

Introducción a los biopotenciales y adquisición de señales ECG y EMG

Juan Esteban Pineda Lopera*, Marly Alejandra Ortega†, Elisabeth Gómez Cano‡

*†‡Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia

*jesteban.pineda1@udea.edu.co, †alejandra.ortega1@udea.edu.co, ‡elisabeth.gomez@udea.edu.co

I. 6.1

I-A. Generación de la señal de ECG

La señal de ECG posee un complejo característico denominado PQRS, que suele observarse en la segunda derivación del montaje. Fisiológicamente, el complejo se genera de la siguiente manera:

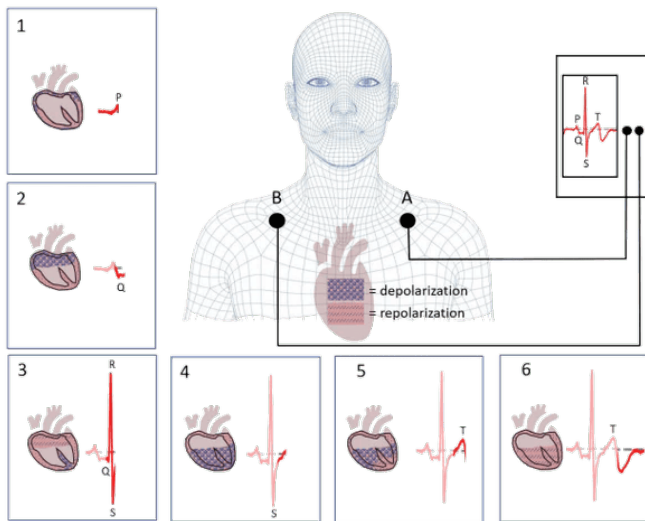


Figura 1: Formación del complejo PQRS debido a la actividad eléctrica del corazón [1].

- La **onda P** surge durante la despolarización auricular, producto de la actividad del nodo sino-auricular. Le precede un leve retraso en el nodo aurículo-ventricular.
- La despolarización ventricular en el ápice del corazón, junto con la repolarización auricular, generan el **complejo QRS**.
- Finalmente, la repolarización ventricular iniciada también en el ápice genera la **onda T**.

[2]

I-B. Generación de la señal de EMG

Inicialmente, se tiene un potencial de reposo en el músculo de 70-90mV, mediados a través de bombas sodio-potasio (NaK ATP-asa). Cuando el potencial de acción de una neurona motora alcanza el punto sináptico neuromuscular, se genera la liberación de acetilcolina en el espacio sináptico, lo que

excita las fibras musculares, generando un gradiente de potencial local y una subsecuente densidad de corriente (zona de despolarización), que se propaga desde los puntos sinápticos hasta las terminaciones de los tendones, a través de la fibra muscular [3].

I-B1. Equipo y proceso de adquisición: Inicialmente, se adquieren las señales a través de unos electrodos. Para reducir la impedancia de la señal entregada el equipo, se tiene una etapa inicial con seguidores de voltaje. A continuación se presenta una etapa de preamplificado con amplificador diferencial para calcular la diferencia de potencial entre los dos puntos medidos.

A continuación, se requiere de circuitos de filtrado. Primero se implementa un filtro pasa altas, seguido por una segunda etapa de amplificación y un filtro pasa bajas o antia-aliasing, que, como indica su nombre, elimina la interferencia en el espectro de la señal generada por la superposición de espectros o alias, que puede surgir en la etapa final de la adquisición, la cual consiste en convertir la señal de analógica a digital para su posterior procesamiento computacional.

Finalmente, es necesario resaltar que el equipo requiere de protecciones contra riesgos eléctricos, principalmente separando la parte del circuito que está en contacto con el paciente, de aquella que está en contacto con la red eléctrica, computadores y monitores, principalmente mediante el uso de transformadores, capacitores y opto-acopladores [4].

Todo el anterior proceso se ve ilustrado en la Figura 2.

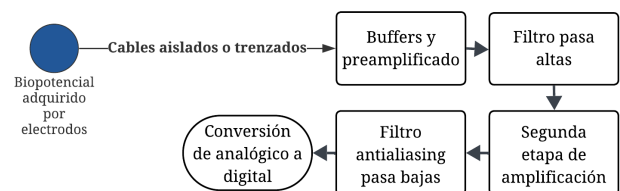


Figura 2: Flujo de trabajo general de un equipo de adquisición de bioseñales.

