

ORIGINAL

Design, Construction and Testing of a Prototype of Transradial Hand Prosthesis with Two Degrees of Freedom Cable-Controlled and Voice-Activated

Diseño, Construcción y Pruebas de un Prototipo de Prótesis de Mano Transradial de Dos Grados de Libertad Controlado por Cables y Activado por Voz

Pozo Safla Edwin Rodolfo¹  , Novillo Andrade Geovanny Guillermo¹  , Abarca Pérez Edison Patricio¹  , Mera Cruz Jorge Adrián¹  

¹Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Riobamba, Ecuador.

Citar como: Pozo Safla ER, Novillo Andrade GG, Abarca Pérez EP, Mera Cruz JA. Design, Construction and Testing of a Prototype of Transradial Hand Prosthesis with Two Degrees of Freedom Cable-Controlled and Voice-Activated. Salud, Ciencia y Tecnología. 2025; 5:1658. <https://doi.org/10.56294/saludcyt20251658>

Enviado: 02-10-2024

Revisado: 05-01-2025

Aceptado: 16-06-2025

Publicado: 17-06-2025

Editor: Prof. Dr. William Castillo-González 

Autor para la correspondencia: Pozo Safla Edwin Rodolfo 

ABSTRACT

This study focuses on the design, construction, and testing of a transradial hand prosthesis with two degrees of freedom, controlled by cables and activated by voice, aimed at improving the daily task performance of individuals with motor disabilities. A descriptive study with a quantitative approach was conducted, utilizing anthropometric measurements of hands taken from students at the Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. The resulting prototype features a cable-actuated mechanism, with individual mechanical fingers, and is made from polylactic acid (PLA). The primary function of the prosthesis is the opening and closing motion of the fingers. Through direct and inverse kinematic analysis, the position of each finger was determined, and their respective velocities and accelerations were calculated. The maximum speed achieved by the thumb was 0,057 mm/s, while the other fingers reached a speed of 0,62 mm/s. The thumb's acceleration was 1,179 mm/s², while the other fingers had an acceleration of 0,35 mm/s². In practical tests with various objects, the prosthesis was able to lift a maximum weight of 220 grams, with the ideal weight for optimal performance ranging between 100 and 120 grams.

Keywords: Elastomer; Rope Mechanism; Transradial Prosthesis; Stylized Prototype.

RESUMEN

Las prótesis diseñadas para recuperar la funcionalidad parcial de una extremidad han sido clave en el avance de la medicina, destacándose los mecanismos antropomórficos que, además de resolver el problema estético, mejoraron la funcionalidad mediante nuevas taxonomías de agarre. El objetivo de esta investigación fue desarrollar un prototipo de prótesis de mano transradial de dos grados de libertad, controlada por cables y activada por voz, para mejorar la interacción en tareas cotidianas de personas con discapacidad motora. La metodología utilizada fue un estudio descriptivo con muestreo poblacional y enfoque cuantitativo, tomando medidas antropométricas de manos de estudiantes de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. El prototipo resultante fue una prótesis accionada por cuerdas, con dedos individuales de accionamiento mecánico, fabricada en ácido poliláctico (PLA), cuyo objetivo principal era realizar el movimiento de apertura y cierre de los dedos. Mediante análisis cinemático directo e inverso, se determinó la posición de cada dedo y se calcularon las velocidades y aceleraciones, encontrando que el pulgar alcanzó una velocidad máxima de 0,057 mm/s, mientras que los otros dedos llegaron a 0,62 mm/s. La aceleración del pulgar fue de 1,179 mm/s², y la de los otros dedos de 0,35 mm/s². En las pruebas con objetos, se logró levantar un peso máximo de 220 gramos, con un peso ideal para su correcto funcionamiento entre 100 y 120 gramos.

Palabras clave: Elastómero; Mecanismo de Cuerdas; Prótesis Transradial; Prototipo Estilizado.

INTRODUCCIÓN

Los modelos o prótesis creados para restaurar en parte el desempeño de una extremidad única han simbolizado un requerimiento que ha promovido significativos progresos en la evolución de mecanismos antropomórficos. Estos no solo han permitido resolver el aspecto estético, sino que también han ampliado las taxonomías de agarre, mejorando significativamente su funcionalidad.⁽¹⁾ Actualmente, la investigación y el desarrollo en este campo se enfocan en lograr dos propiedades fundamentales: optimizar su utilidad para levantar cargas o realizar agarres de potencia y garantizar su accesibilidad en términos de costo.

