prostheses creates economic and healthcare challenges due to the need for frequent replacements as children grow. This project aimed to design a preliminary prototype of a transradial myoelectric prosthesis adjustable to pediatric growth, capable of interpreting EMG signals to operate a basic grasping mechanism. The methodology included three phases: study, development, and validation. Morphological analyses and the ELECTRE method defined technical specifications, while Human-Based Design supported decision validation through surveys with users and experts. The prototype was manufactured using 3D printing and incorporated an EMG-based activation algorithm. Preliminary Validation tests with three subjects using 3D-printed residual limbs demonstrated accurate myoelectric response and effective adaptability of the modular adjustment system. These results indicate that, with further refinement and clinical validation, the device could provide an accessible solution for children with transradial amputation.*

Index Terms— *pediatric prosthesis, myoelectric control, transradial amputation, 3D printing, modular adjustment*

Prótesis Mioeléctrica Transradial Pediátrica: Diseño y Validación Preliminar de un Sistema Ajustable al Crecimiento

Mario Medina, Eng.¹, Avril Valladares, Eng., Yaro Cáceres Teruel, MSc.¹

¹ Universidad Tecnológica Centroamericana UNITEC, Honduras

mariomedina@unitec.edu, avril.joanna@unitec.edu, yaro.caceres@unitec.edu.hn

Resumen– *La pérdida de un miembro superior durante la infancia afecta no solo la movilidad, sino también el desarrollo funcional, social y emocional de los niños. En Honduras, la escasez de prótesis pediátricas ajustables al crecimiento genera desafíos económicos y sanitarios debido a la necesidad de reemplazos frecuentes conforme los niños crecen. Este proyecto tuvo como objetivo diseñar un prototipo preliminar de prótesis mioeléctrica transradial ajustable al crecimiento pediátrico, capaz de interpretar señales EMG para activar un mecanismo básico de agarre. La metodología incluyó tres fases: estudio, desarrollo y validación. Se utilizaron análisis morfológicos y el método ELECTRE para definir especificaciones técnicas, mientras que la metodología Human-Based Design permitió validar decisiones mediante encuestas a usuarios y expertos. El prototipo fue fabricado mediante impresión 3D e incorporó un algoritmo de activación basado en EMG. Las pruebas preliminares con tres sujetos utilizando muñones impresos en 3D demostraron una respuesta mioeléctrica precisa y una adaptabilidad efectiva del sistema modular de ajuste. Estos resultados sugieren que, con mejoras adicionales y validación clínica, el dispositivo podría ofrecer una solución accesible para niños con amputación transradial.*

Palabras clave– *prótesis pediátrica, control mioeléctrico, amputación transradial, impresión 3D, ajuste modular.*

I. INTRODUCCIÓN

Las prótesis son herramientas fundamentales que se utilizan en la actualidad para satisfacer necesidades por la falta de un miembro anatómico [1]. Los primeros biodispositivos, como los dedos artificiales encontrados en el antiguo Egipto y “La pierna de Capua” en la roma clásica, evidencian intentos notables de sustitución anatómica mediante materiales como cuero, bronce y madera. Sin embargo, [2] menciona que su accesibilidad y funcionalidad eran limitadas, ya que carecían de movilidad y materiales duraderos provocando irritación y lesiones en los usuarios.

Durante los años 1800, debido a la guerra civil estadounidense, la demanda de prótesis aumentó y su incremento impulsó avances importantes en el diseño y en los materiales con los cuales eran fabricadas, buscando que fueran más cómodas como “La extremidad de Hanger”, que incorporó materiales más ligeros y acolchados [3]. Los hallazgos de

antiguos dispositivos protésicos sugieren que los humanos han buscado desde tiempos antiguos soluciones para la pérdida de extremidades u otras partes del cuerpo, y con el avance de la ingeniería, ciencia y tecnología, las prótesis se han convertido en sistemas funcionales que integran componentes electrónicos, mecánicos y, recientemente control mioeléctrico.

En los países de Latinoamérica, este problema se agrava por la limitada disponibilidad de recursos, servicios y costos elevados de los materiales de las prótesis. A pesar de que existen organizaciones que buscan proveer soluciones de bajo costo, los diseños no siempre responden a las necesidades morfológicas de la población pediátrica [4].

A diferencia de los usuarios adultos, los pacientes pediátricos presentan un crecimiento corporal acelerado y continuo, lo cual implica que las prótesis deben ser reemplazadas con frecuencia. Esta necesidad de sustitución periódica no solo incrementa significativamente los costos para el sistema de salud, sino que también representa una carga económica considerable para las familias [5].