II. 6.2

Durante el registro de biopotenciales como el ECG o EMG, es común que se introduzcan diversas fuentes de ruido que afectan la calidad de la señal. Estas interferencias pueden tener origen interno (como el propio cuerpo) o externo (como

el entorno eléctrico). Identificar y controlar estas fuentes de ruido es fundamental para obtener registros confiables y clínicamente útiles.

■ **Ruido externo:**

Fuente de Ruido	Descripción	Naturaleza	Estrategias para su control
Red eléctrica (50-60Hz)	Interferencia constante producida por la red eléctrica. Se manifiesta como una oscilación a 50 o 60 Hz.	Estática	Filtros notch, buena puesta a tierra, cables aislados y apantallamiento.
Dispositivos electrónicos	Equipos como celulares o computadoras generan interferencias de alta frecuencia.	Variante	Alejar estos dispositivos, usar aislamiento eléctrico y mantener un entorno controlado.
Movimientos del paciente	Cambios de postura, parpadeos o temblores alteran la señal captada por los electrodos.	Variante	Fijación adecuada de electrodos, instrucciones al paciente, soportes físicos si es necesario.
Ruido ambiental (acústico)	Ruidos como voces o tráfico pueden introducir vibraciones o interferencias en registros sensibles.	Variante	Uso de salas insonorizadas, reducción del ruido externo y técnicas de cancelación de sonido.

Cuadro I: Ruidos externos

■ **Ruido interno:**

Fuente de Ruido	Descripción	Naturaleza	Estrategias para su control
Actividad muscular (EMG)	Contracciones musculares involuntarias que interfieren con registros como EEG o ECG.	Variante	Relajación del paciente, evitar movimientos y uso de filtros de paso bajo.
Resistencia de la piel	La variabilidad en la impedancia piel-electrodo genera ruido o inestabilidad en la señal.	Variante	Limpieza de la piel, aplicación de gel conductor, verificación de la impedancia antes del registro.

Cuadro II: Ruidos internos

■ **Ruido del dispositivo:**

Fuente de Ruido	Descripción	Naturaleza	Estrategias para su control
Electrodos	Ruido causado por mal contacto, deterioro o movimiento del electrodo sobre la piel.	Estática / Variante	Revisión del estado, cambio periódico y fijación firme del electrodo.
Cables	Captan interferencias o generan ruido al moverse si no están bien dispuestos.	Variante	Uso de cables cortos y aislados, organización adecuada y evitar cruces.
Amplificadores	Componentes internos que generan ruido electrónico, especialmente en registros de señales débiles.	Estática	Uso de equipos con bajo ruido interno, buena calibración y alta capacidad de rechazo de interferencias.

Cuadro III: Ruidos inherentes al dispositivo

III. 6.3

El acoplamiento entre la piel y el electrodo representa uno de los desafíos más críticos en la adquisición de biopotenciales, como los del ECG, EMG y EEG. Una de las principales dificultades radica en la alta impedancia eléctrica de la piel, especialmente por la presencia de la capa córnea, que actúa como barrera entre los biopotenciales generados internamente y el sistema de detección. Esta impedancia puede causar ruido térmico y artefactos, especialmente si hay movimiento entre el electrodo y la piel o si la interfaz no está bien establecida, lo que degrada la calidad de la señal y reduce la relación señal-ruido (SNR) [5].

Además, la variabilidad en la composición y condición de la piel (como la hidratación, el vello, los residuos de lociones o aceites y la presencia de células muertas) puede alterar significativamente la impedancia de la interfaz. Esto da lugar a una señal inestable, con amplitudes irregulares o pérdida de componentes críticos de la onda, como el complejo QRS en el ECG [5], [6].

Para contrarrestar estas limitaciones, se aplican diversas técnicas que buscan reducir la impedancia y estabilizar la señal:

- **Preparación de la piel:** la limpieza con alcohol o el uso de técnicas de abrasión mecánica y exfoliación química permite remover células muertas, grasa y residuos que

aumentan la resistencia superficial. Estas medidas ayudan a establecer un contacto más directo y estable entre la piel y el electrodo [5].

