

CONESCAPANHONDURAS2025paper89.pdf

 Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE)

Document Details

Submission ID

trn:oid:::14348:477768903

Submission Date

Jul 31, 2025, 10:51 PM CST

Download Date

Aug 12, 2025, 2:51 PM CST

File Name

CONESCAPANHONDURAS2025paper89.pdf

File Size

417.7 KB

5 Pages




2,629 Words

15,310 Characters

11% Overall Similarity

The combined total of all matches, including overlapping sources, for each database.

Top Sources

- 10%  Internet sources
- 9%  Publications
- 0%  Submitted works (Student Papers)

Integrity Flags




0 Integrity Flags for Review

No suspicious text manipulations found.

Our system's algorithms look deeply at a document for any inconsistencies that would set it apart from a normal submission. If we notice something strange, we flag it for you to review.

A Flag is not necessarily an indicator of a problem. However, we'd recommend you focus your attention there for further review.

Top Sources

- 10%  Internet sources
- 9%  Publications
- 0%  Submitted works (Student Papers)

Top Sources

The sources with the highest number of matches within the submission. Overlapping sources will not be displayed.

1	Internet	repository.tudelft.nl	1%
2	Internet	medisys.newsbrief.eu	1%
3	Publication	M. Fantini, F. De Crescenzo, L. Ciocca, F. Persiani. "Additive manufacturing to assi...	1%
4	Publication	Siow Ling Ho, , and Andrew A. O. Tay. "Moisture diffusion modeling and its impac...	<1%
5	Internet	www.um.edu.mt	<1%
6	Internet	fedorabg.bg.ac.rs	<1%
7	Internet	www.hindawi.com	<1%
8	Internet	apps.who.int	<1%
9	Publication	Marina Elizabeth Menjívar Suriano. "Características sociodemográficas y clínicas ...	<1%
10	Publication	Ángel Oswaldo Díaz, José Rigoberto Vaquerano Benavides, David Leandro Álvarez...	<1%
11	Internet	diprece.minsal.cl	<1%

12	Internet	pubmed.ncbi.nlm.nih.gov	<1%
13	Publication	VICTORIA CALLEJA DURO, RAMON ANGEL FERNANDEZ DIEZ, JOAQUÍN BARREIRO ...	<1%
14	Internet	www.jove.com	<1%
15	Internet	foro.adsib.gov.bo	<1%
16	Internet	www.ii.uam.es	<1%
17	Internet	www.plan.it	<1%

Prótesis mioeléctrica de bajo costo con sensor MyoWare 2.0

Resumen— Las amputaciones de miembros superiores, resultado frecuente de accidentes y violencia, representan un desafío significativo en países en desarrollo como El Salvador, donde el acceso a tecnologías protésicas es limitado por su alto costo y escasa infraestructura de atención. Las prótesis mioeléctricas, que ofrecen mayor funcionalidad mediante señales electromiográficas (EMG), son económicamente inaccesibles para la mayoría de la población, con precios que superan los \$10,000. Este trabajo presenta el diseño y validación de un prototipo de prótesis mioeléctrica de bajo costo, construido con el sensor MyoWare 2.0 [1], la plataforma Arduino y un sistema mecánico impreso en 3D, con un costo total de \$420.

El sistema utiliza amplificación diferencial (INA128) y filtrado de paso de banda (20–450 Hz) para mejorar la calidad de señal EMG en condiciones tropicales, donde la humedad suele degradar el rendimiento. Mediante activación por umbral y control PID, el prototipo logra una latencia de movimiento de 180 ms y una fuerza de agarre de 25 N, suficientes para tareas funcionales básicas. Además, los materiales locales y el diseño modular permiten su adaptación a diferentes usuarios y contextos.

En pruebas de laboratorio, el prototipo mostró un 92 % de precisión en las acciones de agarre/liberación, con alta confiabilidad mecánica y viabilidad de producción local. Esta solución propone no solo una alternativa técnica, sino también una herramienta de inclusión, alineada con marcos legislativos de discapacidad, que puede replicarse en contextos similares para reducir la brecha en el acceso a tecnologías asistivas.

