

Integración de una prótesis biomecatrónica de mano en un paciente con amputación de miembro superior a nivel de muñeca

John Calle-Siguencia¹, David Avila-Patiño ², Juan Llangari-Sibri³,

¹Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador. Email: jcalles@ups.edu.ec

² Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador. Email: daviavila2008@hotmail.com

³ Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador. Email: jllangari@est.ups.edu.ec

Resumen

El estudio aborda la integración de una prótesis de mano para amputación a nivel de muñeca mediante un análisis antropométrico y electromiografía de superficie para entender las señales musculares del paciente. Se diseña un socket para los elementos de control y se seleccionan sensores específicos. Tras ajustes mecánicos y pruebas con el paciente para evaluar el control y los retardos, se concluye que es necesario un entrenamiento exhaustivo para manejar los movimientos. El problema central es mejorar el control y la funcionalidad de una prótesis biomecatrónica de mano con siete grados de libertad, integrando sensores de manera eficiente según la caracterización ergonómica y antropométrica del paciente. La novedad radica en un enfoque holístico que utiliza avances tecnológicos para adaptar mejor las prótesis a las necesidades individuales. La caracterización muscular reveló que la actividad del miembro amputado no conserva sus características fisiológicas, lo que llevó a descartar los sensores electromiográficos en favor de un control on-off, permitiendo al usuario operar la prótesis sin errores. El dispositivo resultante es funcional y adaptable, con potencial para integrar diferentes interfaces de control en el futuro, mejorando así la calidad de vida de los amputados.

Palabras clave: Prótesis de mano, amputación de mano, Electromiografía

Abstract

The study addresses the integration of a hand prosthesis for wrist-level amputation through anthropometric analysis and surface electromyography to understand the patient's muscle signals. A socket is designed for the control elements, and specific sensors are selected. After mechanical adjustments and patient trials to evaluate control and delays, it is concluded that extensive training is necessary to manage movements. The central problem is improving the control and functionality of a biomechatronic hand prosthesis with seven degrees of freedom by efficiently integrating sensors based on the patient's ergonomic and anthropometric characterization. The novelty lies in a holistic approach that uses technological advances to better adapt prostheses to individual needs. Muscle characterization revealed that the activity of the amputated limb does not retain its physiological characteristics, leading to the exclusion of electromyographic sensors in favor of an on-off control, allowing the user to operate the prosthesis without errors. The resulting device is functional and adaptable, with the potential to integrate different control interfaces in the future, thus improving the quality of life for amputees.

Keywords: Hand prosthesis, hand amputation, electromyography

1. Introducción

La integración de prótesis de mano para amputaciones a nivel de muñeca ha sido un campo de investigación en constante evolución, especialmente con el avance de las tecnologías biomecánicas. Estas prótesis buscan no solo reemplazar la función perdida, sino también mejorar la calidad de vida de los amputados mediante el uso de sensores y sistemas de control avanzados. Los desarrollos recientes en el campo abordan los aspectos de diseño, sensores, control, y la importancia del entrenamiento del usuario. Es imprescindible definir la capacidad de usuario para generar señales musculares y esto se realiza mediante técnicas establecidas utilizando especialmente Electromiografía de superficie (EMG). Otro factor importante es el desarrollo de materiales y tecnologías de manufactura como la impresión 3D que permiten obtener prótesis mas ligeras y con costos reducidos.

1.1 Caracterización muscular con EMG

La toma de señales mediante electromiografía de superficie (EMG) para la caracterización de músculos en personas con amputación es crucial para desarrollar prótesis funcionales. Este método no invasivo registra la actividad eléctrica generada por los músculos, proporcionando datos esenciales sobre la capacidad residual de control muscular en los amputados. Los protocolos típicos incluyen la colocación de electrodos sobre la piel en puntos específicos que corresponden a los músculos de interés, generalmente utilizando sistemas de referencia monopolares o bipolares para minimizar el ruido y mejorar la calidad de la señal [1]. Equipos como los sistemas de EMG portátiles y las estaciones de trabajo fijas con múltiples canales son comúnmente utilizados [2]. Los pacientes pasan por un proceso de calibración donde se les instruye para realizar movimientos específicos mientras los datos EMG son recolectados [3]. Este proceso ayuda a identificar los patrones de activación muscular que pueden ser utilizados para el control de prótesis. Estudios recientes han utilizado algoritmos de procesamiento de señales y aprendizaje automático para mejorar la interpretación de las señales EMG, aumentando la precisión y eficiencia del control de la prótesis [4], [5]. Sin embargo, la atrofia muscular y las variaciones individuales en los pacientes representan desafíos significativos que requieren protocolos personalizados [6], [7]. La integración de estos datos en sistemas de prótesis ha demostrado mejoras en la funcionalidad y adaptabilidad de los dispositivos (figura 1) [8], [9], [10].

