

# Diseño de prototipo de prótesis de miembro superior

Luz Melissa Chávez-Diez de Sollano<sup>1</sup>, Alethia Silvana Morán-Franco<sup>1</sup>, María Nahúm Sánchez-Palacios<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidad La Salle México, Facultad de Ingeniería. Ciudad de México, México.

luz.chavez@lasallistas.org.mx, alethia.moran@lasallistas.org.mx,  
mariasanchez@lasallistas.org.mx

**Resumen.** Las prótesis sustituyen un miembro faltante y tienen diferentes utilidades, desde la estética y suplir la función hasta mejorar la calidad de vida de un paciente mediante su integración y ayudándolo a afrontar los problemas que conlleva una amputación; depende de acuerdo a las necesidades del paciente, los recursos económicos y la factibilidad de la función que son elegidas como terapia. El presente documento presenta el diseño y desarrollo de una prótesis que simula los movimientos de una articulación humerocubital e interfalángica, implementando la fabricación aditiva y servomotores. En primer lugar, se describe el efecto que tiene una prótesis en una persona y cómo se relaciona con la calidad de vida, meta 3.4 de los objetivos de desarrollo sustentable establecidos por la Organización de las Naciones Unidas, los sustentos teóricos y la explicación del funcionamiento de la prótesis fabricada.

**Palabras Clave:** Prótesis, Calidad de vida, Fabricación aditiva, Servomotores.

## 1 Descripción de la problemática prioritaria abordada

Tras la pérdida de un miembro, el paciente vive un complicado proceso psicológico, donde se enfrenta a limitaciones físicas, problemas de adaptabilidad, sociales y de desigualdad de oportunidades que terminan influyendo en su calidad de vida. Además, no es solamente la parte funcional, sino que también la parte física de la prótesis lo que ayuda a los pacientes a integrarse más rápido a la sociedad y sentirse mejor consigo mismos, devolviéndoles su independencia para realizar actividades por ellos mismos. Fue así que se llevó a la innovación y desarrollo de diferentes tipos de prótesis en el mercado, sin embargo, una nueva problemática surgió, según los materiales con los que son realizadas varía el precio hasta llegar a costos inaccesibles para la población de bajos recursos, de igual forma de acuerdo a los materiales cambia el tiempo de adaptación en el que un paciente puede usar una prótesis con fluidez, sin mencionar las pocas posibilidades de producir en masa y atender a la personalización que requiere el paciente para su rehabilitación.

Los avances en la mejora de la salud que participan en la meta 3.4 de los Objetivos de Desarrollo Sostenible propuestos por la Organización de las Naciones Unidas, el cual consta en la promoción de la salud mental y el bienestar, ayudaron a sentar las bases del presente proyecto de tal forma

---

Memorias del Concurso Lasallista de Investigación, Desarrollo e innovación

Vol. 10, Núm. 1, pp. DyT 45-51, 2023, DOI: 10.26457/mclidi.v10i1.3779 Universidad La Salle México

LUZ MELISSA CHÁVEZ-DIEZ DE SOLLANO, ALETHIA SILVANA MORÁN-FRANCO, MARÍA NAHÚM SÁNCHEZ-PALACIOS, de la carrera en INGENIERÍA BIOMÉDICA, de la Facultad de INGENIERÍA, de la UNIVERSIDAD LA SALLE MÉXICO.

MARÍA DEL CARMEN ARQUER fue asesora de este trabajo.

que se enfocará en mejorar la calidad de vida de los pacientes con amputaciones que no pueden adquirir una prótesis por razones económicas por medio de la fabricación aditiva.

## 2 Objetivo

Diseñar e implementar un prototipo de prótesis de miembro superior que mediante servomotores permite realizar movimientos simulando la movilidad de las articulaciones y reducir el costo de fabricación.

## 3 Propuesta teórico-metodológica y de solución

Para cumplir el objetivo de simular las articulaciones es necesario conocer su definición, clasificación y funcionamiento. Las articulaciones son estructuras de tejido conectivo mediante las cuales dos o más huesos próximos se unen entre sí. Cumplen con las funciones de unir, estabilizar y limitar los movimientos. Están conformadas por cinco principales elementos no óseos: cartílago articular, ligamentos, cápsula articular, membrana sinovial y meniscos. (Ramírez López, 2022)

Se clasifican de manera estructural en:

- Sinartrosis: aquellas articulaciones inmóviles
- Anfiartrosis: presentan un movimiento ligero
- Diartrosis: tienen un movimiento libre

Y de manera funcional:

Sinartrosis

- Suturas
- Gonfosis
- Sincondrosis

Anfiartrosis

- Sindesmosis
- Sínfisis

Diartrosis

- Deslizante: de superficies planas, permiten desplazamientos laterales y anteroposteriores.
- Bisagra: son uniaxiales (flexión y extensión).
- Pivote: es aquella donde una estructura cilíndrica se une con otra con forma de anillo, permite la rotación.
- Esferoidea: superficie con forma esférica encaja con una cavidad cupuliforme, movimiento triaxial.
- Condílea: similar a la anterior, un hueso con forma ovalada encaja en una cavidad elíptica de otro hueso, permite el movimiento biaxial.
- Montura de caballo: los huesos poseen un encaje recíproco, realiza movimientos biaxiales.

