

Sistema para la ubicación, sujeción y adquisición de señales mioeléctricas para el desarrollo de prótesis de amputación transhumeral

System for the location, fastening and acquisition of myoelectric signals for development of transhumeral amputation prostheses

Angie Clarena Valencia Palacios

Angie.valencia05@usc.edu.co

Leonardo Antonio Bermeo Varón

Leonardo.bermeo00@usc.edu.co

Edgar Francisco Arcos

Edgar.arcos00@usc.edu.co

Universidad Santiago de Cali, Facultad de Ingeniería, Programa de Bioingeniería

Resumen

Los sistemas de adquisición de señales mioeléctricas en la actualidad son de gran beneficio, tanto en el ámbito investigativo como en el campo clínico y la rehabilitación. Actualmente, el control de prótesis con sistemas mioeléctricos es considerado como uno de los esquemas más conocidos con múltiples beneficios para las personas con los diferentes tipos de amputación, es aquí donde se presenta un gran interés, ya que la disposición, ajuste y ergonomía del mecanismo que permite la distribución de los sensores, se convierte en parte fundamental en la eficiencia del control de prótesis. En el presente trabajo se desarrolla de un sistema de ubicación, sujeción y adquisición de señales mioeléctricas para prótesis de un paciente de amputación transhumeral con el objetivo de evitar el aflojamiento, desajuste y caída de sensores. Además, una mejor adquisición de las señales de electromiografía. Se realizaron pruebas del sistema en 6 (5-1) personas con y sin amputación transhumeral con el objetivo de evaluar la estabilidad, ergonomía y la eficiencia en adquisición de señal. Los sujetos de prueba realizaron los gestos de (i) flexión de codo, (ii) extensión de codo, (iii) pronación del antebrazo, (iv) supinación del antebrazo, (v) apertura de la mano y (vi) cierre de la mano. Se realizó la extracción de características correspondiente a la señal rectificada, valor medio absoluto, valor cuadrático medio y varianza. Los resultados indican que el sistema de adquisición reemplaza los tediosos y largos protocolos de adquisición convencionales con extracción de características de forma adecuada.

Palabras Clave: prótesis, amputación transhumeral, señales mioeléctricas, correcta ubicación.

Abstract

Myoelectric signal acquisition systems are currently of great benefit in research and the clinical field and rehabilitation. The prosthesis control with myoelectric systems is considered one of the best-known schemes with multiple benefits for people with different types of amputation. This is of a great interest since the arrangement, adjustment, and ergonomics of the mechanism that allows the distribution of the sensors, becomes a fundamental part in the control of prosthesis efficiency. In the present work is developed a system of location, fastening, and acquisition of myoelectric signals for prosthesis of a transhumeral amputation patient to avoid loosening, misadjustment, and fall of sensors. Additionally, to improve the electromyographic acquisition. System testing was performed on 6 (5-1) non-amputees and transhumeral amputees to evaluate the stability, ergonomics, and signal acquisition efficiency. The subject performed the gestures of (i) elbow flexion, (ii) elbow extension, (iii) forearm pronation, (iv) forearm supination, (v) hand opening, and (vi) hand closing. Is realized the feature extraction corresponding to rectified signal, mean absolute value, root mean square, and variance. The results indicate that the acquisition system replaces the tedious and time-consuming conventional acquisition protocols with adequate feature extraction.

Keywords: prosthesis, transhumeral amputation, myoelectric signals, correct placement.

1. INTRODUCCIÓN

La amputación es la pérdida de un miembro superior o inferior que ocurre debido a cuestiones accidentales o quirúrgicas. Una persona con miembros faltantes principalmente pierde su funcionalidad, esto es, la imposibilidad de realizar funciones cotidianas afectando su convivencia y su desempeño con tareas simples en su diario vivir. Adicionalmente, genera en el paciente un trauma psicológico, puesto que la ausencia de una extremidad altera la imagen que tiene el paciente de su cuerpo y esto lo puede llevar a la disminución de su autoestima y asimismo la decadencia de la aceptación respecto a las demás personas (Romero Bacuilimia & Pucha Ortiz, 2020). El paciente se puede enfrentar a diversas situaciones como una grave

afección de la locomoción, invalidez permanente, cambios en sus costumbres e inclusive la pérdida de su empleo. Toda respuesta a la amputación es altamente individual. Sin embargo, la tecnología y el diseño ha permitido que se realicen procesos con el objetivo de eliminar la incapacidad y la enfermedad para finalmente restituir la funcionalidad, capacidad y comodidad de la persona (López Martín & Pancorbo Hernández, 2013).

La pérdida o ausencia total o parcial de un miembro o extremidad pueden acontecer por diferentes factores, debido a enfermedades como la diabetes, patologías cardiovasculares, lesiones ocupacionales, accidentes de tránsito, violencia y crisis humanitarias debido a conflictos armado. Esta situación refleja una grave afección a los derechos humanos que producen víctimas civiles y militares, niños y adultos. En Colombia en particular, estos actos se argumentan como defensa, no tiene que ver con sexo, raza, color, tendencia o ideología. La gran mayoría de afectados no tiene ninguna relación directa con el conflicto armado que soporta el país hace más de 40 años. Según el observatorio de minas antipersona (MAP) de la Presidencia de la República, en Colombia, diariamente tres personas resultan afectadas por minas antipersona y municiones sin estallar. Desde 1990 a 2008 se tiene un total de 6.724 víctimas, de las cuales 5.170 han resultado heridas y 1.554 fallecidas. De este total, 5.830 son hombres (87%), 206 mujeres (3%), 498 niños (7%) y 140 niñas (2%) (Estadística de Víctimas, 2022).

Aunque no existen cifras exactas respecto a la cantidad de personas que sufren diversas amputaciones en Colombia, la Asociación colombiana de Medicina Física y Rehabilitación estima que la incidencia de amputación en el país se da de 200 a 300 personas por cada 100.000 habitantes. El número se incrementa en población con factores de riesgo como la diabetes, enfermedades de los sistemas vasculares y las enfermedades crónicas (Muñoz Rodríguez, Zapata Alzate, & Gonzales Henao, 2012).

Una de las soluciones con mayor relevancia son las prótesis activas, las cuales permiten devolver cierta funcionalidad a las personas con amputaciones. En el desarrollo de prótesis existen muchos factores que impiden que estos dispositivos funcionen adecuadamente, como la generalidad, lo que implica que los usuarios la abandonen debido a lo complejo de su manipulación. Una alternativa para usuarios de prótesis es que su desarrollo sea específico. Este desarrollo inicia evaluando el usuario en donde los proyectos no tienen éxito, ya que estos estudios son largos y tediosos, incluso desde el momento de identificar intención de movimiento. Con el transcurso del tiempo se han desarrollado diferentes sistemas de adquisición, con la implementación de diferentes metodologías de desarrollo, uso de diferentes tipos de sensores y materiales. La gran mayoría de estudios relacionados con este tipo de sistemas son los dispositivos de adquisición de señales inalámbricos. Por ejemplo, Côté-Allard, Gagnon-Turcotte, Laviolette, & Gosselin (2019) implementaron un sistema de adquisición de señales con forma de brazalete para la interpretación de gestos y Ergeneci, Gokcesu, Ertan, & Kosmas (2018) implementaron un sistema portátil de adquisición de señales mioeléctricas, inalámbrico con una excelente cancelación de ruido y con detección de contracción muscular.

Torres-San Miguel, Velázquez Sánchez, Lugo-González, & Tapia-Herrera (2011) diseñaron un encaje protésico personalizado para un implante de miembro superior, con control mioeléctrico con una interfaz con capacidad de captar, manipular y procesar señales mioeléctricas provenientes de los músculos a nivel superficial. La caracterización de las señales se enviaba a un sistema embebido que interpreta y produce señales de salida a los elementos electromecánicos de un prototipo que simula los principales tipos de agarre de la mano natural.

Por su parte, Tam, Brown, Gagnon-Turcotte, Campeau-Lecours, & Gosselin (2019) presentaron un sistema sensor multicanal inalámbrico portátil y modular para la adquisición de señales mioeléctricas de superficie de alta calidad, con componentes de baja potencia y de alta calidad, con un chip de interfaz de electrofisiología digital RHD2132 de Intan Technologies. El sistema permite el registro de 32 canales de electromiografía de superficie (sEMG), con una frecuencia de muestreo de 1 kHz y resolución de 16 bits. El sistema de ajuste del diseño permite adaptarse a la curva del antebrazo para reconocimiento de gestos con las manos, a partir de la información de 32 puntos de medición lo que permite una mayor intuición y facilidad de uso del esquema de control de la prótesis.

Arenas Correa (2007) realizó un análisis de las características de las señales mioeléctricas de los músculos del brazo para generar una señal de control en una prótesis. Inicialmente se abarcaron los estudios fisiológicos del músculo y las señales mioeléctricas, la instrumentación básica necesaria para la adquisición de las señales mioeléctricas, el comportamiento del valor cuadrático medio (RMS) de la señal en el tiempo para su utilización como señal de control y la generación de esta señal para actuadores.

Con respecto a los sistemas con electrodos integrados Reissman, Halsne, Lipschutz, Miller, & Kuiken (2018) presentaron un sistema de revestimiento de gel para usuarios de prótesis mioeléctricas estándar de miembros superiores que permite la adquisición de señales mioeléctricas a través de electrodos integrados y cables de tela flexibles. El sistema fue evaluado en ocho personas con amputaciones transmurales con una duración promedio de 7,3 semanas. Se realizó el cuestionario de Liner donde los resultados indican que este sistema de revestimiento de gel es una opción clínicamente viable y que puede ofrecer ventajas sobre la tecnología clínica actual para los usuarios de prótesis mioeléctricas de miembros superiores.

Pino, Arias, & Aqueveque (2018) diseñaron una camiseta equipada con electrodos secos para obtener electromiografía (EMG) en miembros superiores durante la actividad física. En este caso el hardware adquiere señales de 6 canales y transmite de forma inalámbrica a un computador a través de Bluetooth. Las señales EMG se analizan para dar retroalimentación al usuario sobre el ejercicio que se está realizando. Para alertar la fatiga muscular, se utiliza el índice de Dimitrov, con resultados mucho mejores que el seguimiento clásico del promedio y la mediana de la frecuencia de la señal de EMG.

Arias Villamil & Barreto Sánchez (2018) realizan la implementación de un sistema embebido con comunicación vía Bluetooth de baja energía (BLE 4.0), un brazalete de marca comercial MYO y una prótesis mioeléctrica. La integración de distintos sistemas de comunicación, microprocesadores, impresión 3D, control y energía. La solución propuesta se basó en métodos de desarrollo de sistemas integrados, caracterizaciones de sistemas y diseños asistidos por computadora. El prototipo final obtuvo cinco grados de libertad, ocho presiones y gestos.

