



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

**TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE  
PROCESAMIENTO DE DATOS PARA LA  
CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL  
MIOELÉCTRICA (sEMG) RECOGIDA EN  
ENSAYOS DINÁMICOS EN CIRUJANOS  
DURANTE INTERVENCIONES  
LAPAROSCÓPICAS**

**AUTOR: Silva Rodríguez, Julio José**

**TUTOR: Dr. Martínez de Juan, Jose Luis**

**Curso Académico: 2016-17**

# RESUMEN

Se ha desarrollado un sistema de procesamiento de datos de señales electromiográficas de superficie (sEMG) en ensayos de laparoscopia dinámica. Esto es, se han caracterizado señales adquiridas en los músculos bíceps, deltoides anterior, trapecio descendente y braquiorradial durante la realización continua de un ejercicio que simula la actividad laparoscópica. El objetivo del sistema es procesar las señales con tal de obtener la evolución temporal de parámetros que aporten una valoración objetiva de la fatiga y el esfuerzo muscular debido al uso de herramientas poco ergonómicas. Tras realizar una revisión bibliográfica de la caracterización de la fatiga en sEMG, los parámetros obtenidos finalmente para ello son valor eficaz (RMS), valor medio absoluto (MAV), frecuencia media (MPF), frecuencia mediana (MDF), ratio de RMS en frecuencia ( $RMS_{freq.ratio}$ ) y normalización de momentos espectrales (Flms5). Se ha representado la evolución temporal de estos parámetros a lo largo del ensayo. Además, se ha obtenido un indicador de la calidad del registro: la relación señal ruido (SNR), y se ha aplicado un filtrado de las componentes de interferencia y ruido en las señales, que presentan alto contenido de estas. También se ha obtenido el número de ejercicios realizados y duración de los mismos con tal de evaluar la habilidad del cirujano. Finalmente, se ha desarrollado un manual de usuario del sistema y se han presupuestado los costes asociados a su desarrollo.

**Palabras Clave:** laparoscopia, ergonomía, ensayos dinámicos, sEMG, sistema de procesamiento de datos.

# CONTENIDOS

|                     |    |
|---------------------|----|
| 1. Memoria.....     | 5  |
| 2. Presupuesto..... | 59 |
| 3. Anejos.....      | 62 |

## INDICE DE LA MEMORIA

|   |    |
|---|----|
| 1. INTRODUCCIÓN .....   | 6  |
| 2. ANTECEDENTES .....   | 7  |
| 2.1. LAPAROSCOPIA Y FATIGA EN SU PRÁCTICA .....                     | 7  |
| 2.2. SISTEMA MUSCULAR Y EMG .....                                   | 8  |
| 2.2.1. SISTEMA MUSCULAR .....                                       | 8  |
| 2.2.2. ELECTROMIOGRAMA (EMG). .....                                 | 9  |
| 2.2.3. TÉCNICAS DE REGISTRO DE EMG .....                            | 10 |
| 2.3. EMG DE SUPERFICIE (sEMG) .....                                 | 11 |
| 2.3.1. CARACTERÍSTICAS DE sEMG .....                                | 11 |
| 2.3.2. POSICIÓN DE ELECTRODOS E INSTRUMENTACIÓN .....               | 12 |
| 2.3.2.1 POSICIONAMIENTO DE ELECTRODOS .....                         | 12 |
| 2.3.2.2. INSTRUMENTACIÓN EN ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOMÉDICAS ..... | 13 |
| 2.3.3. CARACTERIZACIÓN DE sEMG.....                                 | 13 |
| 2.3.3.1. INTERFERENCIAS Y RUIDOS .....                              | 14 |
| 2.3.3.2 EXTRACCIÓN DE PARÁMETROS.....                               | 16 |
| 2.4. ADQUISICIÓN DE DATOS .....                                     | 18 |
| 2.4.1 PROTOCOLO DE ENSAYO .....                                     | 18 |
| 2.4.2. SISTEMA DE ADQUISICIÓN UTILIZADO.....                        | 19 |
| 3. OBJETIVOS .....  | 22 |
| 3.1. JUSTIFICACIÓN DE LA NECESIDAD DEL PROYECTO .....               | 22 |
| 3.2. OBJETIVOS .....  | 22 |
| 3.2.1. OBJETIVOS GENERALES .....                                    | 22 |
| 3.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....                                   | 23 |
| 4. DESARROLLO DEL SISTEMA DE PROCESAMIENTO DE DATOS.....            | 24 |
| 4.1. PREPROCESAMIENTO DE DATOS.....                                 | 25 |

|  |    |
|--|----|
| 4.1.1. LECTURA DE LOS DATOS.....                               | 25 |
| 4.1.2. DIEZMADO Y CORRECCIÓN DE LA GANANCIA.....               | 25 |
| 4.1.3. ACOTACIÓN DE LA SEÑAL EN LAS ALTAS FRECUENCIAS .....    | 26 |
| 4.1.4. ELIMINACIÓN DE ARTEFACTOS DE MOVIMIENTO .....           | 30 |
| 4.1.5. ELIMINACIÓN DE EL RUIDO DE ECG .....                    | 30 |
| 4.1.6. TRATAMIENTO DE LA INTERFERENCIA DE RED .....            | 32 |
| 4.1.7. VISUALIZACION DE LOS PASOS REALIZADOS.....              | 33 |
| 4.1.8. DIAGRAMA DE FLUJO DE PREPROCESAMIENTO .....             | 34 |
| 4.2 PROCESAMIENTO .....  | 36 |
| 4.2.1. ENVENTANADO DEL REGISTRO .....                          | 36 |
| 4.3.2. ESTIMACIÓN DE LA DEP DE LAS VENTANAS.....               | 37 |
| 4.2.3. SEGMENTACIÓN DE LOS EJERCICIOS DEL PROTOCOLO .....      | 38 |
| 4.2.4. DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROCESAMIENTO.....                | 40 |
| 4.3. EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS.....                        | 42 |
| 4.3.1. OBTENCIÓN DE PARÁMETROS .....                           | 42 |
| 4.3.2. ALMACENAMIENTO DE LOS RESULTADOS .....                  | 46 |
| 4.3.3. DIAGRAMA DE FLUJO DE EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS..... | 46 |
| 5. MANUAL DE USUARIO.....                                      | 48 |
| 6. RESULTADOS .....  | 52 |
| 6.1. HERRAMIENTA CLÁSICA .....                                 | 52 |
| 6.2. NUEVO PROTOTIPO DE HERRAMIENTA .....                      | 54 |
| 6.3. CALIDAD DE REGISTROS Y HABILIDAD DE CIRUJANO.....         | 55 |
| 7. CONCLUSIONES .....  | 56 |
| 8. BIBLIOGRAFÍA.....   | 57 |

## INDICE DE PRESUPUESTOS

|                      |    |
|----------------------|----|
| 1. INTRODUCCIÓN..... | 60 |
| 2. PRESUPUESTO ..... | 60 |
| 3. REFERENCIAS.....  | 61 |

## INDICE DE ANEJOS

|   |    |
|---|----|
| 1. CODIGO MATLAB DE LAS FUNCIONES DESARROLLADAS .....         | 63 |
| 1.1. Función troncal: Sistema_Analisis_sEMG.m .....           | 63 |
| 1.2. Funciones de etapa de preprocesamiento.....              | 66 |
| 1.2.1. Lectura.m .....  | 66 |
| 1.2.1.1. Lectura_ficheros_dat.m .....                         | 67 |
| 1.2.2. Filtrado_paso_bajo.m .....                             | 68 |
| 1.2.3. Filtrado_artefactos_movimiento.m .....                 | 68 |
| 1.2.4. Diezmado.m .....                                       | 69 |
| 1.2.5. Eliminacion_ECG.m .....                                | 70 |
| 1.2.6. Tratamiento_interf_red .....                           | 71 |
| 1.2.7. Evaluador_interferencia_red.m .....                    | 72 |
| 1.2.7.1. Obtencion_SNR.m .....                                | 73 |
| 1.2.8. Visualiza_registro.m .....                             | 74 |
| 1.3. Funciones de etapa de procesamiento .....                | 74 |
| 1.3.1. Enventana_EMG.m.....                                   | 74 |
| 1.3.2. ObtencionPSD.m .....                                   | 76 |
| 1.3.3. Segmentacion.m.....                                    | 77 |
| 1.4. Funciones de etapa de extracción de características..... | 78 |
| 1.4.1. Extraccion_parametros.m .....                          | 78 |
| 1.4.1.1. Parametros_amplitud.m .....                          | 79 |
| 1.4.1.2. Parametros_espectrales.m .....                       | 80 |
| 1.4.1.3. Parametros_combinados.m .....                        | 80 |
| 1.4.2. Almacenamiento_Resultados.m .....                      | 81 |
| 1.4.2.1. Grafica.m .....                                      | 83 |

# **MEMORIA**

# 1. INTRODUCCIÓN

En el ámbito médico, las técnicas de intervención mínimamente invasiva han sufrido un auge en las últimas décadas. Gran número de estas se basan en operaciones de laparoscopia, las cuales se realizan con herramientas que permiten una mejora de la salud postoperatoria del paciente. El problema reside en la ergonomía de dichas herramientas y las posiciones que debe adoptar el cirujano, que les llegan a causar molestias crónicas y malestar durante la intervención, relacionadas con la fatiga muscular. Por ello, surge la necesidad de diseñar nuevas herramientas laparoscópicas que permitan mayor libertad de movimientos.

Una forma de evaluar la fatiga muscular de forma no invasiva es mediante el electromiograma de superficie (sEMG). Este es la representación de la actividad eléctrica fisiológica que implica la contracción muscular, obtenido mediante electrodos de superficie situados en la zona anatómica del músculo sobre la piel. Por tanto, si se producen cambios en la actividad muscular relacionados con la fatiga, estos se reflejan en su sEMG.