El objetivo de esta investigación es desarrollar un prototipo preliminar de una prótesis pediátrica electromiográfica modular, para compensar el crecimiento del paciente a medida pasan los años. Se identificarán las principales características morfológicas para tomar en cuenta al momento de la creación de la prótesis, también las especificaciones técnicas necesarias para que esta sea funcional, para posteriormente realizar el diseño tomando en cuenta los componentes seleccionados y finalmente realizar una validación preliminar del prototipo.

Este artículo se divide en varias secciones. La sección II describe el sustento teórico, la sección III detalla las metodologías utilizadas en el estudio, mientras que la sección IV presenta los resultados junto con su análisis. Finalmente, se incluyen las conclusiones y las referencias consultadas.

II. SUSTENTO TEÓRICO

A. Anatomía funcional de la extremidad superior

La extremidad superior está conformada por el brazo, antebrazo y mano, estructuras que en conjunto permiten movilidad, estabilidad y prensión. El antebrazo, compuesto por el radio y el cúbito, junto con la muñeca y la mano, proporciona los movimientos necesarios para la orientación y manipulación de objetos, funciones clave en el diseño de prótesis transradiales. La mano está formada por metacarpianos y falanges

que posibilitan distintos tipos de prensión, mientras que las articulaciones del codo y la muñeca permiten movimientos de flexión, extensión y rotación fundamentales para la funcionalidad del miembro superior. Estos movimientos son generados por la acción coordinada de los músculos flexores y extensores del antebrazo y los músculos extrínsecos de la mano, cuya activación es controlada por el sistema nervioso periférico, principalmente a través de los nervios radial y mediano. Comprender esta organización biomecánica es esencial para el desarrollo de una prótesis transradial mioeléctrica, ya que su diseño debe imitar los movimientos y patrones neuromusculares que permiten una prensión funcional y controlada [6].

B. Fundamentos fisiológicos del control mioeléctrico

La electromiografía se utiliza para registrar las variaciones de potencial que se producen en las fibras musculares como consecuencia de la despolarización de sus membranas durante la contracción espontánea o voluntaria, estas se generan siempre y cuando exista algún músculo activo, se adquieren por electrodos posicionados en un grupo muscular ya sea superficialmente o de manera invasiva en el cuerpo. Cuando se colocan electrodos en dos músculos antagonistas, se pueden capturar señales electromiográficas que describan la fuerza generada por este grupo muscular [7].

Existen dos tipos de potenciales siendo estos el potencial de reposo y el potencial de acción. El potencial de reposo resulta de la separación de cargas eléctricas a través de la membrana celular semipermeable, mientras que el potencial de acción es un cambio rápido en el potencial de membrana, que se propaga a lo largo de toda la longitud de la célula. Los potenciales de acción construyen la base para la mayor parte de las comunicaciones entre las neuronas, provocan la contracción de las células del músculo esquelético y permiten su aparición, casi sincrónica, a lo largo de todo el tejido celular.

El potencial de acción es un cambio rápido en el potencial de membrana seguido de un retorno al potencial de reposo. La amplitud y la forma de los potenciales de acción cambian considerablemente de un tejido excitable a otro, pero se propagan con la misma forma y tamaño a lo largo de toda la célula muscular o nerviosa. Las proteínas de los canales iónicos dependientes de voltaje en la membrana plasmática son las responsables de la morfología del potencial de acción. En la ilustración x se muestran diferentes potenciales de acción en los distintos tipos celulares; esto se debe a que estas células tienen poblaciones diferentes de canales iónicos dependientes del voltaje [8].

C. Factores de adaptación y diseño en un usuario pediátrico

En general los niños se adaptan mejor a las prótesis que los adultos, en algunos casos los padres son los que insisten en su uso y ellos no quieren utilizarlas, haciendo de la actitud de la familia un factor fundamental en la protetización, pero la causa real de la utilización o no, puede reflejar aquellas discrepancias asociadas al desarrollo físico, emocional, y social que se produce durante la infancia.

El encaje un elemento crucial ya que de este depende la comodidad del usuario, la marcha que este desempeña y el uso o abandono de la prótesis. Al momento de realizar el diseño del socket es importante que este se adapte a la morfología del muñón, respetando las zonas que no permiten carga por la molestia que genera el contacto con ellas y generando puntos de apoyo sobre las zonas del miembro residual que si lo permiten; además de esto también es importante tener en cuenta que esta morfología varía a lo largo del día por factores como el nivel de actividad, la alimentación y la variación de volumen en el sistema linfático, haciendo que el usuario perciba un cambio de tallaje en el socket [9].