A partir de los estudios anteriormente mencionados se tiene la convicción de lo fundamental que es la ubicación de los sensores para el desarrollo de una nueva metodología de adquisición, ya que una correcta sujeción de los sensores en el miembro residual determina el correcto funcionamiento del sistema. Sin embargo, es aquí donde existe la principal problemática respecto a los tiempos de implementación de los sistemas existentes, los cuales son demasiados extensos, en promedio toma de 45 – 60 minutos solo la ubicación de los sensores, seguido de la conexión de cableado es un proceso bastante extenso. Además, la correcta ubicación, sujeción y distribución son factores los cuales afectan la construcción de la prótesis en muchos casos, además que intervienen en sus mecanismos de ejecución. Así, en este trabajo se realiza el desarrollo de un sistema de sujeción del antebrazo en personas con amputación transhumeral para el estudio de señales mioeléctricas y ubicación de sensores para construcción de una prótesis. Las muestras de las señales fueron realizadas en 5 participantes sanos y 1 persona con amputación transhumeral. El estudio incluye la adquisición de señales mioeléctricas, la comparación de la señal obtenida a partir de múltiples movimientos, un análisis estadístico y comparación de niveles de precisión. El sistema de adquisición implementado ofrece, además, un intervalo de tolerancia de los sensores con el fin de adecuar la mejor ubicación para la adquisición de la señal mioeléctrica de la persona en los músculos determinados.

2. MARCO TEÓRICO

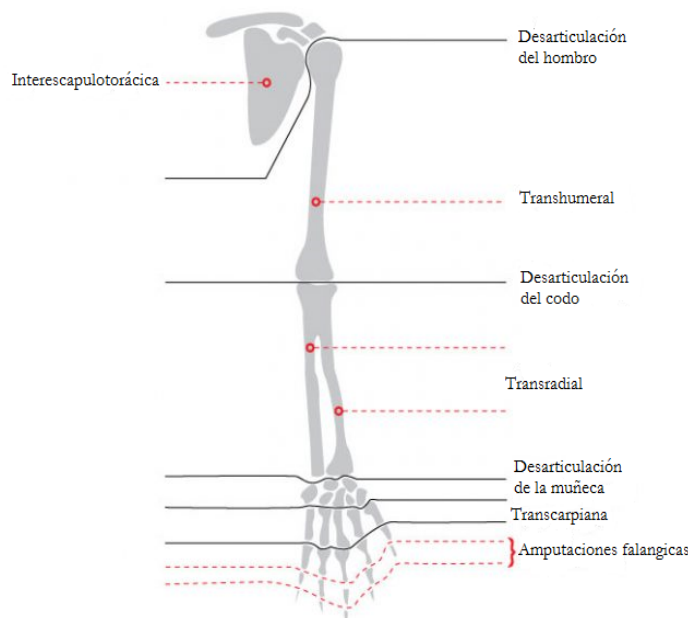
2.1 Amputación

Una amputación es la remoción, resección total o parcial de una extremidad seccionada a través de uno o más huesos, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro. En relación con el mecanismo de producción, que puede ser de dos tipos: (i) amputación primaria o traumática, la cual es producida por un agente traumático y (ii) la amputación secundaria o quirúrgica, es aquella electiva o programada para ser realizada por medio de una intervención quirúrgica (Cardona Barbosa, Ceballos Marin, Guerra Mesa, & Monsalve Velez, 2012).

La amputación de las extremidades superiores es una opción de tratamiento aceptada para traumatismos agudos o secuelas de lesiones traumáticas, infecciones crónicas, tumores óseos o de tejidos blandos, ciertas

lesiones del plexo braquial y síndrome de dolor regional complejo. Independientemente del diagnóstico, se hace hincapié en el tratamiento definitivo de la afección subyacente, logrando una extremidad estable y funcional y minimizando las secuelas dolorosas. Los pacientes y los proveedores se benefician de un equipo multidisciplinario compuesto por cirujanos experimentados en las extremidades superiores, protésicos u ortopedistas calificados, fisiatras, médicos especialistas en el manejo del dolor y terapeutas (Pierre, Gastón, & Loeffler, 2018). En la Figura 1 se presentan los diferentes niveles de amputación que pueden suceder en los miembros superiores.

Figura 1. Niveles de amputación de miembro superior



Fuente: Propia

2.2 Desarticulaciones transhumerales y de codo

La amputación transhumeral es un nivel de amputación por arriba del codo, con ella se mantiene una ligera libertad del movimiento a nivel del escapulohumeral, sobre todo para el movimiento de flexo-extensión del codo y abducción de brazo, también son posibles ligeros movimientos de rotación. Se debe tener en cuenta que, si la longitud del brazo de palanca es mayor, se podrá efectuar con mayor facilidad actividades de la rutina diaria tales como vestirse o simplemente alimentarse (Cifuentes, 2002).

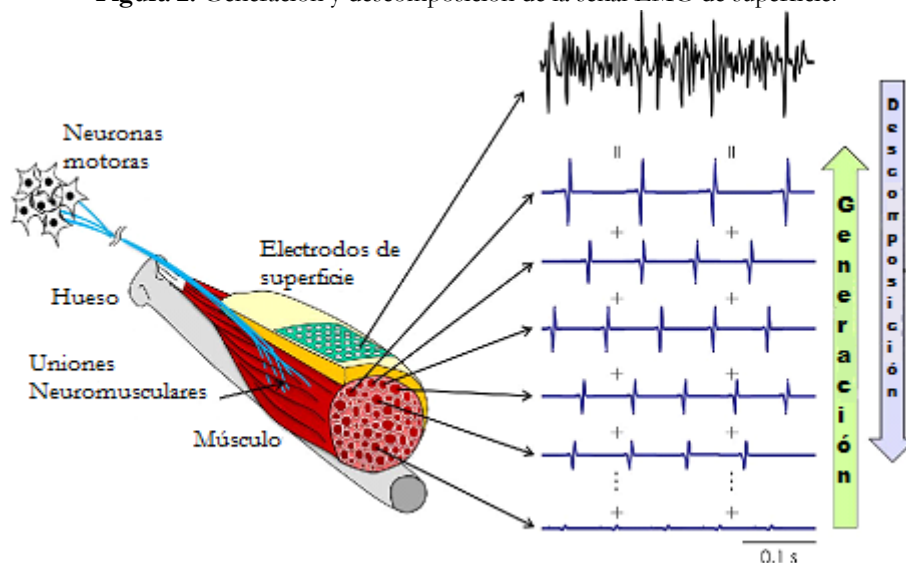
La desarticulación de codo es un nivel de amputación poco usual, esto debido a que se considera sin mayor utilidad. Se realizan con mayor amplitud y facilidad los movimientos de rotación, sin embargo, tiene ventajas y desventajas en comparación con el nivel de amputación transhumeral. La amputación por desarticulación de codo permite la suspensión anatómica, el control rotacional de la prótesis y reduce la rotación del encaje en el muñón. Sin embargo, las desventajas de este tipo de amputación se encuentran en el ámbito estético (Shives & Andrews, 2017).

2.3 Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica experimental relacionada con la detección, el desarrollo, registro y análisis de señales mioeléctricas. Las señales mioeléctricas están formadas por variaciones fisiológicas en el estado de las membranas de las fibras musculares basadas en potenciales de acción. Entre las diversas formas de análisis de la señal mioeléctrica destacan dos parámetros principales: la amplitud y frecuencia de la señal. A partir de la amplitud se pueden determinar el nivel de activación del músculo (porcentaje de activación) y el tiempo que demora un músculo en activarse (latencia). Además de los estudios fisiológicos, la EMG se establece como una herramienta evaluación para diferentes tipos de investigación aplicada, fisioterapia/rehabilitación, ciencias del deporte e interacciones del cuerpo humano con productos

industriales y condiciones de trabajo. En la Figura 2 se observa la generación y descomposición de una señal mioeléctrica, la cual tiene como resultado una señal EMG de superficie (Basmajian & De Luca, 1985).

Figura 2: Generación y descomposición de la señal EMG de superficie.



Fuente: (Farina & Holobar, 2016)

En la actualidad existen dos formas predominantes para la adquisición de señales mioeléctricas: (i) Electromiografía invasiva: es un método que se utiliza principalmente para estudiar músculos profundamente, para este método se requieren habilidades especiales para la correcta inserción de los electrodos en forma de aguja, el proceso de colocación lleva más tiempo en comparación con la colocación de electrodos de superficie. La principal ventaja de la EMG invasiva es la selectiva forma de lograr la detección de señales EMG de un músculo en condiciones estáticas y dinámicas, al tiempo que minimiza la difonía (Perry, Schmidt, & Antonelli, 1981), (ii) Electromiografía de superficie (sEMG): es una técnica no invasiva la cual actualmente se usa para músculos grandes, superficiales y de fácil acceso, el nivel de excitación se consigue de un área grande que incluye varias entidades funcionales del sistema neuromuscular denominadas unidades motoras (UM). A pesar de los múltiples beneficios, gran aceptación y uso relativamente sencillo posee algunas limitaciones, por ejemplo: no es posible la selectiva adquisición de señales de músculos profundos y el área de captación es relativamente grande, lo cual puede generar registro de señales no deseadas de músculos adyacentes. Existe una gran variedad de sistemas para la adquisición y registro de señales EMG de superficie, los cuales han sido desarrollados con diferentes materiales, dimensiones y metodologías de detección (García & Vieira, 2011).

2.3.1 Materiales

Los electrodos de superficie frecuentemente suelen estar hechos de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl), plata (Ag) u oro (Au). Los electrodos de mayor preferencia son los de plata cloruro de plata (Ag/AgCl), ya que este tipo de electrodos casi no son polarizables, lo cual significa que la impedancia piel-electrodo es una resistencia y no una capacitancia. Por tal motivo, el potencial de superficie es mucho menos sensible a los movimientos relativos entre la superficie de la piel y el electrodo. Además, este tipo de electrodos le proporciona a la piel una mayor estabilidad cuando se interpone una solución electrolítica como lo es el gel electrolítico entre la piel y el electrodo (García & Vieira, 2011).

2.3.2 Tamaño

La dimensión de los electrodos de superficie puede variar en tamaño desde los milímetros hasta algunos centímetros de diámetro u longitud, dependiendo si los electrodos son de forma circular o rectangular. El tamaño de los electrodos es relacionado con el tamaño del músculo, por lo tanto, cuanto más grande sea el electrodo, más información eléctrica se pierde de la superficie deseada. Para obtener múltiples características musculares lo ideal es tener más de un electrodo y la decisión de utilizar electrodos grandes o pequeños depende del objetivo del estudio y la resolución de señal que desea obtenerse (García & Vieira, 2011).

2.3.3 Ubicación de electrodos

Generalmente la señal EMG se obtiene mediante configuraciones monopolares o bipolares. Las configuraciones de EMG monopolares corresponden al potencial eléctrico detectado en superficies de la piel por encima del tejido muscular, respecto al electrodo de referencia debe estar ubicado en un área que no reciba interferencia al músculo donde se encuentra el electrodo. El EMG bipolar o también conocido como diferencial es el resultado de dos electrodos monopolares y el voltaje de modo común se encuentra incrustado entre ambas señales. En la Tabla 1 se resumen las características de EMG de superficie e invasiva (García & Vieira, 2011).