El presente trabajo viene motivado por las líneas de investigación desarrolladas por el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (Ci2b) en relación a la ergonomía en la cirugía laparoscópica. Una de ellas, desarrolla nuevas herramientas laparoscópicas que permitan mejorar la higienepostural en la intervención, comparando la fatiga resultante con las antiguas herramientas, mediante el sEMG. Para la comparación, se requiere de un sistema que caracterice las señales. El objetivo por tanto es desarrollar un sistema de procesamiento de datos de registros de sEMG en ensayos de laparoscopia dinámica que extraiga la evolución temporal de parámetros que ayuden a evaluar la presencia o no de fatiga y el esfuerzo, para dicha línea de investigación.

Los parámetros extraídos se han escogido tras la realización de un estudio bibliográfico del análisis de la fatiga mediante sEMG. Para obtenerlos, se realiza un procesamiento de la señal, transformándola mediante técnicas como la estima de la Densidad Espectral de Potencia o el inventariado del registro. Se extraen parámetros de dichas transformaciones y finalmente se almacenan los resultados de forma organizada y accesible para los analistas.

El sistema desarrollado depende de la adquisición de las señales, las cuales han sido obtenidas por el Ci2b durante la realización de unas pruebas conforme a un protocolo basado en la repetición de un ejercicio dinámico. En la adquisición, aparecen componentes de interferencias y ruido ajenos a la actividad muscular. Uno de los objetivos del sistema de procesamiento es cuantificar la calidad del registro en términos de relación señal ruido (SNR). Esta se obtiene por medio del registro de tramos de reposo sin actividad muscular, considerándolos únicamente ruido. Además, se evalúan y estudian las componentes de ruido e interferencias y posteriormente, se desarrollan técnicas para extraerlas y mantener la información relevante de las señales: filtros digitales en frecuencia, algoritmos para eliminar morfológicamente componentes de ruido como el electrocardiograma (ECG), etc.

Por otro lado, se desarrolla la detección de los ejercicios realizados en el ensayo y su duración. Esto se realiza con el fin de obtener un estimador de la habilidad del cirujano y de ver cómo afecta el tiempo de operación en la fluidez de la misma. Ello requiere un procesamiento particular del registro, estimando la evolución temporal de la actividad muscular y desarrollando un modelo basado en Aprendizaje Automático Supervisado para detectar los ejercicios.

## 2. ANTECEDENTES

### 2.1. LAPAROSCOPIA Y FATIGA EN SU PRÁCTICA

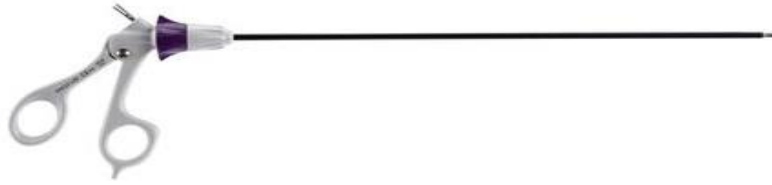
Definido por la Sociedad Americana de Cirujanos Colorrectales (ASCRS n.d.), la cirugía laparoscópica es una técnica mínimamente invasiva, en la cual se hacen varias incisiones de 0.5 a 1 cm en el cuerpo donde se insertan instrumentos tubulares conocidos como trocares. A partir de estos, se pasan instrumentos especializados y una cámara. Durante la intervención, la cámara va transmitiendo imágenes en directo, y el resto de instrumentos realiza las operaciones pertinentes. Las principales ventajas de esta técnica con respecto a las intervenciones clásicas son la disminución del dolor postoperatorio y del daño producido en el tejido, menor tiempo de hospitalización y de recuperación del paciente (Pérez-Duarte et al. 2012). Estas repercuten tanto en la salud del paciente como en el sistema sanitario reduciendo costes. Las desventajas de la técnica están relacionadas directamente con el cirujano, ya que estos experimentan problemas musculares relacionados con su trabajo de forma crónica (Uhrich et al. 2002; Janki et al. 2016). Esto es debido a las restricciones de movimiento que se adoptan al trabajar, ya que el especialista debe estar en posición estática rígida de tronco y cuello (Janki et al. 2016) observando el monitor de imágenes y manejando el agarre de la herramienta laparoscópica durante largos periodos de tiempo tal y como se observa en la Figura 1, lo cual causa fatiga muscular. Los periodos de actividad diaria del clínico va desde varias operaciones cortas de aproximadamente 90 minutos, o una prolongada de hasta 10 horas de duración (Slack et al. 2008).



*Figura 1. Posicionamiento del cirujano durante cirugía laparoscópica. Obtenido de (Candia n.d.).*

Una de las principales causas de la adopción de malas posiciones durante la intervención y la aparición de fatiga es debido al diseño poco ergonómico del agarre de la herramienta laparoscópica (De 2005). La forma típica de esta se muestra en la Figura 2.





*Figura 2. Mango de herramienta laparoscópica con pinza de corte electro quirúrgico. Obtenido de (Medical Expo n.d.).*

Al ser las herramientas utilizadas largas, se requiere gran amplitud en el movimiento de esta, aumentando la fuerza necesaria para trabajar y los movimientos de abducción con el hombro (Uhrich et al. 2002; Janki et al. 2016). Las principales zonas afectadas por este tipo de movimientos y la posición estática del cuerpo aquejadas por los cirujanos son el cuello, músculos del tronco, deltoides, y en menor medida antebrazo (Janki et al. 2016).

## 2.2. SISTEMA MUSCULAR Y EMG

Para desarrollar este apartado se han utilizado apuntes de las asignaturas Bioelectricidad y Morfología y función del cuerpo humano.

### 2.2.1. SISTEMA MUSCULAR

El movimiento de las distintas partes del cuerpo humano lo realizan los músculos, que, junto a los huesos, forman el sistema músculo-esquelético. Este se encarga de la función motora, tanto de estructuras internas como externas, además de dar soporte del cuerpo. Los músculos son un tejido contráctil, compuesto por largas células especializadas dispuestas en haces paralelos formando fibras.

La actividad muscular física de contracción tiene su origen en la actividad eléctrica del sistema neuromuscular. El inicio de dicha actividad depende del tipo de músculo, el cual puede ser esquelético, iniciado por estimulación del sistema nervioso central (SNC), o liso, que lo realiza de forma autónoma. El músculo esquelético incluye al tejido estriado, los cuales realizan la función palanca del hueso, con un alto consumo energético. En este grupo se incluyen los grandes músculos tales como bíceps, tríceps, cuádriceps, dorsales, abdominales, etc. Los músculos implicados en las zonas afectadas por la práctica laparoscópica indicadas por los clínicos son del tipo esquelético.

Para evaluar la fatiga durante la laparoscopia, los principales músculos evaluados son trapecio descendiente, deltoides anterior, bíceps y braquiorradial tal y como se observa en distintos artículos (Slack et al. 2008), (Quick et al. 2003), ya que guardan relación directa con las zonas afectadas por el dolor crónico de los médicos.

En cuanto a la contracción del músculo esquelético, esta se ve controlada por pulsos eléctricos llamados potenciales de acción, los cuales van desde el sistema nervioso central a los nervios periféricos, y finalmente a los músculos. Estos potenciales son transmitidos a través de los axones de la neurona motora periférica, originándose en el cerebro (SNC) o en la espina dorsal, llegando a las fibras de los músculos. La conexión entre neuronas y músculos se hace mediante

la unión neuromuscular, una unión de sinapsis (propagación de un estímulo eléctrico entre células mediante proteínas llamadas neurotransmisores) que estimula la contracción. Una neurona motora y las fibras con las cuales están conectadas forman una unidad motora (Figura 3), siendo esta la unidad funcional del sistema. Este recorrido de potenciales de acción por las fibras musculares crea un potencial extracelular, que puede ser registrado.

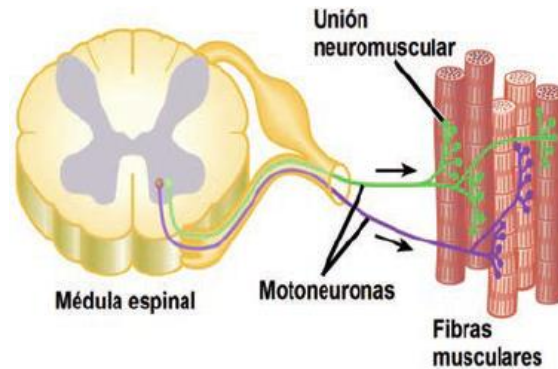


Figura 3. Unidad Motora. Obtenido de (Duran 2014)

Fisiológicamente, la fatiga muscular tiene su origen en la acumulación de residuos del metabolismo en el músculo como el ácido láctico, que disminuyen la conductividad de las fibras musculares en la contracción de la unidad motora (Suresh R. Devasahayam 2013).

### 2.2.2. ELECTROMIOGRAMA (EMG).

Una forma analizar la actividad muscular es a partir del electromiograma (EMG). Este, es la representación de la base eléctrica que subyace a la actividad física de los músculos. Está compuesta por el potencial extracelular de las distintas unidades motoras ("motor unit action potential"-MUAP-) cercanas al electrodo de adquisici y solapadas a lo largo del tiempo. En el proceso por el cual un músculo va aumentando la fuerza, pueden verse dos fases distintas en el EMG. Primero, una fase de reclutamiento de fibras, en la cual aumenta el número de unidades motoras activadas, con el consecuente aumento de MUAPs. Esto es conocido como el reclutamiento espacial. En una segunda etapa posterior, se tiene el reclutamiento temporal, que es el aumento de la frecuencia en los potenciales de acción lanzados a partir del sistema nervioso, con el consiguiente aumento de la frecuencia en los MUAPs.

