

Seguimiento 2 : Tecnología y técnicas de adquisición de EMG

Diego Andrés Florez, Daniel Felipe Soto Duque

1. Consultar historia, aplicaciones y principales industrias de prótesis mioeléctricas (10%)

Historia.

El camino de las prótesis ha sido un viaje fascinante a lo largo de la historia. La evolución de la prótesis ha sido un testimonio de la innovación y la perseverancia humana.

Desde hace más de dos mil años, la búsqueda de reemplazar partes del cuerpo humano con dispositivos electrónicos ha sido una constante en la historia. Durante el siglo XX, el enfoque fue facilitar la reintegración de los amputados a una vida cotidiana y digna, esto impulsó significativamente las innovaciones desarrolladas en este campo.

En la década de los años 1970 se popularizaron las series de televisión “El hombre nuclear” y “La mujer biónica”, en las que los protagonistas habían perdido algunos de sus miembros y éstos fueron sustituidos por elementos artificiales que les permitían tener poderes sobrehumanos, tales como una gran fuerza y velocidad, visión y oído con mucho mayor alcance que el de cualquier ser humano. Sin embargo, las prótesis reales para las personas que han sufrido la pérdida de una extremidad aún no han alcanzado los sueños manifestados en dichas series televisivas.

El avance en el diseño de las prótesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre. Con el manejo del hierro, el hombre pudo construir manos más resistentes y que pudieran ser empleadas para portar objetos pesados, tal es el caso del general romano Marcus Sergius, que durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a. C.) fabricó una mano de hierro para él, con la cual portaba su espada, ésta es la primera mano de hierro registrada [1].

En 1858, se desenterró en Capua, Italia, una pierna artificial que data de aproximadamente 300 a. C. Estaba elaborada con hierro y bronce, y tenía un núcleo de madera; aparentemente, pertenecía a un amputado por debajo de la rodilla. En 424 a. C., Heródoto escribió sobre un vidiente persa condenado a

muerte que escapó luego de amputarse su propio pie y reemplazarlo con una plantilla protésica de madera para caminar 30 millas (48.28 km) hasta el próximo pueblo.

El erudito romano Plinio el Viejo (23-79 d. C.) escribió sobre un general romano de la Segunda Guerra Púnica (218-210 a. C.) a quien le amputaron el brazo derecho. Se le colocó una mano de hierro para que sostuviera el escudo y pudo volver al campo de batalla [2]

Durante la edad media y hasta el renacimiento hubo pocos avances en el campo protésico, donde la mayoría de prótesis eran usadas para esconder deformidades o heridas producidas en batalla. No es sino hasta el año 1529 y 1536 donde el cirujano francés Ambroise Paré introdujo protocolos para la amputación además del primer diseño de brazo artificial móvil al nivel del codo, llamado “le petit loraine”. El mecanismo era relativamente sencillo tomando en cuenta la época, los dedos podían abrirse o cerrarse presionando o traccionando, además de que constaba de una palanca por medio de la cual el brazo podía realizar la flexión o extensión a nivel de codo [1].

Posteriormente, en 1696, Pieter Verduyn desarrolló la primera prótesis por debajo de la rodilla sin mecanismo de bloqueo, lo que más tarde sentaría las bases de los actuales dispositivos de articulación y corsé.

En 1800, el londinense James Potts diseñó una prótesis elaborada con una pierna de madera con encaje, una articulación de rodilla de acero y un pie articulado controlado por tendones de cuerda de tripa de gato desde la rodilla hasta el tobillo. Se hizo famosa como la “Pierna de Anglesey” por el marqués de Anglesey.

Para el siglo XX, el objetivo de que los amputados regresaran a su vida laboral es alcanzado gracias a los esfuerzos del médico francés Gripoulleau, quien realizó diferentes accesorios que podían ser usados como unidad terminal, tales como anillos, ganchos y diversos instrumentos metálicos, que brindaban la capacidad de realizar trabajo de fuerza o de precisión.

En el año de 1912 Dorrance en Estados Unidos desarrolló el Hook, que es una unidad terminal que permite abrir activamente, mediante movimientos de la cintura escapular, además se cierra pasivamente por la acción de un tirante de goma. Casi al mismo tiempo fue desarrollado en Alemania el gancho Fischer, cuya ventaja principal era que poseía una mayor potencia y diversidad en los tipos de prensión y sujeción de los objetos [1]. El origen de las prótesis activadas por los músculos del muñón se da en Alemania gracias a Sauerbruch, el cual logra idear cómo conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, mediante varillas de marfil que hacía pasar a través de túneles cutáneos, haciendo posible que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular. Es hasta 1946 cuando se crean sistemas de propulsión asistida, dando origen a las prótesis neumáticas y eléctricas. Un sistema de propulsión asistida es aquel en el que el movimiento es activado por algún agente externo al cuerpo. Las prótesis con mando mioeléctrico comienzan a surgir en el año de 1960 en Rusia. Esta opción protésica funciona con pequeños potenciales extraídos durante la contracción de las masas musculares del muñón, siendo estos conducidos y amplificados para obtener el movimiento de la misma [1].