En las etapas de crecimiento de los niños, en algunos momentos el tamaño de las prótesis, producen efectos indeseados, debido a que es demasiado grande o pequeña y surge la necesidad de cambiar la prótesis, sin embargo, no existe un determinado tiempo para cambiar de prótesis debido a que los cambios físicos son diferentes dependiendo del paciente, pero se debe de conocer que se tarda un tiempo en adaptarse a una prótesis nueva, ya que tanto el tamaño como el peso aumentan.

Las prótesis se ajustarán bien después de unos meses en estos meses se pasan periodos de ajuste a la nueva y tiempo de uso correcto, hasta que al pasar del tiempo el cual no será mucho, luego esta empieza a ser demasiado pequeña y el ciclo de adaptación a una que vuelve a empezar, para poder minimizar esta situación es importante la realización de entrenamientos orientados a objetivos y de forma continua. Los puntos óptimos de los músculos donde se colocarán los electrodos de superficie en una prótesis mioeléctrica, se deben seleccionar durante la etapa de entrenamiento, donde se deben buscar lugares donde las señales musculares sean estables y coincidan con un buen contacto de la piel, lo cual es esencial para que el usuario pueda controlar la prótesis [10].

III. METODOLOGÍA

La metodología del proyecto se resume en la fig. 1. Se inició con una revisión literaria, entendida como un método de investigación documental que integra la recopilación, análisis y síntesis de información publicada sobre un tema de interés, con el propósito de conocer lo previamente documentado, identificar vacíos de conocimiento y obtener información que justifique el estudio y proporcione fundamentación de diseño basada en evidencia existente. Para su desarrollo se siguieron etapas como la definición del tema y alcance, la búsqueda de fuentes confiables en bases de datos científicas indexadas, la selección y filtrado de artículos, la lectura crítica y la síntesis de resultados. En el contexto del proyecto, esta revisión se limitó a fuentes relacionadas con biomecánica pediátrica, fisiología del crecimiento óseo y muscular, estándares internacionales y diseño de prótesis mioeléctricas, lo que permitió definir parámetros técnicos, ergonómicos y de seguridad, así como identificar datos antropométricos y proporciones de crecimiento infantil necesarios para el diseño del prototipo ajustable [11].

A partir de la información obtenida en la revisión literaria, se aplicó el escalado alométrico paramétrico, el cual

utiliza principios de crecimiento proporcional y modelado paramétrico para determinar cambios en las dimensiones corporales según la edad o desarrollo del usuario, permitiendo adaptar el diseño de la prótesis a distintas etapas de crecimiento. Este método se basa en que el crecimiento corporal no es uniforme ni lineal, por lo que diferentes partes del cuerpo crecen a distintas velocidades, principio que puede expresarse mediante una ecuación alométrica. El proceso incluyó la obtención de datos antropométricos pediátricos, el modelado paramétrico en CAD, la aplicación de relaciones alométricas y la validación del modelo, lo que permitió digitalizar el crecimiento infantil y generar versiones del socket y de la mano a partir de un escaneo 3D, simulando etapas de crecimiento infantil [12].

Posteriormente, para la selección de variables fundamentales del prototipo, se empleó la metodología ELECTRE, un método de decisión multicriterio que permite comparar y seleccionar alternativas cualitativas y cuantitativas mediante comparaciones por pares, utilizando umbrales que determinan cuándo una diferencia es significativa. Su aplicación incluyó la definición de criterios de evaluación y ponderaciones, la construcción de matrices de concordancia y discordancia y la selección de la alternativa que mejor balancea los criterios establecidos. En este proyecto, ELECTRE se utilizó para la selección de materiales, diseño del mecanismo de ajuste, peso y especificaciones técnicas del sistema mioeléctrico, permitiendo un procedimiento estructurado para comparar alternativas que difieren en varios criterios [13].

De manera complementaria, se incorporó la metodología Human Based Design, la cual coloca al usuario final en el centro del proceso de diseño, involucrándolo activamente con el fin de asegurar que el producto sea útil y funcional. Esta metodología se fundamenta en principios como la participación del usuario desde etapas iniciales, la iteración continua y la empatía, considerando experiencias, emociones y retos. En el proyecto, se aplicó mediante encuestas dirigidas a expertos y familiares de personas con amputación transradial, orientadas a identificar materiales confortables y seguros, características de diseño que favorecen la autonomía del usuario y funciones consideradas más importantes, permitiendo obtener información directa para el diseño del encaje y del sistema de ajuste [14].