Existen dos formas de describir la información contenida en un EMG. En estas, la descripción de los MUAP es la base para entender el EMG.

- Respecto a su morfología: referido a amplitud, número de fases, duración de los MUAP, área y estabilidad. La amplitud suele estar en rangos [0.25 5] mV en valor pico a pico en sujetos normales. Se ve afectada por el reclutamiento espacial. En cuanto al número de fases, la onda de MUAP pueden ser variadas, hasta más de cuatro en casos de neuropatías y miopatías. La duración depende del número de fibras que tiene una unidad motora de forma directa. El rango normal de duración de un MUAP es [2-10] ms. A parte de las características morfológicas, es importante prestar atención a la estabilidad de estas a lo largo del EMG.

- Respecto al patrón de disparo: se define el mismo como el tiempo en el cual los MUAPs se repiten durante la contracción. En la actividad muscular, se produce una serie de trenes de MUAPs, uno por cada unidad motora. La frecuencia de los trenes es por tanto este patrón de disparo.

### 2.2.3. TÉCNICAS DE REGISTRO DE EMG

Para obtener el EMG es necesario utilizar un conjunto de electrodos que reciban la señal de los potenciales extracelulares. Estos pueden colocarse de forma invasiva mediante electrodos de aguja conocido como “Intramuscular EMG”-iEMG-, o posicionados en la superficie de la piel cercana al músculo, en lo que se conoce como “Surface EMG”-sEMG- (Figura 4).

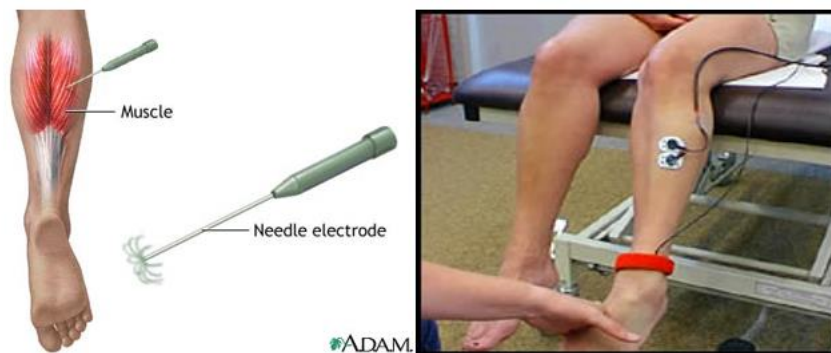


Figura 4. A la izquierda electrodo de aguja y su inserción ((Hamid R. Sami n.d.)), a la derecha posicionamiento de electrodos de superficie ((SENIAM n.d.)).

El iEMG es la técnica más extendida en la práctica clínica con fines diagnósticos. Se basa en la inserción a través de la piel del electrodo, aproximando este directamente al músculo. El electromiograma obtenido posee una gran resolución, pudiendo llegar a verse los MUAPs de únicamente un par de fibras musculares. El principal problema de esta técnica es que es invasiva, produciendo dolor al paciente (Kernich 2005). Por ello, su uso debe estar justificado clínicamente. Este es el motivo por el cual a la hora de evaluar la actividad muscular en una intervención laparoscópica se opta por el sEMG.

El sEMG es una técnica que proporciona un registro de menor resolución, en el cual la señal se observa más caótica y difícilmente se diferencian los MUAPs. Esto es debido a que los electrodos abarcan mayor superficie y más lejana al músculo, cogiendo la señal de muchas unidades motoras. Esta diferencia respecto a iEMG puede observarse en la Figura 5.

Es la técnica utilizada para estudios ergonómicos o de medicina deportiva. Su análisis conlleva unas características propias, ya que el estudio basado en la morfología y patrón de disparo MUAPs se vuelve más complicado.

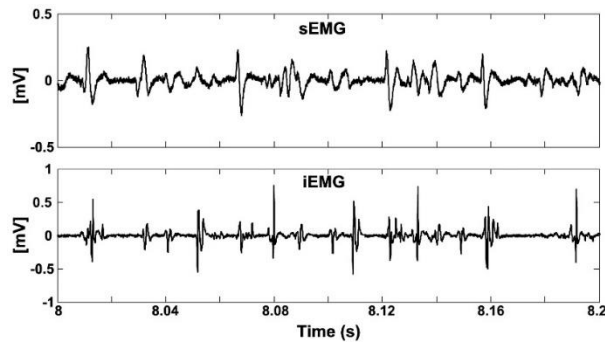


Figura 5. Comparación entre sEMG y iEMG. Se observa como en iEMG se pueden diferenciar patrones similares repitiéndose a lo largo del tiempo (MUAPs). Obtenido de (Luca et al. 2006)

## 2.3. EMG DE SUPERFICIE (sEMG)

El contenido de este apartado está relacionado con la asignatura Señales biomédicas, sacándose de esta contenidos para su desarrollo.

### 2.3.1. CARACTERÍSTICAS DE sEMG

En sEMG, las características de la señal adquirida se verán influenciada en cierta medida por las propiedades del sistema de adquisición. Esto es, el tipo de electrodos utilizados, el gel de contacto, la distancia entre electrodos y el ensayo realizado (Basmajian, JV; De Luca 1985). Por ello, el rango de amplitud es variable. La colocación de los electrodos en la superficie de la piel hace que está actúe como una impedancia en forma de filtro paso-bajo a nivel de frecuencia. Esto hace que se reduzca la máxima frecuencia obtenida a 400-500 Hz ((Kernich 2005)). Por ello, el contenido en altas frecuencias de los MUAP se encuentra suavizado y las frecuencias de muestreo permitidas en la adquisición son menores, a partir de 1kHz. Otro aspecto a tener en cuenta es la distancia entre los electrodos y las fibras musculares. La resolución se ve por tanto limitada, no se suele conseguir la visualización de MUAPs individuales a no ser que se tenga un nivel de contracción muy bajo (Kernich 2005). Por ello, el análisis de sEMG no se hace principalmente basándose en el análisis morfológico de MUAPs, sino en la extracción de parámetros de la señal completa.

Finalmente, se ha de tener en cuenta la presencia de ruidos y artefactos en el sistema de adquisición. Esto, son factores que disminuyen la calidad de la señal. Se entiende por interferencia, un elemento que produce una distorsión de la señal de interés cuyo origen está relacionado con los dispositivos de adquisición, y ruido se define como las distorsiones de la señal debidas a componentes bioeléctricas de otros sistemas fisiológicos de la persona sobre la cual se efectúa la adquisición. En el caso del sEMG, se tienen interferencias de artefactos de movimiento en el contacto electrodo-piel e interferencias de red por la interacción del sistema con la red eléctrica. En cuanto al ruido, la señal electromiográfica se ve afectada, según el músculo sobre el cual se realiza la adquisición, por el electrocardiograma (ECG). Esto sucede principalmente en músculos cercanos a pecho y espalda superior.

## 2.3.2. POSICIÓN DE ELECTRODOS E INSTRUMENTACIÓN

### 2.3.2.1 POSICIONAMIENTO DE ELECTRODOS

Para la colocación de los electrodos en la superficie corporal, un criterio para su posicionamiento de prestigio son las indicaciones de la organización SENIAM (“Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles”) (SENIAM n.d.). Se aportan recomendaciones para la preparación de los electrodos, tratamiento de la piel y su correcto posicionamiento. De los músculos de interés para evaluar la fatiga en laparoscopia, se tiene información de Deltoides Anterior, Trapecio Descendente y Bíceps, donde en cada músculo se aporta localización del electrodo sensor y del electrodo de referencia. Estas son:

- Deltoides anterior: los electrodos se colocan, en posición recta y el brazo colgando verticalmente y la palma de la mano abierta hacia adelante, en la línea formada entre el acromion y el pulgar, a un dedo distal anterior del acromion. Esto se muestra en la Figura 6.A. La distancia entre electrodos debe ser de 2 cm.
- Trapecio descendente: se colocan los electrodos en la mitad de la línea formada por el acromion y la vértebra C7 tal y como se muestra en la Figura 6.B, con una distancia entre ellos de 2 cm.
- Bíceps: los electrodos se sitúan en la línea formada por el acromio medial y la fosa del cúbito, más cercano a esta segunda área anatómica (Figura 6.C). La distancia entre electrodos se recomienda en 2 cm también.