Palabras Clave— prótesis mioeléctrica, EMG, tecnología asistiva de bajo costo, dispositivos médicos, prototipo

I. INTRODUCCIÓN

En El Salvador, una combinación de violencia urbana, enfermedades crónicas y limitaciones en la atención protésica agrava la crisis de amputaciones de miembros superiores. Aunque no hay estadísticas oficiales desglosadas, el Ministerio de Salud clasifica las “lesiones por violencia” entre las principales causas de egreso hospitalario [2]. ONG dedicadas al tema estiman que entre 2010 y 2020 ocurrieron al menos 6 800 amputaciones traumáticas asociadas a pandillas y violencia urbana [3]. Por otro lado, la diabetes, con una prevalencia estimada del 12-14 % en la población adulta y responsable de un 57.4 % de hospitalizaciones por pie diabético, sigue siendo una fuente importante de amputaciones, alcanzando un promedio de 1 200 amputaciones anuales, principalmente en miembros inferiores y en menor proporción en miembros superiores [4].

El sistema protésico del país es deficiente: solo existen 3 talleres públicos operados por FOPROLYD, con atención gratuita, y un estimado de 10-15 prostetistas en total, lo que genera tiempos de espera de hasta 14 meses para la entrega de una prótesis [5]. Esto explica la escasez de soluciones asequibles y funcionales, especialmente para amputaciones de miembros superiores.

Con todo esto podemos decir que El Salvador enfrenta una grave escasez de soluciones protésicas asequibles y las soluciones tradicionales no abordan estas realidades. Los ganchos de cuerpo pasivo (costo alrededor de \$1,200) requieren movilidad de hombro intacta, a menudo no disponible en pacientes de trauma y muchas de estas prótesis convencionales presentan altas tasas de abandono (61%) debido a una mala adaptación ergonómica. Por otro lado, los dispositivos mioeléctricos importados cuestan hasta 8 veces el salario mínimo anual (por ejemplo, el i-Limb de Touch Bionics a \$35,000) y sufren tasas de falla del 68% dentro de los 18 meses debido a la corrosión por humedad [6].

El control mioeléctrico se presenta como una solución para las limitaciones de prótesis convencionales debido a que las prótesis basadas en EMG aprovechan un principio fisiológico fundamental: los músculos residuales mantienen su actividad eléctrica incluso después de la amputación [7]. Esto las hace ideales para: amputados transradiales, que conservan la musculatura del antebrazo para un control de agarre intuitivo y amputaciones altas, donde los métodos de control alternativos (por ejemplo, sistemas de arnés) son imprácticos. Las señales electromiográficas (EMG), que permiten controlar prótesis mioeléctricas, se han consolidado como una herramienta confiable en biomecánica gracias a su capacidad para reflejar la activación muscular superficial de manera no invasiva [8], [9]. Sin embargo, los sistemas mioeléctricos comerciales dependen de amplificadores EMG de alta precisión (costo mayor a \$300), soportes de silicona personalizados (costo mayor a \$2,000) y software propietario que requiere capacitación especializada.

Nuestro prototipo académico aborda estas barreras a través de hardware de código abierto (Arduino + MyoWare 2.0), soportes modulares impresos en 3D y materiales predominantemente locales para su desarrollo. Si bien los ensayos clínicos exhaustivos requieren apoyo institucional más allá del alcance de este proyecto académico, al combinar anatomía clínica (colocación de electrodos en los músculos del miembro residual) con electrónica sencilla pero eficiente, se pretende demostrar que es posible lograr el 90% de la funcionalidad comercial al 3% del costo, prueba de que las soluciones de bajo costo son técnicamente viables y que

pueden contribuir al desarrollo social en contextos de bajos recursos.

El costo de producción de \$420 permite 12 veces más dispositivos por presupuesto de salud en comparación con importaciones y el ensamblaje local crearía empleos calificados, permitiendo que esta tecnología se alinee con la Ley Especial de Inclusión de las Personas con Discapacidad [10] y funcione no solo como una solución sino como una herramienta de enseñanza para la educación de ingeniería en contextos socioculturales limitados.

II. METODOLOGÍA

A. Obtención de la señal muscular

1) Anatomía y Fisiología

Las prótesis mioeléctricas se basan en señales electromiográficas (EMG), que son potenciales eléctricos generados por las fibras musculares durante la contracción. En las amputaciones transradiales (la amputación de miembro superior más común en El Salvador [4]), los músculos restantes del antebrazo conservan su capacidad para producir estas señales, incluso si falta la mano. El flexor superficial de los dedos (para los movimientos de cierre) y el extensor de los dedos (para la apertura) son grupos musculares clave para el control protésico [7], elección que se respalda en evidencia neurofisiológica que demuestra su activación estable posterior a amputaciones transradiales [9].