Para la materialización del diseño, se utilizó la metodología de Rapid Prototyping, que comprende técnicas de fabricación destinadas a convertir modelos digitales en prototipos físicos en plazos breves, siendo la impresión 3D la técnica principal. Este proceso incluyó la selección de la versión inicial del diseño en CAD, la preparación del archivo para impresión y la prueba del prototipo para evaluar el ajuste, el control mioeléctrico, el peso, la facilidad de uso y la ergonomía. El uso de esta metodología permitió reducir tiempos y costos, así como realizar ajustes y mejoras de diseño de forma eficiente [15].

Finalmente, la validación del prototipo se realizó mediante pruebas de usabilidad y la aplicación de la metodología System Usability Scale (SUS). Las pruebas de usabilidad permitieron

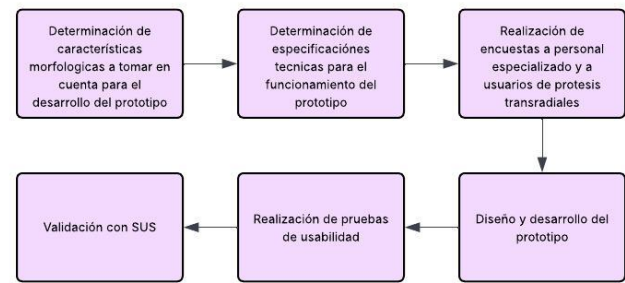


Fig. 1. Metodología de estudio y Validación

evaluar la facilidad con la que los usuarios interactúan con el dispositivo a través de la observación directa del desempeño, considerando aspectos como la facilidad de colocación, la respuesta del sistema mioeléctrico y la prensión de objetos livianos, utilizando modelos de muñón impresos en 3D y usuarios simulados. Posteriormente, la metodología SUS se aplicó mediante un cuestionario de diez preguntas con escala de uno a cinco, cuyo procesamiento genera un puntaje de usabilidad entre 0 y 100, con el objetivo de medir la percepción de facilidad de uso y satisfacción general, complementando la evaluación funcional del prototipo [16].

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A. Resultados de la recolección y análisis anatómico y morfológico

En esta fase se realizó una revisión literaria en bases de datos científicas como Science Direct, PubMed y Scielo con el objetivo de identificar proporciones de crecimiento del antebrazo, brazo y mano en población pediátrica. La literatura consultada permitió establecer referencias de crecimiento promedio, destacando que el desarrollo longitudinal de los dedos no es lineal, por lo que no existen proporciones exactas para cada falange. Ante esta limitación, se utilizó el escalado alométrico tomando como referencia la longitud del dedo medio, debido a que este representa de manera general el crecimiento de la mano. A partir de estos datos, se establecieron porcentajes de crecimiento por edad que permitieron definir una base anatómica coherente para el diseño del prototipo.

Para asegurar la precisión del modelo base en su versión adulta, se consideró únicamente la longitud de los dedos, ya que el grosor podría comprometer la funcionalidad mecánica de la prótesis. Las mediciones se obtuvieron a partir de un escaneo 3D, analizando la longitud de cada falange de forma individual. Para garantizar consistencia en las mediciones, se definió un punto fijo desde el nudillo de cada dedo, y las longitudes se calcularon de manera progresiva restando las medidas anteriores. Asimismo, se obtuvieron las dimensiones del muñón (figura 2) en su versión adulta, considerando tanto la longitud como la circunferencia. Finalmente, se estableció que, debido a la pérdida de las placas de crecimiento distales tras una amputación transradial, el crecimiento del muñón

ocurre únicamente en grosor, criterio que se tomó como base para el diseño del sistema ajustable del prototipo.