En octubre del 2010, en Taiwán, Takashi Sonoda e Ivan Godler crearon una mano robótica accionada mediante un sistema de transmisión por cadena para el movimiento de sus dedos, siendo capaz de realizar un agarre cilíndrico y en pinza.⁽²⁾ Uno de los métodos más antiguos y frecuentemente empleados en el ámbito de las prótesis para conseguir el movimiento de flexión-extensión en los dedos se consigue a través de la utilización de cables y poleas. En la mayoría de las situaciones, las poleas se sitúan en las articulaciones. Por ellas fluye un cable que se encuentra fijo en uno de sus extremos en alguna falange, usualmente en la última (distal), mientras que el otro extremo del cable está vinculado a la salida del sistema de actuación o, en caso contrario, al sistema de reducción. Cuando es aplicada una carga, del sistema de actuación al cable, éste último se desliza a través de la polea y mueve la falange y por consecuencia la articulación del dedo.⁽³⁾

Mark R. Cutkosky, profesor de la Universidad de Stanford realizó un estudio sobre las distintas taxonomías de la función de agarre, basado en tareas realizadas en el entorno manufacturero, así como las restricciones y simplificaciones llevadas a cabo en el diseño de manos robóticas.⁽⁴⁾

Los casos en los que el agarre es exacto, se reduce la importancia de la fuerza ejercida y se discute más de habilidad. El agarre de precisión consta principalmente del contacto con la punta de los dedos, requiere sobre todo del movimiento de la muñeca.⁽⁴⁾

El agarre de potencia se distingue por una modalidad de sujeción que valora la seguridad y la estabilidad, empleando una superficie de contacto más amplia, particularmente en las falanges de los dedos, para garantizar un control más sólido sobre objetos de mayor tamaño o peso. Este anclaje no solo implica los dedos, sino también la palma y el pulgar, repartiendo la presión de forma eficaz y potenciando la fuerza de sujeción. Es perfecto para objetos de gran tamaño que demandan una gestión exacta y sólida, como herramientas o pesos, donde la estabilidad y la prevención de deslizamientos son fundamentales para prevenir movimientos indeseables.⁽⁴⁾

MÉTODO

Antropometría de la mano

El estudio de las proporciones y dimensiones de la mano humana es esencial para la comprensión de las variaciones morfológicas dentro de la especie humana. Para obtener mediciones precisas, la longitud de la mano se debe tomar desde la base de la muñeca hasta la punta del dedo medio, considerando que esta medida corresponde a la longitud total de la mano. Además, se deben tomar en cuenta otras medidas como el ancho de la palma, que se determina desde el borde de la palma en la base de los dedos hasta el lado opuesto de la mano. La medición de los dedos individuales, como la longitud del dedo medio y del pulgar, también es relevante para el análisis de la relación entre los diferentes segmentos de la mano.⁽⁵⁾ Para llevar a cabo un diseño lo más auténtico y apropiado para la población de Ecuador, se estudió como muestra a los estudiantes de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, de dicho análisis se obtuvo los siguientes datos:



Figura 1. Toma de medidas antropométricas de mano

La medida se realiza a una persona al azar de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo los rangos de edades son desde 21 años siendo tomada las medidas a un hombre donde nos da como resultado los siguientes valores.

Tabla 1. Medidas antropométricas de mano

Parámetros	Valores reportados
Largo de la mano	194,61 mm
Longitud de la palma de mano	105,41 mm
Anchura de la mano sin pulgar	96,65 mm
Anchura de la mano con pulgar	105,72 mm

Tabla 2. Medidas de los dedos de mano

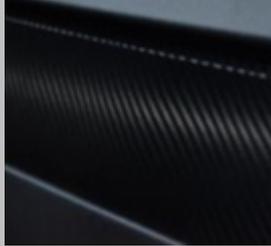
	Longitudes de falanges mm		
	Falange Proximal	Falange Medial	Falange Distal
Meñique	42±10	26±5	27±3
Anular	56±11	32±6	27±3
Medio	60±13	35±8	28±2
Índice	56±11	34±7	28±3
Pulgar	45±6	NA	38±4