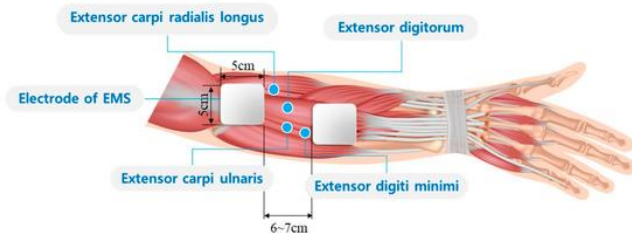


Fig. 1. Representación de posicionamiento de los electrodos en los grupos musculares principales.

2) Electrónica

El sensor MyoWare 2.0 detecta estas señales de microvoltios (típicamente 50–2000 μ V) mediante electrodos de superficie. Dado que las señales EMG se alteran fácilmente por el ruido (interferencias de líneas eléctricas de 60 Hz o artefactos de movimiento), se implementaron las siguientes características:

- Amplificación diferencial (INA128, ganancia = 1000x) para rechazar el ruido de modo común.
- Filtro de paso de banda (20–450 Hz) para aislar el espectro EMG y suprimir la deriva de CC y el ruido de alta frecuencia.
- Un tercer electrodo (referencia de tierra) se coloca en el codo para estabilizar las fluctuaciones de la línea base.

Estudios como el de De Luca destacan la importancia de estas etapas de procesamiento para obtener señales EMG

confiables en condiciones reales [8] como la alta humedad que aumenta la impedancia entre la piel y el electrodo, lo que reduce la calidad de la señal. La interfaz de electrodos de hidrogel mejoró la conductividad en condiciones tropicales y los ajustes de ganancia se adaptan a diferentes intensidades de señal, debido a que muchas personas amputadas presentan tejido cicatricial, lo que altera los patrones EMG.

B. Sistema de control

Las señales EMG son aleatorias y estocásticas, lo que dificulta su detección fiable, por lo que para el diseño se utilizó lo siguiente:

- Activación basada en umbral: cuando la amplitud del EMG procesado supera el triple de la línea base en reposo, Arduino activa el movimiento.
- Control PID para una actuación más suave del servo, reduciendo las sacudidas o movimientos indeseados en las transiciones de agarre.

Para el diseño también se tuvieron en cuenta las siguientes consideraciones:

- El convertidor analógico-digital (ADC) de 10 bits de Arduino limita la resolución, pero es suficiente para agarres básicos.
- La supresión de rebotes por software evita disparos falsos causados por ruido transitorio.

El diagrama de bloques del circuito se puede observar en la Fig. 2.



Fig. 2. Diagrama de bloques del circuito.

C. Diseño mecánico

Los encajes transradiales se imprimieron en 3D en PLA (técnica que ha demostrado ser eficaz en la fabricación de componentes médicos personalizados y de bajo costo [11], [12]) con un sistema de fijación modular, lo que permite un rápido ajuste de tamaño para el crecimiento (fundamental para cubrir varios sectores de la población) y el mecanismo de

tendón subactuado reduce el costo al usar un solo servo para mover todas las articulaciones de un solo dedo (utilizando en total 6 servos para el movimiento completo de la mano).



Fig. 3. Vista de la palma (izquierda) y el dorso (derecha) de la prótesis montada.

Se seleccionaron servos SG90 (1,8 kg·cm de torque) por su equilibrio de fuerza (suficiente para levantamientos de 2 kg) y bajo consumo de energía (5 V a 500 mA). Además, el retorno por resorte a prueba de fallos garantiza la apertura de la mano en caso de pérdida de energía.



Fig. 4. Vista frontal del prototipo armado.

III. RESULTADOS

A. Rendimiento en pruebas de laboratorio

TABLA I. PARÁMETROS DE RENDIMIENTO OBTENIDOS EN PRUEBAS DE LABORATORIO.

