

UNIVERSIDAD:	Universidad de Antioquia.		
FACULTAD:	Facultad de Ingeniería.		
PREGRADO:	Bioingeniería.	MATERIA:	Bioseñales y Sistemas.
NOMBRE:	Juan Camilo Carvajal Sierra. Julián Andrés Rosero Rosero.	DOCUMENTO:	1.010.124.738 1.004.214.604
CORREO:	juan.carvajal1@udea.edu.co - julian.rosero1@udea.edu.co		
ENTREGADO A:	John Fredy Ochoa Gómez – Luisa María Zapata Saldarriaga.		
ACTIVIDAD:	Seguimiento – Proyecto # 2.		
CIUDAD Y FECHA:	Medellín, 19 de abril de 2024.		

1. Consultar historia, aplicaciones y principales industrias de prótesis mioeléctricas.

Una prótesis mioeléctrica es un tipo de prótesis activa que utiliza los biopotenciales que se generan en la actividad muscular para generar los movimientos de la extremidad que están remplazando, es decir, la activación de determinados músculos activa los mecanismos de la prótesis y permite movimientos articulares gruesos y finos, dependiendo la complejidad y características de esta.

Aunque se podría pensar como tecnologías innovadoras de los últimos años, los primeros prototipos de prótesis mioeléctricas surgen desde la década de los 60 en la Unión Soviética, la cual utiliza sensores para captar los impulsos eléctricos de los movimientos de contracción muscular, los cuales se amplifican y redireccionan hacia los actuadores de la prótesis (Hurtado, P. et. al., 2018).



Figura 1. Prototipo de prótesis mioeléctrica (1960) (Fisioterapia, 2013).

Los avances en materia de materiales y sensores más sofisticados favorecieron el desarrollo de prótesis activas, las cuales se introdujeron como una alternativa a pérdida de

miembros. Así mismo, la introducción de nanotecnologías en la fabricación de sensores, procesadores y componentes electrónicos revolucionaron el mercado objetivo.

Finalmente, en las últimas dos décadas, el uso de modelos predictivos y de Inteligencia Artificial (IA), así como la impresión 3D de modelos protésicos, han facilitado el control, programación y calibración de prótesis y órtesis mioeléctricas (Maroto, M., 2020).

Actualmente, las prótesis mioeléctricas de extremidades superiores e inferiores se posicionan como una de las alternativas más aceptadas para casos clínicos de pérdida de extremidades, debido a su amplia funcionalidad, bajo peso y acabado estético. No obstante, algunas limitantes de estas prótesis son su elevado costo (en comparación a prótesis pasivas o activas mecánicas), poca adaptación a espacios húmedos y dificultad de mantenimiento interno (Loaiza, J. y Arzola, N., 2011).

Las prótesis mioeléctricas están pensadas para ayudar a personas con pérdida de extremidades, generalmente amputación transradial o transtibial, pero también se pueden aplicar cuando hay pérdida total del extremo distal de las extremidades. La gama de aplicaciones de estas prótesis va desde funciones básicas (agarre de una cuchara, remplazo de la mano con una raqueta de ping-pong, etc.) hasta agarres más finos, activación de cada dedo con articulaciones, e incluso, adaptación para deportistas de alto rendimiento.

- El mercado es dinámico y evolutivo, a medida que surgen nuevas necesidades, la industria debe ofrecer nuevas y mejores soluciones que ubiquen a estas empresas como grandes competidores. Ante esto, las principales industrias de prótesis mioeléctricas son:
 - **Ottobock.**
 - **Ösur:** empresa islandesa enfocada en el desarrollo e innovación de tecnologías ortopédicas, incluido el desarrollo de prótesis activas de alta gama.
 - **Hanger, Inc.:** es una de las empresas con mayor impacto en rehabilitación física de Estados Unidos.
 - **Touch EMAS:** empresa española enfocada en la investigación y desarrollo de prótesis y órtesis avanzadas, incluido el uso de biopotenciales.

- Ya en un contexto local, se puede mencionar el trabajo de la Fundación Arcángeles, Humanos 3D, Ortopoblado, Medical Devices Colombia, entre otras.

2. Proponer estrategias que permitan mejorar la fijación y de los sensores. Proponer cual sería la mejor ubicación del electrodo para capturar el movimiento de flexión-extensión de codo.