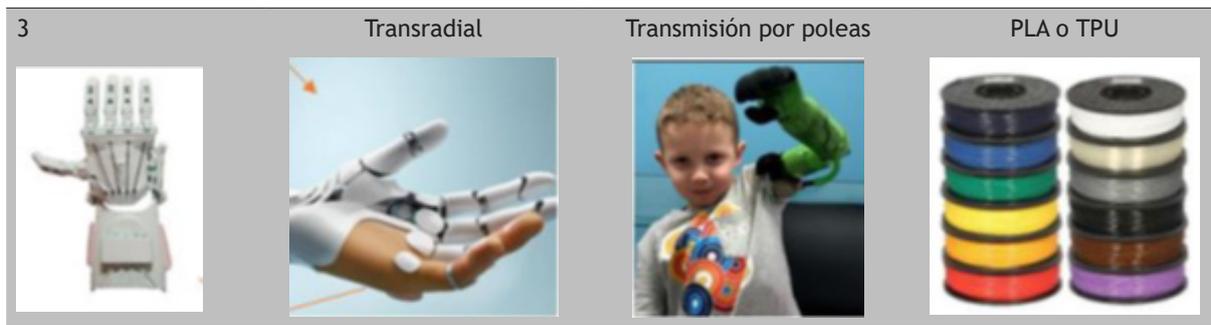
Este tipo de datos es crucial en el diseño de prótesis, herramientas ergonómicas y dispositivos biomédicos, ya que proporciona parámetros exactos para adaptar estructuras artificiales a las dimensiones promedio de la mano humana. La información puede ser utilizada para mejorar la funcionalidad y el confort de prótesis y exoesqueletos, asegurando que el diseño respete las proporciones naturales de la mano.

Especificaciones de la prótesis

Para que la prótesis sea considerada como un prototipo de que pueda cumplir con las necesidades del cliente, se realizó un análisis de alternativas mediante una matriz morfológica como se muestra la siguiente tabla:

Tabla 3. Análisis de alternativas

Modelos	Tipo	Accionamiento	Materiales
1 	Gancho 	Soporte 	Fibras sintéticas 
2 	Pinza 	Prensil 	nylon 



Como resultado se obtuvo una prótesis accionada por cuerdas, con dedos individuales, de accionamiento mecánico y de material ácido poliláctico (PLA).

Análisis de funcionalidad

La función principal de la prótesis es llevar a cabo el movimiento de inicio o cierre, mientras que las funciones secundarias facilitarán este movimiento. Una vez establecido el trabajo que llevará a cabo la prótesis, con sus funciones primarias y secundarias correspondientes; se procede a elaborar un esquema de las funciones asignadas a los niveles 0 para la función primaria y 1 para las funciones secundarias.

Se dispondrán dos clases de entradas y salidas para cada cuadro de los esquemas de funcionalidad: control y energía. Estas entradas se situarán conforme a la función que necesite la máquina. En el caso de esta prótesis transradial el diagrama funcional de nivel 0 es el que se presenta en los siguientes diagramas.⁽⁶⁾

