

Control mioeléctrico para prototipo de prótesis de miembro superior a partir de la lectura de sensores del dispositivo portable *MyoArmband*.

Santiago Gallego Quintero, ✉ santy.58@hotmail.com

Trabajo de Grado presentado para optar al título de Ingeniero Electrónico

Asesor: Gustavo Meneses Benavides, Magíster (MSc) en Ingeniería.



Universidad de San Buenaventura Colombia

Facultad de Ingenierías

Ingeniería Electrónica

Medellín, Colombia

2019

Citar/How to cite [1]

Referencia/Reference [1] S. Gallego Quintero, “Control mioeléctrico para prototipo de prótesis de miembro superior a partir de la lectura de sensores del dispositivo portable MyoArmband”, Trabajo de grado Ingeniería Electrónica, Universidad de San Buenaventura Medellín, Facultad de Ingenierías, 2019.

Estilo/Style:
IEEE (2014)



Grupo de Investigación (SCYDDE).

Bibliotecas Universidad de San Buenaventura



Biblioteca Digital (Repositorio)
<http://bibliotecadigital.usb.edu.co>

- Biblioteca Fray Alberto Montealegre OFM - Bogotá.
- Biblioteca Fray Arturo Calle Restrepo OFM - Medellín, Bello, Armenia, Ibagué.
- Departamento de Biblioteca - Cali.
- Biblioteca Central Fray Antonio de Marchena – Cartagena.

Universidad de San Buenaventura Colombia

Universidad de San Buenaventura Colombia - <http://www.usb.edu.co/>

Bogotá - <http://www.usbbog.edu.co>

Medellín - <http://www.usbmed.edu.co>

Cali - <http://www.usbcali.edu.co>

Cartagena - <http://www.usbctg.edu.co>

Editorial Bonaventuriana - <http://www.editorialbonaventuriana.usb.edu.co/>

Revistas - <http://revistas.usb.edu.co/>

Dedicatoria

A Edith de Jesús Quintero Hurtado porque siempre me ha apoyado en mis sueños y metas,
porque gracias a su esfuerzo y sacrificio soy la persona que soy hoy.

Agradecimientos

Gracias a toda mi familia en general porque todos ha aportado a mi vida y me han ayudado para lograr un sueño más y uno de los más importantes.

Gracias al profesor Gustavo Meneses, por el apoyo, tiempo, paciencia y dedicación en su trabajo.

Gracias al profesor Juan Guillermo Patiño, por estar siempre dispuesto a ayudarme en el proceso de ser ingeniero.

Gracias a los compañeros y profesores de clase y en especial a Andrés Ríos y Javier Velez por su colaboración durante la carrera y en este proyecto.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	8
ABSTRACT	9
I. INTRODUCCIÓN	10
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	11
III. JUSTIFICACIÓN.....	12
IV. OBJETIVOS	13
V. MARCO TEÓRICO	14
VI. ESTADO DEL ARTE.....	21
VII. METODOLOGÍA	24
VIII. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.....	26
IX. RESULTADOS.....	28
REFERENCIAS	47

LISTA DE TABLAS

TABLA 1. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.	26
TABLA 2. MÚSCULOS QUE ACTÚAN EN LOS MOVIMIENTOS SELECCIONADOS. [23]	34
TABLA 3. VALOR MEDIO ABSOLUTO PARA EL MOVIMIENTO EXTENSIÓN DE LA MANO.....	37
TABLA 4. VALOR MEDIO ABSOLUTO PARA EL MOVIMIENTO FLEXIÓN DE LA MANO.....	37
TABLA 5. MEDIANA DEL VALOR ABSOLUTO DEL MOVIMIENTO EXTENSIÓN DE LA MANO.....	37
TABLA 6. MEDIANA DEL VALOR ABSOLUTO DEL MOVIMIENTO FLEXIÓN DE LA MANO.....	38
TABLA 7. VARIANZA DEL MOVIMIENTO EXTENSIÓN DE LA MANO.	38
TABLA 8. VARIANZA DEL MOVIMIENTO FLEXIÓN DE LA MANO.....	38
TABLA 9. GRUPOS DE LAS COMBINACIONES DE LOS SENSORES EMG [22].	40
TABLA 10. PUNTAJES DE COINCIDENCIA. [22]	41
TABLA 11. VALORES DE CALIBRACIÓN.	42
TABLA 12. RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE CONFIABILIDAD DEL MÉTODO.	44
TABLA 13. RESULTADO DE LA PRUEBA DE CONFIABILIDAD DEL MÉTODO SIN AGRUPAR SENSORES.....	44

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1. Señal de Electromiografía cruda. [2]	15
Fig. 2. Representación de la generación de una señal EMG. [4]	15
Fig. 3. Músculos de la parte exterior del antebrazo. [5].....	16
Fig. 4. Músculos de la parte interior del antebrazo. [5]	17
Fig. 5. Dispositivo portable MyoArmband. [6].....	18
Fig. 6. Correspondencia de los músculos del antebrazo y los sensores EMG. [7].....	18
Fig. 7. Modelo grafico de red neuronal. [11]	19
Fig. 8. Esquema del sistema de reconocimiento de intención de movimiento [13].....	21
Fig. 9. Numeración de los sensores EMG del dispositivo MyoArmban [22].	29
Fig. 10. Visualización de los datos sensados.	29
Fig. 11. Archivo de texto con los datos de los sensores EMG	29
Fig. 12. Panel frontal de visualización de las señales EMG en tiempo real.....	31
Fig. 13. Diagrama de bloques de visualización de las señales EMG en tiempo real.	31
Fig. 14. Flexión de la mano.....	32
Fig. 15. Extensión de la mano.	33
Fig. 16. Flexión de los dedos con el primer dedo extendido.....	33
Fig. 17. Flexión del carpo con los dedos extendidos.	34
Fig. 18. Ubicación del dispositivo <i>MyoArmband</i> en el brazo.	36
Fig. 19. Grafica de los 8 sensores EMG del movimiento extensión de la mano.....	39
Fig. 20. Grafica de los 8 sensores EMG del movimiento flexión de la mano.....	39
Fig. 21. Diagrama de flujo del algoritmo del método de identificación de movimientos.....	43
Fig. 22. Diseño PCB de la tarjeta controladora del prototipo de prótesis.	45

RESUMEN

Este proyecto pretende desarrollar un control basado en señales de electromiografía (EMG), usando el dispositivo portable *MyoArmband* que, gracias a sus sensores, comunicación inalámbrica y fácil uso, es más cómodo para el usuario y podrá facilitar el método de caracterización de las señales gracias a su cantidad de sensores. El control tendrá la capacidad de identificar un grupo básico movimientos hechos con la mano humana y enviará señales de control a un prototipo electromecánico de miembro superior.

Palabras clave: Electromiografía, técnica de caracterización, patrones característicos, identificación de señales, algoritmo, red neuronal.

ABSTRACT

This project aims to develop a control based on electromyography (EMG) signals, using the MyoArmband portable device that, thanks to its sensors, wireless communication and easy use, is more comfortable for the user and can facilitate the signal characterization method thanks to its number of sensors. The control will have the ability to identify a basic group movement made with the human hand and will send control signals to an electromechanical prototype of the upper limb.

Keywords: Electromyography, characterization technique, characteristic patterns, signal identification, algorithm, neural network

I. INTRODUCCIÓN

Existe en Colombia en la actualidad un gran número de personas con problemas de discapacidad derivados de la falta de uno o varios miembros o extremidades (inferiores, superiores o ambos). No existen consolidados indicadores estadísticos al respecto, solo estadísticas parciales, por ejemplo, para las víctimas del conflicto. Para una cantidad considerable de personas amputadas, esta situación limita su calidad de vida y su desempeño profesional. El costo de las prótesis, así como el de las terapias y de acompañamientos complementarios de profesionales, hace que el acceso a estos medios de rehabilitación sea restringido para muchas personas con poca capacidad económica o que, simplemente, las personas decidan quedarse como están, sin sus extremidades. Hoy en día, a partir de la disponibilidad creciente de herramientas de fabricación digital, como impresoras 3D, y los precios razonables de componentes electrónicos, es posible desarrollar en países como el nuestro, prótesis externas para personas en situación de discapacidad.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Según el DANE aproximadamente el 6.5% de la población colombiana sufre de algún tipo de discapacidad o situación de movilidad reducida derivados de la falta de uno o varios miembros o extremidades causados por el conflicto, y los recursos del estado no son suficientes para cubrir las necesidades como, prótesis para personas y niños sin extremidades. Además, hay una cantidad considerable de personas amputadas producto de accidentes y enfermedades congénitas, Esta situación limita su calidad de vida y su desempeño profesional. El costo elevado de las prótesis, así como el de las terapias y de acompañamientos complementarios de profesionales como psicólogos y terapeutas, hace que el acceso a estos medios de rehabilitación sea restringido para muchas personas con poca capacidad económica o que, simplemente, no encuentren una motivación para iniciar el proceso de rehabilitación. Actualmente en el mercado de Colombia es escasa la oferta de prótesis para extremidades externas con un alto grado de rehabilitación y menos con control mioeléctrico.

Actualmente en la Universidad de San Buenaventura según los grupos y líneas de investigación no existen proyectos relacionados con el control mioeléctrico y el desarrollo de prótesis para extremidades externas.

Es importante realizar una investigación en este campo del control mioeléctrico, más específicamente para una prótesis de miembro superior, porque se estaría dando un gran aporte a la oferta actual de prótesis funcionales para personas con movilidad reducida debido a falta de miembros externos, ya que la investigación pretende llenar un vacío en prótesis funcionales con alto grado de rehabilitación lo que lleva a un aumento considerable en la movilidad y por consiguiente en la calidad de vida de este grupo de personas. Se aportaría también a la línea de investigación en robótica, sistemas de control y potencia de la Facultad de ingeniería de la Universidad de San Buenaventura sede Medellín, dando partida a más proyectos de investigación futuros. La investigación tendrá un impacto positivo a mediano plazo estimado en un ex estudiante de la Universidad de San Buenaventura en quien está dirigida la investigación inicialmente.

Se aportarán herramientas para el uso y desarrollo de nuevos proyectos con el dispositivo *MyoArmband*, herramientas que no estaban desarrolladas y que facilitan su uso.

III. JUSTIFICACIÓN

Es importante realizar una investigación en este campo del control mioeléctrico, más específicamente para una prótesis de miembro superior, porque se estaría dando un gran aporte a la oferta actual de prótesis funcionales para personas con movilidad reducida debido a falta de miembros externos, ya que la investigación pretende llenar un vacío en prótesis funcionales con alto grado de rehabilitación lo que lleva a un aumento considerable en la movilidad y por consiguiente en la calidad de vida de este grupo de personas. Se aportaría también a la línea de investigación en robótica, sistemas de control y potencia de la Facultad de ingeniería de la Universidad de San Buenaventura sede Medellín, dando partida a más proyectos de investigación futuros. La investigación tendrá un impacto positivo a mediano plazo estimado en un ex estudiante de la Universidad de San Buenaventura en quien está dirigida la investigación inicialmente.

Se aportarán herramientas para el uso y desarrollo de nuevos proyectos con el dispositivo *MyoArmband*, herramientas que no estaban desarrolladas y que facilitan su uso.

IV. OBJETIVOS

A. Objetivo general

Desarrollar un sistema de control mioeléctrico para un prototipo de prótesis funcional de miembro superior, que identifique un grupo seleccionado de movimientos, aprovechando los sensores EMG del dispositivo portable MyoArmband.

B. Objetivos específicos

Desarrollar e implementar una interfaz para la adquisición y visualización de los datos entregados por los sensores de electromiografía del dispositivo portable *MyoArmband*.

Determinar los patrones característicos de las señales sensadas de un grupo específico de movimientos principales.

Desarrollar un algoritmo que tenga la capacidad de identificar los movimientos seleccionados y tomar decisiones a partir de las señales sensadas.

Desarrollar una prótesis electromecánica de miembro superior controlada por el sistema de control mioeléctrico.

V. MARCO TEÓRICO

Electromiografía (EMG):

Consiste básicamente en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica generada en nervios y músculos a través de la utilización de electrodos (superficiales, de aguja, implantados). Las mediciones extraídas de EMG proporcionan una información valiosa acerca de la fisiología y los patrones de activación muscular.

Dicha información refleja las fuerzas que son generadas por los músculos y la temporización de los comandos motores. Además, puede usarse en el diagnóstico de patologías que afectan al Sistema Nervioso Periférico, las alteraciones funcionales de las raíces nerviosas, de los plexos y los troncos nerviosos periféricos, así como de patologías del músculo y de la unión neuromuscular. La amplitud de las señales EMG varía desde los μV hasta un bajo rango de mV (menor de 10mV).

La amplitud, y las propiedades de las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de factores tales como: El tiempo y la intensidad de la contracción muscular, La distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular, Las propiedades de la piel (por ejemplo, el espesor de la piel y tejido adiposo), Las propiedades del electrodo y el amplificador y la calidad del contacto entre la piel y el electrodo. Los aspectos más importantes relacionados con la adquisición y el análisis de señales EMG de superficie fueron tratados recientemente en un consenso multinacional llamado SENIAM: Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles, donde se discute desde la construcción del electrodo hasta su ubicación. La medición y la representación de las señales EMG de superficie dependen de las propiedades de los electrodos y su interacción con la piel, el diseño del amplificador y la conversión y subsecuente almacenamiento de la señal de formato análogo a digital (A/D). [1]

En la Figura 1 se muestra una señal de electromiografía sin procesar y sin filtrar (Señal EMG cruda), esta señal corresponde a una electromiografía de superficie de dos movimientos continuos del musculo extensor de la muñeca.