Tabla 1. Características de la EMG de superficie y EMG invasiva

EMG superficial	EMG intramuscular
Se utilizan electrodos monopolares y bipolares de superficie y la actividad eléctrica ejecutada por las unidades motoras se miden de forma no invasiva.	Se utilizan electrodos bipolares de aguja (intramusculares). Se insertan directamente al músculo y estudian la actividad simultánea.
La señal registrada con la técnica no invasiva presenta un elevado nivel de ruido.	La señal registrada con esta técnica presenta una cantidad de ruido moderada
El promedio de la actividad eléctrica de varias unidades motoras del músculo equivale a los registros obtenidos con esta técnica.	Mediante la técnica invasiva es posible obtener mediciones de una sola unidad motora.
No requieren supervisión médica	Requieren supervisión médica
La colocación de los electrodos no presenta molestias para los usuarios.	La inserción de electrodos es bastante dolorosa y se requiere supervisión.

Fuente: (Garcia & Vieira, 2011)

2.4 Sistemas protésicos de miembros superiores

Las personas con pérdidas de extremidades presentan diferentes miembros residuales únicos que dependen del tipo de paciente y la causa de su amputación. En el caso de miembros superiores hay amputaciones que van desde un dedo hasta el nivel del hombro. En la actualidad existen múltiples factores a considerar para seleccionar los componentes protésicos acordes al tipo de amputación del paciente, tales como: nivel de amputación, rango de movimiento, vocación, hobbies-pasatiempos, sensación, fuerza, cognición, relevancia estética, rango de movimiento, tolerancia a dispositivos, geometría del muñón y recursos financieros disponibles. Los componentes principales incluyen: el encaje, las articulaciones interpuestas, el dispositivo terminal (TD) y los sistemas de suspensión y control (Arm Dynamics, 2022). Existen 6 consideraciones para tener en cuenta al momento de elegir la opción más apropiada para el paciente con amputación de miembro superior, estas son:

- (i) Sin prótesis: en algunas ocasiones, las personas amputadas, particularmente con pérdida parcial de un dedo o una mano, consideran adaptarse a la vida sin su miembro faltante y sin ayuda de una prótesis. Sin embargo, existen múltiples desventajas al momento de optar por esta consideración, ya que pueden existir riesgos asociados a la alineación corporal y el excesivo uso del brazo sano (Arm Dynamics, 2022).
- (ii) Prótesis pasivas: este tipo de dispositivos no proporcionan al usuario un movimiento activo, pero si contribuyen al equilibrio del miembro y restablecen la función de agarre. Estas prótesis tienen una apariencia muy realista y natural, pero no tienen funcionalidad (Arm Dynamics, 2022).
- (iii) Prótesis accionadas por el cuerpo: en la actualidad este tipo de dispositivos proporcionan al usuario durabilidad y confiabilidad. Los dispositivos impulsados por el cuerpo se han convertido en una de las alternativas más eficientes y rentables para determinadas funciones. En situaciones involucradas con calor, agua, grasa, suciedad y objetos pesados son consideradas la mejor opción. Sin embargo, en pacientes con amputaciones transradiales y transhumerales la activación de este tipo de prótesis requieren de movimientos exagerados de la espalda, el cuello y los hombros, lo cual puede generar lesiones por los repetitivos movimientos (Arm Dynamics, 2022).
- (iv) Prótesis mioeléctricas: Este tipo de dispositivos generan un amplio rango de movimiento en las personas con amputación. Es una alternativa disponible para todos los niveles de amputación de miembros superiores y es ampliamente beneficiosa para articulaciones por encima del codo. Estas son alimentadas de forma externa, aumentan la fuerza de agarre de la mano eléctrica. Sin embargo, las prótesis mioeléctricas tienden a ser demasiado pesadas para algunos pacientes y no son adecuadas para internos húmedos o sucios (Arm Dynamics, 2022).

- (v) **Prótesis híbridas:** Estos dispositivos son una combinación de componentes mioeléctricas y accionamiento corporal, este tipo de prótesis con frecuentemente utilizadas para personas con amputación transhumeral. Por lo general estas contienen un codo accionado por el cuerpo y una mano mioeléctrica las cuales pueden ser operadas simultáneamente. (Arm Dynamics, 2022).
- (vi) **Prótesis con objetivo específico:** Estas prótesis son especializadas para determinadas actividades en las cuales otras alternativas protésicas no funcionan, tales como: andar en bicicleta, tocar un instrumento, hacer deporte, entre otras. Una prótesis específica puede reducir costos de atención médica a largo plazo al restaurar la capacidad de la persona para estar activo, saludable y en buen estado físico (Arm Dynamics, 2022).

2.5 Características de las señales mioeléctricas

La extracción de características de señales mioeléctricas es una técnica utilizada para la transformación de datos primarios en un conjunto de datos de representación de características reducida. Las señales EMG poseen varias características que se pueden dividir en algunos subgrupos tales como: dominio del tiempo, dominio de la frecuencia y dominio de tiempo-frecuencia, lo que quiere decir que se pueden obtener mediante cálculos de análisis lineal y no lineal. Mediante la extracción de estas características se puede lograr el reconocimiento de patrones los cuales se establecen ventanas para generar subconjuntos de grupos de datos (Fontana, 2010). A continuación, se describen algunas características en el estudio de patrones mioeléctricos.

2.5.1 Valor absoluto medio

El valor absoluto medio (MAV) (Ec. 1) se puede calcular sobre una ventana móvil de la señal EMG rectificada de onda completa. Por lo general, para calcular este valor, la señal EMG debe ser rectificada inicialmente debido a que el valor medio de una señal es cero. El cálculo de esta característica es una forma de detectar los niveles de contracción en los músculos y es una característica popular utilizada en aplicaciones de control mioeléctrico (PSG Miner, 2015).

$$MAV = \sum_{n=1}^N |x_n| \quad (1)$$

2.5.2 Valor Cuadrático Medio

El valor cuadrático medio (RMS) (Ec. 2), proporciona más información respecto a la amplitud de la señal, se modela como un proceso aleatorio gaussiano modulado en amplitud cuyo RMS está relacionado con la fuerza constante, la contracción no fatigante de la persona y la potencia de la señal. Se puede calcular mediante el uso de una ventana móvil, y se relaciona con la desviación estándar (PSG Miner, 2015).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (2)$$

2.5.3 Varianza

La varianza (VAR) (Ec. 3) se define como el promedio de la desviación de la señal con respecto a la media de cada punto. Esta característica representa la potencia de la señal sEMG, puesto que la media de la señal EMG tiende a ser muy cercana a cero (PSG Miner, 2015).

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N x_n^2 \quad (3)$$

3. NORMATIVA

El proyecto está enmarcado dentro de la ley 842 del 2003 que reglamenta el ejercicio de la ingeniería en lo que respecta al artículo 2 ejercicio de la ingeniería, inciso b, el cual regula los estudios, proyectos, diseños y procesos de sistemas electrónicos y electromecánicos (Min. Educ. Nal, 2003), la resolución 8430 de 1993 en el artículo 2 que expresa que las investigaciones que se deseen realizar en humanos (Min. salud, 1993), y la Norma IEC 60601-1 2013 (ICONTEC, 2013) que establece las corrientes permitidas en cuanto a sus medidas en condiciones normales y las condiciones en las que se empiezan a presentar efectos, aprobado por el Comité de Ética proceso realizado el 20 de noviembre del 2018, con Acta de Aprobación No. 013 de la sesión 003 del CEFI (Comité de Ética de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Santiago de Cali), del proyecto de investigación construcción de una prótesis para miembros superiores Código DGI: 819-621119-421. Adicionalmente, en el Anexo 1 se presenta el consentimiento informado con base en el Artículo 15 de la resolución

8430, donde se especifican los objetivos del proyecto, la justificación, los riesgos o molestias inesperadas al paciente, los procedimientos a los que este será sometido, las garantías que este tendrá, entre otros temas importantes que el paciente deberá saber.

4. METODOLOGÍA

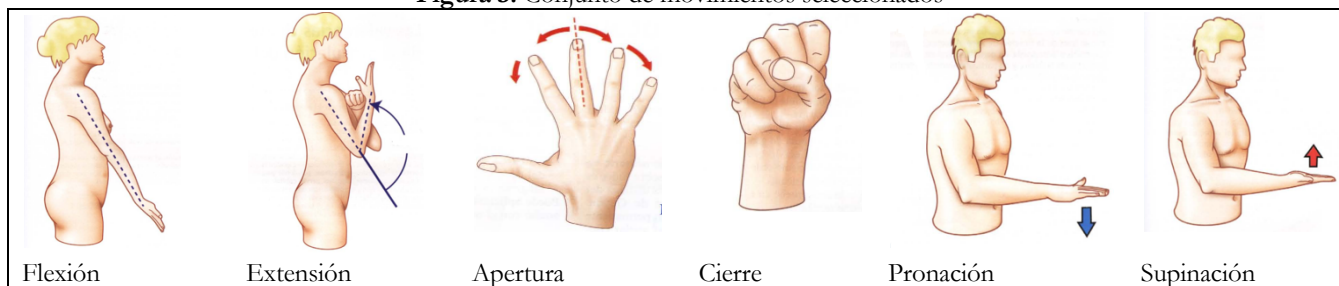
4.1 Participantes

El análisis de las señales se realizó en 6 participantes, 5 personas que no poseen ningún tipo de amputación con rango de edad entre los 20-23 años y 1 persona con desarticulación de codo derecho (38 años) como resultado de un trauma por accidente. Los principales aspectos para establecer el estudio anatómico fueron: (i) nivel de amputación, (ii) edad del paciente, (iii) causa de la amputación, (iv) estado físico, visión y equilibrio, (v) ambiente en el cual convive el paciente (actividades laborales, recreativas, cotidianas). Con respecto a las características específicas del muñón se analizaron (i) las condiciones físicas y musculares del muñón, (ii) potencia muscular, (iii) estado de la piel, (iv) cicatrización, (v) circulación arterial y venosa, (vi) biselado correcto de los segmentos óseos y (vii) ausencia del edema del muñón.

4.2 Estudio Anatómico

Para el diseño y construcción del sistema para detectar la actividad muscular en conjunto con una adecuada sujeción y adquisición de señales del miembro superior, (i) se realizó una búsqueda relacionada con la anatomía del miembro superior, obteniendo un mapeo muscular de los miembros superiores, complementado con el uso de un software libre llamado Human Anatomy Atlas (Netter, 2015), (ii) se llevó a cabo la recopilación de músculos que interceden en el conjunto de movimientos mostrados en la Figura 3: flexión, extensión del codo, apertura y cierre de la mano, pronación y supinación del antebrazo, lo que incide llegar a su origen, inervación, inserción y la acción que desempeña, (iii) por cada músculo fue implementado un electrodo de referencia, ubicado en una posición que no generó interferencia con los movimientos realizados, (iv) para una adecuada elección de los músculos más apropiados se contó con la orientación de una profesional en Fisioterapia, la cual mediante la palpación estableció cuáles eran los músculos fundamentales para establecer el rango de tolerancia tanto de la persona con amputación (atípico) y persona sana (típico).