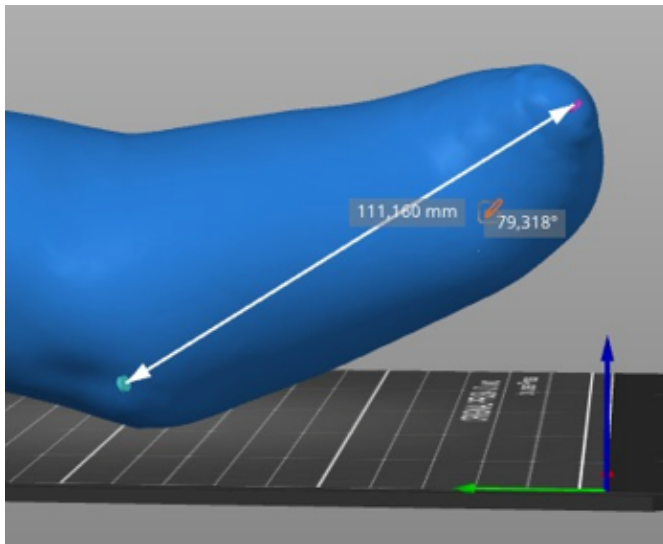


Fig. 2. Escaneo 3D del muñón de la paciente

B. Construcción del modelo 3D en versión adulta y pediátrica

La construcción del modelo 3D se realizó utilizando la información morfológica obtenida del escaneo 3D y las proporciones antropométricas recopiladas en la revisión literaria. El proceso inició con el diseño del modelo en su versión adulta, tomando como referencia el escaneo de una mujer de 31 años, cuyas dimensiones permitieron definir la longitud total de la mano y las medidas individuales de cada dedo. A partir de estas dimensiones se comenzó el diseño de la prótesis, iniciando con el dedo medio debido a su longitud y posición central, lo que facilitó la replicación proporcional del resto de los dedos.

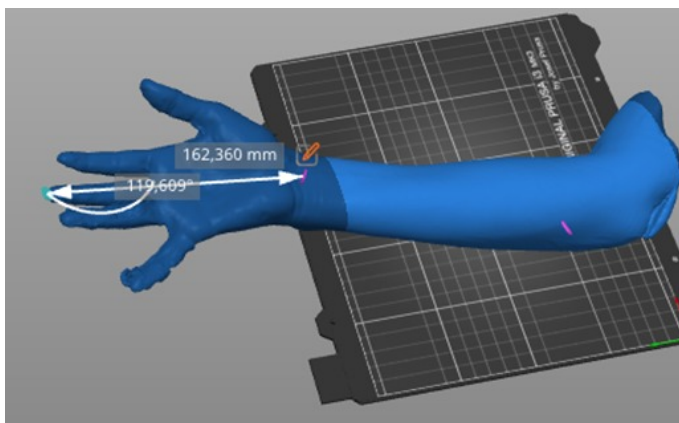


Fig. 3. Modelo digital del miembro superior adulto

Para el sistema de movimiento de los dedos se evaluaron dos alternativas: el uso de cables o hilos y el uso de palancas. Se optó por el sistema de palancas debido a que los cables tienden a perder tensión con el tiempo, lo que implicaría

recalibraciones frecuentes. El sistema seleccionado permite una mayor estabilidad mecánica, requiriendo ajustes únicamente cuando se realiza el reemplazo de dedos debido al crecimiento del paciente. Posteriormente, se aplicó la metodología de escalado alométrico paramétrico utilizando un porcentaje de crecimiento del 87%, correspondiente a la edad de 10 años. Esto permitió obtener una versión pediátrica del modelo ajustada a proporciones reales de crecimiento, seleccionando esta edad por representar una etapa intermedia del desarrollo infantil.

El modelo final (figura 4) integra una sección adicional diseñada para simular el crecimiento longitudinal del antebrazo, basada en datos antropométricos, mientras que el encaje del muñón se diseñó considerando únicamente el crecimiento en volumen. A partir de este proceso se identificaron como parámetros clave la longitud total desde el radio hasta el dedo medio, la medición individual de cada falange, la circunferencia del muñón y los porcentajes alométricos de crecimiento, los cuales resultan fundamentales para representar distintas etapas del desarrollo pediátrico.