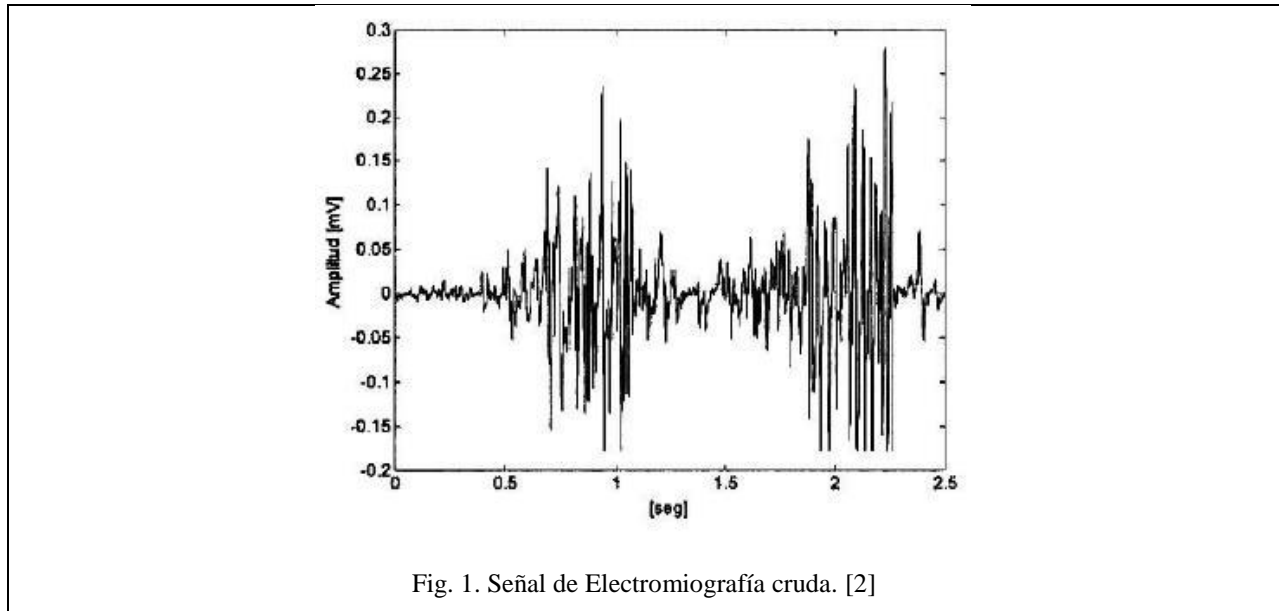


Fig. 1. Señal de Electromiografía cruda. [2]

La naturaleza de las señales EMG es estocástica (Aleatoria), con una amplitud que puede ir de 0 a 1.5 [mV] rms o de 0 a 10 [mV] pico a pico, la energía de estas señales está limitada en las frecuencias de 0 a 50 [KHz] y con un rango de frecuencias dominantes de 50 a 150 [Hz]. [3]

En la Figura 2 se muestra una representación esquemática de la generación de una señal EMG.

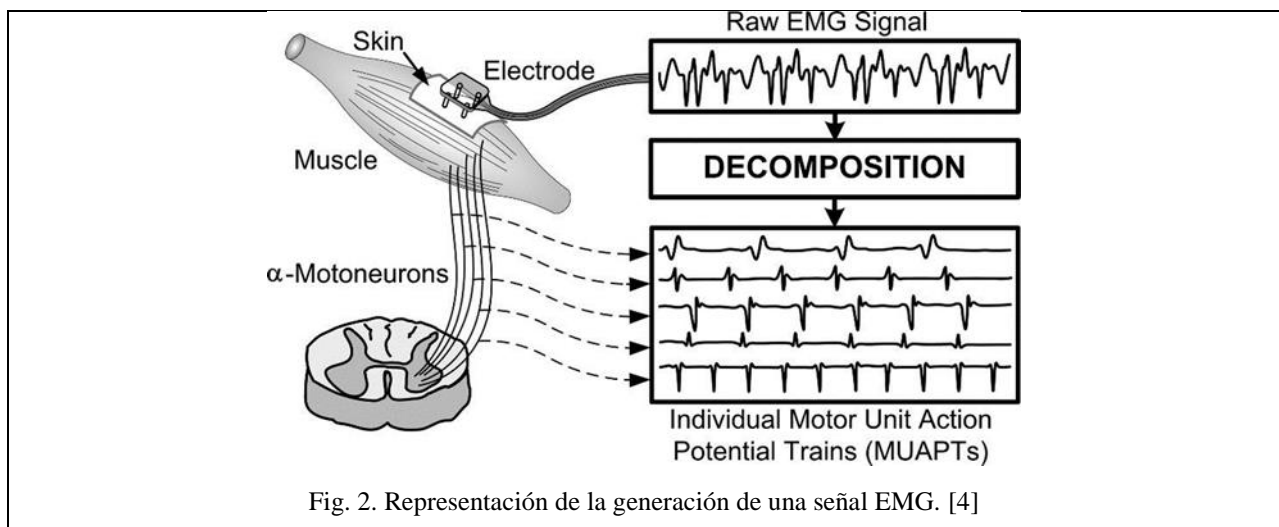
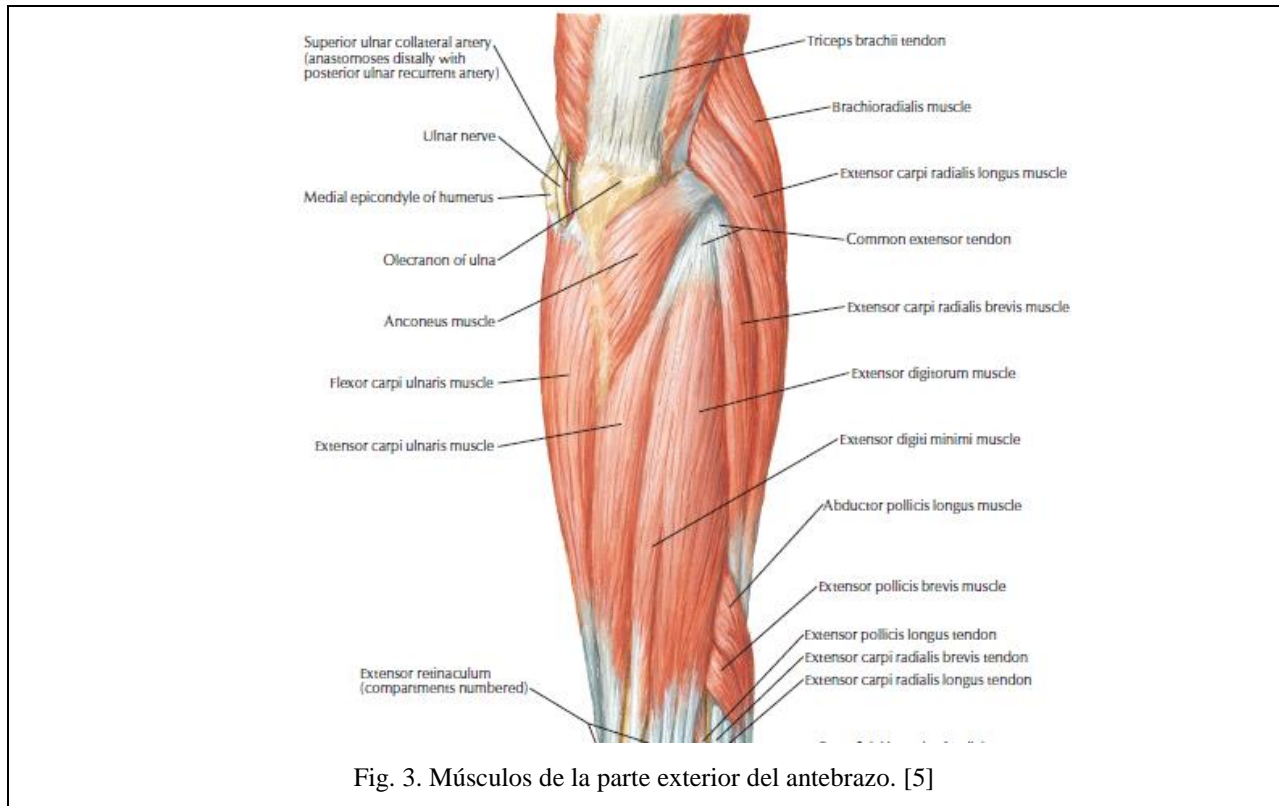


Fig. 2. Representación de la generación de una señal EMG. [4]

En esta investigación se hará uso del dispositivo portable MyoArmband, el cual el fabricante recomienda su ubicación en el antebrazo, ya que las distribuciones de los sensores de electromiografía se acomodan perfectamente a la anatomía del antebrazo y a cada uno de los

músculos y nervios que generan los movimientos de la mano. A continuación, en las figuras 3 y 4 se muestran las dos caras del antebrazo con los músculos que lo conforman.



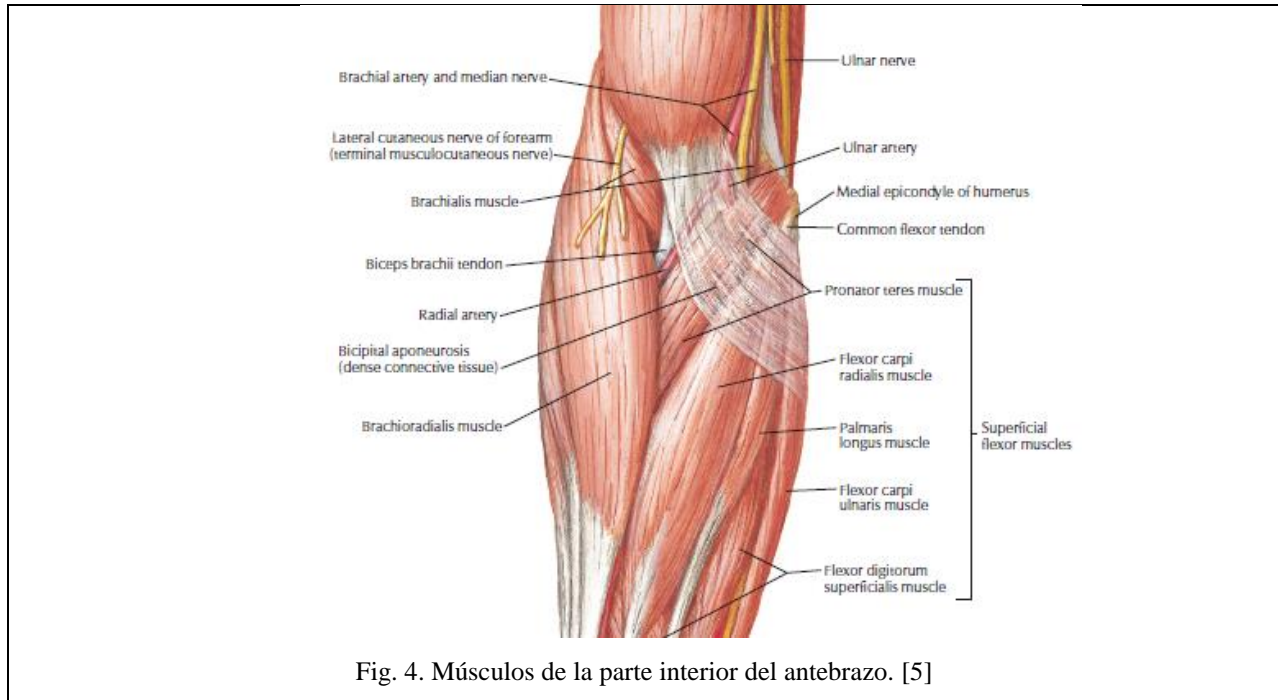
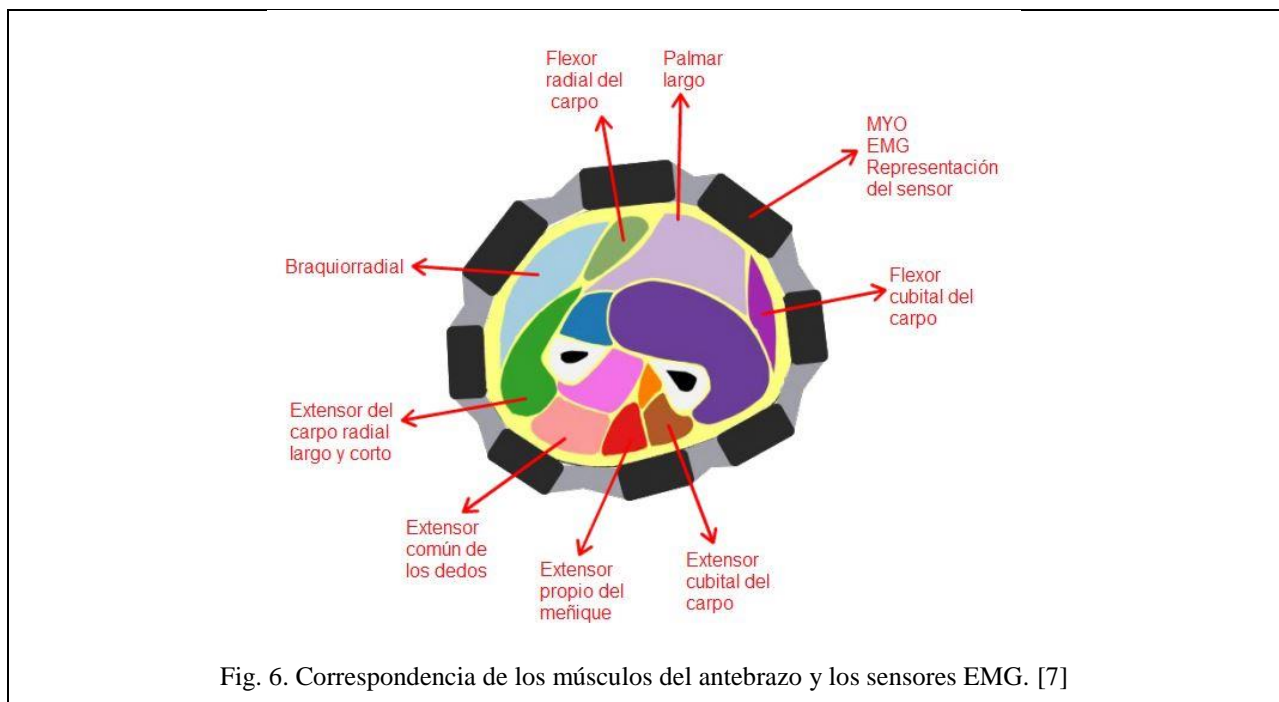
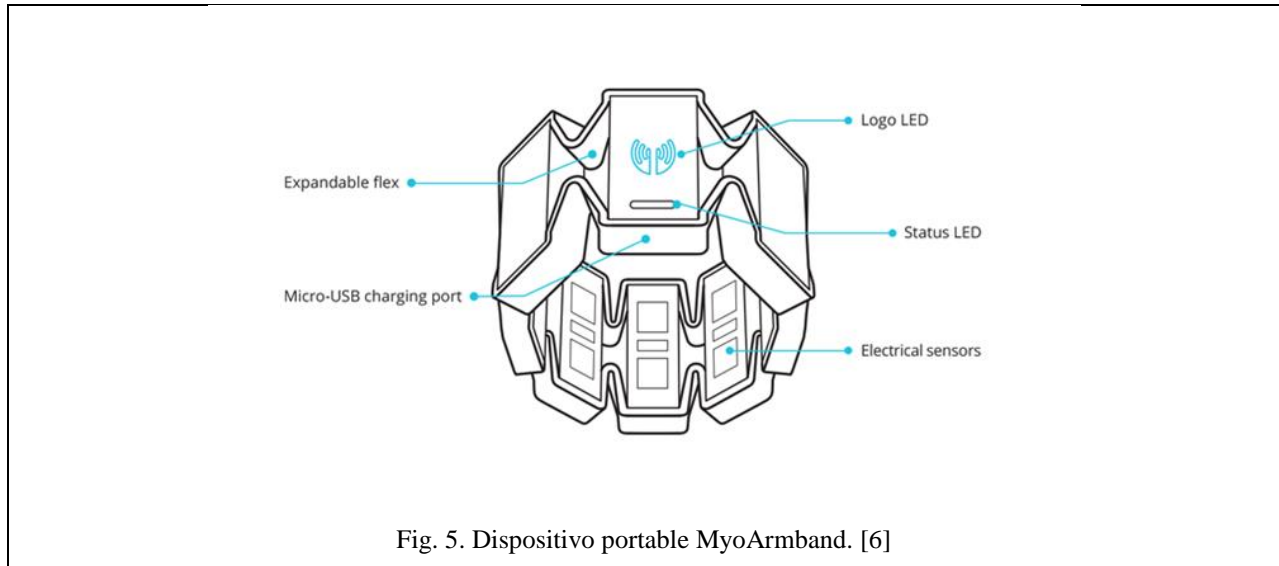