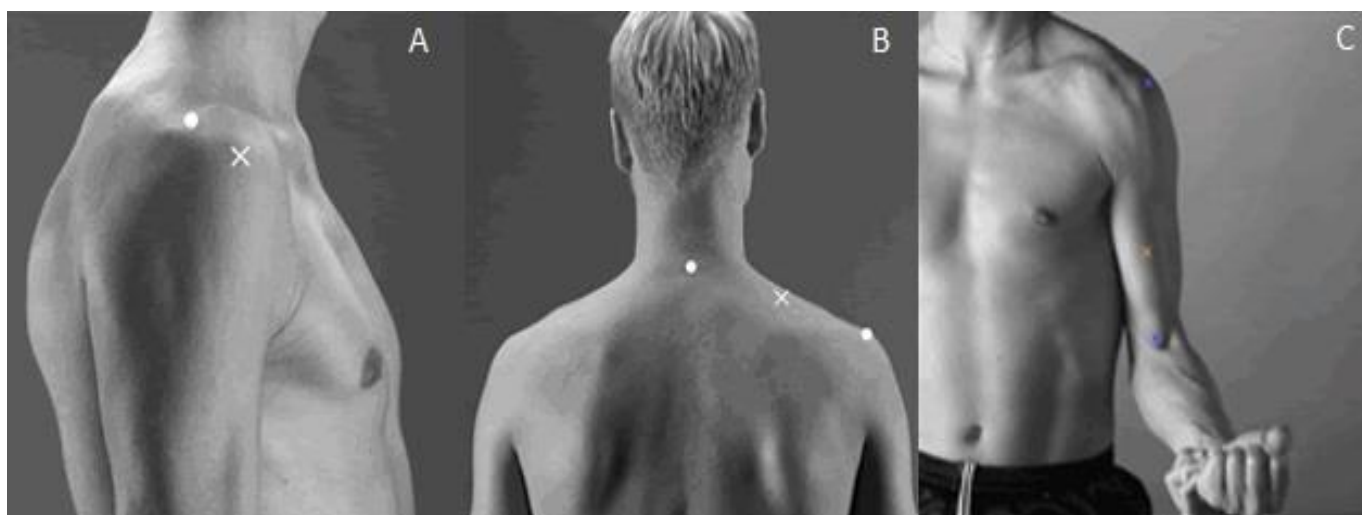


Figura 6. A: Localización de electrodo sensor en deltoides anterior. B: Localización del electrodo para trapecio descendente. C: Localización de electrodo en bíceps. Se tienen los puntos de referencia anatómicos fijados con puntos y la situación de los electrodos en cruces 'X'. Obtenido de (SENIAM n.d.)

- Braquiorradial: para la colocación de los electrodos se sigue el posicionamiento de (Slack et al. 2008), situando estos en la parte proximal del antebrazo tal y como muestra la Figura 7. La zona se corresponde al indicado como 'CH2' en la figura. Como separación entre electrodos se toman 2 cm, como en los otros músculos.

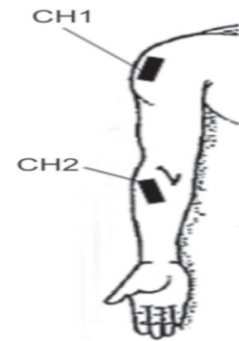


Figura 7. Posicionamiento de electrodos para músculo braquiorradial, marcado como CH2. Obtenido de (Slack et al. 2008).

En cuanto al electrodo de referencia, para todos los músculos su posicionamiento se sitúa en la muñeca. Los electrodos se colocan en el brazo dominante en la realización de ejercicios de laparoscopia.

### 2.3.2.2. INSTRUMENTACIÓN EN ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOMÉDICAS

Para la obtención de señales biomédicas, en este caso sEMG, se requiere de un sistema de instrumentación capaz de extraer el potencial extracelular. Esto se realiza por medio de una adquisición analógica.

En la adquisición y acondicionamiento analógico, a partir de los sensores (electrodos), se detecta el potencial extracelular de la señal analógicamente. El diseño del sistema de medida se basa en un amplificador de instrumentación diferencial, el cual amplifica la diferencia de potencial entre dos electrodos. La amplificación diferencial de dos puntos cercanos permite quitar las componentes de señal que estos comparten y que queden las que los diferencian. Al estar separados, ambos puntos corresponden a momentos distintos de la evolución del potencial extracelular muscular, con lo cual se puede ver la evolución de este mediante esta diferencia. Este método permite rechazar componentes de interferencia de la red eléctrica (Luca 2002) mediante componentes electrónicos. Entre ellos, se incluye la incorporación de un tercer electrodo de referencia o el rechazo a modo común (CMRR) del amplificador instrumental, el cual debe ser elevado. También se incorporan medidas de seguridad para el paciente como el aislamiento del amplificador. A continuación, se pueden aplicar un procesamiento analógico con filtros paso alto o paso bajo para definir la señal en frecuencia. Para el diseño de esta etapa es importante definir bien el rango de valores de la señal estudiada, y las componentes de ruido aportadas por el contacto electrodo-piel, para aplicar una ganancia diferencial apropiada y no saturar el sistema.

Los conocimientos expuestos en este apartado han sido obtenidos de la asignatura Instrumentación biomédica.

### 2.3.3. CARACTERIZACIÓN DE sEMG

Una vez se tiene la señal digital, para extraer información a partir del sEMG, se ha de realizar un análisis cuyos pasos principales son preprocesamiento, procesamiento y extracción de características. Dentro del preprocesamiento se incluye el filtrado de las componentes del registro ajenas a la actividad muscular. Para ello, primero es necesario realizar un estudio de las

mismas, definiendo claramente sus características y métodos de eliminación. Para el apartado de extracción de características, se realiza un estudio bibliográfico de los parámetros utilizados en el estudio de la fatiga para sEMG.

### 2.3.3.1. INTERFERENCIAS Y RUIDOS

Una vez se tienen los datos de la señal sEMG, debe de extraerse la parte de señal que contiene la información de interés. Para ello se realiza una etapa de filtrado en la cual se trata de eliminar del registro aquella información que no está relacionada con la actividad muscular, para evitar obtener parámetros desvirtuados por el ruido en el sistema. Esto es, interferencia de contacto electrodo-piel por movimiento, de red, y ruido de ECG. A continuación, se indican las características y tratamientos del ruido e interferencias:

- Interferencia de Red: La interferencia de red se encuentra en la frecuencia de 50 Hz. Para eliminarla, se suele aplicar un filtrado rechazo banda digital a la frecuencia predominante. Con esto, se elimina la interferencia de red, pero el inconveniente que presenta es que en frecuencias cercanas a 50 Hz la señal de sEMG contiene información de la actividad muscular que se eliminaría por el efecto del filtro. Esto se puede observar en la Figura 8. Por ello, según el estudio realizado, puede convenir o no realizar este filtrado. Por ejemplo, si la cantidad de señal de interferencia es muy alta en proporción a la de sEMG, puede ser conveniente quitarlo.

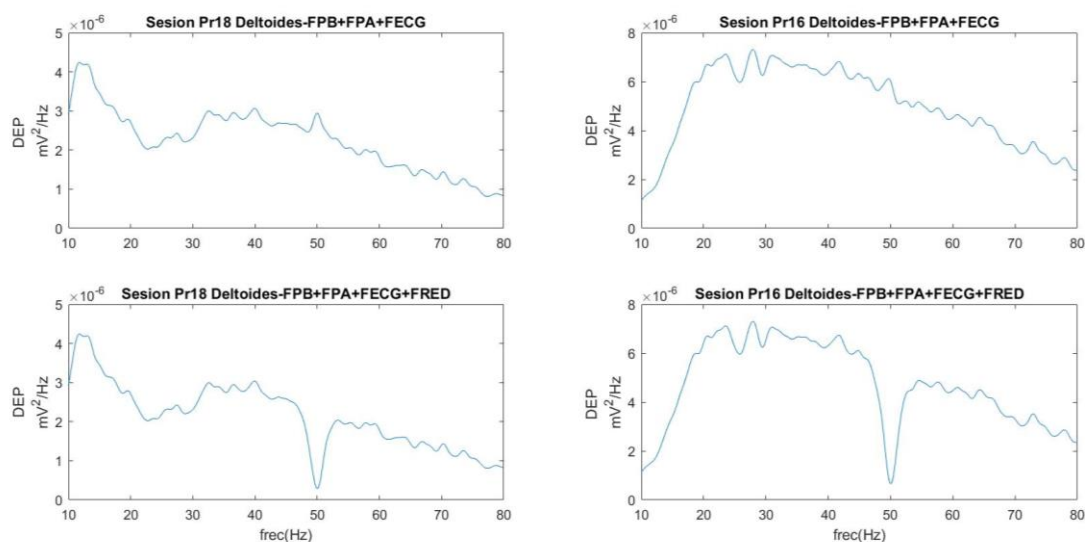


Figura 8. Espectro de frecuencias obtenido para el deltoides en dos registros antes y después de aplicar un filtro digital de red. Se observa cómo se distorsiona la señal cercana a la frecuencia de red de 50 Hz.

- Interferencia de movimiento electrodo-piel: la señal producida por movimientos en el contacto electrodo y piel tiene un espectro de señal bajo, pero variable según el músculo y la colocación de los electrodos. Se caracterizan por presentar amplitudes altas se señal tal y como se observa en la Figura 10. Además, esta se observa de manera más

acentuada en los estudios dinámicos, debido al movimiento del cuerpo durante la adquisición.

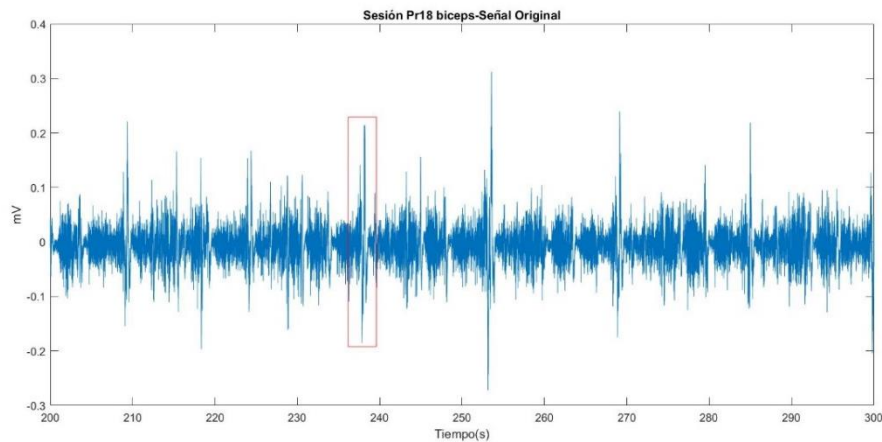


Figura 9. Tramo de señal bíceps del registro Pr18. Se observa artefacto de movimientos como el marcado por un rectángulo rojo en la señal original.

