



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática

**Diseño del sistema de control de un
dispositivo mecatrónico de rehabilitación de
mano**

Autor:

Gutiérrez Vivas, David

Tutor:

**Fraile Marinero, Juan Carlos
Departamento de Ingeniería de
Sistemas y Automática**

Valladolid, junio de 2017.



RESUMEN

El propósito de este trabajo es proporcionar los conceptos básicos para la aplicación de la electromiografía en entornos de bioingeniería, en particular para controlar una prótesis robótica.

Se presentan los fundamentos fisiológicos de las señales mioeléctricas, así como los principales métodos usados para su procesamiento.

Esta información recabada se ha puesto en práctica desarrollando un programa de reconocimiento de los movimientos de apertura y cierre de la mano por parte de un individuo a través de sus señales electromiográficas.

Se muestran los resultados obtenidos a partir de pruebas realizadas con sujetos sanos y las conclusiones sacadas a partir de estos, ratificándose la viabilidad del uso de la electromiografía para el control de dispositivos robóticos basados en la intencionalidad del sujeto de abrir o cerrar la mano.

Acorde a estas conclusiones se proponen mejoras y futuros trabajos para el sistema desarrollado, con vistas a la creación de un dispositivo robótico de rehabilitación para pacientes con problemas de movilidad de la mano.

Palabras clave

Electromiografía, control, rehabilitación de mano, procesamiento de señal, músculo.



ABSTRACT

The purpose of the present Project is to provide a basis for the use of electromyography in bioengineering devices, especially for controlling robotic prosthesis.

Physiological fundamentals of electromyographic signals, as well as the main commonly used processing methods, are presented in order to assess this field.

This information has been considered for the development of an opening and closure hand movement recognition program, which uses the electromyographic signals collected from the forearm of a subject.

The results of the tests, carried out with healthy people, are reported, and the conclusions made according to them verify the viability of the usage of electromyography for robotic devices control.

Taking everything into account, improvements for the developed system and future works are proposed given the intention of creating a robotic hand rehabilitation device.

Keywords

Electromyography, control, hand rehabilitation, signal processing, muscles.



0. ÍNDICE

0. ÍNDICE	3
1. Objetivo del proyecto e introducción	7
1.1. Introducción.....	7
1.2. Objetivo del proyecto	8
2. Anatomía de la mano y del antebrazo	11
2.1. Músculos.....	11
3. Electromiografía	17
3.1. Introducción	17
3.1.1. Antecedentes y evolución histórica	17
3.2. Fundamentos fisiológicos	18
3.2.1. Biopotenciales.....	18
3.2.2. Unidad Motora.....	19
3.2.3. Señales EMG	21
3.2.3.1. Generación	21
3.2.3.2. Características del potencial de acción	23
3.2.3.3. Composición de las señales EMG	24
3.2.3.4. Características de las señales EMG.....	25
3.3. Detección de las señales electromiográficas	26
3.3.1. Qué es un electrodo.....	26
3.3.2. Configuración del electrodo.....	27
3.3.3. Tipos de electrodo	27
3.4. Normatividad para electromiografía: SENIAM	29
3.4.1. Localización de los electrodos.....	30
3.5. Adquisición y acondicionamiento de la señal	33
4. Estado del arte	35
4.1. Análisis de los principales métodos de control EMG	35
4.1.1. Métodos de control no basados en reconocimiento de patrones.....	35
4.1.1.1. Métodos umbral	36
4.1.1.2. Máquina de estados finitos	36
4.1.1.3. Control proporcional	36
4.1.2. Control mediante reconocimiento de patrones	37
4.1.2.1. Extracción de características.	37
4.1.2.1.1. Características Temporales	37
4.1.2.1.2. Características espectrales	39
4.1.2.1.3. Dominio tiempo-frecuencia	39
4.1.2.2. Reducción de dimensionalidad.....	40
4.1.2.3. Clasificación de Patrones.....	41
4.2. Análisis de trabajos previos	42



4.2.1.	Exoesqueleto para rehabilitación de mano controlado por señales EMG	43
4.2.2.	Exoesqueleto robótico para la mano controlado mediante señales EMG para entrenamiento de pacientes crónicos tras accidentes cerebrovasculares de entrenamiento	45
5.	<i>Sistema implementado</i>	47
5.1.	Músculos seleccionados. Posición de los electrodos	47
5.2.	Adquisición y tratamiento de señales electromiográficas	56
5.2.1.	Equipo empleado	56
5.2.2.	Método de procesamiento implementado	59
5.2.2.1.	Rectificado dinámico de la señal electromiográfica	59
5.2.2.2.	Cálculo del valor RMS de la señal EMG.....	61
5.2.2.3.	Cálculo del valor de máxima contracción voluntaria	63
5.2.2.3.1.	Necesidad de normalizar la señal	63
5.2.2.3.2.	Protocolo de movimientos para el cálculo del MVC.....	64
5.2.2.3.3.	Cálculo del MVC de cada músculo analizado.....	66
5.2.2.4.	Normalización de la señal RMS a %MVC	68
5.2.2.5.	Detección de la activación muscular.....	69
5.2.2.5.1.	Generación de la señal de activación	69
5.2.2.5.2.	Corrección de falsas activaciones	70
5.2.2.5.3.	Corrección de falsas desactivaciones	71
5.2.2.5.4.	Umbral de activación.....	73
5.2.2.6.	Determinación de apertura y cierre de la mano.....	73
5.2.3.	Tratamientos descartados.....	76
5.2.3.1.	Filtro digital paso bajo	76
5.2.3.2.	Obtención de la envolvente	79
5.2.3.3.	Media móvil	80
5.2.4.	Validación del tratamiento de las señales electromiográficas implementado	81
5.2.5.	Toma de datos.....	83
5.2.5.1.	Parámetros que afectan a la señal registrada	83
5.2.5.2.	Protocolos para el reconocimiento de apertura y cierre de la mano	84
5.2.5.2.1.	Protocolos 1 y 2	85
5.2.5.2.2.	Protocolos 1.2 y 2.2	87
5.2.5.2.3.	Protocolos 3 y 4	89
6.	<i>Software desarrollado</i>	92
6.1.	Código generado	92
6.2.	Interfaz gráfica y utilización del programa	96
7.	<i>Resultados de las pruebas realizadas</i>	100
7.1.	Exportación de datos a Excel	100
7.2.	Presentación de las pruebas	101
7.3.	Procedimiento	101
7.4.	Resultados	102
7.4.1.	Parametrización de las señales	102
7.4.2.	Validez del método umbral diseñado para la detección de movimientos de apertura y cierre de la mano	104



7.4.2.1.	Presentación de los resultados.....	104
7.4.2.2.	Detección del cierre de la mano.....	106
7.4.2.3.	Detección de la apertura de la mano.....	107
7.4.2.4.	Validez del método de comparación %MVC para la detección de apertura o cierre en periodos de actividad muscular.....	107
7.4.3.	Rango de valores del umbral óptimo para cada sujeto.....	111
7.4.4.	Valores de Máxima Contracción Voluntaria.....	113
7.5.	Pruebas con prótesis robótica.....	113
8.	Conclusiones del proyecto.....	117
9.	Futuras líneas de trabajo.....	119
10.	Bibliografía.....	121
11.	Anexos.....	125
11.1.	Hoja de características del Biopac MP-150.....	125
11.2.	Código Matlab generado.....	134



TRABAJO DE FIN DE GRADO





1. Objetivo del proyecto e introducción

1.1. Introducción

Las funciones motoras de los miembros superiores, especialmente de la mano, están íntimamente relacionadas con el desarrollo de las actividades habituales.

De acuerdo con [1] entre el 70% y el 80% de las personas que sufren un accidente cerebrovascular experimenta una parálisis o pérdida de movilidad en estas extremidades. Este implica grandes dificultades para hacer actividades diarias como comer o manipular objetos. Sin embargo, tras procesos de rehabilitación muchos pacientes experimentan una razonable recuperación de diversas funciones de la mano [2] [3], incluyendo una mayor movilidad y mayor fuerza prensil.

Debido a estas evidencias, se están llevando a cabo cada vez más trabajos de investigación en este campo para mejorar la calidad de vida de estas personas.

El proceso de rehabilitación es habitualmente tedioso y complejo, requiriendo unos ejercicios terapéuticos específicos que con las técnicas tradicionales no son completamente satisfactorias en todos los casos.

La aplicación de robots a estas técnicas permite múltiples ventajas como lo posibilidad de realizar terapias más exhaustivas y repetitivas, con un control más preciso de los movimientos requeridos y una mayor adaptabilidad. La inclusión de dispositivos robóticos acelera e incluso mejora la recuperación que se muestra en los sujetos.

Asimismo, estos dispositivos facilitan en muchos casos la rehabilitación en entornos domésticos, haciendo que no sea tan imprescindible la presencia de un asistente que supervise todo el proceso y haciendo más cómoda para el paciente esta situación [2]. A estos efectos también se aplican entornos visuales con los que realizar los ejercicios de rehabilitación mediante juegos gráficos.

1.2. Objetivo del proyecto

El presente Trabajo de Fin de Grado se engloba dentro de un proyecto más amplio cuyo principal objetivo es la creación de una prótesis robótica que permita ayudar en la rehabilitación de la mano de personas con problemas de movilidad en la misma producidos por ataques cerebrovasculares.

Para llevar a cabo este proyecto se han seguido dos líneas de investigación de forma paralela.

Por un lado, el compañero José Ángel López Beloso ha realizado en su Trabajo de Fin de Grado el diseño mecánico y primer prototipo del robot de rehabilitación de mano [4]. En la Figura 1 se muestra el exoesqueleto diseñado.

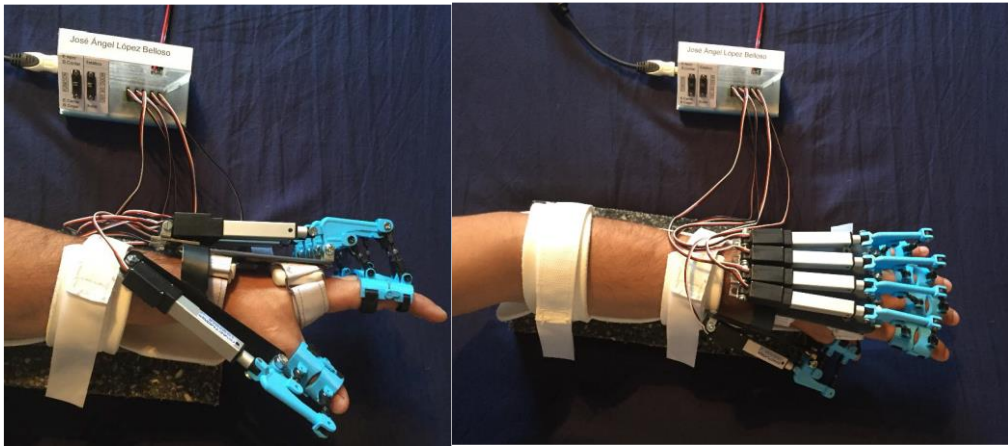


Figura 1.- Vistas lateral y superior del exoesqueleto junto con la caja de control

Se trata de un primer prototipo de tipo exoesqueleto con el que se puede mover de forma externa la mano del sujeto que la porte. El objetivo es llegar a un dispositivo robótico que pueda ser usado por personas con dificultades para mover la mano debido a accidentes cerebrovasculares para que sirva como ayuda para realizar los movimientos necesarios para las terapias de rehabilitación.

Por otro lado, se encuentra el presente trabajo. El objetivo que se persigue es establecer las bases para poder implementar el control del dispositivo robótico de tipo exoesqueleto, utilizando las propias señales electromiográficas brazo del paciente del paciente, de modo que se detecte su intencionalidad de abrir o cerrar la mano y si, debido a sus problemas de movilidad, no es capaz de ejecutar el movimiento deseado, sea la prótesis la que le ayude a ejecutarlo.

En la Figura 2 es una foto tomada durante el proceso de registro de señales electromiográficas a un sujeto. Se muestra el banco de desarrollo y



pruebas utilizado. Se trata de un equipo de adquisición y acondicionamiento de señales biológicas Biopac MP150 y de un ordenador Dell Latitude D520 en el que se ejecuta el software de representación y tratamiento de datos AcqKnowledge versión 3.9.

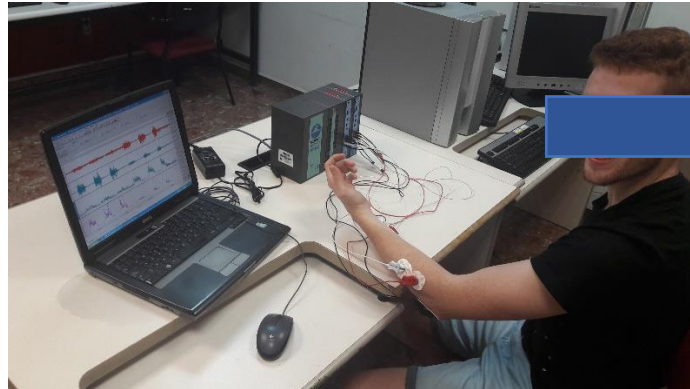


Figura 2.- Proceso de registro de señales electromiográficas a un sujeto

Para cumplir con el objetivo se han marcado las siguientes etapas para la ejecución del trabajo.

- Estudio previo de la anatomía de la mano y del antebrazo.
Es imprescindible conocer los fundamentos anatómicos de la mano y el antebrazo para determinar los músculos con mayor influencia en las diferentes funciones de la mano.
- Estudio previo de la electromiografía.
Se deben conocer los fundamentos fisiológicos de esta técnica para aplicarla de la forma más adecuada y sacar el mayor provecho de ella.
- Estado del arte
Con el análisis de otros trabajos relacionados con el tema se pueden determinar cuáles son las técnicas más empleadas y adecuadas para este tipo de trabajos, así como las que mejor se adaptarían al tema en concreto al que va destinado este proyecto.
- Toma y análisis de señales electromiográficas del brazo
Una vez se disponga de la suficiente familiaridad con el tema, se deben realizar pruebas para determinar qué músculos proporcionan las señales electromiográficas más adecuadas para detectar la apertura y cierre de la mano mediante su tratamiento. Asimismo, se debe establecer las posiciones



idóneas de los electrodos una vez determinados las zonas musculares más representativas.

- Diseño de un sistema de reconocimiento de apertura y cierre de la mano utilizando señales electromiográficas.

Con las señales electromiográficas obtenidas del brazo del paciente, se pretende determinar los intervalos de tiempo en los que el sujeto ha abierto o cerrado la mano. Para ello se deberá diseñar un método de procesamiento y tratamiento de las señales electromiográficas registradas para obtener la información que permita detectar estas situaciones.

- Pruebas de validación del sistema desarrollado

Se deberá comprobar el funcionamiento del sistema de procesamiento implementado en diferentes situaciones, entendiendo como tal: sujetos diversos, varios tipos de movimiento, variedad de las señales registradas... En caso de que no cumpla con las funciones marcadas, determinar los motivos de los fallos y cómo mejorar el sistema para corregirlos.

- Conclusión final

Con los resultados obtenidos determinar la viabilidad de diseñar un sistema de control para el dispositivo robótico basándose en la electromiografía de superficie del paciente y en caso de que se denote su validez proponer posibles optimizaciones del sistema y futuras líneas de trabajo.



2. Anatomía de la mano y del antebrazo

2.1. Músculos

Es importante conocer los conceptos básicos de la anatomía muscular de la mano y el antebrazo con la finalidad de saber qué grupos musculares intervienen en los diversos movimientos que puede realizar. Esto permitirá una disposición adecuada de los electrodos para captar los impulsos eléctricos generados, optimizando el registro de las señales mioeléctricas.

La región muscular del antebrazo está compuesta por veinte músculos, y se dividen en tres regiones musculares: anterior, posteroexterna y posterior.

Una forma de clasificarlos es en extrínsecos o intrínsecos, haciendo referencia a su posición más externa o más interna, respectivamente, en el antebrazo. La coordinación de ambos tipos es la que permite el correcto movimiento de la mano.

Otra clasificación, en este caso, según su funcionalidad, es en flexores y extensores. Los músculos flexores se disponen en varias capas. De acuerdo con Muscolino, [5], son tres los músculos flexores que se encargan del movimiento de los dedos: flexor superficial de los dedos, flexor largo del pulgar y flexor profundo de los dedos (Figura 3). Además, en algunos trabajos relacionados con el tema como [6], se han tenido en consideración también la señales del flexor radial del carpo y del flexor cubital del carpo, encargados del movimiento de la muñeca.

De forma similar, los músculos extensores se disponen en capas, y en este caso, son cinco los que permiten la extensión de los dedos: extensor de los dedos, extensor del meñique, extensor largo del pulgar, extensor corto del pulgar y extensor del índice (Figura 4). Además, en trabajos como [6] o [7], también se tiene en consideración el abductor largo del pulgar.

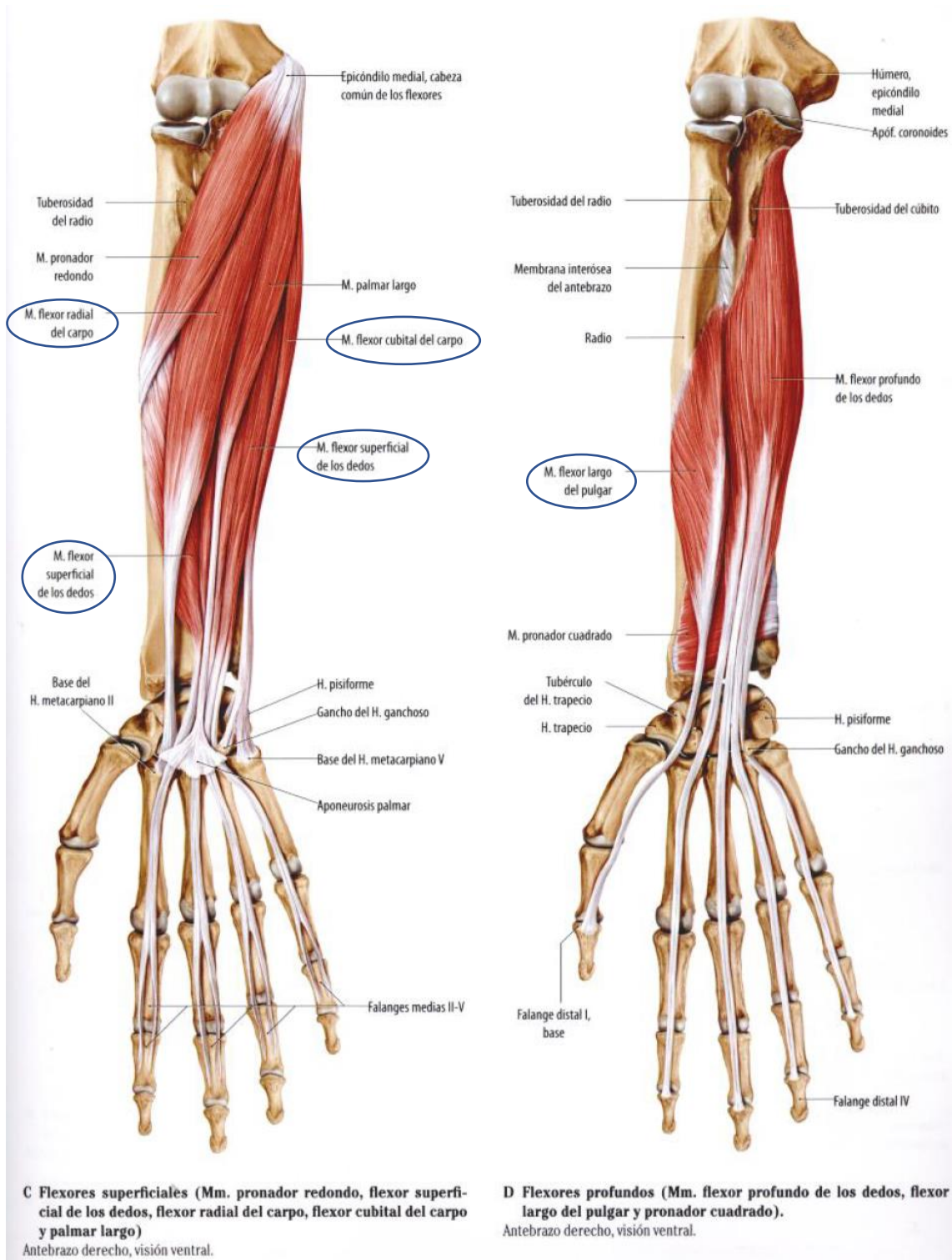


Figura 3 - Músculos flexores del antebrazo. Antebrazo derecho, visión ventral [8]

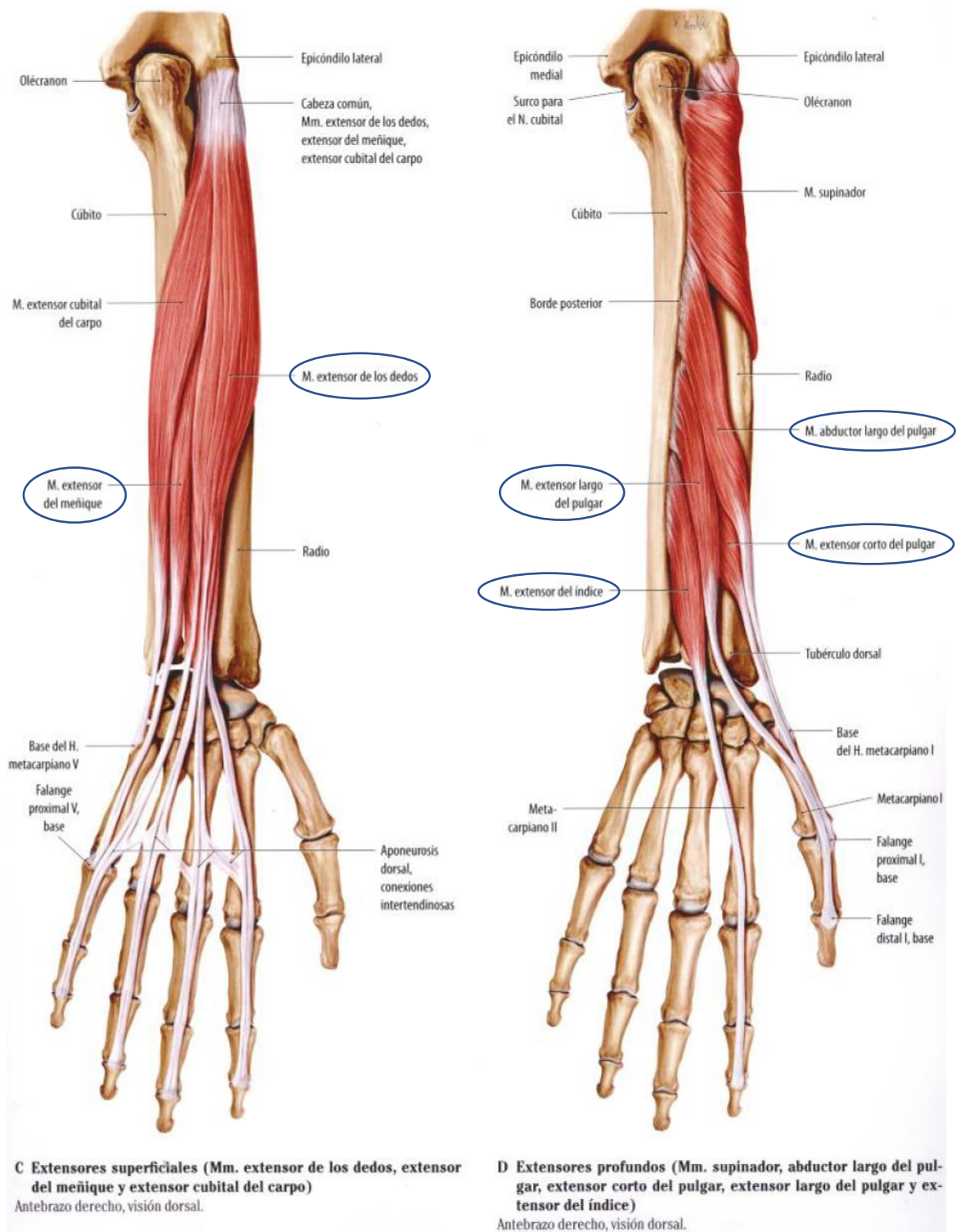


Figura 4 - Músculos extensores del antebrazo. Antebrazo derecho, visión dorsal [8]

Por último, algunos proyectos como [6] o [1] también estudian la conveniencia de algunos músculos de la mano como el abductor corto del pulgar (Figura 5).

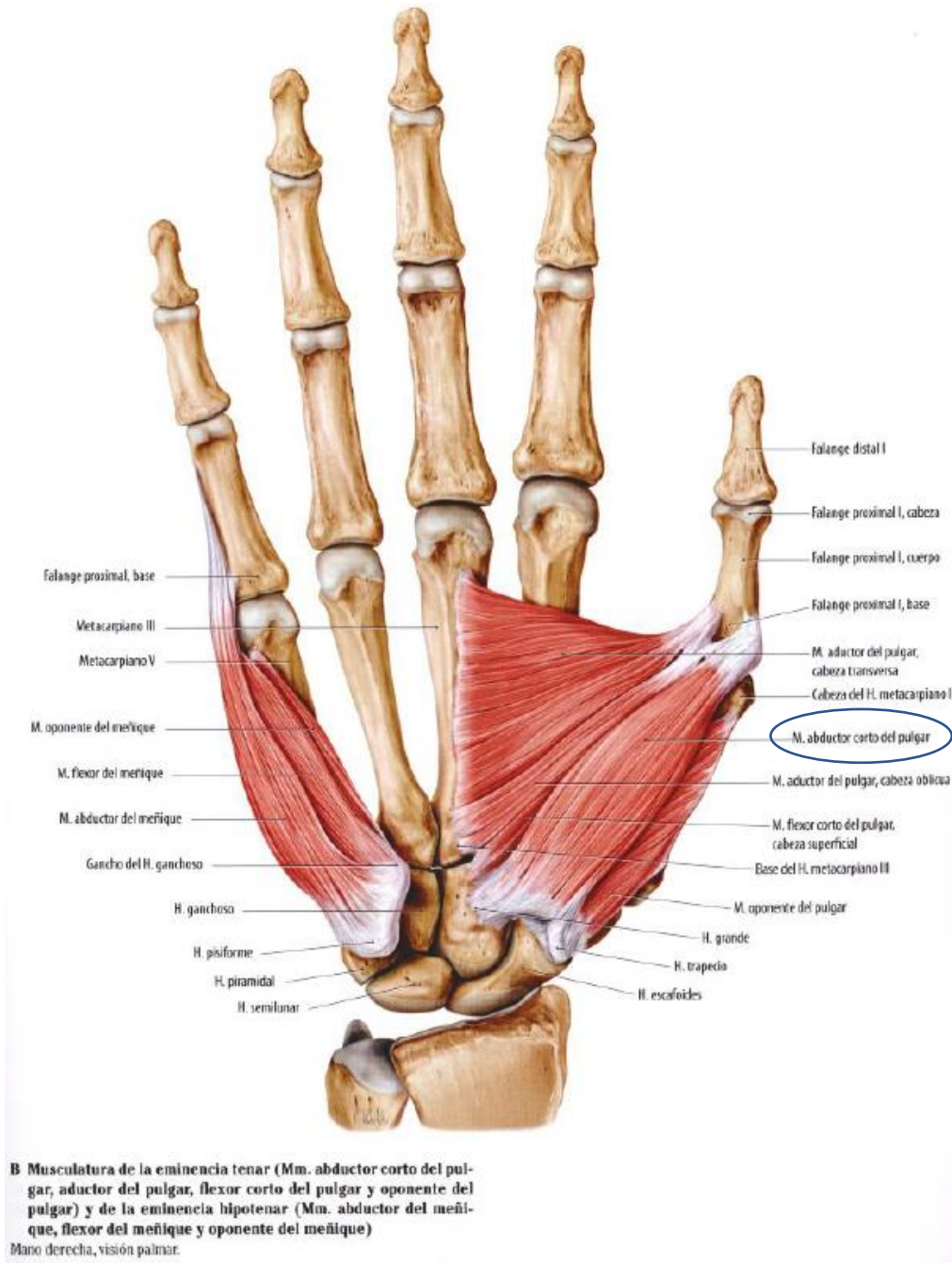


Figura 5 - Músculos cortos de la mano: Musculatura tenar e hipotenar. Mano derecha, visión palmar [8]



En la Tabla 1, se indica la función que realiza cada uno de los músculos mencionados previamente [8].

Músculo	Función
Flexor superficial de los dedos	Ligera flexión de la articulación del codo
	Flexión de la articulación de la muñeca
	Flexión de las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas proximales de los dedos 2º-5º (índice, corazón, anular y meñique)
Flexor profundo de los dedos	Flexión de la articulación de la muñeca
	Flexión de las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas proximales de los dedos 2º a 5º
Flexor radial del carpo	Flexión y abducción radial de la muñeca
Flexor cubital del carpo	Flexión y abducción cubital de la muñeca
Flexor largo del pulgar	Flexión y desviación radial de la articulación de la muñeca
	Oposición de la articulación en silla de montar del pulgar
	Flexión de las articulaciones metacarpofalángica e interfalángica del pulgar
Extensor de los dedos	Extensión de la articulación de la muñeca
	Extensión y abducción de las articulaciones metacarpofalángicas, interfalángicas distales y proximales de los dedos 2º a 5º.
Extensor del meñique	Extensión y desviación cubital de la articulación de la muñeca
	Extensión y abducción de las articulaciones metacarpofalángicas, interfalángicas distal y proximal del dedo 5º (meñique)
Extensor corto del pulgar	Desviación radial de la articulación de la muñeca
	Extensión de las articulaciones en silla de montar e interfalángica del pulgar
Extensor largo del pulgar	Extensión y desviación radial de la articulación de la muñeca
	Aducción de la articulación en silla de montar del pulgar
	Extensión de las articulaciones metacarpofalángica e interfalángica del pulgar
Extensor del índice	Extensión de la articulación de la muñeca
	Extensión de las articulaciones metacarpofalángica e interfalángica proximal y distal del 2º dedo (índice)
Abductor largo del pulgar	Abducción radial de la muñeca
	Abducción de la articulación sellar del pulgar
Abductor corto del pulgar	Abducción de la articulación sellar del pulgar
	Flexión de la articulación metacarpofalángica del pulgar.

Tabla 1.- Funciones de los músculos del antebrazo

En la Figura 6 se muestra de nuevo disposición de todos los músculos en el antebrazo y la mano.

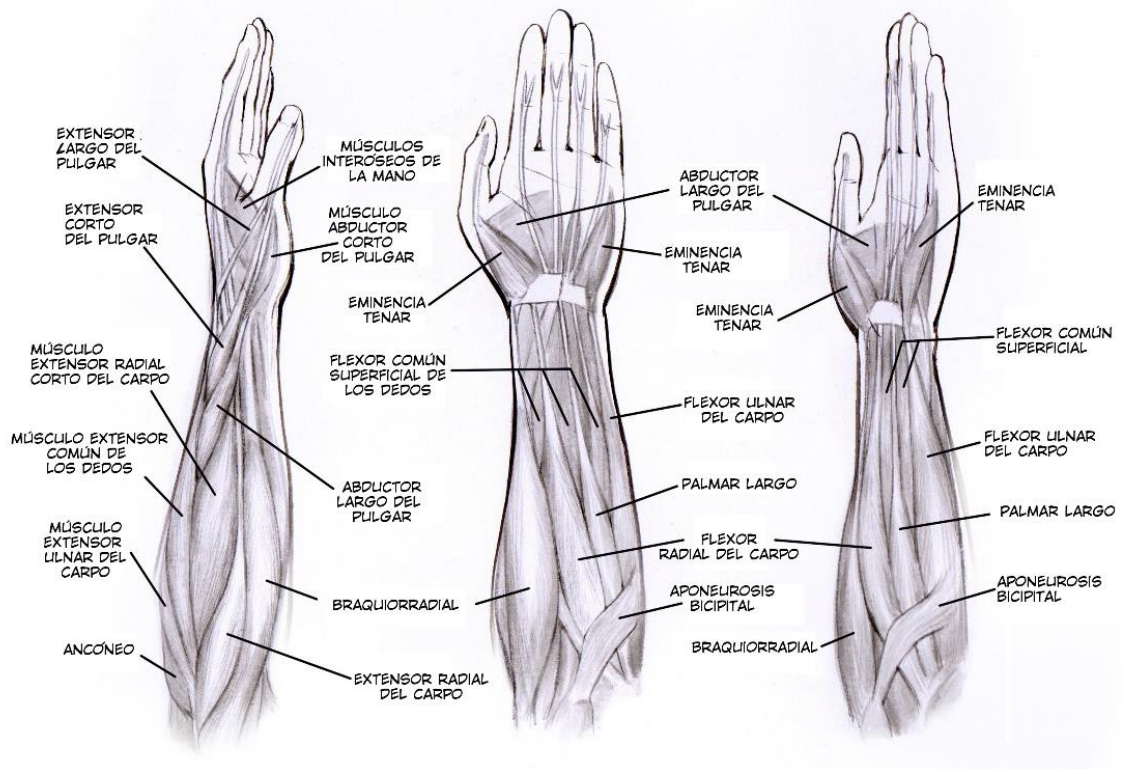


Figura 6 - Músculos del antebrazo y la mano. Brazo izquierdo.



3. Electromiografía

3.1. Introducción

Etimológicamente, el término electromiografía está formado por las raíces griegas *elektron* (electricidad), *myos* (músculo) y el sufijo *-grafía* (escritura), por lo que se puede definir como el registro de la actividad eléctrica muscular.

Engloba el proceso de detección, análisis y tratamiento de la señal eléctrica generada por la contracción de los músculos. En concreto, esta actividad eléctrica se denomina electromiograma (EMG) o señal mioeléctrica (MES).

Proporciona información muy útil sobre el estado fisiológico de los músculos, así como de los nervios que los activan. En la actualidad, este tipo de señales son usadas en cada vez más campos. Para aplicaciones clínicas y biomédicas son una herramienta para diagnosticar enfermedades neuromusculares y desórdenes del control motor o para el desarrollo de prótesis (de manos, brazos y extremidades inferiores), también permite detectar la actividad muscular en lugares donde no se produce movimiento. También se aplican en el deporte para aspectos como evaluar la fatiga, valorar la actividad muscular durante diferentes actividades o evaluar el rendimiento deportivo.

3.1.1. Antecedentes y evolución histórica

El desarrollo de la electromiografía comenzó con los trabajos de Francesco Redi en 1666, en los que estudió la capacidad de los músculos de la raya marina para generar electricidad [9]. En 1792, A. Galvani publicó un artículo en el que mostraba cómo la electricidad puede iniciar contracciones musculares. Sin embargo, no fue hasta 1849, cuando Dubios-Raymond descubrió que era posible registrar la actividad eléctrica producida durante una contracción muscular, siendo Marey en 1890 quien llevó a cabo el primer registro y quien introdujo el término “electromiografía”.

El primer estudio en profundidad del electromiograma fue llevado a cabo por Piper en 1912, quien registró potenciales durante la contracción



voluntaria empleando electrodos de superficie y un galvanómetro de hilo [10]. Posteriormente, en 1929, Adrian y Broke introdujeron el electrodo concéntrico de aguja, que hizo posible, de forma conjunta con el osciloscopio de rayos catódicos y los amplificadores electrónicos, el estudio de potenciales de acción de unidades motrices y de fibras únicas.

Entre las décadas de 1930 y 1950, los investigadores emplearon electrodos mejorados de forma cada vez más amplia para el estudio de los músculos. A partir de los años 60 se comenzaron a usar las señales electromiográficas para aplicaciones clínicas en desórdenes específicos.

A partir de entonces, se han llevado a cabo numerosos estudios y trabajos en este campo que han permitido el desarrollo de las técnicas electromiográficas y su aplicación en diversos ámbitos.

3.2. Fundamentos fisiológicos

3.2.1. Biopotenciales

En los seres vivos la recepción de información del entorno, así como el control de los efectores requieren mecanismos que permitan transmitir información codificada desde y hacia los centros nerviosos en forma rápida y eficiente. Los animales superiores cuentan con un sistema nervioso desarrollado capaz de satisfacer esta demanda y que utiliza como mecanismo fundamental para este fin el potencial de acción, que es un cambio del potencial de la membrana celular que ocurre en el rango de los milisegundos y que se propaga a lo largo de los nervios [11].

El cuerpo humano genera diferentes tipos de potenciales eléctricos, conocidos como biopotenciales, y que son producidos por diversos tejidos corporales, especialmente el tejido muscular durante las contracciones. Entre ellos destacan señales como las electroencefalográficas (EEG), electromiográficas (EMG), electrooculográficas (EOG) y electrocardiográficas (ECG), que son producidas por el cerebro, los músculos, la córnea y la retina del ojo y el corazón, respectivamente. El estudio de estas señales se puede emplear para la detección de patologías de los órganos que las producen [12].

En concreto, para la realización de este proyecto se emplearán las señales electromiográficas, por lo que serán las que se estudien en profundidad.

3.2.2. Unidad Motora

Se puede definir una señal mioeléctrica como la actividad eléctrica que tiene lugar en una contracción muscular en la que se generan profundas corrientes iónicas dentro de la estructura muscular. Esta contracción muscular es generada casi siempre de manera voluntaria para tener el control de un determinado miembro, por lo cual entre los tres tipos básicos de músculos (esqueléticos, cardíaco y liso), los que actúan bajo control voluntario efectuando el movimiento de algún miembro son los músculos esqueléticos, ya que se utilizan para la locomoción y el mantenimiento de la postura corporal [12].

En el músculo podemos distinguir dos tipos de unidades, las anatómicas y las funcionales. La unidad anatómica es la llamada fibra muscular y la unidad funcional es la unidad motora (UM), Figura 7.

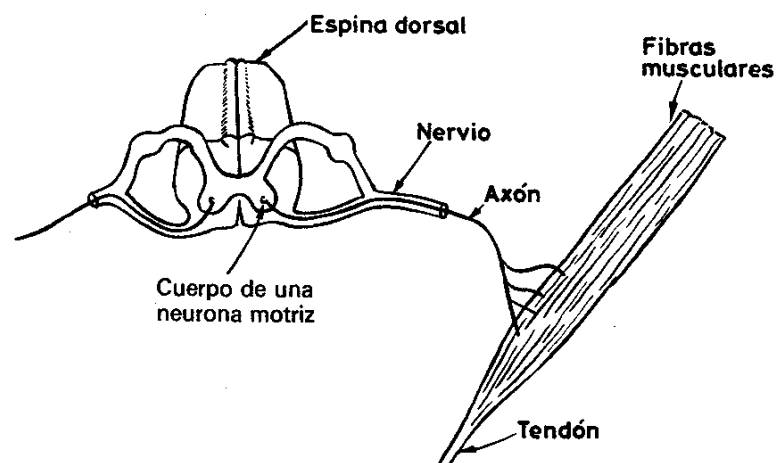


Figura 7.- Diagrama de una unidad motora

La generación de señales eléctricas en el músculo se relaciona con el concepto de unidad motora, que es el conjunto formado por una única neurona motora (o motoneurona) de la médula espinal o de un núcleo motor del tallo cerebral, y el grupo de fibras musculares que inerva [13]. Este concepto fue introducido por Liddell y Sherrington y comprende una motoneurona (una célula nerviosa), su axón, las ramificaciones de éste y el conjunto de fibras musculares sobre los que estos hacen contacto sináptico.

La fibra muscular (o célula muscular) es la unidad estructural de los músculos esqueléticos. Su denominación de fibra se debe a su forma elongada semejante a un hilo muy fino cuya longitud puede variar desde unos pocos milímetros a incluso unos treinta centímetros; y cuyo diámetro va de 10 a 100

μm aproximadamente. Durante la contracción, las fibras musculares se acortan alrededor del 57% de su longitud en reposo [14].

Si la motoneurona sufre una despolarización, ésta recorre todo el axón hasta las terminaciones sinápticas y provoca la despolarización, casi sincrónica, de todo el conjunto de fibras musculares de la unidad motora, en otras palabras, conduce los impulsos del cerebro y la médula espinal hacia los efectores (músculos) provocando la estimulación y consiguiente contracción de estos [10].

A continuación, se presenta con una ilustración el concepto de UM dentro del sistema nervioso central (Figura 8).

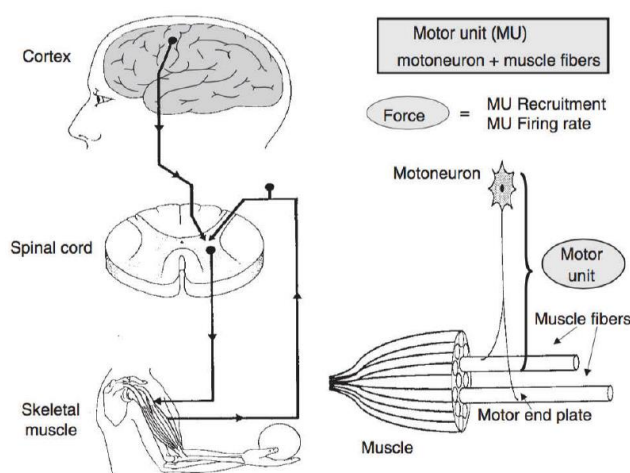


Figura 8.- Mecanismo básico del control motor (Moritani et al., 2005)

Tras las definiciones anteriores, un músculo puede considerarse como un conjunto de unidades motoras dispuestas en paralelo, entre las cuales se encuentran otras fibras musculares modificadas, llamadas Husos Musculares, que contienen elementos sensoriales que perciben las tracciones en el músculo y sirven para el servocontrol de la posición del músculo. El significado de una orden de excitación dirigida a un músculo es que un número mayor o menor de unidades motoras recibirán una orden de despolarización. Una orden motora puede ser mínima, si solo ordena actividad a una única unidad motora, o máxima, si ordena la contracción completa del músculo. La actividad de una unidad motora es el elemento individualizable mínimo de la contracción muscular. En el electromiograma se registra la actividad del músculo y en él se puede distinguir la activación de sus unidades motoras, las variaciones características de estas activaciones y las relaciones de unas unidades con otras.