1.2 Desarrollo de prótesis de mano

El diseño de prótesis de mano ha avanzado significativamente gracias a la tecnología de impresión 3D y la incorporación de materiales ligeros y

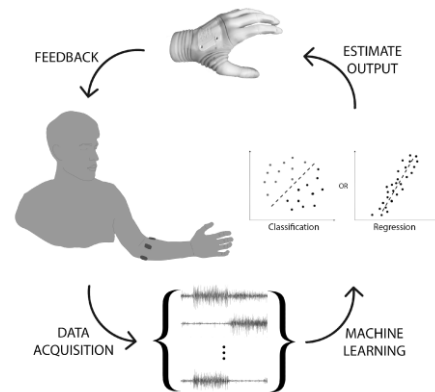


Figura 1. Integración de señales de EMG para control de prótesis

Fuente: Tomado de [11]

duraderos. La personalización del socket y la adaptación ergonómica son fundamentales para asegurar una integración efectiva con el cuerpo del usuario. Estudios recientes han demostrado que el diseño basado en análisis antropométrico puede mejorar significativamente la comodidad y funcionalidad de la prótesis [12], [13]



Figura 2. Ejemplos de Prótesis desarrolladas con impresión 3D

Fuente: Tomado de [14]

1.2 Sistemas de Control

El control de prótesis de mano se ha beneficiado de los avances en algoritmos de procesamiento de señales y aprendizaje automático. Sistemas de control basados en EMG han demostrado ser efectivos, aunque requieren una calibración precisa y entrenamiento del usuario [15]. Recientemente, el control on-off ha emergido como una alternativa viable, especialmente en casos donde las señales EMG no son fiables [16]. Este método permite al usuario activar o desactivar movimientos específicos, simplificando el proceso de control [17].

Para el presente proyecto se tomo como base el desarrollo de prótesis de mano realizada por el Grupo de investigación en Ingeniería Biomédica GIIIB de la Universidad Politécnica Salesiana en Ecuador, la prótesis denominada Maki ha pasado por algunas versiones y su desarrollo ha permitido conseguir un alto desempeño mecánico que garantiza la funcionalidad del dispositivo y algunos sistemas de control (figura 2). [18], [19], [20], [21], [22], [23].



Figura 2. Prótesis Maki 4.0
Fuente: Elaboración Propia

2. Materiales y métodos

El presente caso de estudio se centró en un usuario masculino de 21 años, que sufrió una amputación de tipo desarticulación de muñeca a los 13 años, en su extremidad superior derecha.

Se realizará en primer lugar la caracterización del musculo de la persona con amputación, posteriormente se definirá el tipo de control a utilizar, a continuación se realizan modificaciones en la prótesis y se diseña el socket, finalmente se construye y se realizan pruebas de funcionamiento.

2.1 Caracterización del músculo de la persona con amputación

En primer lugar, se realizó una caracterización de los músculos del paciente a través de la toma de señales con EMG considerando los protocolos establecidos para el procedimiento (figura 3) [1]. Las señales consideradas son las del bíceps branquial bajo la función de flexión y supinación del antebrazo en la articulación del codo, tríceps branquial cabeza larga y tríceps branquial cabeza lateral con la función extensión de la articulación del codo; se realiza una toma de 10 señales de cada musculo y se obtuvieron las siguientes graficas de señales con los valores medios de las mediciones, se presenta la gráfica de las señales tomadas al bíceps branquial para el brazo con amputación y también con el brazo sin amputación.