Diagrama de la función principal de la prótesis



Figura 2. Diagrama de la función principal de la prótesis

Diagrama de descripción de funcionalidad⁽⁶⁾

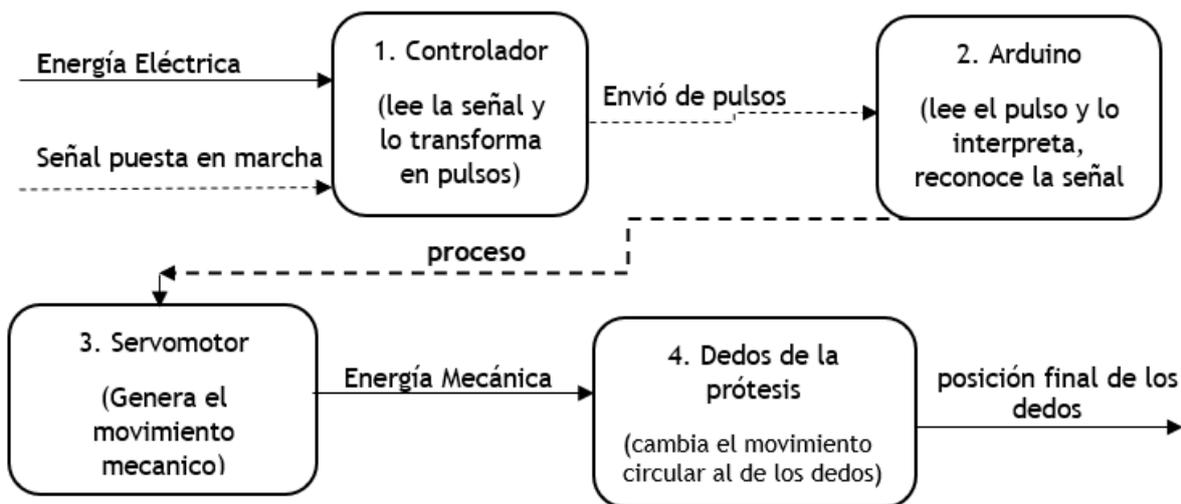


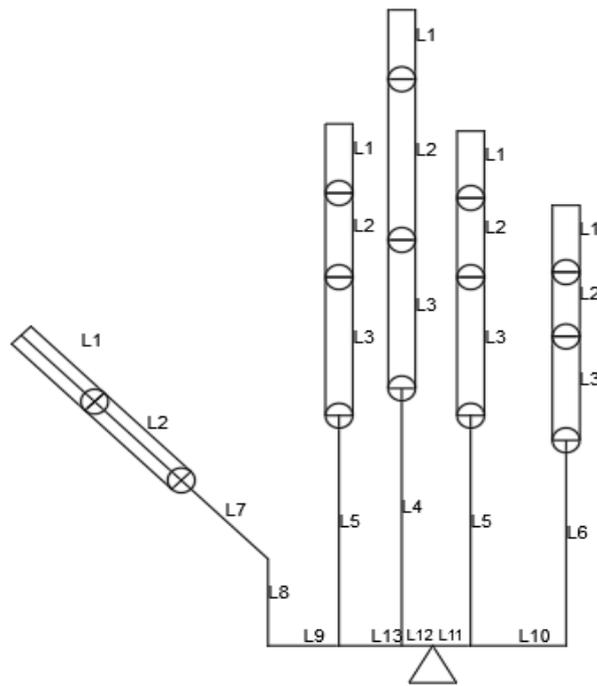
Figura 3. Diagrama de descripción de funcionalidad

DESARROLLO

Estructura modular

Diseño mecánico

Se desarrolló un mecanismo que consta de 20 a 26 grados de libertad y se considera una articulación rotacional de 1 grado de libertad.⁽⁷⁾



Fuente: diseño y construcción de una prótesis de mano con agarre de potencia⁽⁸⁾

Figura 4. Mecanismo de la mano

Se determina que el mejor ángulo de inclinación de la articulación CMC (carpometacarpiana) del dedo pulgar es de cuarenta y cinco grados.⁽⁸⁾ además de que los metacarpos no tendrán movimientos se buscará conseguir con material adecuado para las yemas dando una mejor agarre para la tracción de los dedos.

Mecanismo de transmisión de movimiento

En el funcionamiento de la mano, la movilidad y extensión de los dedos son controladas por los músculos del antebrazo, transmitiendo el movimiento a través de los tendones.⁽⁹⁾

La Transmisión de movimiento lineal mediante barras, es preciso y económico, permitiendo un control de velocidad en relación con el punto de entrada. No obstante, la estructura del mecanismo es complicada y el torque se reduce en el punto final. Además, la longitud puede afectar la resistencia estructural de los eslabones. Transferencia de movimiento lineal a través de poleas estáticas: estos sistemas emplean un único actuador, lo que conduce a una disminución en costos, peso y complejidad. Adicionalmente, incrementa el torque del elemento terminal en relación con la inicial. Estos sistemas son igualmente sencillos de manejar. No obstante, tienen inconvenientes como una disminución en el rango de movimiento, un incremento en el peligro de ruptura del sistema de transmisión y una precisión inferior.⁽⁹⁾