Fig. 4. Músculos de la parte interior del antebrazo. [5]

MyoArmband:

Es un dispositivo de reconocimiento de gestos usado en el antebrazo y fabricado por Thalmic Labs. MyoArmband permite al usuario controlar dispositivos de forma inalámbrica mediante varios movimientos de la mano. Utiliza un conjunto de 8 sensores de electromiografía (EMG) que detectan la actividad eléctrica en los músculos del antebrazo, combinados con un giroscopio, un acelerómetro, un magnetómetro para reconocer los gestos, un procesador ARM Cortex M4, LEDs indicadores de estado, Motovibradores de diferentes tiempos de operación, comunicación Bluetooth y una fuente propia de alimentación. El MyoArmband se puede usar para controlar videojuegos, presentaciones, música y entretenimiento visual. [6]



Algoritmo:

En matemáticas, lógica, ciencias de la computación y disciplinas relacionadas, un algoritmo (del griego y latín, *dixit algorithmus* y este del griego *arithmos*, que significa «número») es un conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite llevar a cabo una actividad mediante pasos sucesivos que no generen dudas a quien deba hacer dicha actividad. [8]

Filtros FIR:

Los filtros FIR (Finite Impulse Response), son filtros digitales implementados últimamente gracias al avance de la tecnología, se utilizan para producir cambios en la magnitud de una señal sin girar su fase, es decir magnitud y fase son independientes, también llamados filtros de fase lineal, también pueden ser utilizados para generar giros de fase sin alterar la magnitud. [9]

La ecuación básica que caracteriza un filtro FIR es la siguiente:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n.k)$$

Red neuronal:

Las redes neuronales (también conocidas como sistemas conexionistas) son un modelo computacional basado en un gran conjunto de unidades neuronales simples (neuronas artificiales), de forma aproximadamente análoga al comportamiento observado en los axones de las neuronas en los cerebros biológicos. Cada unidad neuronal está conectada con muchas otras y los enlaces entre ellas pueden incrementar o inhibir el estado de activación de las neuronas adyacentes. Cada unidad neuronal, de forma individual, opera empleando funciones de suma. Puede existir una función limitadora o umbral en cada conexión y en la propia unidad, de tal modo que la señal debe sobrepasar un límite antes de propagarse a otra neurona. Estos sistemas aprenden y se forman a sí mismos, en lugar de ser programados de forma explícita, y sobresalen en áreas donde la detección de soluciones o características es difícil de expresar con la programación convencional. [10]

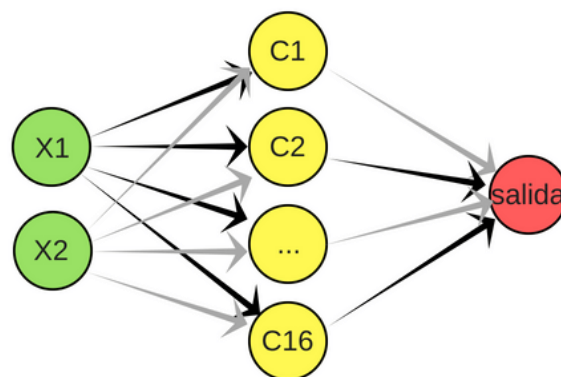


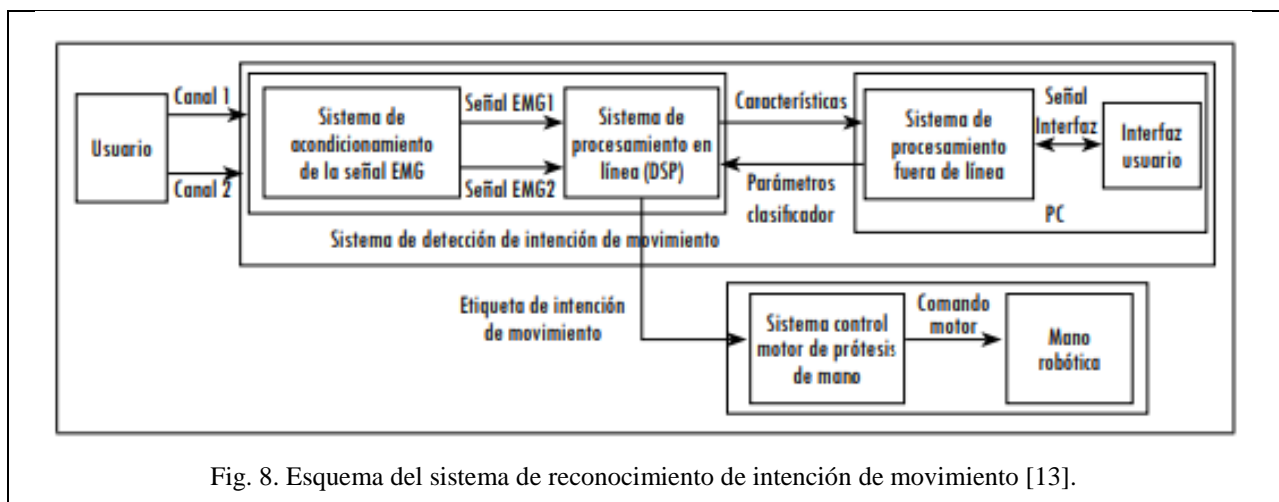
Fig. 7. Modelo grafico de red neuronal. [11]

Prótesis funcional:

La prótesis Ortopédica es la sustitución de una extremidad por un artefacto ortopédico con el más alto valor funcional y cosmético posible. Las prótesis funcionales sustituyen al miembro amputado con un valor funcional y otro estético; realizan algunas funciones vitales del miembro (abrir y cerrar la mano, rotar la muñeca y codo, entre otros). [12]

VI. ESTADO DEL ARTE

En la universidad del cauca Popayán se desarrolló Sistema embebido para la identificación de intención de movimiento para el control mioeléctrico de una prótesis de mano robótica, donde se usaron características temporales de cálculo simple para obtener un agrupamiento de vectores discriminantes para usar clasificadores de patrones simples. Para el desarrollo se usaron cuatro electrodos comunes ubicados estratégicamente en el antebrazo para captar las señales de electromiografía de los músculos relacionados con los movimientos básicos de la mano. [13]



En la universidad de San buenaventura Medellín en 2016 se presentó el desarrollo de algunas técnicas temporales – frecuenciales para la caracterización de señales EMGs tomadas para cuatro movimientos ejecutados por la mano (Supinación - Pronación del brazo, Extensión – Flexión de los dedos) se midió experimentalmente la matriz de probabilidad de las diferentes técnicas de caracterización para seleccionar la técnica con mayor porcentaje de éxito. Dando como resultado la investigación que la mejor técnica para caracterizar los movimientos a partir de las señales EMGs medidas es la red neuronal asociada a la técnica de caracterización de densidad espectral de potencia, dado que en este caso se obtuvieron las más altas probabilidades de éxito frente a las otras técnicas de caracterización. La investigación también arrojó que las técnicas temporales tienen un desempeño más pobre respecto a las técnicas tempo- frecuenciales. [14]

En diciembre del 2011 la revista colombiana de biotecnología publicó un artículo de investigación con título “Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior”, donde realizan un encaje protésico para un implante de miembro superior a nivel pluridigital, con un control basado en electromiografía, se diseñó una interfaz para captar, manipular procesar las señales de electromiografía captadas a nivel superficial, en la investigación se realizó la caracterización de las señales mioeléctricas, las cuales se envían a un sistema embebido que interpreta y produce las señales de salida hacia los elementos electromecánicos de un prototipo de implante que simula los principales tipo de agarre de la mano natural. En la investigación se logró establecer los parámetros de control personalizados para los diferentes tipos de agarre de un paciente específico. [15]

El inventor castillo Luis Armando Bravo patentó en el 2011 un sistema y método de adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas para el control de una prótesis de brazo, el sistema ocupa un par de electrodos que ubicados en un musculo en una parte residual de un brazo de una persona que sufrió amputación, podría detectar las señales mioeléctricas, y un último electrodo ubicado a cierta distancia de estos dos para hacer las veces de tierra, el sistema cuenta con un medio de procesamiento y control de prótesis electromecánicas, el cual recibe las señales ya acondicionadas por una etapa inicial de acondicionamiento; en donde la etapa de procesamiento y control de la prótesis incluye: un medio para comparar tiempos de la contracción muscular y voltajes de dicha contracción con un tiempo y voltaje de umbral; un medio que activa los motores o por lo menos un motor que produce un movimiento en la prótesis. [16]

En el 2001 el inventor Ronald R. Riso patentó un control de prótesis con electromiografía que consta de un método y un sistema para controlar una prótesis, para una extremidad artificial. Usando señales de electromiografía captadas de los músculos definidos del brazo o de otra parte del cuerpo humano usando uno o varios conjuntos de electrodos dedicados a una fuente de señales de electromiografía, el sistema cuenta con las etapas de detección, recolección y control de la prótesis correspondiente o la parte correspondiente de la prótesis. [17]

En la universidad de Alicante se presentó una investigación en la que se desarrolló una implementación y evaluación de un esquema de control mioeléctrico ON/OFF utilizando hardware de bajo costo, en la investigación se implementó un control mioelectrico basado en umbrales y se realizó una evaluación de desempeño de los usuarios al ejecutar distintas pruebas de selección de objetivos con ayuda de una interfaz gráfica, con la cual se identifican los comandos de movimientos generados por los distintos músculos de la mano, tales como: cierre y apertura, supinación y pronación, extensión y flexión. Para la evaluación de desempeño se utilizó la ley de Fitts, que da como resultado una medida del rendimiento del usuario al hacer una tarea específica. [18]

En el 2012 en la Universidad de los Llanos en Meta, Colombia se presentó una investigación para trabajo de grado donde se describe la construcción de un brazo robótico el cual es controlado por señales de electromiografía tomada del brazo de un paciente por medio de electrodos conectados al mismo. Las señales son controladas por sensores superficiales de electromiografía. Dichas señales son controladas por un dispositivo microcontrolador marca Arduino, el cual dependiendo la diferencia de potencial que circule por el musculo, activara los cuatro servomotores instalados en un prototipo de prótesis robótica, la cual tiene ocho grados de libertad de movimiento. [19]

En la Universidad Autónoma de Yucatán, el estudiante de Ingeniería en Computación Irving Aaron Cifuentes González, presentó el diseño y construcción de un sistema para la adquisición y detección de señales de electromiografía tomadas de los músculos bíceps y tríceps, el trabajo tuvo como finalidad el planteamiento de la primera etapa para la construcción de un sistema de prótesis mioeléctrica, que sea capaz de reconocer las ordenes de movimiento generadas por los músculos, mediante un algoritmo de aprendizaje como una red neuronal, que al final catalogue las señales como alguno de los movimientos del brazo. [20]

VII. METODOLOGÍA

Se visualizó que la metodología más adecuada para este proyecto es una mezcla de investigación cuantitativa y cualitativa ya que los resultados obtenidos se basan en muestras numéricas de señales de electromiografía, de resultados obtenidos por diferentes pruebas y de experiencias del paciente al que está enfocado la investigación.