El número de unidades motoras por músculo es muy variable, habiendo desde aproximadamente 100 para pequeños músculos de la mano, a 1000 o



más para músculos más grandes de los miembros. El número de fibras musculares que contiene cada unidad motora determina la finura o la delicadeza de los movimientos que se puede ejecutar. Este número de unidades recibe el nombre de «tasa de inervación» y cuanto menor sea (es decir, muchas motoneuronas y pocas fibras musculares) más flexibilidad motora tendrá el músculo, permitiendo el control de movimientos finos y de ajuste. Del mismo modo, la fuerza de la contracción muscular se gradúa controlando el número de axones que se estimulan y la frecuencia de estimulación de cada axón.

Cada unidad motora ocupa una zona en la cual es posible registrar su actividad. Este territorio es algo mayor que el que físicamente ocupan sus fibras. En líneas generales, se puede afirmar que una unidad motora de un miembro superior se corresponde con un área de unos 5-7 mm de radio. En los miembros inferiores son 7-10 mm. Estos valores se han obtenido por medios electrofisiológicos.

3.2.3. Señales EMG

3.2.3.1. Generación

La excitabilidad de las fibras musculares a través del control neural representa un factor vital en la fisiología del músculo. Este fenómeno puede explicarse por un modelo de membrana semi-permeable que describe las propiedades eléctricas del sarcolema (membrana citoplasmática de las células musculares) [15].

El movimiento de los iones es el responsable de generar los cambios de potencial observados en las membranas biológicas.

La distribución iónica no es simétrica a ambos lados de la membrana, estableciéndose de este modo gradientes de concentración. Estos, junto con la diferencia de potencial entre los espacios intracelular y extracelular determinan la magnitud y sentido del flujo iónico [14].

Más concretamente, la diferencia de iones entre los espacios interior y exterior de una célula muscular genera, cuando no hay contracción, un potencial de reposo en la membrana de la fibra de aproximadamente -80 a -90mV. Esta diferencia de potencial constituye una carga intracelular negativa comparada con la superficie externa y se mantiene relativamente constante por la acción de diferentes procesos metabólicos -como la denominada bomba

Na⁺/K⁺ o de iones que hidroliza una célula de Trifosfato de Adenosina por cada ciclo de transporte- que mantienen las diferencias de concentración iónica.

Las motoneuronas que inervan las fibras musculares y que intervienen en la contracción voluntaria del músculo esquelético se denominan células del asta anterior. Cuando estas se activan (inducidas por el sistema nervioso central), se conduce la excitación a lo largo de la fibra nerviosa.

Tras la liberación de sustancias transmisoras en las ramas terminales de la unidad motora, se genera un potencial en la fibra muscular inervada por esta unidad. Las características de difusión de la membrana son brevemente modificadas y fluyen iones Na⁺. Este proceso causa una despolarización de la membrana que se restaura inmediatamente por el intercambio de iones con el espacio extracelular, debido al mecanismo de bomba de iones mencionado con anterioridad. Esta restauración se conoce como repolarización. El intercambio iónico descrito se muestra esquematizado en la Figura 9.

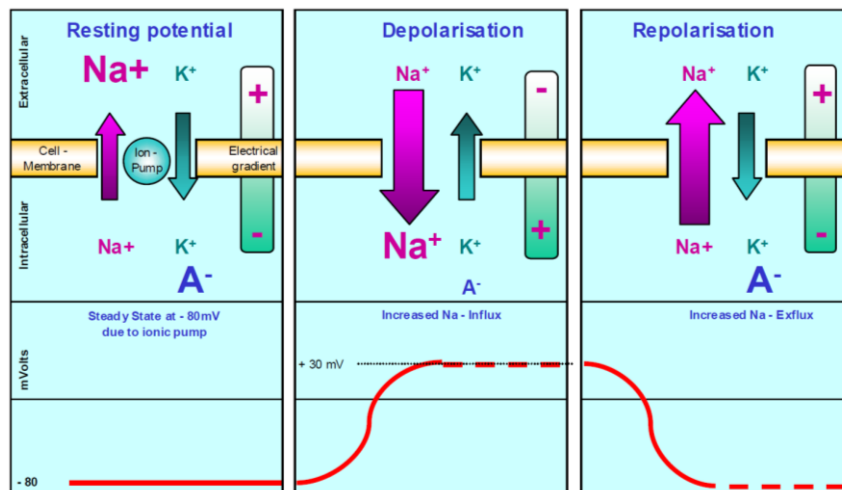


Figura 9.- Esquema del ciclo de despolarización-repolarización en las membranas excitables

Si se supera un determinado umbral en el flujo de entrada de iones Na⁺, la despolarización de la membrana provoca un potencial de acción para cambiar rápidamente de -80 mV a +30 mV. El potencial de acción consiste en una ráfaga eléctrica que es restaurada de forma casi inmediata por el fenómeno de la repolarización, tras el cual se da lugar a un periodo denominado de hiperpolarización, Figura 10.

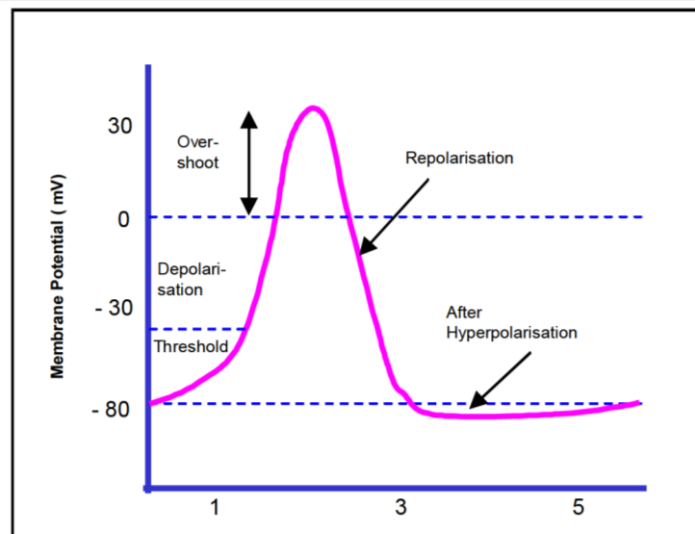


Figura 10.- Variación del potencial de acción en un ciclo de despolarización-repolarización

Partiendo de las terminaciones nerviosas de la unidad motora, el potencial de acción se propaga a lo largo de la fibra muscular en ambas direcciones a través de un sistema tubular. Esta excitación conduce a la liberación de iones calcio en el espacio intracelular. Finalmente, diversos procesos químicos asociados, producen un acortamiento de los elementos contráctiles de la célula muscular, obteniéndose de esta manera un movimiento en el músculo efector a partir de un impulso nervioso.

El modelo presentado que vincula la excitación y la contracción muestra una alta correlación, si bien pueden existir excitaciones débiles que no den lugar a una contracción. Desde un punto de vista práctico, se puede asumir que en un músculo sano cualquier contracción muscular está acompañada por los mencionados mecanismos.

3.2.3.2. Características del potencial de acción

La amplitud del potencial de acción, en el tejido muscular humano, depende de factores como el diámetro de la fibra muscular -aumentando de forma proporcional con el radio de la fibra-, la distancia entre la fibra activa y la zona de detección -disminuyendo de forma proporcional a esta distancia- o las propiedades de filtrado del electrodo.

La duración del potencial de acción es inversamente proporcional a la velocidad de conducción de la fibra muscular, la cual varía de 3 a 6 m/s.

El tiempo relativo de iniciación de cada potencial de acción es directamente proporcional a la diferencia entre la longitud de las ramas del nervio y la distancia que la despolarización debe recorrer a lo largo de las fibras musculares antes de entrar a la zona de detección del electrodo. Además, este



tiempo es inversamente proporcional a la velocidad de conducción de la rama del nervio y de la célula muscular.

El retardo causado por la propagación a lo largo de las fibras musculares es de un orden de magnitud mayor que el causado por la rama nerviosa. Esto es debido a que la velocidad de conducción nerviosa es mayor, varía de 50 a 90 m/s [16]

3.2.3.3. Composición de las señales EMG

En el apartado anterior se han considerado los potenciales de acción de la fibra muscular como eventos individuales y distinguibles, sin embargo, dado que las despolarizaciones de las fibras de una unidad motora se superponen en el tiempo, la señal presente en la zona de detección (bajo los electrodos) consistirá en la superposición tanto espacial como temporal de las contribuciones de cada potencial de acción individual. La señal obtenida se denomina potencial de acción de la unidad motora (MUAP).

La forma y la amplitud del MUAP depende de la disposición geométrica de las fibras activas respecto a la zona de detección de los electrodos, así como del resto de los factores mencionados anteriormente que afectan a los potenciales de acción.

Con el objetivo de mantener una contracción muscular, las unidades motoras se deben activar repetidamente. La secuencia de MUAPs se conoce con el nombre de "trenes de potencial de acción de unidades motoras" (MUAPT).

La forma de onda de los MUAPs incluidos en un tren permanecerá constante si la relación geométrica entre el electrodo y las fibras musculares activas se mantiene igual, si las propiedades del electrodo no cambian, y si no hay alteraciones bioquímicas significativas en el músculo, que puedan afectar la velocidad de conducción de la fibra y las propiedades de filtrado.

Las fibras musculares de una unidad motora están distribuidas al azar a lo largo de una subsección del músculo y se entremezclan con las fibras pertenecientes a diferentes unidades motoras. La evidencia de esta disposición anatómica muestra que cualquier porción del músculo puede contener fibras pertenecientes a 20 o más unidades motoras (hasta 50) [16].

Por lo tanto, se observa un solo MUAPT cuando únicamente las fibras de una sola unidad motora están activas en la proximidad del electrodo. Tal situación se produce sólo durante una contracción muscular muy débil.

Al aumentar la fuerza del músculo, otras unidades motoras se activan en la cercanía del electrodo y se detectarán varios MUAPs simultáneamente,



incluso para electrodos altamente selectivos que detectan los potenciales de acción de las fibras musculares individuales.

Dicha superposición eléctrica se observa como una señal bipolar con distribuciones simétricas de amplitudes positivas y negativas (valor medio igual a cero).

En conclusión, la señal EMG tomada de un músculo surge de la superposición de los potenciales de acción de las unidades motoras detectadas en el mismo, tal como se muestra de forma esquemática en la Figura 11.

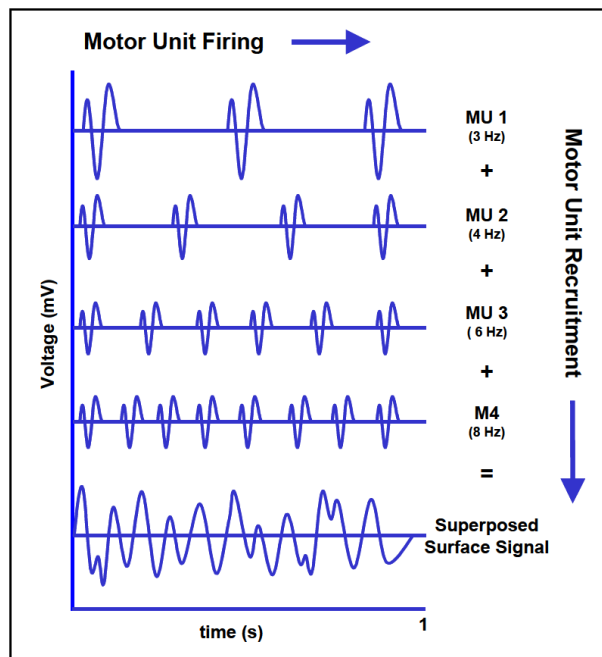


Figura 11.- Superposición de MUAPs para generar una señal EMG

3.2.3.4. Características de las señales EMG

Las señales electromiográficas se caracterizan por ser estocásticas y tener una amplitud que puede ir desde 0 a 1.5 mV considerando el valor cuadrático medio -RMS por sus siglas en inglés-, o de 0 a 10 mV -o 6mV según la referencia [7]- considerando valores pico a pico.

La energía que se sitúa por encima del nivel de ruido está en el rango de 0 a 500 Hz y la energía dominante de este se encuentra en el rango de 50 a 150 Hz.

La adquisición de señales EMG se ve afectada por ruido de diversos orígenes. Es probable que haya ruido AC (de corriente alterna) procedente de las señales electromagnéticas de las fuentes de energía o las irradiadas por los



cables de alimentación y los dispositivos eléctricos. Asimismo, se genera ruido DC (de corriente continua) por la polarización del potencial en la interfase metal-electrolito.

La energía con un valor inferior al del nivel de ruido no se considera para los análisis. En la Figura 12 se muestra un ejemplo de señal electromiográfica y su valor de energía recogidas de una prueba para el músculo tibial anterior durante una contracción con fuerza, con el que se comprueba que los rangos de frecuencia de las señales son los indicados anteriormente y donde se aprecia un valor mínimo de energía en todo el rango debido al ruido, y por el cual se considerará un valor umbral bajo el que no se tendrán en cuenta las señales. [13]

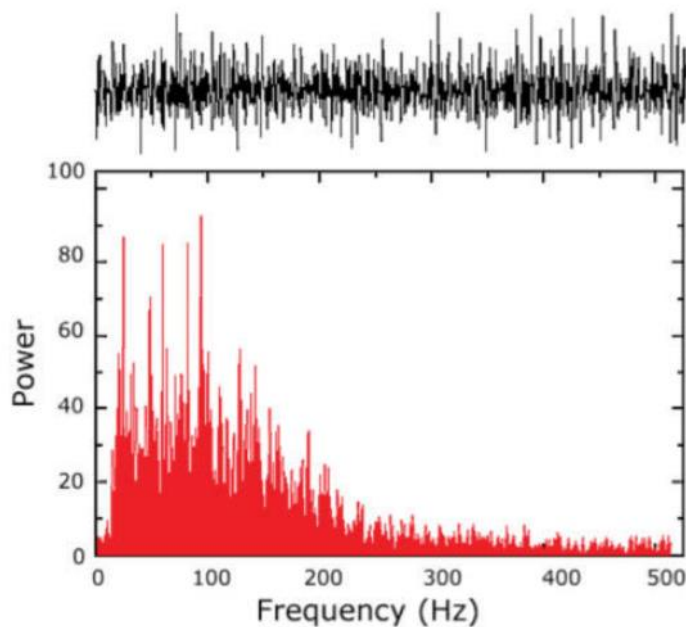


Figura 12.- Ejemplo de una señal electromiográfica (arriba) y su energía (debajo) (C. J. De Luca, 2002)

3.3. Detección de las señales electromiográficas

3.3.1. Qué es un electrodo

Las señales electromiográficas se captan mediante electrodos, que son elementos formados por una superficie metálica y un electrolito -sustancia que contiene iones libres y se comporta como un medio conductor eléctrico- en



contacto con la piel que se encargan de transformar las corrientes iónicas presentes en el cuerpo humano en corriente eléctrica.

Existen dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica desde el interior del cuerpo al sistema de medida, una corresponde al contacto entre la piel y el electrolito, y otra al contacto entre el electrolito y la parte metálica. La presencia de estas interfaces provoca un intercambio iónico con la consiguiente aparición de una diferencia de potencial. [14]

3.3.2. Configuración del electrodo

La actividad eléctrica de un músculo puede ser adquirida mediante la colocación de un electrodo en la zona de interés, midiendo el potencial eléctrico respecto a un electrodo de referencia ubicado en un ambiente eléctricamente “silencioso” o que contiene señales eléctricas no relacionadas con las que se desean detectar [16]. En otras palabras, que la señal de referencia tenga una asociación fisiológica y anatómica mínima con las de interés.

Esta configuración se denomina monopolar, y presenta la principal desventaja de que se detectarán todas las señales eléctricas existentes en la proximidad de la superficie de detección, incluyendo aquellas no deseadas procedentes de fuentes distintas al músculo estudiado.

Dicha limitación se supera con otra configuración, conocida como bipolar. En este caso, se disponen dos electrodos, detectando de esta forma dos potenciales en el tejido muscular, ambos respecto del mismo electrodo de referencia. Las dos señales se llevan a un amplificador diferencial con el objetivo de amplificar la diferencia entre ellas y eliminar cualquier componente de “modo común”. Las señales de ruido, tanto AC como DC cuyo origen ya se ha mencionado previamente, se detectarán con una amplitud básicamente similar en ambos electrodos, por lo que, en el caso ideal, al restarse se anularán con esta configuración [14].

3.3.3. Tipos de electrodo

Las señales electromiográficas se pueden detectar mediante técnicas invasivas y no invasivas.

Las técnicas invasivas permiten la captación de las señales eléctricas de los músculos mediante la introducción en el músculo, o grupo muscular de estudio, de electrodos en forma de aguja muy fina [10]. Por lo general es una

prueba bien tolerada, aunque causa alguna molestia (o incluso dolor en función de la sensibilidad del paciente) debido a los leves pinchazos que recibe en la zona donde se colocan los diodos y a los estímulos eléctricos que se reciben a través de los electrodos y que son como pequeñas descargas eléctricas.

Los electrodos de aguja, también llamados profundos o de inserción, son principalmente de dos clases según su configuración: bipolares o monopolares [14].

El electrodo de inserción monopolar -o unipolar- (Figura 13a) consiste en una delgada aguja cuya longitud total (excepto en la punta) es aislada por una delgada capa de teflón de aproximadamente 0.3mm. Este electrodo requiere de un segundo electrodo de referencia unipolar para cerrar el circuito eléctrico y normalmente se posiciona adyacente al otro (tejido subcutáneo) o en la superficie de la piel. La variación de potencial se mide entre el extremo de la punta, ubicada en el músculo y el electrodo de referencia.

El electrodo de aguja concéntrico bipolar o coaxial (Figura 13b) consiste en una aguja hipodérmica en cuyo interior se insertan uno o varios conductores metálicos finos aislados entre sí y con respecto a la aguja. Sólo el extremo de estos conductores se encuentra desprovisto de aislamiento y es por este punto por el que se captura la señal procedente del tejido muscular. Es el electrodo de inserción más adecuado para la práctica clínica y, de hecho, el más común.

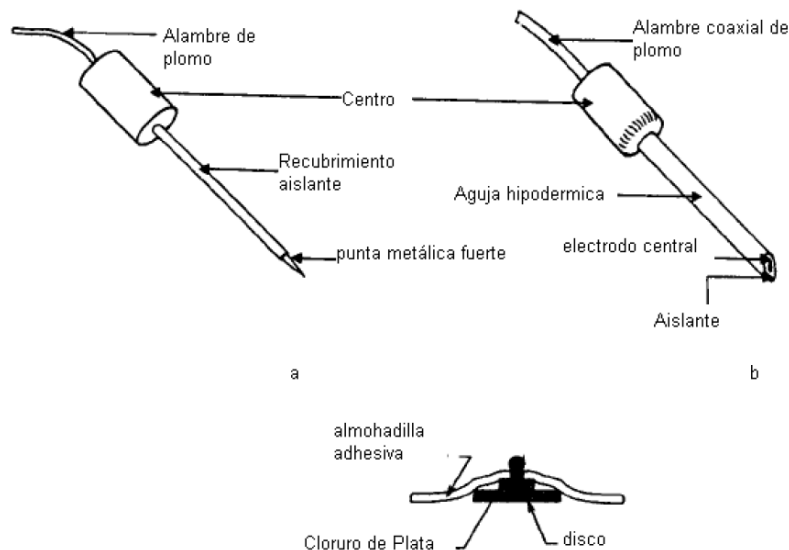


Figura 13.- a) Electrodo de aguja monopolar, b) Electrodo de aguja concéntrico bipolar, c) Electrodo de superficie

Cada vez se usa con mayor frecuencia un electrodo coaxial multicanal con 14 conductores. Con este se puede determinar el territorio de la unidad



motora, que aumenta en los procesos patológicos de carácter neurógeno (en los cuales hay lesión del nervio motor) y disminuye en las lesiones musculares.

Por su parte, las técnicas no invasivas emplean electrodos superficiales que recogen la actividad eléctrica del músculo a través de la piel que lo recubre (aplicando normalmente una pasta conductora para reducir la resistencia y favorecer el acoplamiento).

Las desventajas de este tipo de electrodos son que sólo se pueden usar eficazmente en músculos superficiales y presentan dificultad para detectar potenciales de baja amplitud o de elevada frecuencia, así como señales de forma selectiva en músculos pequeños debido a la diafonía -acoplamiento con las señales vecinas- de otros músculos adyacentes.

Sin embargo, permiten obtener un estudio de la respuesta global del músculo, producen menores molestias para el sujeto y suelen ser preferibles porque son más cómodos de usar. Esta técnica será la que se emplee en la realización del proyecto.

3.4. Normatividad para electromiografía: SENIAM

La electromiografía, ha crecido rápidamente en cuanto a la cantidad de aplicaciones y entornos en los que es utilizada: neurología, rehabilitación, deportes, ortopedia, ergonomía, etc. A lo largo de la historia ha habido muchos desarrollos en diferentes grupos específicos, los cuales utilizaban técnicas muy diferentes. Esta situación hizo que la creación de estándares se fuese indispensable.

La amplitud y el ancho de banda de la señal EMG no están determinados únicamente por causas electrofisiológicas y sus distancias a los electrodos. También por los tipos y tamaños de los electrodos empleados y por el espaciamiento entre ellos, lo que determina el volumen de registro o recepción del tejido, resultando las distancias más pequeñas en registros más selectivos [17].

La orientación de los electrodos superficiales, en referencia al músculo que se está estudiando, es otro factor importante para determinar las características de la señal adquirida.

Con el objetivo de normalizar los factores antes mencionados, y así mismo, todo lo referido a la técnica de electromiografía superficial, surge el



proyecto SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles). Este proyecto es una acción europea concertada en salud biomédica y programas de investigación (BIOMED II) de la Unión Europea [18].

El proyecto SENIAM tiene un doble objetivo:

- Resolver elementos claves que permiten un intercambio útil de datos y experiencia clínica.
- Integrar investigación básica y aplicada en electromiografía de superficie (sEMG -Surface Electromyography-) a nivel europeo para establecer cooperación entre las naciones de este continente.

SENIAM proporciona recomendaciones europeas para sensores, procedimientos de localización, métodos de procesamiento de señales para sEMG, un conjunto de modelos de simulación para educación y pruebas, un conjunto de señales de prueba, libros, publicaciones y una red europea para sEMG: el club SENIAM (The SENIAM club).

Aunque el proyecto es europeo, su normatividad es utilizada en todas partes del mundo para aplicaciones médicas y de ingeniería, si bien cabe mencionar que no es un estándar universal oficial.

3.4.1. Localización de los electrodos

Después de que el sujeto ha sido posicionado en una postura de inicio recomendada, se determina y se marca la localización de los sensores de sEMG.

“La localización de los sensores” se define como la posición del centro de dos electrodos bipolares en el músculo. Los sensores deben estar ubicados en el lugar en el que se puede obtener una señal electromiográfica buena y estable. Los principales factores que influyen en este aspecto son: la presencia de puntos motores y/o tendones musculares y la presencia de otros músculos activos cerca del sensor sEMG (lo que se conoce como crosstalk).

Con el objetivo de colocar los electrodos en una ubicación estable que permita obtener una señal EMG de calidad, SENIAM ha desarrollado recomendaciones para localización de sensores en 30 músculos individuales.

En primer lugar, se debe localizar a posición de los puntos de interés para la colocación de sensores. La Figura 14 y la Figura 15 muestran las posiciones recomendadas para situar los electrodos según el músculo objeto de estudio, indicando en la parte de la izquierda de las imágenes los músculos



profundos y las correspondientes posiciones para los electrodos de aguja, y a la derecha los músculos superficiales y las posiciones de los electrodos de superficie.

Frontal View

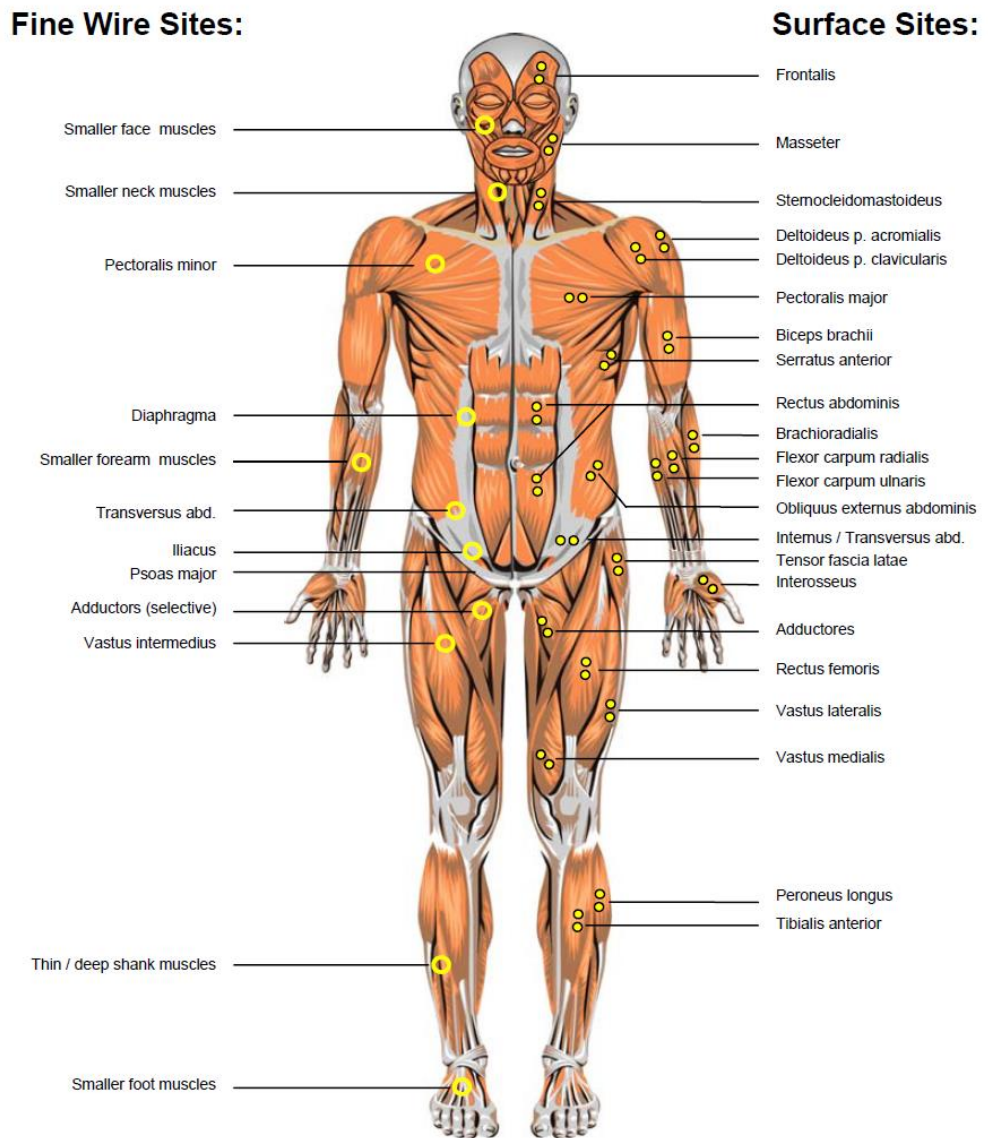


Figura 14.- Localizaciones anatómicas recomendadas para el posicionamiento de electrodos según el músculo objeto de estudio (Vista frontal)

Dorsal View

Fine Wire Sites:

Surface Sites:

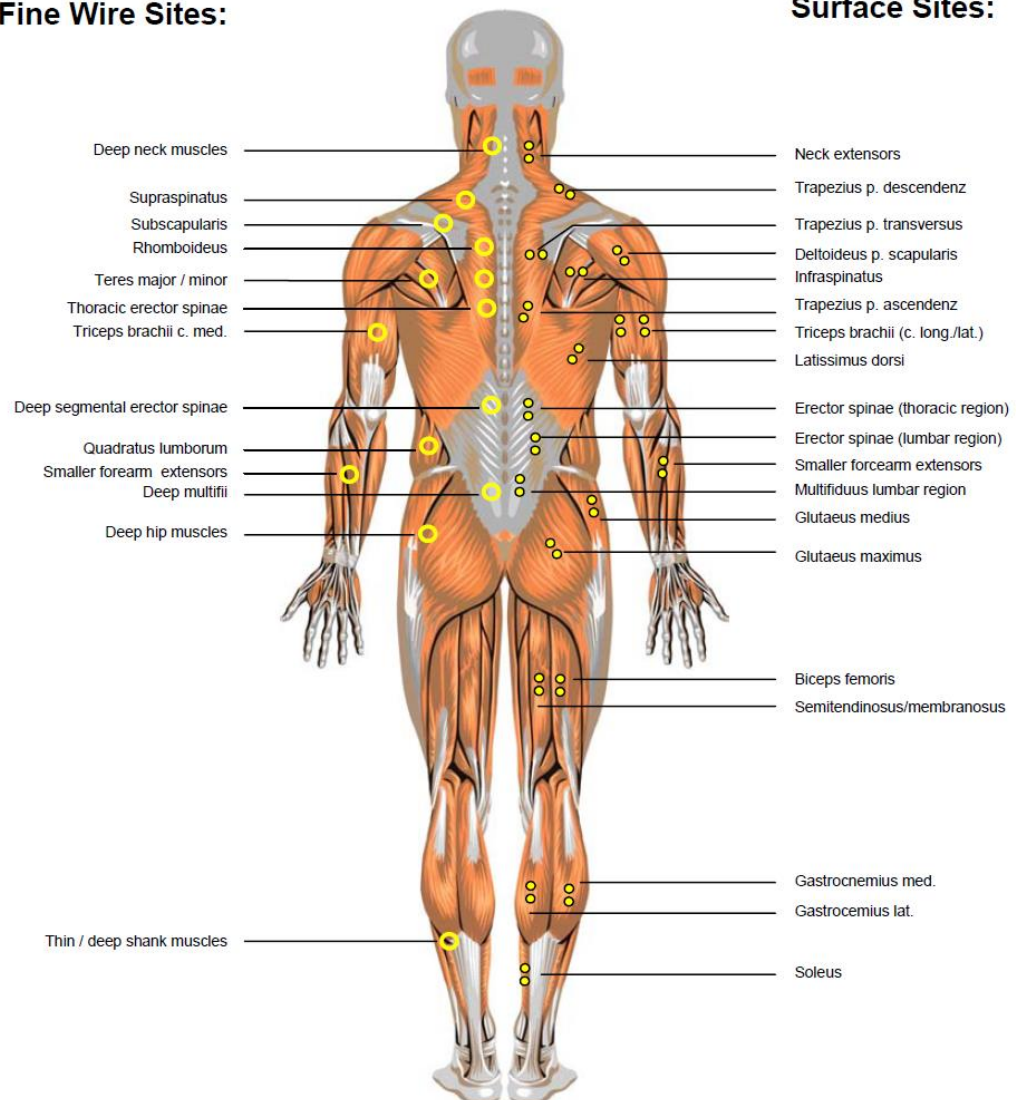


Figura 15.- Localizaciones anatómicas recomendadas para el posicionamiento de electrodos según el músculo objeto de estudio (Vista dorsal)

A continuación, es necesario dibujar una línea entre los dos puntos de interés. La localización de los sensores puede ser en cualquier punto de esta línea (correspondiente a un músculo individual) de forma longitudinal o transversal.

Con respecto a la localización longitudinal del sensor sobre el músculo, SENIAM recomienda posicionar el sensor a mitad de camino entre los extremos del músculo o grupo muscular, esto es, entre la terminación de la neurona motora que envía el impulso eléctrico y el tendón distal.



Con respecto a la localización transversal, la recomendación es posicionar el sensor sobre la zona media del músculo, de tal forma que la línea que une los electrodos sea paralela al eje longitudinal del músculo, y tratando que la distancia a otros músculos sea lo mayor posible.

La distancia entre electrodos está definida como la distancia entre centros de las áreas conductoras de los 2 electrodos bipolares. SENIAM aconseja posicionar los electrodos bipolares de sEMG alrededor de la localización recomendada con una distancia entre electrodos de entre 20 mm y 30 mm. Asimismo, cuando los electrodos van a ser posicionados en músculos relativamente pequeños, la distancia no debe exceder $1/4$ de la longitud de la fibra muscular. De esta forma la inestabilidad y los efectos debidos a tendones y terminaciones de las fibras musculares (el ya mencionado crosstalk) pueden ser minimizados.

La orientación de los electrodos está definida como el ángulo de la línea entre los electrodos bipolares de sEMG con respecto a la dirección de las fibras musculares. SENIAM recomienda posicionar los electrodos sobre una línea paralela a las fibras musculares.

Para la fijación sobre la piel SENIAM recomienda usar cinta elástica o anillos de fijación para electrodos (deben ser construidos). También se deben fijar los cables para evitar movimientos del electrodo al ser empujados o arrastrados por su cable.

Para la localización del electrodo de referencia SENIAM, recomienda usar la muñeca o el tobillo, siendo esta última la localización estándar para el electrodo de referencia.

Durante la realización del presente proyecto se seguirán, en la medida de lo posible, las recomendaciones anteriores.

3.5. Adquisición y acondicionamiento de la señal

La fuente de las señales electromiográficas es el potencial de la unidad motriz, que se genera durante las contracciones de los músculos. Los electrodos captan las señales generadas por todas las fibras musculares de la unidad motora objeto de estudio.



Para el procesamiento y análisis de estas señales es necesario una etapa previa de acondicionamiento de la señal, constituida de forma general por una etapa filtrado y otra de amplificación, así como su posterior fase de digitalización (conversión de analógica a digital). [19]

En primer lugar, se suele realizar una pre-amplificación con un amplificador diferencial cuyo objetivo es garantizar un bajo nivel de offset y ruido.

A continuación, la señal se filtra para registrar únicamente las señales presentes en el rango de frecuencia deseado, que debido a las ya mencionadas características de las señales mioeléctricas irá de 20 a 500 Hz aproximadamente.

Para ajustar la señal a unos rangos de tensión adecuados para la correcta extracción de datos se implementa la etapa de amplificación, ya que la amplitud típica de las señales EMG es de 0 a 6mV (sin haber pasado por la etapa de pre-alimentación).

Por último, la señal es digitalizada para el tratamiento o almacenamiento de la información.



4. Estado del arte

4.1. Análisis de los principales métodos de control EMG

El estudio de las señales electromiográficas se ha servido de diferentes técnicas de caracterización que ayuden al reconocimiento de la actividad muscular y de diversos movimientos.

Desde la década de 1960 hasta la actualidad, los avances en el control mioeléctrico han pasado por lo que se puede denominar tres “generaciones” [7].

Las primeras investigaciones se centraban en controles de tipo encendido/apagado (on/off) mediante umbrales y con velocidades de movimiento constantes.

En una segunda etapa se evolucionó hacia sistemas de control basados en máquinas de estados y control proporcional, con posibilidad de variación del grado de contracción muscular.

Por último, la incorporación de microprocesadores permitió un mayor procesamiento de las señales, posibilitando el control basado en reconocimiento de patrones. Por este motivo, en la literatura se suelen reducir a dos categorías de control mioeléctrico: basado en reconocimiento de patrones y no basado en reconocimiento de patrones. A continuación, se describen los tipos de control mencionados, así como las técnicas que se emplean en cada uno de ellos de forma más habitual.

4.1.1. Métodos de control no basados en reconocimiento de patrones

Fueron los primeros sistemas que se estudiaron e implementaron. Sin embargo, debido a su simplicidad, algunos de ellos (como los métodos umbral), se siguen utilizando ampliamente en la actualidad.

4.1.1.1. Métodos umbral

Este tipo de implementaciones utilizan un valor umbral de nivel de contracción (actividad) de la señal EMG para determinar la activación o desactivación de una acción, como por ejemplo la realización de un movimiento. También se conoce como control de tipo encendido/apagado ya que la situación respecto del valor umbral de determina si la señal se considera en un estado u otro. La primera generación de aplicaciones de control mioeléctrico empleó esta técnica y, además, se sigue utilizando en la mayoría de los exoesqueletos (por delante del reconocimiento de patrones) [13].

Este método será analizado con más profundidad más adelante.

4.1.1.2. Máquina de estados finitos

Se trata de un sistema con una cantidad finita de posibles estados y de transiciones entre ellos y donde las salidas dependen no sólo de las señales de entradas actuales sino también de las anteriores. Se tendrán en consideración algunos de los distintos estados por los que deberá pasar el sistema y el paso de uno a otro puede ser causado por un temporizador o por un determinado nivel de contracción de la señal EMG.

4.1.1.3. Control proporcional

Permite un sistema de control más avanzado que el de encendido/apagado, ya que en este método la señal de control adquiere un valor proporcional al nivel de contracción de la señal EMG. Se basan en un sistema realimentado en el que se utiliza esta señal para estimar un parámetro físico concreto como la fuerza ejercida o el ángulo de apertura de una articulación y se toma este valor como el objetivo que el dispositivo debe alcanzar. Se muestra un esquema de este tipo de control en la Figura 16.

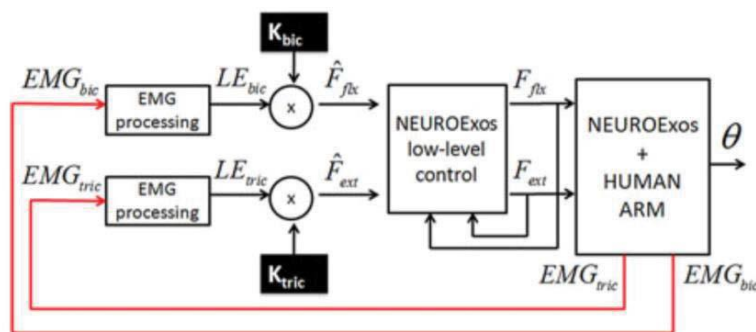


Figura 16 - Esquema del control proporcional mioeléctrico de exoesqueletos Neuroexos (Lenzi et al. 2012)



4.1.2. Control mediante reconocimiento de patrones

La incorporación del microprocesador hizo posible la implementación de métodos de control y reconocimiento más complejos, con los que obtener sistemas más robustos y eficaces. Esta situación desembocó en el desarrollo de métodos basados en reconocimientos de patrones, cuyas etapas se explican en los siguientes epígrafes.

4.1.2.1. Extracción de características.

Todo sistema de control mioeléctrico parte del hecho de que el valor instantáneo de las señales EMG no contiene información [20], por lo tanto, el éxito de un sistema de control está fuertemente influenciado por la etapa de procesamiento de las señales captadas. Esta etapa consiste en extraer la información más relevante, necesaria y suficiente para discriminar con el mínimo error los diferentes movimientos requeridos. Información que se obtiene mediante la aplicación de las denominadas técnicas de extracción de características. Las pioneras fueron las basadas en análisis temporal, por su sencillez y facilidad de evaluación, ya que no requieren ningún tipo de transformación de la señal. También se puede enfocar mediante análisis espectral, donde se transforma la señal mediante técnicas como la transformada de Fourier de tiempo corto, con la que se obtiene información de la señal en el dominio tiempo-frecuencia, o las transformadas wavelets, con la que se consigue una representación de la señal en los dominios tiempo-frecuencia mucho más compacta.

4.1.2.1.1. Características Temporales

Las características basadas en estadísticos temporales se evalúan rápidamente. Se extraen para cada segmento (o ventana) en que se divide la señal total, para crear un conjunto de características que representan el patrón de la señal EMG. Las principales son [13], [20]:

a) Valor medio absoluto

Es el valor medio absoluto de la amplitud de una señal EMG en un segmento particular. Para cada segmento i de N muestras viene dado por la expresión:

$$\bar{X}_i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k| \quad 1$$

b) Valor medio absoluto de pendientes



Es la diferencia entre sumas de segmentos adyacentes, i e $i+1$, definido por:

$$\Delta \bar{X}_i = \bar{X}_{i+1} - \bar{X}_i \quad 2$$

c) Cruces por cero:

Es una forma simple de medir la frecuencia de la señal, contando del número de veces que la onda cruza por cero. Se suele incluir un umbral para reducir el número de cruces por cero inducidos por el ruido. El contador se incrementa según la comparación:

$$\begin{aligned} x_k > 0 \text{ y } x_{k+1} < 0, & \quad o \\ x_k < 0 \text{ y } x_{k+1} > 0, & \quad y \\ |x_k - x_{k-1}| \geq \textit{umbral} & \end{aligned} \quad 3$$

d) Cambios de signo de pendiente.

Se trata de otra forma de medir el contenido de frecuencia en la señal a través del número de veces que la pendiente de la onda cambia de signo. Del mismo modo, requiere un umbral para reducir la influencia del ruido en este parámetro. El contador se incrementa según:

$$\begin{aligned} x_k > x_{k-1} \text{ y } x_k > x_{k+1}, & \quad o \\ x_k < x_{k-1} \text{ y } x_k < x_{k+1}, & \quad y \\ |x_k - x_{k-1}| \geq \textit{umbral} & \end{aligned} \quad 4$$

e) Longitud de forma de la Forma de onda

Provee información de la complejidad de la forma de onda en cada segmento, dando una medida de su amplitud, frecuencia y duración en un solo parámetro. Viene dado por la expresión:

$$l_o = \sum_{k=1}^N |\Delta x_k| \quad 5$$

f) Raíz cuadrática media (RMS)

Para las señales EMG, se trata de un proceso aleatorio Gaussiano de amplitud modulada que se relaciona con el esfuerzo del músculo y su contracción.

$$RMS = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k^2 \quad 6$$



g) Modelado paramétrico Auto Regresivo (AR)

Permite modelar series de tiempo mediante la expresión:

$$x(k) = - \sum_{i=1}^p a_i x(k-i) + e(k), \quad 7$$

donde a_i son los coeficientes AR, P el orden del modelo, y $e(k)$ un término de error. Sin embargo, este parámetro tiene el inconveniente de suponer la condición de estacionariedad en la señal, lo cual no se cumple para las señales electromiográficas.