Figura 3. Conjunto de movimientos seleccionados



Fuente: (Kapandji, 2012)

4.3 Diseño del sistema de adquisición

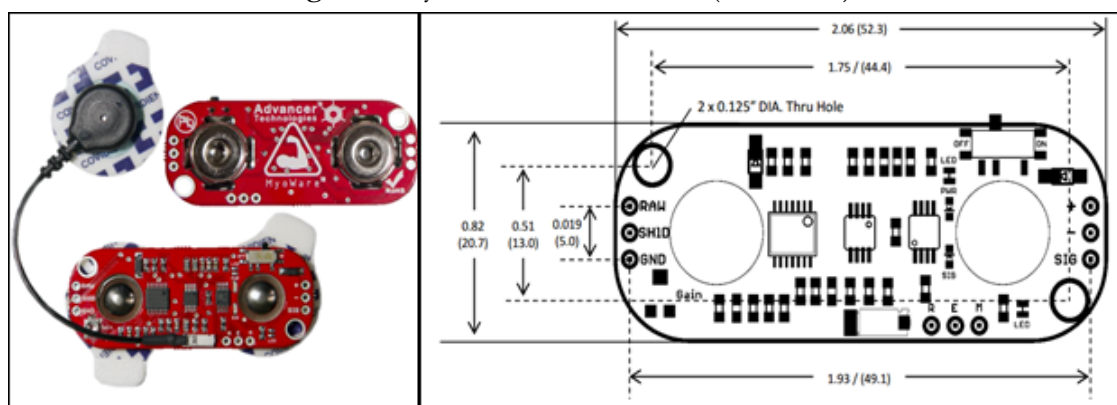
Para el diseño del sistema, se tuvieron en cuenta los criterios de estabilidad, ergonomía, soporte y fácil ajuste. Dentro de este orden de ideas se realizó una serie de bosquejos de diseño previos cuyo principal enfoque fue la fabricación en lugar de modificación de diseños ya existentes. Adicionalmente, se tuvo como referencia las órtesis estabilizadoras de hombro convencionales, ya que estos ofrecen soporte, estabilidad y fácil ajuste al miembro residual, además cuenta con más espacio para una implementación interna del cableado, ya que su doble tela proporciona más organización para el dispositivo. Los planos fueron diseñados en el software de diseño SolidWorks.

En la definición de materiales se realizó la búsqueda de un material que ofreciera características como: ergonomía, portabilidad, elasticidad, higiene, sujeción y fácil implementación al paciente. Se escogió un material compuesto por dos telas especiales, las cuales satisfacen los requerimientos planteados anteriormente. Este diseño debido a la flexibilidad de sus materiales permite la adaptación morfológica para cualquier tipo de paciente adulto.

4.4 Adquisición de señales mioeléctricas

En la adquisición de señales mioeléctricas se utilizaron electrodos biométricos de superficie desechables Covidien H124SG con un diámetro de 23,9 mm, un peso de 0,6 g con gel no irritante, con el fin de prevenir alergias y superficie de espuma libre de látex haciéndolos aptos para todo tipo de piel y recomendados por la SENIAM (2021). Estos electrodos se encuentran conectados al sensor MyoWare (Advancer Technologies, 2015) con alimentación de características estándar +2,9 a 5,7V protección contra inversión de polaridad, dimensiones: 0,82" x 2,06" e indicadores LED y con tres tipos de salidas. En la Figura 4 se presenta el sensor Myoware™.

Figura 4. Myoware™ Muscle Sensor (AT-04-001)



Fuente: (Advancer Technologies, 2015)

Una vez identificado el músculo para cada situación, se determinó la ubicación más apropiada de los electrodos, esta es la porción media más dominante del vientre muscular para una mejor selectividad, según recomendaciones del SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (SENIAM, 2021).

La señal producida por los fenómenos mioeléctricos son potenciales eléctricos muy pequeños, el sensor Myoware detecta estos potenciales de acción superpuestos de las unidades motoras, las cuales su amplitud puede oscilar entre +/- 5mV y rangos de frecuencia que oscilan entre los 6 y 500 Hz (Konrad, 2005). Estas señales fueron procesadas y digitalizadas por medio de una placa de hardware libre producida por Texas Instruments Beagle Bone y un código programación en Python y la plataforma Spyder en la cual se registró una señal de amplitud variable entre 0 a Vs volts el cual depende la cantidad de actividad eléctrica del músculo seleccionado, donde Vs es el voltaje de alimentación, que en este caso sería 5V. Las señales son registradas con tiempo de muestreo de $t_s = 1$ ms.

4.5 Protocolo de adquisición

Para la implementación del protocolo los participantes deben encontrarse en óptimas condiciones físicas, las cuales les permiten realizar los esfuerzos requeridos para la realización de la prueba. Uno de los requisitos fundamentales para el cumplimiento de estas condiciones es la correcta alimentación, descanso suficiente y un escenario libre de factores que generen interrupción durante las pruebas.

El proceso de preparación de los participantes incluye aspectos relacionados con el bienestar y comodidad del participante. (i) Una adecuada vestimenta con ropa cómoda y holgada, (ii) evitar lociones, cremas o aceites corporales antes de la prueba y (iii) retirarse cualquier joya, reloj u objetos metálicos que tenga en el miembro donde se va a realizar la prueba. Para la preparación de los músculos para la adecuada sujeción de los sensores se realiza con las recomendaciones registradas por la SENIAM (SENIAM, 2021).

Los electrodos implementados en el sistema son de superficie plata/cloruro de plata y pre-gelificado, recomendados por el SENIAM por ser fáciles de manipular, desechables y gracias a su gel tienen mejores condiciones de conductividad e impedancia (SENIAM, 2021). Para el uso de este tipo de electrodos se realizaron los siguientes pasos.

(i) Retirar el vello: Retirar de vello de la superficie de contacto con los electrodos para mejor captación de la señal eléctrica a través de una barrera limpia. Además, una mejor adherencia a la piel en condiciones de humedad o para pieles con

sudoración excesiva y/o movimiento dinámico.

(ii) Limpieza de la piel: se realiza la limpieza de la piel con alcohol antiséptico y una toalla textil desechable para retirar el sudor y suciedad los cuales pueden generar interferencias, se debe dejar que el alcohol se vaporice antes de ubicar el electrodo.

(iii) El participante debe tener una postura sedente para proceder a la ubicación del sistema de cuatro sensores de EMG. Inicialmente, se instala el prototipo muy superficialmente sobre el hombro y se procede a ejercer una leve presión para causar fijación al sensor que se encuentra internamente en el sistema sobre los músculos.

Las pruebas se realizaron con una persona (investigador 1) ubicada frente al participante de prueba, mostrando los movimientos al mismo tiempo que este los realiza para evitar errores en la ejecución de los movimientos por parte del participante. Otra persona (investigador 2) se ubica en el computador realizando la ejecución del software, contabilizando tiempos y guardando datos de las pruebas. Los participantes realizaron 6 pruebas (flexión y extensión del codo, apertura y cierre de la mano y pronación y supinación de la muñeca), cada prueba se compone de 6 ejercicios y a su vez cada prueba comprende 6 segmentos de activación (C = Contracción) isométrica de un movimiento inicialmente definido. Esto es 36 ejercicios por movimiento y 216 pruebas en total para cada participante. El tiempo de prueba fue de 55 segundos donde cada 5 segundos se ejecutaba el movimiento. El participante de prueba debe descansar únicamente al terminar cada ejercicio y 15 minutos entre cada prueba, esto con el fin de proporcionar a los músculos un período de relajación y así evitar la fatiga muscular. Se inicia con el ejercicio de reposo para determinar si el sistema se encuentra funcionando adecuadamente.

4.6 Análisis de datos

Se realizó una etapa de procesamiento orientada a la extracción de características activación muscular, empleando tres características sobre las señales obtenidas por los participantes con el fin de evaluar su efectividad y comparación del usuario atípico con el típico. Las técnicas implementadas son el valor medio absoluto, la RMS y la varianza. El procesamiento de las técnicas fue realizado en Microsoft Excel, utilizando una ventana de 100 ms (segmento) y un desplazamiento superpuesto de 100 ms cada 50 ms.

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5.1 Músculos

Para realizar los movimientos de flexión y extensión del codo, apertura y cierre de la mano, y pronación y supinación del antebrazo, fueron establecidos los siguientes músculos los cuales presenta mayor activación en el brazo para la adquisición como se presenta en la Figura 5. Estos son (i) Deltoides cabeza media, (ii) Bíceps branquial, cabeza corta, (iii) Tríceps branquial cabeza lateral, y (iv) Tríceps branquial, cabeza larga. En la Tabla 2 se presenta la descripción de cada uno de los músculos de medición.

Figura 5. Principales músculos de medición

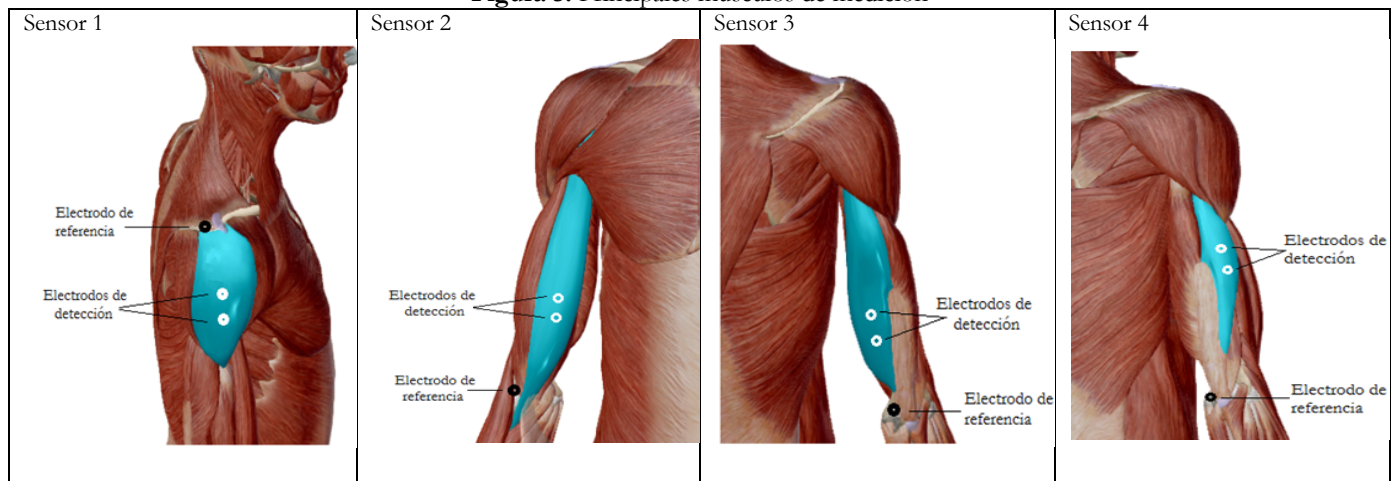


Tabla 2. Descripción de los músculos de medición

Nombre del músculo: Deltoides, cabeza media	Nombre del músculo: Bíceps braquial, cabeza corta	Nombre del músculo: Tríceps cabeza larga	Nombre del músculo: Tríceps cabeza lateral
Función: Abducción de la articulación del hombro	Función: Flexión del codo	Función: Extensión de la articulación del codo. Abducción y extensión de la articulación del hombro	Función: Extensión del codo
Ubicación electrodo de referencia: Parte posterior de la cintura escapular	Ubicación electrodo de referencia: Alrededor del codo	Ubicación del electrodo de referencia: Alrededor del codo	Ubicación del electrodo de referencia: Alrededor del codo
Ubicación del electrodo de detección: desde el acromion hasta el epicóndilo lateral del hombro.	Ubicación electrodo de detección: Línea entre el acromion medial y el codo de la fosa a $\frac{1}{3}$ del codo de la fosa.	Ubicación del electrodo de detección: Al 50% en línea entre la cresta posterior del acromion y el olécranon a dos dedos de ancho medial a la línea.	Ubicación del electrodo de detección: Al 50% en línea entre la cresta posterior del acromion y el olécranon a dos dedos de ancho lateral a la línea.