- Para lograr una identificación de los movimientos es necesario obtener señales de control del brazo del paciente, se decidió utilizar el dispositivo portable *MyoArmband*, el cual nos entrega ocho señales de electromiografía y para poder aprovechar al máximo el dispositivo es necesario investigar la estructura y funcionamiento del mismo, así como realizar pruebas de funcionamiento de las señales entregadas.
- Para obtener los datos de las señales de electromiografía se aprovechó un programa ejecutable que nos entrega el fabricante del dispositivo portable, modificando su código fuente y así guardar esos datos en un archivo de texto temporalmente.
- Para la visualización de los datos se requiere de una interfaz gráfica la cual se va a construir en el software Labview, dicho software se piensa aprovechar para la programación del algoritmo y del método para la identificación de los movimientos.
- Luego de tener un método para la identificación de los movimientos se procederá a la caracterización de los patrones de ciertos movimientos, para esto se realizarán pruebas experimentales con el paciente y dejando registro de los resultados obtenidos para determinar así la efectividad del método de identificación y caracterización.
- Para enfocar las pruebas y la investigación es necesario establecer un conjunto de movimientos principales de la mano, los cuales se elegirán teniendo en cuenta el criterio del paciente según su comodidad al ejecutarlos, el criterio de un fisioterapeuta según la conveniencia para la salud del paciente y de los investigadores dependiendo de las señales de electromiografía.
- Para el diseño de la prótesis electromecánica que será impresa en 3D, se solicitará apoyo de un docente ingeniero mecánico, para tener en cuenta todos parámetros y características de este paso, esto da cabida a la multidisciplinariedad en la investigación.

- El diseño de este prototipo electromecánico se desarrollará en un software de diseño en 3 dimensiones teniendo en cuenta las medidas tomadas anteriormente de la mano del paciente.
- Para la construcción de la prótesis electromecánica se debe hacer una selección de los componentes e instrumentos electrónicos, para hacer una buena selección se realizará una tabla con todas las posibles opciones y con todos los parámetros de cada instrumento para decidir las mejores opciones.
- Teniendo ya el control mioeléctrico y una prótesis electromecánica funcional se precederá a hacer pruebas de funcionamiento con el paciente y del producto final.

VIII. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Se ha establecido el siguiente cronograma de actividades para realizar el proyecto de investigación.

TABLA 1. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.

OBJETIVO	ACTIVIDAD	SEMANAS															
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Desarrollo e implementación de una interfaz para la adquisición y visualización de los datos entregados por los sensores de electromiografía del dispositivo portable MyoArmband.	Realizar una investigación exhaustiva acerca del funcionamiento del dispositivo portable <i>MyoArmband</i> .	X															
	Obtener los datos de las señales de electromiografía y guardarlos temporalmente en un archivo de texto.		X	X													
	Desarrollo de una interfaz de visualización de las señales de electromiografía en el software Labview.				X												
Determinación de patrones característicos de las señales censadas de un grupo específico de movimientos principales.	Realizar pruebas con diferentes métodos de identificación de movimientos característicos para señales de este tipo.					X											
	Establecer el método matemático más conveniente y caracterizar patrones para un grupo de movimientos.					X											
	Construcción del algoritmo de identificación de movimientos						X										
Pruebas de funcionamiento y desempeño del método y del algoritmo de caracterización.	Selección de los movimientos que harán parte del grupo al que se le realizaran pruebas.							X									
	Realizar pruebas de la efectividad del método seleccionado para el grupo de movimientos básicos.								X	X							

IX. RESULTADOS

En este trabajo se quiso aprovechar al máximo los sensores de Electromiografía incorporados en el dispositivo portable *MyoArmband*, para ello se debía acceder a los datos sensados por este dispositivo, el fabricante proporciona un Kit de desarrollo de Software (SDK) [21] que contiene archivos, ejecutables y librerías (Open Source) que se podían modificar. En este conjunto de archivos encontramos un ejecutable “emg-data-sample.exe” que permite la visualización de los datos actualmente sensados por los ocho sensores de Electromiografía del *MyoArmband*.

Modificando el código fuente de este ejecutable podemos enviar todos los datos de los ocho sensores a un archivo de texto plano, que se actualiza con cada toma de datos, el ambiente de programación de este ejecutable es “Visual Studio”, en este caso se hizo la modificación en la versión 2013. Para esto abrimos el archivo de extensión (.vcxproj) correspondiente al código fuente del ejecutable anteriormente mencionado en la plataforma de desarrollo.

Es importante incluir el archivo “myo32” o “myo64” de extensión (.dll) dependiendo de los bits del sistema operativo y llamar la librería “myo32” o “myo64” de extensión (.lib) también el correspondiente a la cantidad de bits del sistema operativo. Esta librería permite establecer la comunicación del ejecutable con el dispositivo portable que se comunica mediante Bluetooth.

Las líneas que se agregaron al código fuente del ejecutable son las siguientes:

```
- fstream file;  
- file.open("DATOS.txt", ios::out);  
- file << vector1 << ',' << vector2 << ',' << vector3 << ',' << vector4 << ',' <<  
  vector5 << ',' << vector6 << ',' << vector7 << ',' << vector8;  
- file.close();
```

Los vectores numerados del 1 al 8 corresponden a cada uno de los ocho sensores EMG del dispositivo *MyoArmband*, en la figura 9 se muestra la numeración de cada sensor EMG.

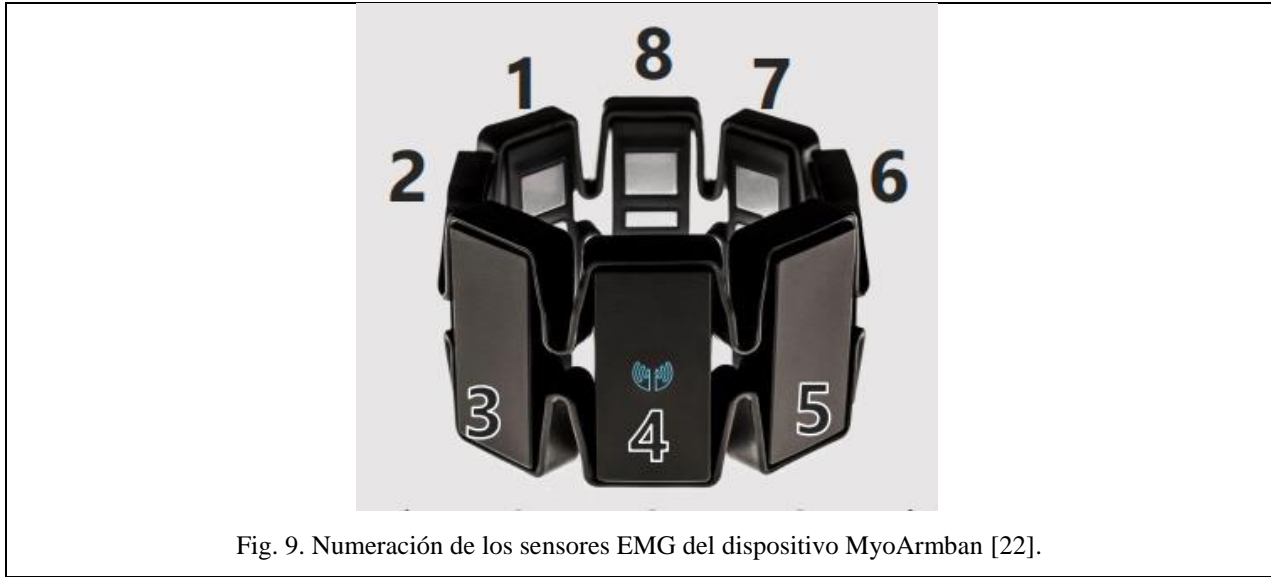


Fig. 9. Numeración de los sensores EMG del dispositivo MyoArmban [22].

Se debe tener en cuenta que el archivo de texto que se genera en este caso llamado “DATOS.txt” queda guardado en la misma ubicación donde se compila el ejecutable y donde se encuentran los archivos del SDK. En la figura 10 se muestra la visualización del ejecutable y en la figura 11 se muestra como queda el vector que contiene los datos de las señales en el archivo de texto.

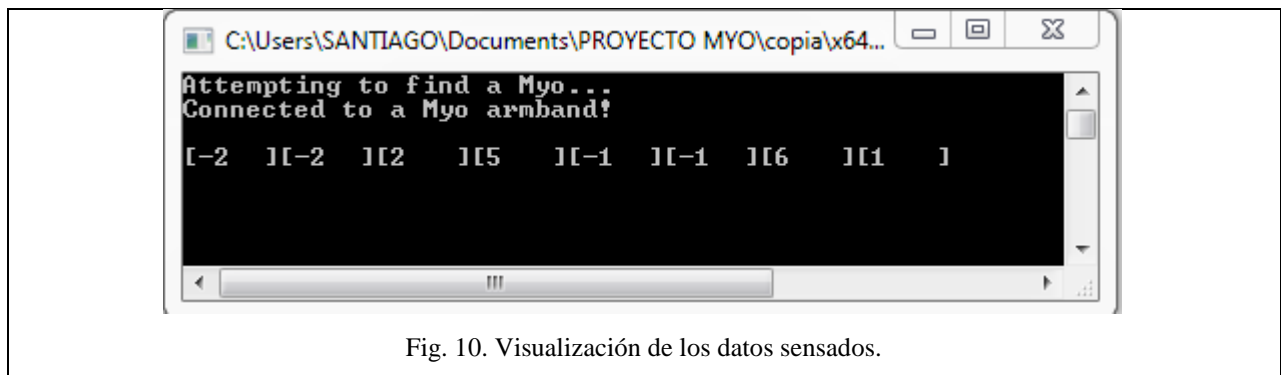


Fig. 10. Visualización de los datos sensados.

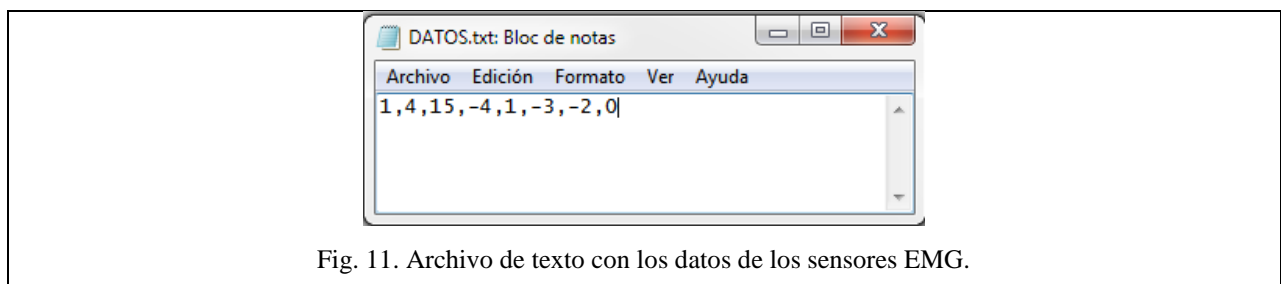


Fig. 11. Archivo de texto con los datos de los sensores EMG.

Es de anotar que las unidades en las que el dispositivo MyoArmband entrega de los datos de la señal EMG, no son unidades estandarizadas, sino que el fabricante las nombró “Unidades de activación”, ya que el dispositivo portable realiza internamente un pre procesamiento de las señales EMG que originalmente son del orden de micro voltios, estas unidades de activación se mueven en un rango aproximado de amplitud desde -150 hasta 150.

El archivo de texto plano generado contendrá una línea con los datos sensados por los ocho sensores EMG, esta línea se actualiza cada 20 milisegundos, siendo esta la velocidad de actualización de cada toma de datos.