4.1.2.1.2. Características espectrales

Las características espectrales o en el dominio de frecuencia se emplean habitualmente en análisis de fatiga y se obtienen de la Densidad Espectral de Potencia [13].

a) Frecuencia media -Mean Frequency (MNF)-

Se trata de la frecuencia promedio obtenida de la suma del producto de la frecuencia y su potencia espectral, dividido por el total de la suma de la potencia espectral:

$$MNF = \frac{\sum_{k=1}^N f_k P_k}{\sum_{k=1}^N P_k} \quad 8$$

donde f_k es la frecuencia del espectro y P_k la potencia espectral a la frecuencia f_k .

b) Frecuencia mediana -Median Frequency (MDF)-

Es la frecuencia en la que la potencia espectral queda dividida en dos regiones con amplitudes iguales.

$$\sum_{k=1}^{MDF} P_k = \sum_{k=MDF}^N P_k = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^N P_k \quad 9$$

4.1.2.1.3. Dominio tiempo-frecuencia

La representación tiempo-frecuencia de la señal provee información de la distribución de su energía en los dos dominios, logrando una descripción más completa del fenómeno físico que la que proporcionan el dominio temporal o espectral por separado [13], [20]. Sin embargo, las transformaciones que requieren estos métodos implican un alto costo computacional y un espacio de características de mayor dimensión, por lo que no suelen ser razonables para una aplicación de tiempo real. Las técnicas más utilizadas han sido:



a) Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT)

[21] Asumiendo estacionariedad de la señal EMGs en períodos cortos de tiempo, la STFT para un segmento de longitud finita, consiste en una serie de transformadas de Fourier discretas (DFT's).

b) Transformada Wavelet

[20] La Transformada Wavelet Continua (CWT) expresa una señal continua en el tiempo mediante una expansión de términos con coeficientes que son proporcionales al producto interno entre la señal y versiones escaladas y trasladadas de una función prototipo conocida como “wavelet madre”. A partir de la discretización de la CWT se obtiene la Transformada Wavelet Discreta (DWT), que es preferible a nivel práctico y computacional.

Otra variante es la transformada de paquetes Wavelet (WPT), que difiere de la DWT en el proceso de filtraje de las muestras y posee como ventaja sobre las transformadas STFT y DWT su capacidad de análisis multiresolución en los dominios tiempo-frecuencia (se muestra una comparativa en la Figura 17).

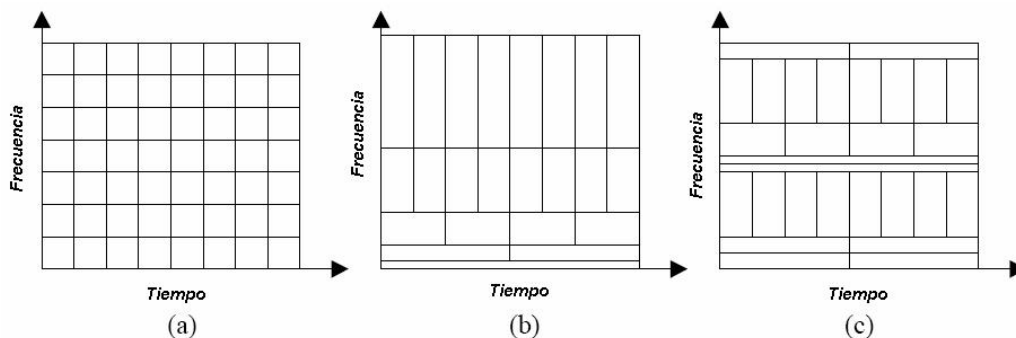


Figura 17 - Resoluciones de análisis espectral para: a) STFT, b) DWT y c) WPT

4.1.2.2. Reducción de dimensionalidad

El inconveniente que presenta la técnica de extracción de características mediante la aplicación de transformaciones de la señal es la alta dimensionalidad del espacio resultante, lo que implicaría trabajar con vectores de descripción muy grandes (y numerosos).

Para reducir la dimensión del espacio transformado al tiempo que se preserva la información más relevante se emplean técnicas de reducción de dimensionalidad, que es un procedimiento esencial para mejorar el desempeño de la etapa de clasificación.



En general, hay dos métodos de reducción de dimensionalidad: por proyección de características o por selección de características.

Suele ser preferible la primera técnica, que trata de reducir la dimensión de las características de entrada seleccionando un subconjunto de las originales, de esta manera se conserva en el conjunto reducido la información contenida en cada una de las características del original. Dentro de esta técnica el método más utilizado es el Análisis de Componente Principal (PCA), también conocido como descomposición de valores singulares (SVD), y que consiste en un mapeo lineal del conjunto original de características en un conjunto reducido de características decorrelacionadas. El análisis PCA es uno de los métodos más efectivos en aplicaciones de reconocimiento de patrones y ampliamente utilizado con señales EMG [20].

Por su parte, mediante la técnica de selección de características se busca conformar el mejor subconjunto de características a partir de la selección de las mejores características del conjunto original. Su inconveniente es que parte de la información contenida en el conjunto original se pierde definitivamente por el descarte de algunas de sus características, además, a diferencia del método anterior, requiere de la intervención humana para el proceso de selección o descarte.

4.1.2.3. Clasificación de Patrones

La siguiente etapa es la clasificación de las características obtenidas en patrones, en este caso, de movimientos. Las principales técnicas de clasificación que se han utilizado en trabajos de investigación son [20]:

a) Clasificador bayesiano

Método estadístico clásico donde se estima la probabilidad a posteriori de la pertenencia de una muestra de prueba a una de las clases dadas. Esta probabilidad es evaluada en función de las probabilidades a priori de cada clase y la probabilidad condicional, resultante de la distribución de las muestras de entrenamiento en cada clase y evaluada según el teorema de Bayes.

b) Análisis discriminante lineal

Es otro método estadístico que discrimina la separabilidad de clases en forma lineal, lo cual no se ajusta de manera eficiente a los patrones EMGS por su dinámica estocástica. Sin embargo, ha sido utilizada en trabajos de investigación, principalmente para efectos comparación con otras técnicas.

c) Redes neuronales artificiales (ANN)



Es un sistema computacional inspirado en las características de aprendizaje y estructura de la red neuronal biológica. Las redes ANN tienen características como: generalización y habilidad para aprender de la experiencia sin requerir un modelo matemático a priori de las características de la señal, adaptación a los cambios de condiciones ambientales y habilidad para procesar datos degradados o incompletos, lo que las hace apropiadas para señales críticas como las señales EMGS. Sin embargo, las redes ANN requieren de un gran número de muestras y mucho tiempo de entrenamiento para un aprendizaje

adecuado.

d) Lógica difusa

Son sistemas de inferencia, y al igual que las ANN simulan el comportamiento de decisión humana. Estos sistemas se pueden clasificar en dos categorías: la primera categoría incluye modelos lingüísticos basados en colección de reglas IF_THEN, cuyos antecedentes y consecuentes usan valores fuzzy (modelo Mamdani); y la segunda categoría, está basada en sistemas tipo Tagagi-Sugeno y usa una estructura de reglas que tienen antecedentes fuzzy y consecuentes funcionales. Consiste en una aproximación no lineal, a partir de una combinación de muchos sistemas lineales mediante la descomposición del espacio completo de entradas en espacios fuzzy parciales y la representación de cada espacio de salida con una ecuación lineal.

e) Sistemas Neuro-fuzzy

Consiste en una combinación de redes neuronales y lógica difusa que facilita una relación simbiótica en la cual se aprovecha el conocimiento de un experto y la capacidad de aprendizaje y eficiencia computacional de la red neuronal, logrando un sistema de decisiones más inteligentes.

4.2. Análisis de trabajos previos

A continuación, se analizan varios trabajos e implementaciones de sistemas de rehabilitación de manos basados en exoesqueletos, con el objetivo



de familiarizarse con los métodos más empleados y valorar las principales ventajas e inconvenientes que presentan.

4.2.1. Exoesqueleto para rehabilitación de mano controlado por señales EMG

En [22] se diseña y analiza un exoesqueleto para la recuperación de la movilidad de la mano de sujetos afectados por desórdenes o enfermedades relativas a sus condiciones motoras.

El sistema de rehabilitación de la mano implementado consiste esencialmente en un ordenador, un microcontrolador, un exoesqueleto y un dispositivo para el registro de las señales mioeléctricas.

El exoesqueleto tiene forma de guante con actuadores como se muestra en la Figura 18. El interfaz entre el dispositivo de rehabilitación y el ordenador se realiza a través de una placa de circuito impreso. A su vez, en el ordenador se implementa en MatLab un programa con el que se genera una interfaz gráfica y se lleva a cabo el registro y procesamiento de las señales EMG.

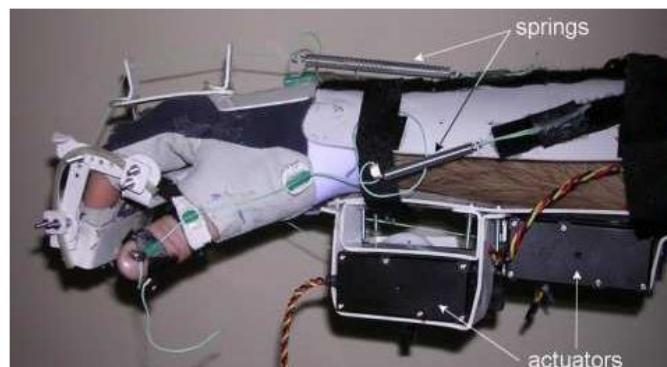


Figura 18 - Vista lateral del exoesqueleto

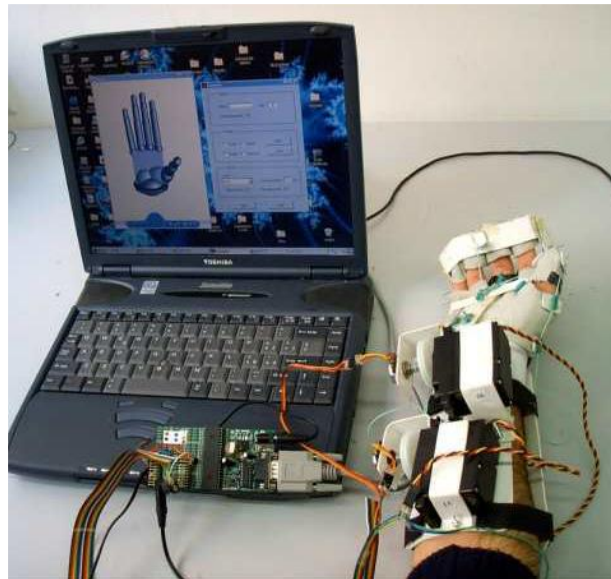


Figura 19 - Vista general del sistema de rehabilitación

Las señales electromiográficas se toman a través de dos pares de electrodos con los que se registra la actividad de los músculos Flexor Pollicis Longus (flexor largo del pulgar), que se encargan de la flexión del dedo pulgar, y del Flexor Digitorum Superficialis (flexor superficial de los dedos) que permite la flexión de los otros cuatro dedos. Estos movimientos intervienen en la acción de agarre de un objeto, aunque en este desarrollo preliminar no se tienen en consideración los músculos que posibilitan la extensión de los dedos.

Las señales registradas son muestreadas a 500 Hz, rectificadas y filtradas usando un filtro de segundo orden.

Se implementa un control mediante umbral, de modo que cuando se supera un valor, definido en 50mV, el actuador del exoesqueleto comienza a flexionar los dedos.

Los resultados de los experimentos llevados a cabo con este sistema concluyeron que se debían realizar bastantes mejores. Por un lado, la colocación del exoesqueleto en el paciente resultaba dificultosa, por lo que debería diseñar uno más adaptable. Por otro lado, la estrategia de control es útil para estados más avanzados de la terapia, donde el paciente es capaz de generar una actividad muscular significativa, pero puede resultar muy limitado en caso contrario. También se considera necesario una metodología para medir las mejoras del paciente.



4.2.2. Exoesqueleto robótico para la mano controlado mediante señales EMG para entrenamiento de pacientes crónicos tras accidentes cerebrovasculares de entrenamiento

En [23] se analiza un dispositivo de rehabilitación basado en un exoesqueleto robótico para la mano.

El módulo robótico está compuesto por cinco soportes para los dedos anclados en una plataforma de apoyo para la palma de la mano. Cada soporte es accionado por un actuador lineal y proporciona dos grados de libertad (para las articulaciones proximal y distal de cada dedo).

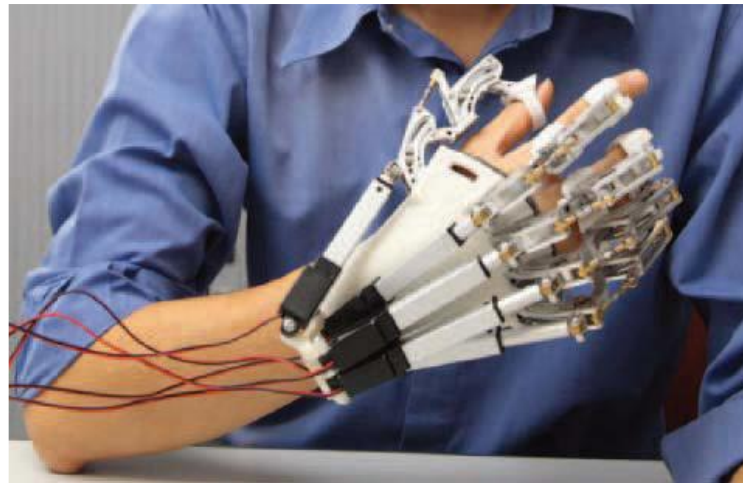


Figura 20.- Exoesqueleto robótico para la mano

El sistema cuenta además con un controlador embebido para controlar el módulo robótico de la mano y monitorear las señales electromiográficas registradas para las tareas de apertura y cierre, que se obtienen de los músculos abductor corto del pulgar y extensor común de los dedos. Ambos canales se registran con una frecuencia de muestre de 1000 Hz.

Este controlador contiene además un módulo inalámbrico que permite un control remoto del sistema por parte del terapeuta.

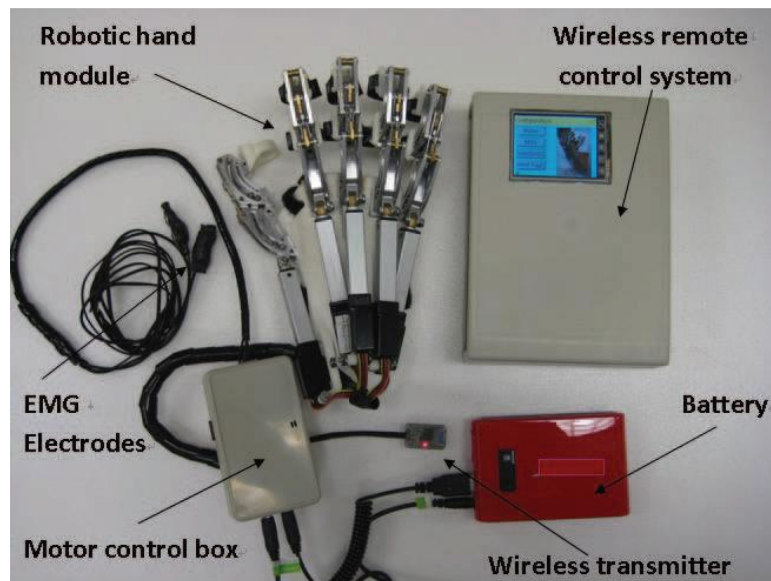


Figura 21.- Equipo completo del dispositivo robótico para rehabilitación de la mano

La estrategia de control se basa en un sistema umbral a partir de la máxima contracción voluntaria del sujeto, de modo que cuando se supera un determinado nivel de actividad comienzan las acciones asociadas a las acciones de apertura y cierre de la mano por parte del exoesqueleto.

Se diseña un protocolo de movimientos tanto verticales como horizontales para el entrenamiento de los pacientes, tras los cuales se concluye con las significativas mejoras motoras de los pacientes de acuerdo con distintos tipos de análisis centrados en funciones diferentes.



5. Sistema implementado

El presente trabajo es el punto de partida para la creación de un sistema robótico que permita ayudar en la rehabilitación de personas con problemas de movilidad en la mano debido a las secuelas de accidentes cerebrovasculares.

El sistema estará constituido por una prótesis adaptada a las características de los pacientes (“hardware”) y el algoritmo de control de la misma (“software”), tal y como se ha explicado en la introducción del trabajo.

En este proyecto se abarca la segunda parte, teniendo como objetivo la implementación de un sistema de análisis offline que permita detectar la intencionalidad del paciente de realizar movimientos de apertura y cierre de la mano mediante el análisis de las señales electromiográficas captadas del brazo.

Se realiza un tratamiento offline de los datos registrados, es decir, primero se toman registros de señales electromiográfica y posteriormente son procesadas para determinar los instantes que el paciente ha movido la mano y si el movimiento es de apertura o cierre.

Sin embargo, se prevé que se continúe con este trabajo para obtener un sistema de control en tiempo real (online), por lo que se ha tenido en cuenta esta situación durante la realización del programa de tratamiento de datos.

5.1. Músculos seleccionados. Posición de los electrodos

El objetivo del proyecto es que el control del sistema se realice a partir del análisis de las señales electromiográficas del brazo de los propios pacientes, captadas con electrodos superficiales.

Como ya se ha mencionado con anterioridad, las señales EMG se han demostrado eficaces para sistemas de rehabilitación y la evolución de los equipos para su captación, así como en métodos de tratamiento, las hacen muy adecuadas para el control de dispositivos protésicos robóticos.

Se han elegido para su captación los electrodos de superficie, debido a la mayor comodidad que suponen con respecto a los electrodos de aguja, tanto para el paciente, como para el asistente que supervise el procedimiento.

El correcto posicionamiento de los electrodos es fundamental no solo para obtener una señal de calidad, sino también para registrar la actividad de los músculos concretos que intervienen en los movimientos objeto de estudio y obtener de esta manera valores lo más representativos y útiles posibles.

Para poder establecer la posición idónea de los electrodos, en primer lugar, se ha realizado un estudio previo de la anatomía del antebrazo y de la mano (Capítulo 2) para determinar los posibles músculos intervinientes en la apertura y cierre de la mano, y que se nombran en la Tabla 1 (página 15).

A partir de esta selección y de la literatura revisada [7] [1], se comenzó analizando la conveniencia de los músculos extensor común de los dedos (Extensor Digitorum en latín), abductor corto del pulgar (Abductor Pollicis Brevis), abductor largo del pulgar (Abductor Pollicis Longus) y flexor común superficial de los dedos (Flexor Digitorum), señalados en la Figura 22.

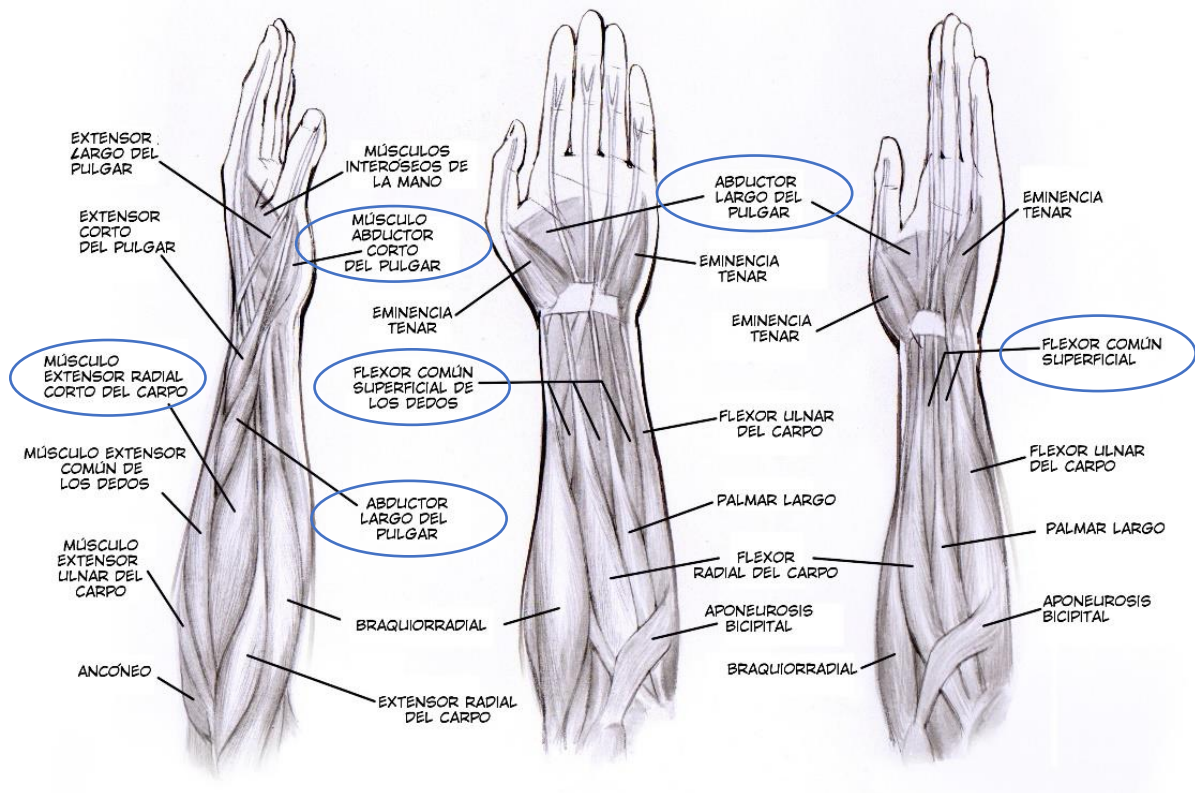


Figura 22.- Músculos seleccionados para el análisis inicial

El objetivo del análisis es establecer una zona muscular para la detección de la apertura de la mano y otra para el cierre, por separado.

El músculo extensor común de los dedos permite la extensión de los dedos índice a meñique y la palma de la mano, por lo que interviene de forma directa en la apertura de la mano. Los abductores del pulgar facilitan la abducción del pulgar, es decir, el movimiento de separación del pulgar respecto



de la palma de la mano, que podría determinar cuándo el sujeto ha realizado la apertura de la mano. Por su parte, el flexor superficial de los dedos se encarga de la flexión de los dedos índice a meñique, por lo que se activa al cerrar los dedos.

Tras la primera fase de pruebas, siguiendo las recomendaciones SENIAM introducidas en la sección 3.4, se eligieron como más representativos los músculos extensor común de los dedos (ED por sus siglas en latín) y flexor común superficial de los dedos (FD por sus siglas en latín).

El ED se escogió para su uso posterior en la detección de la apertura de la mano porque es el músculo que mejor señal proporcionaba para detectar tanto la extensión de los dedos como el mantenimiento de la mano en posición abierta. La situación de los electrodos establecida es la recomendada por SENIAM en el esquema de posiciones que ya ha sido mostrado. A continuación, se muestra de nuevo esta ilustración (Figura 23) y las imágenes de su posicionamiento para las pruebas reales (Figuras 24a y b y Figuras 25a y b).

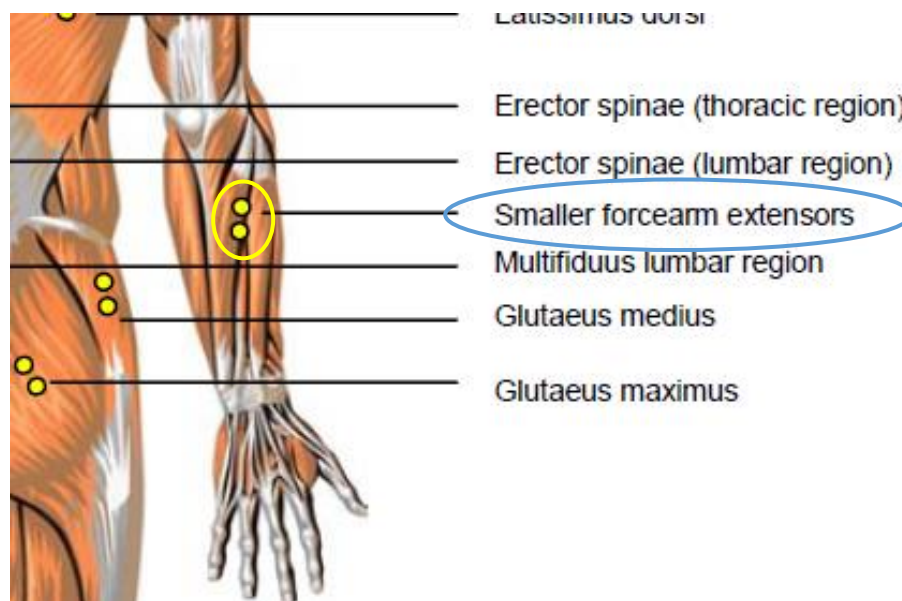


Figura 23.- Recomendación SENIAM para posicionamiento de los electrodos en el ED (Ampliación de la Figura 15)



Figuras 24a y 24b.- Posición de los electrodos en el músculo extensor común (ED) de los dedos. Brazo izquierdo.



Figuras 25a y 25b.- Posición de los electrodos en el músculo extensor común (ED) de los dedos. Brazo derecho.

Con esta disposición de los electrodos se consigue una señal con una buena amplitud (en comparación con las obtenidas con el resto de músculos) y en la que se detecta actividad casi exclusivamente durante la apertura de la mano, como se comprueba en la Figura 26. En esta representación gráfica se muestra la señal captada al realizar el protocolo de movimiento número 2, que se explicará más detalladamente en el apartado 5.2.5.2, y que consiste básicamente en cerrar la mano y mantenerla cerrada durante el intervalo que

va de los 4 a los 8 segundos, y abrirla y mantener la mano abierta durante el intervalo que comprende los segundos 12 a 16.

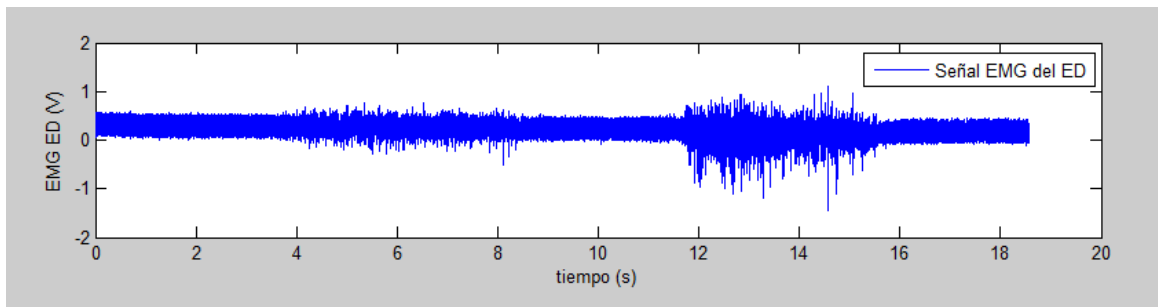


Figura 26.- Señal EMG del ED al realizar el protocolo 2

Se puede comprobar como entre los segundos 12 a 16 (aproximadamente) se registra una mayor actividad muscular, que coincide con el intervalo de apertura de la mano, mientras que en el intervalo de cierre (del segundo 4 al 8) se aprecia un ligero cambio en la señal, pero mucho menor que el que se produce para el cierre. Esto se debe a que la zona muscular en la que se disponen los electrodos es propensa generar una mayor actividad muscular durante la apertura de la mano que durante el cierre, lo que se traduce en la señal representada.

Por su parte, el músculo flexor común superficial de los dedos (FD) es el único de los músculos analizados con el que se consigue detectar el cierre (flexión) de la mano. Sin embargo, como no se obtiene una señal de calidad, se estudiaron las electromiografías de los músculos flexor cubital -o ulnar- y flexor radial del carpo en las posiciones recomendadas por SENIAM (Figura 27).

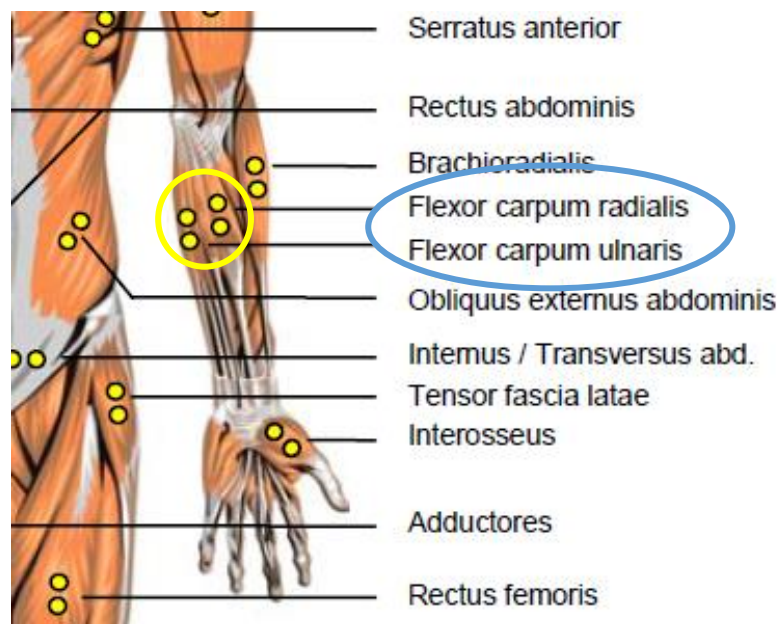


Figura 27.- Recomendación SENIAM para posicionamiento de electrodos en los flexores radial y cubital (Ampliación de la Figura 14)



Se ha comprobado como con el flexor cubital del carpo (FU por sus siglas en latín) se obtiene una señal que permite detectar mucho mejor el cierre de la mano que con las de otros músculos flexores (Figura 28).

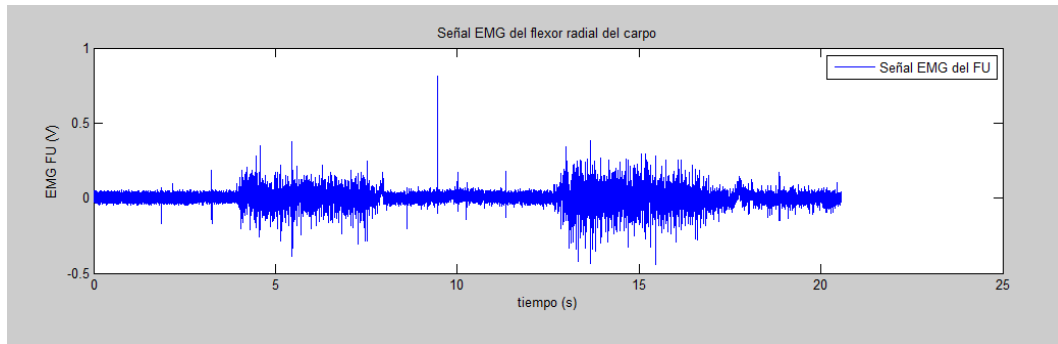


Figura 28.- Electromiográfica del músculo flexor cubital del carpo (FU) al realizar el protocolo 2

En la figura anterior se muestra la señal electromiográfica captada del flexor cubital del carpo (FU) al realizar el mismo protocolo de movimiento que el ejecutado para la señal que se ha ilustrado en la página 51 (correspondiente al músculo extensor común de los dedos).

El protocolo consiste en cerrar la mano y mantenerla cerrada durante el periodo de tiempo que sucede desde los segundos 4 a 8, y abrir la mano y mantenerla abierta durante el intervalo de los 12 a los 16 segundos.

En este caso, se detecta actividad en el músculo en ambos movimientos, tanto cierre (4 a 8 segundos), como apertura de la mano (12 a 16 segundos).

Por este motivo, se han realizado más pruebas con distintas posiciones de electrodos a lo largo del flexor radial con el propósito de situarlos en una posición que permita captar señales electromiográficas de gran amplitud solo al ejecutar el cierre.

De esta forma, se ha establecido la posición de los electrodos en el FU, que es la indicada en la Figuras 29a y 29b.



Figuras 29a y 29b.- Posición de los electrodos en el músculo flexor cubital del carpo (FU). Brazos izquierdo y derecho

Esta posición difiere de las indicadas por SENIAM, pero nos permite obtener señales con las características deseadas, como se ilustra en la Figura 30, en la que se muestra la señal captada al realizar el mismo protocolo que en los casos anteriores.

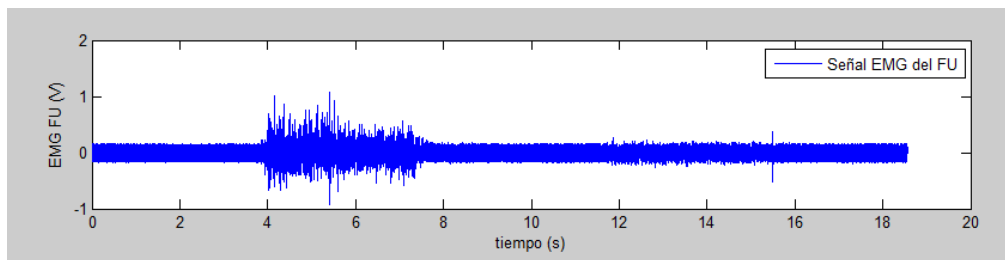


Figura 30.- Señal EMG del músculo flexor cubital del carpo (FU) al realizar el protocolo 2

Se puede comprobar como con esta colocación de los electrodos se detecta de forma clara la actividad del cierre de la mano y apenas influye en la apertura.

Electrodo de referencia



El equipo de adquisición de señales electromiográficas utilizado (Biopac MP150) emplea una configuración bipolar de los electrodos (ver apartado 3.3.2), por lo que es necesario un electrodo de referencia para cada canal, es decir, se necesita una referencia para cada músculo del que se capte su actividad.

Como se analizó en el apartado mencionado, este electrodo debe situarse en una posición en la que el ambiente sea eléctricamente silencioso o en la que las señales eléctricas captadas no tengan relación con las que se desean detectar.

La normativa SENIAM recomienda la disposición de este electrodo en la muñeca (Figura 31).



Figura 31.- Posición del electrodo de referencia en la muñeca

Por otro lado, en [1] se sitúa en el olecranon, que es el extremo superior del cúbito, que constituye la prominencia dorsal del codo en el que este se articula (Figura 32).



Figura 32.- Ubicación del olecranon

Al igual que como se ha hecho para la determinar la colocación óptima de los electrodos en los músculos flexor cubital del carpo y extensor común superficial de los dedos, se ha analizado la influencia que tiene la zona en que se coloque el electrodo de referencia para establecer la mejor posición.

Se ha comprobado como con las dos posiciones consideradas (muñeca y olecranon) se obtienen señales similares. Sin embargo, se ha decidido establecer las dos referencias (una para cada músculo analizado) en el olecranon, ya que durante las pruebas se han registrado señales electromiográficas ligeramente mejores que con la muñeca, y además supone una localización más adecuada para evitar que la prótesis o el mecanismo que emplee el paciente pueda interferir con los electrodos (apretándolos contra la piel o directamente no permitiendo su colocación).

La posición determinada para los electrodos de referencia de ambos canales es la que se muestra en la Figura 33.



Figura 33.- Posicionamiento de los electrodos de referencia en el olecranon

5.2. Adquisición y tratamiento de señales electromiográficas

Tanto para la etapa de diseño y desarrollo del programa con el que se realiza el tratamiento de los datos, como para el análisis de su comportamiento, se han captado y almacenado distintos registros de datos que posteriormente se han tratado con MatLab. Como ya se ha indicado, se realiza un tratamiento offline de las señales EMG, para detectar cuándo el sujeto al que se han tomado las señales realiza movimientos de cierre o apertura de la mano.

5.2.1. Equipo empleado

En la Figura 34 se muestra el banco de pruebas utilizado para la toma de señales electromiográficas. Los elementos básicos que componen el equipo son el sistema Biopac MP150 y un ordenador portátil en el que se ejecuta el software de visualización y tratamiento de señales biológicas AcqKnowledge.

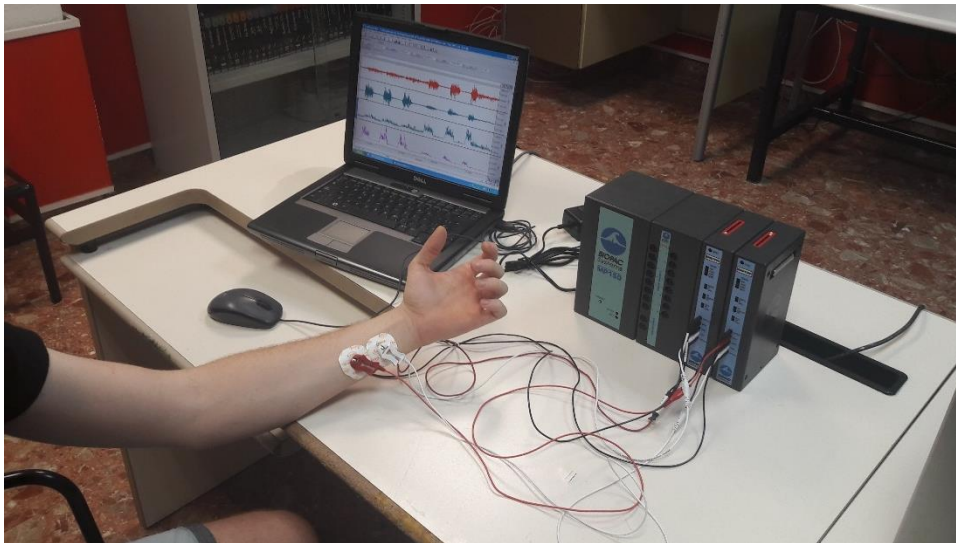


Figura 34.- Banco de pruebas utilizado para la captación de señales electromiográficas

Para la toma y registro de los datos se ha empleado un equipo de adquisición y análisis de datos MP150 de la marca Biopac (Figura 35).



Figura 35.- Biopac Systems MP 150. Equipo de adquisición de datos.

Este sistema lleva asociado el software AcqKnowledge para la visualización y tratamiento de la señal. Se ha trabajado con la versión 3.9 de este programa, aunque únicamente se ha usado para visualizar los registros de datos tomados y almacenarlos, ya que ofrece la posibilidad de guardar los datos en diferentes formatos como *.xls* o *.mat*, para Excel y MatLab, respectivamente.

Para la ejecución del programa se ha utilizado un ordenador portátil Dell Latitude D520 con sistema operativo Windows XP y procesador Intel Core 2 Duo T7200 (2x2.0GHz), que se conecta al equipo Biopac MP150 mediante comunicación Ethernet (Figura 36).



Figura 36.- Biopac + Ordenador con software AcqKnowledge

Debido a las características propias de las señales electromiográficas (mencionadas en el apartado 3.2.3.4), y según la parametrización indicada en [13] [24] [25], se ha configurado el hardware de adquisición con unas frecuencias de corte 50 Hz para el filtro notch (elimina banda), de 10 Hz para el filtro paso alto y de 500 Hz para el filtro paso bajo. Asimismo, se ha establecido la ganancia de la señal en 2000.

La frecuencia de muestreo seleccionada es de 1000 Hz (Figura 37) de acuerdo con las recomendaciones de [26], que además es el doble de los 500 Hz que se consideran como la frecuencia máxima de la energía que se sitúa por encima del nivel de ruido, evitando de esta forma problemas en el muestreo como el aliasing.

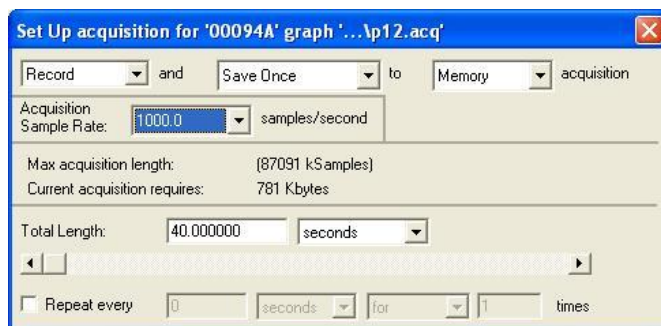


Figura 37.- Parametrización de la frecuencia de muestreo en AcqKnowledge 3.9

Los datos registrados con el equipo mencionado se han exportado como un archivo .mat, que permite cargarlos en el software MatLab, obteniendo una matriz con los datos obtenidos y poder trabajar, de este modo, con ellos sobre este segundo programa.

Se ha elegido MatLab, versión R2013a, porque es una herramienta versátil y con un potente procesamiento. Su empleo para fines similares al de este proyecto es habitual, como se puede comprobar en [7] [14]. Además,



permite tratamiento de datos en tiempo real de las señales captadas, en vistas a posibles futuros trabajos.

5.2.2. Método de procesamiento implementado

Se ha decidido implementar un sistema de análisis de las señales electromiográficas basado en el método umbral para detectar la activación muscular, y determinar de esta manera si el individuo está realizando un movimiento de apertura o cierre de la mano.

Se ha elegido este método principalmente por su sencillez, ya que el objetivo es reconocer apertura/cierre, no un control o un reconocimiento exhaustivo de los movimientos de la mano, como se pretende en parte los proyectos revisados que utilizan otros métodos más complejos o basados en transformadas como los expuestos en la sección 4.1.

Además, se trata de un tipo de control que requiere poco coste computacional, lo cual lo haría recomendable para un futurible sistema de control on-line.

A continuación, se explican las etapas que se siguen en el procesamiento de las señales electromiográficas registradas.

5.2.2.1. Rectificado dinámico de la señal electromiográfica

La primera etapa consiste en rectificar la señal respecto de su línea de base. Debido a las oscilaciones de la línea basal que se han registrado en algunas de las pruebas realizadas, se ha implementado un método de rectificado dinámico mediante el que se recalcula el valor de la línea de base después de que se produzca una activación muscular, ya que se ha detectado que es cuando suele sufrir modificaciones.