5.2 Diseño y construcción del sistema de adquisición

En la Figura 6 se presenta la problemática planteada inicialmente respecto a la correcta sujeción y fijación de los sensores de EMG en los puntos establecidos.

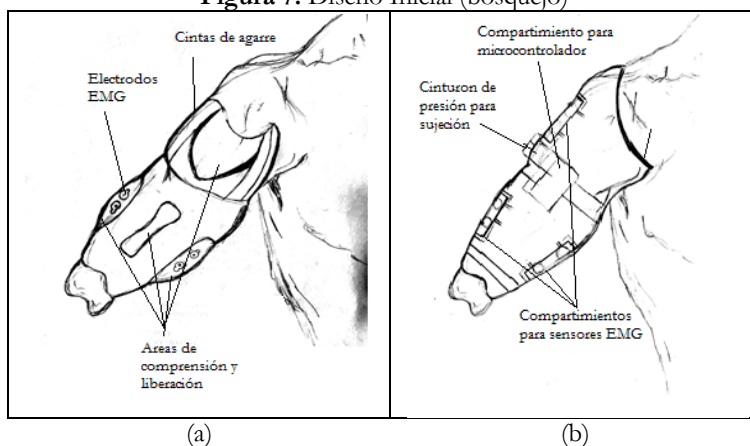
Figura 6. Bosquejo de problemática inicial sobre la sujeción y fijación de sensores



Fuente: Propia

En la Figura 7a se presenta el boceto del diseño inicialmente propuesto, donde se tienen en cuenta los encajes estabilizados por compresión y liberación con algunas aberturas denominadas depresiones longitudinales, las cuales tienen como principal función comprimir y desplazar el tejido, además estas depresiones tendrían como función adicional la ubicación de los sensores de EMG. En la Figura 7b se tomó en consideración la implementación de una manga de compresión donde se visualizaba una mayor estabilidad, un mejor rango de movimiento y adicionalmente la elasticidad de trabajar con un material tan flexible como la tela garantizaba una mejor sujeción de los sensores de EMG.

Figura 7. Diseño Inicial (bosquejo)



Fuente: Propia

En la Figura 8 se encuentran el diseño final del esquema inferior del prototipo diseñado en SolidWorks, por consiguiente, se construyó con dos telas: guatas y suplex cuyas principales características son la elasticidad y el acolchado, las cuales en conjunto tienen un excelente uso y manejo, además de su fácil limpieza y ergonomía. En la Tabla 3 se presentan la totalidad de los materiales de construcción y sus propiedades.

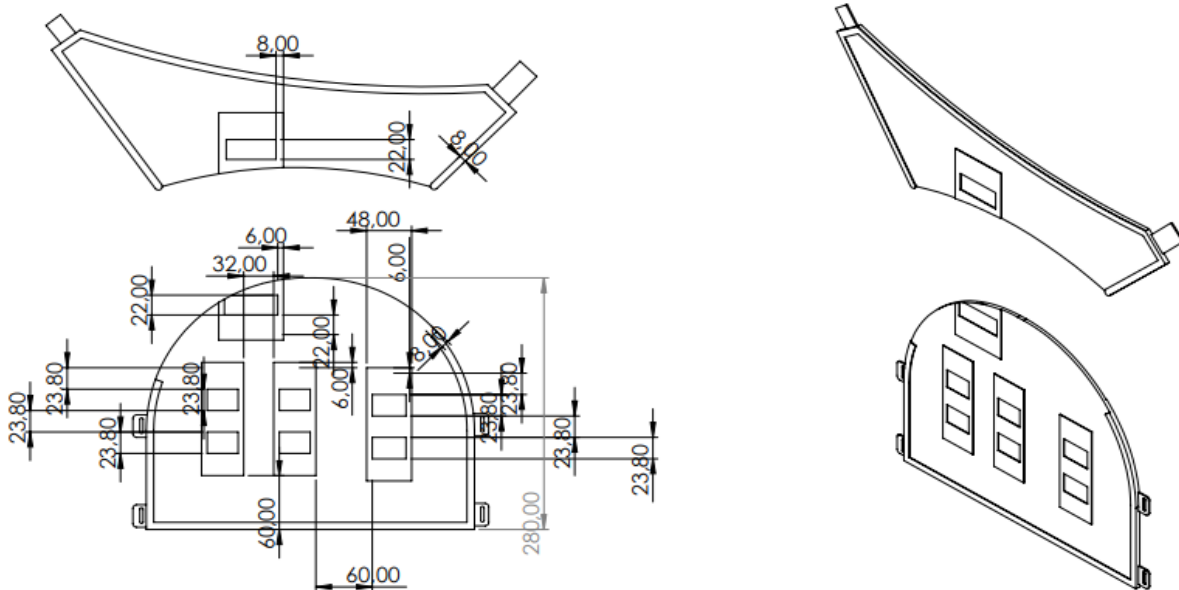
En la Figura 9 se presenta el producto final del sistema de adquisición en el participante atípico. En la Tabla 3 se encuentran los principales materiales para la construcción, las telas implementadas tienen una gran similitud con materiales como el neopreno respecto a sus propiedades elásticas, el fácil acople, propiedades como aislante térmico, una correcta oxigenación y regulación de la temperatura de la piel.

Tabla 3. Materiales de construcción del sistema y sus propiedades

MATERIALES	CANTIDAD Y MEDIDAS	PROPIEDADES
Guatas	60x100 grosor 3mm	Aislación, acolchado, liviana, suave.
Suplex	120x100 grosor 1mm	Resistencia, elasticidad, tensión flexibilidad.
Sesgo	2000 mm	Protección de bordes
Cierres	250mm	Apertura y cierre de compartimentos
Broches tipo click-clack	3 unidades de 1 pulgada	Ajuste y soporte
Reata	1000mm	Ajuste y soporte
Elástico	1 pulgada	Ajuste y soporte

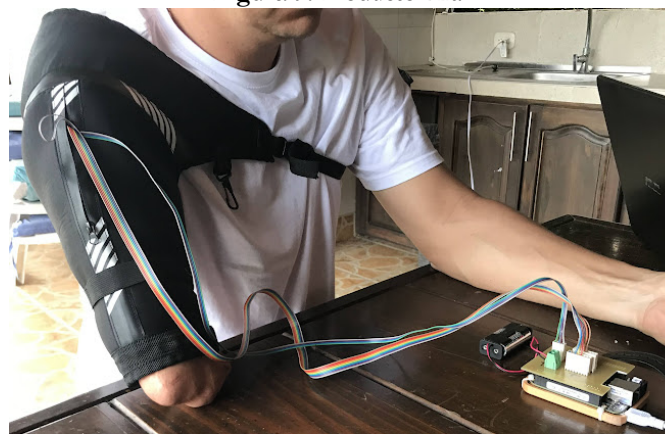
Fuente: Propia

Figura 8. Esquema inferior del sistema de adquisición de señales EMG



Fuente: Propia

Figura 9. Producto final



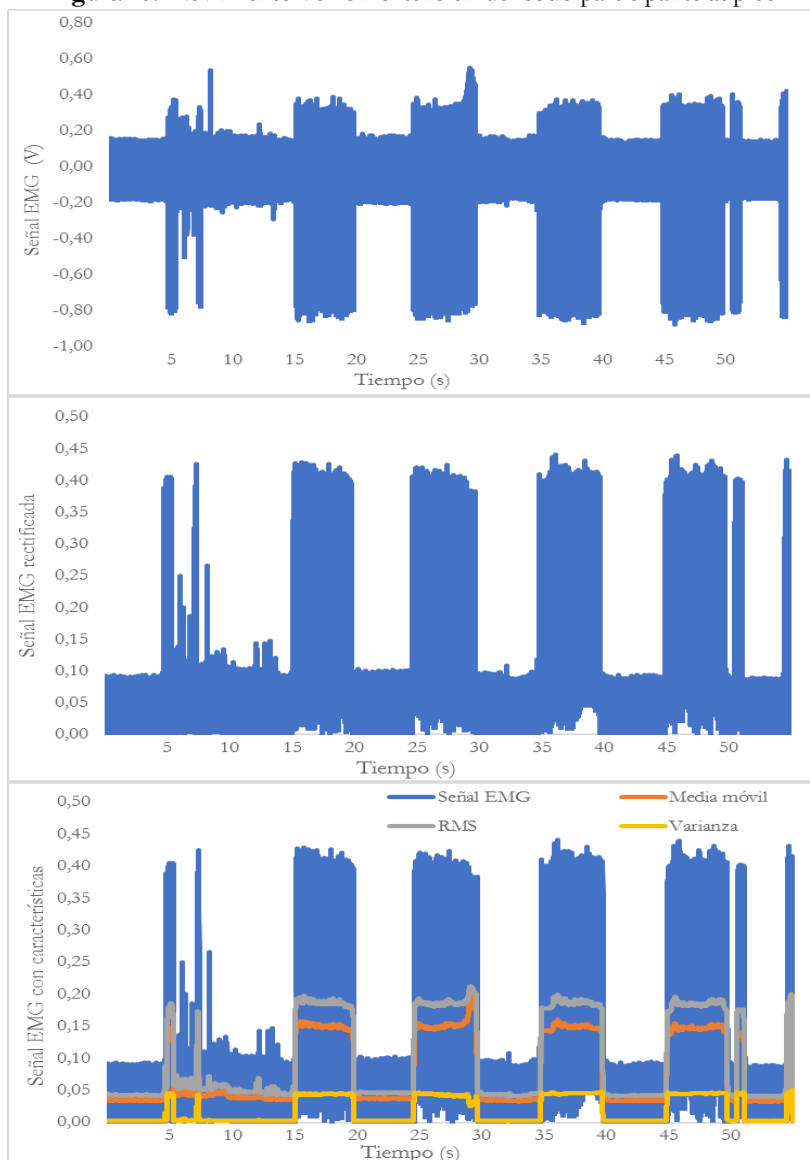
Fuente: Propia

5.3 Evaluación del sistema

Se ubica el sistema de adquisición sobre los 4 músculos identificados, estos son (i) el deltoides cabeza media, (ii) el tríceps cabeza lateral, (iii) el tríceps cabeza larga, y (iv) el bíceps braquial, cabeza corta. Para el desarrollo de las pruebas se ubica al participante en una posición en la cual no logre visualizar su actividad muscular, ya que puede generar frustración y la prueba no será consecuente con su actividad muscular real. En las Figuras 10-15 se representa la actividad muscular realizada por el paciente amputado (atípico) y por persona sin amputación (típico). En la parte posterior se presenta la señal cruda de los datos obtenidos, en la parte central la señal rectificada y en la parte inferior las características extraídas en cada señal. Se observa en todos los casos que las características son bien diferenciables tanto para el paciente atípico y para el usuario típico, y en muchos casos el paciente atípico presenta mayor amplitud, esto debido probablemente a la ausencia de una retroalimentación visual del miembro ausente genera en el participante un incremento en su actividad muscular.