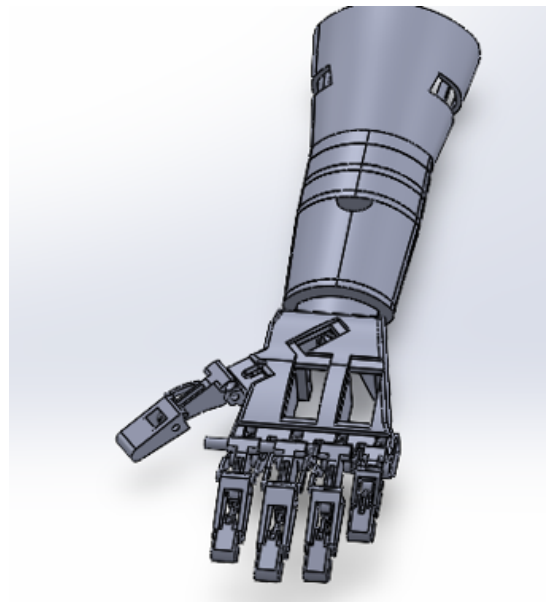


Fig. 4. Diseño de prototipo en Solidworks

C. Resultados de la identificación de especificaciones técnicas y del diseño del sistema ajustable

Para la selección de materiales, componentes electrónicos, actuadores y mecanismos de ajuste, se aplicó la metodología ELECTRE con el fin de comparar distintas alternativas y determinar las más adecuadas para el prototipo pediátrico. Este método permitió evaluar las opciones disponibles a partir de criterios técnicos y de usabilidad previamente definidos, asignando ponderaciones según su importancia dentro del proyecto. El análisis buscó reducir el conjunto de alternativas y seleccionar aquellas que mejor respondieran a los requerimientos del diseño ajustable y del sistema mioeléctrico.

Las categorías evaluadas incluyeron materiales, microcontroladores, sistemas de ajuste y actuadores. En cada caso se establecieron criterios específicos como biocompatibilidad, flexibilidad, durabilidad, capacidad de procesamiento, calidad del ADC, rango de ajuste, facilidad de uso, potencia y peso. Las ponderaciones asignadas reflejaron las necesidades particulares de una prótesis pediátrica, priorizando la comodidad del usuario, la adaptabilidad al crecimiento y la funcionalidad del sistema. Este proceso permitió estructurar una base técnica sólida para la toma de decisiones posteriores.

D. Desarrollo e integración del prototipo

El desarrollo e integración del prototipo se llevó a cabo a partir de la consolidación de los resultados obtenidos en las etapas de análisis anatómico, modelado paramétrico y selección de componentes mediante la metodología ELECTRE. En esta fase se integraron los elementos mecánicos, electrónicos y estructurales del sistema, asegurando la compatibilidad entre el diseño digital y su fabricación física. El prototipo fue concebido como un sistema modular, permitiendo la sustitución o ajuste de componentes sin comprometer la integridad general del dispositivo, lo cual resulta fundamental en una prótesis pediátrica orientada al crecimiento progresivo del usuario.

Desde el punto de vista mecánico, se diseñó una mano protésica transradial con módulos independientes para los dedos, la palma, el antebrazo y el encaje del muñón. Esta arquitectura facilitó la implementación del sistema de ajuste longitudinal del antebrazo y el reemplazo individual de los dedos conforme el crecimiento del paciente lo requiera. La selección de materiales como PLA y TPU permitió equilibrar rigidez estructural y flexibilidad, especialmente en zonas de contacto directo con el usuario, contribuyendo a mejorar la comodidad y seguridad durante el uso del dispositivo. La fabricación de las piezas se realizó mediante impresión 3D, lo que posibilitó una rápida iteración del diseño y la corrección de interferencias mecánicas detectadas durante el ensamblaje.

En cuanto a la integración electrónica, el prototipo incorporó un microcontrolador, un módulo sensor de electromiografía (EMG) y servomotores responsables del accionamiento de los dedos. La disposición de estos componentes se realizó considerando las limitaciones de espacio propias del antebrazo protésico y la necesidad de mantener una distribución equilibrada del peso. El sistema permitió la activación de los servomotores a partir de señales biológicas, posibilitando la apertura y cierre de la mano mediante contracciones musculares del usuario. Durante esta etapa se identificaron restricciones relacionadas con el tamaño y las conexiones de alimentación del sensor EMG, lo que evidenció la necesidad de optimizar la distribución interna de los componentes electrónicos.

E. Resultados de la validación preliminar

Las pruebas de usabilidad se realizaron utilizando la metodología System Usability Scale (SUS), con el objetivo de evaluar la interacción de los usuarios con el prototipo, así como la facilidad de uso del sistema de ajuste, el mecanismo de presión y el sistema mioeléctrico. Las evaluaciones se