- **Uso de electrodos con gel conductor:** los electrodos húmedos, que incluyen geles electrolíticos, facilitan el paso de corriente iónica al electrodo y reducen notablemente la impedancia inicial. Este tipo de interfaz también mejora la fidelidad del registro al facilitar la formación de la doble capa de Helmholtz, que convierte la corriente iónica del cuerpo en corriente electrónica [6].
- **Elección del tipo de electrodo según la aplicación:** mientras que los electrodos húmedos son ideales para estudios clínicos de alta precisión, los electrodos secos (como textiles o polímeros conductores) son más cómodos y adecuados para aplicaciones portátiles, aunque su rendimiento puede variar con el tiempo o en condiciones de baja humedad [6].
- **Mantenimiento del contacto estable:** el uso de adhesivos adecuados y una correcta fijación física evitan desplazamientos que podrían generar artefactos por movimiento.

El acoplamiento piel-electrodo es considerado la etapa más crítica en la adquisición de señales bioeléctricas superficiales, ya que una mala interfaz puede introducir ruido, artefactos, o incluso impedir la detección de la señal. Dado que las señales como el ECG y EMG suelen tener amplitudes del orden de milivoltios, una mala relación señal-ruido puede ocultar completamente componentes importantes, afectando tanto la interpretación clínica como los algoritmos de procesamiento posteriores [5], [6].

IV. 6.4

IV-A. Aplicaciones clínicas del ECG

- **Diagnóstico de arritmias cardíacas:** El ECG es la herramienta principal para detectar alteraciones del ritmo cardíaco como taquicardias, bradicardias y bloqueos de conducción. Permite identificar, por ejemplo, la fibrilación auricular, una arritmia común en adultos mayores, caracterizada por contracciones auriculares rápidas e ineficaces. También permite diagnosticar bloqueos como los de rama derecha o izquierda, donde se interrumpe la conducción en el haz de His.
Tipo de registro: ECG de 12 derivaciones en reposo o monitorización prolongada con Holter-ECG (registro ambulatorio de 24 horas).
Procesamiento: Análisis del intervalo PR, duración y morfología del complejo QRS, identificación de ondas P desorganizadas o ausentes, y cálculos de frecuencia cardíaca. En el Holter, el procesamiento incluye algoritmos automáticos de detección de eventos arrítmicos a lo largo del día.
- **Detección de isquemia miocárdica: angina e infarto de miocardio:** Ante la sospecha de angina de pecho o infarto agudo de miocardio, el ECG permite identificar cambios eléctricos característicos como la elevación o

depresión del segmento ST o la aparición de ondas Q patológicas. Su utilidad en emergencias radica en que puede realizarse fuera del hospital, permitiendo un diagnóstico precoz y la instauración inmediata de tratamiento.

Tipo de registro: ECG de 12 derivaciones en reposo y durante una prueba de esfuerzo (cicloergómetro o caminadora).

Procesamiento: Análisis morfológico del segmento ST, intervalo QT y presencia de ondas anómalas. Durante la prueba de esfuerzo, se observa la evolución del ECG en distintas fases del ejercicio y recuperación para detectar signos de isquemia inducida.

- **Monitorización en cuidados intensivos y seguimiento evolutivo:** El ECG se usa para monitorización continua en pacientes en unidades de cuidados intensivos, en cirugía o durante el transporte en ambulancia. También permite realizar un seguimiento a lo largo del tiempo, comparando ECG actuales con previos, lo cual ayuda a ajustar tratamientos o detectar progresión de enfermedades cardíacas.

Tipo de registro: Monitorización continua en tiempo real con ECG de 3 a 5 derivaciones, o registro convencional de 12 derivaciones para seguimiento ambulatorio.

Procesamiento: Visualización en tiempo real de la frecuencia y ritmo cardíaco. Comparación con ECG anteriores para observar cambios en amplitud, duración de ondas, o aparición de nuevos patrones eléctricos. El sistema puede incorporar alarmas automáticas ante cambios bruscos. [7].

IV-B. Aplicaciones clínicas del EMG

- **Diagnóstico de enfermedades neuromusculares** La electromiografía es fundamental en el diagnóstico de patologías que afectan el sistema nervioso periférico y los músculos, como neuropatías periféricas, miopatías inflamatorias o enfermedades de motoneurona como la esclerosis lateral amiotrófica (ELA). Esta técnica permite estudiar el comportamiento de la unidad motora y detectar si la disfunción es de origen nervioso o muscular, lo cual orienta el diagnóstico y el tratamiento adecuado.

Tipo de registro: Electromiografía de aguja (EMG intramuscular), en la cual se insertan electrodos finos directamente en el tejido muscular, proporcionando una señal detallada y de alta resolución.