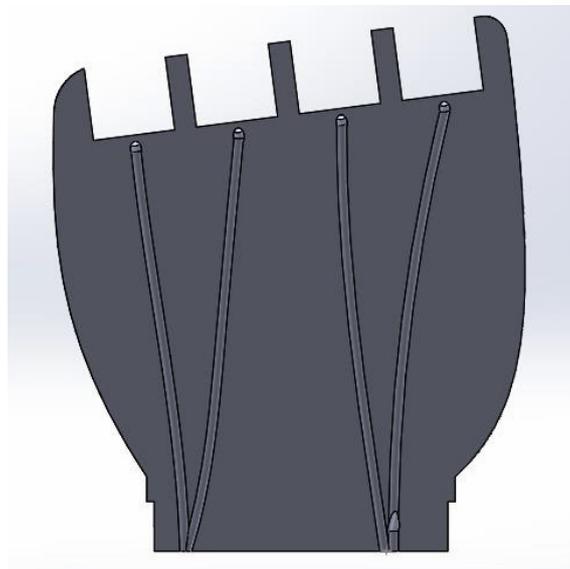


Figura 5. Representación de la vista frontal de la palma

Considerando la utilidad y el costo de la prótesis propuesta, se decidió utilizar el método de transmisión mediante poleas. Este enfoque permite evitar una complejidad excesiva en el diseño, reduce los costos innecesarios y facilita el control mediante comandos de voz.

Diseño CAD prótesis

Se define una primera idea para el modelo CAD, donde se toman en cuenta las dimensiones previamente adquiridas. Al ser un primer modelo, se consideran únicamente las dimensiones generales y no se considera la parte estética.

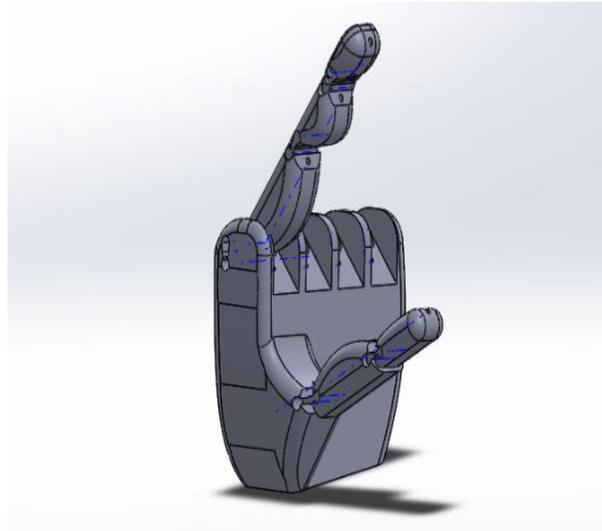


Figura 6. Primer Prototipo de Prótesis de Mano transradial

RESULTADOS

Simulación del modelo de cada dedo

Mediante el modelo generado en SolidWorks se diseñó un análisis estructural en ANSYS para cada dedo para verificar deformaciones, esfuerzos equivalentes de Von-Mises.

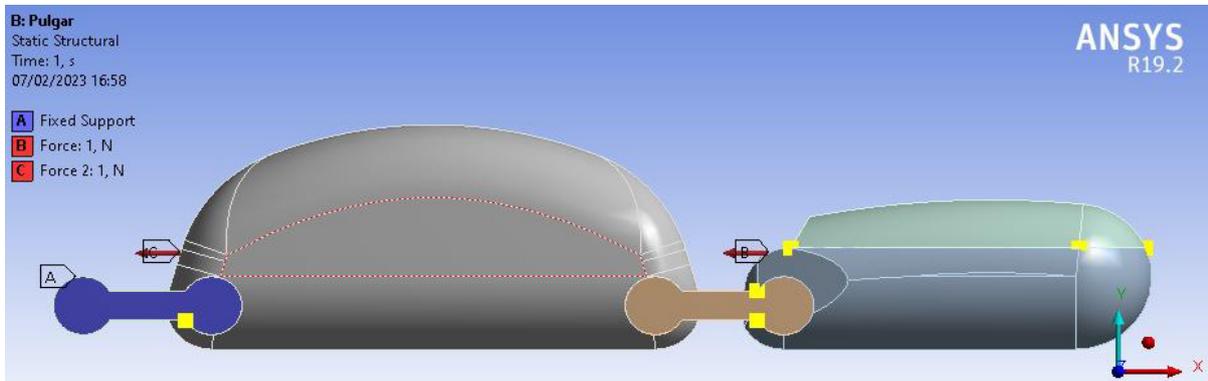


Figura 7. Modelo de dedo

Parámetros de trabajo de la mano

Para reproducir el movimiento natural de abrir y cerrar la mano, se tomaron en cuenta los siguientes datos obtenidos en el programa ANSYS dando resultados para cada posición de la mano simulado los ángulos de trabajo complementarios para el correcto funcionamiento de la prótesis.⁽¹⁰⁾