Así mismo sus ejes de movimiento tienen una clasificación:

- Uniaxiales: movimientos en un solo eje
- Biaxiales: movimientos en dos ejes diferentes

- Triaxiales: permiten movimientos en tres ejes
- No axial: nulo o poco movimiento

La clasificación anterior son aquellas que nos permiten realizar los movimientos sinoviales como:

- Flexión hiperextensión y flexión lateral: se produce un aumento o disminución en el ángulo entre los huesos..
- Abducción y aducción: se aproximan o se separan del eje vertical
- Circunducción: movimientos circulares
- Rotaciones: giros sobre el eje longitudinal
- Especiales

Estos movimientos sinoviales están delimitados por ángulos máximos y mínimos, la goniometría es la medición de los ángulos en una articulación y para esto se requiere un goniómetro que es un instrumento que sirve para medir los ángulos.

Según la Asociación para el estudio de Osteosíntesis (AO) y la Academia Estadounidense de Cirujanos Ortopédicos los ángulos para codo de flexión son 0-150° (AO) y 0-150° (AAOS) y de extensión son: 0-10° (AO) y 0-0° (AAOS) (Fisioterapia Latina, 2019)

Y para pulgar los ángulos de flexión son 0-50° (AO) y 0-50° (AAOS) y de extensión: 0° (AO) y 0° (AAOS)

El sistema está compuesto por una entrada, un sistema y la salida que se observan en la Figura 1. Para construir el sistema se hace uso de sensores, que son herramientas que detectan y responden a algún tipo de información del entorno físico. (NIH, 2022). Son capaces de convertir un tipo de energía a una energía eléctrica(voltaje).

Para controlar el voltaje de entrada y relacionarlo con los ángulos que se obtienen en la salida del sistema se hace empleo de un divisor de voltaje.

## 4 Discusión de resultados e impactos obtenidos

La manera básica de funcionamiento representada en Figura 1 es que al mover el potenciómetro varía el voltaje de salida del divisor, este voltaje es recibido y procesado por el microcontrolador, es decir, dependiendo del voltaje que reciba equivale a un ángulo de movimiento del servomotor a donde va insertada la prótesis en el caso de la articulación humerocubital mientras que para los dedos, el movimiento mecánico se logra gracias a un sistema igual a diferencia que el servomotor maneja las falanges por medio de hilos, con la finalidad de reducir espacio y cable empleado se realizaron dos circuitos como el de la Figura 5 en placas PCB diferentes, uno para simular las articulaciones interfalángicas y otro para simular la flexión y extensión de la articulación humerocubital, ambas placas se conectan al mismo Arduino pero en pines diferentes para manejar dedos y brazo de manera independiente con la menor cantidad de materiales posibles.

Para conocer la relación entre voltaje de salida del divisor de con el ángulo de movimiento de la prótesis y de comprobar los ángulos máximos y mínimos de la articulación humerocubital propuestos por la literatura, se hizo uso de la caracterización, con ayuda de un goniómetro para

simular el antebrazo de la prótesis y los ángulos que debería tomar. Relación potenciómetro-goniómetro: el potenciómetro va a depender del goniómetro, ya que el potenciómetro al girar y darnos cierto voltaje el cual se desconoce corresponde al ángulo indicado por lo cual se decidió que formara parte del goniómetro y así al girar el potenciómetro ya se obtendría la relación ángulo-voltaje y a su vez un servomotor tiene adjunto un potenciómetro al ya estar caracterizado por lo anterior es mucho más fácil la obtención del ángulo húmero-cubital. En el prototipo se adjuntan 2 potenciómetros, uno para la flexión húmero cubital en este va pegado un servomotor en la parte del antebrazo del prototipo y a su vez con jumpers van conectados al potenciómetro que se encuentra en una placa PCB y el otro para la flexión de los dedos.

La Figura 2 representa la caracterización, muestra como el voltaje decrece conforme se aumenta el ángulo del goniómetro, esto se debe a que el divisor de corriente con la resistencia variable aumenta la resistividad, es decir, el voltaje que permite pasar el divisor completo es inversamente proporcional al ángulo de flexión del prototipo tomando en cuenta que el ángulo cero es cuando el paciente se encuentra en posición fundamental. Por otro lado, la ecuación de la recta brinda una proporción para obtener el ángulo “y” de la prótesis según el voltaje entregado por el divisor, está ecuación se introduce en el programa Arduino para el procesamiento de las señales.