Uno de los objetivos era generar un ambiente de visualización gráfica de la señal EMG, para esto se hizo uso del software “LabView”, ya que nos permitió llamar el archivo de texto plano y asignar cada valor a una variable, correspondiente a cada sensor del dispositivo MyoArmband, después se graficaron los datos para tener visualización y sacar conclusiones a simple vista del comportamiento de las señales EMG, cuando se ejecutaban movimientos con la mano. Es de tener en cuenta que estas pruebas se realizaron en una mano con músculos sanos.

En el ambiente de visualización ya tenemos características de las señales EMG, tales como rangos de amplitud y comportamientos temporales.

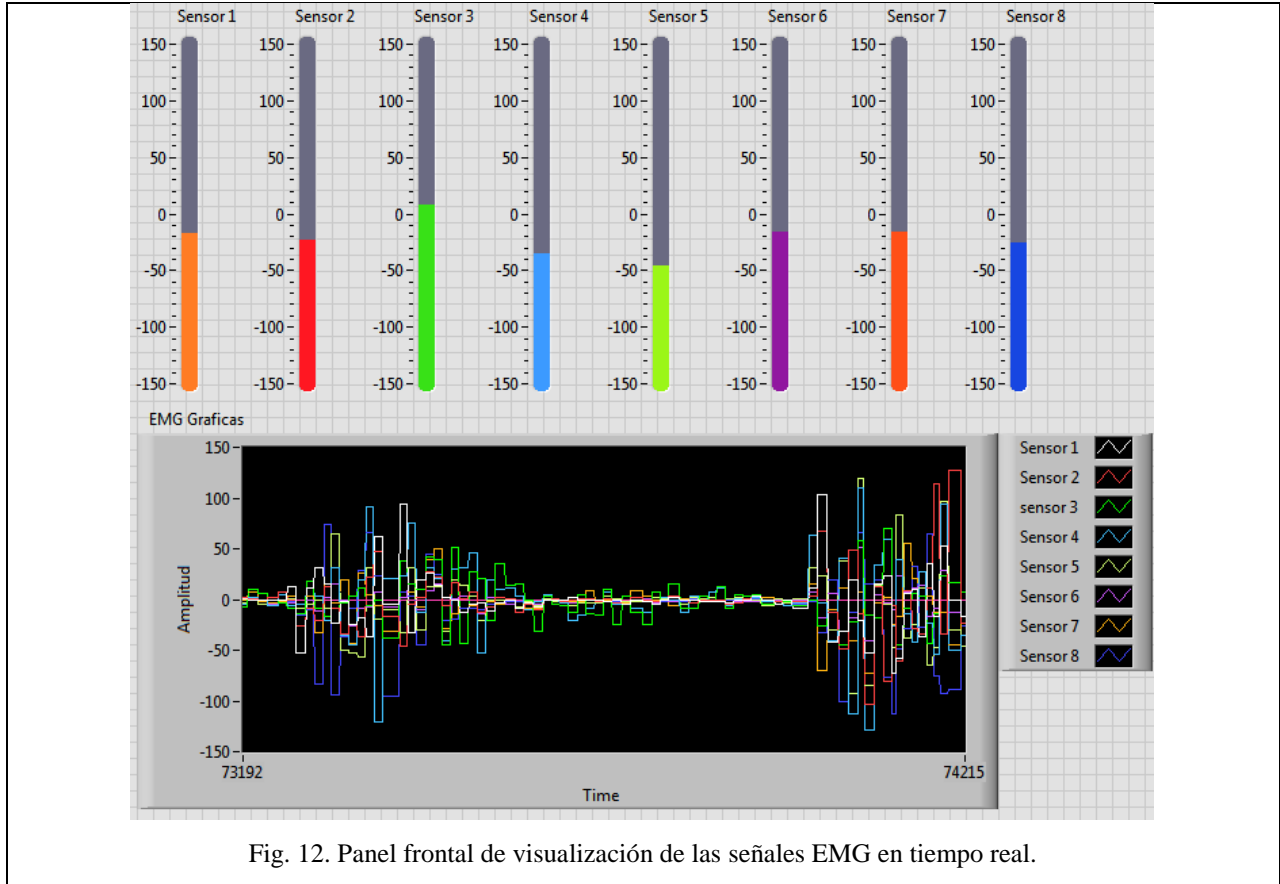


Fig. 12. Panel frontal de visualización de las señales EMG en tiempo real.

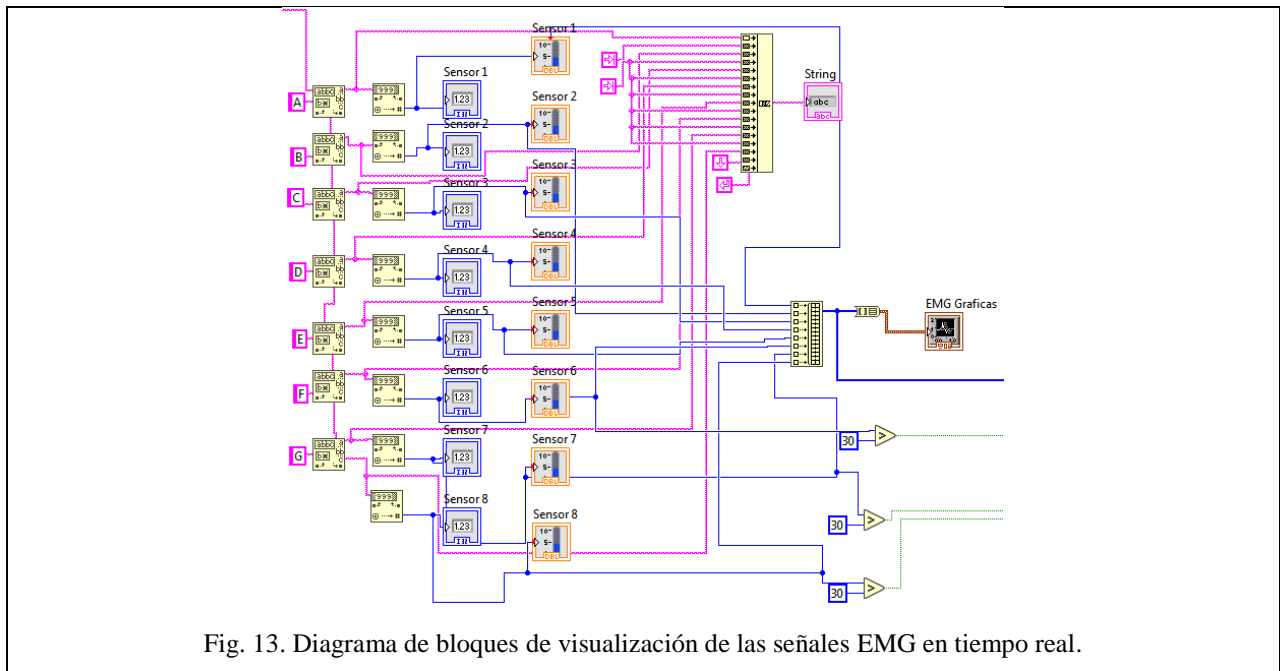


Fig. 13. Diagrama de bloques de visualización de las señales EMG en tiempo real.

Se concluyó que, para un grupo específico de cuatro movimientos, las señales EMG tenían un comportamiento característico y era evidente que, para cada movimiento, la amplitud de las señales EMG era muy superior en tripletas de sensores, estas tripletas eran diferentes para cada tipo movimiento.

De allí partimos a seleccionar el grupo específico de movimientos con los cuales se realizarán las pruebas posteriores y los que corresponderán a cada señal de control para el prototipo de prótesis de miembro superior. Teniendo en cuenta que los músculos que más amplitud generan en las señales EMG, están asociados a un sensor del dispositivo *MyoArmband*.

El grupo de movimientos de la mano que se selecciono es el siguiente:

- **Flexión de la mano.** [5]

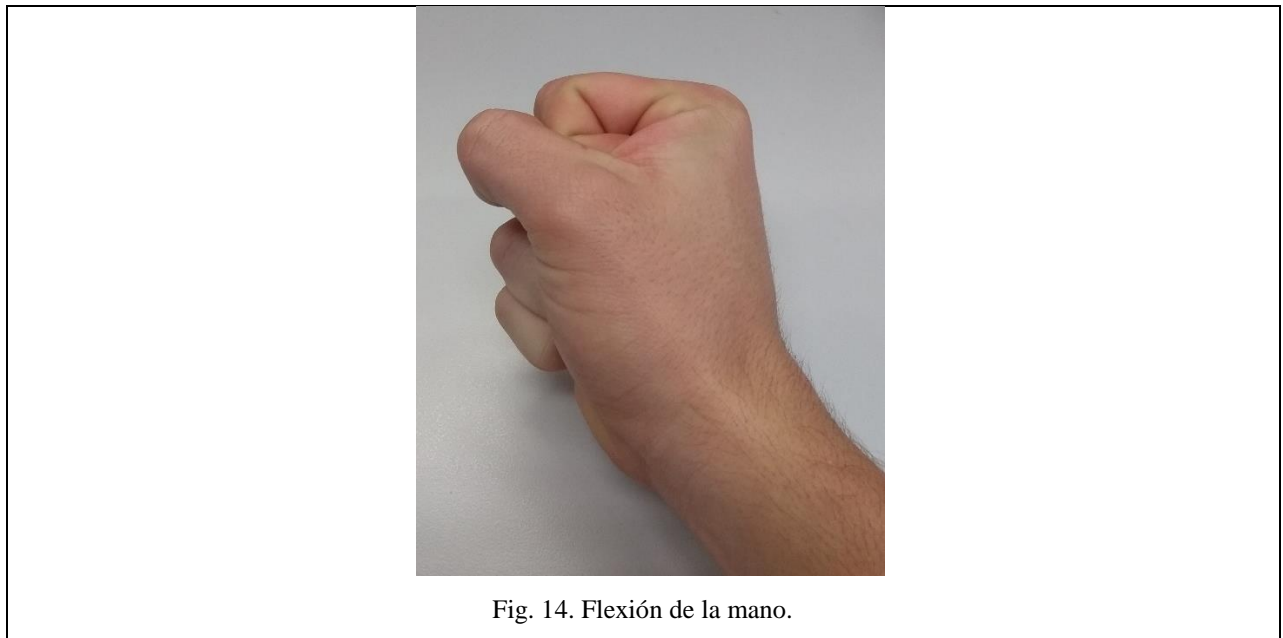


Fig. 14. Flexión de la mano.

- **Extensión de la mano.** [5]



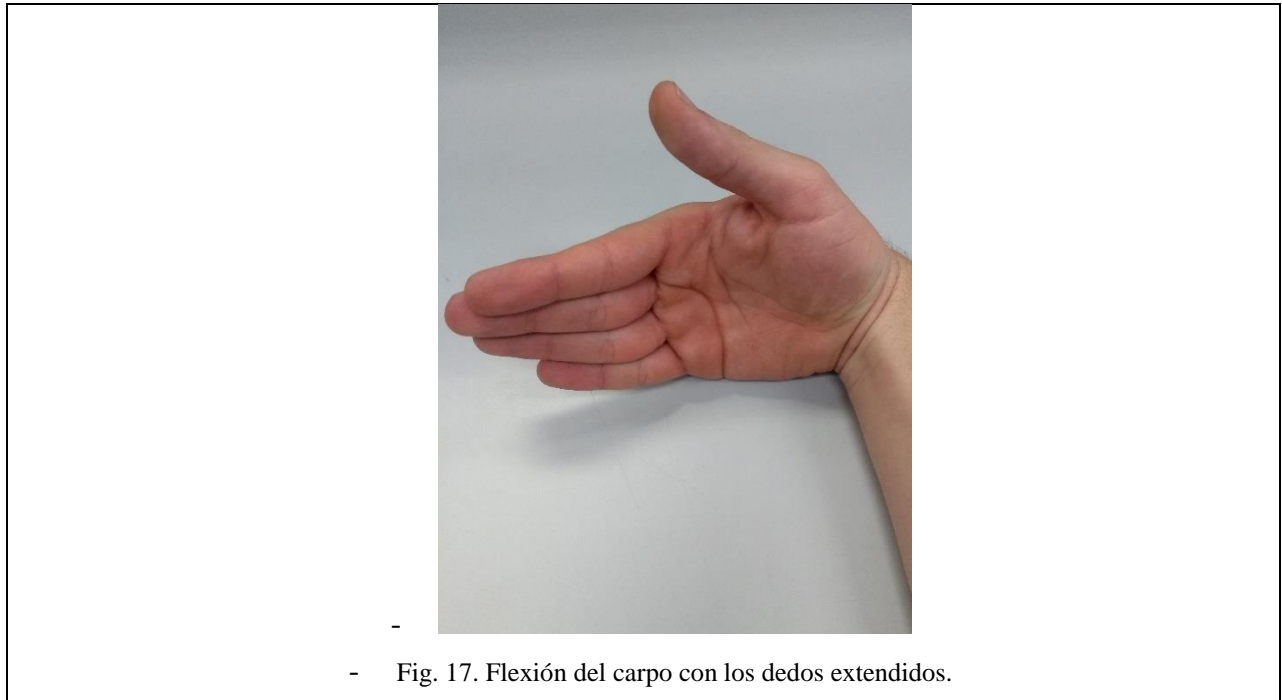
- Fig. 15. Extensión de la mano.

- **Flexión de los dedos con el primer dedo extendido.** [5]



- Fig. 16. Flexión de los dedos con el primer dedo extendido.