El acoplamiento piel-electrodo es una etapa fundamental en la adquisición de bioseñales, ya que es una de las principales fuentes de ruido, lo cual puede tergiversar la señal y hacer que el aporte informativo de esta no sea el esperado. Para mejorar el acoplamiento piel-electrodo y mitigar estos desafíos, es fundamental emplear estrategias adecuadas, esto incluye una preparación minuciosa de la piel para reducir la impedancia, la utilización de geles conductores para optimizar la conductividad eléctrica, una fijación segura de los electrodos para prevenir el movimiento y un diseño especializado de los electrodos que favorezca el óptimo acoplamiento. Además, es crucial monitorear de manera constante la calidad de la señal durante la adquisición para identificar cualquier irregularidad en tiempo real y poder así aplicar correcciones y ajustes necesarios.

Otro factor que afecta significativamente la calidad de la señal es el acoplamiento de interferencia en entornos domésticos, ya que la presencia de electrodomésticos, cables eléctricos y otros dispositivos en el hogar puede introducir interferencias en la señal, comprometiendo su calidad y dificultando el análisis adecuado (Salgado, J., 2022).

Por otra parte, la ubicación de los electrodos es fundamental para captar la actividad mioeléctrica. Como el sistema de transducción utilizado tiene 3 electrodos, dos de estos van ubicados en los músculos que se desean evaluar, dependiendo el movimiento que se quiera analizar; por ejemplo, en el movimiento de flexión del codo, los músculos que generan el movimiento son el bíceps, braquial, y braquiorradial, mientras que, en la extensión, el músculo activador es el tríceps (Serrano, C., 2023).

Como el objetivo de análisis es el movimiento completo de la articulación, es decir, flexión y extensión, una opción para ubicar los electrodos sería el vientre del bíceps (cara posterior del brazo) y la porción distal del tríceps (cara anterior del brazo).

Evidentemente, la anatomía y morfología del sujeto de estudio influye en la visualización muscular, por lo que no es posible determinar una distancia estándar, por lo cual se

presenta las siguientes correlaciones para estimar la posición de los electrodos, teniendo en cuenta que, aunque dos personas pueden diferir en la longitud del brazo, las proporciones sí pueden considerarse como constantes.

Tabla 1.

Factores de proporción para la ubicación de los electrodos.

Músculo	Factor de multiplicación
Bíceps braquial (medial)	0,539
Tríceps braquial (distal)	0,72

La longitud del brazo se toma de articulación a articulación (hombro a codo) y se multiplica por el factor presentado en la tabla 1. Cabe mencionar que la medida del brazo se hace por la cara del músculo, es decir, la medida de articulación a articulación desde la cara anterior para el tríceps y desde la cara posterior para el bíceps.

Anteriormente, se mencionó que el sistema de transducción cuenta con 3 electrodos. El tercer electrodo es el que va a un punto de referencia, generalmente un punto muerto, con baja actividad muscular, como un hueso. Por facilidad en el montaje, el tercer electrodo se posa directamente sobre la articulación del codo.

- Definir un protocolo de registro que tenga en cuenta: población de estudio, montaje de los electrodos, tipo de ejercicio a realizar durante el registro y forma de onda esperada para el tipo de ejercicio, duración del registro. Aplicar el protocolo de registro en 10 sujetos y almacenar los datos en computadora usando PySerial.**

El proceso de adquisición de bioseñales es el que se refleja en la siguiente imagen. La etapa de transducción es en la que se tiene en cuenta el montaje de los electrodos, preparación de la piel, movimientos, muestreo, etc.

El protocolo específico de la etapa de transducción y amplificación se describe a continuación.

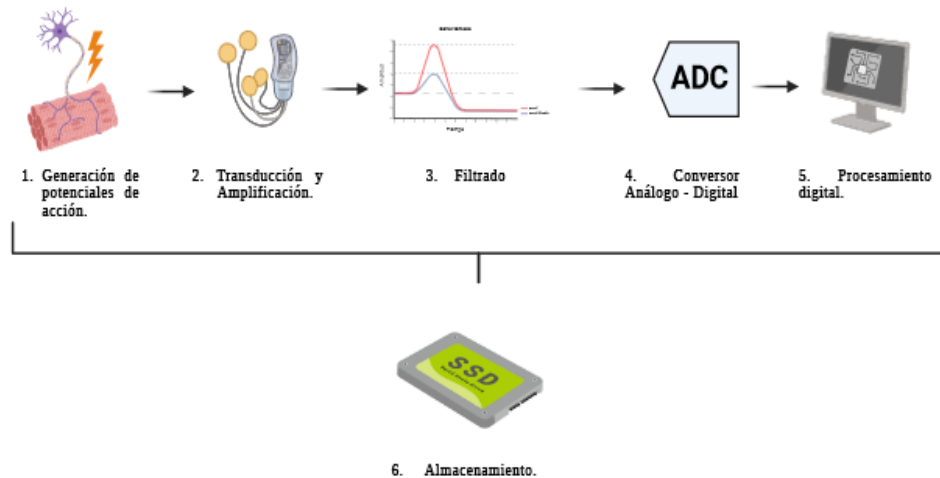


Figura 2. Proceso de adquisición de bioseñales.