Para eliminarlo, se aplican filtros paso alto a distintas frecuencias de corte (Luca et al. 2010). Las frecuencias aplicadas pueden ser desde los 5 Hz hasta los 20 Hz. Como el espectro de estos artefactos varía según el sistema, se deberá realizar un análisis de las señales obtenidas de sEMG para optimizar esta frecuencia, con tal de no perder información de la actividad muscular.

- Ruido de ECG: la señal aportada por el ECG tiene una amplitud del orden de milivoltios, y un espectro solapado con el del EMG, ya que el ECG contiene información de la banda de DC a 100 Hz. La amplitud además depende del músculo sobre el cual se extraiga la señal. Influye principalmente en músculos situados en pecho o la zona superior de la espalda por la cercanía de estos al corazón. De los músculos que se analizan para evaluar la fatiga en laparoscopia, se tiene ruido de ECG en trapecio. Se puede observar cómo los complejos QRS del ECG aparecen en el registro en la Figura 10.

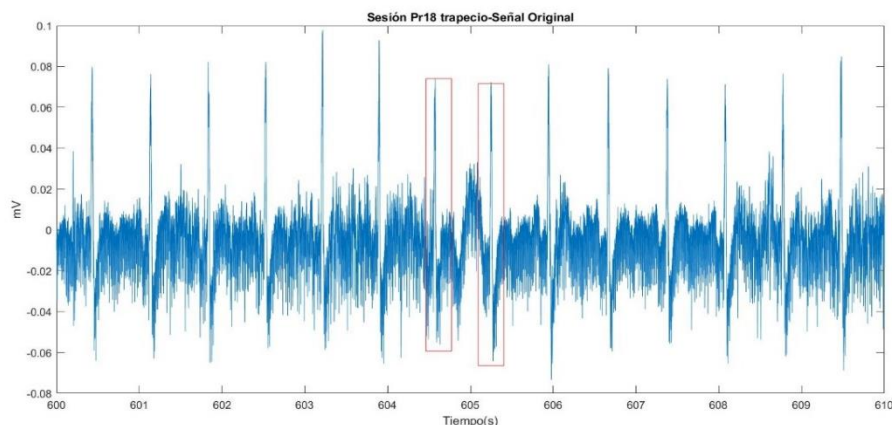


Figura 10. Tramo de señal de trapecio de la sesión Pr18. Se observa la influencia del ECG en este músculo, con complejos QRS que enmascaran la señal muscular.



Esta es una señal problemática de eliminar, pero existen distintos métodos (Willigenburg et al. 2012). Se puede utilizar un filtro paso-alto en 30 Hz, ya que la densidad de información de actividad cardíaca es mayor bajo esta frecuencia. Esto se realiza a costa de perder información de EMG. Otras opciones son realizar filtrado adaptativo o Análisis de Componentes Independientes (ICA). Para poder realizar un filtrado adaptativo, es conveniente tener la señal ECG adquirida.

### 2.3.3.2 EXTRACCIÓN DE PARÁMETROS

A partir de las señales procesadas, se extraen una serie de parámetros que definan su contenido con tal de evaluar la evolución la presencia de fatiga en el registro. Estos se dividirán según su origen de obtención, ya sea dominio temporal, dominio espectral de frecuencia y combinados en tiempo y frecuencia. A continuación se realiza un estudio de los parámetros presentes en el estado del arte para el análisis de la fatiga muscular en sEMG.

#### 1. Parámetros en el dominio temporal.

Como los ensayos laparoscópicos siguen un protocolo en forma de realización de un ejercicio continuamente, una forma de observar la fatiga o pérdida de capacidad muscular es evaluar cuánto tiempo se tarda en realizar el ejercicio. Por tanto, se define el parámetro:

- Duración-D (s): el tiempo en segundos desde que se inicia la realización de un ejercicio del protocolo hasta el inicio de la siguiente repetición. Cabe esperar que al aumentar la fatiga, D aumente, pues cueste más realizar el ejercicio.

En la bibliografía del estudio de señales electromiográficas se encuentran distintos parámetros relacionados con la amplitud de la señal. En sEMG la amplitud es relativa, depende de distintos factores como ya se ha indicado, por lo cual es necesario mantener las mismas condiciones de adquisición de la señal y ejercicio de referencia durante el transcurso del estudio (Britain et al. 1996). En estudios de fatiga, la evolución de la amplitud de la señal tiene una tendencia a disminuir conforme avanza el tiempo de realización del protocolo (Britain et al. 1996), estando relacionados con el esfuerzo muscular. Los parámetros obtenibles son los siguientes:

- “Mean Absolute Value”-MAV- (V): (Ostojic et al. 2009) se define como el valor medio de la señal en valor absoluto. También se conoce como “Average Rectified Value” -ARV-, aplicado en (Marque 2014).
- “Root Mean Square”-RMS- (V): (Kumar et al. 2011) nombrado también valor eficaz, se define como la raíz de la media cuadrática de la amplitud de la señal.

El problema de los dos anteriores parámetros es la sensibilidad al ruido y factores externos a la fisiología muscular. Por ello, relacionándolos con sus valores en máxima contracción (MCV) se puede obtener un  $MAV_{norm}$  (%) (Potvin, J; Bent 1997) y  $RMS_{norm}$  (%). Si no se ha realizado un ejercicio para la adquisición de MCV, se puede normalizar respecto al tramo con el mayor MAV y RMS. Con esto se define:

- $MAV_{norm}/maxMAV$  (%): se define como el cociente entre el valor MAV de un tramo de análisis y el valor máximo de MAV en el resto de tramos. Se espera que este parámetro disminuya conforme aumenta la fatiga.

- $RMS_{norm}/maxRMS$  (%): cociente entre el valor RMS de un tramo de señal y el valor máximo de RMS en el resto de tramos. Se espera también que este parámetro disminuya conforme aumenta la fatiga.

Otros parámetros relacionados con la amplitud de la señal son:

- “Zero Crossing rate”-ZCR-: (Britain et al. 1996) se define como el número de veces que la señal cruza el valor de potencial cero, o cierto valor de referencia. Se consigue con este parámetro un estimador de la ‘densidad’ o ‘actividad’ de la señal, de forma que si cruza mucho el valor de referencia es que la señal sufre más variaciones, y tiene mayor actividad. Por tanto, en fatiga se observa menor actividad, y el valor disminuye. El problema de este parámetro es que es sensible al ruido y artefactos (Basmajian, JV; De Luca 1985). Por ello, en (Rangayyan 2015) se propone obtener el ZCR de la señal derivada.
- “Turns Count”-TC-: (Rangayyan 2015) similar al ZCR, es un estimador del nivel de actividad de sEMG. Definiendo cada cambio de dirección de la pendiente como un “turn”, y contando únicamente los que duran más de cierto umbral, para evitar contar fluctuaciones debidas al ruido, se define como el número de “turns” en un tramo de señal. La ventaja de TC respecto a ZCR es que es más robusto frente al ruido. Como en ZCR, se espera que al aumentar la fatiga disminuya el valor.
- “Signal-Noise Ratio”-SNR-: relación entre la cantidad de señal considerada como actividad muscular y el ruido. Este parámetro sirve para evaluar la calidad de la señal.

## 2. Parámetros en el dominio del espectro de frecuencias.

El análisis en el espectro de frecuencias de la señal sEMG es una herramienta más robusta a la hora de realizar un estudio de la fatiga, ya que sus valores no dependen en tanta medida del ensayo realizado. Cuando se observa fatiga muscular, el espectro se ve desplazado a las bajas frecuencias (Suresh R. Devasahayam 2013). Por tanto, se proponen distintos parámetros para evaluar esta variación:

- Frecuencia Media-MPF- (Hz): obtenida como la media del espectro en frecuencias de la señal. En distintos estudios, se ha evaluado que un aumento de fatiga implica una disminución de la MPF (Potvin, J; Bent 1997).
- Frecuencia Mediana-MDF (Hz): representa la frecuencia que divide en dos partes de igual área el espectro de una señal. Se ha demostrado que este parámetro es una medida adecuada para representar el cambio espectral asociado a la fatiga muscular (Ng et al. 1997). Igual que la frecuencia media, se espera una disminución de esta al aumentar la fatiga, por el desplazamiento a bajas frecuencias de las componentes de la señal.

- $FI_{nsmk}$ : parámetro propuesto en (Dimitrov et al. 2006) basado en la normalización espectral de momentos tal que se divide el momento -1 de la señal entre el momento k de esta. Aplicado para k=5 en estudios como en (González-izal et al. 2010; Kumar et al. 2011). Este parámetro ha obtenido buenos resultados en la representación de los cambios espectrales relacionados con la fatiga, siendo un mejor evaluador que parámetros clásicamente utilizados como MPF (González-izal et al. 2010) .

### 3. Parámetros Combinados

- $RMS_{freq.ratio}$ : estudiada en (Basmajian, JV; De Luca 1985), se define como el cociente entre el RMS en la banda de frecuencias bajas y el RMS en la banda de altas frecuencias. Esta frecuencia característica de separación, se obtiene a partir de la MPF o MDF para tramos de señal iniciales. El problema indicado en (Basmajian, JV; De Luca 1985) es la sensibilidad de este parámetro a la forma del espectro del EMG, ya que no únicamente se desplaza la frecuencia a las bandas bajas, sino que en la fatiga se puede alterar su forma.

## 2.4. ADQUISICIÓN DE DATOS

Los registros de ensayos de laparoscopia dinámica han sido adquiridos por el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (Ci2b). Se ha desarrollado un protocolo para el ensayo que simule la actividad de una operación, y se ha adquirido durante la realización del protocolo el sEMG en los músculos especificados anteriormente.