Aunque se han logrado avances significativos, la investigación y el desarrollo en el campo de las prótesis mioeléctricas continúan. Con el avance de la tecnología se espera que las prótesis mioeléctricas cambien para ofrecer mayor precisión y control en los movimientos, integrándose con la tecnología digital para funciones como la monitorización y personalización. Se anticipa que mejoren en confort y durabilidad, adaptándose automáticamente a diversas actividades sin necesidad de ajustes manuales. Además, se busca que sean más accesibles, ampliando así su alcance y beneficiando a un mayor número de personas con amputaciones.

Actualmente, algunas de las aplicaciones para las prótesis mioeléctricas incluyen:

1. Las prótesis mioeléctricas son utilizadas en procesos de rehabilitación para ayudar a las personas con amputaciones a recuperar funciones motoras y mejorar su independencia. Según un estudio de la Universidad de Valladolid, el uso de prótesis mioeléctricas en rehabilitación puede mejorar la capacidad de realizar tareas cotidianas y aumentar la autonomía de los usuarios [3].

2. Estas prótesis permiten a los usuarios realizar actividades cotidianas con mayor facilidad, como agarrar objetos, vestirse, y realizar tareas que requieren destreza manual mejorando así la calidad de vida de los usuarios, especialmente en tareas que requieren precisión y fuerza [3].

3. La capacidad de controlar las prótesis mioeléctricas a través de señales musculares permite un movimiento más preciso y natural, lo que facilita la adaptación a las actividades diarias. El uso de sensores en prótesis mioeléctricas puede mejorar la precisión y la naturalidad del movimiento[3].

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

Antes de colocar los sensores, es muy importante limpiar la piel del sujeto con un paño húmedo o alcohol isopropílico. Esto elimina la suciedad, aceite y células muertas de la piel, mejorando la conductividad entre la piel y los electrodos. Las estrategias para una mejor fijación de los electrodos en la electromiografía (EMG) incluyen la elección de electrodos de superficie adecuados con buena superficie de contacto y gran adherencia. Por otro lado, la aplicación de gel ayudaría a disminuir la resistencia en la zona de contacto y el muestreo a una frecuencia de al menos el doble de la frecuencia fundamental de la señal analógica[5].

El movimiento excesivo puede afectar la calidad de la señal EMG. Es por esto que, debemos mantener la parte del cuerpo medida lo más quieta posible durante la medición. En algunos casos, se podría usar soportes o férulas para ayudar a estabilizar la extremidad medida.

Mantener los cables de los electrodos lo más cortos posible podría minimizar el ruido y las interferencias electromagnéticas. Si es posible, la utilización de cables blindados podría ayudar a reducir las interferencias externas.

Debemos asegurarnos que el sujeto esté cómodo durante la medición. El uso de fijaciones elásticas y transpirables puede ayudar a mantener los electrodos en su lugar sin causar molestias.

Finalmente, la elección de electrodos invasivos o no invasivos dependerá del objetivo del estudio y de la calidad de la señal requerida[7].

El posicionamiento adecuado de los electrodos es crucial para la adquisición de señales EMG de calidad[6]. La fijación de los electrodos puede ser mejorada mediante el uso de cintas adhesivas o bandas elásticas, asegurándose de que estén firmemente sujetos a la piel para minimizar el ruido y maximizar la ganancia de la señal[5].

Dado que el Arduino Shield EKG-EMG tiene una tasa de transmisión relativamente baja, es fundamental minimizar la distancia entre los electrodos y el microcontrolador para garantizar una transmisión de señal confiable y una adquisición de datos precisa. Por lo tanto, se recomienda ubicar los electrodos en una posición cercana al codo para reducir la longitud de los cables y minimizar la interferencia electromagnética, como se muestra en la Figura 1.



Figura 1. Distribución de los electrodos [9].

Además, si deseamos mejorar la calidad de nuestra señal el uso de alternativas como el MyoWare Muscle Sensor, OpenBCI, Advancer Technologies MyoWare podría ofrecer ventajas significativas sobre el equipo actualmente empleado.