Se informó al usuario acerca de los movimientos que deben ser realizados según el protocolo establecido,

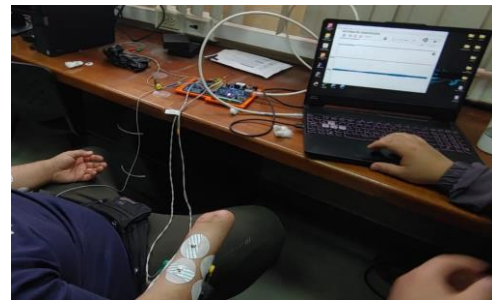


Figura 3. Señales EMG de bíceps branquial, tríceps branquial
Fuente: Elaboración Propia

esto permitió la lectura y captura de distintos estancias de las señales EMG; las señales electromiográficas capturadas de la extremidad superior derecha reflejaron que la actividad electromiográfica, la cual se traduce de la actividad muscular, no tenía fidelidad aceptable ni era de naturaleza predecible, presumiblemente debido a la inevitable falta de uso de la extremidad como resultado de la amputación, se repitió la toma de señales en los músculos superficiales de la extremidad superior derecha del usuario, esta reflejó resultados esperados, donde la señal recaudada reflejaba que la actividad muscular era comparable a cualquier otra persona, (figura 4).

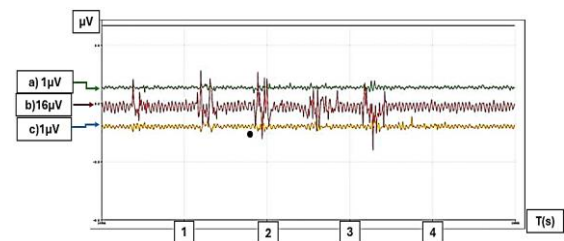


Figura 4. Señales EMG de bíceps branquial, verde y amarilla corresponden a brazo con amputación, roja al brazo sano del paciente
Fuente: Elaboración Propia

2.2 Definición de sistema de control

Considerando la condición de la actividad electromiográfica, de la extremidad afectada en la que se puede observar que la señal obtenida no es apta para realizar un control, se define utilizar un sistema de control para el dispositivo protésico, de tipo on-off, mediante código morse, con un pulsante que el usuario del prototipo de prótesis es capaz de activar a voluntad. Esto debido a que en el moñón de la amputación existe movimiento controlado por la persona en donde se juntaron todos los ligamentos y tendones y es capaz de

generar un rango de movimiento para activar el pulsante. (figura 5)



Figura 5. Moñón con posibilidad de movimiento
Fuente: Elaboración Propia

Se define generar 10 comandos de movimientos de la prótesis mediante pulsos los mismos que se muestran en la figura 6.

En un sistema de control es de dos posiciones es relativamente simple, donde para realizar un punto el usuario tiene que pulsar 300 milisegundos y para una raya 450 milisegundos.

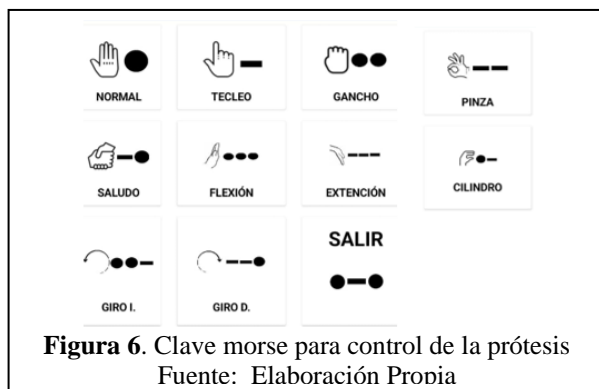


Figura 6. Clave morse para control de la prótesis
Fuente: Elaboración Propia

Para la prótesis se usó dos microcontroladores ESP-32, ubicados en la palma (esclavo) para el control de los dedos y muñeca, el segundo se ubicó en el socket (maestro) para el control morse y de la aplicación. Los