A partir de las pruebas realizadas se ha comprobado que en algunas ocasiones la línea de base de la señal EMG se ve modificada tras la realización de un movimiento de cierre o apertura de la mano, resultando distinto el valor medio de la señal en reposo antes y después de esta acción. Por este motivo se ha decidido implantar un método de rectificado dinámico con el que se recalcula la señal de base, en vez de rectificar la señal de forma estática a partir del valor medio calculado al inicio del registro, sin corregir este valor basal, como se indica en [27].



La ejecución de un movimiento (tanto de apertura como de cierre) produce un aumento en el valor de la desviación estándar de la señal en los dos músculos seleccionados (extensor común superficial de los dedos -ED- y flexor cubital del carpo -FU-). Aprovechando esta situación, se ha implementado un método umbral, análogo al de activación que se explica en el apartado 5.2.2.5, mediante el que cuando se supera un determinado nivel en la desviación estándar de la señal de cada músculo, se considera que ha habido actividad muscular (lo que implica un movimiento). Al cesar este esfuerzo se recalcula el valor medio de la señal (señal de base) en el instante en que esta se estabiliza dentro de un umbral del $\pm 15\%$ respecto del valor de la desviación típica de la señal de base al inicio del registro de datos. Este umbral se ha elegido para establecer unos límites dentro de los cuales la señal se mantiene estable de forma visual. El valor de 15% respecto a la desviación típica calculada al principio de la toma de datos se ha determinado de forma empírica, de acuerdo con las señales registradas en que se produce esta situación.

Si bien este método es pesado computacionalmente hablando, el rectificado dinámico de la señal de base implica una mejora notable respecto a un rectificado estático, en el que se calcula el valor basal al inicio del registro y no se corrige a lo largo de toda la señal. Este resultado se muestra en la Figura 38, observando como con el rectificado dinámico se rectifica la señal respecto del verdadero valor sobre el que oscila.

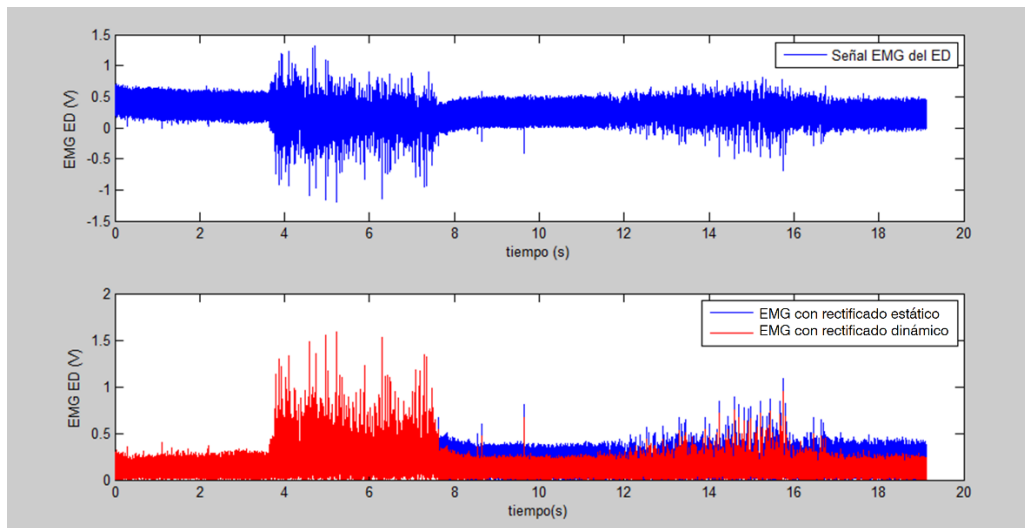


Figura 38.- Comparativa rectificado estático vs dinámico

La mejora se aprecia más claramente si se considera la señal RMS (calculada como la raíz cuadrática media -o Root Mean Square- según se explica en el apartado 5.2.2.2). En la Figura 39 se aprecia cómo la señal de base se mantiene estable con el rectificado dinámico, frente a las oscilaciones que sufre tras cada movimiento con el rectificado estático.

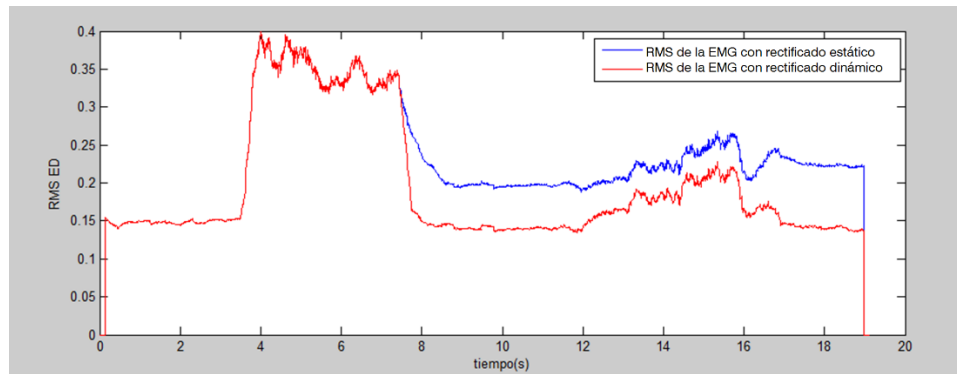


Figura 39.- Efecto del rectificado dinámico en la señal RMS

Eliminar las oscilaciones de la señal de base se considera muy necesario para que el sistema responda también ante señales de poca calidad. Por ello, el método propuesto se considera adecuado para un tratamiento offline como el que se ha diseñado. Sin embargo, es posible que no responda bien para un método online, siendo necesario buscar una alternativa con menor número de operaciones para su correcta respuesta en modo online.

5.2.2.2. Cálculo del valor RMS de la señal EMG

A partir de la señal EMG rectificada, se calcula la raíz cuadrática media de esta mediante un método de ventana deslizante.

Se obtiene el valor RMS (Root Mean Square, o raíz cuadrática media) de acuerdo con las indicaciones realizadas en [28]. El RMS tiene un claro significado físico ya que es una buena medida de la potencia de la señal electromiográfica y por este motivo, suele ser la señal calculada en la mayoría de aplicaciones con métodos similares.

Por su parte, se ha implementado un método de ventana deslizante para la segmentación de los datos ya que proporciona una mayor continuidad en la señal calculada con respecto a la que se obtiene con otros métodos basados en ventanas disjuntas. Además, actúa a modo de filtro, suavizando la señal (realiza un proceso de *smoothing*, según la terminología en inglés).

Se han tomado como base [26], que recomienda ventanas de entre 100 y 250 milisegundos de tamaño, y [13] que menciona un trabajo con ventana deslizante de 200 ms de tamaño y de 25ms de solapamiento.

Tras analizar varias combinaciones de tamaños de ventanas y desplazamiento en torno a los indicados previamente, y comparar las señales obtenidas de las pruebas realizadas, se ha decidido llevar a cabo el procesamiento con un tamaño de ventana de 300 ms y un desplazamiento de la misma de 1 ms. Con estos parámetros se consiguen “absorber” las variaciones inherentes a las señales EMG, y se obtiene una señal suavizada



adecuada para el método umbral implementado. El desplazamiento unitario de la ventana se ha establecido también con vistas a un previsible tratamiento en tiempo real, de modo que cada nuevo dato registrado se incorpore a la ventana para el cálculo del valor RMS.

Sin embargo, si se considera necesario, estos parámetros admiten modificación para alcanzar el equilibrio óptimo entre el tiempo de cómputo y la continuidad y suavidad de la señal, ya que a mayor tamaño de ventana y menor desplazamiento más suavizada estará la señal, pero más operaciones se requerirán; y a menor tamaño de ventana y mayor desplazamiento, el sistema será más ligero pero la señal mostrará una menor continuidad.

A modo de comparativa, se ha calculado el valor RMS de la misma señal EMG con dos tamaños de ventana diferentes, de 100 y 300ms, obteniendo las gráficas de la Figura 40 y la Figura 41, respectivamente.

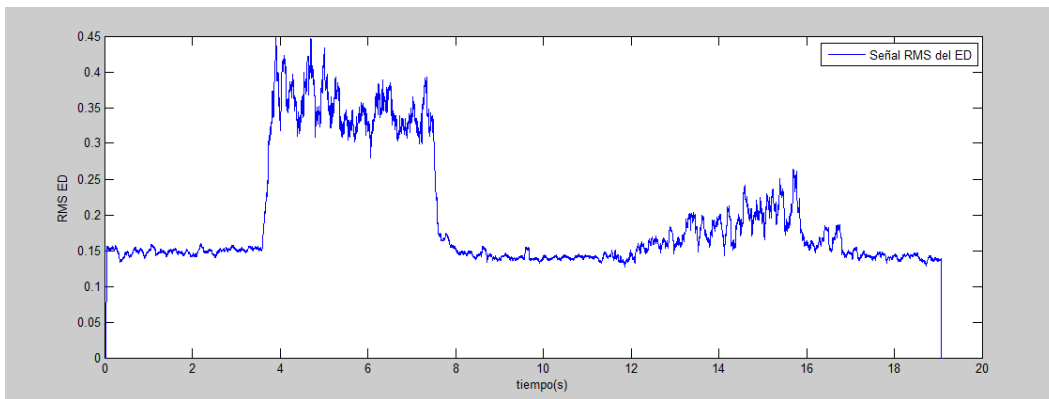


Figura 40.- Señal RMS obtenida con tamaño de ventana igual a 100 ms

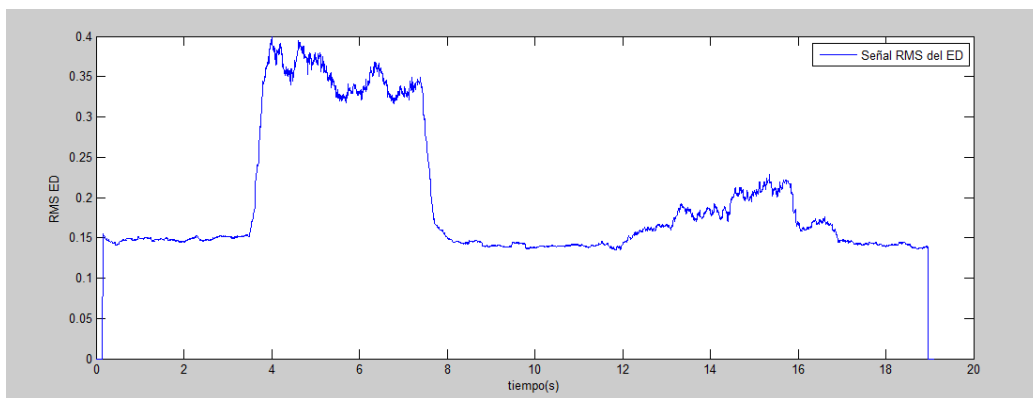


Figura 41.- Señal RMS obtenida con tamaño de ventana igual a 300 ms

Se comprueba que con la ventana de tamaño 300 ms elegida para el tratamiento se obtiene una señal con menores oscilaciones, lo que conllevará un mejor comportamiento para el método umbral, sin perder información sobre la amplitud.



Es importante señalar que en el código creado se realiza el cálculo del valor RMS en el instante i a partir de la señal EMG en el intervalo $[i-150, i+150]$ para captar la tendencia de la misma.

Importancia de la ventana para sistemas en tiempo real

Para un tratamiento online habría que modificar este método ya que se tienen en consideración los valores futuros al instante considerado. Para el mismo procesamiento, la ventana abarcaría los valores de los instantes $[i-300, i]$, lo que implicaría un retraso en la señal respecto al método implementado para tratamiento offline igual a 150 ms (el tamaño medio de la ventana).

En [13] se recomienda determinar el tamaño de la ventana considerando el tiempo de retardo óptimo del sistema de control mioeléctrico según la definición propuesta por Farrel y Weir (T. Farrel & Weir, 2008):

$$D = \frac{1}{2}T_{wl} + \frac{n}{2}T_{inc} + \tau$$

Donde:

- D es el tiempo de retardo del sistema
- T_{wl} es la longitud de la ventana
- T_{inc} es el incremento o desplazamiento de la ventana
- τ es el tiempo de procesamiento del sistema de reconocimiento de patrones

5.2.2.3. Cálculo del valor de máxima contracción voluntaria

Una vez calculada la señal RMS, se normaliza como el porcentaje del valor en cada instante con respecto del valor máximo de contracción voluntaria (Maximal Voluntary Contraction en inglés, abreviado como MVC), que se considera el 100 %, y cuyo cálculo se explica en más adelante.

5.2.2.3.1. Necesidad de normalizar la señal

Como se ha venido explicando a lo largo del presente proyecto, las características tanto de amplitud como de frecuencia de las señales



electromiográficas son altamente variables y sensibles a diversos factores, desde factores extrínsecos como la posición o el tipo de electrodos, hasta factores intrínsecos como las características fisiológicas o anatómicas del individuo [29]. Estos factores varían entre distintos individuos e incluso, para el mismo, entre distintos días, por lo que se produce una variabilidad que hace problemática la interpretación de la amplitud de las señales EMG, a no ser que se realice algún procedimiento de normalización de las mismas, refiriéndose a la conversión de la señal a una escala relativa a un valor conocido y repetitivo.

Para la detección de la activación muscular mediante el método umbral que se ha escogido, es habitual la utilización de parámetros exclusivamente estadísticos, como que la señal alcance un determinado número de veces la desviación estándar o el valor medio de la señal de base [30].

Sin embargo, con el objetivo de obtener un procedimiento más preciso y que pueda ser adaptativo se ha decidido normalizar la señal EMG respecto a su máxima contracción voluntaria (Maximal Voluntary Contraction -MVC), concepto que será desarrollado en el apartado 5.2.2.3.3. Esta técnica es la más habitual para la normalización de señales EMG y consiste en establecer el valor de máxima amplitud registrado durante un movimiento como el valor de referencia.

Este método permite comparar patrones de activación muscular entre señales de un mismo individuo a lo largo del tiempo de forma fiable, sin embargo, no es así para distintos músculos, tareas o individuos [29].

Estas limitaciones se deben a que la actividad máxima de los músculos es desconocida, ya que la fuerza máxima producida durante una tarea no tiene por qué producir el máximo nivel de contracción en los músculos investigados. Además, diferentes sujetos pueden emplear estrategias de control de los músculos distintas para generar los movimientos relativos a una misma tarea, dando como resultado diferentes niveles de activación.

5.2.2.3.2. Protocolo de movimientos para el cálculo del MVC

Se ha decidido normalizar respecto del MVC de la señal obtenida llevando a cabo el protocolo de preparación que se explica a continuación. Esta normalización se lleva a cabo de acuerdo con las indicaciones de [29].

Si bien es ampliamente aceptada la conveniencia de la normalización de la señal, no existe el mismo consenso para establecer el mejor método para hacerlo, por lo que se ha decidido implementar un método propio basado en las recomendaciones dadas en [29] y los resultados empíricos obtenidos en las pruebas y tomas de datos realizadas.



Como etapa preparatoria para el tratamiento de las señales registradas del paciente, se establece el siguiente protocolo para determinar la actividad máxima que es capaz de generar el sujeto y obtener así el MVC, a partir del cual se normalizarán las señales posteriores como el porcentaje respecto de este valor. Se consigue de esta manera un método adaptado a la capacidad de cada sujeto para producir señales de mayor o menor amplitud.

Protocolo de preparación

- a) 0-4 s. Mantener la mano en posición de reposo.
- b) 4-16 s. Realizar 3 series de movimientos de posición de reposo a mano cerrada.

Cerrar la mano y apretar el puño tanto como se pueda durante dos segundos. Pasado este tiempo relajar la mano y llevarla a reposo durante otros dos segundos, repitiendo la operación dos veces más.

- c) 16-20 s. Relajar la mano y mantener en posición de reposo.
- d) 20-32 s. Realizar 3 series de movimientos de posición de reposo a mano abierta.

Abrir la mano y, manteniéndola extendida, realizar el máximo esfuerzo posible durante dos segundos. Pasado este tiempo relajar la mano y llevarla a posición de reposo durante otros dos segundos, repitiendo la operación dos veces más.

- e) 32-36 s. Relajar la mano y mantener en posición de reposo.

Como se ha comentado previamente, todas las tomas de datos dan comienzo con una primera etapa en la que se mantiene la mano en reposo, con el objetivo de visualizar la señal obtenida en reposo y partir siempre de la misma situación.

A continuación, se establecen una serie de movimientos de apertura rápidos y en los que se realice el mayor esfuerzo posible. Se ha establecido esta secuencia con vistas a obtener los valores máximos de actividad muscular, sin dejar mucho descanso entre aperturas para tratar de realizar movimientos con un esfuerzo similar. Cabe mencionar que se ha mantenido esta metodología tras comprobar que la disminución del tiempo de relajación no supone fatiga o cambio en las señales.

Se ha decidido que la transición entre las aperturas y los cierres sea una etapa de reposo, con el objetivo de relajar la mano, ya que durante las pruebas se ha hecho patente el esfuerzo que suponen estos ejercicios por el temblor de las manos que se mostraba de forma habitual tras los esfuerzos realizado el



abrir. Sin embargo, este temblor no se veía reflejado en el electromiograma, por eso no se ha modificado el protocolo para evitarlo.

Por último, se realizan las series de cierre de forma análoga a las aperturas precedentes y se finaliza el protocolo con una etapa de reposo para dejar descansar la musculatura y permitir comparar la señal obtenida al inicio y al final de la prueba.

El protocolo de preparación descrito se presenta en el diagrama de flujo de la Figura 42.

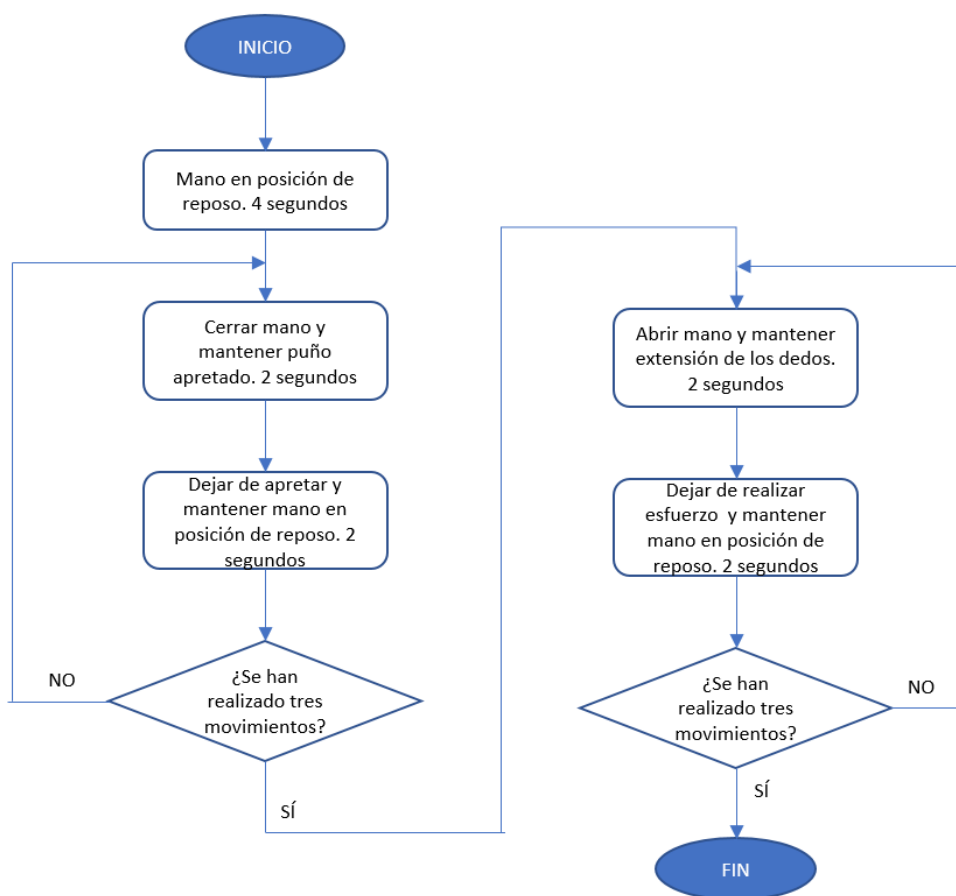


Figura 42.- Diagrama de flujo del protocolo de movimientos de la etapa de preparación

5.2.2.3.3. Cálculo del MVC de cada músculo analizado

El valor sobre el que se normaliza la señal RMS generada en la etapa anterior es el denominado como MVC, o contracción máxima voluntaria.

Este valor se obtiene a partir de la señal RMS calculada a partir del electromiograma de los músculos extensor común de los dedos (ED) y flexor cubital del carpo.



En la Figura 43 se muestra una señal típica del ED registrada durante la realización del protocolo de preparación expuesto en el apartado anterior.

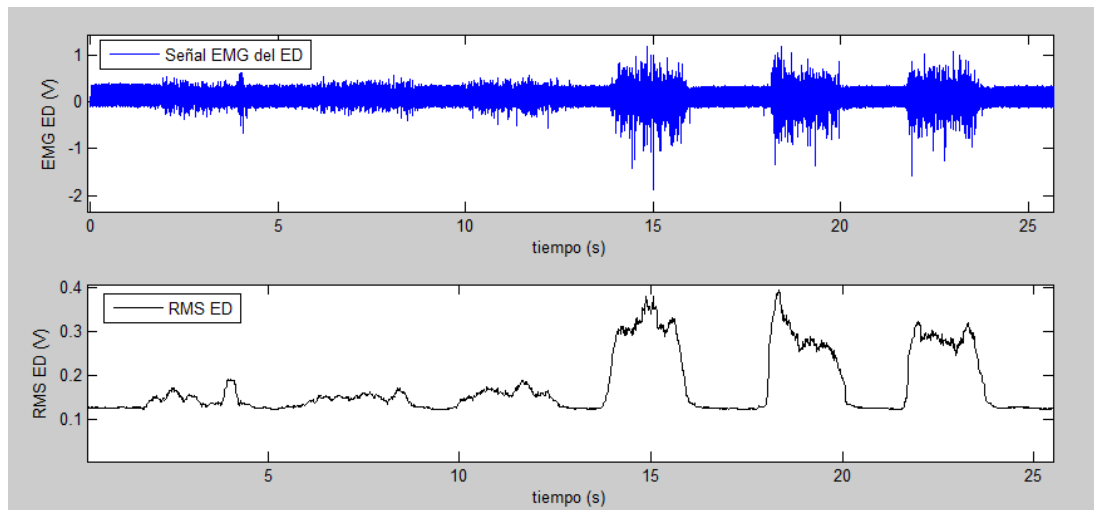


Figura 43.- Señal RMS durante protocolo de preparación para el cálculo del MVC

Para obtener el MVC del ED se selecciona el mayor valor de la señal RMS durante cada movimiento de apertura. De esta forma, se obtienen tres valores representativos del MVC, de acuerdo con el protocolo establecido. El MVC se calcula como la media de estos. Se calcula el promedio para obtener un valor lo más representativo posible, evitando así posibles oscilaciones debidas a datos excesivamente grandes que distorsionen los resultados, o a esfuerzos pequeños que no se corresponden con la máxima contracción.

Para el ejemplo considerado en la figura anterior, se obtienen los valores de la Tabla 2 aplicando el tratamiento expuesto.

Valores RMS máximos	0.3960	0.3823	0.3242
MVC	0.3675		

Tabla 2.- Resultados del cálculo del valor MVC durante una prueba con ED

Para el cálculo del MVC del flexor radial del carpo (FU), se procede de forma análoga, pero seleccionando los valores máximos de los cierres ejecutados.

Las tres etapas explicadas hasta este punto (rectificado dinámico, cálculo del valor RMS de la señal EMG y cálculo del MVC de cada músculo analizado) forman parte del programa de cálculo del valor MVC a partir de la señal de preparación, con el que también se representa gráficamente la señal obtenida durante el protocolo de preparación y se almacenan los valores MVC de cada músculo en un archivo .mat, que es empleado posteriormente en el programa de reconocimiento de apertura y cierre de la mano. Estos programas se explican de forma más detallada en el apartado 6.1.



5.2.2.4. Normalización de la señal RMS a %MVC

Una vez realizada la etapa de preparación en la que se calcula la máxima contracción voluntaria del sujeto, representada como el MVC de sus músculos extensor común superficial de los dedos (ED) y flexor cubital del carpo (FU), se puede proceder a la toma de señales para el reconocimiento de los movimientos de apertura y cierre de la mano por parte del sujeto.

El tratamiento de las señales electromiográficas para el reconocimiento de estos movimientos comienza con las etapas de rectificado dinámico y cálculo del valor RMS de la señal EMG, al igual que el tratamiento para el cálculo de los valores MVC.

Sin embargo, la siguiente etapa en el procesamiento para el reconocimiento de apertura y cierre de la mano es la normalización de la señal RMS, al valor relativo a la máxima contracción voluntaria del sujeto.

Una vez calculado el valor RMS de la señal EMG rectificada, se cargan los valores MVC de los músculos ED y FU (se supone que calculados y almacenados previamente en la etapa de preparación). Estos valores se toman como el 100% de cada señal RMS obtenida (una para el ED y otra para el FU) y se normaliza el valor de esta señal en cada instante como el porcentaje respecto de este valor máximo.

Aplicando este tratamiento a la señal RMS del ED representada en la Figura 40 de la página 62 se obtiene la señal normalizada a %MVC que se muestra en la Figura 44.

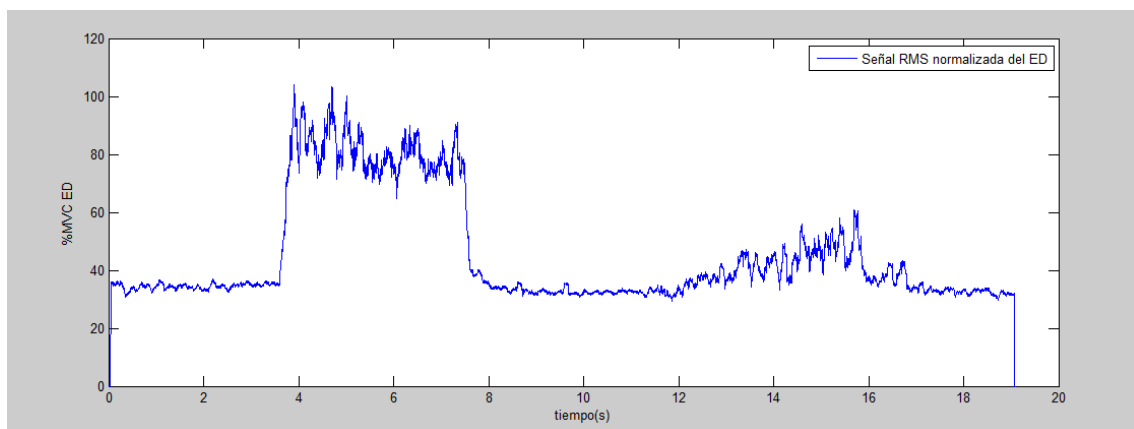


Figura 44.- Señal RMS normalizada a %MVC



5.2.2.5. Detección de la activación muscular

5.2.2.5.1. *Generación de la señal de activación*

Finalmente, es al valor RMS normalizado a %MVC al que se le aplica el método umbral, considerando que el músculo se ha activado, y por tanto se ha llevado a cabo un movimiento de cierre o apertura de la mano, cuando se supera un determinado umbral que se establecerá según las señales producidas por cada sujeto.

De acuerdo con [30], para tener en consideración la activación muscular se debe sobrepasar el umbral durante un determinado periodo de tiempo. A partir de los resultados de este informe y de las pruebas realizadas, este intervalo de tiempo se ha establecido en 250 ms. El objetivo es evitar activaciones debidas a picos no significativos de la señal. Como contrapartida el método fallaría en el momento de detectar movimientos muy rápidos (del orden de este periodo), pero el sistema se ha diseñado para movimientos más suaves y no tan bruscos.

Para identificar la actividad de cada músculo se genera una “señal de activación”, que es una onda cuadrada que vale 0 cuando el músculo se mantiene en reposo y 1 cuando se supera el umbral durante el tiempo considerado. En la Figura 45 se muestra un ejemplo de la señal de activación (en rojo) para una señal tomada del flexor cubital del carpo realizando un movimiento de apertura de los 4 a los 10 segundos, y otro de cierre de los 15 segundos hasta el final, manteniendo la mano en reposo en la etapa de transición entre un movimiento y otro. La colocación de los electrodos durante la toma de la señal era la recomendada por SENIAM para este músculo (Figura 27), no la que finalmente se ha establecido para obtener una señal más representativa (Figuras 29a y 29b). Por este motivo, en la señal representada se obtiene una mayor actividad durante los movimientos tanto de apertura como de cierre, lo cual se ha elegido a propósito para ejemplificar mejor las consideraciones expuestas.



Figura 45.- Señal de activación generada tras la primera etapa de la detección muscular

5.2.2.5.2. Corrección de falsas activaciones

Como paso siguiente, se ha implementado un tratamiento de corrección de la señal de activación mediante el que se eliminan falsas activaciones o desactivaciones debidas a posibles oscilaciones o picos inesperados en la señal.

Se eliminan las activaciones con una duración inferior a 350 milisegundos con el objetivo de eliminar activaciones debidas a picos registrados pero que no son significativos de la actividad muscular (por ejemplo, un valor mayor de lo normal).

Se ha medido la duración del intervalo de picos producidos por valores en intervalos en los que el músculo se encuentra en reposo y por tanto no se debe detectar actividad. De acuerdo con los resultados de estas pruebas se ha establecido el periodo indicado en el párrafo anterior de 350ms, si bien pudiera ser un parámetro modificable para obtener un tratamiento de datos más personalizado.

El efecto de esta corrección se muestra en la Figura 46, donde se resaltan las dos falsas activaciones que se corrigen para la misma señal de la Figura 45.

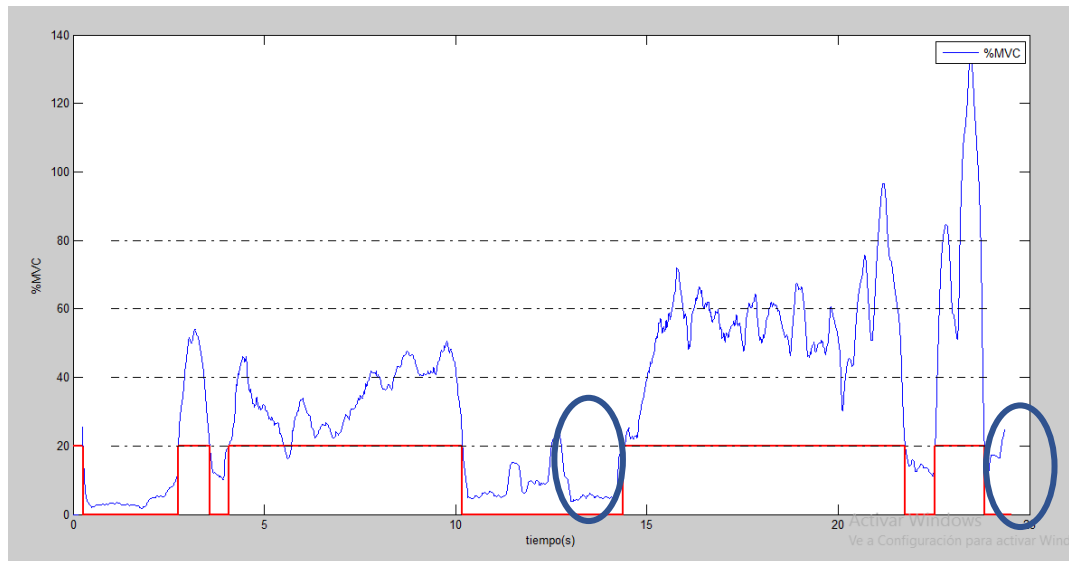


Figura 46.- Señal de activación tras corrección de falsa activación

5.2.2.5.3. Corrección de falsas desactivaciones

En una siguiente etapa, se corrigen las desactivaciones producidas por una ligera caída de la señal por debajo del umbral. Este arreglo se hace para evitar que la señal de activación cambia de 1 a 0 (y de 0 a 1 de nuevo) cuando la señal oscila en torno al umbral elegido.

De acuerdo con el análisis de la aplicación del método de activación y corrección a varias señales, se ha determinado que se eliminan aquellas desactivaciones con una duración inferior a 500 ms y en las que la señal se mantiene por encima del 75% del umbral durante al menos 350 ms.

Con esta estrategia se corrigen situaciones en las que la señal cae ligeramente por debajo del umbral durante un breve espacio de tiempo, mejorando así el comportamiento del sistema para señales en las que el umbral está en el límite en que oscila la señal durante una activación muscular. Esta mejora se puede apreciar en la Figura 47, en la que se señala la corrección realizada con respecto a la etapa anterior.

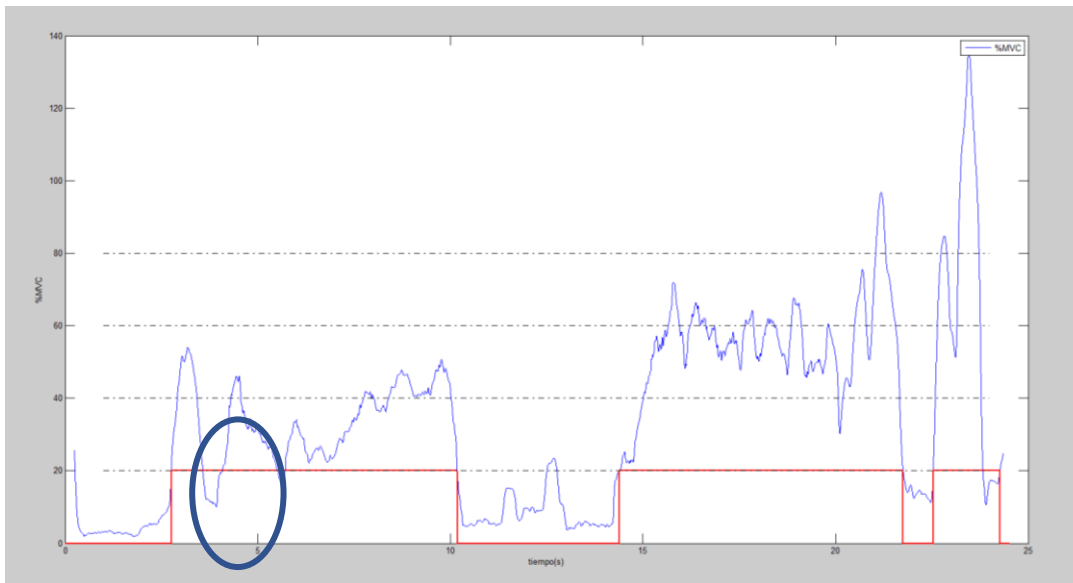


Figura 47.- Señal de activación tras corrección de falsa desactivación

La mejora de la señal de activación se comprueba si comparamos de nuevo la Figura 45 (previa a la corrección) y la Figura 47 (tras la eliminación de las consideradas como falsas activaciones y desactivaciones).

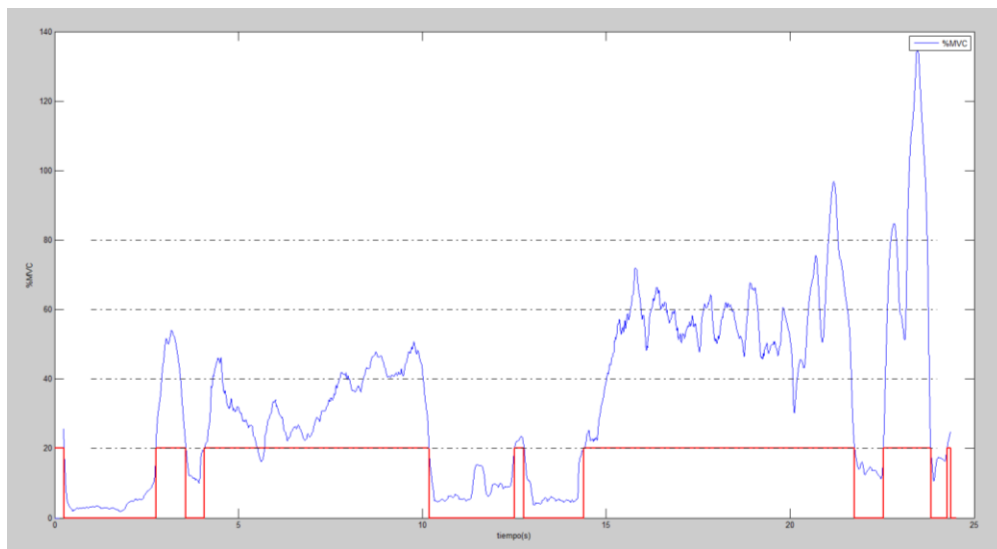


Figura 48.- Señal de activación generada tras la primera etapa de la detección muscular

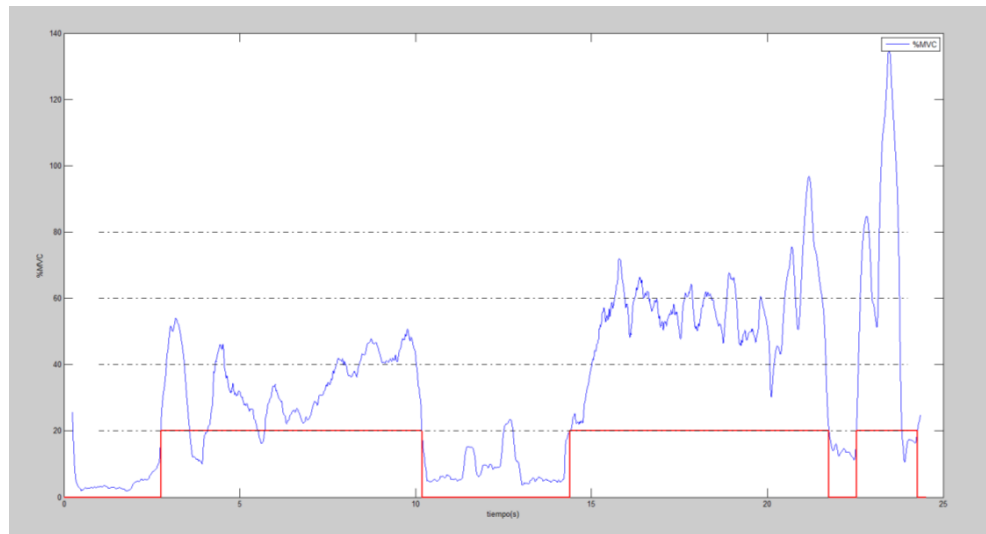


Figura 49.- Señal de activación tras corrección de falsa desactivación

5.2.2.5.4. Umbral de activación

Se ha determinado que el umbral sea establecido de forma manual por el asistente que supervisa las pruebas con el paciente ya que el nivel al que se considera que se activa el músculo depende de múltiples factores como: la capacidad muscular del individuo, la fatiga del mismo, el MVC calculado en el momento de la prueba de preparación.

De esta manera se podrá ajustar el umbral al esfuerzo que se considere necesario que realice cada sujeto durante cada prueba, lo que supone una ventaja respecto a umbrales fijos o basados en parámetros estadísticos como se estudian en [30].

Con el método diseñado basado en la generación y posterior corrección de la señal de activación se consigue un buen comportamiento para el tratamiento offline de las señales. Sin embargo, podría no ser adecuado para uno online debido al mayor número de operaciones que supone esta corrección. En este caso, lo más apropiado parece ser mejorar la estrategia de activación para suprimir la etapa de corrección de esta señal.

5.2.2.6. Determinación de apertura y cierre de la mano

Con el procesamiento explicado hasta este punto se detecta la actividad muscular, pero la finalidad del sistema desarrollado es diferenciar si esta actividad es debida a un cierre o una apertura de la mano, que es la función del procesamiento que se implementa en la etapa que se va a explicar a continuación.



Con el objetivo de determinar cuándo se ha realizado una apertura o un cierre de la mano, se han seleccionado los dos músculos más representativos para el reconocimiento de estos movimientos (como se ha explicado en la sección 5.1), resultando el extensor superficial común de los dedos (ED) para la apertura y el flexor cubital del carpo (FU) para el cierre.

Para determinar si una detección de actividad se corresponde con una apertura o un cierre de la mano, se ha seguido un método similar al que se emplea en [6] para diferenciar qué dedo de la mano se ha movido, y que se basa en detectar la señal de qué músculo ha sufrido mayor variación.

Para el sistema desarrollado, se ha implementado un método basado en comparar el valor normalizado de ambas señales durante cada periodo de actividad muscular.

De esta forma si se realiza una apertura, el músculo extensor superficial común de los dedos (ED) realizará, previsiblemente, un mayor esfuerzo que el músculo flexor cubital del carpo (FU), lo que se traducirá en una señal procesada de mayor amplitud. De este modo, se considerará apertura aquel intervalo de activación muscular en que la señal media del ED sea mayor que la del FU. De forma análoga, se considerará cierre de la mano, aquel intervalo de activación muscular en que la señal media del flexor sea mayor que la del extensor.

En la Figura 50 y en la Figura 51 se muestran las señales EMG del ED y del FU registradas durante el protocolo 1, sus señales RMS normalizadas y la señal de activación muscular (rojo). La línea discontinua de color negro muestra el intervalo de la señal de activación que se considera como apertura o cierre (según el músculo del que proceda).