Estas ventajas incluyen una mayor precisión en la detección de señales EMG, una mayor flexibilidad y capacidad de personalización en la configuración del sistema, una calidad de señal mejorada gracias a características avanzadas como el filtrado integrado y opciones de amplificación, así como una mayor compatibilidad con una variedad de plataformas y una facilidad de uso que facilita la implementación en una amplia gama de proyectos y aplicaciones. En conjunto, estas ventajas podrían resultar en una experiencia de adquisición de datos más confiable, precisa y versátil

para el estudio y análisis de la actividad muscular en diversas aplicaciones biomédicas y de investigación.

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 (15%). Aplicar el protocolo de registro en 10 sujetos y almacenar los datos en computadora usando PySerial (15%)

1. Población de Estudio:

En el marco de esta investigación, se ha llevado a cabo la selección de sujetos adultos sanos, excluyendo cualquier historial de trastornos neuromusculares, dentro de un rango de edad que abarca desde los 20 hasta los 50 años. Cada participante ha sido debidamente informado acerca del procedimiento al que será sometido, así como de los posibles riesgos asociados. Es importante destacar que en este estudio se procederá a realizar la toma electromiográfica de dos músculos específicos: el bíceps braquial y el tríceps braquial, durante los movimientos de flexión y extensión del codo, respectivamente.

El protocolo experimental se desarrolla de la siguiente manera: inicialmente, cada sujeto de estudio se mantendrá en reposo durante un periodo de 6 segundos, tal como se ilustra en la Figura 2. Posteriormente, en un lapso de 2 segundos, llevará a cabo una flexión del codo hasta alcanzar los 150 grados de ángulo, conforme se representa en la Figura 3, para luego regresar a la posición inicial. Se procederá a mantener esta posición durante 4 segundos adicionales. Este ciclo de movimiento se repetirá en tres ocasiones, asegurando así la recopilación de los datos.

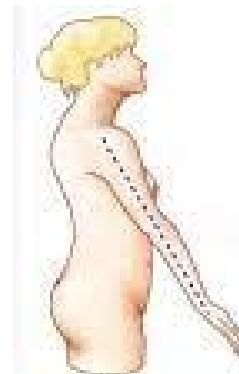


Figura 2. Biomecánica del codo durante el movimiento de extensión [3].



Figura 3. Biomecánica del codo durante el movimiento de Flexión [3].

Durante el procedimiento de flexión y extensión del codo, esperamos obtener señales electromiográficas (EMG) características de la actividad muscular del músculo bíceps braquial durante la flexión y extensión del codo..

Estas señales EMG muestran la actividad eléctrica generada por la contracción muscular y pueden ser analizadas para comprender la función muscular y la coordinación durante el movimiento.

Durante la flexión del codo, esperamos observar un aumento en la actividad eléctrica registrada en el bíceps braquial, similar a la señal que se muestra en la Figura 1. Esta actividad EMG se caracteriza por un aumento progresivo en la amplitud de la señal a medida que el músculo se contrae para flexionar el codo. Esta señal debería mantenerse relativamente constante mientras se mantiene la flexión del codo y disminuirá nuevamente cuando el músculo se relaje al volver a la posición de extensión.

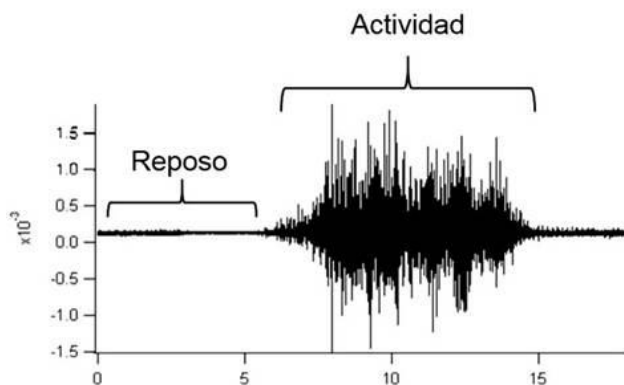


Figura 4. Señal EMG [8].

2. Preparación del Equipo.

- Conecta el Shield EKG-EMG al Arduino según las instrucciones del fabricante

3. Conexión de Electrodo.

- Conecta los electrodos de superficie al Shield EKG-EMG.
- Asegúrate de que los electrodos estén colocados correctamente en los músculos de interés (por ejemplo, bíceps) siguiendo las recomendaciones estándar de colocación de electrodos EMG de la Figura 1.

4. Configuración del Software.

- Abrir el software Arduino IDE en tu computadora.
- Carga el código configurar el Shield y leer las señales EMG.
- Configura los pines o puertos del Arduino que se utilizarán para leer las señales EMG del Shield EKG-EMG.