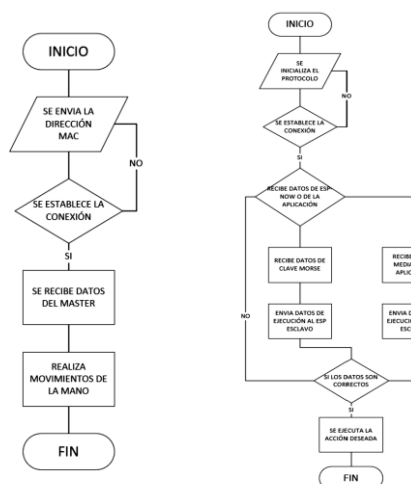


Figura 7. Diagramas de flujo para esclavo y maestro
Fuente: Elaboración Propia

dos ESP32 se comunican usando un protocolo de conexión llamando ESP-NOW [24], que permite que múltiples dispositivos se comuniquen entre sí sin usar Wi-Fi. Los diagramas de flujo correspondientes se muestran en la figura 7

Los circuitos correspondientes a la mano y al socket se muestran en la figura 8.

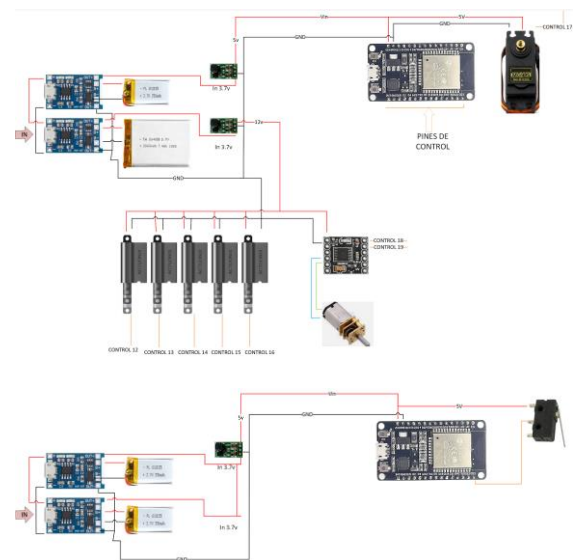


Figura 8. Circuitos eléctricos de la mano y el socket
Fuente: Elaboración Propia

2.3 Diseño del socket

A continuación, se realizó el proceso de escaneo al miembro afectado del usuario y el modelado en 3; partiendo de esto se diseñó el socket prestando especial atención en la posición del micro switch para que el usuario pueda activarlo sin dificultad (figura 9).

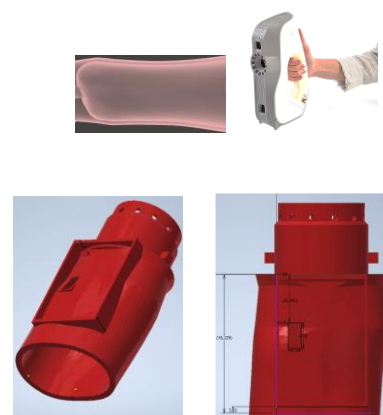


Figura 9. Escaneo de Moñón y diseño de socket con posición para micro switch
Fuente: Elaboración Propia

2.4 Fabricación del socket y de la prótesis

Para la fabricación del socket y de la prótesis se usó de la técnica de impresión 3D, utilizando PLA como material para los componentes. En la figura 10 se presenta toda la prótesis impresa y ensamblada



Figura 10. Prótesis impresa y ensamblada
Fuente: Elaboración Propia

3. Resultados y discusión

En la primera etapa de caracterización de los músculos se define que luego de la amputación, y al no generar la persona actividad alguna con la extremidad amputada el musculo pierde su fuerza y se atrofia lo que hace que no se obtengan señales con un intensidad aceptable que puedan utilizarse para controlar la prótesis, esto obliga a buscar alternativas de control considerando las condiciones del paciente, que para este caso en particular al tener el moñon una parte que genera movilidad y que la persona puede controlar se utilizó un control on -off mediante el uso de un micro switch colocado en el socket en una posición en la que el usuario pueda acceder sin dificultad.

Para el control de la prótesis al ser de tipo on-off, la integración de componentes se vuelve un poco compleja por la cantidad y tamaño de estos, lo que llevo a incorporar un gabinete lateral en el socket para albergar a los componentes, esto provoca una alteración en la antropometría que genera inconvenientes al usuario especialmente con las prendas de vestir de manga larga.