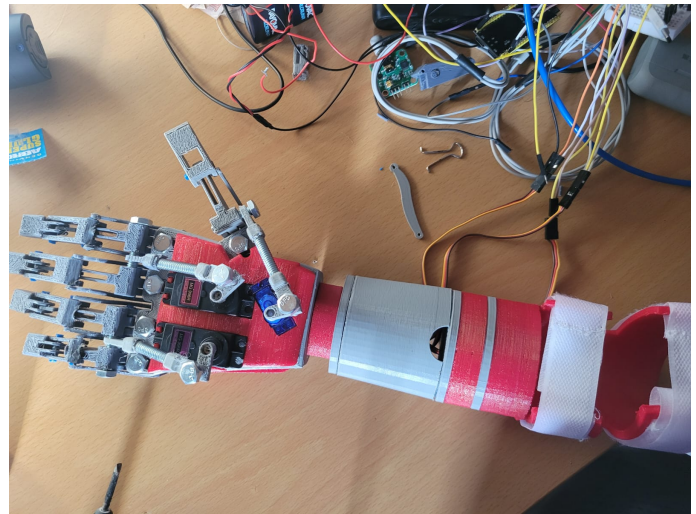


Fig. 5. Prototipo de prótesis finalizado

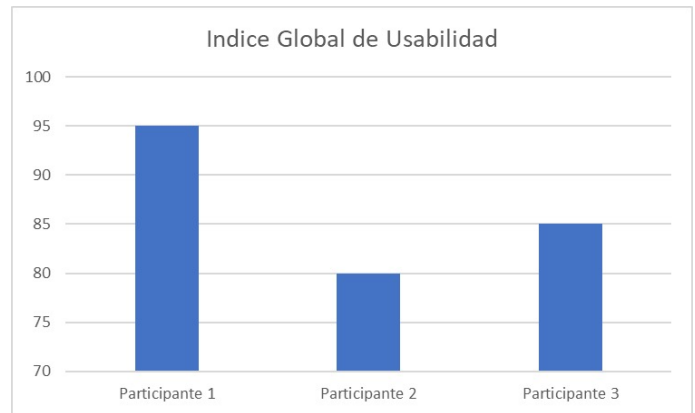


Fig. 6. Resultados de validación sus

llevaron a cabo en un entorno cotidiano con participantes de diferentes edades, lo que permitió analizar el desempeño del prototipo ante distintas condiciones fisiológicas y niveles de fuerza muscular. Los resultados demostraron que el sistema mioeléctrico es capaz de diferenciar de manera efectiva entre estados de reposo y contracción en usuarios pediátricos, jóvenes y adultos mayores. Asimismo, el sistema de ajuste mostró una adecuada adaptación a variaciones en la circunferencia del muñón, validando su funcionalidad a lo largo de diferentes etapas de crecimiento. El índice global de usabilidad obtenido se ubicó en la categoría de excelente, lo que indica una alta aceptación del prototipo y una curva de aprendizaje baja. En conjunto, los resultados confirman que el diseño es funcional, comprensible y adaptable, con oportunidades de mejora centradas principalmente en la optimización del control mioeléctrico y la respuesta del sistema de presión.

V. CONCLUSIONES

Se determinaron las características morfológicas y fisiológicas de la mano adulta y del muñón mediante la revisión literaria y el análisis de medidas antropométricas, incluyendo

longitudes segmentarias y relaciones de crecimiento. A partir de esto, se diseñó un modelo digital escalable que represento distintas etapas del crecimiento pediátrico, lo cual proporciono una base para el diseño del sistema ajustable, la aplicación de porcentajes alométricos permitió sustentar el diseño del sistema orientado a la adaptación progresiva del dispositivo.

Se definieron las especificaciones técnicas del sistema ajustable, del control mioeléctrico y del mecanismo de prensión mediante el uso de la metodología ELECTRE. Este proceso permitió seleccionar materiales, actuadores y otros componentes en función de criterios previamente establecidos, como flexibilidad, torque, facilidad de ajuste y costo. El uso de materiales como TPU y PLA, junto con los servomotores MG996R y SG90 y el microcontrolador ESP32, evidenciaron que las especificaciones seleccionadas mediante ELECTRE fueron coherentes con los requerimientos funcionales que se identificaron en la etapa de estudio.

Se diseñó un prototipo preliminar de prótesis transradial que integro un microcontrolador, un módulo sensor de EMG, servomotores. Lo cual permitió utilizar las señales biológicas para la activación de los servomotores y por medio de esta activación permitir la prensión de la mano. Sin embargo, Se identificaron problemas con el sensor EMG debido a las conexiones de energía que este requiere lo cual implica un gran espacio en el diseño.

Se desarrolló un prototipo de mano protésica transradial modular mediante impresión 3d utilizando filamento PLA y TPU, que integro diferentes módulos permitiendo el alargamiento del antebrazo de una manera simple y segura, de igual manera implementa el intercambio de todos los dedos de la mano sin necesidad de el desarme total pudiendo intercambiarse a medida que el crecimiento del paciente lo amerite. Sin embargo, en el desarrollo se identificaron limitaciones de espacio que no permitieron tener el circuito completo en el antebrazo, al igual que limitaciones en el movimiento de los dedos.