Procesamiento: Análisis de potenciales de acción de unidad motora (PAUM), tanto en reposo como durante contracciones. Se estudian parámetros como la duración, la amplitud, el número de fases y la frecuencia de descarga, lo que permite identificar actividad anormal como fibrilaciones, descargas repetitivas o ausencia de activación [8] [9].

- **Evaluación y seguimiento en neurorrehabilitación:** En el contexto de la neurorrehabilitación, el EMG de superficie permite monitorear la función muscular durante el proceso de recuperación de personas que han sufrido daño neurológico, como un accidente cerebrovascular,

lesión medular o enfermedades neurodegenerativas. Su uso ayuda a cuantificar la respuesta a intervenciones terapéuticas y a optimizar los planes de fisioterapia mediante información objetiva sobre la activación y coordinación muscular.

Tipo de registro: Electromiografía de superficie (sEMG), que se aplica sobre la piel y permite registrar la actividad de grupos musculares de forma no invasiva, ideal para tareas funcionales y en poblaciones vulnerables.

Procesamiento: Se extraen parámetros como el tiempo de inicio y finalización de la activación, la intensidad de la señal, el análisis de simetría y coordinación entre músculos. También se evalúa la coactivación muscular y la presencia de sinergias anómalas, todo lo cual es esencial para diseñar ejercicios específicos de reentrenamiento motor [10].

- **Control mioeléctrico de prótesis de miembro superior**

El EMG es una herramienta clave en el diseño de prótesis mioeléctricas, especialmente en personas con amputaciones de miembro superior. Las señales musculares residuales permiten generar comandos para controlar la prótesis, ofreciendo al usuario un mayor grado de independencia funcional. Este tipo de control mejora notablemente la calidad de vida al facilitar movimientos voluntarios intuitivos, como abrir o cerrar la mano, rotar la muñeca o agarrar objetos.

Tipo de registro: Electromiografía de superficie multicanal, colocada sobre los músculos del muñón o áreas residuales donde aún se conserva actividad muscular voluntaria.

Procesamiento: Las señales sEMG son filtradas, segmentadas y clasificadas mediante algoritmos de inteligencia artificial o aprendizaje automático. Se extraen características como la media de la envolvente, la frecuencia y la variabilidad temporal para identificar patrones musculares específicos que luego se traducen en acciones protésicas [11].

V. 6.5

Para la aplicación de esta práctica se realizó la adquisición de tres señales biológicas: una señal de electrocardiografía (ECG) y dos señales de electromiografía (EMG).

En la primera toma, se llevó a cabo la limpieza adecuada de la zona donde se colocaron los electrodos, con el fin de asegurar una buena conductividad y minimizar interferencias. Posteriormente, los electrodos fueron ubicados según la distribución mostrada en la figura siguiente.

La señal obtenida de uno de los integrantes del grupo se presenta en la figura 4

Para la adquisición de las señales de EMG se seleccionaron dos músculos: el flexor ulnar del carpo y el bíceps braquial. Se realizaron movimientos de flexión y extensión de cada músculo aproximadamente diez veces por toma. La señal registrada correspondiente se muestra a continuación:

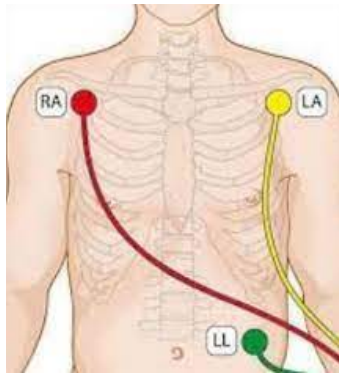


Figura 3: Disposición de los electrodos para ECG de 3 canales.

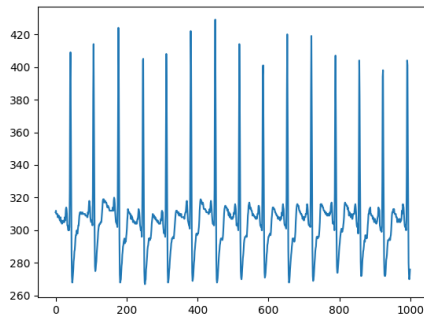


Figura 4: Señal de ECG captada a través de 3 electrodos.

Las señales bioeléctricas de ECG y EMG presentan características espectrales distintas debido a la naturaleza de los tejidos que las originan.