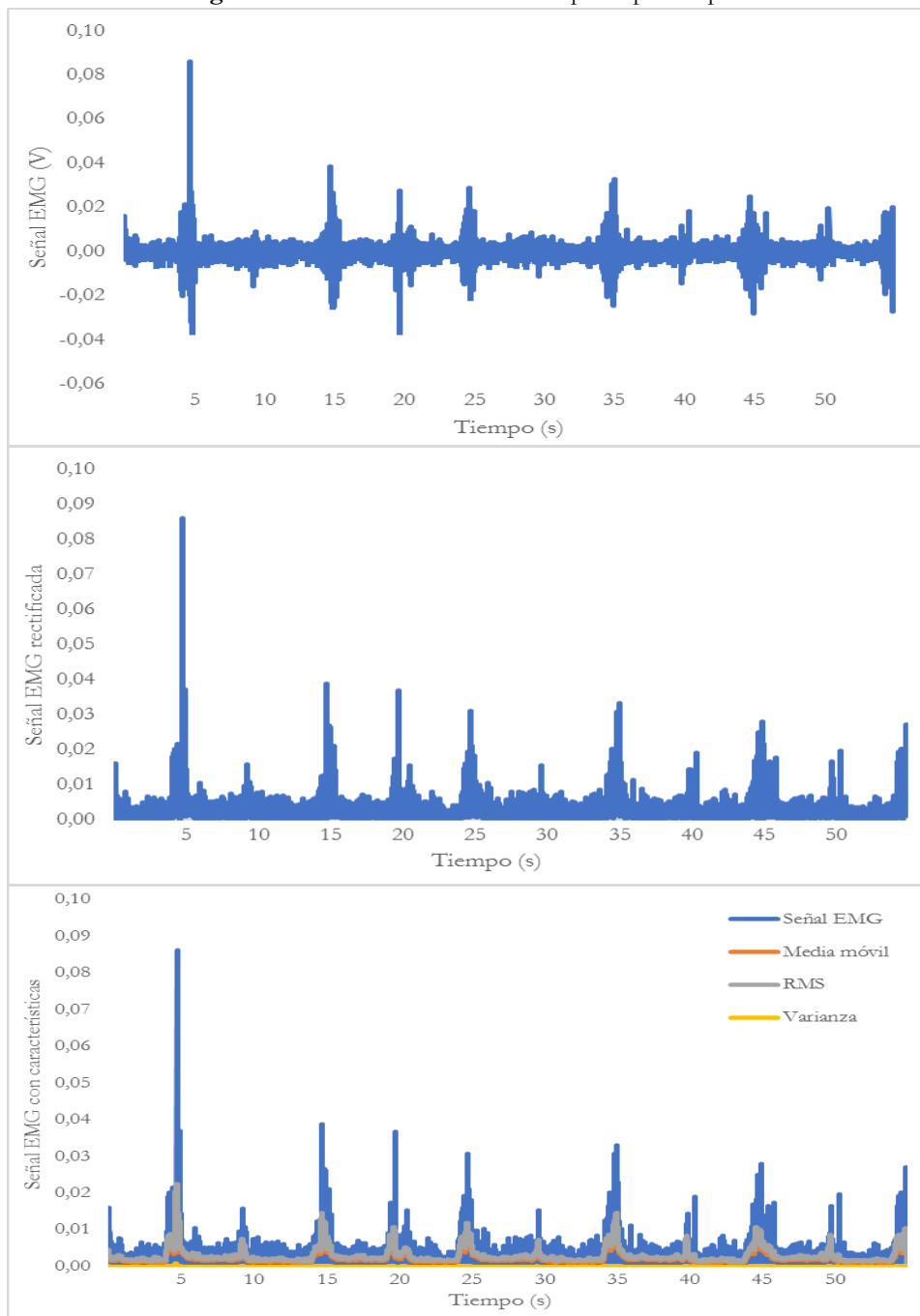
En la Figura 10 se observa las señales correspondientes al participante atípico del movimiento de flexión y extensión de codo con varios segmentos de actividad muscular significativa. En la parte posterior se observa la señal cruda con una amplitud de aproximadamente $-0,8$ y $0,4$ V bien diferenciable, al igual que la señal rectificada (parte central). En la parte inferior se observan las tres características que definen bien el movimiento que se está realizando. A pesar de observarse algunos picos previos al inicio del ejercicio se puede notar que es posible extraer las características en esta pequeña porción.

Figura 10. Movimiento flexión-extensión del codo participante atípico



En la Figura 11 se observa las señales correspondientes al participante típico del movimiento de flexión y extensión de codo. Se observa menor amplitud respecto al paciente atípico, con una amplitud en la señal sin rectificar que oscila entre -0,04 y 0,04V, lo cual quiere decir que el paciente atípico genera más actividad muscular en este ejercicio. La razón de esta diferencia es que la persona atípica intenta hacer el ejercicio lo mejor posible ya que no tiene realimentación visual de su antebrazo lo que genera una mayor fuerza en su ejecución. A pesar de esta baja señal es posible extraer las características que determinen este movimiento.

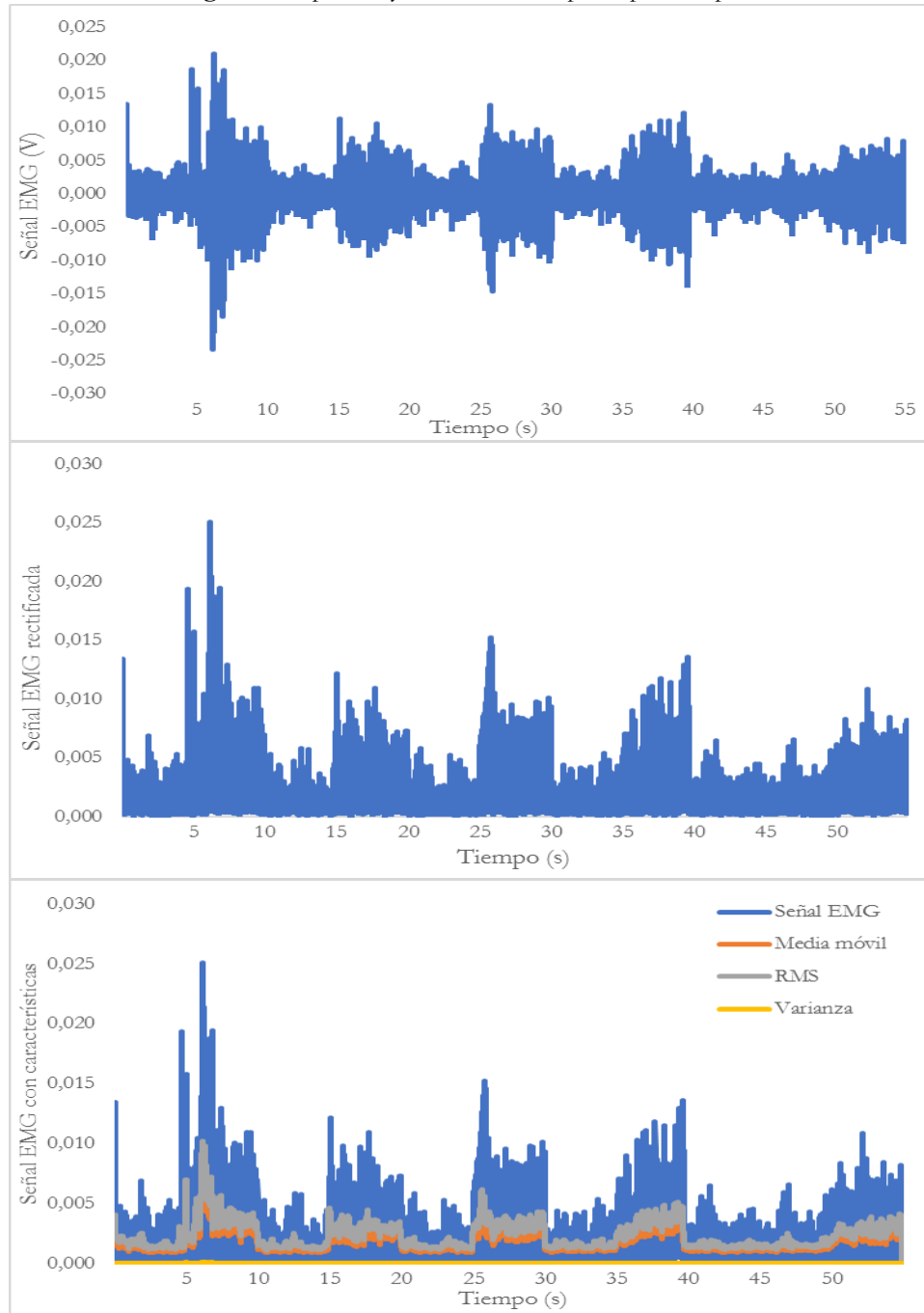
Figura 11. flexión-extensión del codo participante típico



En la Figura 12 se observa las señales correspondientes al participante atípico del movimiento de apertura y cierre de la mano, cuya amplitud oscila entre -0,015 y 0,015V para la señal cruda, señal con menor amplitud que el movimiento de flexión y extensión del codo, esto es coherente ya que el movimiento de apertura y cierre de mano su activación principal se encuentra en el antebrazo. A pesar de esta condición el movimiento de apertura y cierre de la mano es diferenciable. Se