Se realizó una validación preliminar del prototipo utilizando dos modelos de muñón, uno en versión pediátrica y otro en versión adulta y pruebas de usabilidad con sujetos de distintas edades, lo que permitió analizar la funcionalidad del sistema de encaje ajustable y la respuesta del sistema mioeléctrico. Los resultados obtenidos mostraron que el encaje ajustable respondió a variaciones de grosor y longitud del muñón, mientras que el algoritmo basado en umbrales interpreto las señales EMG de forma correcta ante diferentes niveles de activación muscular.

REFERENCIAS

- [1] Brito, J. L., Quinde, M. X., Cuzco, D., Calle, J. I. (2013a). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/8447>
- [2] Author, R. P. S. (2024a, enero 2). Inclusión del niño con prótesis en la etapa escolar. RPS Medical. <https://www.rpsmedical.com/inclusion-del-nino-con-protesis-en-la-etapa-escolar/>
- [3] Morillo, M. T. C., García, C. G., Caballero, A. B., Gómez, J. T. C. (2025). Evolución de las prótesis a través de la historia. *Anales de Ingeniería Mecánica*, 1(24). <https://doi.org/10.63450/aim.1.229.2025>
- [4] Espinosa, M. F. B., Quezada, M. F. S., Vélez, S. A. C. (2009). Diseño de prótesis transtibial infantil y validación a través de pruebas de usuario. 2009.
- [5] Smail, L. C., Neal, C., Wilkins, C., Packham, T. L. (2021). Comfort and function remain key factors in upper limb prosthetic abandonment: Findings of a scoping review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 16(8), 821–830. <https://doi.org/10.1080/17483107.2020.1738567>
- [6] Eschweiler, J., Li, J., Quack, V., Rath, B., Baroncini, A., Hildebrand, F., Migliorini, F. (2022). Anatomy, Biomechanics, and Loads of the Wrist Joint. *Life*, 12(2), 188. <https://doi.org/10.3390/life12020188>.
- [7] Pérez, Á. S. (s/f). Control mioeléctrico para prótesis robóticas de dos grados de libertad.
- [8] Diseño de una aplicación de audio controlada con señales mioeléctricas. (s/f). Recuperado el 29 de octubre de 2025, de <https://uvadoc.uva.es/handle/10324/27586>
- [9] Diseño de una aplicación de audio controlada con señales mioeléctricas. (s/f). Recuperado el 29 de octubre de 2025, de <https://uvadoc.uva.es/handle/10324/27586>
- [10] Galcerán Montaña, I. (2017). Estudio de la funcionalidad y eficiencia en el control y uso de prótesis mioeléctrica en niños y adolescentes. <http://hdl.handle.net/10115/14800>
- [11] Snyder, H. (2019). Literature review as a research methodology: An overview and guidelines. *Journal of Business Research*, 104, 333–339. <https://doi.org/10.1016/j.jbusres.2019.07.039>
- [12] Sánchez Garduño, F., Gutiérrez Sánchez, J. L., Sánchez Garduño, F., Gutiérrez Sánchez, J. L. (2020). La alometría, una ley de potencias ubicua en la estructura de los seres vivos. *Inter disciplina*, 8(20), 11–22. <https://doi.org/10.22201/ceiich.24485705e.2020.20.71181>
- [13] Lorena, G. M. S., Andrés, T., Sandra, M. F., Cecilia, P. M. B. (s/f). HERRAMIENTA DE ANÁLISIS MULTI-CRITERIO COMO SOPORTE PARA EL DISEÑO DEL PROGRAMA SOCIAL PROSOFI, DE LA PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA.
- [14] What Is Human-Centered Design? | HBS Online. (2020, diciembre 15). Business Insights Blog. <https://online.hbs.edu/blog/post/what-is-human-centered-design>
- [15] Zahid, M. J., Mavani, P., Awuah, W. A., Alabdulrahman, M., Punukollu, R., Kundu, A., Mago, A., Maher, K., Adebusey, F. T., Khan, T. N. (2024). Sculpting the future: A narrative review of 3D printing in plastic surgery and prosthetic devices. *Health Science Reports*, 7(6), e2205. <https://doi.org/10.1002/hsr2.2205>
- [16] Bellio, J. (2025, septiembre 12). System Usability Scale (SUS) Practical Guide for 2025. *Articles on Everything UX: Research, Testing Design*. <https://blog.uxtweak.com/system-usability-scale/>