- **Flexión del carpo con los dedos extendidos.** [5]



Para cada uno de estos movimientos se identificaron los músculos del antebrazo que generan las señales EMG y que son captadas por el dispositivo *MyoArmband* y se le asoció un sensor a cada musculo. [23]

Los músculos que más intervienen y generan mayor amplitud en las señales EMG, para cada movimiento son los siguientes:

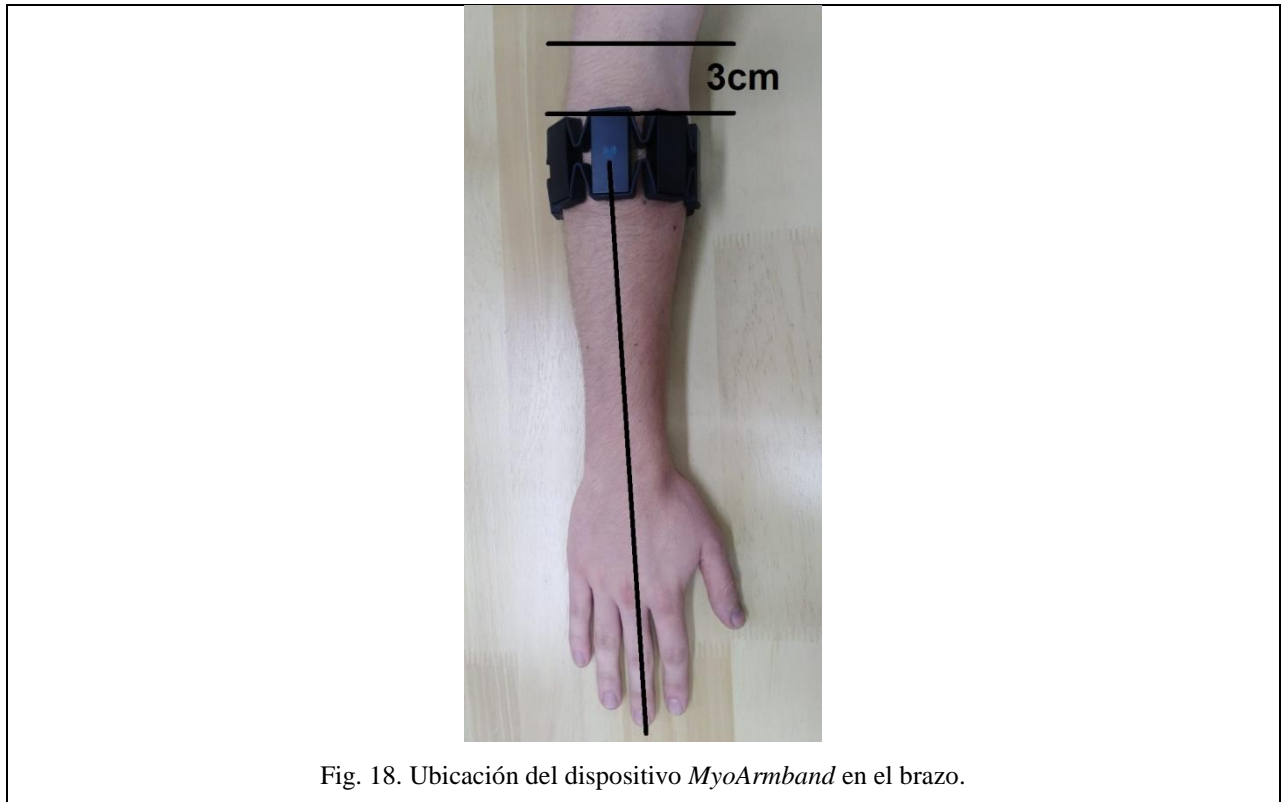
TABLA 2. MÚSCULOS QUE ACTÚAN EN LOS MOVIMIENTOS SELECCIONADOS. [23]

Movimiento	Músculo
Flexión de la mano:	<ul style="list-style-type: none"> - Musculo flexor superficial de los dedos. - Musculo flexor profundo de los dedos. - Musculo flexor largo del primer dedo. - Musculo extensor radial largo del carpo. - Musculo extensor ulnar del carpo.
	<ul style="list-style-type: none"> - Musculo extensor radial largo del carpo.

Extensión de la mano:	<ul style="list-style-type: none"> - Musculo extensor radiar corto del carpo. - Musculo extensor de los dedos. - Musculo extensor del quinto dedo. - Musculo extensor ulnar del carpo. - Musculo extensor del segundo dedo. - Musculo abductor largo del primer dedo. - Musculo extensor largo del primer dedo. - Musculo extensor corto del primer dedo.
Flexión de los dedos con el primer dedo extendido:	<ul style="list-style-type: none"> - Musculo flexor superficial de los dedos. - Musculo flexor profundo de los dedos. - Musculo abductor corto del primer dedo. - Musculo abductor largo del primer dedo.
Flexión del carpo con los dedos extendidos:	<ul style="list-style-type: none"> - Musculo flexor radial del carpo. - Musculo palmar largo. - Musculo flexor ulnar del carpo. - Musculo extensor de los dedos. - Musculo extensor del quinto dedo. - Musculo extensor del segundo dedo. - Musculo extensor largo del primer dedo. - Musculo extensor corto del primer dedo.

Debido a que le estamos asociando un sensor EMG a cada musculo que interviene en cada uno de los movimientos, entonces es muy importante establecer un uso estándar del dispositivo *MyoArmband*, para que siempre en cada toma de datos los mismos músculos actúen en los mismos sensores, para ello en la figura 17 se muestra la ubicación final en donde debe quedar el dispositivo *MyoArmband* en el antebrazo y donde se especifica que el dispositivo debe quedar a 3 centímetros aproximadamente debajo de la flexión del antebrazo y que el sensor número 4 del

dispositivo que tiene el logo de la marca en la parte superior, quede alineado por la cara superior de la mano con el dedo anular.



Según [2] la fatiga muscular también puede afectar en las características de las señales EMG y con ello la efectividad del algoritmo para identificar los movimientos, debido a esto, se recomienda con alta importancia el uso del dispositivo *MyoArmband* siguiendo las recomendaciones de la Figura 18 y que los músculos del antebrazo no tengan fatiga excesiva, como, por ejemplo, después de realizar actividad física, además de que el contacto entre los músculos y los sensores debe estar lo más limpio posible, con todas estas recomendaciones el porcentaje de confianza y efectividad del algoritmo de identificación serán mayores.

Siguiendo estas recomendaciones del uso del dispositivo *MyoArmband*, se realizaron adquisiciones de datos de señales EMG para un par de movimientos (extensión y flexión de la

mano), con una ventana de 100 datos, siempre en el estado estable de la señal EMG o sea con el movimiento ejecutado durante la recolección de datos. Se definió esta ventana teniendo en cuenta la frecuencia de muestreo del dispositivo MyoArmband (200 Hz) para obtener la mayor cantidad de información y minimizando al máximo el tiempo de respuesta del algoritmo de identificación de movimientos. Para estas muestras de datos aplicamos las siguientes técnicas de extracción de características de amplitud:

- MAV: valor medio absoluto.
- MEDAV: mediana del valor absoluto.
- VAR: varianza del valor absoluto.

En las siguientes tablas se muestran los resultados para cuatro muestras del mismo movimiento.

TABLA 3. VALOR MEDIO ABSOLUTO PARA EL MOVIMIENTO EXTENSIÓN DE LA MANO.

MAV	SENSOR 1	SENSOR 2	SENSOR 3	SENSOR 4	SENSOR 5	SENSOR 6	SENSOR 7	SENSOR 8
EXTENSION 1	8,8	23,9	28,8	12,7	3,6	2,6	8,4	16,4
EXTENSION 2	8,7	20,5	22,2	13,0	7,8	5,3	4,6	17,8
EXTENSION 3	5,9	12,4	28,0	10,3	3,1	2,7	8,6	10,6
EXTENSION 4	8,5	24,2	29,5	11,9	7,0	5,8	6,0	14,4

TABLA 4. VALOR MEDIO ABSOLUTO PARA EL MOVIMIENTO FLEXIÓN DE LA MANO.

MAV	SENSOR 1	SENSOR 2	SENSOR 3	SENSOR 4	SENSOR 5	SENSOR 6	SENSOR 7	SENSOR 8
FLEXION 1	26,9	25,6	7,6	18,4	6,6	14,4	16,9	28,6
FLEXION 2	21,3	12,6	10,4	26,4	4,1	18,3	18,4	17,6
FLEXION 3	25,1	15,1	9,7	28,7	3,1	4,5	16,5	16,7
FLEXION 4	24,6	18,5	8,4	24,9	4,6	13,8	17,5	20,3

TABLA 5. MEDIANA DEL VALOR ABSOLUTO DEL MOVIMIENTO EXTENSIÓN DE LA MANO.

MEDAV	SENSOR 1	SENSOR 2	SENSOR 3	SENSOR 4	SENSOR 5	SENSOR 6	SENSOR 7	SENSOR 8
EXTENSION 1	7	21	24	11	3	2	5	12
EXTENSION 2	7	15	17	11	7	4	3	14
EXTENSION 3	5	9	23	8	3	2	7	8
EXTENSION 4	6	21	26	9	6	5	4	12

TABLA 6. MEDIANA DEL VALOR ABSOLUTO DEL MOVIMIENTO FLEXIÓN DE LA MANO.

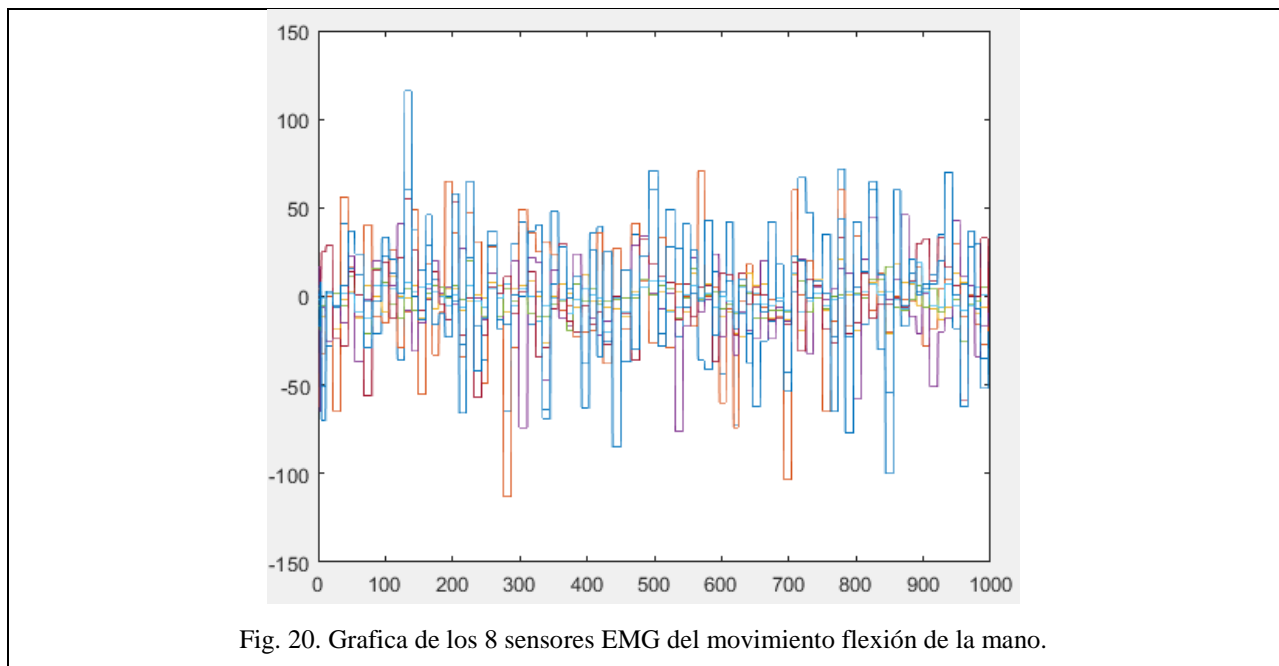
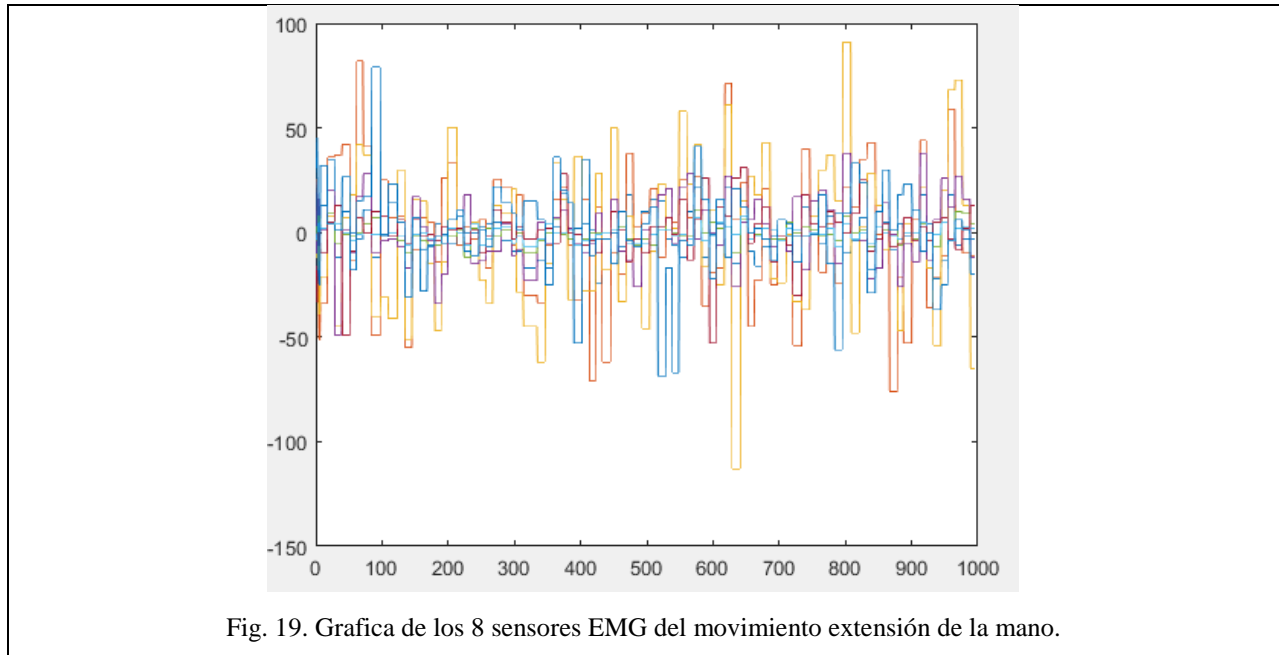
MEDAV	SENSOR 1	SENSOR 2	SENSOR 3	SENSOR 4	SENSOR 5	SENSOR 6	SENSOR 7	SENSOR 8
FLEXION 1	23	20	8	15	5	5	13	23
FLEXION 2	18	10	9	23	3	5	14	13
FLEXION 3	18	13	7	24	3	4	14	12
FLEXION 4	20	14	8	20	4	4	13	15

TABLA 7. VARIANZA DEL MOVIMIENTO EXTENSIÓN DE LA MANO.