La función que tiene el Arduino en este proyecto es la de leer de manera analógica el voltaje variable que se obtiene ante cierto valor que se coloque al potenciómetro ya sea en la placa PCB o en el goniómetro el cual está unido al potenciómetro, después de realizar esto en el Arduino con la función map (valor, mínimo original, máximo original, mínimo a escalar, máximo a escalar) se transformó la lectura de la resistencia del potenciómetro a grados para que se pudiera visualizar. Esto se realizó para ambos servomotores.

Las piezas mecánicas se realizaron en primera estancia como planos (Figura 4) en la plataforma OneShape que nos permite pasar de planos a modelos tridimensionales, se imprimieron en una impresora 3D marca Colibrí, modelo JADE, con filamento PLA. Para obtener un prototipo atractivo visualmente se homogeneizaron las piezas con pintura acrílica negra las piezas de color obteniendo como resultado el prototipo de la Figura 3.

El Ingeniero Álvaro Ríos Poveda emprendedor de Human Assistive Technologies brindó una pequeña asesoría y comentarios para mejorar el prototipo comenta que es un buen proyecto escolar y nos remarcó la importancia de buscar un valor agregado ya que si bien el mercado es relativamente nuevo la competencia es mucha y nos invita a no solo enfocarnos en las prótesis de miembro superior si no también en prótesis de codo, hombro y miembros inferiores.

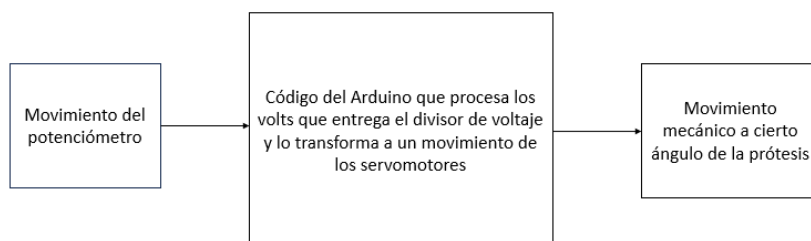
## 5 Conclusiones y perspectivas futuras

En conclusión al ser realizada por medio de impresión 3D se puede reducir el costo de fabricación de una prótesis funcional de \$15,000.00, precio promedio de prótesis en el mercado, a \$5,000.00, precio aproximado tomando en cuenta todos los materiales empleados, servomotores, placas PCB, filamento, etcétera. No obstante, se deben considerar las áreas de

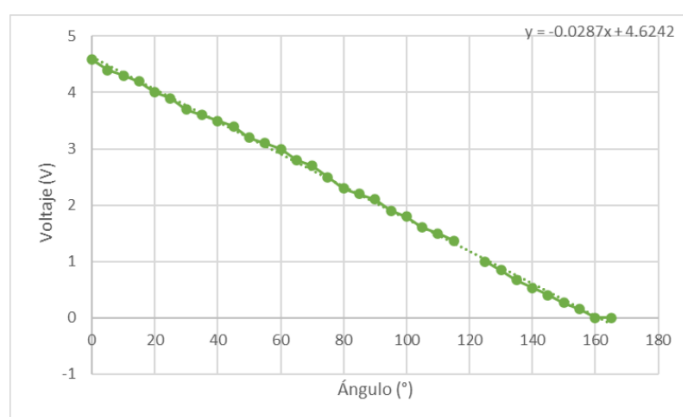
oportunidad para mejorar el funcionamiento, dado que en este prototipo no hay movimiento del pulgar, aunque la solución es crear el pulgar de tal forma que funcione como los demás dedos para que no se quede estático y sea aún más funcional el modelo. Otra oportunidad de mejora es la de probarla en un caso de estudio, pero como aún está en la fase de prototipo no tiene el suficiente agarre y fuerza para poder levantar un objeto. Por otro lado apoya con la meta 3.4 de las ODS, garantizando una vida sana y promoviendo el bienestar por medio de la mejora de calidad de vida en las personas con amputaciones húmero cubitales con una prótesis que mediante servomotores simula los movimientos de las articulaciones y permite su personalización sin subir el costo de tal forma que sea accesible permitiendo a los pacientes integrarse como miembros de la sociedad.