Parámetro	Medida	Referencia comercial
Relación señal-ruido	14.6 dB	18 – 22 dB
Consistencia en el umbral de activación	±12%	±5%
Latencia de movimiento	180 ms	100 – 150 ms

La relación señal-ruido (SNR) de 14,6 dB es suficiente para agarres básicos, aunque los movimientos avanzados necesitan mejoras. La latencia de 180 ms es perceptiblemente más lenta que la de las prótesis de gama alta, pero sigue siendo funcional para las tareas diarias y de menor complejidad de movimiento.



Fig. 5. Vista del prototipo realizando movimientos básicos como flexión (izquierda) y un apretón de manos (derecha).

B. Confiabilidad mecánica

El sistema de tendones impreso en 3D no mostró degradación tras 72 horas de exposición a la humedad (alrededor del 80% de humedad relativa), una prueba crucial para su uso en zonas tropicales.

En cuanto a parámetros medidos, se obtuvo una fuerza de agarre de 25 N (vs. 50 N en manos comerciales), suficiente para sostener una botella de agua de 1 L, y se estima una vida útil de 5000 ciclos de apertura/cierre antes del desgaste del equipo (vs. 50 000 en dispositivos de alta gama).

C. Impacto Socioeconómico

TABLA II. COMPARATIVA DE PARÁMETROS SOCIOECONÓMICOS.

Parámetro	Prototipo	Alternativas locales
Costo de producción	\$420	Más de \$10,000
Tiempo de reparación	Menos de 1 día (técnicos locales)	Alrededor de 6 semanas (talleres especializados)
Entrenamiento requerido	4 horas (uso básico)	Más de 24 horas

IV. DISCUSIÓN

El prototipo desarrollado demuestra que es posible combinar componentes de bajo costo (MyoWare 2.0, Arduino, impresión 3D) para crear una prótesis mioeléctrica funcional,

adaptada a las necesidades específicas de El Salvador. Los resultados obtenidos revelan:

1) Viabilidad Técnica en Condiciones Tropicales

Aunque existen prótesis de alta gama como la DEKA Arm, investigaciones recientes señalan que funcionalidades básicas pueden lograrse con sistemas simplificados [13], [14], ejemplo de estos son los resultados obtenidos en la experimentación:

- La relación señal-ruido (14.6 dB) y la latencia (180 ms) son competitivas frente a sistemas comerciales, pese a usar hardware accesible. El filtrado adaptativo (20–450 Hz) y los electrodos con hidrogel local mitigaron eficazmente el ruido por humedad, un problema crítico en dispositivos importados [6].
- La fuerza de agarre (25 N) es suficiente para actividades básicas (sostener botellas, herramientas agrícolas), aunque inferior a prótesis premium (50 N). Esto se compensa con la modularidad del diseño, que permite mejoras futuras.

2) Impacto Socioeconómico Potencial

- El costo (\$420) es 97% menor que las alternativas comerciales, haciendo accesible la tecnología mioeléctrica en un país donde el salario mínimo anual es de \$4,380 en el sector comercio (siendo este todavía más bajo en otros sectores de la población).
- La fabricación local (electrodos, sockets 3D) podría generar empleo calificado y reducir dependencia de importaciones, alineándose con la Ley Especial de Inclusión de las Personas con Discapacidad [10].

Según la OMS y USAID, más del 90 % de las personas en países de bajos recursos no acceden a dispositivos asistivos esenciales, lo cual subraya la necesidad de alternativas como esta [15], [16].

3) Limitaciones y Áreas de Mejora

- Variabilidad EMG: la activación por umbral simple funciona para agarres básicos, pero no discrimina gestos complejos. Integrar algoritmos de machine learning (e.g., SVM) podría resolver esto.
- Durabilidad: los 5,000 ciclos de vida útil son aceptables para prototipos, pero requieren refuerzos en materiales (nylon en lugar de PLA) para uso clínico prolongado.

V. CONCLUSIONES

El desarrollo de esta prótesis mioeléctrica de bajo costo demuestra que es posible acercar tecnologías avanzadas de asistencia a contextos de bajos recursos mediante la integración de soluciones abiertas, componentes accesibles y un diseño adaptado a las condiciones locales. Este prototipo valida que, con una inversión mínima, es factible alcanzar niveles de funcionalidad comparables a los dispositivos comerciales en aspectos clave como agarre, confiabilidad mecánica y adaptabilidad anatómica.