VARIANZA	SENSOR 1	SENSOR 2	SENSOR 3	SENSOR 4	SENSOR 5	SENSOR 6	SENSOR 7	SENSOR 8
EXTENCION 1	45,8	351,3	439,3	96,9	9,5	4,2	89,6	255,4
EXTENCION 2	48,8	296,3	268,6	96,7	28,8	19,6	24,7	266,3
EXTENCION 3	29,0	121,8	413,0	71,7	6,8	7,3	112,0	80,1
EXTENCION 4	62,5	366,8	442,8	106,2	30,4	21,4	28,1	115,2

TABLA 8. VARIANZA DEL MOVIMIENTO FLEXIÓN DE LA MANO.

VARIANZA	SENSOR 1	SENSOR 2	SENSOR 3	SENSOR 4	SENSOR 5	SENSOR 6	SENSOR 7	SENSOR 8
FLEXION 1	356,5	521,1	32,5	254,7	29,1	14,4	190,7	650,6
FLEXION 2	296,8	92,4	69,5	400,9	9,4	18,3	279,2	218,7
FLEXION 3	537,3	140,2	65,5	571,5	7,3	11,5	173,8	246,4
FLEXION 4	324,6	165,1	54,4	391,2	15,7	16,7	148,2	341,6



Según los resultados en las tablas 3 y 4 es notoria la irregularidad en los MAV tomados de las señales EMG para un movimiento de la mano y hay valores en sensores que tienen cambios bruscos y si se quiere realizar un algoritmo para identificar patrones a partir de esta técnica de

extracción de características, será muy complejo tratar con estos cambios bruscos ya que alteraría considerablemente la toma de decisiones.

En [22] desarrollaron un método simple pero confiable para la detección de gestos a partir de la técnica de caracterización de amplitud de señales EMG, Valor medio absoluto (MAV). El primer paso para el desarrollo de este método fue agrupar los sensores en tripletas de manera que cada sensor aportara información en tres de los ocho grupos definidos como se muestra en la siguiente tabla.

TABLA 9. GRUPOS DE LAS COMBINACIONES DE LOS SENSORES EMG [22].

Grupo	Combinación de sensores EMG
1	1,2,3
2	2,3,4
3	3,4,5
4	4,5,6
5	5,6,7
6	6,7,8
7	7,8,1
8	8,1,2

De esta manera se disminuyen las afectaciones en el método de identificación, por los cambios bruscos en solo uno de los sensores EMG.

Después se obtienen los MAV de cada sensor, se suman dependiendo el grupo y se dividen por tres para generar un promedio de los valores MAV en las señales, estas tomas de datos se realizan con una ventana de cien datos en el estado estable de la señal EMG y se clasifican los tres grupos

con mayor promedio, estas serán las características principales a comparar por el método de detección de movimientos.

Se definió esta ventana de 100 datos porque es una cantidad que puede aportar la suficiente información al algoritmo de identificación de movimientos y teniendo en cuenta que se quiere una respuesta lo más rápida posible.

Luego se comparan estas características principales tomadas de los datos en tiempo real con otras tres características de calibración que pertenecen a cada movimiento en específico, se le asigna un puntaje dependiendo la coincidencia a cada uno de los promedios de grupo clasificado anteriormente. En la Tabla 10 se muestra los puntajes que serán asignados.

Se definió un umbral para el nivel de confianza más alto, que debía cumplirse en el puntaje asignado a los promedios de grupo, dicho umbral deberá ser mayor de 10 para confirmar que el movimiento realizado por el usuario había sido identificado. En caso de que los dos promedios de grupos más altos coincidan el puntaje asignado será diez como se muestra en la tabla y sería suficiente para confirmar un movimiento pero las coincidencias entre los segundos y terceros promedios de grupo sumaran puntos y aumentar el nivel de confianza, que para el caso de ser el máximo, la sumatoria de puntajes será 20.

El algoritmo elegirá el movimiento con mayor puntaje sumado en los promedios de grupo comparados.

TABLA 10. PUNTAJES DE COINCIDENCIA. [22]

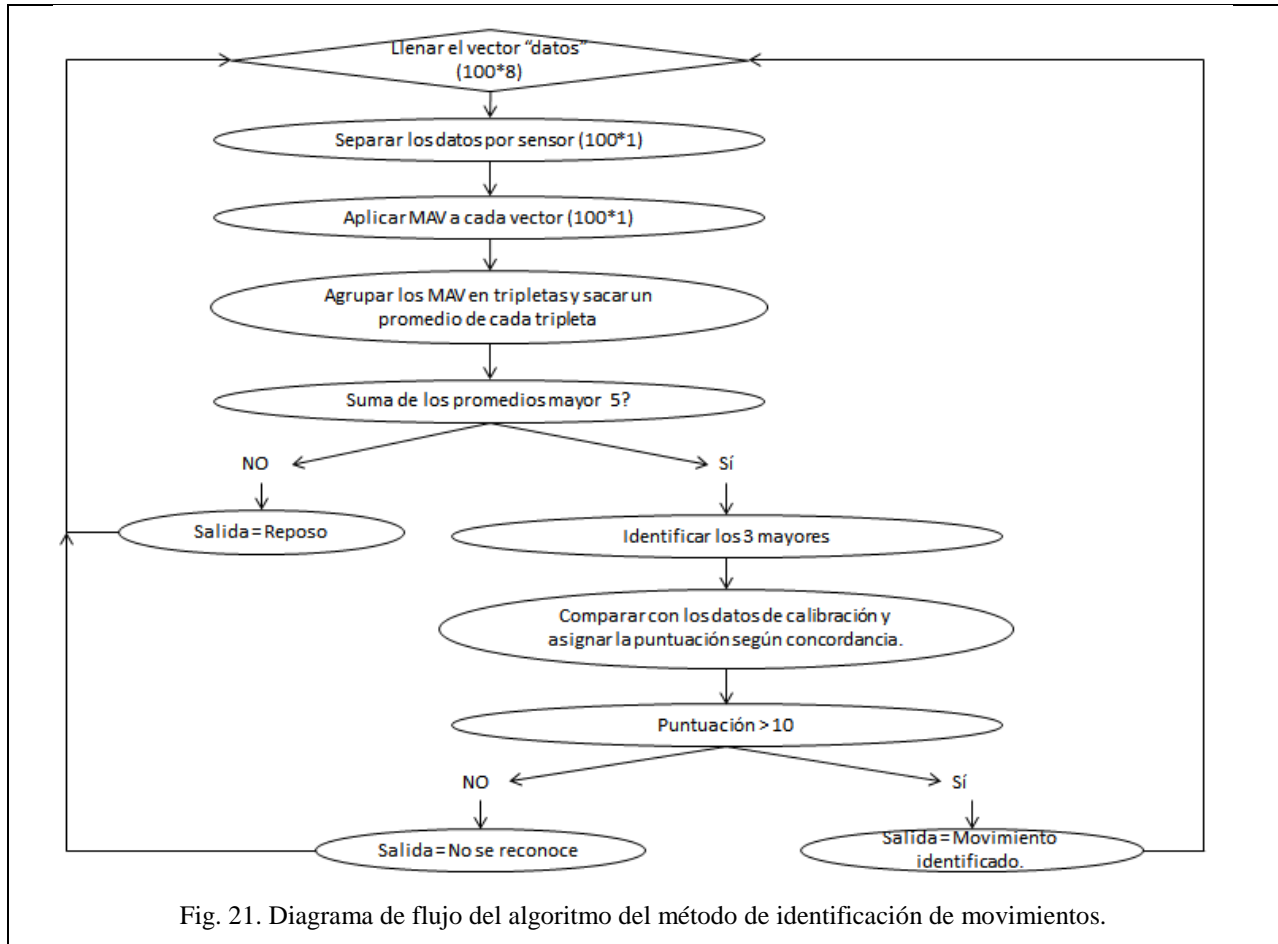
		CALIBRACIÓN		
		1er	2do	3er
DATOS DE TIEMPO REAL	1er	10	7	3
	2do	4	6	2
	3er	2	3	4

Para obtener los valores de calibración de cada movimiento, se realizaron tomas de datos de los movimientos seleccionados en 10 ocasiones por movimiento con dos usuarios diferentes, estos datos fueron tomados cuando el usuario mantenía el movimiento ejecutado (estado estable de señal EMG) durante la toma de 100 datos. Para cada ejecución de los movimientos se guardaron los tres promedios de grupo más altos y se promediaron para obtener los tres promedios de grupo que corresponden a la calibración. En la tabla 10 se muestran los valores de calibración para cada movimiento.

TABLA 11. VALORES DE CALIBRACIÓN.

MOVIMIENTO	CALIBRACIÓN		
Flexión de la mano	7	8	1
Extensión de la mano	2	1	3
Flexión de los dedos con el primer dedo extendido	8	1	2
Flexión del carpo con los dedos extendidos	6	7	8

A continuación, se muestra en la figura en diagrama de flujo del algoritmo desarrollado en Matlab que se ejecutara para la identificación de movimientos.



El algoritmo además de identificar los cuatro movimientos seleccionados también identifica cuando el usuario tiene la mano en reposo, a partir de la sumatoria de los promedios de grupos que si es muy baja quiere decir que la mano no está emitiendo señales EMG con amplitudes grandes.

Después de establecer los puntos de calibración correspondiente a cada movimiento y de tener el algoritmo que compara los datos de tiempo real con los datos de calibración para identificar los movimientos., procedemos a realizar pruebas y a construir una matriz de efectividad o confiabilidad del método elaborado.

Para ello, se realizaron diez tomas de datos para cada uno de los movimientos y se registraron las respuestas.

Se debe tener en cuenta que estas tomas de datos se realizaron con las recomendaciones mencionadas anteriormente del uso del dispositivo *MyoArmband*.

TABLA 12. RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE CONFIABILIDAD DEL MÉTODO.

		MOVIMIENTO REALIZADO			
RESULTADO	CONFIABILIDAD	EXTENCION	FLEXION	PULGAR ARRIBA	ABDUCCION
	EXTENCION	10/10	0/10	1/10	0/10
	FLEXION	0/10	10/10	0/10	1/10
	PULGAR ARRIBA	0/10	0/10	9/10	0/10
	ABDUCCION	0/10	0/10	0/10	9/10
	NO SE REONOCE	0/10	0/10	0/10	0/10

Según la tabla 12, se puede concluir que el nivel de confianza del método es alto, por encima del 90 por ciento y puede ser utilizado en el prototipo de prótesis funcional mencionado anteriormente para realizar 4 movimientos y también acondicionarse para una persona con movilidad reducida en su mano.

Debido al alto grado de éxito del método de identificación del algoritmo realizado, no se ve la necesidad de construir y entrenar una red neuronal para tomar decisiones y además este proceso aumentaría el costo computacional y el tiempo de respuesta final.

Para verificar la importancia de agrupar los sensores en tripletas (tabla 9), se realizaron pruebas al algoritmo desarrollado, pero sin agrupar los sensores, simplemente comparando los tres mayores MAV de las señales con los nuevos valores de calibración para cada movimiento, obteniendo los siguientes resultados:

TABLA 13. RESULTADO DE LA PRUEBA DE CONFIABILIDAD DEL MÉTODO SIN AGRUPAR SENSORES.

		MOVIMIENTO REALIZADO			
RESULTADO	CONFIABILIDAD	EXTENCION	FLEXION	PULGAR ARRIBA	ABDUCCION
	EXTENCION	4/10	1/10	1/10	0/10
	FLEXION	2/10	3/10	2/10	2/10
	PULGAR ARRIBA	2/10	2/10	4/10	1/10
	ABDUCCION	0/10	1/10	1/10	5/10
	NO SE REONOCE	2/10	3/10	2/10	2/10

Es evidente que la efectividad del método disminuye considerablemente, haciendo inviable el método de esta manera, por eso la importancia de agrupar los sensores en triplas y así disminuir la afectación del resultado cuando uno de los sensores EMG tenga cambios bruscos en la amplitud.