Tabla 4. Ángulos de trabajo			
Posición	Ángulo	Posición	Ángulo
Posición mano abierta	85°	Posición de agarre esfera	35°
Posición mano cerrada	5°	Posición de agarre cuchara	6°
Posición de agarre vaso	50°		

Comandos

Para que la prótesis funcione adecuadamente, se especifican las instrucciones requeridas que se utilizarán para el accionamiento por voz en la siguiente tabla:

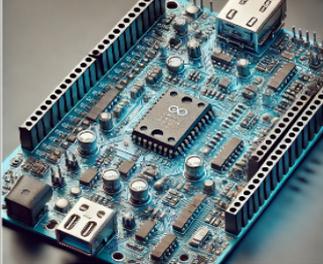
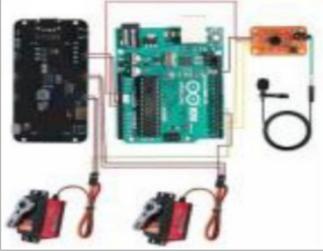
Tabla 5. Comandos para accionamiento

Entrada	Acción
Vaso	la mano se cierra a 50°
Lápiz	la mano se cierra a 35°
Cuchara	la mano se cierra a 6°
Abrir	la mano se abre a posición inicial a 85°
Cerrar	la mano se cierra al máximo
Saludo	la mano se cierra
Agarre	la mano se cierra en forma de gancho a 45°

Componentes de la prótesis

Sistema electrónico compone las partes más fundamentales para el correcto accionamiento de la prótesis.
(10,11)

Tabla 6. Componentes electrónicos usados para la prótesis

Sistema Electrónico	
1. Controlador (lee la señal y lo transforma en pulsos)	
2. Arduino (lee el pulso y lo interpreta, reconoce la señal)	
3. Servomotor (Genera el movimiento mecanico)	
4. Esquema electrónico de conexiones	

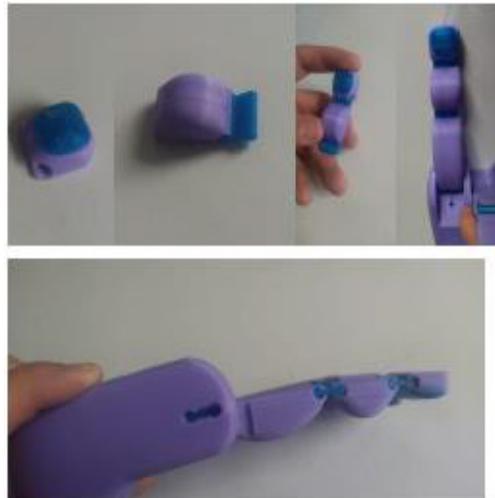
Sistema motriz de la prótesis

Figura 8. Modelo de dedo

Características de la prótesis

La Prótesis transradial elaborada mediante impresión 3D y con análisis en sistema ANSYS presenta las siguientes características generales un Largo: 290,04 mm, Ancho:90,45mm dando una capacidad de carga de 150gr máximo. El material seleccionado para realizar la construcción es de ácido poliláctico (PLA) y para el sistema eléctrico el servomotor utilizado es de 20kg después de acabar el ensamble de la prótesis obtenemos un peso total de 315 gr.