### 2.4.1 PROTOCOLO DE ENSAYO

Para simular la actividad clínica, los sujetos sobre los cuales se han extraído los datos realizan un protocolo dinámico basado en realizar un ejercicio de forma continuada. El protocolo es el siguiente:

- Minuto 0: un minuto de reposo con el sujeto en estacionado de pie sin moverse
- 10-20 minutos de realización continuada del ejercicio.
- Minuto final: un minuto de reposo con el sujeto estacionado de pie sin moverse

El ejercicio consiste en colocarse en posición recta con la herramienta laparoscópica y realizar el recorrido con ella ilustrado en la Figura 11 sobre una guía. Primero, se realiza la entrada de la herramienta y el trazado marcado por flechas. A continuación, se despega la herramienta y se va fijando en los tres puntos rojos en orden numérico, separándola finalmente para volver a empezar. El ejercicio se puede observar en las señales del registro, porque produce una modulación en la señal en cada paso del mismo tal y como se observa en la Figura 11B.

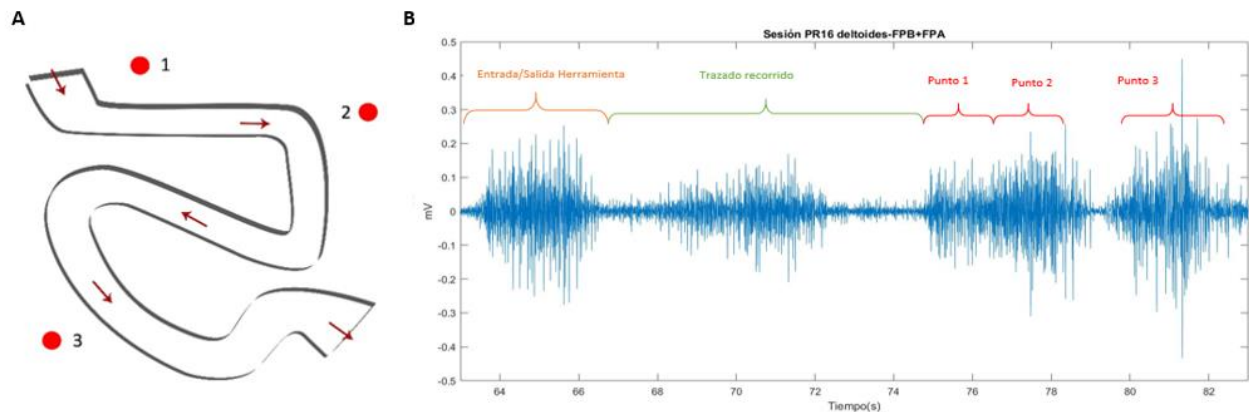


Figura 11. Circuito a realizar con la herramienta laparoscópica en cada ejercicio del protocolo (12A) y señal sEMG debida a la actividad muscular en el ejercicio (12B).

Para simular de forma más aproximada la práctica hospitalaria, se realiza el protocolo con la herramienta laparoscópica introducida en una caja que simula la cavidad abdominal, con unos agujeros en los cuales introducir la herramienta tal y como se observa en la Figura 12.



Figura 12. Caja con entradas en forma de agujero revestido para dificultar el movimiento que simula la cavidad abdominal en una intervención laparoscópica.

#### 2.4.2. SISTEMA DE ADQUISICIÓN UTILIZADO

Para la obtención de señales biomédicas, en este caso sEMG, se requiere de un sistema con tres bloques principales: adquisición y acondicionamiento analógico a partir de sensores, sistema de adquisición de datos (DAQ) y almacenamiento en un PC (Figura 13).

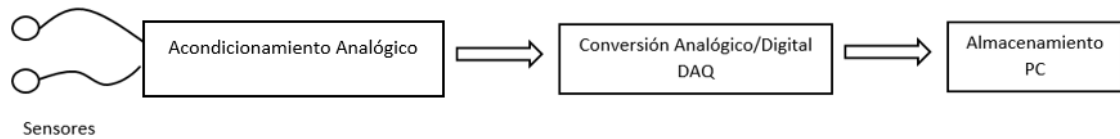


Figura 13. Esquema general de las etapas de un sistema de adquisición de señales.

- Sensores: se han utilizado electrodos de contacto desechables de Ag/Cl con conectores de botón-TP y cableado para su conexión al amplificador de instrumentación (Figura 14). Para su colocación se han seguido las indicaciones de SENIAM expuestas anteriormente.



Figura 14. Electrodo Ag/Cl a la izquierda, cables y conectores botón a la derecha.

- Acondicionamiento Analógico: para esta etapa se han utilizado cuatro canales de un dispositivo de amplificador instrumental Grass (Figura 15), en los cuales se puede ajustar la ganancia y frecuencias de filtro analógico.

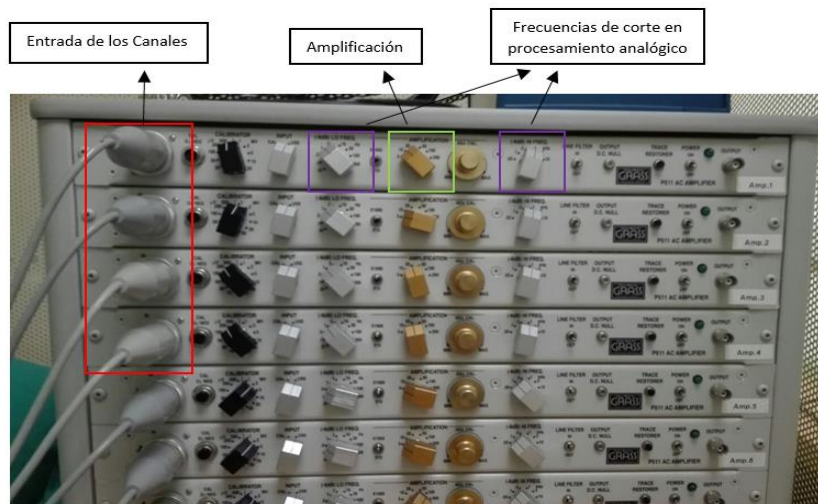


Figura 15. Sistema de amplificación diferencial analógica utilizado para adquirir los registros.

En la adquisición se han aplicado filtros analógicos de segundo orden, paso bajo en 1000 Hz y otro filtro paso alto en 1 Hz. No se aplica filtro analógico en frecuencia de red. La ganancia diferencial aplicada a la señal es del orden de los 2000 a 5000 V/V.

Los músculos correspondientes a los cuatro canales son:

- Canal 0: Bíceps
- Canal 1: Deltoides anterior

- Canal 2: Trapecio descendente
- Canal 3: Braquiorradial
- Conversión A/D: se ha utilizado una tarjeta DAQ USB6229 de National Instruments mostrado en la Figura 16.

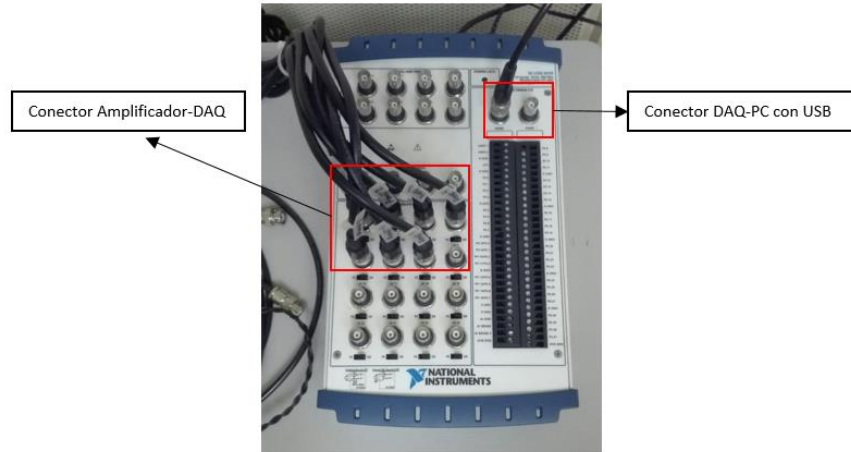


Figura 16. Dispositivo de conversión analógico/digital DAQ utilizado en la obtención de los registros.

La tarjeta DAQ realiza la conversión analógico-digital. Presenta conectores Screw, una resolución de 16 bits, rango de entrada de  $\pm 10 V$  y resolución temporal de 50 ns (Instruments 2014).

- Almacenamiento en PC: se ha utilizado una conexión USB desde el dispositivo DAQ al ordenador, en el cuál se almacenan los registros mediante el software LabView©. Los registros se almacenan en formatos de texto con la extensión '.dat', con un archivo por minuto. Las señales del registro se almacena en formato columna.

Para el desarrollo del sistema de procesamiento de datos se ha contado con 4 registros de ensayos de laparoscopia dinámica con dos tipos de herramientas laparoscópicas.

- Herramienta 1 (antigua) : Sesiones PR13 y Pr16
- Herramienta 2 (diseño nuevo): Sesiones PR15 y Pr18

## 3. OBJETIVOS

### 3.1. JUSTIFICACIÓN DE LA NECESIDAD DEL PROYECTO

La cirugía laparoscópica ha supuesto un gran avance médico para los pacientes, ya que disminuye los tiempos de hospitalización y de recuperación del paciente, con un menor daño tisular. Como contraparte, esta ha presentado problemas de ergonomía, causando dolor crónico muscular a los médicos, los cuales deben adquirir posturas forzadas durante largos periodos de tiempo.

Para solucionar el problema, se desarrollan nuevas herramientas laparoscópicas que permitan una mayor higiene postural. Una vez diseñadas y obtenido el prototipo, surge la necesidad de comparar de forma objetiva estas herramientas con las utilizadas tradicionalmente, con tal de demostrar un menor fatiga y menor esfuerzo muscular con estas.