En el caso de la señal ECG, el espectro de frecuencia se sitúa típicamente entre 0,05 Hz y 100 Hz, lo que incluye las principales componentes morfológicas como las ondas P, QRS y T. Para un procesamiento adecuado, es habitual aplicar filtros que eliminen artefactos indeseados: un filtro de paso alto entre 0,2 y 0,5 Hz para corregir desplazamientos de línea base, un filtro de paso bajo hasta 150 Hz para reducir el ruido de alta frecuencia, y un filtro en 50 o 60 Hz para eliminar

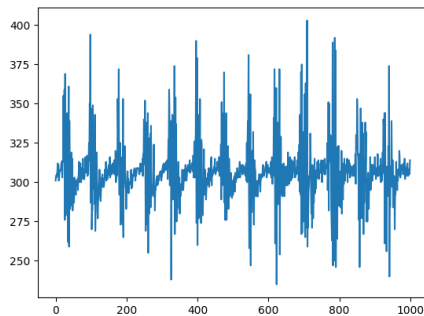


Figura 5: Señal de EMG del flexor ulnar del carpo.

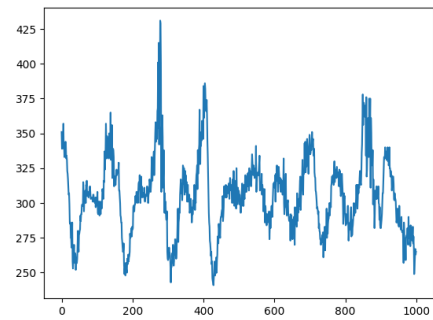


Figura 6: Señal de EMG del biceps braquial

interferencias de la red eléctrica. [12]

Por otro lado, la señal EMG, que refleja la actividad eléctrica generada por los músculos esqueléticos, presenta un contenido frecuencial más amplio. Su rango útil se extiende aproximadamente desde 20 Hz hasta 500 Hz, aunque en algunas aplicaciones se consideran frecuencias de hasta 1000 Hz. La amplitud de estas señales varía entre microvoltios y milivoltios, y debido a su alta frecuencia relativa, se recomienda una frecuencia de muestreo mínima de 1 kHz para cumplir con el teorema de Nyquist y asegurar una reconstrucción precisa [13]

Se seleccionaron dos señales crudas, una de ECG y otra de EMG, obtenidas a partir de un conjunto de datos disponible en línea. A ambas señales se les aplicaron los filtros previamente descritos, con el objetivo de comparar las diferencias entre las señales originales (crudas) y las procesadas. Los resultados de este procedimiento se presentan en las siguientes figuras.