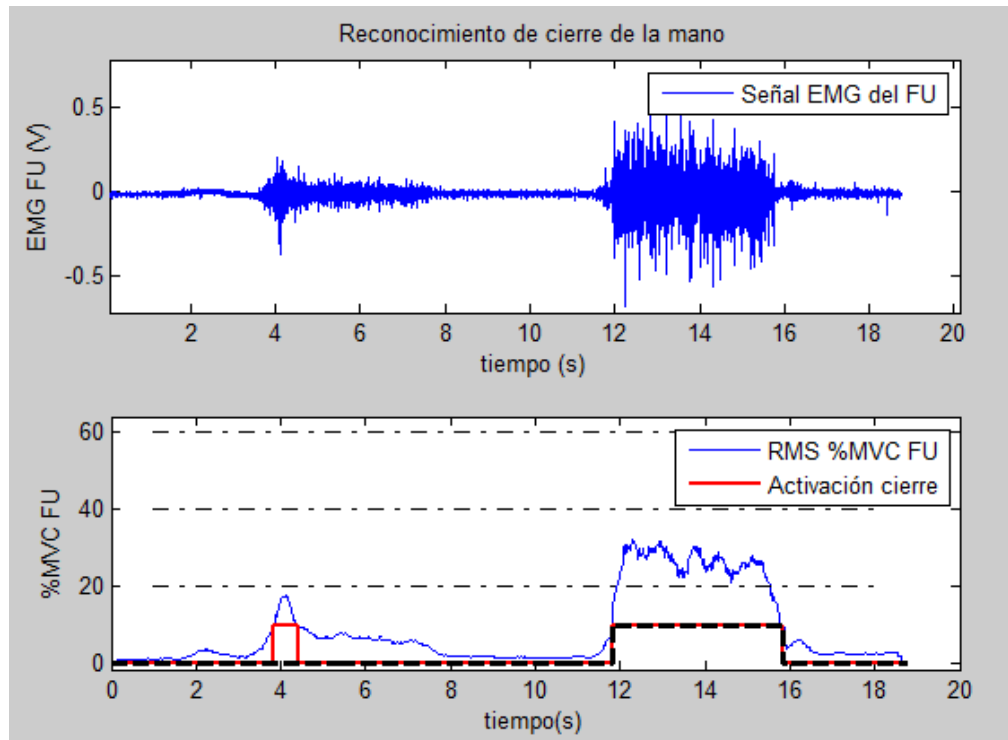


Figura 50.- Señal EMG del FU y señal procesada para detectar el cierre de la mano.

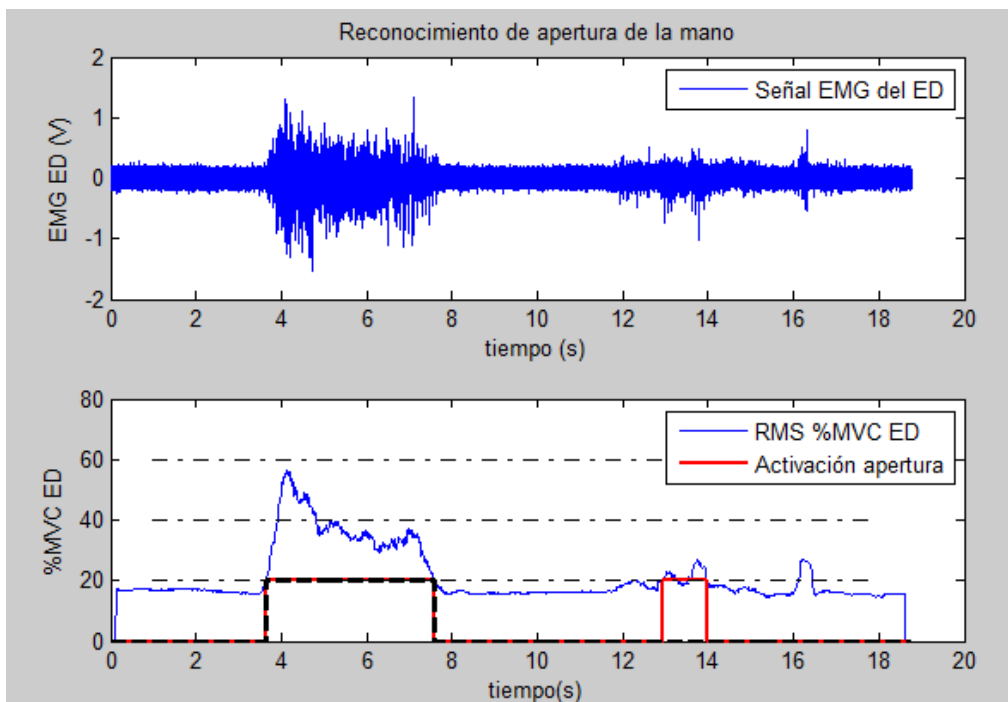


Figura 51.- Señal EMG del ED y señal procesada para detectar la apertura de la mano.

Su puede observar como en los intervalos de 3.5 s a 4.5 s de la señal del FU y de los 13 a los 14 segundos de la señal del extensor se detecta una activación muscular (ya que la señal supera el umbral), pero no se considera como cierre ni apertura, respectivamente, debido a la mayor actividad que se



produce en el otro músculo, por lo tanto, se discriminan de forma correcta los aumentos de actividad muscular.

5.2.3. Tratamientos descartados

A continuación, se detallan algunos tratamientos de los datos que se descartaron ya que, por lo general producían una mínima mejoría de la señal RMS calculada, pero en algunos casos proporcionaban valores totalmente inadecuados para el método umbral implementado. se decidió realizar el cálculo sobre la señal original rectificadas ya que así se ahorra además coste computacional, en vistas a un futuro sistema “online” o en tiempo real.

5.2.3.1. Filtro digital paso bajo

Durante la etapa de diseño del sistema de procesamiento de la señal se tuvo en consideración la aplicación de un filtro digital para reducir el ruido y mejorar la calidad de la misma.

Tomando como base las recomendaciones de [26] se diseñó filtro paso bajo digital y se analizó su conveniencia para el tratamiento de las señales registradas.

En el informe anterior se recomienda un filtro con frecuencia de corte de 50-60 Hz para eliminar las componentes principales que producen ruido en la señal.

En primer lugar, se analizó el espectrograma de un registro de datos tomados del flexor común de los dedos (Figura 52). Muestra que la señal consta de altas componentes por debajo de los 60 Hz (señal principal) y en torno a los 250 (fuera del rango de energía principal).

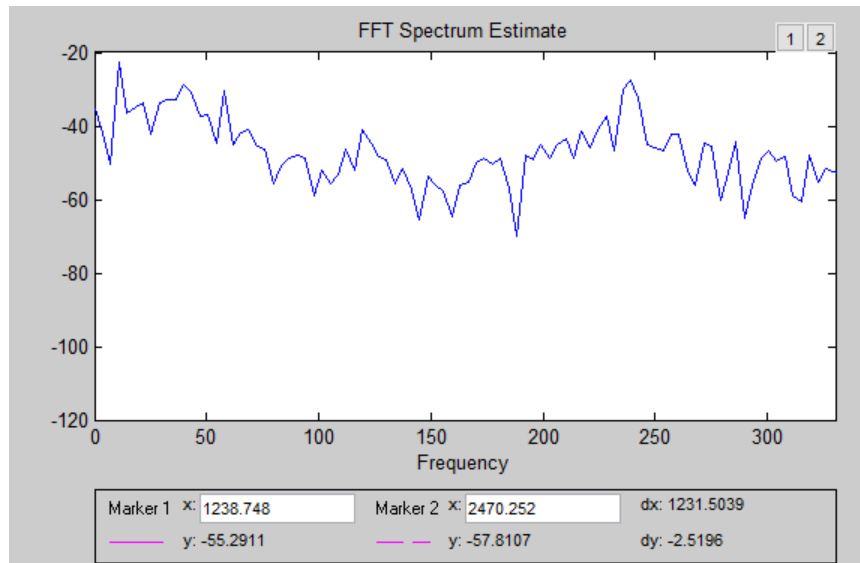


Figura 52.- Análisis frecuencial de señal EMG del flexor común de los dedos

Se probaron diferentes filtros Butterworth, siendo el que mejor resultado proporcionaba aquel con frecuencia de corte 40 Hz y cuyo diseño se ha realizado mediante DSP System Toolbox™ de MatLab (Figura 53).

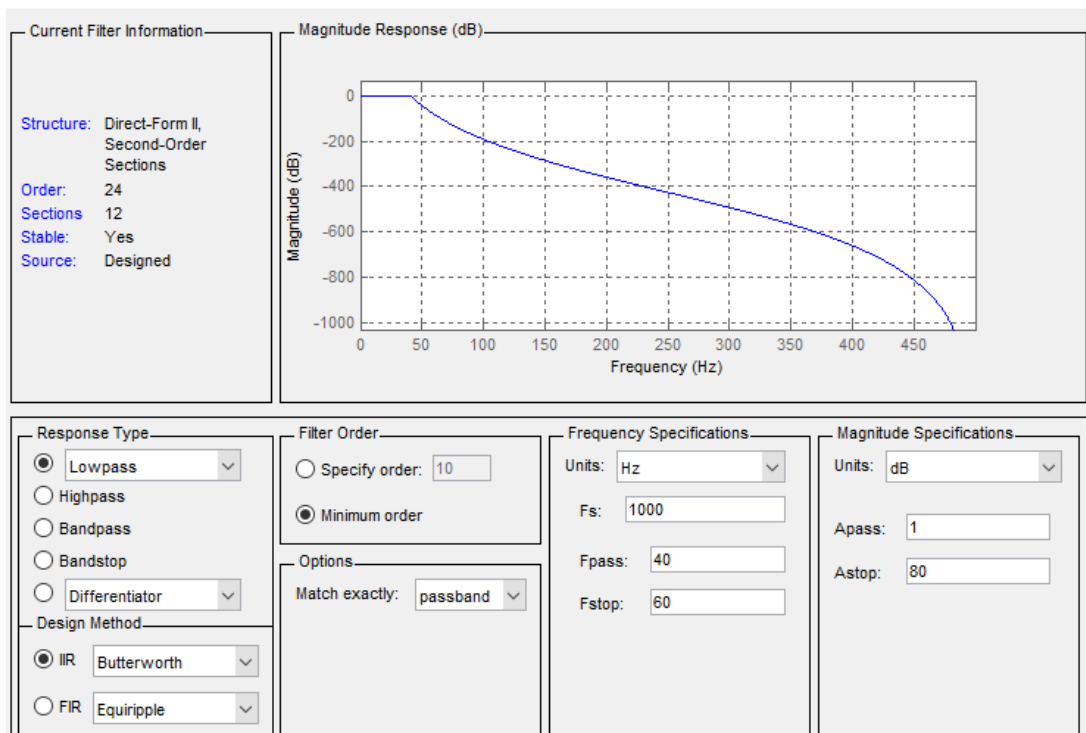


Figura 53.- Filtro Butterworth diseñado

Aplicando el filtro descrito a señales almacenadas se obtienen los resultados mostrados en la Figura 54 y la Figura 55.

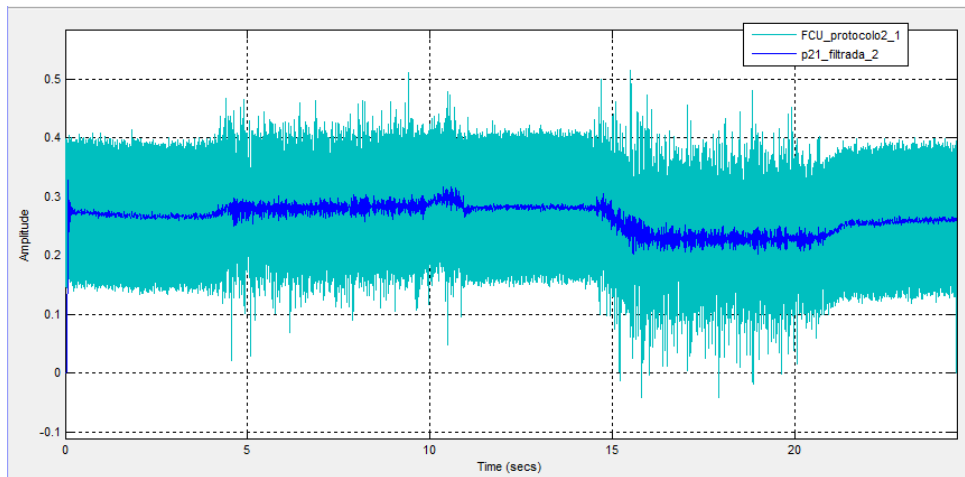


Figura 54.- Aplicación de filtro a señal EMG (1)

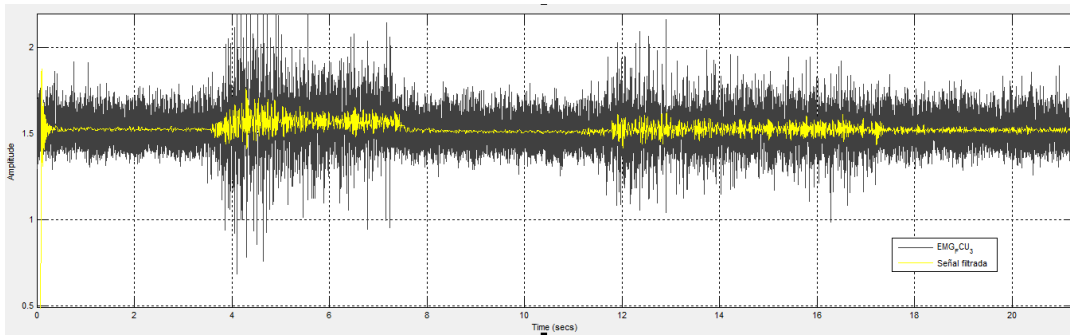


Figura 55.- Aplicación de filtro a señal EMG (2)

Sin embargo, la aplicación a otros registros de datos dio señales no representativas como se muestra en la Figura 56.

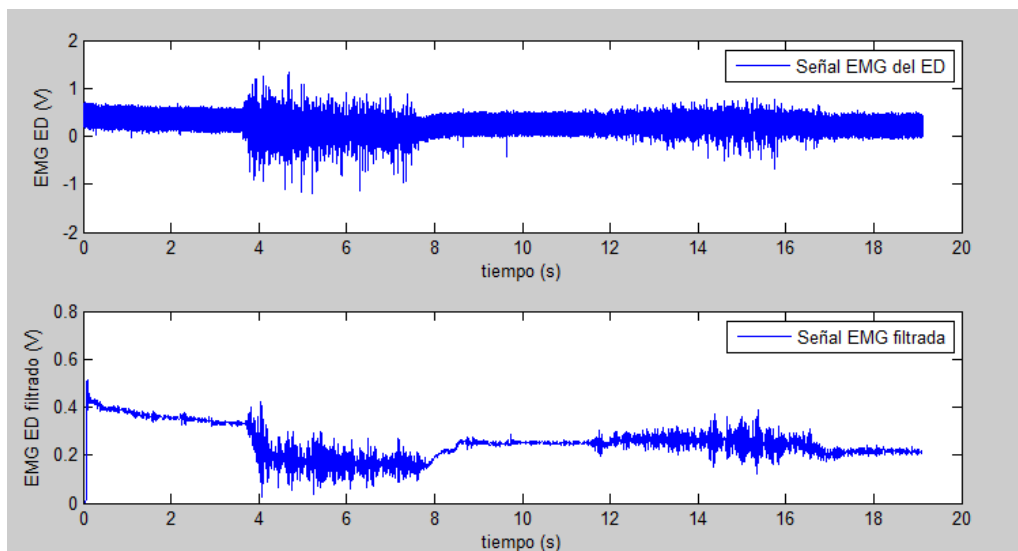


Figura 56.- Señal EMG del ED original y filtrada



La inconveniencia del filtro se comprueba de forma más clara al aplicar el mismo tratamiento para detectar la activación muscular sobre la señal original (Figura 57) y la filtrada (Figura 58).

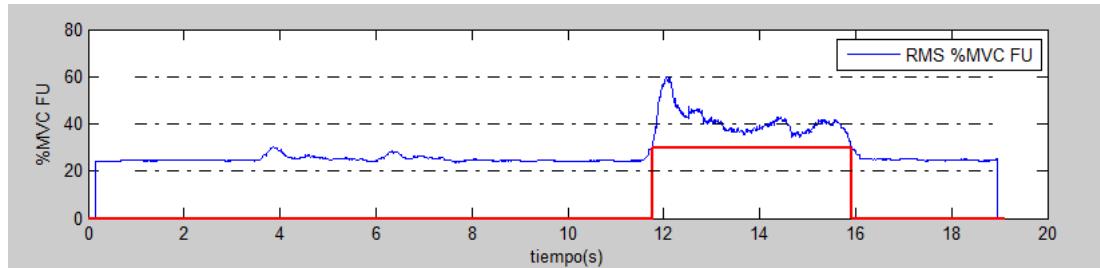


Figura 57.- Señal %MVC de la señal EMG del ED sin filtrar

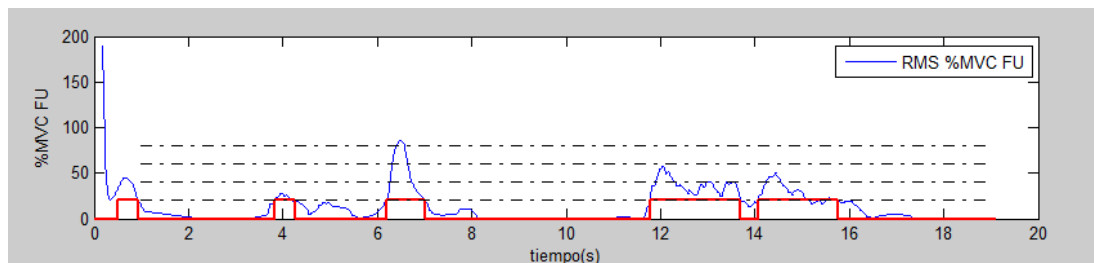


Figura 58.- Señal %MVC de la señal EMG del ED filtrada

5.2.3.2. Obtención de la envolvente

El aumento de la amplitud de las señales EMG cuando se realiza una contracción muscular permite detectar de forma visual cuándo se ejecuta un movimiento. Esta situación se intentó imitar obteniendo la señal envolvente del registro de datos obtenido.

Para ello se hallaron los máximos más representativos de la señal y se interpoló linealmente entre estos valores para dar continuidad a la señal (Figura 59).

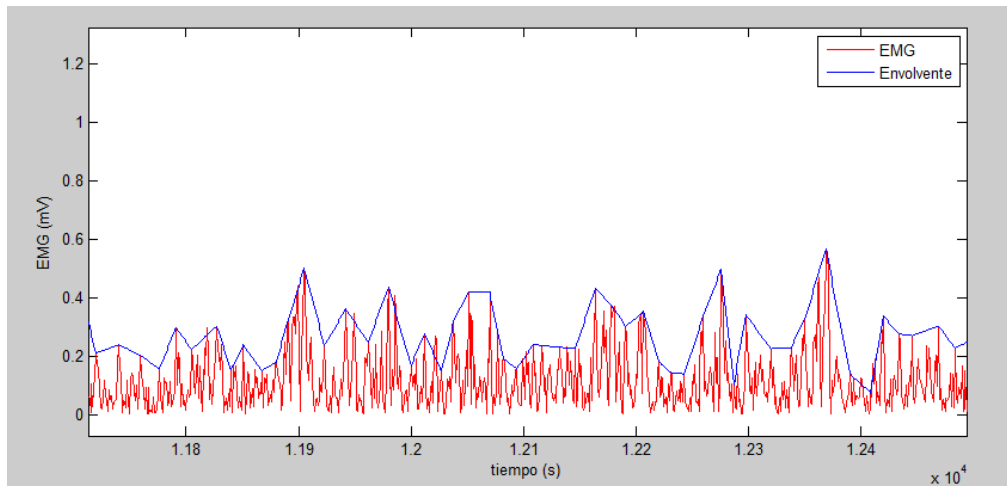


Figura 59.- Señal envolvente (azul) obtenida con el método desarrollado

Se analizó la conveniencia de este método, pero no se consiguen grandes mejoras para el coste computacional adicional que conlleva.

Por ejemplo, al calcular el valor RMS de la señal envolvente se consigue suavizar ligeramente las oscilaciones, pero la señal de base no es tan estable como la de la señal rectificada sin filtrar, que como ya se ha mencionado es la que se ha elegido como mejor opción (Figura 60).

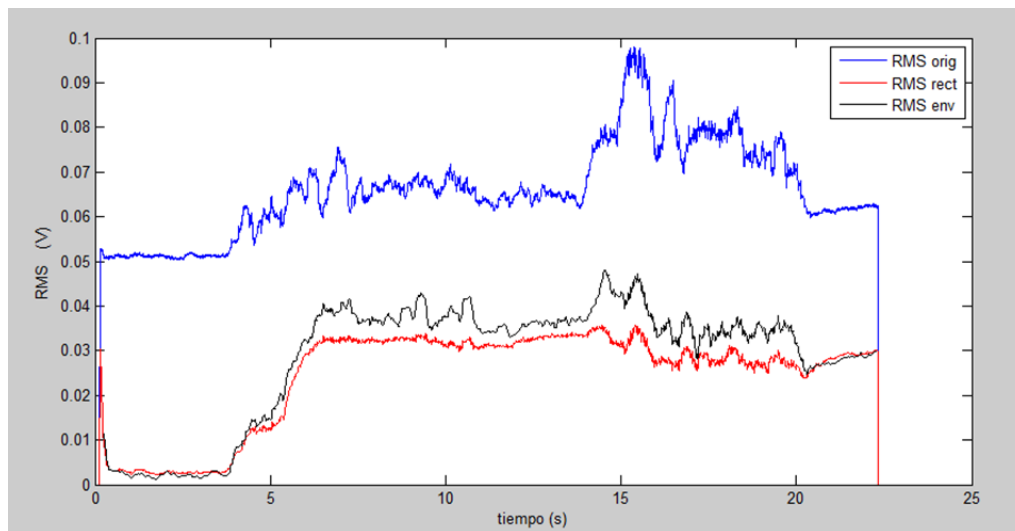


Figura 60.- Comparación del cálculo del RMS con las señales EMG original, rectificada y su envolvente

5.2.3.3. Media móvil

También se probó el método que según la propia documentación del programa [27] implementa AcqKnowledge y que está basado en el cálculo de la media móvil (Average Rectified Value). Sigue los siguientes pasos:



- a) Determinar el valor medio μ_0 y restar la desviación estándar σ_0 de los primeros 0.25 segundos de la señal.
- b) Generar una señal EMG filtrada mediante media móvil, z .
- c) Calcular la varianza de la señal con respecto al ruido con la fórmula:

$$g = \frac{z - \mu_0}{\sigma_0}$$

- d) Usando un umbral h , determinar cuando la señal g queda por encima o debajo de este. Los periodos de tiempo por encima de la señal son periodos de actividad muscular.
- e) Descartar transiciones si su duración es menor de un tiempo t especificado por el usuario.

Aplicando el método descrito a los mismos datos que los de las gráficas anteriores se obtiene el resultado mostrado en la Figura 61.

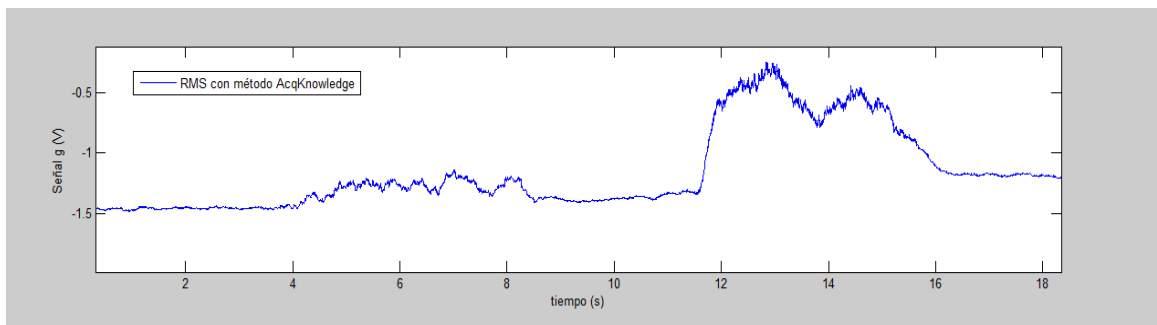


Figura 61.- Señal AVR obtenido con el método AcqKnowledge

Si bien los resultados son adecuados para el método que se ha utilizado, se ha optado por el valor RMS ya que se obtienen mayores variaciones al pasar de reposo a activación. Sin embargo, los pasos d) y e) sí que se han tenido en consideración en el programa desarrollado.

5.2.4. Validación del tratamiento de las señales electromiográficas implementado

Los programas especializados en tratamientos de datos procedentes de señales biológicas (electromiográficas, electrocardiográficas, electroencefalográficas, etc.) disponen de herramientas para realizar diferentes tipos de transformaciones sobre estas.



En el caso del software utilizado para la adquisición de las señales electromiográficas (AcqKnowledge, versión 3.9), una de estas opciones es calcular el valor RMS de estas, como se hace en con el método implementado.

En la Figura 62 se muestran las señales RMS obtenidas con el método propio implementado y la proporcionada por el programa AcqKnowledge para el mismo electromiograma y usando el mismo tamaño de ventana.

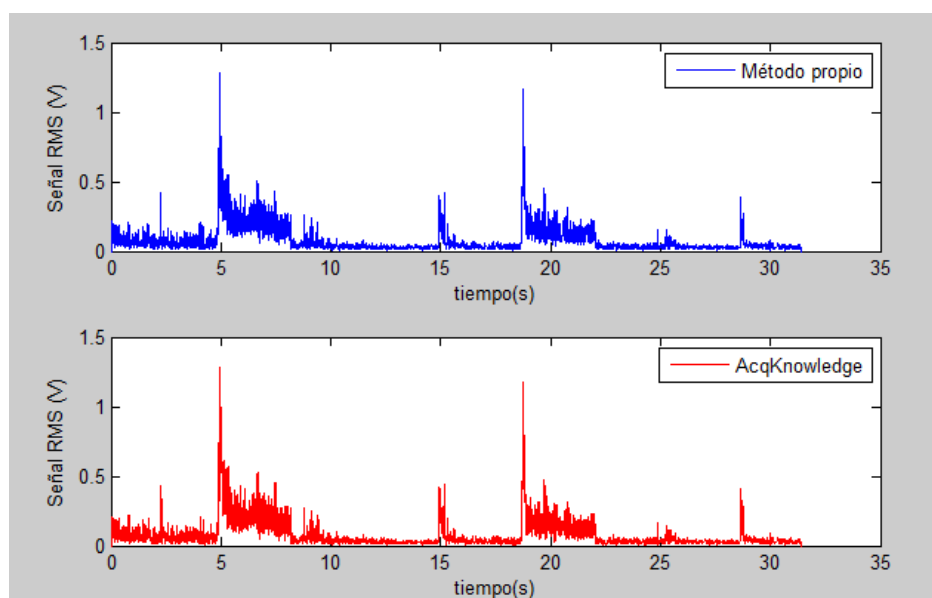


Figura 62.- Comparación de las señales RMS obtenidas con el método propio y con el programa AcqKnowledge para el mismo tamaño de ventana

Las señales obtenidas son prácticamente idénticas (de hecho, si se representan sobre la misma gráfica, se solapan y apenas se aprecia diferencia entre ambas). Esto hace indicar que el tratamiento de datos implementado se ajusta a los métodos utilizados en aplicaciones especializadas para el análisis de señales electromiográficas.

En la figura anterior se ha utilizado un tamaño de ventana de 20 milisegundos, manteniendo el valor por defecto que posee el programa AcqKnowledge (y que es el recomendado en sus guías).

Sin embargo, para obtener una señal más filtrada y estable se ha decidido trabajar en el sistema desarrollado con un tamaño de ventana de 300 milisegundos. En la su muestra la comparativa entre la misma señal RMS del caso anterior obtenida con el programa mencionado, y la señal RMS obtenida con el método propio y el tamaño de ventana igual a 300 milisegundos establecido para el mismo (como se muestrea a 1000 Hz se obtiene un valor por cada milisegundo).

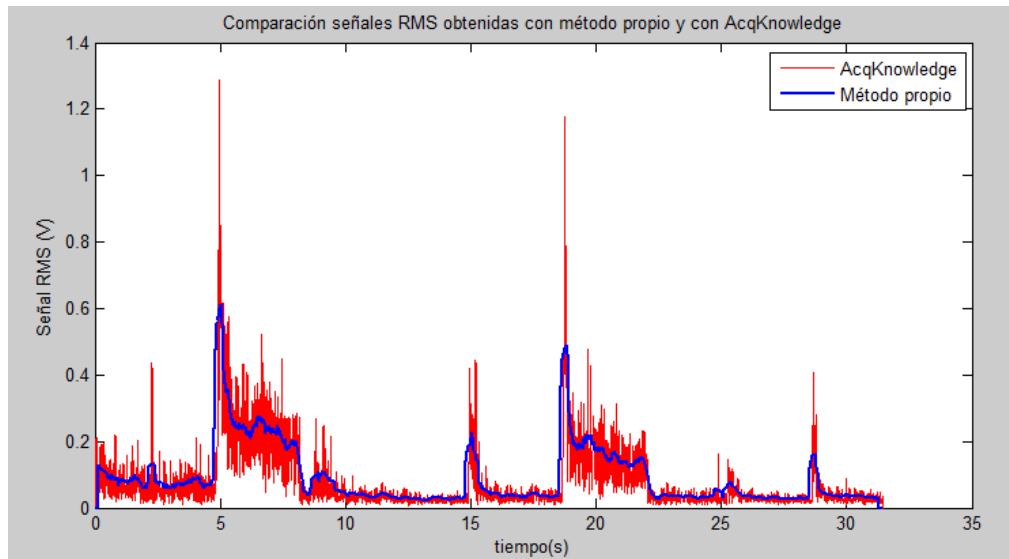


Figura 63.- Comparación de las señales RMS obtenidas con el método propio usando un tamaño de ventana igual a 300 valores y con el programa AcqKnowledge con tamaño de ventana igual a 20 valores

Se puede apreciar como la señal azul, correspondiente al método implementado, consigue una señal con muchas menos oscilaciones y muy representativa de la original. Además, se eliminan los picos debidos a valores extremadamente elevados (previsiblemente por fallos en la adquisición).

5.2.5. Toma de datos

5.2.5.1. Parámetros que afectan a la señal registrada

Se han llevado a cabo una serie de pruebas empíricas con el equipo para determinar los factores que favorecen un registro de señales de mayor calidad. Considerando de esta categoría señales con poco ruido, que muestran una mayor amplitud en los esfuerzos musculares o con pocas variaciones en la línea de base sobre la que oscila.

Las pruebas han consistido en hacer movimientos de apertura y cierre de la mano con diferentes características.

Se ha estudiado la influencia del grado de apertura/cierre de la mano, la velocidad del movimiento realizado, su repetividad o el grado de esfuerzo, obteniéndose los siguientes resultados:

- Al realizar movimientos lentos y sin esfuerzo, no se recogen variaciones apreciables a simple vista que indiquen una actividad muscular con la que detectar el movimiento.



- Realizando movimientos igualmente lentos, pero forzando el músculo (apretando el puño al cerrar la mano, manteniendo el esfuerzo al extender la mano o haciendo fuerza contra una oposición) se registra una señal de mayor amplitud y más oscilaciones.
- Al ejecutar movimientos rápidos se consigue una señal de gran amplitud, pero de corta duración debido a la naturaleza del movimiento.
- El grado de apertura/cierre no muestra relación con la generación de una señal de mayor amplitud, es decir, es indiferente para la detección del movimiento.
- No se aprecia prácticamente diferencia entre realizar movimientos más lentos y manteniendo el esfuerzo en la apertura o cierre, y hacer secuencias más rápidas y repetitivas (aunque más suaves en esfuerzo).

A la vista de los resultados anteriores se ha llegado a la conclusión de que el parámetro que tiene mayor influencia en la captación de las señales electromiográficas es el nivel de esfuerzo muscular que realiza el sujeto.

Son preferibles aquellos movimientos en los que realice un esfuerzo elevado (independientemente de la velocidad del movimiento), lo que se puede fomentar poniendo oposición al movimiento, por ejemplo, teniendo que mover la prótesis o que sujetar un objeto.

5.2.5.2. Protocolos para el reconocimiento de apertura y cierre de la mano

Se han establecido dos protocolos de movimiento de la mano para el registro y almacenamiento de señales electromiográficas

Ambos protocolos se basan en la alternancia de los denominados estados de “reposo”, “mano abierta” y “mano cerrada”:

- Se considera **estado de reposo** aquel en el que se encuentra la mano cuando no se realiza ningún tipo de esfuerzo con ningún músculo de la mano ni del antebrazo. También se puede considerar como posición de mano muerta. Se utiliza como etapa intermedia para pasar de la posición de mano abierta a cerrada o viceversa. También se empieza siempre en esta posición para determinar la señal de reposo que se capta cuando se genera la mínima actividad muscular posible (y que va a estar siempre presente en la señal captada).



- Se considera **mano abierta** a la posición en la que los dedos se disponen totalmente extendidos, o al menos tanto como pueda el sujeto. Esta posición variará en función del grado de movilidad o flexibilidad de cada paciente, pero el objetivo de esta posición es que la mano se encuentre tan abierta como sea posible.
- Por último, se denomina posición de **mano cerrada** a aquella en la que el puño se encuentra cerrado, o al menos tanto como pueda el sujeto. Del mismo modo, esta posición variará en función del grado de movilidad del paciente, pero el objetivo de esta posición es que los dedos de la mano se encuentren tan flexionados como sea posible, como si se tratase de agarrar un objeto con la mano.

5.2.5.2.1. Protocolos 1 y 2

En los dos primeros protocolos que se han establecido, se busca obtener una señal simple en la que se muestre la diferencia entre las señales generadas en la posición de reposo, en la posición de mano abierta y en la posición de puño cerrado. Con este objetivo se establecieron los protocolos denominados 1 y 2.

El **protocolo 1** comprende las siguientes etapas:

- a) 0-4 segundos: Mantener la mano en posición de reposo.

El objetivo es relajar al máximo la mano y poder captar una referencia de la señal de base y del ruido.

- b) 4-8 segundos: Abrir la mano y mantenerla en posición de mano abierta.

Realizar un movimiento relativamente lento, pero realizando el mayor esfuerzo que se pueda y mantenerlo al extender los dedos completamente (posición de mano abierta).

- c) 8-12 segundos: Llevar la mano de nuevo a estado de reposo y mantener esta posición.

Relajar de nuevo la mano tras el esfuerzo realizado y como preparación al siguiente.

- d) 12-16 segundos: Cerrar la mano y mantenerla en posición de mano cerrada.

Realizar un movimiento relativamente lento, pero realizando el mayor esfuerzo que se pueda y mantenerlo al tener el puño cerrado (posición de mano cerrada).

- e) 16-20 segundos: Llevar la mano nuevamente a posición de reposo.

Relajar la mano tras el esfuerzo realizado y mantener en posición de reposo para indicar el final de la toma de datos.

El **protocolo 2** comprende las mismas etapas, pero realizadas de forma inversa, cerrando primero la mano y abriendo en segundo término, es decir, se intercambian las etapas b) y d), tal y como se indica en el diagrama de flujo de la Figura 64.

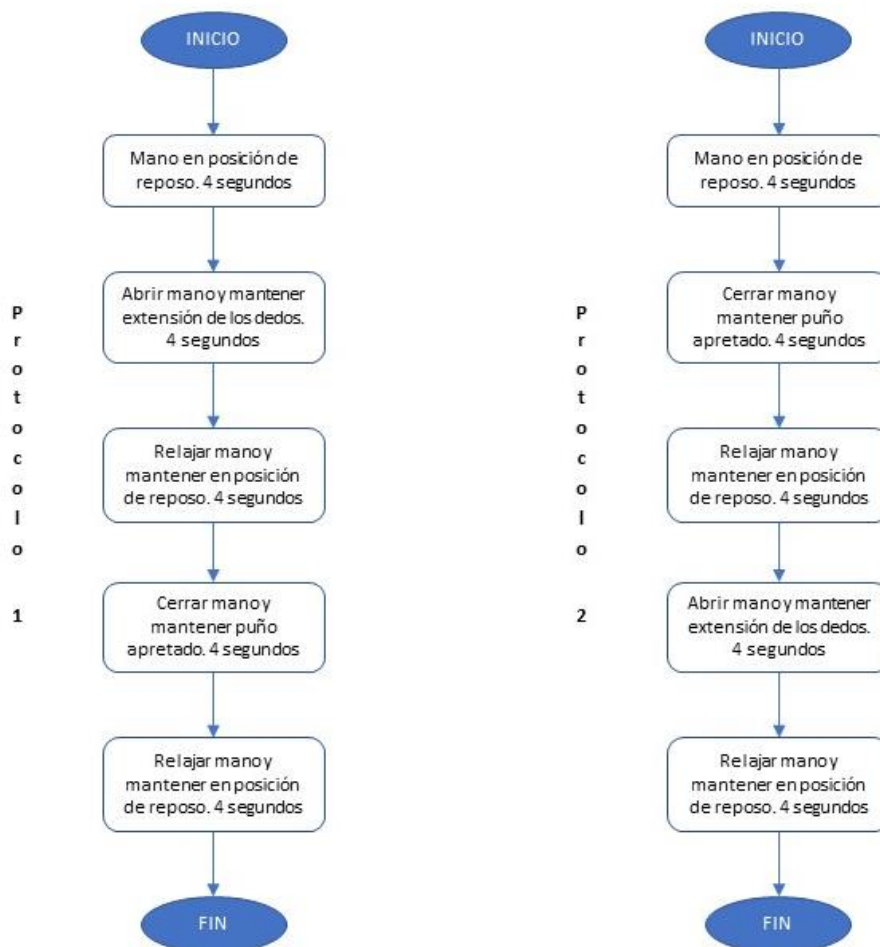


Figura 64.- Diagramas de flujo de los protocolos 1 (izquierda) y 2 (derecha)

El primer periodo de 4 segundos con la mano en reposo se ha establecido para partir siempre desde la misma situación inicial, siendo esta aquella en la que el individuo dispone la mano y el antebrazo lo más relajados que pueda. Asimismo, se finalizan las pruebas con la misma acción para comparar si se obtienen las mismas señales de reposo al inicio de la prueba y al final (tras los diferentes esfuerzos realizados).



Los intervalos de 4 segundos para las etapas de esfuerzo se han determinado para poder visualizar los efectos de realizar un movimiento y mantenerlo durante un periodo de tiempo.

Por último, se establece siempre una transición entre apertura y cierre, consistente en una etapa de reposo. Esto se ha hecho por dos motivos: el primero es poder comparar las señales generadas durante cada movimiento, lo que sería difícil si se abre e inmediatamente después se cierra la mano -o viceversa-, el segundo es permitir la relajación de los músculos para evitar la posible fatiga producida por los esfuerzos ejercidos.

5.2.5.2.2. Protocolos 1.2 y 2.2

Una vez se iban avanzando etapas en el procesamiento de la señal se decidió crear los protocolos denominados 1.2 y 2.2, con el objetivo de analizar si el tratamiento realizado hasta el momento era correcto en varias condiciones (no solo las proporcionadas con los protocolos anteriores).

Estos nuevos protocolos se basan en realizar dos veces seguidas los protocolos 1 y 2 (de forma separada), por esto la denominación que se les ha dado. Posteriormente se decidió reducir los intervalos de movimientos de 4 a 3 segundos, ya que no se veían afectadas las señales generadas (únicamente en la prolongación de los periodos de mayor actividad muscular) y así se agilizaba ligeramente la toma de señales.

De esta forma quedaron establecido los protocolos 1.2 y 2.2, esquematizados mediante el diagrama de flujo de la Figura 65 y la Figura 66, respectivamente.

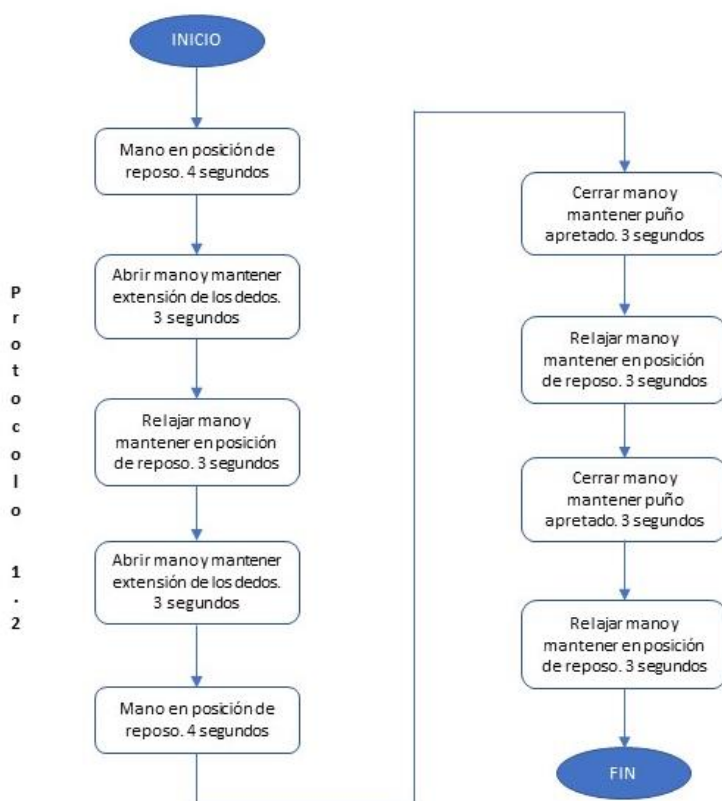


Figura 65.- Diagrama de flujo del protocolo 1.2

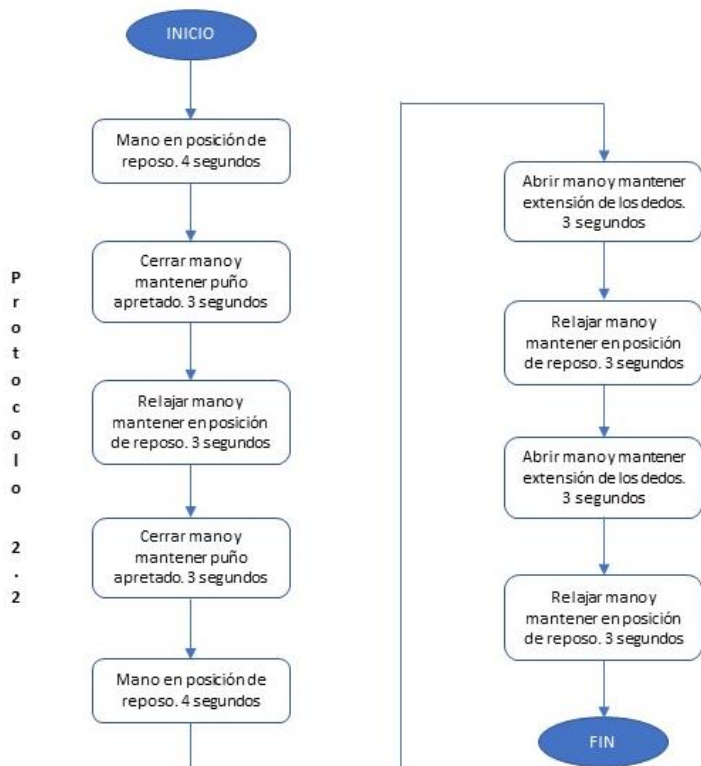


Figura 66.- Diagrama de flujo del protocolo 2.2



5.2.5.2.3. Protocolos 3 y 4

Por último, se han creado otros dos protocolos más, análogos a los anteriores, pero en los que se alternan aperturas y cierres para comprobar si esta situación tiene algún efecto en las señales. Estos protocolos, llamados 3 y 4, vienen representados en los diagramas de flujo de la Figura 67 y la Figura 68, respectivamente.