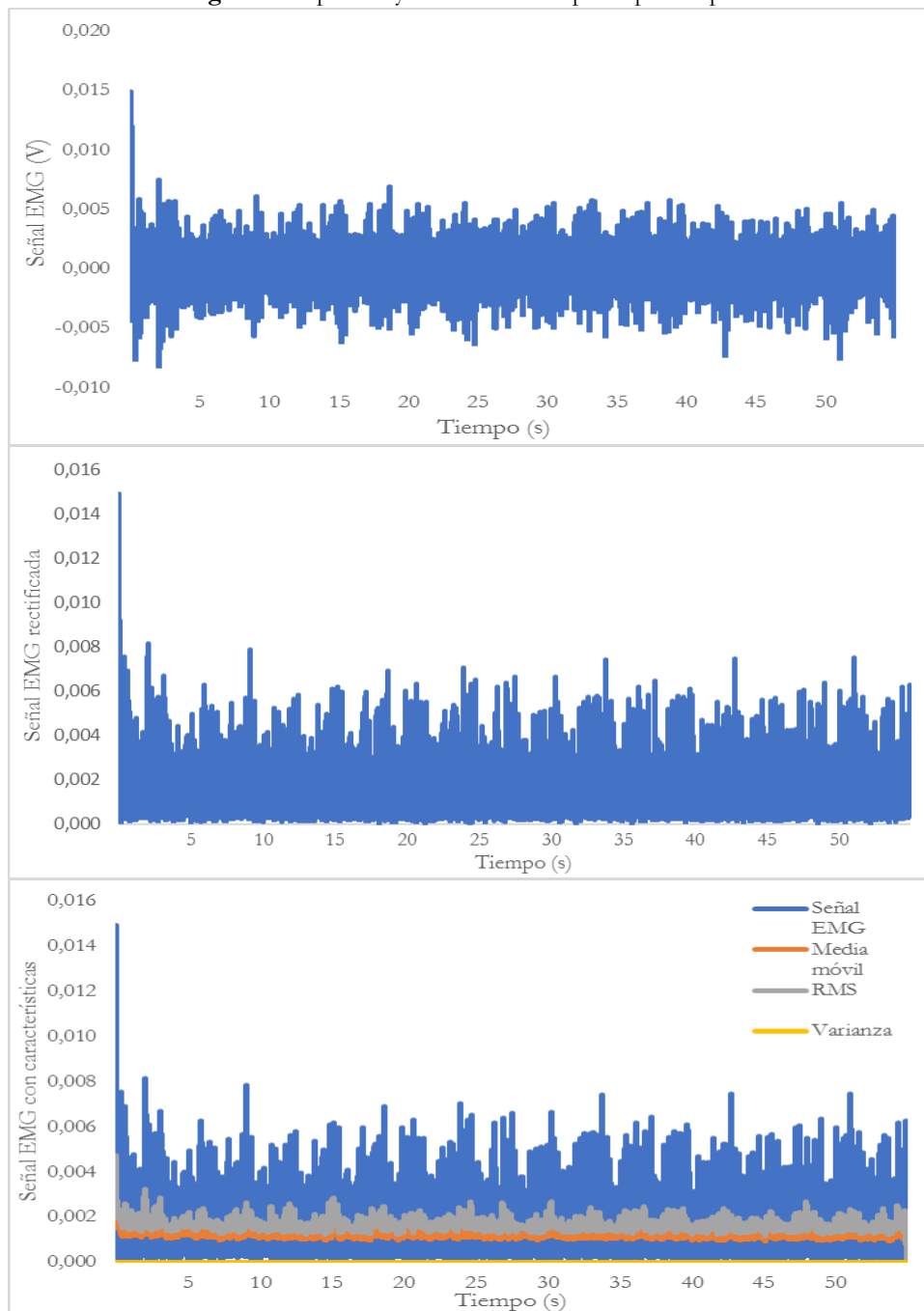
puede notar que al lograr la activación muscular se observa un pico más pronunciado que representa una mayor actividad al iniciar el movimiento, y los más importante permite extraer características que identifican este movimiento.

Figura 12. Apertura y cierre del mano participante atípico



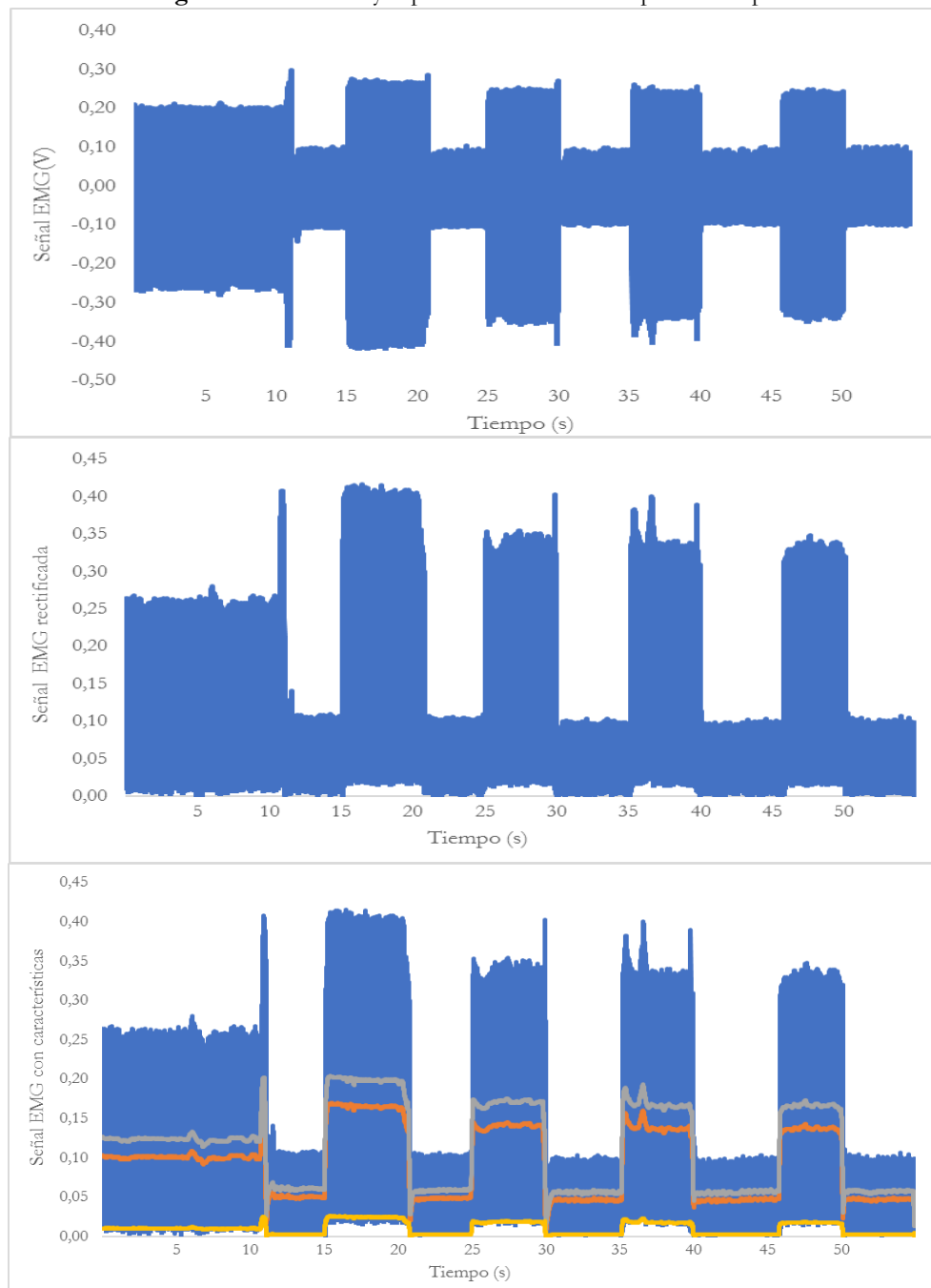
En la Figura 13 se observa las señales correspondientes al participante típico del movimiento de apertura y cierre de la mano, cuya amplitud oscila entre -0,07 y 0,07V en la señal cruda, en la señal rectificada una amplitud cerca a los 0,08V. En este caso la señal presenta una menor diferenciación en la ejecución del movimiento comparado con el paciente atípico. En cuanto a las características también se observa poca variabilidad, esto se debe a que el paciente tiene su brazo y este realiza el movimiento perfecto usando los músculos del antebrazo. En el paciente atípico hay mayor amplitud debido a que la persona no tiene una realimentación visual del movimiento haciendo que aumente su fuerza en pro de realizar el movimiento.

Figura 13. Apertura y cierre del mano participante típico

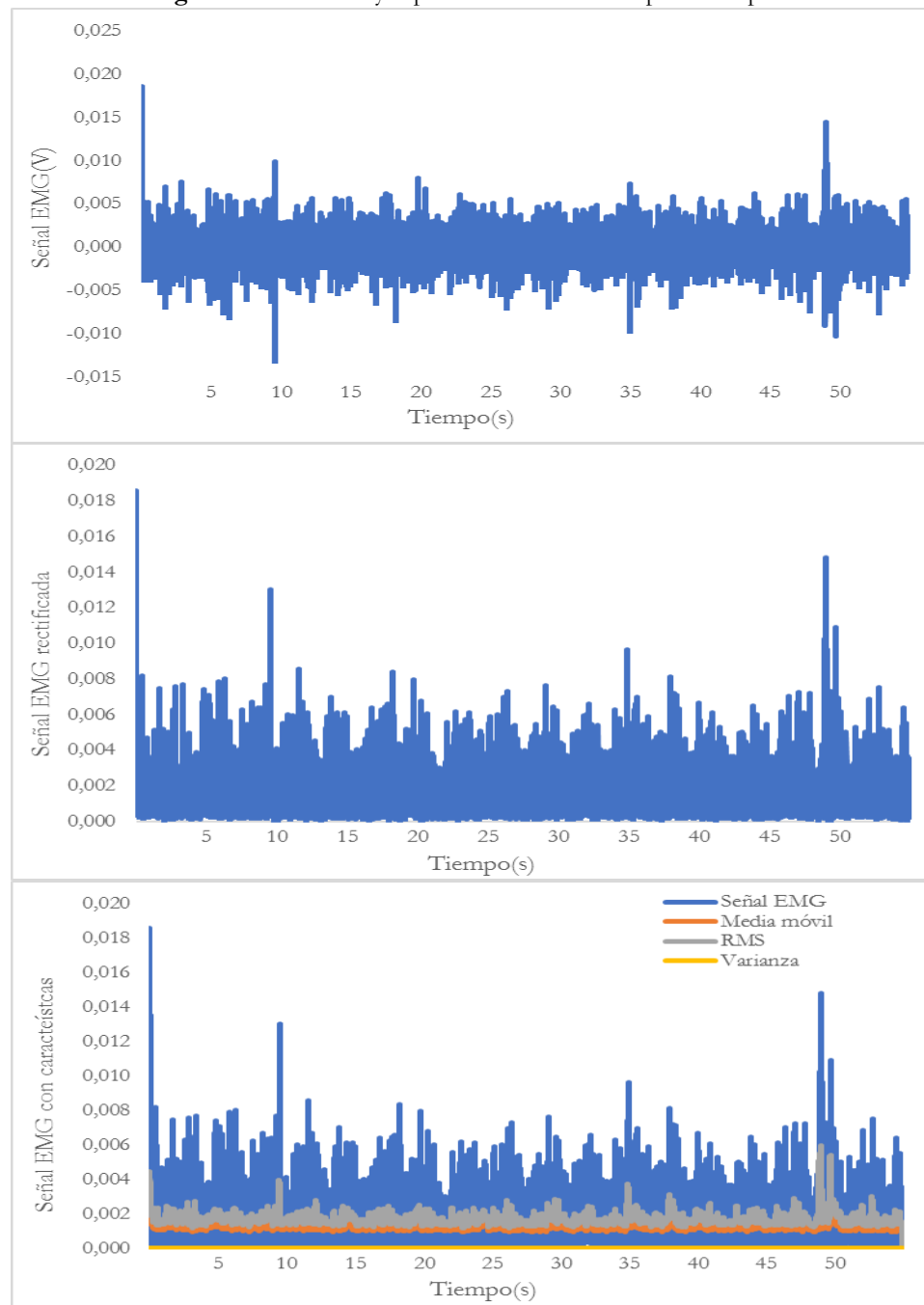


En la Figura 14 se observa las señales correspondientes al participante atípico del movimiento de pronación y supinación del antebrazo con varios segmentos con actividad muscular significativa, cuya amplitud oscila entre -0,3 y 0,4V en la señal cruda, también se observa que al iniciar el movimiento se observa un esfuerzo muscular controlado con 5 s adicionales al tiempo estipulado para cada ejercicio, la señal rectificada fluctúa a una amplitud de 0,4V y posteriormente se encuentra la señal con sus respectivas características altamente diferenciables para este movimiento.