Finalmente, en el algoritmo de identificación de movimientos se envía el dato de salida por comunicación serial y por Bluetooth a una tarjeta de desarrollo Arduino Nano, la cual se encargará de controlar los Servo motores incorporados en el prototipo de prótesis impreso en 3D. Para esto se diseñó un PCB que realiza la conectividad entre la tarjeta de desarrollo antes mencionada, los servomotores y el modulo Bluetooth para la comunicación entre en PC y la tarjeta de desarrollo.

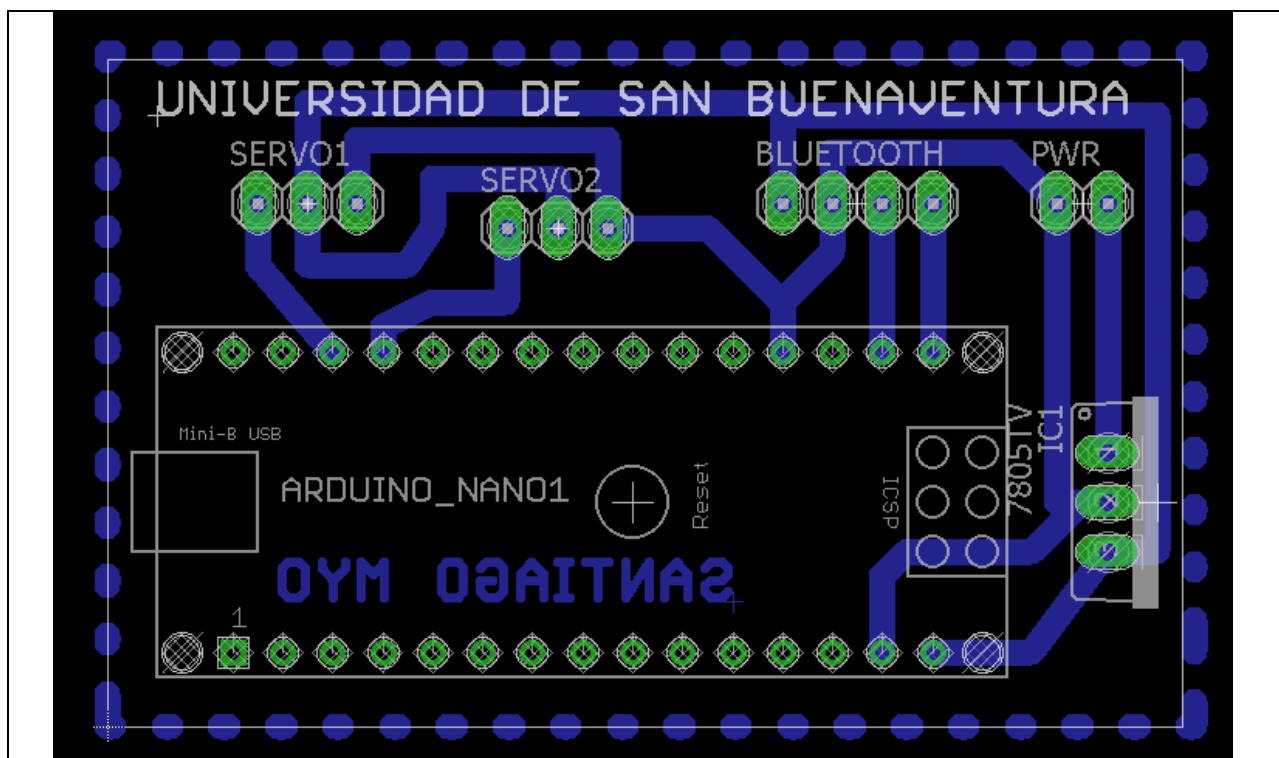


Fig. 22. Diseño PCB de la tarjeta controladora del prototipo de prótesis.

X. CONCLUSIONES

Se concluyó que el dispositivo portable MyoArmband es una herramienta que se puede aprovechar para este tipo de proyectos y que no requiere un alto grado de acondicionamiento de señales EMG, gracias a la cantidad de sensores EMG que permiten desarrollar métodos de identificación con solo técnicas basadas e amplitud.

Se concluyó que para el uso de este dispositivo es muy importante establecer un uso estándar y común para el dispositivo portable MyoArmband, para tener siempre concordancia entre los sensores y los músculos de brazo.

Se concluyó que si se quiere realizar un trabajo profundo de acondicionamiento de señales EMG, el dispositivo MyoArmband no es el mejor candidato, ya que el mismo realiza un pre procesamiento de las señales y la frecuencia final de entrega de datos es de 200 Hz, perdiendo así información importante en las señales EMG.

REFERENCIAS

- [1] 2005. [En línea]. Available: www.dalcame.com.
- [2] R. C. A. C. B. T. Juliana M. Fernández, «INFLUENCIA DE LA FATIGA MUSCULAR EN LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS ESTIMULADOS ELÉCTRICAMENTE,» *EIA*, vol. 7, 2007.
- [3] C. J. D. Luca, «SURFACE ELECTROMYOGRAPHY: DETECTION AND RECORDING,» 2002. [En línea]. Available: www.delsys.com.
- [4] ResearchGate, «ResearchGate,» 2018. [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Figura-2-14-Representacion-esquemática-de-la-senal-EMG-resultante-a-partir-de-un-numero_fig11_266738472.
- [5] F. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, Saunders, 2014.
- [6] 2013. [En línea]. Available: www.myo.com.
- [7] U. Demírel, «CREATING A GENERIC HAND AND FINGER GESTURE RECOGNIZER,» 2017.
- [8] 2018. [En línea]. Available: <http://dle.rae.es/?id=1nmLTsh>.
- [9] Equaphon, 2016. [En línea]. Available: <http://www.equaphon-university.net>.
- [10] Mayo 2001. [En línea]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Red_neuronal_artificial.
- [11] J. I. Bagnato, 2017. [En línea]. Available: www.aprendemachinelearning.com.
- [12] Centro Nacional de Información de Ciencias Médicas, «INFOMED RED DE SALUD DE CUBA,» 2013. [En línea]. Available: <http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2013/01/protesis-de-miembros-superiores.pdf>. [Último acceso: Agosto 2018].
- [13] C. Q.-B. y C. Gaviria-Lopez, Junio 2015. [En línea]. Available: <http://dx.doi.org/10.11144/Javeriana.iyu19-1.siim>.
- [14] M. C. Salazar, O. A. Zapata y S. A. Calle, «Caracterización de señales electromiográficas para la clasificación de cuatro movimientos de la mano empleando técnicas temporales y

frecuenciales,» Medellín, 2015.

- [15] A. V. L. G. R. T. H. C.R Torres, «Diseño persinalizado de una interfaz mioelectrica para una prótesis de miembro superior,» *Revista Colombiana de Biotecnología*, vol. XIII, nº 2, pp. 70-83, Diciembre 2011.
- [16] L. B. Castillo, «Sistema y método de adquisición y procesamiento de señales mioelétricas para control de una prótesis de brazo». Patente WO2011028087A1, 2 Septiembre 2009.
- [17] R. Riso, «EMG control de prótesis». Patente WO2001013778A2, 6 Diciembre 2001.
- [18] J. L. Castellanos, «Implementación y evaluación de un esquema de control mioelétrico ON/OFF utilizando hardware de bajo coste,» Alicante, 2017.
- [19] G. C. H. R. Padilla Mayoca, «Brazo robótico controlado por electromiografía,» Meta, 2012.
- [20] I. C. Gonzáles, «Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiograficas,» Mérida, 2010.
- [21] THALMICLABS, 2013. [En línea]. Available: https://developer.thalmic.com/docs/api_reference/platform/the-sdk.html.
- [22] J. R. A. Patel, «EMG Based Human Machine Interface,» 2018.
- [23] A. F. D. I. A. M. Keith L. Moore, *Anatomia con orientacion clinica.*, Philadelphia: kluwer health, S.A, 2013.

ANEXOS

Código en Matlab del método para identificar los movimientos:

```
C1=[];
C2=[];
C3=[];
C4=[];
C5=[];
C6=[];
C7=[];
C8=[];
datos=[];
for i=1:100

    datos=importdata('TEXTO.txt');
    if length(datos) ~= 8
        datos=importdata('TEXTO.txt');
    else
        datost(i,1:8)=datos(1,1:8);
        C1(i,1)=datos(1,1);
        C2(i,1)=datos(1,2);
        C3(i,1)=datos(1,3);
        C4(i,1)=datos(1,4);
        C5(i,1)=datos(1,5);
        C6(i,1)=datos(1,6);
        C7(i,1)=datos(1,7);
        C8(i,1)=datos(1,8);
    end
end

C1abs=abs(C1);
C1prom=mean(C1abs);
C1med=median(C1abs);

C2abs=abs(C2);
C2prom=mean(C2abs);
C2med=median(C2abs);

C3abs=abs(C3);
C3prom=mean(C3abs);
C3med=median(C3abs);

C4abs=abs(C4);
C4prom=mean(C4abs);
C4med=median(C4abs);

C5abs=abs(C5);
C5prom=mean(C5abs);
C5med=median(C5abs);
```

```
C6abs=abs (C6) ;
C6prom=mean (C6abs) ;
C6med=median (C6abs) ;

C7abs=abs (C7) ;
C7prom=mean (C7abs) ;
C7med=median (C7abs) ;

C8abs=abs (C8) ;
C8prom=mean (C8abs) ;
C8med=median (C8abs) ;

G1=(C1prom+C2prom+C3prom) /3;
G2=(C2prom+C3prom+C4prom) /3;
G3=(C3prom+C4prom+C5prom) /3;
G4=(C4prom+C5prom+C6prom) /3;
G5=(C5prom+C6prom+C7prom) /3;
G6=(C6prom+C7prom+C8prom) /3;
G7=(C7prom+C8prom+C1prom) /3;
G8=(C8prom+C1prom+C2prom) /3;
G=[G1 G2 G3 G4 G5 G6 G7 G8];
T1=0;
T2=0;
T3=0;

for i=1:8
    if G(i)>T1
        T1=G(i);
        TT1=i;
    end
end

for j=1:8
    if (G(j)>T2) && (G(j)<T1)
        T2=G(j);
        TT2=j;
    end
end

for h=1:8
    if (G(h)>T3) && (G(h)<T2)
        T3=G(h);
        TT3=h;
    end
end

PF1=0;
PF2=0;
PF3=0;
PE1=0;
PE2=0;
PE3=0;
PP1=0;
```

```
PP2=0;
PP3=0;
PA1=0;
PA2=0;
PA3=0;
if TT1==7
    PF1=10;
end
if TT2==8
    PF2=6;
end
if TT3==1
    PF3=4;
end
if TT1==8
    PF1=7;
end
if TT1==1
    PF1=3;
end
if TT2==7
    PF2=4;
end
if TT2==1
    PF2=2;
end
if TT3==7
    PF3=2;
end
if TT3==8
    PF3=3;
end

if TT1==2
    PE1=10;
end
if TT2==1
    PE2=6;
end
if TT3==3
    PE3=4;
end
if TT1==1
    PE1=7;
end
if TT1==3
    PE1=3;
end
if TT2==2
    PE2=4;
end
if TT2==3
    PE2=2;
end
if TT3==2
```

```
        PE3=2;
end
if TT3==1
    PE3=3;
end

if TT1==8
    PP1=10;
end
if TT2==1
    PP2=6;
end
if TT3==2
    PP3=4;
end
if TT1==1
    PP1=7;
end
if TT1==2
    PP1=3;
end
if TT2==8
    PP2=4;
end
if TT2==2
    PP2=2;
end
if TT3==8
    PP3=2;
end
if TT3==1
    PP3=3;
end

if TT1==6
    PA1=10;
end
if TT2==7
    PA2=6;
end
if TT3==8
    PA3=4;
end
if TT1==7
    PA1=7;
end
if TT1==8
    PA1=3;
end
if TT2==6
    PA2=4;
end
if TT2==8
    PA2=2;
```

```
end
if TT3==6
    PA3=2;
end
if TT3==7
    PA3=3;
end
MF=PF1+PF2+PF3;
ME=PE1+PE2+PE3;
MP=PP1+PP2+PP3;
MA=PA1+PA2+PA3;

if ((G1+G2+G3+G4+G5+G6+G7+G8)/3)>5

if ((MF)>=10) && (MF>MP) && (MF>ME) && (MF>MA)
    MOVIMIENTO="Flexion"
end
if ((MP)>=10) && (MP>ME) && (MP>MF) && (MF>MA)
    MOVIMIENTO="PULGAR ARRIBA"
end
if ((MA)>=10) && (MA>ME) && (MA>MF) && (MA>MP)
    MOVIMIENTO="ABDUCCION"
end
if ((ME)>=10) && (ME>MP) && (ME>MF) && (ME>MA)
    MOVIMIENTO="Extension"
elseif (MF)<10&&(ME)<10 &&(MA)<10&&(MP)<10
    MOVIMIENTO="NO SE RECONOCE"
end
else
    MOVIMIENTO="REPOSO"
end
```