## 4 Referencias

1. División Institucional de Cuadros Básicos de Insumos para la Salud. (2020). Cuadro Básico Institucional de Osteosíntesis y endoprótesis. In IMSS (Catálogo II). Revisado Mayo 17, 2023, de <http://www.imss.gob.mx/profesionales-salud/cuadros-basicos#:~:text=Los%20Cuadros%20B%C3%A1sicos%2C%20son%20listados,contraindicaciones%20y%20precauciones%20de%20uso.>
2. Ramírez López, E.(2022) 2.2 Articulaciones. 3-55 pp [Presentación de Clase en Universidad LaSalle].
3. Prótesis y sus beneficios. (2022c, April 28). San Angel Inn. <https://www.hospitalsanangelinn.mx/post/qu%C3%A9-son-las-pr%C3%B3tesis>
4. Fisioterapia Latina. (2019, April 15). Goniometría de hombro,codo y muñeca/ valoración articular [Video]. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=8Zno-YT8vbE>
5. Taboadela C, Goniometría (2007) Pag. 10. <https://aaot.org.ar/wp-content/uploads/2019/12/Taboadela-Claudio-H-Goniometria-Eval-Incap-Laborales-2007.pdf>
6. Rd., F. (2021, 27 septiembre). Goniometría del Codo- FisioterapiaRD. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=V3WHLok2UxQ&feature=youtu.be>
7. Sensores. (n.d.). National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/sensores#:~:text=la%20atenci%C3%B3n%20m%C3%A9dica%3F,%20BFQu%C3%A9%20son%20los%20sensores%3F,cantidades%20y%20caracter%C3%ADsticas%20que%20detectan.>



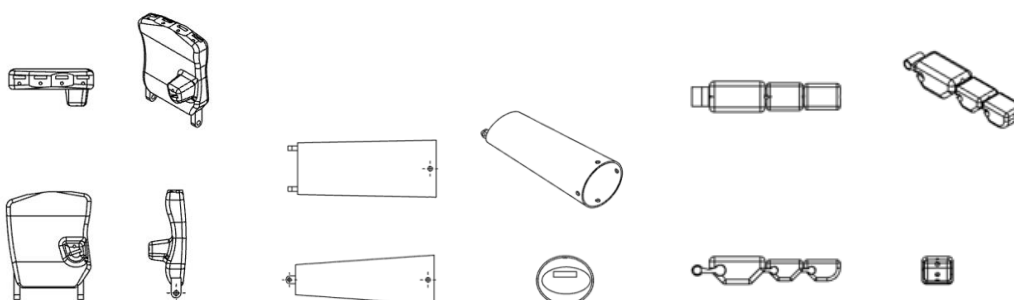
**Figura 1.** Diagrama de bloques base del sistema. El primer bloque de la izquierda es la entrada del sistema, el bloque de en medio el procesamiento de las señales y el bloque de la derecha indica la salida del sistema. Fuente. Elaboración propia.



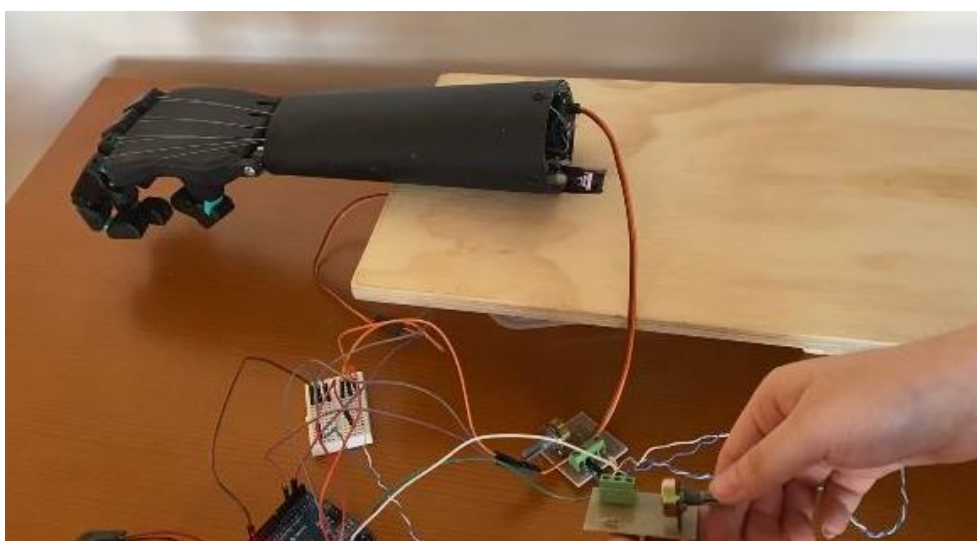
**Figura 2.** Curva y ecuación de la recta de la caracterización. Fuente. Elaboración propia.



**Figura 3.** Prototipo final de prótesis de miembro superior. Fuente. Elaboración propia.



**Figura 4.** Planos de las vistas ortogonales de la palma, antebrazo y dedos realizados en OneShape. Fuente. Elaboración propia.



**Figura 5.** Sistema del prototipo elaborado como circuito de funcionamiento. Fuente. Elaboración propia.