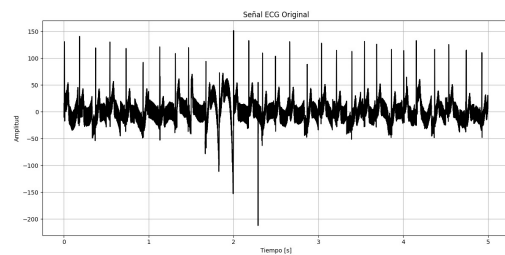


Figura 7: Señal ECG original

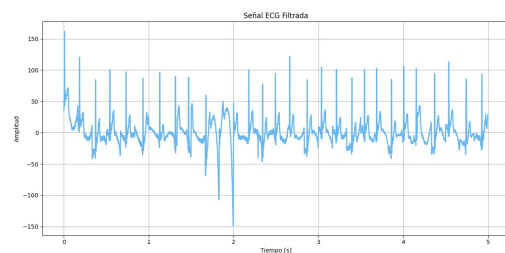


Figura 8: Señal ECG filtrada

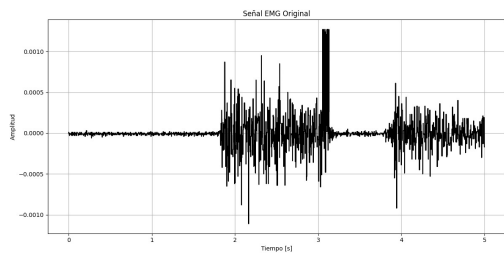


Figura 9: Señal EMG original

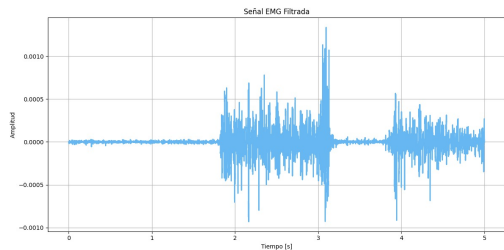


Figura 10: Señal EMG filtrada

VI. 6.6

VII. CONCLUSIONES

- El proceso de filtrado de la señal ECG fue eficaz para eliminar el ruido de alta frecuencia, manteniendo la forma y estructura de los ciclos cardíacos, como se evidenció tanto en las gráficas como en los valores estadísticos.
- El procesamiento adecuado de las señales bioeléctricas como el ECG y el EMG, mediante técnicas de filtrado y amplificación, es fundamental para obtener registros precisos y confiables que permitan un análisis clínico y de control biomédico efectivo, diferenciando las características fisiológicas de acuerdo a cada tipo de señal.
- La integración de técnicas de adquisición, filtrado y análisis automatizado facilita la detección temprana de patologías cardíacas y neuromusculares, además de mejorar el control de prótesis mioeléctricas, contribuyendo significativamente al diagnóstico precoz y a la mejora en la calidad de vida de los pacientes.

REFERENCIAS

- [1] PLUX Biosignals. (2022, 10) How do i know i am alive? (ecg signal). Consultado el 11 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://www.pluxbiosignals.com/blogs/informative/how-do-i-know-i-am-alive>
- [2] R. B. K., B. Harsoor, and R. Das, "Forecasting ventricular deviation in monitoring of live ecg signal," *International Journal of Machine Learning and Networked Collaborative Engineering*, vol. 2, no. 3, pp. 95–109, 2018. [Online]. Available: <https://mlnce.net/index.php/Home/article/view/40/34>
- [3] R. Merletti and D. Farina, "Biophysics of the generation of emg signals," in *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. Wiley, 2016, pp. 1–24. [Online]. Available: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/9781119082934.ch02>
- [4] J. L. Salinet, "Ecg signal acquisition systems," in *Developments and Applications for ECG Signal Processing*. Elsevier, 2019, pp. 29–51. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128140352000086>
- [5] B. B. Murphy, B. H. Scheidt, Q. Hendricks, N. V. Apollo, and B. Litt, "Time evolution of the skin–electrode interface impedance under different skin treatments," *Sensors*, vol. 21, no. 15, p. 5210, 2021. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8348734/>
- [6] Arrow Electronics, "Funcionamiento del monitoreo cardíaco con electrodos ecg," <https://www.arrow.com/es-mx/research-and-events/articles/cardiac-monitoring-ecg-electrodes>, consultado: 11 de mayo de 2025.
- [7] L. Azcona, *El electrocardiograma*. Fundación BBVA, 2006, pp. 49–58, consultado: 11 de mayo de 2025. [Online]. Available: https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbvaibroCorazon_cap4.pdf
- [8] L. Gila, A. Malanda, I. R. Carreño, J. R. Falces, and J. Navallas, "Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas," *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, vol. 32, no. Supl. 3, pp. 27–43, 2009, consultado: 11 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://scielo.isciii.es/pdf/asisna/v32s3/original3.pdf>
- [9] Brigham and Women's Hospital. (2025) Emg test for neuromuscular disease. Consultado: 11 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://www.brighamandwomens.org/medical-resources/emg-test>
- [10] I. Campanini, C. Disselhorst-Klug, W. Z. Rymer, and R. Merletti, "Surface emg in clinical assessment and neurorehabilitation: Barriers limiting its use," *Frontiers in Neurology*, vol. 11, p. 934, 2020, consultado: 11 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7492208/>
- [11] A. Fleming, N. Stafford, S. Huang, X. Hu, D. P. Ferris, and H. H. Huang, "Myoelectric control of robotic lower limb prostheses: A review of electromyography interfaces, control paradigms, challenges and future directions," *Journal of Neural Engineering*, vol. 18, no. 4, p. 041004, 2021, consultado: 11 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8694273/>
- [12] M. Rodríguez Hernández and C. A. García Rodríguez, "Electromiografía: aspectos fisiológicos y bioeléctricos," *Revista Cubana de Tecnología de la Salud*, vol. 6, no. 1, pp. 1–10, 2015, consultado el 12 de mayo de 2025. [Online]. Available: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59282015000100002
- [13] D. Ponce and H. Rodríguez, "Diseño e implementación de una prótesis mioeléctrica de miembro superior," <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/2819/1/UPS-CT002464.pdf>, 2011, trabajo de titulación, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador. Consultado el 12 de mayo de 2025.