Una forma de comparar dos herramientas es mediante el electromiograma de superficie (sEMG). Esta técnica recoge la señal eléctrica que subyace a la actividad muscular de forma no invasiva. Adquirida en ensayos de laparoscopia se puede obtener una medida objetiva del esfuerzo realizado, por medio de la energía de la señal, y de la fatiga, a partir de la respuesta en frecuencia del sEMG. Pero, ¿cómo extraer esta información de la señal biológica?

Se requiere desarrollar un sistema de procesamiento de datos de sEMG obtenidos en ensayos de laparoscopia que extraiga parámetros que caractericen el esfuerzo y la fatiga.

El proyecto está enmarcado en una línea de investigación de desarrollo de herramientas laparoscópicas quirúrgicas que permitan una mejor ergonomía en el quirófano. Está llevada a cabo por el grupo de procesamiento de señales del Centro de Investigación en Innovación en Bioingeniería (Ci2b). El desarrollo de las herramientas es realizado por el Instituto de Diseño para la Fabricación y Producción Automatizada (IDFPA). El sistema desarrollado será utilizado para medir la calidad de la ergonomía de las herramientas desarrolladas a partir de ensayos con protocolos dinámicos que simulen la actividad quirúrgica.

### 3.2. OBJETIVOS

#### 3.2.1. OBJETIVOS GENERALES

El objetivo principal del proyecto es desarrollar y testear un sistema de procesamiento de señales que caracterice señales sEMG obtenidas en ensayos de laparoscopia para determinar el esfuerzo y la fatiga muscular.

Se trabaja en los músculos bíceps, deltoides anterior, trapecio descendiente y braquirrodial, en ensayos de laparoscopia dinámica, es decir, con movimiento de la herramienta. Esto supone una complejidad añadida, ya que el movimiento durante la adquisición de la señal aumenta las interferencias debida a movimiento de las componentes del sistema de adquisición.

Por otro lado, se tiene como objetivo general la obtención de parámetros que evalúen la calidad de la señal en cuanto al ruido de la misma, y obtener otro parámetro que mida la habilidad del cirujano.

### 3.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

En cuanto al sistema de procesamiento de datos, se tienen una serie de objetivos con tal de obtener un resultado de calidad. Estos son:

- Desarrollar técnicas de filtrado de las componentes de ruido e interferencias del sistema. Ensayarlas y optimizarlas.
- Obtener parámetros que midan el esfuerzo a lo largo del ensayo y representarlos a lo largo del tiempo que dura este.
- Extraer parámetros representativos de la fatiga muscular y representar su evolución temporal a lo largo del registro del ensayo.
- Realizar una guía de trabajo para futuros usuarios del sistema de procesamiento con tal de que puedan obtener la caracterización de los registros de forma independiente.

Para la evaluación de la calidad de los registros y de la habilidad del cirujano, se marcan las siguientes premisas:

- Obtener para la evaluación de la calidad de las señales la relación señal ruido (SNR), a partir de la medida en reposo del cirujano del sEMG.
- Conseguir la evaluación de la habilidad del cirujano representando la evolución temporal del tiempo en que este tarda en realizar los ejercicios que componen el protocolo de ensayo.



## 4. DESARROLLO DEL SISTEMA DE PROCESAMIENTO DE DATOS

El sistema de procesamiento de datos tiene como objetivo extraer la evolución temporal de características de la señal sEMG que ayuden a la evaluación de la presencia de fatiga o no. Como se ha comentado, el esquema general de un sistema de procesamiento de datos presenta tres etapas principales: preprocesamiento de los datos, procesamiento y extracción de características (Figura 17).

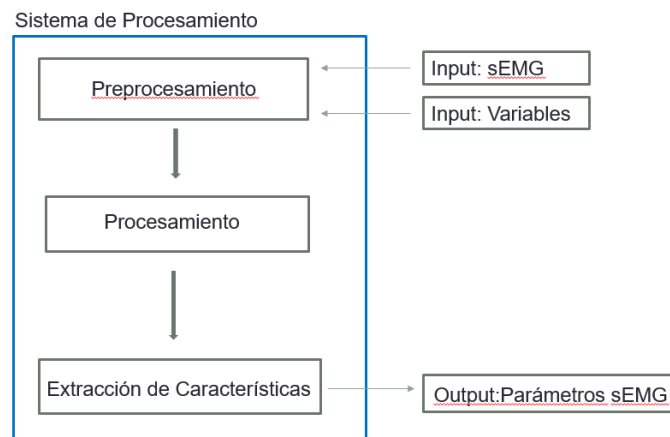


Figura 17. Esquema general del sistema de procesamiento de datos.

Estas tres etapas utilizan ciertas variables que tendrán que ser fijadas por el usuario que utiliza el sistema, y que junto a los datos de sEMG componen el input del sistema. Estas variables son:

| Input                        | Significado   |
|------------------------------|---|
| Directorio                   | Directorio en la cual se tienen las carpetas que contienen almacenados los registros. |
| Sesión                       | Código de la sesión de ensayo.  |
| Frecuencia de Muestreo       | Frecuencia a la cual se ha muestreado la adquisición.                                 |
| Nueva Frecuencia de Muestreo | Frecuencia a la cual se realiza el procesamiento del registro.                        |
| Ganancia                     | Ganancia diferencial aplicada en el amplificador instrumental.                        |
| Filtro de Red                | Decisión acerca de aplicar un filtro de red o no para parámetros de esfuerzo.         |
| Tamaño de Ventana            | Tamaño en segundos de los tramos en los cuales se divide la señal para procesarla.    |
| Visualización                | Visualización del resultado de los pasos del preprocesamiento o no.                   |

Tabla 1. Entradas del sistema de procesamiento de sEMG.

El sistema se ha desarrollado utilizando el software Matlab© R2017a, con conocimientos adquiridos en las asignaturas Señales Biomédicas y Análisis de Señales e Imágenes Biomédicas. La función troncal desarrollada que abarca las tres etapas y sobre la cual se introducen las entradas es *Sistema\_Analisis\_sEMG.m*. Esta realiza llamadas a otras funciones de forma encadenada llevando a cabo el procesamiento, y devolviendo los parámetros obtenidos

## 4.1. PREPROCESAMIENTO DE DATOS

El objetivo del preprocesamiento de los datos es prepararlos para su análisis. Esto incluye desde la lectura de los mismos hasta el estudio de interferencias y ruidos, y el diseño de una metodología para reducir su efecto. Además, corrige variaciones en amplitud y prepara computacionalmente los datos para la etapa de procesamiento.

### 4.1.1. LECTURA DE LOS DATOS

El objetivo de la lectura es obtener las señales completas, es decir, concatenar los distintos minutos en un formato computacionalmente óptimo para trabajar con él. Para ello el sistema requiere dos variables de entrada: el directorio en el cual se tienen los registros y el código de la sesión que se quiere analizar. El formato al cuál se pasa los registros es '.mat' de Matlab© y las señales de los cuatro músculos pasan de estar en formato columna a formato fila. Como esta es una tarea computacionalmente costosa, el archivo '.mat' obtenido se almacenará. Así, si se quieren realizar posteriores análisis cambiando alguna variable de entrada del sistema sobre una sesión, se cargará directamente este fichero y no se requerirá la lectura de los ficheros '.dat' y la concatenación.

Otro parámetro que se extrae de esta etapa es el número de minutos que contiene el registro. Para ello y para tratamientos posteriores se requiere aportar como entrada al sistema la frecuencia de muestreo de la adquisición.

Este paso se ha desarrollado en la función *Lectura.m*. Esta, realiza una llamada a la función *Lectura\_ficheros\_dat.m*, la cual decodifica los ficheros '.dat' de cada minuto. Abre el fichero en formato Unicode, sustituye el carácter coma de decimal por el carácter punto para su lectura en Matlab, y finalmente transforma los datos a valores numéricos y coloca las muestras de las señales adecuadamente.

### 4.1.2. DIEZMADO Y CORRECCIÓN DE LA GANANCIA

A continuación se realiza la corrección de la ganancia aportada por el sistema de adquisición de la señal y el diezrado de las señales.

La amplitud del EMG, como se ha descrito, es del orden de mV. Las señales visualizadas hasta ahora tenían aplicada la ganancia del amplificador diferencial, del orden de 2000 a 5000 V/V. Para obtener los parámetros relacionados con la amplitud de la señal, la magnitud de los datos debe volver a su valor de origen. Para ello, se divide la matriz de datos entre la ganancia del sistema de adquisición. Esta ganancia puede variar en cada sesión, por lo cual debe aportarse a la entrada del sistema.

Finalmente, se diezman las señales de los músculos. El diezrado permite la reducción del número de datos sin perder información de los mismos, disminuyendo el coste computacional del sistema. Los registros están adquiridos a cierta frecuencia de muestreo  $fm$ , y se quiere disminuir a una nueva frecuencia de muestreo  $nfm$ . Esta  $nfm$  es otra variable de entrada al sistema.

El diezmado se realiza para cada señal, mediante un promediado de los valores en el tiempo según la relación entre la frecuencia de muestreo inicial y la nueva. Se dividirá para ello la señal en bloques de  $N = f_m/nf_m$  muestras cogidas en orden temporal. A continuación, se realizará un promedio de cada bloque, siendo ese valor el equivalente con la  $nf_m$  a los  $N$  valores temporales de cada bloque. El proceso viene explicado en la figura 18.