Figura 8. Prótesis Ensamblada

DISCUSIÓN

Las prótesis transradiales se enfocan principalmente en la evolución tecnológica que ha permitido mejorar la funcionalidad, el confort y la adaptabilidad de estas prótesis, además de abordar los desafíos y oportunidades en su desarrollo. Diversos estudios y autores han explorado diferentes aspectos de las prótesis transradiales, desde los sistemas de control hasta los avances en materiales y diseño.⁽¹²⁾ La tecnología de control mioeléctrico permite que los usuarios de prótesis transradiales controlen los movimientos de la prótesis mediante señales electromiográficas (EMG) generadas por la contracción de los músculos residuales. Este tipo de control ha mejorado significativamente la funcionalidad de las prótesis, permitiendo realizar movimientos complejos como la apertura y el cierre de la mano o la rotación de la muñeca con mayor precisión. No obstante,⁽¹³⁾ algunos autores advierten que, a pesar de los avances, la confiabilidad de los sistemas mioeléctricos aún está limitada por factores como la fatiga muscular y la interferencia de señales, lo que puede afectar la precisión y velocidad de la respuesta de la prótesis.

El diseño de los actuadores y motores ha sido otro aspecto crucial en la mejora de las prótesis transradiales.⁽¹⁴⁾ El uso de motores más pequeños y eficientes ha permitido que las prótesis sean más ligeras y cómodas, mejorando la aceptación y el uso a largo plazo por parte de los usuarios. Además, estos avances han permitido la creación

de prótesis con mayor destreza, lo que aumenta la independencia de los usuarios en las tareas cotidianas. Sin embargo, uno de los mayores desafíos sigue siendo la retroalimentación sensorial. La retroalimentación táctil adecuada es esencial para que el usuario pueda sentir el contacto con los objetos y realizar ajustes precisos en el agarre.

En el análisis cinemático realizado, se observó que la velocidad de los dedos varía dependiendo del tipo de movimiento, encontrándose que el pulgar alcanzó una velocidad máxima de 0,057 mm/s, mientras que los demás dedos alcanzaron 0,62 mm/s. La aceleración también mostró diferencias, siendo el pulgar el que presentó la mayor aceleración (1,179 mm/s²), en comparación con los demás dedos (0,35 mm/s²). En las pruebas experimentales, se observó que, aunque la prótesis fue capaz de levantar objetos de hasta 220 gramos con dificultad, el peso ideal para un funcionamiento óptimo se encuentra entre los 100 y 120 gramos. Asimismo, se observó que la prótesis tenía dificultades para levantar objetos pequeños y planos, como monedas, debido a su forma, mientras que objetos redondos o con superficies grandes eran levantados con mayor facilidad.

CONCLUSIONES

El desarrollo de las prótesis transradiales ha experimentado avances significativos en términos de funcionalidad, confort y adaptabilidad, destacándose el uso de sistemas de control mioeléctrico, que han mejorado la precisión de los movimientos. Sin embargo, persisten desafíos clave relacionados con la confiabilidad de estos sistemas, especialmente debido a factores como la fatiga muscular y la interferencia de señales, que limitan la exactitud y la velocidad de respuesta de las prótesis. El diseño de actuadores más pequeños y eficientes ha contribuido a la creación de dispositivos más livianos y cómodos, lo que favorece una mayor aceptación por parte de los usuarios. A pesar de estos avances, la retroalimentación sensorial sigue siendo un área crítica que requiere mejora, ya que la falta de retroalimentación táctil adecuada dificulta la precisión en la manipulación de objetos y en los agarres finos. Además, los resultados cinemáticos obtenidos indican que, aunque la prótesis es capaz de ejecutar movimientos precisos, su rendimiento óptimo se alcanza únicamente con objetos de características específicas, como un peso y forma determinados. Estos hallazgos subrayan que, a pesar de los notables progresos en la tecnología de prótesis transradiales, aún es necesario continuar con el desarrollo de soluciones que mejoren la adaptabilidad, la confiabilidad y la retroalimentación sensorial, aspectos fundamentales para aumentar la funcionalidad y la calidad de vida de los usuarios.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Quinayás Burgos CA. Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres. enero de 2010. <http://repositorio.unicauca.edu.co:8080/xmlui/handle/123456789/1269>
2. Dorador JM. MECANISMOS DE TRANSMISIÓN Y ACTUADORES UTILIZADOS EN PRÓTESIS DE MANO. somim.org.mx. https://www.academia.edu/1217698/MECANISMOS_DE_TRANSMISIÓN_Y_ACTUADORES_UTILIZADOS_EN_PRÓTESIS_DE_MANO
3. Villarreal CA, Iglesias I, Yépez MD. Diseño mecánico de un prototipo de prótesis de mano. Memorias del I Congreso Internacional de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación. noviembre de 2017;1ra:203.
4. Cutkosky MR. On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. *IEEE Trans Robot Autom.* 1989;5(3):269-79.
5. Hrdlička A. Anthropology of the American negro. Historical notes. *Am J Phys Anthropol.* 1927;10(2):1-8. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ajpa.1330100204>
6. The development of a novel prosthetic hand - Ongoing research and preliminary results. ResearchGate. 2024. https://www.researchgate.net/publication/3414844_The_development_of_a_novel_prosthetic_hand_-_Ongoing_research_and_preliminary_results
7. Valencia DH. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE MANO CON AGARRE DE POTENCIA.
8. Burgos MMA. IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA EN IMPRESIÓN 3D PARA EL ESTÍMULO Y ACCIONAMIENTO DE MOVIMIENTOS EN LA EXTREMIDAD SUPERIOR PARA PACIENTES CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL.
9. Bates TJ, Ferguson JR, Pierrie SN. Technological Advances in Prosthesis Design and Rehabilitation Following Upper Extremity Limb Loss. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2020;13(4):485-93.
10. Li G, Schultz AE, Kuiken TA. Quantifying Pattern Recognition–Based Myoelectric Control of Multifunctional