3.1. Definición de población: es importante definir la población que se va a estudiar para plantear etapas posteriores, por ejemplo, manejo de información sensible, cuidados preventivos, etc. En este caso, se va a evaluar 10 sujetos (5 hombres y 5 mujeres) de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Antioquia, con edades entre 20 y 25 años sin patologías neuromusculares diagnosticadas y con actividad física promedio.

3.2. Ubicación de los electrodos: para ubicar los electrodos destinados al análisis del movimiento de flexión y extensión del codo izquierdo se toma las medidas antropométricas del sujeto y se multiplica por los factores de correlación descritos en la tabla 1. El primer electrodo se ubica en el punto máximo del vientre del bíceps braquial; el segundo electrodo va en la parte distal del tríceps braquial; y el tercer electrodo es el punto de referencia, en este caso, el codo.

3.3. Explicación del movimiento a ejecutar: el movimiento a ejecutar es la flexión y extensión del codo izquierdo. El sujeto de prueba comienza en posición anatómica, con los brazos totalmente estirados y las palmas al frente. 2 segundos después de comenzar con el registro, el sujeto flexiona hasta que el antebrazo quede a 90° con el brazo, el movimiento se hace a velocidad natural; transcurren otros dos segundos y se ejecuta la flexión completa hasta que los dedos del paciente toquen los hombros. Para la extensión, se regresa al ángulo de 90° y dos segundos después pasa a la posición anatómica. El proceso se hace dos veces, para una duración total aproximada de 15 segundos.

3.4. Preparación del software: el muestreo generalmente se hace cada 1000 muestras como un estándar, en este caso, solo se va a trabajar con 900 muestras para que la visualización sea más entendible. La frecuencia de muestreo se deja en la estándar, ya que una mayor frecuencia de muestreo puede hacer que las 900 muestras se alcancen antes de completar los dos ciclos mencionados anteriormente.

3.5. Ejecución del movimiento: se comienza con la ejecución del movimiento por parte del sujeto.

3.6. Forma de onda: como se realiza un movimiento oscilatorio, la forma de onda que se espera está relacionada con una onda sinusoidal, la cual tiene incrementos y decrementos en el tiempo.

Posteriormente, la etapa de amplificación y filtrado se hacen con VSCode como entorno de ejecución de Python. El ejercicio es realizado en aproximadamente 14,5 segundos, lo cual arroja una frecuencia de muestreo de 62 Hz.

4. Aplicar los métodos de análisis del seguimiento 1 y presentar el análisis exploratorio de los datos.

El análisis de los datos arroja un valor RMS de 302,5 mV, con un máximo entre 301,7 y un máximo de 309,76 mV, lo cual se puede interpretar como un patrón de trazabilidad en la señal recolectada. Este patrón se debe principalmente a que la actividad muscular realizada fue similar, así como también el patrón de movimiento. Otro factor que favorece la regularidad de las señales es el patrón de ubicación de los electrodos, que fue realizado teniendo en cuenta proporciones antropométricas.

En cuanto a las varianzas, sí es evidente que estas no son similares, por lo que, a partir de esta inspección visual, se puede afirmar que los datos no distribuyen normalmente, pero esto debe corroborarse aplicando pruebas estadísticas, como la prueba de Shapiro – Wilk, la cual se analizará más adelante.

El *mean absolute value* arroja información similar al valor RMS, como el MAV es similar en las 10 muestras, se puede inferir que el patrón de movimiento y actividad muscular realizado fue igual en los 10 casos de estudio.

Para hacer un análisis exploratorio de los datos, es necesario recurrir a pruebas estadísticas. En primer lugar, se recurre a la prueba de Shapiro – Wilk para evaluar la normalidad de los datos. Para esto, se toman los siguientes supuestos:

- **Hipótesis nula – H0:** los datos distribuyen de manera normal.
- **Hipótesis alternativa – H1:** los datos NO distribuyen de manera normal.

El análisis se va a hacer para un nivel de significancia estándar de 0,05 (5 %).

Como resultado se obtiene que el *p-value* de esta prueba da menor a 0,05 para todos los sujetos, lo cual se traduce en un rechazo de la hipótesis nula en favor de la hipótesis alternativa, la cual establece que los datos no distribuyen normal.