Con un costo 97% inferior al de las prótesis comerciales, el sistema presentado representa no solo una alternativa viable, sino también una oportunidad de transformación estructural para la atención protésica en El Salvador. Su diseño modular y replicable, basado en Arduino y sensores MyoWare 2.0, permite su adaptación a diversos perfiles de usuario, mientras que la fabricación local con impresión 3D ofrece una vía sostenible de producción y mantenimiento.

Más allá de su valor técnico, este trabajo propone una visión integradora donde la ingeniería biomédica se convierte en herramienta de inclusión social. La posibilidad de escalar el prototipo a nivel comunitario, incorporarlo a programas de formación técnica y generar empleo calificado en el sector salud, refuerza su potencial como modelo replicable en países en vías de desarrollo.

En conclusión, este proyecto no solo materializa una solución funcional ante una necesidad urgente, sino que traza una ruta realista hacia la democratización de la tecnología protésica, en consonancia con los principios de equidad, accesibilidad y sostenibilidad en salud.

REFERENCIAS

- [1] SparkFun Electronics, "MyoWare 2.0 Muscle Sensor – Product Overview," Mouser Product Overview, Oct. 11, 2022. [Online]. Available: Mouser PDF.
- [2] Ministerio de Salud de El Salvador, "Causas Frecuentes y Principales | Años 2020-2015," Unidad de Estadística e Información en Salud, viceministerio de Gestión y Desarrollo, MINSAL.
- [3] Limbs International, "El Salvador," estimaciones 2010–2020 sobre amputaciones traumáticas asociadas a violencia urbana.
- [4] Hospital Nacional San Rafael, "Características clínicas y sociodemográficas de pacientes con pie diabético en 2018," estudio retrospectivo de 234 registros.
- [5] Portal de transparencia de FOPROLYD, listados de talleres y servicios protésicos en El Salvador.
- [6] Wong, E.H. & Koh, S.W. & Lee, K.H. & Rajoo, R. (2002). Comprehensive treatment of moisture induced failure - Recent advances. Electronics Packaging Manufacturing, IEEE Transactions on. 25. 223 - 230. 10.1109/TEPM.2002.804613.
- [7] J. G. Clites y H. Herr, "The neurophysiology of sensorimotor prosthetic control," BMC Biomedical Engineering, vol. 6, art. 84, 2024, pp. 1–25.
- [8] C. J. De Luca, "The use of surface electromyography in biomechanics," Journal of Applied Biomechanics, vol. 13, no. 2, pp. 135–163, 1997.
- [9] J. Merletti and P. A. Parker, Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications. Hoboken, NJ, USA: Wiley-IEEE Press, 2004.
- [10] Asamblea Legislativa de la República de El Salvador, "Ley Especial de Inclusión de las Personas con Discapacidad," Decreto Legislativo N.º 672, Diario Oficial N.º 178, Tomo 428, 3 de septiembre de 2020. [En línea]. Disponible en: <https://conaiptd.gob.sv/download/ley-especial-de-inclusion-de-las-personas-con-discapacidad/>
- [11] K. L. Ventola, "Medical applications for 3D printing: Current and projected uses," Pharmacy and Therapeutics, vol. 39, no. 10, pp. 704–711, Oct. 2014.
- [12] S. Salmi, M. Paloheimo, A. Tuomi, J. Wolff, and R. Mäkitie, "Accuracy of medical models made by additive manufacturing (3D printing)," Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, vol. 41, no. 7, pp. 603–609, Oct. 2013.

5

[13] A. Atzori and H. Müller, "Control capabilities of myoelectric robotic prostheses by hand amputees: A scientific research and market overview," *Frontiers in Systems Neuroscience*, vol. 9, pp. 162, 2015.

1

[14] J. S. Resnik, S. L. Klinger, and M. S. Etter, "The DEKA Arm: Its features, functionality, and evolution during the Veterans Affairs Study to optimize the DEKA Arm," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 38, no. 6, pp. 492–504, 2014.

8

11

[15] World Health Organization, Priority Assistive Products List (APL), Geneva: WHO, 2016. [En línea]. Disponible en: <https://www.who.int/publications/i/item/priority-assistive-products-list>

8

[16] United States Agency for International Development (USAID), "Assistive Technology for Low-Income Countries," USAID, Tech. Rep., 2019.