Transradial Prostheses. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2010;18(2):185-92.

11. Development of UB Hand 3: Early Results. ResearchGate. 2024. https://www.researchgate.net/publication/224626196_Development_of_UB_Hand_3_Early_Results

12. Quinayás-Burgos CA, Gaviria-López CA. Sistema de identificación de intención de movimiento para el control mioeléctrico de una prótesis de mano robótica. Ing Univ. 2015;19(1):27-50.

13. Hunter MA, Aprill A, Hill A, Emery S. Education, Arts and Sustainability: Emerging Practice for a Changing World. Singapore: Springer; 2018. https://www.researchgate.net/publication/350880974_Hunter_M_A_Aprill_A_Hill_A_and_Emery_S_2018_Education_Arts_and_Sustainability_Emerging_Practice_for_a_Changing_World_Singapore_Springer_120_pp_2499_Paper

14. FasterCapital. Desafíos Y Limitaciones De La Retroalimentación. <https://fastercapital.com/keyword/desafios-y-limitaciones-de-la-retroalimentacion.html>

FINANCIACIÓN

Ninguna.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran que no existe conflicto de intereses.

CONTRIBUCIÓN DE AUTORÍA

Conceptualización: Abarca Pérez Edison Patricio, Novillo Andrade Geovanny Guillermo.

Curación de datos: Pozo Safla Edwin Rodolfo, Mera Cruz Jorge Adrián.

Análisis formal: Abarca Pérez Edison Patricio, Novillo Andrade Geovanny Guillermo.

Investigación: Pozo Safla Edwin Rodolfo, Mera Cruz Jorge Adrián, Abarca Pérez Edison Patricio, Novillo Andrade Geovanny Guillermo.

Metodología: Novillo Andrade Geovanny Guillermo, Abarca Pérez Edison Patricio.

Administración del proyecto: Abarca Pérez Edison Patricio, Novillo Andrade Geovanny Guillermo.

Recursos: Pozo Safla Edwin Rodolfo, Mera Cruz Jorge Adrián, Abarca Pérez Edison Patricio, Novillo Andrade Geovanny Guillermo.

Software: Abarca Pérez Edison Patricio, Novillo Andrade Geovanny Guillermo.

Supervisión: Pozo Safla Edwin Rodolfo, Mera Cruz Jorge Adrián

Validación: Pozo Safla Edwin Rodolfo, Mera Cruz Jorge Adrián, Abarca Pérez Edison Patricio, Novillo Andrade Geovanny Guillermo.

Visualización: Abarca Pérez Edison Patricio, Novillo Andrade Geovanny Guillermo.

Redacción - borrador original: Pozo Safla Edwin Rodolfo, Mera Cruz Jorge, Adrián Abarca Pérez Edison Patricio, Novillo Andrade Geovanny Guillermo.

Redacción - revisión y edición: Pozo Safla Edwin Rodolfo, Mera Cruz Jorge, Abarca Pérez Edison Patricio, Novillo Andrade Geovanny Guillermo.