Figura 14. Pronación y supinación del antebrazo paciente atípico



En la Figura 15 se observa las señales correspondientes al participante típico del movimiento de pronación y supinación del antebrazo, cuya amplitud oscila entre $-0,07$ y $0,07V$ en la señal cruda lo cual representa una menor amplitud en este movimiento respecto al paciente atípico, en la señal rectificada tiene una amplitud cerca a los $0,08V$. En el caso de las características de la señal, presenta una menor variabilidad del movimiento y es poco diferenciable comparado con el paciente atípico, esto se debe a las mismas consideraciones presentadas para el movimiento de apertura y cierre de mano, donde el usuario típico tiene una realimentación del movimiento lo que le permite realizar un mínimo esfuerzo para ejecutarlo.

Figura 15. Pronación y supinación del antebrazo paciente típico

A partir de estos resultados se puede describir el acertado funcionamiento sistema de adquisición de señales mioeléctricas en personas con amputación transhumeral y desarticulación de codo. Es importante destacar la efectividad del sistema en el paciente con amputación en comparación al paciente sano, este sistema se puede implementar para el desarrollo de prótesis activas, al tener un buen rendimiento en la detección de la actividad muscular. En las Figuras 10, 12 y 14 y 15 correspondientes al participante atípico se puede observar una mayor activación muscular en comparación al paciente típico y con segmentos bien diferenciados, esto se debe a que el paciente a no tener realimentación visual de los movimientos que ejecuta, este realiza más fuerza que la de una persona que si ve que su brazo se mueve. Hay que resaltar que, para ejecutar los movimientos de cierre y apertura de mano, y pronación y supinación del codo, los músculos principales se encuentran en el antebrazo, diferencia fundamental entre el participante atípico y típico.

El sistema de adquisición para futura implementación en una prótesis, se destaca la versatilidad en su manipulación y ensamble a momento de realizar el estudio, permitiendo al paciente estar confortable en la prueba y sin preocuparse porque

se hagan movimientos inadecuados que no permita hacer una prueba efectiva. Permite una correcta ubicación ofreciendo un intervalo de tolerancia de los sensores con el fin de adecuar la mejor ubicación para la adquisición de la señal EMG del paciente en los músculos planteados, la flexibilidad de los materiales del sistema le permiten una mejor estabilidad desde el hombro hasta el muñón.

Finalmente, el sistema de adquisición ofrece diferentes beneficios como: (i) es de fácil implementación para el paciente, el tedioso proceso que antes tomaba más de 30 minutos de implementación, ahora es mucho más reducido aproximadamente de 3-5 minutos, (ii) no se requiere manipulación de cableado, (iii) el sistema es de un tamaño ergonómico y apropiado para cualquier tipo de paciente adulto, ya que cuenta con cintas con ajuste para mejor comodidad, (iv) la limpieza y desinfección del sistema es muy sencilla, esto debido a los materiales con los que fue construido, (v) disminuye en alto grado artefactos por movimiento en la señal, y (vi) permite reubicación de sensores rápidamente para encontrar puntos de activación adecuados.

6. CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó diseño y construcción de un sistema para la ubicación, sujeción y adquisición de señales mioeléctricas para el desarrollo de prótesis de amputación transhumeral, iniciando con una búsqueda literaria de la anatomía del miembro superior donde se obtuvo un mapeo muscular y por consiguiente se estipuló la ubicación de los electrodos en 4 músculos principales con ayuda de una profesional en fisioterapia, luego se diseñó un método de distribución y sujeción el cual permitió la adquisición de las señales EMG teniendo en cuenta la información extraída en el anterior mapeo, posteriormente se procedió a construir el sistema teniendo en cuenta los materiales y la ergonomía.

La evaluación del sistema adquisición permitió realizar pruebas en pacientes sanos con el fin de determinar la eficacia del sistema y el correcto funcionamiento del sistema, además de la extracción de características, también se evaluó en un paciente con amputación transhumeral, obteniendo excelentes resultados en la adquisición en corto tiempo, toda vez que se pueden extraer características de la señal de EMG para posterior implementación en un sistema de clasificación de una prótesis para mejorar la funcionalidad del paciente.

Gracias a la elaboración de este sistema de adquisición se puede continuar con el diseño y desarrollo de una prótesis para pacientes con amputación transhumeral y desarticulación de codo, ya que este dispositivo no solo permite realizar el estudio previo de señales mioeléctricas y puntos de activación muscular, sino también la base de ubicación de sensores de forma exacta en el miembro residual. Adicionalmente, el sistema puede ser utilizado como soporte para la implementación de algoritmos de clasificación con el fin de determinar con precisión del movimiento realizado y su respuesta en el tiempo.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la dirección general de investigaciones (DGI) de la Universidad Santiago de Cali en marco de los proyectos de investigación No. 819-621119-421 y No. 819-621119-487.

REFERENCIAS

- Advancer Technologies. (2015). *Myoware Muscle Sensor*. Obtenido de Myoware Muscle Sensor: <http://www.advancertechnologies.com>
- Arenas Correa, C. A. (26 de Agosto de 2007). *Generación de señales de control para prótesis a partir de señales de las señales mioeléctricas*. (Tesis de grado). Universidad Tecnológica de Bolívar, Facultad de Ingenierías, Programa de Ingeniería Electrónica. Cartagena, Bolívar. <https://repositorio.utb.edu.co/handle/20.500.12585/1434#page=1t>
- Arias Villamil, D., & Barreto Sanchez, F. (2018). *Sistema de conexión inalámbrico entre un brazalete MYO y una prótesis de miembro superior*. (Tesis de grado). Universidad Distrital Francisco José de Caldas Facultad de Ingeniería, Departamento Ingeniería Electrónica Bogotá, Colombia. <https://repository.udistrital.edu.co/handle/11349/13860>
- Arm Dynamics. (10 de Junio de 2022). *Arm dynamics*. Obtenido de Redefining possibility: <https://www.armdynamics.com/understanding-upper-limb-prosthetic-options-arm-dynamics>

- Basmajian, J., & De Luca, C. (1985). *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography* (5a ed.). Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins.
- Baumgartner, R. F. (1981). The Surgery of Arm and Forearm Amputations. *Orthopedic Clinics of North America*, 805-817.
- Cardona Barbosa, C., Ceballos Marin, O., Guerra Mesa, M., & Monsalve Velez, F. (2012). *Prevalencia de alteraciones sensitivas y factores asociados en pacientes con amputación que consultan en una empresa de medicina física de la ciudad de Medellín*. Universidad CES - Universidad Autónoma de Manizales, Facultad de Fisioterapia. Medellín, Colombia. <https://repository.ces.edu.co/handle/10946/2492>
- Cavalcanti García, M., & Vieira, T. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Medicina del deporte*, 17-28.
- Cifuentes, M., & Luis, A. (2002). *Ortesis y prótesis*. Quito: LILACS.
- Côté-Allard, U., Gagnon-Turcotte, G., Laviolette, F., & Gosselin, B. (2019). A Low-cost, wireless, 3-D printed custom armband for sEMG hand gesture recognition. *Sensors*, 12-19.
- Ergeneç, M., Gokcesu, K., Ertan, E., & Kosmas, P. (2018). An embedded, eight channel noise canceling, wireless, wearable sEMG Data acquisition system adaptive muscle contraction detection. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst.* 2018, 68-79.
- Farina, D., & Holobar, A. (2016). Characterization of Human Motor Units From Surface EMG Decomposition. *Proceedings Of the IEEE* (págs. 353-373).
- Fontana, J. M. (2010). *Classification of emg signals to control a prosthetic hand using time-frequency representations and support vector machines*. Ruston: Louisiana Tech Digital Commons.
- García, C., & Vieira, M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Medicina del deporte*, 17-28.
- Kapandji, A. (2012). *Fisiología articular – Tomo I*. Madrid: Editorial Medica Panamericana.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. USA: Noraxon INC.
- López Martín, B., & Pancorbo Hernández, M. (2013). *Cuidados avanzados en enfermería traumatológica: Amputación*. España: AulaDAE Grupo Paradigma.
- Muñoz Rodríguez, D. I., Zapata Alzate, A., & Gonzales Henao, L. C. (2012). *Prevalencia de alteraciones sensitivas y factores asociados*. (Tesis de Grado). Universidad CES, Facultad de Fisioterapia, Grupo Movimiento y Salud. Medellín, Colombia. <http://hdl.handle.net/10946/2492>
- Netter, F. H. (2015). *Human Anatomy Atlas*. Barcelona: Elsevier Masson.
- Perry, J., Schmidt, C., & Antonelli, D. (1981). Surface Versus Intramuscular Electrodes for Electromyography of Superficial and Deep Muscles. *Physical Therapy*, 7–15.
- Pierre, S. N., Gastón, G., & Loeffler, B. (2018). Current Concepts in Upper-Extremity Amputation. *The Journal of hand surgery*, 657–667.
- Pino, E., Arias, Y., & Aqueveque, P. (2018). Wearable EMG Shirt for Upper Limb Training. *Conferencia Internacional Anual de la Sociedad de Ingeniería en Medicina y Biología del IEEE* (págs. 4406-4409). IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference.
- Programa Presidencial para la Acción Integral contra las Minas. (31 de Agosto de 2014). *Acción contra minas*. Obtenido de Situación nacional víctimas de minas: http://www.accioncontraminas.gov.co/Documents/REPORTE%20NACIONALVF_31%20AGOSTO_2014_.pdf
- PSG Miner. (2015). *PSG Miner*. Obtenido de PSG Miner: https://www.psgminer.com/help/emg_features__.htm

- Reissman, T., Halsne, E., Lipschutz, R., Miller, L., & Kuiken, T. (2018). A novel gel liner system with embedded. *Plos One*, 1-15.
- Romero Bacuilimia, J. M., & Pucha Ortiz, R. I. (2020). *Diseño y construcción de prótesis Transhumeral Biomecatronica*. (Tesis de grado). Universidad Politécnica Salesiana, Sede Cuenca, Carrera De Ingeniería Mecatrónica. Cuenca, Ecuador.
- SENIAM. (2021). *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*. Obtenido de SENIAM: www.seniam.org
- Shives, T., & Andrews, K. (2017). CHAPTER 73 - Elbow Disarticulation Amputation. En B. Morrey, J. Sánchez, & M. Morrey, *Morrey's The Elbow and Its Disorders* (págs. 1015-1022). Toronto: Elsevier.
- Tam, S., Brown, J., Gagnon-Turcotte, G., Campeau-Lecours, A., & Gosselin, B. (2019). A wearable wireless armband sensor for high-density surface electromyography recording. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc* (págs. 6040-6044).
- Torres - San Miguel, C. R., Velázquez Sánchez, A. T., Lugo - González, E., & Tapia - Herrera, R. (2011). Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, 70-83.