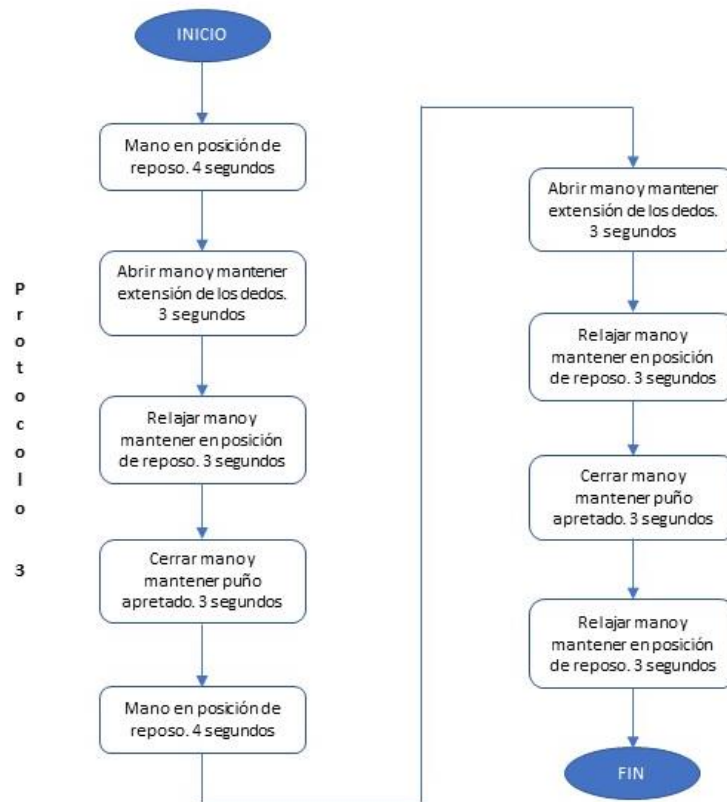


Figura 67.- Diagrama de flujo del protocolo 3

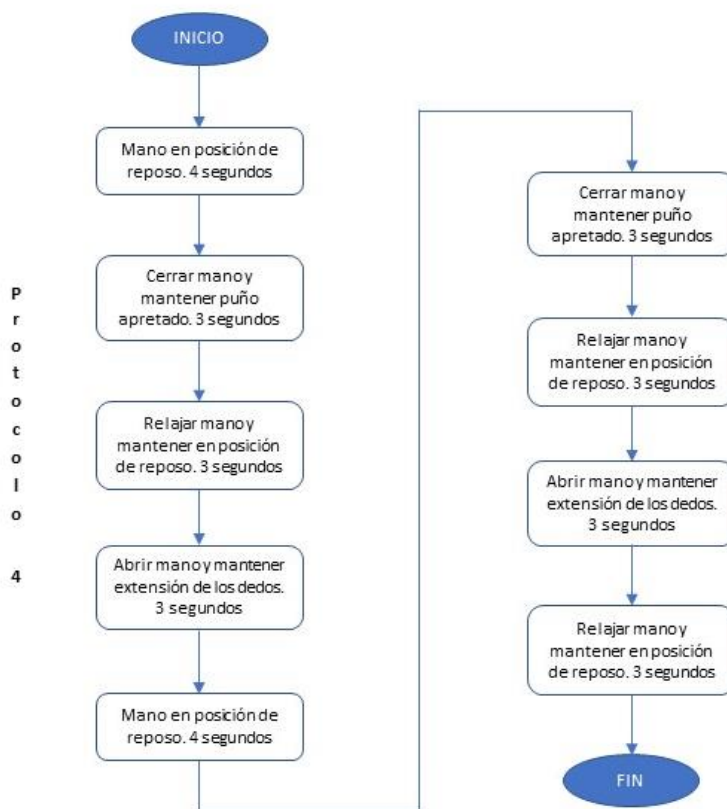


Figura 68.- Diagrama de flujo del protocolo 4

En la Tabla 3.- Esquema de los seis protocolos de movimiento creados Tabla 3 se muestra un esquema comparativo de los seis protocolos con respecto al tiempo.

TIEMPO (s)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26
Protocolo 1	REPOSO			APERTURA			REPOSO			CIERRE			REPOSO														
Protocolo 2	REPOSO			CIERRE			REPOSO			APERTURA			REPOSO														
Protocolo 1.2	REPOSO			APERTURA	REPOSO	APERTURA	REPOSO		CIERRE	REPOSO	CIERRE	REPOSO	CIERRE														
Protocolo 2.2	REPOSO			CIERRE	REPOSO	CIERRE	REPOSO		APERTURA	REPOSO	APERTURA	REPOSO	APERTURA														
Protocolo 3	REPOSO			APERTURA	REPOSO	CIERRE	REPOSO		APERTURA	REPOSO	CIERRE	REPOSO	CIERRE														
Protocolo 4	REPOSO			CIERRE	REPOSO	APERTURA	REPOSO		CIERRE	REPOSO	CIERRE	REPOSO	APERTURA														

Tabla 3.- Esquema de los seis protocolos de movimiento creados

Estos 6 protocolos de movimiento son los que se han seguido durante las tomas de señales para comprobar si el procesamiento desarrollado permite detectar las aperturas y cierres ejecutados por los sujetos.



TRABAJO DE FIN DE GRADO





6. Software desarrollado

6.1. Código generado

Se ha desarrollado un programa mediante la plataforma Matlab (versión R2013a) para reconocer los intervalos de tiempo en que el sujeto abre o cierra la mano. El objetivo con que se ha creado es para llevar a cabo una primera etapa para analizar la viabilidad de la implementación de un sistema de control de la prótesis robótica presentada en la introducción, a partir de las señales electromiográficas del sujeto, con las que se determinaría la intencionalidad del mismo de abrir o cerrar la mano, y se transmitirían las señales correspondientes a los actuadores para ejecutar el movimiento deseado en caso de que el sujeto no fuese capaz de hacerlo por sí solo.

El código desarrollado se basa en el tratamiento de datos ya explicado en el apartado 5.2.2.

El sistema consta de dos programas (archivos .m) principales, 11 funciones sobre las que se apoyan estos y una interfaz gráfica para permitir la ejecución y manejo de los mismos de forma sencilla.

Con el primer programa (denominado *Calculo_MVC_funciones.m*) se realiza un primer análisis y procesado de las señales EMG obtenidas del sujeto, consistente en: cálculo de valores de base, rectificado dinámico, cálculo del valor RMS de la señal y cálculo del MVC de cada músculo (ver Figura 69). Los valores MVC calculados se almacenan en el fichero *MVC.mat* para su uso posterior por parte del otro programa.

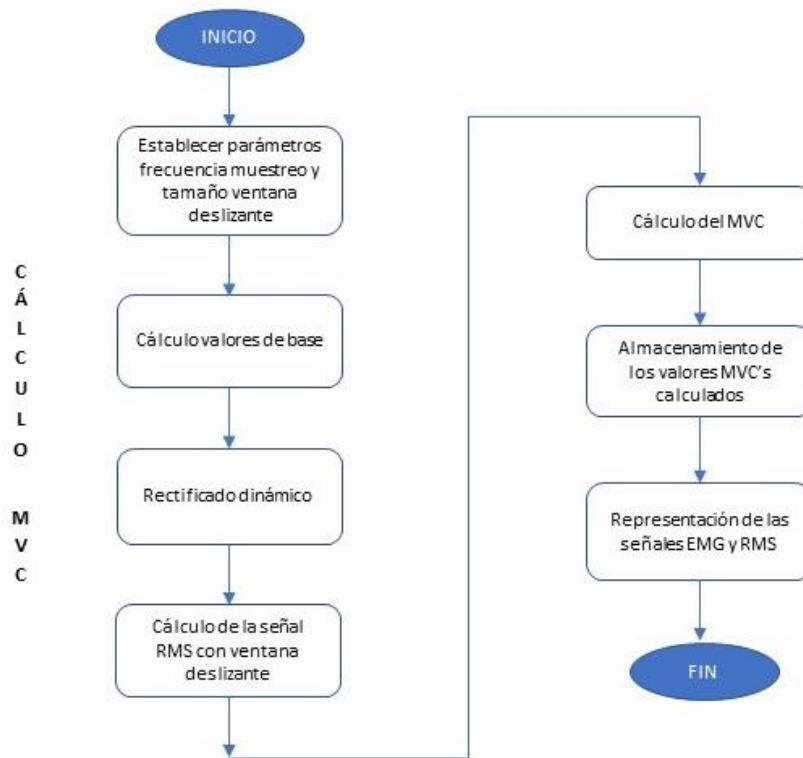


Figura 69.- Diagrama de flujo del programa *Calculo_MVC_funciones.m* para el cálculo de los valores MVC de los músculos ED y FU

El segundo programa (denominado *Recon_funciones.m*) se encarga del reconocimiento de los movimientos de apertura y cierre de la mano en la señal electromiográfica generada por el sujeto.

Se lleva a cabo el tratamiento de las señales electromiográficas indicado en 5.2.2 para la obtención de la señal RMS normalizada a %MVC de los músculos extensor común superficial de los dedos y flexor cubital del carpo. A partir de estas señales se determina, mediante el método umbral diseñado, el número de aperturas y cierres que se detectan, los instantes de inicio de cada uno y su duración.

Su funcionamiento viene resumido en el diagrama de flujo de la Figura 70.

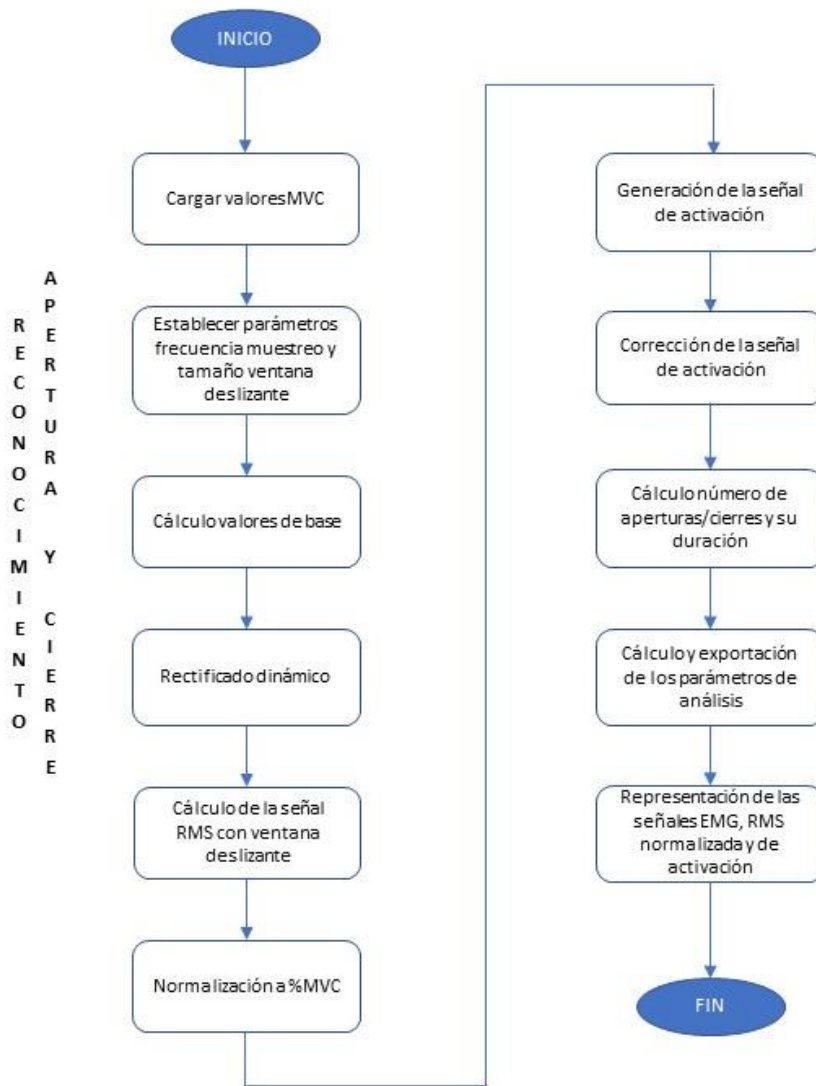


Figura 70.- Diagrama de flujo del programa Recon_funciones.m para el reconocimiento de la aperturas y cierres de la mano

Para simplificar y aligerar los dos programas principales se han creado un total de 11 funciones en las que se apoyan para llevar a cabo el procesamiento de los datos.

- ActivMovimiento()

Se genera la denominada señal de activación muscular, que valdrá 1 en los intervalos en que se haya detectado una apertura o cierre (según se indique en los parámetros de entrada) y 0 en el resto de casos (es decir, no vale 1 aunque sí que se haya superado el umbral, sino cuando se haya considerado que esta activación corresponde con el movimiento considerado).



- **CalculaBase()**

Calcula el valor basal de la señal según las consideraciones del cálculo dinámico expuestas en el apartado 5.2.2.1 relativo al rectificado de la señal.
- **CalculaMVC()**

Calcula el valor MVC de la señal RMS según el método explicado en 5.2.2.3.3
- **CalcVent()**

Calcula, según se indique, el valor RMS, STD (desviación estándar) o AVG (promedio) de la señal introducida con una ventana deslizante del tamaño que se indique y con desplazamiento unitario.
- **CorrigeActivacion()**

Corrige la señal de activación (generada previamente) de posibles falsas activaciones o desactivaciones según la metodología indicada en 5.2.2.5.
- **Escalon()**

Determina los instantes en que se produce un escalón en una onda cuadrada, es decir, detecta los momentos en que se pasa de 0 a 1 o de 1 a 0.
- **InfoActivacion()**

Se determina el número de activaciones musculares - considerando como tal los intervalos en que se supera el umbral, sin realizar discriminación entre apertura o cierre- sus instantes de activación y su duración. Esta información se exporta a un archivo Excel (formato.xlsx) para favorecer su análisis.
- **InfoDatos()**

Se obtienen los valores máximos de la señal introducida (RMS y RMS normalizada), así como sus valores de base y la relación entre estos (máximo/base). Esta información se exporta a un archivo Excel (formato .xlsx) para favorecer su análisis.



- **MetUmbral()**
Aplica el método umbral expuesto en el apartado 5.2.2.5, generando una señal de activación de valor 1 cuando se supera el mismo y de valor 0 en el resto de casos.
- **DetectaMovimiento()**
Se obtiene los intervalos de tiempo en que se genera un determinado movimiento (apertura o cierre). Se diferencian las activaciones musculares no representativas de las que sí son producidas por un movimiento concreto de apertura o cierre según el método expuesto en 5.2.2.6.
- **Rectifica()**
Rectifica la señal a partir de la señal de base dinámica introducida.

6.2. Interfaz gráfica y utilización del programa

Se ha dotado al programa de una interfaz gráfica con la que se pueda ejecutar de forma más sencilla, permitiendo un análisis de las señales mucho más rápido y cómodo.

Se ha diseñado mediante la herramienta GUIDE (Graphical User Interface Development Environment) de MATLAB (versión R2013a).

Gracias a esta interfaz gráfica se facilita la modificación de los valores umbrales que se establecen para la detección de los movimientos, y la selección del archivo (en formato .mat) que contiene los datos registrados durante las diferentes pruebas con los sujetos (Figura 71).



Figura 71.- Interfaz gráfica del programa desarrollado

La ejecución del programa se debe llevar a cabo según el siguiente orden:

1. Escribir comando “guide” en Matlab, y abrir el archivo “Interfaz_programas_funciones.fig”.
2. Pulsar botón “Run” para ejecutar el programa que contiene la interfaz gráfica.
3. En el panel “Cálculo de MVC”, seleccionar el archivo correspondiente al registro de datos que se desea procesar.
4. En el panel “Cálculo de MVC”, pulsar el botón “Ejecutar”.

En este paso se ejecuta el programa mediante el que se calculan los valores MVC del ED y del FU, que se almacenan en un archivo .mat nombrado como ‘MVC.mat’.

5. Si se han realizado varias tomas de datos, repetir los pasos 1 y 2 para obtener los distintos valores MVC

Para establecer los valores MVC, el último archivo ejecutado debe ser el que se decida para este propósito, ya que el archivo ‘MVC.mat’ se sobrescribe en cada ejecución.

6. En el panel “Reconocimiento apertura/cierre”, seleccionar archivo correspondiente a los datos para el reconocimiento de apertura y cierre.



7. Establecer el umbral (en %MVC) a partir del cual se considerará la activación de cada músculo.
8. Establecer el tamaño de ventana con el que se procesan los datos.
9. Seleccionar la opción “Exportar información” si se desea almacenar la información del registro de datos y de su procesamiento en un archivo Excel (formato .xlsx).

*NOTA 1: Por defecto, los valores anteriores se encuentran en 20% para ambos umbrales, en 300 muestras para el tamaño de la ventana (que se corresponden con 300 milisegundos debido a que la frecuencia de muestreo es de 1000 Hz) y está deseleccionado el botón de “Exportar información”.

10. En el panel “Reconocimiento de apertura y cierre”, pulsar el botón “Ejecutar”.

En este paso se ejecuta el programa mediante el que se obtiene el número de movimientos, diferenciando si son aperturas o cierres, así como su duración.

*NOTA 2: La información del proceso se exporta a Excel, por lo que el archivo en el que se graben debe permanecer cerrado durante la ejecución del programa, de lo contrario se produce error al no poder acceder al mismo.



TRABAJO DE FIN DE GRADO





7. Resultados de las pruebas realizadas

7.1. Exportación de datos a Excel

El software desarrollado (explicado en el capítulo 6) para el análisis y procesamiento de las señales electromiográficas, se encarga también de exportar a un fichero Excel (formato .xlsx) la información que se indica en Tabla 4.

1. Valor máximo de la señal RMS del ED y del FU
2. Valor base de la señal RMS del ED y del FU
3. Valor máximo de la señal RMS normalizada a %MVC del ED y del FU
4. Valor base de la señal RMS normalizada a %MVC del ED y del FU
5. Cociente entre el valor máximo y del de base
6. Número de aperturas
7. Instante de inicio y duración de cada apertura
8. Número de cierres
9. Instante de inicio y duración de cada cierre
10. Valores MVC del ED y del FU

Tabla 4.- Parámetros exportados para análisis de resultados

Con los valores máximo y de base de la señal RMS se busca caracterizar las señales proporcionadas por el sujeto en términos absolutos.

Con los mismos valores, pero normalizados a %MVC, se pretende caracterizar las señales en términos relativos a cada individuo.

El cociente entre los valores máximo y de base es un estadístico relativo a cada individuo con el que se permite obtener una relación entre la fuerza máxima que es capaz de realizar un sujeto y su esfuerzo normal para los mismos movimientos de apertura y cierre.

Las características anteriores se estudian para hacer una parametrización de las señales electromiográficas captadas, ya que uno de los principales problemas que plantean es su alta naturaleza estocástica.



Con el número de aperturas/cierres y sus tiempos de inicio y de duración se puede analizar de forma estadística los casos en que el sistema funciona y en los que falla determinar qué factores son determinantes para que suceda esta situación.

Por último, se almacenan los valores MVC sobre los que se normalizan las señales electromiográficas de los sujetos.

7.2. Presentación de las pruebas

Para comprobar la validez del método que se ha desarrollado para el reconocimiento de apertura y cierre de la mano (diseñado como un programa de MatLab), se han realizado una serie de pruebas sobre un total de 9 personas, cuyos datos se resumen en la Tabla 5.

	Sexo	Edad (años)	Altura (cm)	Peso (Kg)	Mano analizada
Sujeto 1	Hombre	21	180	80	Izquierda
Sujeto 2	Hombre	20	184	77	Izquierda
Sujeto 3	Hombre	20	167	52	Izquierda
Sujeto 4	Mujer	22	165	52	Izquierda
Sujeto 5	Hombre	20	181	72	Izquierda
Sujeto 6	Hombre	19	174	68	Derecha
Sujeto 7	Hombre	19	185	85	Derecha
Sujeto 8	Mujer	22	151	65	Izquierda
Sujeto 9	Mujer	23	158	50	Izquierda

Tabla 5.- Resumen de los datos de los sujetos de las pruebas

Se ha priorizado el análisis de la mano izquierda, por ser todos los individuos diestros. Esto se ha hecho para captar las señales de, previsiblemente, el brazo con que se generará menor actividad al no ser el dominante. De esta forma, si realmente se diese esta situación y el sistema respondiese de forma adecuada, también lo haría con señales más fuertes y, por tanto, consideradas de mayor calidad para el método implementado.

Ninguno de los sujetos padecía problemas de movilidad, sin embargo, las pruebas llevadas a cabo han permitido obtener conclusiones consideradas como valiosas para establecer las condiciones en que el sistema responde de forma adecuada.

7.3. Procedimiento

Las pruebas se han hecho siguiendo las siguientes cuatro etapas:



- a) Preparación de la piel (limpiando las zonas donde se colocan los electrodos), localización de los músculos extensor común de los dedos y flexor cubital del carpo (indicados en la sección 5.1) y colocación de los electrodos en las posiciones óptimas siguiendo las indicaciones de la sección 5.1.
- b) Configuración del equipo Biopac y del programa AcqKnowledge según los parámetros indicados en el epígrafe 5.2.1.
- c) Registro de las señales electromiográficas originadas al llevar a cabo el protocolo de movimientos de preparación para el cálculo del MVC (ver página 64). Se realiza el protocolo dos veces al inicio de la toma de datos y otra al final, con el objetivo de obtener el valor MVC más representativo.
- d) Toma de señales electromiográficas para el reconocimiento de la apertura y cierre de la mano. Se ejecutan los seis protocolos descritos en 5.2.5.2 (página 84), almacenándose un registro de datos para cada protocolo. Cada protocolo se realiza una vez, por lo que se obtienen seis registros de datos para el reconocimiento de apertura y cierre de la mano con cada sujeto.
- e) Como se indica en c) se repite el protocolo de preparación para calcular posteriormente el MVC de cada músculo y analizar el efecto de la fatiga.
- f) Se almacenan los datos, se retiran los cables de conexión al equipo y se retiran los electrodos.

7.4. Resultados

7.4.1. Parametrización de las señales

Para parametrizar los conjuntos de datos registrados, se han tomado los valores máximos y de base de las señales RMS y RMS normalizada a porcentaje del MVC de todos los registros de cada sujeto.

En la Figura 72 se representan los valores RMS máximos y de base obtenidos durante las pruebas. Se puede comprobar la gran variabilidad de los datos registrados de la señal RMS, lo que justifica la necesidad de normalizar la señal para poder establecer un método lo más genérico posible.

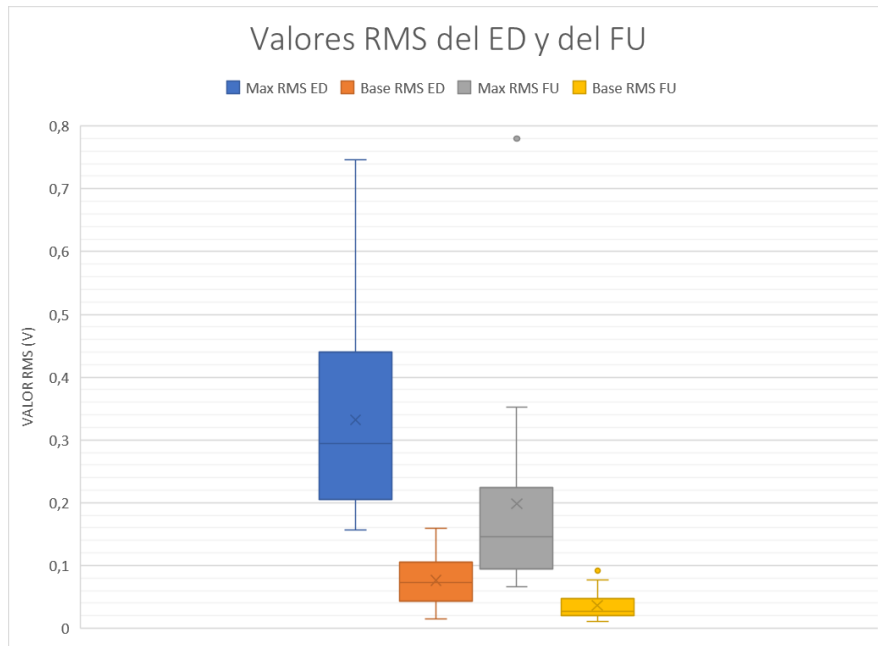


Figura 72.- Diagrama de cajas y bigotes de los valores RMS del ED y del FU

En la Figura 73 se representan los valores RMS normalizados máximos y de base registrados. Si bien la variabilidad sigue siendo patente, se consigue disminuir la diferencia entre los rangos de valores del músculo extensor superficial común de los dedos (ED) y del músculo flexor cubital del carpo (FU), por lo que se uniformizan las señales. No obstante, la diferencia entre ambos no permite establecer un umbral común para los dos movimientos (apertura y cierre).

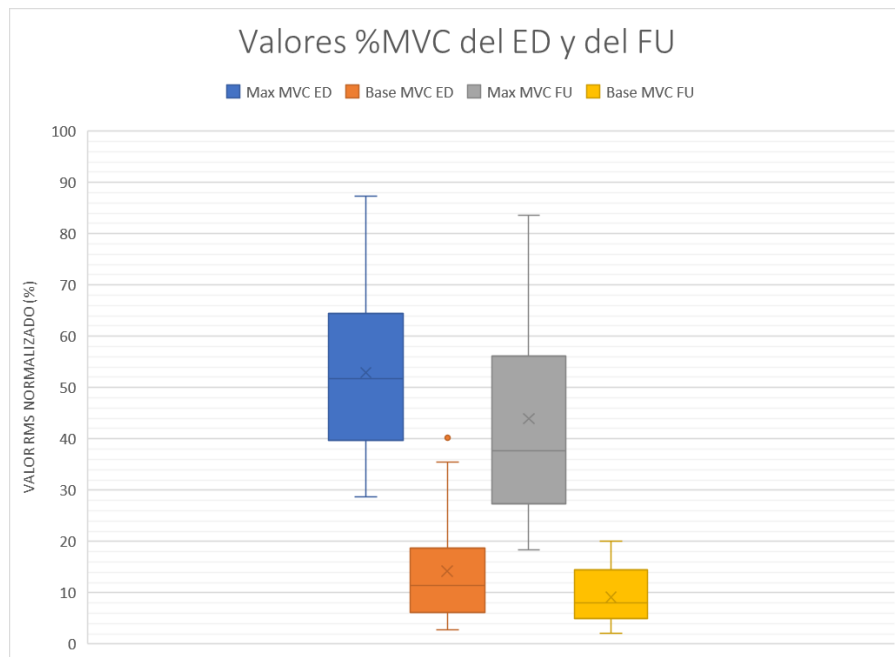


Figura 73.- Diagrama de cajas y bigotes de los valores RMS normalizado a MVC del ED y del FU



7.4.2. Validez del método umbral diseñado para la detección de movimientos de apertura y cierre de la mano

La variedad que muestran los valores ha provocado que no se haya podido establecer un umbral universal para la detección de los movimientos y un análisis estándar de todas las tomas de señales electromiográficas.

Por este motivo, se ha llevado a cabo el procedimiento que se explica a continuación para analizar la validez del sistema desarrollado en cuanto a la detección de las aperturas y cierres de la mano.

7.4.2.1. Presentación de los resultados

Para cada registro de datos (correspondiente a cada uno de los 6 protocolos de movimientos expuestos en el apartado 5.2.5.2, página 84) se ha ajustado el umbral de cada músculo (ED y FU) al valor de %MVC con el que el sistema mostraba un mejor comportamiento, considerando como tal aquellos casos en los que se detectaba con precisión el instante de inicio de las aperturas/cierres, su duración y el número de movimiento de cada tipo que se ejecuta en cada protocolo. El rango de umbrales con los que se ha trabajado se analiza más adelante, en la sección 7.4.3.

De esta forma se ha obtenido el mejor comportamiento del sistema para cada registro de señales electromiográficas, con el objetivo de determinar si funciona de forma adecuada en estas condiciones.

Para cada prueba realizada a cada sujeto (una prueba por cada protocolo) se ha determinado si se detecta de forma adecuada el número de aperturas y cierres de la mano que se ha ejecutado, sus instantes de inicio y los intervalos de tiempo hasta la detección del cese del movimiento. En la Tabla 6 se resumen los resultados obtenidos, con la nomenclatura que se explica a continuación:

- El número de **pruebas realizadas** se corresponde con cada uno de los registros de datos analizados para cada sujeto. Se ha almacenado una toma de datos para cada uno de los seis protocolos que ejecuta cada sujeto, sin embargo, algunas tomas se han tenido que descartar por su mala calidad, por este motivo no todos los sujetos a los que se han tomado señales electromiográficas cuentan con las 6 pruebas correspondientes a los 6 protocolos desarrollados para el análisis estadístico realizado. Por este mismo motivo, el número total de pruebas para los nueve sujetos analizados es de 50 en vez de 54 (9 sujetos por 6 pruebas cada uno).



- El **número de cierres detectados** representa el número de pruebas en las que se ha detectado de forma exacta el número de veces que se realiza un cierre de la mano en cada registro de datos. Es decir, se consideran como aciertos, y por tanto se contabilizan, aquellas pruebas en las que se detectan un cierre para los protocolos 1 y 2, y dos cierres para los protocolos 1.2, 2.2, 3 y 4 (teniéndose en consideración como un acierto para cada prueba, independientemente del número de cierres detectado). En cualquier otro caso, es decir, cuando se detecte algún cierre de más o de menos respecto a los que se han ejecutado de acuerdo a los protocolos, no se contabiliza como buena la prueba, considerándose como fallida.
- El **porcentaje de aciertos de cierres** es el valor porcentual de la cifra anterior con respecto al total de pruebas realizadas por cada sujeto.
- El parámetro **“Detecta posición cierre”** se refiere al número de pruebas en las que se han detectado de forma precisa todos los intervalos de tiempo en que la mano se mantiene cerrada.
- El parámetro **“Detecta solo flexión”** contabiliza el número de pruebas en las que se ha detectado únicamente el periodo de tiempo en que se produce la flexión de los dedos, es decir, el proceso de cerrar la mano. En estos casos no se detecta el mantenimiento de la mano en posición de mano cerrada como cierre.

En el caso de los protocolos en que se detectan dos cierres, pero en uno se detecta la posición de cierre y en otro solo la flexión de los dedos, se contabilizan dentro del grupo “solo flexión”.

- **“Sumas detección cierre”** hace referencia a la suma del valor de los dos parámetros anteriores.
- **“Número de aperturas detectadas”** contabiliza el número de pruebas en las que se detectan de forma exacta todas las aperturas de la mano realizadas en cada prueba. La consideración de acierto y de fallo es la misma que para el número de cierre detectados, contabilizándose las pruebas en que se detecta una apertura para los protocolos 1 y 2 y dos aperturas para los protocolos 1.2, 2.2, 3 y 4, y considerándose como no válido en cualquier otro caso.
- **“Detecta cierre a reposo”**, por su parte, representa el número de pruebas en las que aparte del movimiento propiamente dicho de apertura de la mano, también se ha detectado como tal el movimiento de posición de mano cerrada a posición de reposo (debido a que realmente se produce una extensión de los dedos que es captada con algunos sujetos).



- El parámetro “**Sumas detección apertura**” se corresponde con la suma de los dos parámetros anteriores y contabiliza el número de pruebas en las que se considera que se detecta de forma correcta el número de aperturas.
- El **porcentaje de aciertos de aperturas** es el valor porcentual de la cifra anterior con respecto al total de pruebas realizadas por cada sujeto.
- Con el parámetro “**Tiempo de apertura**” se hace referencia al número de pruebas en las que se ha detectado de forma precisa el intervalo completo en que se abre la mano y se queda abierta (es decir, en que está en posición de mano abierta).

		SUJETO									TOTAL	Sin 8 y 9
		1	2	3	4	5	6	7	8	9		
CIERRE	Nº de pruebas realizadas	5	6	6	4	6	6	6	6	5	50	39
	Nº de cierres detectados	5	4	6	3	6	6	5	0	0	35	35
	Porcentaje aciertos de cierres	100	66,7	100	75	100	100	83,3	0	0	70	89,7
	Detecta posición cierre	3	2	3	3	5	6	3	0	0	25	25
	Detecta solo flexión	2	2	3	0	1	0	2	0	0	10	10
	Sumas detección cierre	5	4	6	3	6	6	5	0	0	35	35
APERTURA	Número de aperturas detectadas	2	0	4	2	3	4	4	1	1	21	19
	Detecta cierre a reposo	3	4	2	1	3	1	1	2	1	18	15
	Sumas detección apertura	5	4	6	3	6	5	5	3	2	39	34
	Porcentaje aciertos de aperturas	100	66,7	100	75	100	83,3	83,3	50	40	78	87,2
	Tiempo de apertura	5	4	6	3	6	5	5	3	2	39	34

Tabla 6.- Resultados del análisis de la validez del sistema de detección de apertura y cierre de la mano desarrollado

Se comprueba como el tratamiento implementado es muy adecuado para detectar la actividad muscular, determinando con gran exactitud el instante en que se determina de forma visual cuándo se ha iniciado.

7.4.2.2. Detección del cierre de la mano

En la detección del cierre se diferencian dos casos: que se detecte solo el cierre de los dedos de la mano, o que se detecte tanto el cierre como el mantenimiento de la mano en la posición de mano cerrada. Se ha comprobado que esta segunda situación depende de la fuerza que realice el sujeto (si sigue apretando o no, y con qué intensidad).

La detección de esta segunda posición se vería favorecida si se sujetara un objeto, ya que implica que se tiene que seguir haciendo fuerza para que este no se caiga. Este resultado se ha comprobado experimentalmente al realizar los movimientos de cierre con una esponja, sin embargo, no se han tenido en consideración para identificar el comportamiento del sistema en circunstancias más adversas.



Sin tener en cuenta la duración del cierre, se ha determinado con exactitud tanto el número de cierres como el instante de inicio de cada uno en un 70% de los casos totales.

En los sujetos 8 y 9 el método de determinación de apertura y cierre ha fallado debido a los problemas con la normalización según el máximo valor de contracción que se detallan más adelante (en la sección 7.4.2.4). No obstante, en estos sujetos la detección de la actividad muscular sí se realiza de forma correcta, lo que falla es el método para considerar el movimiento basado en comparar el valor RMS normalizado a %MVC de las señales del ED y del FU (se analiza más detalladamente en el apartado 7.4.2.4). Por ello disminuyen el porcentaje de éxitos que, sin contar los resultados de estos individuos (columna denominada “Sin 8 y 9” de la Tabla 6), se vería aumentado hasta el 89.7%.

7.4.2.3. Detección de la apertura de la mano

En la detección de la apertura también se diferencian dos casos: que se detecten solo los movimientos de apertura propiamente dichos (llevar la mano de posición de reposo a posición de mano abierta), o que se detecte además el paso de posición de mano cerrada a reposo.

Este movimiento no deja de ser una apertura (aunque no es realmente la que se pretende determinar con el método desarrollado), por eso se han considerado también como válidas aquellas pruebas en las que se detectan estas situaciones como aperturas.

Cabe mencionar que la actividad generada en este movimiento es bastante dependiente del sujeto y de la intensidad con que abra la mano tras mantener el puño cerrado.

Considerando, por tanto, ambos casos como válidos, se ha determinado el número de aperturas y sus instantes de inicios de forma correcta en un 78% de las pruebas realizadas, habiéndose descartado 4 situaciones en las que se obtenía una señal de activación visualmente válida, pero que no cumplían de forma estricta con los requisitos impuestos (y que habrían elevado el porcentaje de aciertos hasta el 87.2%).

7.4.2.4. Validez del método de comparación %MVC para la detección de apertura o cierre en periodos de actividad muscular

El objetivo del sistema implementado es determinar si cuando se detecta un periodo de actividad muscular en las señales electromiográficas procesadas, este es debido a un cierre o una apertura de la mano. Para ello,

con el sistema desarrollado, primero se detecta la actividad muscular (representada mediante la onda cuadrada denominada como señal de activación), y posteriormente se determina si esta actividad es mayor en el ED, lo que implica una apertura, o en el FU, lo que implica un cierre.

El método implementado consistente en comparar el valor normalizado de las señales RMS normalizadas a %MVC de cada músculo (como se ha explicado en 5.2.2.6) se demuestra eficaz para señales “de calidad”, con poco ruido, como se aprecia para los sujetos 1 a 7. Con las pruebas analizadas de estos sujetos se establece de forma correcta el movimiento correspondiente de apertura de la mano en 34 de los 39 casos analizados y de cierre en 35 de los 39.

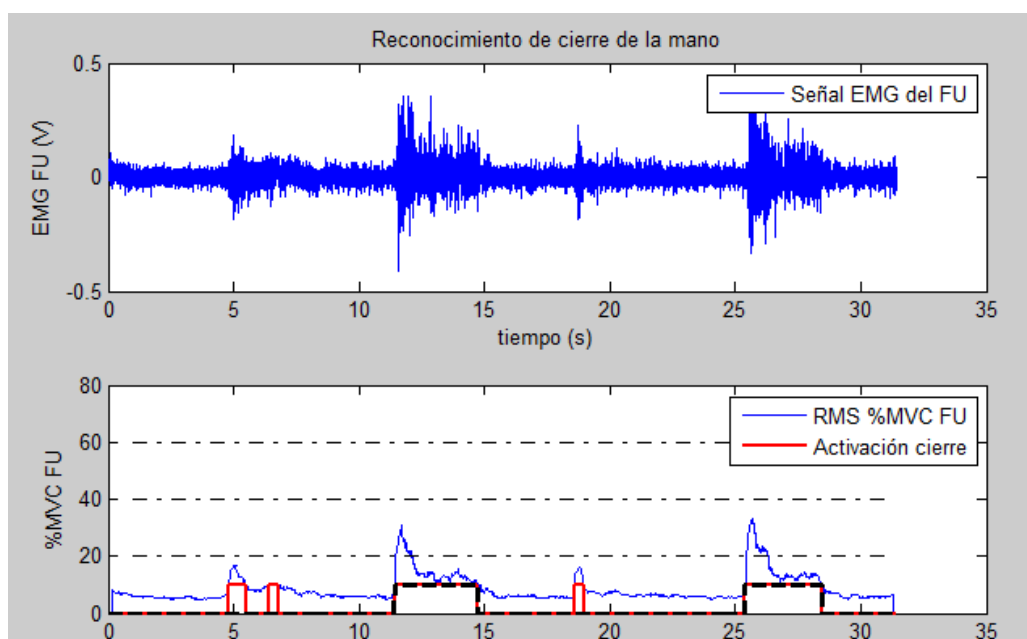


Figura 74.- Reconocimiento de cierre del sujeto 1 realizando el protocolo 3

En la Figura 74 se muestran las gráficas obtenidas al tratar los datos registrados con el sujeto 1 al realizar el protocolo 3 (ver página 89). La señal de activación (rojo) muestra los intervalos en se detecta actividad muscular con el sistema implementados. La señal discontinua de color negro, indica los intervalos de actividad muscular que se consideran como cierres (o aperturas en el caso del ED). Como se comprueba, aunque se detectan picos de actividad durante las aperturas que hacen que la señal de activación pase a nivel alto, el método de comparación %MVC entre las señales RMS normalizadas del ED y del FU, considera de forma adecuada que estas aumentos de actividad no son debidos a un cierre.

Las ocasiones en las que el sistema ha fallado se deben a que la señal RMS normalizada del extensor es mayor que la del flexor, por este motivo, aunque sí que se aprecia un aumento de la amplitud de la señal del flexor y en

la mayoría de casos se detecta la actividad por la superación del umbral, no se tienen en consideración como cierre porque su valor durante estos intervalos de activación sigue siendo menor que el del extensor (aunque este músculo registre los datos de reposo). Esta situación se puede comprobar en la Figura 75 y en la Figura 76.