El sistema de control incorporado y con los componentes mecánicos antes establecidos garantizando su funcionalidad, permite obtener los movimientos seleccionados, pero se requiere de un arduo entrenamiento para controlar los tiempos de pulsado y que se genere un punto o una raya de acuerdo con el periodo de tiempo establecido para dar la orden

y que se obtenga el movimiento seleccionado. El sistema de control es robusto y se obtiene todos los movimientos establecidos como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1
Movimientos obtenidos con la prótesis.

Tipo de Agarre	Posición en la prótesis
Normal	
Tecleo	
Gancho	
Pinza	
Saludo	
Flexión	
Extensión	
Cilindro	

Fuente: Elaboración propia

Es importante garantizar que el socket se adhiera lo más cómodo posible a la antropometría y geometría del brazo del usuario para garantizar un correcto funcionamiento del mecanismo y que pueda acceder sin inconvenientes al pulsante del micro switch para realizar el control on-off integrado.

4. Conclusiones

Los datos obtenidos en la fase de caracterización resaltan la necesidad de establecer diferentes variables para definir el tipo de control adecuado para cada persona con amputación, reconociendo las particularidades individuales y la imposibilidad de generalizar funciones de control. En este estudio, se

determinó que el usuario no conserva la capacidad muscular en los vestigios de su extremidad superior derecha. Por lo tanto, los sensores electromiográficos, inicialmente considerados como una opción viable para el sistema de control del dispositivo protésico, fueron descartados debido a la falta de señales musculares de suficiente intensidad.

La conclusión de no utilizar sensores electromiográficos y optar por un sensor tipo on-off (pulsante) resultó ser una solución efectiva. Este tipo de control permite operar el dispositivo sin errores asociados a las variaciones en las señales EMG. La implementación del sistema de control on-off asegura una respuesta fiable y precisa, facilitando la operación de la prótesis por parte del usuario.

La integración de los componentes estructurales, sensores y controladores es fundamental para que el usuario pueda controlar la prótesis y realizar los movimientos previstos en su diseño. La metodología aplicada, que incluye la caracterización detallada del usuario, el diseño personalizado del socket a través de escaneo 3D, y la fabricación del dispositivo mediante impresión 3D, permitió superar las limitaciones impuestas por la atrofia muscular. Este enfoque holístico ha resultado en una prótesis funcional y adaptable que mejora significativamente la calidad de vida del usuario.

Este estudio demuestra la importancia de personalizar los sistemas de control para prótesis de mano, adaptándose a las capacidades individuales de cada usuario. La utilización de un sistema de control on-off se presentó como una alternativa viable y efectiva ante la imposibilidad de utilizar señales EMG, evidenciando que, con la combinación adecuada de tecnología y diseño personalizado, es posible desarrollar dispositivos protésicos que ofrezcan alta funcionalidad y mejoren la integración y calidad de vida de las personas con amputación.