5. Inicio de la Adquisición de Datos:

- Inicia la ejecución del código en el Arduino para comenzar la adquisición de datos EMG.
- Supervisa la señal EMG en tiempo real a través del monitor serial del Arduino IDE con una rutina de prueba.

6. Procesamiento de Imágenes en Python:

- Establece una comunicación serial entre el Arduino y Python para transmitir los datos EMG desde el Arduino a la computadora.
- Desarrolla un script en Python para procesar y analizar las señales EMG recibidas a través de la comunicación serial.
- Utiliza bibliotecas de Python como PySerial y NumPy para gestionar la comunicación serial y realizar el procesamiento de señales respectivamente.
- Implementa algoritmos de procesamiento de señales para filtrar, analizar y visualizar las señales EMG recibidas en tiempo real.

7. Extracción y Análisis de Señales EMG:

- Guarda los datos EMG procesados en Python para su posterior análisis.

La aplicación de este protocolo así como el respectivo análisis de los resultados obtenidos se agregan como archivo anexo a este informe.

FASE 3: Consulta sobre posibilidades de procesamiento de los datos en sistemas embebidos

Las posibilidades de procesamiento de datos en sistemas embebidos ofrecen:

1. Microcontroladores con Unidades de Procesamiento Específicas (DSPs) y unidades de Procesamiento de Señales Analógicas (ASPs):

Muchos microcontroladores incluyen DSPs (Procesadores de Señales Digitales) integrados que están diseñados específicamente para el procesamiento de señales, como las señales EMG.

Estos DSPs pueden realizar operaciones matemáticas de punto flotante de manera eficiente, lo que los hace ideales para filtrado, análisis de frecuencia y otros tipos de procesamiento de señales en tiempo real buscando mejorar la captación de señales EMG para el estudio de la fatiga muscular [10]

2. Utilización de Algoritmos Optimizados:

Los sistemas embebidos pueden aprovechar algoritmos optimizados diseñados específicamente para aplicaciones de procesamiento de señales.

Algoritmos como el filtrado digital, la transformada de Fourier rápida (FFT), la detección de eventos y la extracción de características pueden ser implementados eficientemente en microcontroladores para realizar análisis en tiempo real de las señales EMG [10]. Además, al hablar de algoritmos optimizados debemos incluir también el ahorro de energía, los sistemas embebidos a menudo operan con restricciones de energía, por lo que es importante implementar técnicas de ahorro de energía. Esto puede incluir la optimización del código para reducir el consumo de ciclos de reloj, el uso de modos de bajo consumo de energía cuando no se necesite procesamiento activo y el diseño de algoritmos eficientes en términos de consumo energético.

3. Integración con Interfaces de Comunicación:

Los sistemas embebidos pueden integrar interfaces de comunicación como UART o SPI para transferir datos a dispositivos externos o sistemas de monitoreo.

Esto permite la conectividad con otros dispositivos, como computadoras, dispositivos móviles o sistemas en la nube, para un análisis más avanzado o un monitoreo remoto de las señales EMG[10].

REFERENCIAS

- [1] Correa-Figueroa, J. L. (2016). SEMG signal acquisition system for muscle fatigue detection. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica.
- [2] González, J. M. D. (s/f). ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES. Unam.mx. Recuperado el 12 de abril de 2024, de https://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf
- [3] Sensor Locations. (s/f). Seniam.org. Recuperado el 13 de abril de 2024, de <http://seniam.org/bicepsbrachii.html>
- [4] Web Development. (2007, noviembre 28). Un breve recorrido por la historia de la prótesis. Amputee Coalition. <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-history-prosthetics/>
- [5] (S/f-a). Uva.es. Recuperado el 12 de abril de 2024, de <https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/20955/TFG-G2267.pdf?sequence=1>
- [6] (S/f-b). Unirioja.es. Recuperado el 12 de abril de 2024, de <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/6638697.pdf>
- [7] (S/f-c). Europa.eu. Recuperado el 12 de abril de 2024, de <https://cordis.europa.eu/article/id/92265-optimising-myoelectric-prostheses/es>
- [8] (S/f-d). Uma.es. Recuperado el 12 de abril de 2024, de <https://www.uma.es/estudios/centros/Ciencias/publicaciones/encuentros/ENCUENTROS53/aplicaciones.html>

[9] (S/f-e). Uc3m.es. Recuperado el 12 de abril de 2024, de <https://e-archivo.uc3m.es/rest/api/core/bitstreams/6d776035-6f90-46fa-930e-fd71e1218aa7/content>

[10] (S/f-f). Org.co. Recuperado el 13 de abril de 2024, de http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-55522018000300753