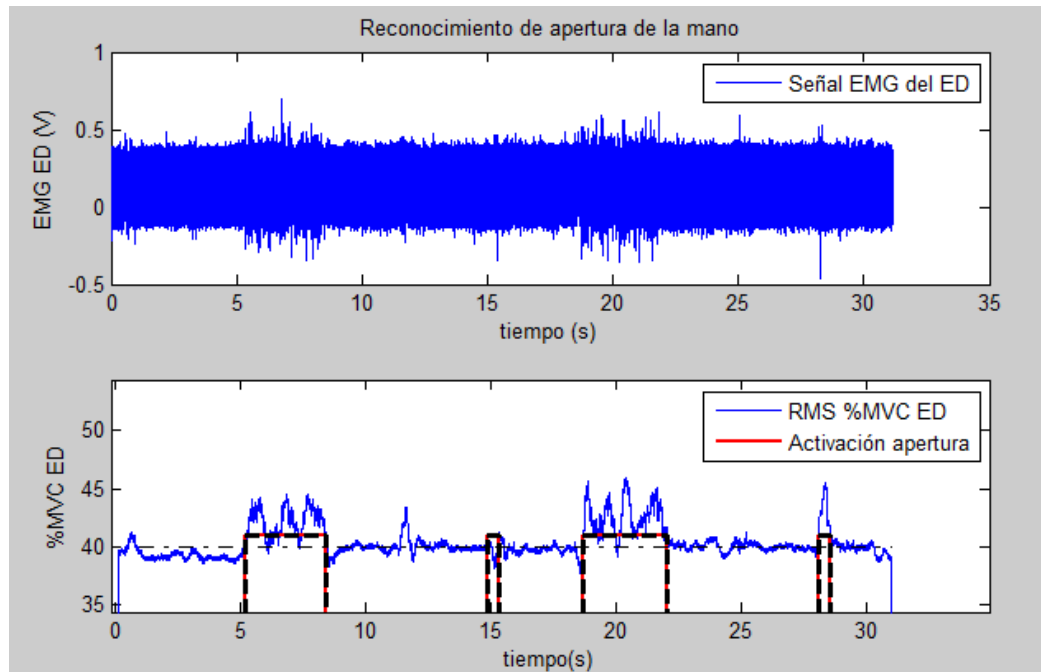


Figura 75.- Reconocimiento de apertura del sujeto 8 realizando protocolo 3

Con un umbral del 41% del MVC del ED se detectan los periodos de extensión de los dedos de forma muy exacta (intervalo de los 5 a los 8 segundos, y de los 18 a los 21 segundos), pese a la alta cantidad de ruido que se genera en la señal. También se reconocen como aperturas los instantes en que se pasa de posición de mano cerrada a posición de reposo (en los instantes 15 y 28 segundos). Cabe mencionar que hay un ligero desfase entre los intervalos de tiempo exactos para los movimientos establecidos en los protocolos y los ejecutados en la prueba analizada, debido a factores como el tiempo entre que el paciente recibe la orden de realizar un movimiento y lo ejecuta, o el propio retardo o adelanto de la orden.

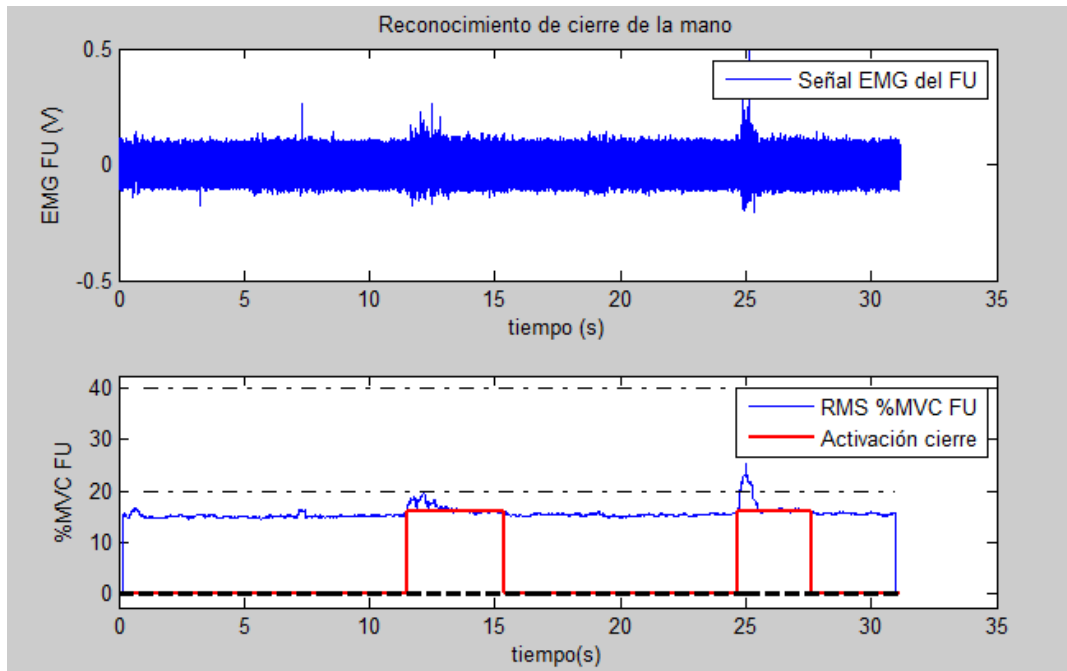


Figura 76.- Reconocimiento de cierre del sujeto 8 realizando el protocolo 3

Sin embargo, para la señal del FU, pese a que la actividad muscular generada en los intervalos en que se cierra la mano (intervalos de 12 a 15 y de 25 a 28 segundos, aproximadamente) se detectan bien, como muestran los periodos en que la señal de activación está a nivel alto, no se consideran como cierres con el método de comparación de %MVC ya que la señal procesada del FU es siempre inferior a la del ED. Con la señal discontinua de color negro se visualizan los periodos de apertura (o de cierre en la figura anterior), pero como se comprueba, se mantiene a nivel bajo, por lo que no tiene en consideración ningún cierre, pese a que si se ha detectado la actividad muscular.

Esta situación se da principalmente por dos circunstancias:

- Se registra señal con mucho ruido.

Si se capta una señal con elevado nivel de ruido la línea de base de la señal RMS se ve incrementada. Esto provoca que, aunque se siguen apreciando visualmente las activaciones musculares (y de hecho el programa las detecta), el valor medio de toda la señal aumenta, afectando de forma negativa al método implementado.

- Se obtienen MVC's desiguales.

Si se toman como MVC's de cada músculo valores que no guardan una relación ligeramente similar con los esfuerzos normales durante las pruebas de reconocimiento, las señales de ambos músculos se normalizarán en torno a valores disparas que harán que el porcentaje de la señal basal para ambos músculos difiera



en mayor medida, lo que puede provocar los mismos problemas que el caso anterior.

7.4.3. Rango de valores del umbral óptimo para cada sujeto

Los umbrales con los que se consigue el comportamiento óptimo del sistema para detectar las aperturas y cierres ejecutados en cada registro de datos son los que se muestran en la Figura 77 para la apertura (músculo ED) y en la Figura 78 para el cierre (músculo FU).

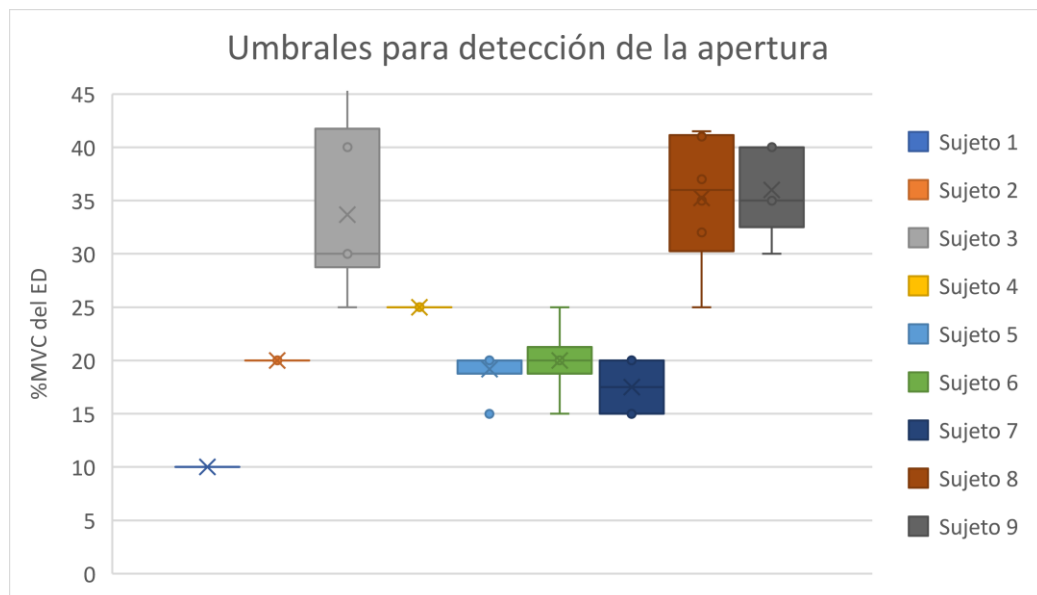


Figura 77.- Diagrama de cajas y bigotes de los umbrales óptimos para detectar la apertura de la mano

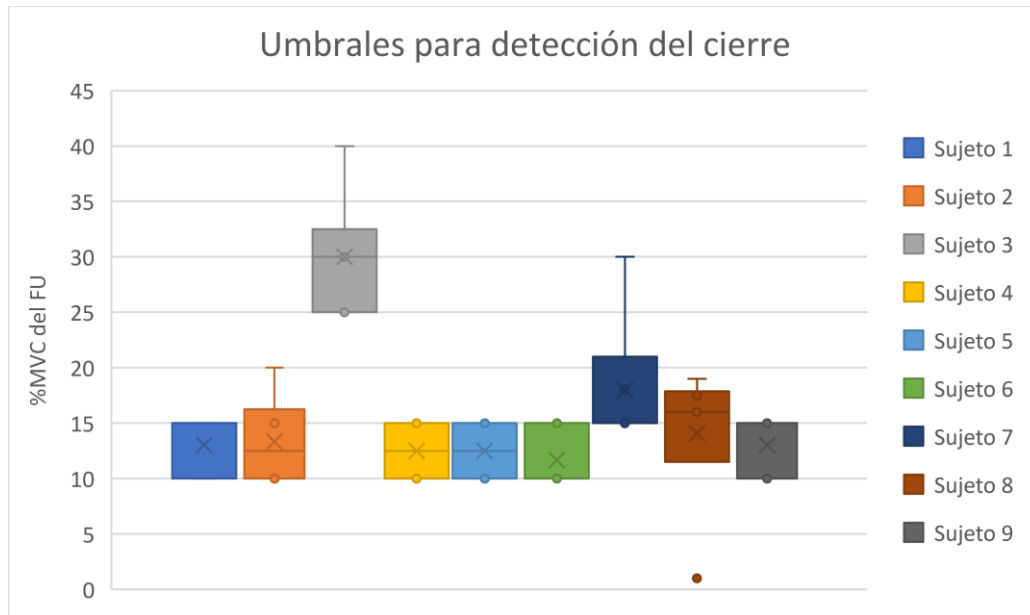


Figura 78.- Diagrama de cajas y bigotes de los umbrales óptimos para detectar el cierre de la mano

Para el músculo extensor superficial común de los dedos (para la apertura de la mano) se ha observado un muy buen funcionamiento del sistema para detectar los intervalos con actividad muscular. Asimismo, funciona para umbrales bastante genéricos, consiguiéndose detectar los movimientos de apertura empleando el mismo umbral para todos los protocolos de un mismo individuo (variando el umbral entre sujetos diferentes), con 7 de los 9 voluntarios. Como ya se ha mencionado en la página 107, se detecta de forma correcta los movimientos de apertura en 34 de los 39 casos con estos sujetos (87.2% de acierto).

Esta situación solamente se da en 4 de los 9 individuos al analizar el músculo flexor cubital del carpo encargado del cierre. Se suele necesitar un umbral más ajustado a cada registro de pruebas debido principalmente a que produce una señal más débil que el extensor, es decir, se aprecia una menor amplitud durante la actividad muscular, lo que limita el rango en que el umbral es efectivo, favoreciendo que el sistema falle en más ocasiones.

No obstante, si se ajusta el umbral de forma personalizada sí que se consigue detectar la actividad del flexor. Esto indica que el método umbral puede ser igualmente válido, aunque necesitaría de un mayor procesamiento de la señal, incluyendo, por ejemplo, una etapa de amplificación con que se aumente la amplitud de la misma.



7.4.4. Valores de Máxima Contracción Voluntaria

Se han registrado los valores MVC calculados en cada una de las tres pruebas de preparación realizadas a cada individuo (según el protocolo indicado en 5.2.2.3.2), dando como resultado los datos representados en la Figura 79.

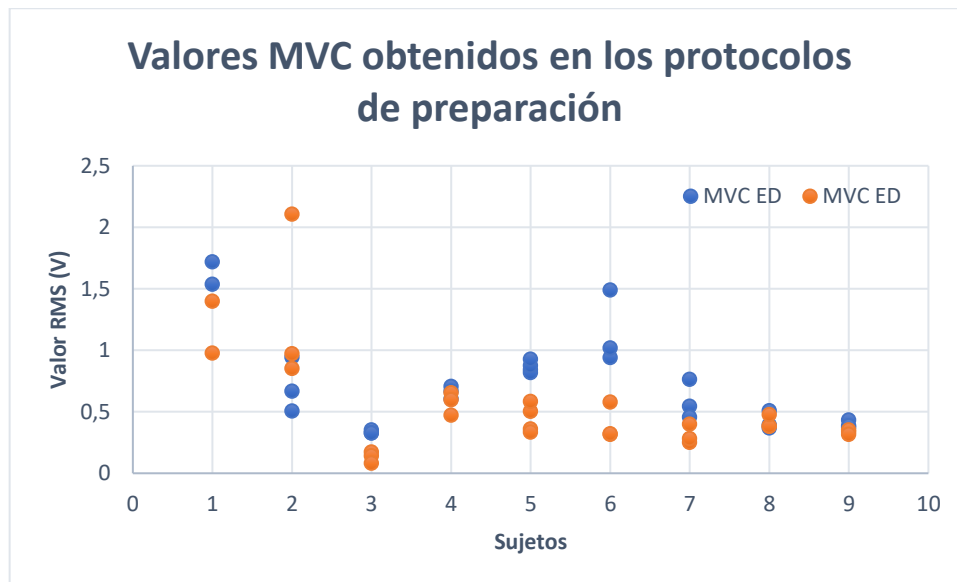


Figura 79.- Representación de los valores de Máxima Contracción Voluntaria obtenidos durante las pruebas

Se ha podido comprobar que los MVC's no se ven disminuidos debido a la realización de las pruebas, ya que los valores obtenidos al finalizar las mismas son generalmente similares, e incluso mayores, que los tomados al inicio de la prueba.

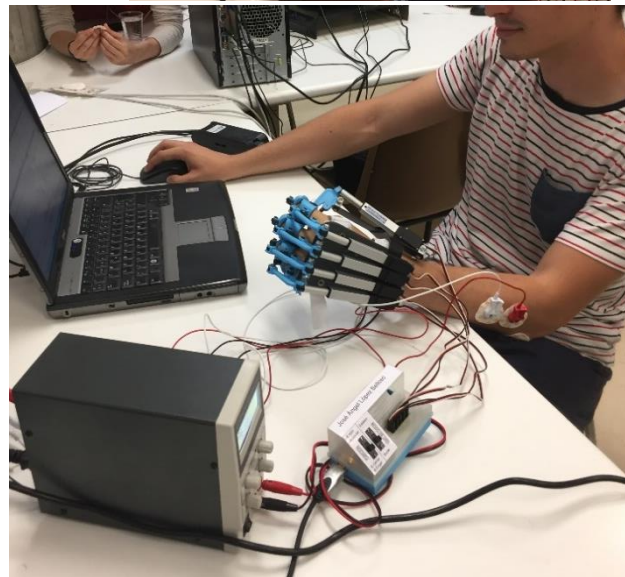
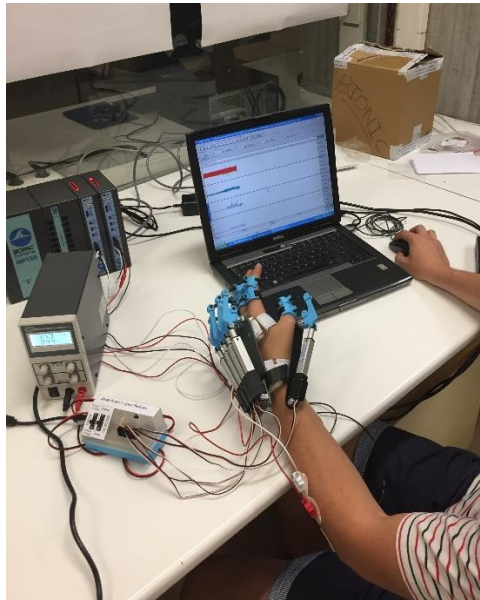
De acuerdo con la supervisión realizada de la toma de datos, esta situación se puede deber a que los sujetos realizan un mayor esfuerzo motivados porque es la última prueba que realizan y ya se sienten familiarizados con el protocolo de movimientos preparatorio.

Asimismo, en 7 de los 9 sujetos se han tomado como valores de máxima contracción más representativos los calculados con al realizar el protocolo por segunda vez al inicio de la prueba, lo que se podría tener en consideración para el desarrollo de un método preparatorio más formal.

7.5. Pruebas con prótesis robótica



Tras las pruebas explicadas previamente, se realizó una toma de señales haciendo uso de la prótesis diseñada por José Ángel López Belloso en su Trabajo de Fin de Grado (junio 2017) mostrada en las Figuras 80a y 80b.



Figuras 80a y 80b.- Realización de pruebas de reconocimiento de movimientos con el exoesqueleto robótico

El propósito de estas pruebas es registrar la actividad muscular cuando la mano es movida por un agente externo, y no es el propio individuo quien genera el movimiento.

Se ha comprobado que no se detecta ningún cambio en la señal captada mediante electromiografía de superficie cuando el movimiento es llevado a cabo por el dispositivo robótico.

Estos resultados concuerdan con las suposiciones que se habían hecho a priori, ya que como el individuo no genera ninguna orden y la mano se ve arrastrada por la fuerza ejercida por la prótesis, se intuía que los músculos no mostrarían actividad, ya que no son los encargados del movimiento que se produce. Se puede considerar que la mano se encuentra siempre en estado de reposo, con la única diferencia que los dedos se encuentran más o menos extendidos por la acción del dispositivo robótico.

Debido a la propia morfología de la prótesis, basada en motores lineales que no permiten un movimiento libre del vástago, no se ha podido registrar la señal debida al esfuerzo realizado por el sujeto para abrir y cerrar la mano venciendo el rozamiento del dispositivo, que hubiera sido significativo para decretar si tan solo con este esfuerzo sería posible detectar los movimientos realizados.

Sin embargo, se ha dispuesto la prótesis en las posiciones de mano abierta y mano cerrada que tiene establecidas según el control electrónico diseñado, que difieren ligeramente de las consideradas en este trabajo por sus limitaciones mecánicas y por motivos de seguridad (evitar dañar al paciente con movimientos excesivos).

En estas posiciones se ha tratado de abrir y cerrar la mano, teniendo en cuenta la poca movilidad que es permitida por el dispositivo (casi únicamente doblar las articulaciones distales de los dedos índice a meñique), consiguiendo detectar una señal que, aunque bastante débil, permite detectar un aumento de la actividad muscular (Figura 81 y Figura 82).

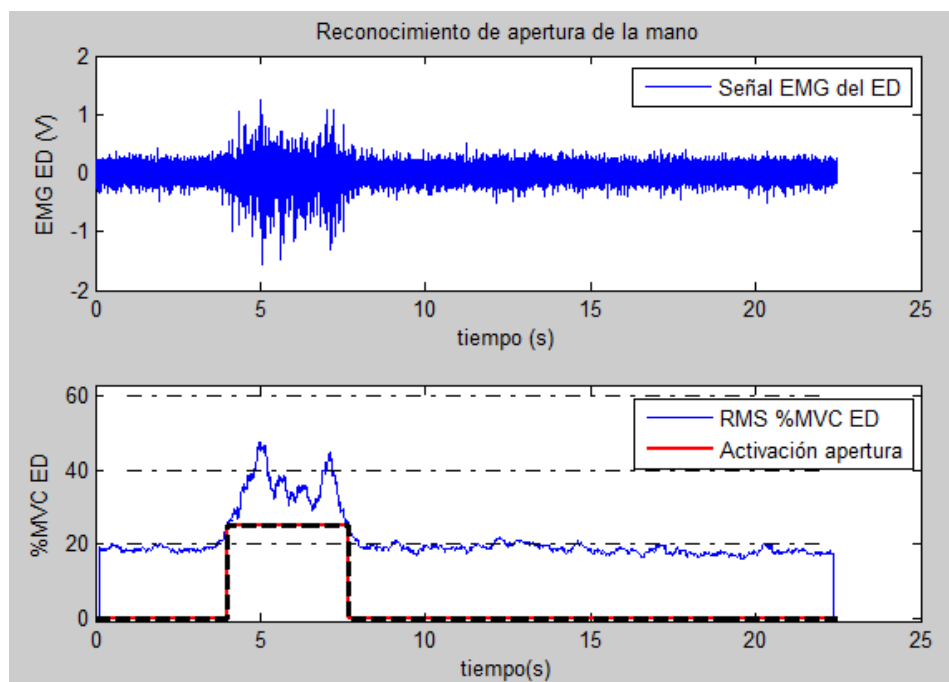


Figura 81.- Electromiografía del ED realizando el protocolo 1 con el exoesqueleto robótico

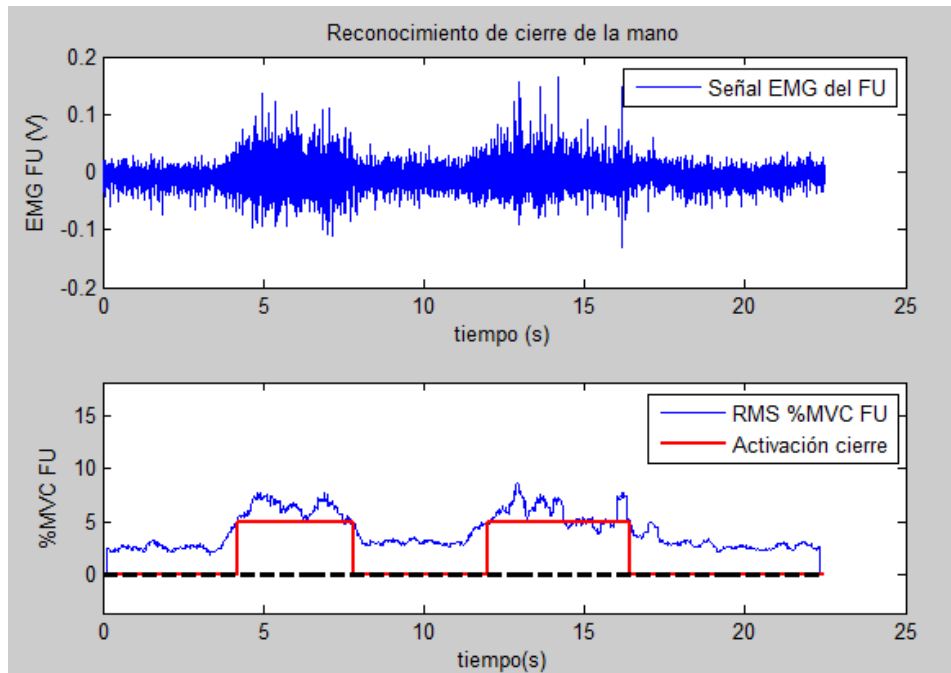


Figura 82.- Electromiografía del FU realizando el protocolo 1 con el exoesqueleto robótico

Como se comprueba de con las figuras anteriores, con las señales generadas el sistema es capaz de detectar los intervalos en que el sujeto trata de realizar un movimiento con la mano (tanto de apertura como de cierre), aunque la prótesis no le permita ejecutarlos físicamente por la oposición que ejerce.

Conclusiones

Si no se producen movimientos voluntarios, es decir, si es la prótesis robótica de tipo exoesqueleto la que ejecuta el movimiento de la mano, no se detecta actividad electromiográfica. Esto supone una limitación para determinar la intencionalidad de un sujeto de realizar un movimiento, que debido a su afección, no es capaz de completar físicamente. Habría que analizar más detalladamente esta situación con pacientes con este tipo de problemas, ya que todas las pruebas realizadas en este trabajo han sido con individuos sanos, por lo que la extrapolación de estas conclusiones para los potenciales destinatarios del sistema es incierta (si bien, la literatura revisada acerca de investigaciones en este campo sugiere su viabilidad).



8. Conclusiones del proyecto

- El método umbral aplicado al valor RMS normalizado de las señales electromiográficas se demuestra válido incluso para señales de mala calidad en las que no se aprecian aumentos considerables en la amplitud durante las activaciones musculares.
- Para señales de calidad (con una elevada relación entre los valores máximos y los de base) se puede mantener un umbral constante para detectar el movimiento en cualquiera de los protocolos realizados.
- El umbral de activación varía de unos sujetos a otros, ya que así lo hacen las señales electromiográficas captadas para cada uno. De hecho, también ocurre para un mismo sujeto en días distintos (por las condiciones ambientales, las del equipo e incluso por la mayor o menor capacidad del paciente de generar impulsos). Por ello se corrobora la necesidad de ajustar el umbral en cada prueba. Este ajuste “manual” y personalizado permitiría además al personal que supervise la rehabilitación ajustar el umbral para fomentar que el paciente haga mayores o menores esfuerzos para poder superarlo.
- Con el tratamiento implementado se detecta con gran exactitud el momento en que se inicia tanto una apertura como un cierre de la mano. Sin embargo, se encuentran más dificultades para indicar con la misma precisión el cese del movimiento (ya que la amplitud de la señal electromiográfica registrada suele disminuir suavemente y dificulta hasta el reconocimiento de forma visual).
- La posición de los electrodos en el extensor superficial común de los dedos (ED) se ha demostrado muy adecuada, ya que se ha conseguido detectar la apertura de la mano (y de forma precisa) en la mayoría de los casos. Asimismo, y aunque varía entre sujetos, permite por lo general detectar tanto el movimiento de extensión de los dedos (apertura de la mano), como el mantenimiento de los dedos en esta posición (sin que el sujeto realice un gran esfuerzo para ello).

Se generan señales electromiográficas con una mayor amplitud que las registradas del flexor cubital del carpo (FU), aunque también es más propenso a registrar una mayor cantidad de ruido.

- La posición de los electrodos en el FU también se ha considerado adecuada, ya que se captan señales EMG que permiten detectar de forma



clara la actividad muscular, sobre todo en movimientos de cierre de la mano.

Sin embargo, se obtienen señales más débiles (de menor valor) que, para el ED, y esto ha provocado que el método de comparación de sus señales normalizadas haya fallado en las circunstancias ya expuestas en la página 107 para determinar si la actividad muscular era debida a aperturas o cierres.

- La detección del cierre se ha demostrado más problemática en el sentido que la flexión de los dedos se identifica fácilmente, pero al mantener el puño cerrado no se aprecia actividad, provocando que no se distinga la señal cuando se tiene la mano cerrada sin apretar y cuando está en situación de reposo. No obstante, si se sigue apretando el puño una vez cerrada la mano, sí se registra una mayor actividad en el FU que permite determinar que el puño está cerrado.

Esto sugiere que sería adecuado manipular o sujetar un objeto durante los ejercicios de rehabilitación para fomentar que el paciente siga haciendo fuerza una vez que ha flexionado los dedos.

- Se ha comprobado cómo el hecho de realizar un esfuerzo para intentar mover la mano, aunque no se consiga por restricciones externas (como rigidez del exoesqueleto durante las pruebas con la prótesis robótica), implica un registro de actividad electromiográfica. Esto podría suponer otra situación en la que el paciente intenta ejecutar un determinado movimiento, pero no tiene la fuerza suficiente (por ejemplo para agarrar un objeto, o para vencer una oposición). Parece factible un control de la prótesis robótica en el que se detecte esta situación y se ayude al individuo a mover la mano, que es una solución bastante próxima al objetivo que se persigue.
- El control sugerido podría, por un lado, ayudar a realizar los ejercicios de rehabilitación con la finalidad de estimular la recuperación de fuerza para poder manipular objetos, y por otro lado, mantener esta ayuda para que sea la prótesis la que permita al paciente coger estos objetos, mientras se avanza en la rehabilitación y consigue hacerlo por sí mismo.



9. Futuras líneas de trabajo

Tras las conclusiones obtenidas con la realización del presente proyecto y el trabajo llevado a cabo por el compañero José Ángel López Beloso se plantean las siguientes líneas de trabajo:

- Mejorar el programa desarrollado.

Es recomendable implementar mejoras en la determinación de los movimientos de apertura y cierre. El método basado en comparar la señal normalizada que se ha desarrollado no resulta adecuado en algunas circunstancias por lo que convendría mejorar la normalización de las señales para los valores basales del ED y del FU sean aproximadamente iguales.

Otro aspecto a considerar es amplificar la señal cuando la relación entre los valores máximos y de base es reducida, de esta forma se conseguiría un funcionamiento adecuado para un mayor rango de valores del umbral de activación.

- Adaptar el tratamiento de datos a un sistema en tiempo real.

Para ello podría ser conveniente reducir el número de operaciones realizadas para el procesamiento de la señal electromiográfica para aligerar el proceso. Por ejemplo, se podría simplificar el rectificado dinámico de la señal. También se podría analizar un sistema que no requiera de corrección para determinar la señal de activación de los músculos.

Asimismo, se pueden considerar otros parámetros de configuración del sistema (frecuencia de muestreo, tamaño de ventana y desplazamiento de la misma) para llevar a cabo procesamientos más rápidos (aunque los resultados diferirán en función de los nuevos valores).

- Diseñar el control de la prótesis robótica basándose en el sistema desarrollado en este trabajo para detectar la apertura y cierre de la mano. Sería aconsejable complementar esta etapa con una sensorización del dispositivo robótico, por ejemplo, con sensores de presión.

De esta manera, influirían tanto la intencionalidad del paciente detectada, como, si esto fallase o no fuese viable con determinados pacientes, la propia situación de la mano.



TRABAJO DE FIN DE GRADO



Por ejemplo, el proceso para agarrar un objeto se podría iniciar con los impulsos del paciente, y si este no es capaz de seguir produciéndolos por sus limitaciones, que actuase la prótesis, controlada a partir de esta situación por otro tipo de sensores.



10. Bibliografía

La bibliografía ha sido redactada según la norma ISO 690.

- [1] HU, X. L., et al. The effects of post-stroke upper-limb training with an electromyography (EMG)-driven hand robot. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013, vol. 23, no 5, p. 1065-1074.
- [2] LIU, Ling, et al. Development of an EMG-ACC-based upper limb rehabilitation training system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017, vol. 25, no 3, p. 244-253.
- [3] GANDOLLA, Marta, et al. Technical validation of an integrated robotic hand rehabilitation device: Finger independent movement, EMG control, and EEG-based biofeedback. En *Research and Technologies for Society and Industry Leveraging a better tomorrow (RTSI), 2016 IEEE 2nd International Forum on*. IEEE, 2016. p. 1-5.
- [4] J. Á. López Belloso, «Diseño mecánico y primer prototipo de un robot de rehabilitación de mano,» 2017. Universidad de Valladolid. Escuela de Ingenierías Industriales. Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática.
- [5] MUSCOLINO, Joseph E. Atlas de músculos y referencias óseas. 2013. Paidotribo.
- [6] HUANG, Y. Y.; LOW, K. H.; LIM, Hup Boon. Initial analysis of EMG signals of hand functions associated to rehabilitation tasks. En *Robotics and Biomimetics, 2008. ROBIO 2008. IEEE International Conference on*. IEEE, 2009. p. 530-535.
- [7] RIAÑO RÍOS, Camilo Andrés, et al. Control de una mano virtual usando señales electromiográficas. 2013.
- [8] M. Schünke, E. Shulte y U. Shumacher, Prometheus. Anatomía general y aparato locomotor, vol. I.
- [9] REAZ, M. BI; HUSSAIN, M. S.; MOHD-YASIN, Faisal. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 2006, vol. 8, no 1, p. 11-35.
- [10] R. Navarro, "Electromiografía.," Dep. electrónica Univ. Alcalá, vol. 1, no. *Electromiografía*, pp. 1–19, 2013.
- [11] SIMINI, Franco. Ingeniería Biomédica perspectivas desde el Uruguay compiladas por.



- [12] ENDERLE, John Denis; BRONZINO, Joseph D. Introduction to biomedical engineering. Academic press, 2012
- [13] ANAM, Khairul. *Bio-driven control system for the rehabilitation hand device: a new approach*. 2016. Tesis Doctoral. University of Technology, Sydney.
- [14] J. Brazeiro, S. Petraccia, y M. Valdés, "Mano Controlada por Señales Musculares," p. 161, 2015.
- [15] KONRAD, Peter. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography, 2005, vol. 1, p. 30-35.
- [16] ALIVE, Muscles. Their Functions Revealed by Electromyography. Williams and Wilkins, Baltimore, 1978.
- [17] «www.alcame.com,» [Página web]. Consultada en febrero de 2017.
- [18] «www.seniam.org,» [Página web]. Consultada en febrero de 2017.
- [19] REYES, Yonatan Mari. Adquisición de características de señales mioeléctricas para uso en prótesis. 2012.
- [20] ROMO, Harold A.; REALPE, Judy C.; JOJOA, Pablo E. Análisis de señales EMG superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano. Avances en Sistemas e informática, 2007, vol. 4, no 1.
- [21] ZECCA, Micera, et al. Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal. Critical Reviews™ in Biomedical Engineering, 2002, vol. 30, no 4-6.
- [22] MULAS, Marcello; FOLGHERAITER, Michele; GINI, Giuseppina. An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation. En Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on. IEEE, 2005. p. 371-374.
- [23] HO, N. S. K., et al. An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: task training system for stroke rehabilitation. En Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on. IEEE, 2011. p. 1-5.
- [24] SERPELLONI, Mauro, et al. Preliminary study of a robotic rehabilitation system driven by EMG for hand mirroring. En Medical Measurements and Applications (MeMeA), 2016 IEEE International Symposium on. IEEE, 2016. p. 1-6.
- [25] RUDROFF, T. Kinesiological Fine Wire EMG: A practical introduction to fine wire EMG applications. Arisona: Noraxon USA, 2008.
- [26] LI, Guanglin. Electromyography pattern-recognition-based control of powered multifunctional upper-limb prostheses. INTECH Open Access Publisher, 2011.



- [27] Biopac, AcqKnowledge. Analysis Scoring & Automation. 2009
- [28] DE LUCA, Carlo J. Surface electromyography: Detection and recording. DelSys Incorporated, 2002, vol. 10, p. 2011.
- [29] HODGES, Paul W.; BUI, Bang H. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 1996, vol. 101, no 6, p. 511-519.
- [30] HALAKI, Mark; GINN, Karen. Normalization of EMG signals: To normalize or not to normalize and what to normalize to?. 2012.



TRABAJO DE FIN DE GRADO





11. Anexos

11.1. Hoja de características del Biopac MP-150



PRODUCT SHEET

info@biopac.com
support@biopac.com
www.biopac.com

MP150 SYSTEMS

AVAILABLE MP150 STARTER SYSTEMS

MP150 Licensed Systems – See corresponding license page for more information:

System	Windows Part #	Mac Part #
MP150	MP150WSW	MP150WS
MP150 plus Scripting	MP150-WSW-BAS	MP150-WS-BAS
MP150 plus Network Data Transfer	MP150WSW-NDT	MP150WS-NDT
MP150 plus Pressure Volume Loop Analysis	MP150WSW-PVL	MP150WS-PVL
MP150 GLP	MP150WSW-G	MP150WS-G
MP150 plus Developer Bundle	MP150WSW-ENT	N/A
MP150 plus 2-channel Vibromyography	VMG102WSW	VMG102WS
MP150 plus 4-channel Vibromyography	VMG104WSW	VMG104WS
MP150 System plus Baroreflex	MP150WSW-BRS	MP150WS-BRS
MP150 System plus Actigraphy	MP150WSW-ACT	MP150WS-ACT
System Upgrade – MP100 to MP150	MP150U-W	MP150OU-M

MP150 data acquisition and analysis systems with AcqKnowledge software provide a flexible tool for life science research. All systems are compliant with any Ethernet (UDP) ready computer running Windows or Mac. Record multiple data channels with variable sample rates to maximize storage efficiency at speeds up to 400 kHz (aggregate). Directly connect the computer to a single MP150 unit via the provided ETHUSB Ethernet adapter, or access multiple MP150s by connecting a switch box to the adapter*.

MP150 System includes:

- Data acquisition unit: MP150A-CE
- Universal interface module: UIM100C
- AcqKnowledge® software CD
- License key (iLok USB) for AcqKnowledge 4.3+
- Software Guide (PDF)
- Ethernet Connection
- ETHUSB Ethernet adapter and Crossover Cable: CBLETH2
- Power Supply: AC150A



See also: [MP150 Specifications](#)

Recommended MP150 configuration

*For the best possible performance connect the MP System directly to the ETHUSB Ethernet USB adapter using the included CBLETH2 Ethernet crossover cable. This allows uninterrupted use of the existing Ethernet card for Internet and local area network (LAN) access while using the MP System. Although it is possible to run multiple MP150 units over a LAN, this solution is not recommended by BIOPAC. BIOPAC recommends using the ETHUSB adapter and connecting directly between computer and the MP150, or to a switch box and the MP150. (If a computer does not require simultaneous connection to the network, a standard crossover Ethernet cable can be used to connect the MP System to a computer.)

➔ Click to view the [MP150 System Diagram with BIOPAC Amplifier.](#)



MP150 SYSTEM SPECIFICATIONS

Analog Inputs

Number of Channels: 16
 Absolute Maximum Input: ±15 V
 Operational Input Voltage: ±10 V
 A/D Resolution: 16 Bits
 Accuracy (% of FSR): ±0.003
 Input impedance: 1.0 MΩ

Application Programming Interfaces options:

- Hardware Interface BHAPI
- Software Interface ACKAPI

Analog Outputs

Number of Channels: 2
 Max output with acquisition: 2 channels
 Output Voltage Range: ±10 V
 D/A Resolution: 16 bits
 Accuracy (% of FSR): ±0.003
 Output Drive Current: ±5 mA (max)
 Output Impedance: 100 Ω

Digital I/O

Number of Channels: 16
 Voltage Levels: TTL, CMOS
 Digital I/O Logic Type: CMOS
 Input Voltage Range: -0.5 V to 5.5 V (max)
 Input Clamp Current: ±20 mA (max)
 Output Drive Current: ±20 mA (max)
 External Trigger Input: TTL, CMOS compatible - See also: [External Trigger Inputs](#)
Logic Level Thresholds:
 Input Low Voltage: 1.50 V (max)
 Input High Voltage: 3.45 V (min)

Time Base

Min Sample Rate: 2 samples/hour
 Trigger Options: Internal, External or Signal Level

Power

Amplifier Module Isolation: Provided by the MP unit, isolated clean power
 CE Marking: EC Low Voltage and EMC Directives
 Leakage current: <8 μA (Normal), <400 μA (Single Fault)
 Fuse: 2 A (fast blow)

Device specs	MP150
Max Sample Rate	200 K samples/sec (400 K aggregate)
MP Internal Memory:	
PC Memory/Disk:	200 K samples/sec (400 K aggregate)
Internal Buffer:	6 M samples



PRODUCT SHEET

info@biopac.com
support@biopac.com
www.biopac.com

Device specs	MP150
Waveform Output Buffer:	500 K samples
Serial Interface Type/Rate:	Ethernet: UDP (10M bits/sec)
Transmission Type:	Ethernet
Maximum cable length:	100 meters (Ethernet cable)
Power Requirements:	12 VDC @ 2 amp (uses AC150A)
Dimensions:	10 cm x 11 cm x 19 cm
Weight:	1.0 kg
Operating Temperature Range:	0-70° C
Operating Humidity Range:	0-95%
OS Compatibility	
Ethernet Interface	
Windows	Windows XP, Vista, 7, 8.x, 10
Mac	OS X
USB Interface	
Windows	Not supported
Mac	Not supported

ISOLATION

Designed to satisfy the following Medical Safety Test Standards affiliated with IEC 60601-1:

- Creepage and Air Clearance
- Dielectric Strength
- Patient Leakage Current

Contact BIOPAC for additional details.

SIGNAL CONDITIONING MODULE COMPATIBILITY

CO ₂ 100C	EGG100C	HLT100C	PPG100C
DA100C	EMG100C	LDF100C	RSP100C
EBI100C	EOG100C	MCE100C	SKT100C
ECG100C	ERS100C	O ₂ 100C	STM100C
EEG100C	GSR100C	OXY100C/E	TEL100C

CLEANING PROCEDURES

Be sure to unplug the power supply from the MP150 before cleaning. To clean the MP150, use a damp, soft cloth. Abrasive cleaners are not recommended as they might damage the housing. Do not immerse the MP150 or any of its components, as this can damage the system. Let the unit air-dry until it is safe to reconnect the power supply.

AC150/100A POWER SUPPLIES

The 12-volt in-line switching transformer connects the MP unit to the AC mains wall outlet. One transformer is included with each MP System; replacements can be ordered separately. These transformers are specified to satisfy IEC 60601-1 requirements and will accommodate 120-240 VAC (50/60 Hz) mains input.



PRODUCT SHEET

info@biopac.com
support@biopac.com
www.biopac.com

MP150 SYMBOLOGY

Front panel See "Light Status" section for functionality details.



- POWER** Green light Indicates MP150 Power status.
- ACTIVITY** Amber light Indicates data traffic to or from MP150— *similar to Hard Disk activity light on any personal computer.*
- BUSY** Green light Indicates MP150 data acquisition.

Back panel



- Power**
 - ON** Push in to power up the MP150
 - OFF** Pop out to cut the flow of power to the MP150

IMPORTANT! The MP150 does not have a "Hardware Reset" switch like a personal computer does. To reset the MP150 for any reason, turn the MP150 off, wait a few seconds, and then turn it back on.
- Fuse 2A** 2 Amp fast-blow fuse holder; the maximum capacity of the fuse is 2 Amps.
 - To remove the fuse, use a screwdriver to remove the fuse cover, which is located below the word **Fuse**.
- DC Input** Use the **DC Input** to connect a battery, AC/DC converter or other power supply to the MP150.
 - The MP150 requires 12 VDC @ 1 Amp (minimum), 2 Amp (nominal)
 - The receptacle can accept a "+" (positive) input in the center of the connector and a "-" (negative) input on the connector housing.
- Ethernet** The MP150 connects to the computer via the Ethernet port, located just to the right of the word **Ethernet**.
 - Uses a standard RJ-Ethernet connector (10 base T).