5. Referencias

- [1] N. V. Thakor and S. H. Do, "Brain-Machine Interfaces for Control of Prostheses," *Proc. IEEE*, vol. 100, pp. 936-953, Mar. 2012.
- [2] H. He, Z. Cai, and S. Jiang, "Case Study: Integration of Myoelectric Prostheses in Daily Life," *Proc. IEEE Int. Conf. on Engineering in Medicine and Biology Society*, 2019, pp. 3645-3648.
- [3] M. A. Ortiz-Catalan, B. Håkansson, and R. Brånemark, "An osseointegrated human-machine gateway for long-term sensory feedback and motor control of artificial limbs," *Sci. Transl. Med.*, vol. 6, no. 257, 2014.
- [4] A. L. Ajiboye, P. D. Weir, and M. A. Kirsch, "Design and testing of a closed-loop hand prosthesis controlled by an electromyography-based human-machine interface," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 24, no. 7, pp. 761-769, Jul. 2016.
- [5] M. Ortiz-Catalan et al., "An osseointegrated human-machine gateway for long-term sensory feedback and motor control of artificial limbs," *Sci. Transl. Med.*, vol. 6, no. 257, 2014.
- [6] K. P. Kyranou, N. Nikos, and S. P. Kyranou, "Advancements in Prosthetic Hand Technologies," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, no. 12, pp. 2993-3004, Dec. 2017.
- [7] M. A. Dawson, R. J. Phillips, and P. J. Parker, "Challenges and opportunities for integration of electromyographic sensors in prosthetic devices," *IEEE Sensors J.*, vol. 18, no. 10, pp. 4215-4222, May 2018.
- [8] L. Castellini, E. Gruppioni, and A. Davalli, "Fine detection of grasp patterns from myoelectric and inertial signals," *Proc. IEEE Int. Conf. on Rehabilitation Robotics*, 2015, pp. 874-879.
- [9] M. H. Al-Timemy, G. Bugmann, and J. Escudero, "Classification of Hand Movements Based on Myoelectric Signals Using Artificial Neural Networks," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 23, no. 1, pp. 73-82, Jan. 2015.
- [10] S. L. Meek, T. R. Farrell, and J. N. Helms, "User training and functional testing of a new prosthetic hand control system with on-off control," *Proc. IEEE Int. Conf. on Rehabilitation Robotics*, 2017, pp. 1091-1096.
- [11] C. Igual, L. A. Pardo, Jr., J. M. Hahne y J. Igual, "Myoelectric Control for Upper Limb Prostheses," *Electronics*, vol. 8, no. 11, p. 1244, Oct. 2019, doi: 10.3390/electronics8111244.
- [12] A. B. A. Raman, M. S. A. Rahim, and N. A. Mat Yasin, "3D Printing for Prosthetic Hand Socket: A Review," *IEEE Access*, vol. 7, pp. 85406-85420, 2019.
- [13] R. K. Mishra, A. K. Pandey, and A. K. Tripathi, "Design and Fabrication of 3D Printed Prosthetic Hand," in *Proc. IEEE Int. Conf. on Mechatronics and Automation*, 2016, pp. 254-259.
- [14] W. Wendo, P. Barbier, y J. Bollen, "Adaptive Control Algorithm for a 3-DOF Upper Limb Rehabilitation Robot," *Machines*, vol. 10, no. 6, p. 413, Jun. 2022, doi: 10.3390/machines10060413.

[15] P. J. Parker, K. Englehart, and B. Hudgins, "Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 16, no. 6, pp. 541-548, Dec. 2006.

[16] S. L. Meek, T. R. Farrell, and J. N. Helms, "User training and functional testing of a new prosthetic hand control system with on-off control," in *Proc. IEEE Int. Conf. on Rehabilitation Robotics*, 2017, pp. 1091-1096.

[17] J. L. Pons, R. Torricelli, and S. Balasubramanian, "Emerging Trends in Neuroengineering and Neural Prosthetics: Controlling Prosthetics with On-Off Control," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, no. 10, pp. 2322-2332, Oct. 2017.

[18] J. Brito, M. Quinde y J. Cuzco, "Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha," Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador.

[19] L. F. Cajamarca, J. Matute, J. Calle, F. Yunga, J. Vargas y F. Urgiles, "Design, development and implementation of a biomechanical right-hand prosthesis: Second stage," en *2017 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC)*, 2017, pp. 1-6.

[20] W. U. Caldas Maurad y C. I. Castillo Tenesaca, "Desarrollo de un mecanismo de muñeca con dos grados de libertad para una prótesis biomecánica de mano."

[21] G. A. Encalada Seminario, "Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía."

[22] J. C. Sigüencia, E. S. T. Llivigañay, R. N. Tituana-Salinas y F. Urgiles-Ortiz, "Development of a control system for a prosthetic hand assisted by electromyographic signals," en *2020 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC)*, 2020, pp. 1-8.

[23] B. E. F. Montaleza, J. I. C. Sigüencia, M. A. R. Sacoto y M. E. F. de Córdova-Arteaga, "Development of a Control System for a Biomechanical Prosthetic," en *International Conference on Science, Technology and Innovation for Society*.

[24] "ESP-NOW Wireless Communication Protocol," Espressif Systems, 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.espressif.com/en/products/software/esp-now/overview>.