Posteriormente se aplica la prueba de Levene para verificar la homocedasticidad de las muestras, en el cual nuevamente se analizan dos supuestos:

- **Hipótesis nula – H0:** los datos tienen homocedasticidad (sus varianzas son similares o iguales).
- **Hipótesis alternativa – H1:** los datos presentan heterocedasticidad.

Igual que en la prueba de Shapiro – Wilk, se analiza para un nivel de significancia de 0,05 (5 %).

El *p-value* en esta prueba es aproximadamente 0, lo cual permite rechazar la hipótesis nula, mostrando que los datos tienen diferencia significativa entre varianzas y hay una condición de heterocedasticidad, tal como se había mencionado anteriormente.

Finalmente, se realiza la prueba de U Mann Withney para comparar la mediana entre dos grupos de datos, en este caso, se aplica para las 90 posibles combinaciones entre los 10 sujetos de estudio de pruebas electromiográficas. Es importante mencionar que el nivel de significancia seleccionado para esta prueba fue de 5 %.

Los supuestos de esta prueba son:

- **Hipótesis nula – H0:** no existen diferencias significativas en la mediana de los datos.

- **Hipótesis alternativa – H1:** la mediana cada grupo de datos sí presenta diferencias significativas.

Los resultados para cada combinación son diferentes, en algunos casos se acepta la hipótesis nula, en otros, se rechaza, por lo cual se puede decir que la prueba no es concluyente para todo el grupo de datos.

Esta inconsistencia se puede dar por factores como la impedancia de la piel, la dificultad del acople entre el electrodo y la piel, similitud en las propiedades musculares entre los sujetos, entre otras situaciones que interfieren en la medición real de los biopotenciales generados en la medición.

5. Fase 3: Análisis en tiempo real.

Para el análisis de sistemas embebidos, los cuales incluyen tarjetas de control (Arduino, PSoC, entre otras) tienen una limitante en cuanto al análisis en tiempo real, ya que la capacidad de los procesadores, la memoria del almacenamiento y el consumo de energía de los Sistemas en Chip (SoC) ya mencionados es muy reducida, por lo cual se necesita extraer datos al SoC, procesarlos, almacenarlos en una unidad externa, liberar la memoria del SoC y repetir el proceso. Este “*deadline*” es el periodo de operación del sistema.

Esta limitante en el tiempo hace que la información recopilada en el sistema sea fundamental para el objeto de estudio de este. Una alternativa para mejorar esta limitante es el uso de hardware más avanzado, como por ejemplo la implementación de nanoprocesadores, los cuales pueden diferir grandes masas de datos y analizarlas en órdenes de tiempo similares, maximizando la aplicación del SoC.

Así mismo, explotar el principio de paralelización y multitarea, el cual permite realizar varios análisis al mismo tiempo, optimizando precisamente el uso completo del dispositivo de control (Oleagordia, I., *s.f.*).

6. Referencias.

Anónimo. (18 de febrero de 2013). Las Prótesis Mioeléctricas. *Fisioterapia. Blog para fisioterapeutas*. <http://fisioterapia.blogspot.com/2013/02/las-protesis-mioelectricas.html>

Hurtado Manzanera, P. A., Luviano Cruz, D., Vidal Portilla, L., & García Villalba, L. A. (2018). Diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica. *Mundo Fresc*, 15(1), 14–25.

Loaiza, J. L., & Arzola, N. (2011). Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. *Dyna*, 78(169), 191–200. Tomado de:
<http://www.scielo.org.co/pdf/dyna/v78n169/a22v78n169.pdf>

Maroto García, M. Á. (2020). *Prótesis de antebrazo con control mioeléctrico mediante Machine Learning*. [Tesis de máster en ingeniería] Universidad de Valladolid. Tomado de: <http://uvadoc.uva.es/handle/10324/41400>

Oleagordia, I. (s.f.). *Empleo del ordenador personal en la instrumentación de panel*. Tomado de:
https://ocw.ehu.eus/pluginfile.php/52609/mod_resource/content/1/GENERAL/Empleo_de_l_PC_en_la_IP.pdf

Salgado Manrique, J. S. (2022). Diseño de órtesis utilizando sensores mecanomiográficos como alternativa a los sensores de EMG para terapia de rehabilitación de miembro superior. Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad de Los Andes, Bogotá. Tomado de:
<https://repositorio.uniandes.edu.co/server/api/core/bitstreams/7e41db02-c1e9-4f39-9bf5-5ca327b34f54/content>

Serrano, C. (2023, noviembre 23). Articulación del Codo. KenHub. [Entrada Web] Tomado de: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/articulacion-del-codo>