Side panel

- Module connections** The two connector inputs are designed to connect directly to the UIM100C.
 - Analog signals are transmitted through the 37-pin connector (upper right side)
 - Digital signals are transmitted through the 25-pin connector (lower-right side)

Bottom

- Firmware Rollback Switch**

IMPORTANT! This is NOT A RESET SWITCH

The Firmware Rollback Switch is located on the bottom of the MP150 unit and is recessed to prevent accidental activation—it is NOT A RESET for the MP150 unit.

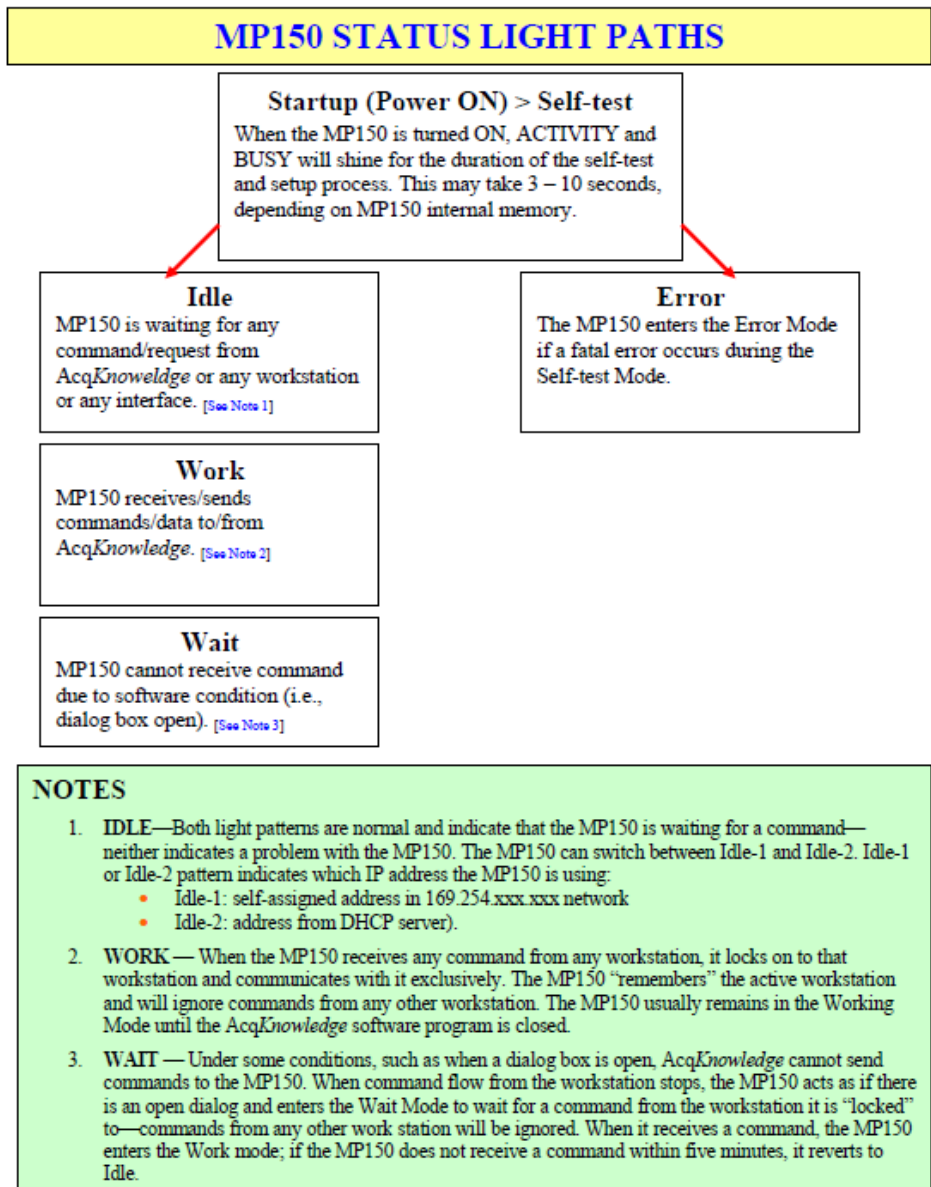
Warning! Activation of the Firmware Rollback Switch will cause the MP150 unit to operate under the previous version of firmware loaded into the unit. Refer to **Appendix F** of the *AcqKnowledge Software Guide* for procedural details.



PRODUCT SHEET

info@biopac.com
support@biopac.com
www.biopac.com

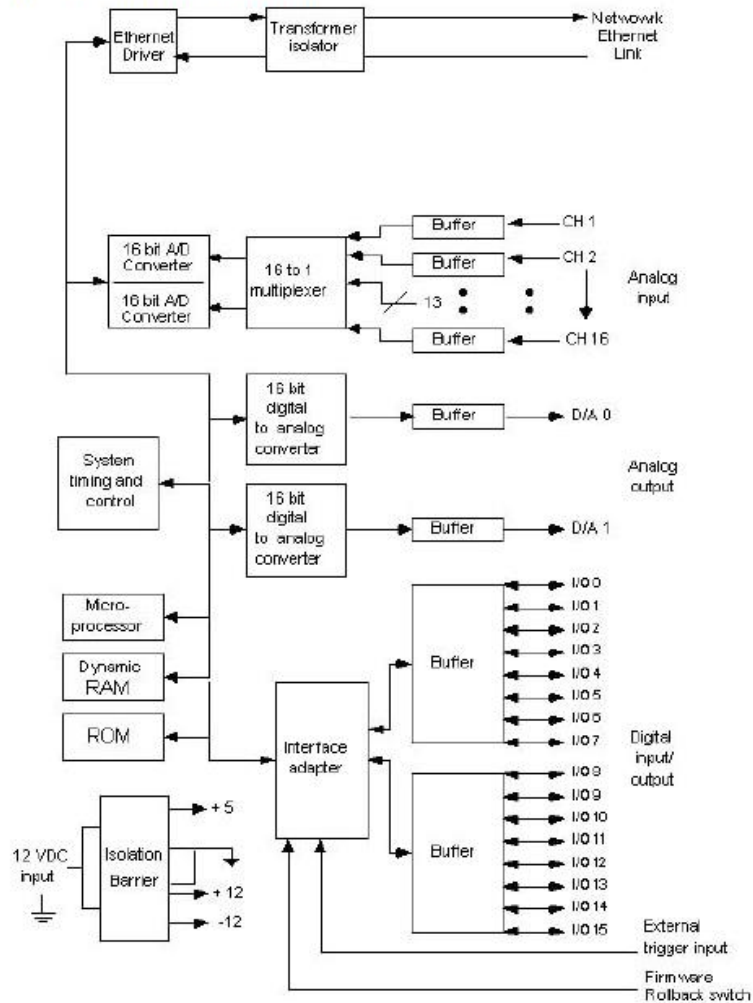
ACTIVITY BUSY	MODE	LIGHT STATUS DESCRIPTION
A Bright B Bright	Self-Test	ACTIVITY and BUSY be bright for the duration of the self-test and setup process. This may take 3 – 10 seconds, depending on MP150 internal memory.
	Work	During data acquisition, ACTIVITY reflects command/data traffic (for acquisition speeds of 1000 Hz or more, ACTIVITY will be permanently bright or blink at a high frequency) and BUSY will be bright. It is normal for both lights to be on—this does not indicate a problem unless an Error Message is generated on the computer screen.
	Error	ERROR: In rare cases, a serious problem may prevent a self-test and the lights may be erratic: both on, both off, or any other static combination.
A Bright B Blink	Error	The MP150 enters the Error Mode if a fatal error occurs during the Self-test Mode. In the Error Mode, ACTIVITY is bright and BUSY is blinking at a frequency of 5 Hz.
A Blink B Bright	Error	If the self-test fails or setup fails, the Error mode is initiated and ACTIVITY will blink at about 5 Hz rate and BUSY will remain bright.
A Blink B off	Idle-1	ACTIVITY <u>blinks twice</u> with approximately 1.5-2 second interval and BUSY is OFF. Double blink means: <ul style="list-style-type: none"> - MP150 may be disconnected from LAN or, - MP150 is connected to LAN but did not receive IP address from network's DHCP server and default 169.254.xxx.xxx address is self-assigned to MP150. This is the standard state for MP150 connected to NIC through crossover network cable. It means the MP150 is in working condition and ready for acquisition. AcqKnowledge may communicate with the MP150 through a serial cable or through a network by using 169.254.xxx.xxx address and/or crossover cable.
	Idle-2	ACTIVITY <u>blinks once</u> with approximately 1.5-2 second interval and BUSY is OFF. Single blink means: <ul style="list-style-type: none"> - MP150 is connected to LAN and received IP address from network's DHCP server. It means the MP150 is in working condition and ready for acquisition.
A off B off	Self-Test	ACTIVITY and BUSY will go dark for less than 1 second at the end of the self-test before proceeding to the Idle mode.
	Wait	Under some conditions, such as when a dialog box is open, AcqKnowledge cannot send commands to the MP150. When command flow from the workstation stops, the MP150 acts as if there is an open dialog and enters the Wait Mode to wait for a command from the workstation it is "locked" to—commands from any other workstation will be ignored. When it receives a command, the MP150 return to the Work mode. After five minutes with no command communication, the MP150 will revert to the Idle mode.
	Error	ERROR: In rare cases, a serious problem may prevent a self-test and the lights may be erratic: both on, both off, or a static combination.





MP150A-CE DATA ACQUISITION UNIT BLOCK DIAGRAM

The MP150 has an internal microprocessor to control the data acquisition and communication with the computer. There are 16 analog input channels, two analog output channels, 16 digital channels that can be used for either input or output, and an external trigger input. The digital lines can be programmed as either inputs or outputs and function in 8 channel blocks. Block 1 (I/O lines 0 through 7) can be programmed as either all inputs or all outputs, independently of block 2 (I/O lines 8 through 15).



MP150A-CE block diagram

See also: MP150 Specifications

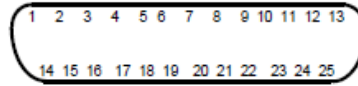


PRODUCT SHEET

info@biopac.com
support@biopac.com
www.biopac.com

MP SYSTEM PIN-OUTS — FOR MP150

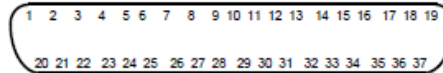
Digital DSUB 25 (male) Pin-outs



DIGITAL

Pin	Description	Pin	Description
1	I/O 0	14	I/O 4
2	I/O 1	15	I/O 5
3	I/O 2	16	I/O 6
4	I/O 3	17	I/O 7
5	GND D	18	GND A
6	GND D	19	Out 1
7	EXT T	20	Out 0
8	+5 VD	21	GND A
9	+5 VD	22	I/O 12
10	I/O 8	23	I/O 13
11	I/O 9	24	I/O 14
12	I/O 10	25	I/O 15
13	I/O 11		

Analog DSUB 37 (male) Pin-outs



ANALOG

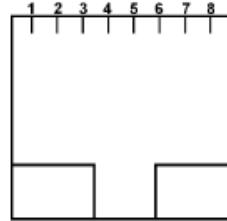
Pin	Description	Pin	Description
1	GND A	20	CH 1
2	GND A	21	CH 2
3	GND A	22	CH 3
4	GND A	23	CH 4
5	GND A	24	CH 5
6	GND A	25	CH 6
7	GND A	26	CH 7
8	GND A	27	CH 8
9	+12 V	28	+12 V
10	GND A	29	- 12 V
11	-12 V	30	CH 9
12	GND A	31	CH 10
13	GND A	32	CH 11
14	GND A	33	CH 12
15	GND A	34	CH 13
16	GND A	35	CH 14
17	GND A	36	CH 15
18	GND A	37	CH 16
19	GND A		



PRODUCT SHEET

info@biopac.com
support@biopac.com
www.biopac.com

ETHERNET CONNECTOR PIN-OUTS (FOR MODEL MP150 ONLY)



Front View

Pin	Description
1	TXD+
2	TXD-
3	RXD+
4	No Connection
5	No Connection
6	RXD-
7	No Connection
8	No Connection



11.2. Código Matlab generado

Recon_funciones.m

```
% PROGRAMA DE RECONOCIMIENTO DE APERTURA Y CIERRE DE LA MANO

% El procesamiento de la señal se basa en las funciones creadas a
este fin

% 0.- Cargamos los datos y determinamos los parámetros de trabajo

% Las siguientes sentencias comentadas se ejecutan mediante
interfaz
% GUI implementada
% clc;
% clear;
% load('FU+ED_p1_2.mat') %archivo de registro de datos

load('MVC.mat') %archivo generado con el programa de preparacion

exporta_info=handles.ExportaInfo;
t_media_vent=round(handles.tam_ventana/2);

fs=1000; %la frecuencia de adquisición de los datos es de 1000Hz
t_media_vent=150; % tamaño mitad de la ventana deslizando

% El umbral se determina a través del interfaz grafico con el
comando:
% umbral_ED=handles.umbral_ED y su análogo para FU

% 1.- Rectificamos la señal

% Se recalcula el valor medio de la señal cada vez que se detecte
un
% aumento significativo en el valor de la desviación estándar de
la señal

% NOTA 1: Este método puede suponer un coste computacional
excesivo por lo
% que para aplicación online es conveniente implementar un método
similar
% pero más sencillo.

% Se calcula el valor medio y la desviación estándar de las
señales EMG
% originales con una ventana deslizando de tamaño t_media_vent*2+1
y
% desplazamiento de 1 dato
```



```
% NOTA 2: El tamaño de la ventana se ha determinado según
recomendaciones y
% pruebas. Sin embargo, se podría modificar para cambiar el nivel
de
% suavizamiento de la señal.
% Del mismo modo, el desplazamiento se ha establecido en 1 para
obtener una
% señal con una gran continuidad.

baseline_ED=CalcVent(data(:,1),t_media_vent, 'mean');
baseline_FU=CalcVent(data(:,2),t_media_vent, 'mean');
sd_ED=CalcVent(data(:,1),t_media_vent, 'std');
sd_FU=CalcVent(data(:,2),t_media_vent, 'std');

% Calculamos el umbral de la señal sd que determinará cuando se
recalculará
% la señal de base de la EMG

umbral_sd_ED=1.3*mean(sd_ED(500:1000)); %sumamos un 30%, basado
en las pruebas
umbral_sd_FU=1.3*mean(sd_FU(500:1000));

%implementamos método umbral al igual que para activación del
músculo
activacion_sd_ED=MetUmbral(sd_ED, umbral_sd_ED, fs);
activacion_sd_FU=MetUmbral(sd_FU, umbral_sd_FU, fs);

% hallamos los instantes que que se pasa de
% activacion<->desactivacion
[t_act_sd_ED, t_des_sd_ED]=Escalon(activacion_sd_ED, fs);
[t_act_sd_FU, t_des_sd_FU]=Escalon(activacion_sd_FU, fs);

%espero un segundo después de desactivación para que se estabilice
la
%señal y vuelvo cojo el valor de la baseline en el punto en que se
%mantenga en unos límites

baseline_EMG_ED=CalculaBase(t_des_sd_ED, t_media_vent,
baseline_ED,fs);
baseline_EMG_FU=CalculaBase(t_des_sd_FU, t_media_vent,
baseline_FU,fs);

% Rectificamos ahora la señal con las baseline corregidas
EMG_rect_ED=Rectifica(data(:,1),t_des_sd_ED,baseline_EMG_ED);
EMG_rect_FU=Rectifica(data(:,2),t_des_sd_FU,baseline_EMG_FU);

clear baseline_ED baseline_FU sd_ED sd_FU umbral_sd_ED
umbral_sd_FU...
baseline_EMG_ED baseline_EMG_FU

%% 2.- Calculamos el valor RMS de la señal EMG rectificada

RMS_ED=CalcVent(EMG_rect_ED,t_media_vent, 'rms');
RMS_FU=CalcVent(EMG_rect_FU,t_media_vent, 'rms');
```



```
clear EMG_rect_ED EMG_rect_FU

%% 3.- Se normaliza a %MVC

RMS_MVC_ED=RMS_ED/MVC_ED*100;
RMS_MVC_FU=RMS_FU/MVC_FU*100;

%% 4.- Se genera la señal de activación/desactivación de los
músculos

activacion_rms_ED=MetUmbral(RMS_MVC_ED, umbral_ED, fs);
activacion_rms_FU=MetUmbral(RMS_MVC_FU, umbral_FU, fs);

% Se corrigen las posibles falsas activaciones/desactivaciones por
picos u
% oscilaciones

[t_act_rms_ED, t_des_rms_ED]=Escalon(activacion_rms_ED, fs);

if t_act_rms_ED(1) ~= 0 && t_des_rms_ED(1)~=0 %Para evitar
errores en la ejecución
    activacion_rms_ED=CorrigeActivacion(RMS_MVC_ED, umbral_ED,
activacion_rms_ED, t_act_rms_ED, t_des_rms_ED);
else
    errordlg({'ERROR: El valor del umbral de apertura es demasiado
alto',...
            'La señal está por debajo del umbral'}, 'Info
Reconocimiento')
end

[t_act_rms_FU, t_des_rms_FU]=Escalon(activacion_rms_FU, fs);

if t_act_rms_FU(1) ~= 0 && t_des_rms_FU(1)~=0
    activacion_rms_FU=CorrigeActivacion(RMS_MVC_FU, umbral_FU,
activacion_rms_FU, t_act_rms_FU, t_des_rms_FU);
else
    errordlg({'ERROR: El valor del umbral de cierre es muy
alto',...
            'La señal está por debajo del umbral'}, 'Info
Reconocimiento')
end

clear t_act_rms_ED t_des_rms_ED t_act_rms_FU t_des_rms_FU

%% 5.- Se determina número de aperturas/cierres y su duración
% y se almacena en un Excel para su tratamiento

if exporta_info==1
    % Se almacena info de la señal en excel
    %%Información de aperturas y cierres
    filename='Análisis resultados.xlsx';
    aux={'Nº aperturas', 'T inicio', 'Duracion apert'};
```



```
xlswrite(filename, aux, 1, 'B2')
[n_aperturas,
info_aperturas]=InfoActivacion(activacion_rms_ED,...
    RMS_MVC_ED, RMS_MVC_FU, fs, filename, 'B3');

aux={'N° cierres', 'T inicio', 'Duracion cierres'};
xlswrite(filename, aux, 1, 'B4')
[n_cierres, info_cierres]=InfoActivacion(activacion_rms_FU,...
    RMS_MVC_FU, RMS_MVC_ED, fs, filename, 'B5');

%Información de la señal
InfoDatos(RMS_ED, MVC_ED, 'Análisis resultados.xlsx', 'B8')
aux={'Max RMS ED', 'Base RMS ED', 'Max MVC ED', 'Base MVC ED',
'Max/Base'};
xlswrite(filename, aux, 1, 'B8')

InfoDatos(RMS_FU, MVC_FU, 'Análisis resultados.xlsx', 'B11')
aux={'Max RMS FU', 'Base RMS FU', 'Max MVC FU', 'Base MVC
FU', 'Max/Base'};
xlswrite(filename, aux, 1, 'B11')
else
    %Solo se muestran por pantalla número de aperturas y cierres
    [n_aperturas,
info_aperturas]=InfoActivacion(activacion_rms_ED, RMS_MVC_ED,
RMS_MVC_FU, fs);
    [n_cierres, info_cierres]=InfoActivacion(activacion_rms_FU,
RMS_MVC_FU, RMS_MVC_ED, fs);
end

clear aux filename

guidata(hObject, handles)

fprintf('\nRESULTADO:\nSe han detectado %d aperturas y %d
cierres\n\n', n_aperturas , n_cierres)

%% 6.- Se representan las señales calculadas

t=0:1/fs:(length(RMS_MVC_ED)-1)/fs; %creamos el vector de tiempo
de la señal

%Se crea señal de cierres y aperturas
activacion_apertura=ActivMovimiento(t, n_aperturas,
info_aperturas);
activacion_cierre=ActivMovimiento(t, n_cierres, info_cierres);

figure(1);

subplot(2,1,1);
plot(t, data(:,1))
xlabel('tiempo (s)')
ylabel('EMG ED (V)')
legend('Señal EMG del ED')
```



```
title('Reconocimiento de apertura de la mano')

subplot(2,1,2);
plot(t, RMS_MVC_ED)
hold on
plot(t, activacion_rms_ED*umbral_ED, 'r', 'LineWidth', 2)
plot(t, activacion_apertura*umbral_ED, 'k--', 'LineWidth', 2.5)
hold off

hold on
linea=ones(1,floor(length(t)/fs));
plot(linea*20, 'k-.')
plot(linea*40, 'k-.')
plot(linea*60, 'k-.')
plot(linea*80, 'k-.')
hold off
xlabel('tiempo(s)')
ylabel('%MVC ED')
legend('RMS %MVC ED', 'Activación apertura')

figure(2);
subplot(2,1,1);
plot(t, data(:,2))
xlabel('tiempo (s)')
ylabel('EMG FU (V)')
legend('Señal EMG del FU')
title('Reconocimiento de cierre de la mano')

subplot(2,1,2);
plot(t, RMS_MVC_FU)
hold on
plot(t, activacion_rms_FU*umbral_FU, 'r', 'LineWidth', 2)
plot(t, activacion_cierre*umbral_FU, 'k--', 'LineWidth', 2.5)
hold off

hold on
plot(linea*20, 'k-.')
plot(linea*40, 'k-.')
plot(linea*60, 'k-.')
plot(linea*80, 'k-.')
hold off
xlabel('tiempo(s)')
ylabel('%MVC FU')
legend('RMS %MVC FU', 'Activación cierre')
```



+ Calculo_MVC_funciones.m

```
%% PROGRAMA PREPARATORIO PARA CALCULAR MVC
%
% Implementado con las mismas funciones que para el
reconocimiento de
% apertura y cierre
%
%%

% % clc;
% % clear;
% % load('MVC_p1_1.mat') %se cargan los datos registrados durante
el protocolo de preparacion

fs=1000;
t_media_vent=150;

%% 1.- Rectificamos la señal
% Calculamos la señal de base para cada músculo

baseline_ED=CalcVent(data(:,1),t_media_vent, 'mean');
baseline_FU=CalcVent(data(:,2),t_media_vent, 'mean');
sd_ED=CalcVent(data(:,1),t_media_vent, 'std');
sd_FU=CalcVent(data(:,2),t_media_vent, 'std');

% Calculamos el umbral de la señal sd que determinará cuando se
recalculará
% la señal de base de la EMG
sd_base_ED=std(baseline_ED(500:1000));
sd_base_FU=std(baseline_FU(500:1000));

umbral_sd_ED=1.3*mean(sd_ED(500:1000)); %sumamos un 30%, basado
en las pruebas
umbral_sd_FU=1.3*mean(sd_FU(500:1000));

%implementamos método umbral al igual que para activación del
músculo
activacion_sd_ED=MetUmbral(sd_ED, umbral_sd_ED, fs);
activacion_sd_FU=MetUmbral(sd_FU, umbral_sd_FU, fs);

% hallamos los instantes que que se pasa de
% activacion<->desactivacion
[t_act_sd_ED, t_des_sd_ED]=Escalon(activacion_sd_ED, fs);
[t_act_sd_FU, t_des_sd_FU]=Escalon(activacion_sd_FU, fs);

%Se espera un segundo después de desactivación para que se
estabilice la
%señal y se vuelve a coger el valor de la baseline en el punto en
que se
%mantenga en unos límites

baseline_EMG_ED=CalculaBase(t_des_sd_ED, t_media_vent,
baseline_ED,fs);
```



```
baseline_EMG_FU=CalculaBase(t_des_sd_FU, t_media_vent,  
baseline_FU,fs);
```

```
% Rectificamos ahora la señal con las baseline corregidas  
EMG_rect_ED=Rectifica(data(:,1),t_des_sd_ED,baseline_EMG_ED);  
EMG_rect_FU=Rectifica(data(:,2),t_des_sd_FU,baseline_EMG_FU);
```

```
%% 2.- Calculamos el valor RMS de la señal EMG rectificada
```

```
RMS_ED=CalcVent(EMG_rect_ED,t_media_vent, 'rms');  
RMS_FU=CalcVent(EMG_rect_FU,t_media_vent, 'rms');
```

```
%% 3.- Calculamos los valores MVC de cada músculo
```

```
MVC_ED=CalculaMVC(RMS_ED, fs, 3, 2)  
MVC_FU=CalculaMVC(RMS_FU, fs, 3, 2)
```

```
save MVC MVC_ED MVC_FU
```

```
%% 3.- Representamos las señales calculadas
```

```
t=0:1/fs:(length(EMG_rect_ED)-1)/fs; %creamos el vector de tiempo  
de la señal
```

```
figure(1);
```

```
subplot(2,1,1);
```

```
plot(t, data(:,1))  
xlabel('tiempo (s)')  
ylabel('EMG ED (V)')  
legend('Señal EMG del ED')  
title('Cálculo del valor MVC para músculo extensor (apertura)')
```

```
subplot(2,1,2);  
plot(t, RMS_ED, 'k')  
xlabel('tiempo (s)')  
ylabel('RMS ED (V)')  
legend('RMS ED')
```

```
figure(2);
```

```
subplot(2,1,1);  
plot(t, data(:,2))  
xlabel('tiempo (s)')  
ylabel('EMG FU (V)')  
legend('Señal EMG del FU')  
title('Cálculo del valor MVC para músculo flexor (cierre)')
```

```
subplot(2,1,2);  
plot(t, RMS_FU, 'k')  
xlabel('tiempo (s)')  
ylabel('RMS FU (V)')  
legend('RMS FU')
```

 Interfaz_programas_funciones.m

```
%% PROGRAMA INTERFAZ PARA LA APLICACIÓN DE RECONOCIMIENTO DE
APERTURA Y CIERRE
%
% Se ha diseñado un interfaz gráfico para ejecutar a modo de
aplicación el
% programa de reconocimiento de apertura y cierre mediante EMG

function varargout = Interfaz_programas_funciones(varargin)
% INTERFAZ_PROGRAMAS_FUNCIONES MATLAB code for
Interfaz_programas_funciones.fig
% INTERFAZ_PROGRAMAS_FUNCIONES, by itself, creates a new
INTERFAZ_PROGRAMAS_FUNCIONES or raises the existing
% singleton*.
%
% H = INTERFAZ_PROGRAMAS_FUNCIONES returns the handle to a
new INTERFAZ_PROGRAMAS_FUNCIONES or the handle to
% the existing singleton*.
%
%
INTERFAZ_PROGRAMAS_FUNCIONES('CALLBACK',hObject,eventData,handles,
...) calls the local
% function named CALLBACK in INTERFAZ_PROGRAMAS_FUNCIONES.M
with the given input arguments.
%
% INTERFAZ_PROGRAMAS_FUNCIONES('Property','Value',...)
creates a new INTERFAZ_PROGRAMAS_FUNCIONES or raises the
% existing singleton*. Starting from the left, property
value pairs are
% applied to the GUI before
Interfaz_programas_funciones_OpeningFcn gets called. An
% unrecognized property name or invalid value makes property
application
% stop. All inputs are passed to
Interfaz_programas_funciones_OpeningFcn via varargin.
%
% *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows
only one
% instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help
Interfaz_programas_funciones

% Last Modified by GUIDE v2.5 19-Jun-2017 23:01:25

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name', mfilename, ...
                  'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn',
                  @Interfaz_programas_funciones_OpeningFcn, ...
```




```
'gui_OutputFcn',
@Interfaz_programas_funciones_OutputFcn, ...
'gui_LayoutFcn', [], ...
'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before Interfaz_programas_funciones is made
visible.
function Interfaz_programas_funciones_OpeningFcn(hObject,
eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to
Interfaz_programas_funciones (see VARARGIN)

% Choose default command line output for
Interfaz_programas_funciones
handles.output = hObject;

handles.umbral_ED=20;
handles.umbral_FU=20;
handles.programa_MVC='...';
handles.programa_recon='...';
handles.t_apertura=[0,0];
handles.t_cierre=[0,0];
handles.ExportaInfo=0;
handles.tam_ventana=300;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Interfaz_programas_funciones wait for user response
(see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout =
Interfaz_programas_funciones_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
```



```
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in ejecutar_MVC.
function ejecutar_MVC_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to ejecutar_MVC (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

archivo=handles.programa_MVC;

if strcmp(archivo, '...')==1
    errordlg('Debe seleccionar un fichero', 'ERROR');
else
    path=handles.path_MVC;
    cd(path) %Se puede quitar el oldFolder
    load(archivo)
    fprintf('Procesando datos...\n');
    run('Calculo_MVC_funciones.m')
end

% --- Executes on button press in Ejecutar_recon.
function Ejecutar_recon_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Ejecutar_recon (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

archivo=handles.programa_recon;
if strcmp(archivo, '...')==1
    errordlg('Debe seleccionar un fichero', 'ERROR');
else
    path=handles.path_recon;
    cd(path)
    load(archivo)
    umbral_ED=handles.umbral_ED;
    umbral_FU=handles.umbral_FU;

    fprintf('Procesando datos...\n');
    run('Recon_funciones.m')
    %cd(oldFolder)
end
```



```
% --- Executes on button press in togglebutton1.
function togglebutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to togglebutton1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of togglebutton1
ejecutar_rcnto=get(hObject, 'Value')
guidata(hObject);

% --- Executes on button press in seleccionar_MVC.
function seleccionar_MVC_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to seleccionar_MVC (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

[archivo path]=uigetfile('*.*mat', 'Seleccione programa con los
datos');
if archivo==0
    handles.programa_MVC='...';
else
    handles.programa_MVC=archivo;
    handles.path_MVC=path;
end

set(handles.text_MVC, 'String', handles.programa_MVC);

guidata(hObject, handles);

% --- Executes on button press in seleccionar_recon.
function seleccionar_recon_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to seleccionar_recon (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
[archivo path]=uigetfile('*.*mat', 'Seleccione programa con los
datos');
if archivo==0
    handles.programa_recon='...';
else
    handles.programa_recon=archivo;
    handles.path_recon=path;
end

set(handles.text_recon, 'String', handles.programa_recon);

guidata(hObject, handles);
```



```
function umbral_ED_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to umbral_ED (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of umbral_ED as
text
%          str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
umbral_ED as a double
handles.umbral_ED=str2double(get(hObject, 'String'));
guidata(hObject, handles);

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function umbral_ED_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to umbral_ED (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%       See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function umbral_FU_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to umbral_FU (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of umbral_FU as
text
%          str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
umbral_FU as a double
handles.umbral_FU=str2double(get(hObject, 'String'));
guidata(hObject, handles);

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function umbral_FU_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to umbral_FU (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
```



```
% handles      empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%      See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in pushbutton5.
function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton5 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

handles

% --- Executes on button press in pushbutton6.
function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to pushbutton6 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function figure1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to figure1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% --- Executes on button press in BotonExportaInfo.
function BotonExportaInfo_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to BotonExportaInfo (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
handles.ExportaInfo=get(hObject,'Value');
guidata(hObject, handles);

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of
BotonExportaInfo

function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit3 (see GCBO)
```



```
% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit3 as text
% str2double(get(hObject,'String')) returns contents of
edit3 as a double
handles.tam_ventana=str2double(get(hObject, 'String'));
guidata(hObject, handles);


% --- Executes during object creation, after setting all
properties.
function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit3 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of
MATLAB
% handles empty - handles not created until after all
CreateFcns called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
```



ActivMovimiento.m

```
function activacion_mvto = ActivMovimiento(t, n_mvto, info_mvto )
% Se genera la señal de activación muscular
% Valdrá 1 cuando se detecte una apertura o un cierre
activacion_mvto=zeros(1,length(t));
if n_mvto~=0
    for i=1:2:length(info_mvto)
        a=info_mvto(i);
        dur=info_mvto(i+1);
        activacion_mvto(a:a+dur)=1;
    end
end
end
```

 CalculaBase.m

```
function baseline_data = CalculaBase(t_des, t_media_vent,
mean_data, fs)
% Función para calcular el valor de base de la señal de forma
dinámica
% Se recalcula el valor de base tras cada desactivacion de la
señal std

baseline_data(1)=mean(mean_data(0.5*fs:1*fs));
sd_base=std(mean_data(500:1000));

for j=1:length(t_des)
    i=t_des(j);
    if i==0
        i=1;
    end

    if i>length(mean_data)-t_media_vent-500 %para que no desbore
del vector si la señal se desactiva tras el límite para el cálculo
del umbral de estabilización
        baseline_data(j+1)=baseline_data(j);

    else
        while abs(max(mean_data(i:i+500))-
min(mean_data(i:i+500)))>3*sd_base %Damos un margen dentro del que
se estabilice la señal
            if i>length(mean_data)-t_media_vent-500
                break
            end
            i=i+1;
        end
        baseline_data(j+1)=mean_data(i+250); %para coger un valor
intermedio del intervalo
    end
end

end
```




✚ CalculaMVC.m

```
function MVC = CalculaMVC( data_RMS, fs,n_maximos, t_maximos )

%   Calcula el valor MVC de la señal (RMS) introducida.
%   Se toman los n_picos más altos separados t_picos*fs instantes
de tiempo
%   y se hace la media entre ellos para obtener MVC

%   n_picos y t_picos dependerán del protocolo de movimientos
realizado. En
%   este caso n_picos será siempre 3 y t_picos será 2 segundos ya
que
%   Según el protocolo establecido se harán 3 repeticiones de cada
movimiento
%   (apertura y cierre) de dos segundos de duración

base_RMS=mean(data_RMS(0.5*fs:1*fs));
sd_RMS=std(data_RMS(0.5*fs:1*fs));

[picos_RMS, t_picos_RMS]=findpeaks(data_RMS,
'MinPeakHeight',base_RMS+10*sd_RMS,
'MinPeakDistance',t_maximos*fs/4, 'SortStr', 'descend');
%El 10*sd es para poner un umbral a partir del que coger los picos
%el t_maximos*fs/4 para coger un máximo de 4 valores por
movimiento de apertura o cierre

i=2; j=2;
max_RMS(1)=picos_RMS(1); %El primer valor siempre va a ser
representativo
while j<=n_maximos
    if abs(t_picos_RMS(i)-t_picos_RMS(i-1))>t_maximos*fs %Si se
llevan más de 2 segundos son movimientos distintos
        max_RMS(j)=picos_RMS(i);
        j=j+1;
    end
    i=i+1;
end

MVC=mean(max_RMS);

end
```

 CalcVent.m

```
function senal_calc = CalcVent(data,t_media_vent, opcion)

% Calcula usando ventana deslizando en la señal rms (opcion=1),
% std
% (opcion=2) o avg (opcion=3) del vector introducido como data
% data debe ser un vector de datos
% El tamaño de la ventana es t_media_vent*2+1

senal_calc=zeros(1,length(data));
if strcmp(opcion,'rms')==1 %se calcula rms
    for i=t_media_vent+1:length(data)-t_media_vent
        senal_calc(i)=rms(data(i-t_media_vent:i+t_media_vent));
    end

elseif strcmp(opcion,'std')==1 %se calcula std
    for i=t_media_vent+1:length(data)-t_media_vent
        senal_calc(i)=std(data(i-t_media_vent:i+t_media_vent));
    end

elseif strcmp(opcion,'mean')==1 %se calcula valor medio
    for i=t_media_vent+1:length(data)-t_media_vent
        senal_calc(i)=mean(data(i-t_media_vent:i+t_media_vent));
    end
end

end
```



✚ CorrigeActivacion.m

```
function [ activacion ] = CorrigeActivacion(data, umbral,
activacion,t_act, t_des )
%   Se corrigen las falsas activaciones debidas a picos no
significativos
%   y las falsas desactivaciones por oscilaciones en torno al
umbral de
%   activación

%Se eliminan las consideradas como falsas activacions o
desactivaciones
for i=1:length(t_des)
    if t_des(i)-t_act(i)<=350    %Activaciones
        activacion(t_act(i):t_des(i))=0; %Eliminamos falsas
activaciones
    end

    if i<length(t_des) %para evitar que se pase del indice máximo
del vector
        if t_act(i+1)-t_des(i) <= 550    % Desactivaciones pequeñas
            cont_time=0;

            for j=t_des(i):t_act(i+1)
                if data(j)<0.75*umbral
                    cont_time=cont_time+1;
                end
            end
            if cont_time<350 %la señal solo está por debajo del
0.75*umbral menos de 350ms
                activacion(t_des(i):t_act(i+1))=1; %Eliminamos
falsa activacion
            end
        end
    end
end
end
```

 DetectaMovimiento.m

```
function [ t_mvto ] = DetectaMovimiento( activacion1, data1,
data2, fs)
% Se obtienen los instantes que que se comienza y finaliza un
movimiento
% Se almacenan en un vector de nx2 donde n es el número de
movimientos que
% se detectan. La primera columna son los instantes de inicio
del
% movimiento y la segunda columna los correspondientes finales

[t_act, t_des]=Escalon(activacion1, fs);

cont=0;

if t_act(1)~=0 %si no se ha detectado activación no se ejecuta
nada
    for i=1:length(t_act)
        %Considerando qué señal %MVC es mayor durante las
activaciones
        if
mean(data1(t_act(i):t_des(i)))>mean(data2(t_act(i):t_des(i)))
            t_mvto(i,1)=t_act(i);
            t_mvto(i,2)=t_des(i);
            cont=cont+1;
        end
    end
end

if cont==0 %no se ha detectado ningun movimiento
    t_mvto=[0 0];
end

end
```

 Escalon.m

```
function [t_act, t_des ] = Escalon ( activacion, fs )
%   Calcula los instantes en que se generan escalones en una onda
cuadrada
%   (activacion)
%   En t_act, se almacenan los instantes en que la señal pasa de 0
a 1
%   En t_des, se almacenan los instantes en que la señal pasa de 1
a 0
%   fs es la frecuencia de muestreo

j=1;
k=1;
for i=0.5*fs: length(activacion) %hallamos los escalones y los
almacenamos

    if activacion(i)==0 && activacion(i-1)==1 %detectamos
desactivacion
        t_des(j)=i;
        j=j+1;
    elseif activacion(i)==1 && activacion(i-1)==0 %detectamos
activacion
        t_act(k)=i;
        k=k+1;
    end
end

% Si no se detecta ninguna activacion o desactivacion se devuelve
0 en
% t_act y t_des para mostrar esta situación

if j==1
    t_des=0;
end

if k==1
    t_act=0;
end

end
```



InfoActivacion.m

```
function varargout = InfoActivacion( activacion, data1,data2,
fs,varargin )
% Se obtiene el número de activaciones musculares (aperturas o
cierres).
% En n_mvptos se almacena el número de movimientos detectados
% En info_mvptos se almacenan los instantes en que comienza el
movimiento
% (índices impares) y su duración (índices pares)

% varargin{1} deberá ser el nombre del fichero de excel
% varargin{2} deberá ser la celda donde introducir en el excel

[t_act, t_des]=Escalon(activacion, fs);

info_mvptos=[0 0];
if t_act(1) ~= 0 && t_des (1) ~=0
    t_mvptos=DetectaMovimiento(activacion, data1,data2, fs);

    n_mvptos=0;
    for i=1:length(t_mvptos(:,1))
        if norm(t_mvptos(i))~=0
            n_mvptos=n_mvptos+1;
            info_mvptos(2*n_mvptos-1)=t_mvptos(i,1);
            info_mvptos(2*n_mvptos)=t_mvptos(i,2)-t_mvptos(i,1);
        end
    end
else
    n_mvptos=0;
end
if nargin==6
    filename=varargin{1};
    celda=varargin{2};
    aux=[n_mvptos info_mvptos];
    xlswrite(filename, aux, 1, celda)
end

switch nargout
    case 1
        varargout{1}=n_mvptos;
    case 2
        varargout{1}=n_mvptos;
        varargout{2}=info_mvptos;
end

end
```

 InfoDatos.m

```
function [ ] = InfoDatos( data, MVC, filename, celda)
% Se obtienen los valores máximos de la señal RMS original (V) y
% normalizada a %MVC, así como sus valores de base
% También se calcula la relación entre el máximo y la señal de
base
% Todos estos valores se exportan en un excel nombrado segun
filename e
% insertados en la celda indicada

max_data=max(data);
base_data=mean(data(500:1000));
max_mvc=max(data)/MVC*100;
base_mvc=base_data/MVC*100;

C={'Max data', 'Base data', 'Max MVC', 'Base MVC', 'Max/Base';...
  max_data,base_data, max_mvc, base_mvc, max_data/base_data};

xlswrite(filename, C,1,celda)

end
```

 MetUmbral.m

```
function activacion = MetUmbral( data, umbral, fs )
% MetUmbral genera la señal de activación empleando un metodo
% encendido/apagado comparando el vector data con el umbral
% fs es la frecuencia de muestreo

activacion=zeros(1, length(data)); %se da a activacion el mismo
tamaño de data

%activación de la señal sd
t_activ=0.5*fs; %para evitar el transitorio del filtro -
>activacion=0 mientras

%Generacion de la señal de activacion
for i=t_activ: length(data)
    if data(i) > umbral %Se supera el umbral
        t_ant=t_activ;
        t_activ=i;
        if t_activ-t_ant<250
            activacion(t_ant:t_activ)=1;
            % Como recorro el vector valor a valor resulta lo
mismo con:
            %activacion_rms_ED(i)=1;
        end
    end
end
end
end
```




 Rectifica.m

```
function rect = Rectifica( data, t_des, baseline_data )
% Rectifica la señal a partir de la señal de base dinámica
introducida en
% baseline_data
% t_des indica el instante en que se considera que se cambia la
señal de
% base para corregir el valor sobre el que se rectifica la señal
data

j=1;
for i=1:length(data)
    if j<=length(t_des) %para que no se pase
        if i==t_des(j)
            j=j+1;
        end
    end
    rect(i)=abs(data(i)-baseline_data(j));
end

end
```