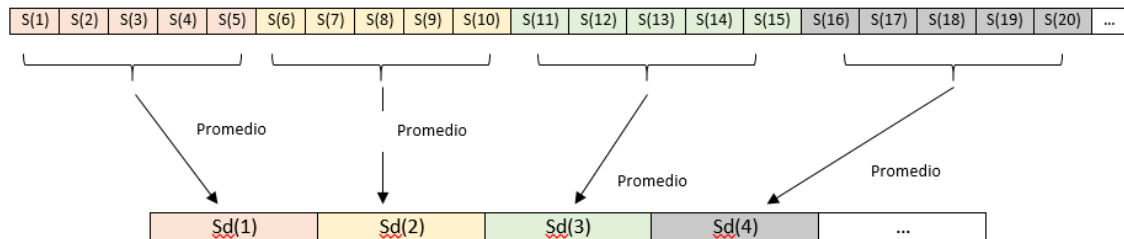


Figura 18. Diezmado de la señal. Sea la señal original  $S[t]$  con  $M$  muestras y frecuencia de muestreo  $f_m$ , y cierta nueva frecuencia ' $nf_m$ ', se diezma obteniendo  $Sd[t]$  de  $M/N$  muestras, con  $N = (f_m/nf_m) = 5$ .

El tratamiento de diezmado, depende por tanto de la  $nf_m$  y de la  $f_m$ . Para poder llevarse a cabo,  $N = f_m/nf_m$  debe dar como resultado un número entero. Esto se tiene en cuenta, y se descarta el diezmado si la  $nf_m$  no cumple esta condición.

El diezmado se realiza por medio de la función *Diezmado.m*.

#### 4.1.3. ACOTACIÓN DE LA SEÑAL EN LAS ALTAS FRECUENCIAS

Una vez se tiene la señal original en bruto diezmada, se procede a filtrar las componentes que no contienen información de interés. Para ello, previamente se realiza un estudio espectral de la señal por medio de la Densidad Espectral de Frecuencia, y de la calidad de la misma en términos de relación señal-ruido.

- Estimación de DEP: dada la señal discreta aleatoria sEMG, en distintos pasos del sistema de procesamiento se requiere obtener su densidad de potencia en función de la frecuencia (DEP) con tal de realizar un análisis espectral de la misma. Para ello, se llevan a cabo métodos de estima de la DEP que se detallan a continuación.
- Método de periodograma y periodograma modificado: el método del periodograma consiste en tomar un tramo de  $L$  muestras de la señal  $s[n]$ , obtener el cuadrado del módulo de su transformada de Fourier discreta (DFT), y normalizar por la longitud del tramo multiplicando por  $1/L$ . Al tratarse de un estimador, el resultado obtenido respecto al real presenta tanto cierto sesgo como una varianza.

La explicación del sesgo viene dada por la forma de obtener la DEP. Tomar un tramo de señal es multiplicar la misma por cierta ventana (Ecuación 1).

$$s_w[n] = s[n] \cdot w[n] \quad (1)$$

Siendo  $w[n]$  la ventana escogida. En el periodograma, esta ventana es una señal rectangular, tal que vale 1 en las muestras que se seleccionan y 0 en las que no. Como en la técnica de periodograma se realiza la DTF, se tiene la Ecuación 2:

$$DFT(s[n] \cdot w[n]) = S(\Omega) * W(\Omega) \quad (2)$$

Al realizar la convolución, interesa que  $W(\Omega)$  sea lo más parecido a una delta. Para ello,  $w[n]$  debe ser una ventana lo más larga posible. Por tanto, para disminuir el sesgo el tramo cogido debe ser lo más largo posible. Además, la transformación en frecuencia de  $w[n]$  presenta ciertos lóbulos secundarios que crean problemas de enmascaramiento espectral que aumentan el sesgo. Este problema lo soluciona el método del periodograma modificado, aplicando ventanas no rectangulares que reducen el efecto. Así, la estima de PSD viene dada por la Ecuación 3:

$$PSD_{periodograma\_modificado} = \frac{1}{LU} \left| \sum_{n=0}^{n=L-1} s[n] w[n] e^{-j\Omega n} \right|^2 ; U = \frac{1}{L} \sum_{n=0}^{n=L-1} (w[n])^2 \quad (3)$$

Con  $n$  las muestras enventanadas de la señal y  $L$  el total de muestras cogidas en la ventana.

- Método p-welch: busca reducir el problema de la elevada varianza del periodograma. Se basa en la separación de la señal en distintos tramos, la estima de la DEP de cada tramo mediante el periodograma modificado y su promediado. Se debe llegar a un compromiso entre número de tramos tal que se reduzca la varianza y la longitud de estos, que reduzcan el sesgo. Para aumentar el número de tramos se pueden solapar estos, pero se debe de tratar de mantener la independencia de cada tramo.

Para estudiar las componentes de la señal se decide estimar por el método p-welch, con una ventana hamming de 0,5 segundos y solapamiento del 50% entre ellas.

- Obtención de relación señal-ruido (SNR). Este, es un parámetro que sirve a lo largo del desarrollo del sistema de procesamiento para valorar la cantidad de señal muscular se tiene en relación al ruido (artefactos, ruido e interferencias). Se lleva a cabo su obtención en el registro por medio de la función *Obtencion\_SNR.m*. Los pasos seguidos son, dada una señal del registro:
  1. Dividir la señal por minutos, obtener tantos tramos  $tramo[t]$  como minutos  $M$  tenga la misma.
  2. Obtener el valor eficaz de cada  $tramo[t]$ , mediante el rms, obteniendo un vector con el rms de cada minuto  $rms [min]$  de tamaño  $M$ .

3. Calcular el valor eficaz promedio de ruido  $RMS_{ruido}$ . Para ello, se utilizan el primer y último minuto de registro (Ecuación 4), los cuales son de reposo y no presentan actividad muscular, por lo cual se considera que únicamente contienen señal de artefactos, ruido e interferencias.

$$RMS_{ruido} = \frac{rms [min = 0] + rms [M]}{2} \quad (4)$$

Si uno de estos valores ( $rms [min = 0]$  y  $rms [M]$ ) es mucho mayor al otro, se considera que contiene algún artefacto aislado y, por tanto, no es representativo de la cantidad de ruido de la señal, y se descarta dicho minuto para obtener el  $RMS_{ruido}$ .

4. Obtención del valor eficaz promedio de señal  $RMS_{señal}$ , para lo cual se promedia el valor eficaz de los minutos con actividad muscular (Ecuación 5).

$$RMS_{señal} = \frac{\sum_{min=1}^{min=M-1} rms[min]}{M - 2} \quad (5)$$

5. Cálculo en escala decibélica de la relación señal-ruido tal y como se indica en la siguiente ecuación:

$$SNR (db) = 20 \log_{10} \left( \frac{RMS_{señal}}{RMS_{ruido}} \right) \quad (6)$$

En la siguiente figura se observa el resultado en una sesión:

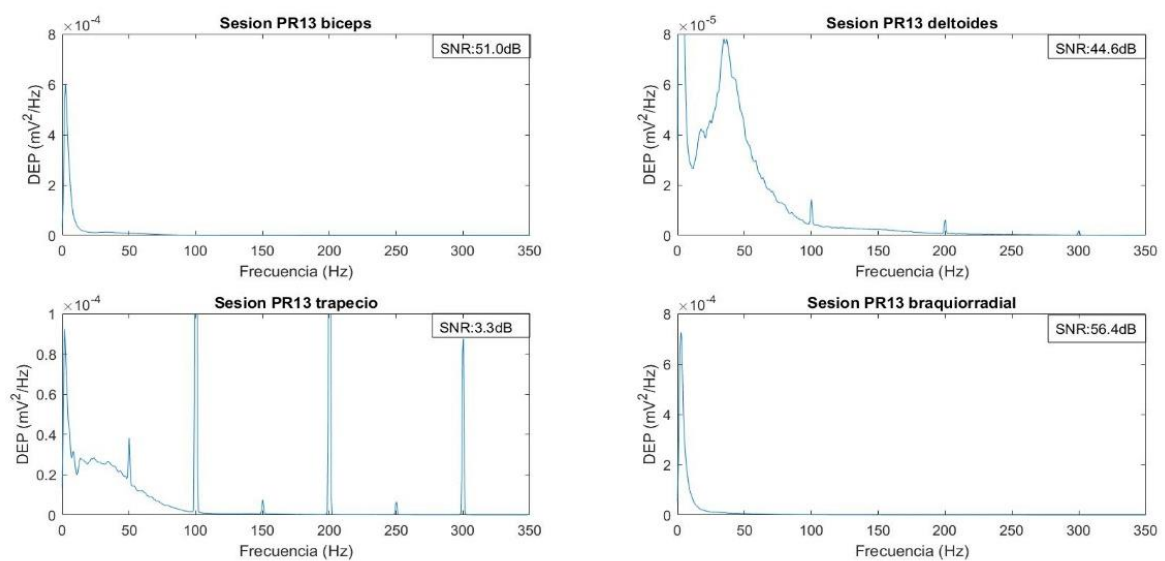


Figura 19. Estudio de las componentes espectrales de un registro y de cantidad de señal en términos de SNR. Para estimar la DEP se ha realizado un *p-welch* con tamaño de ventana de 0,5 s y solapamiento del 50%.

Como se observa en la Figura 19, en algunos canales se tienen picos de señal en 50 Hz y sus múltiplos: 100 Hz, 150 Hz, 200 Hz, 250 Hz y 300 Hz. Estos tienen una densidad predominante respecto al resto del espectro. Se trata de frecuencias debido a la interferencia de red. Como se ha explicado, la interferencia de red se encuentra en 50 Hz, pero en la adquisición de los datos se ha producido un rebote de interferencia de red al resto de picos de frecuencia, debido a las componentes del circuito. Esto es un problema, ya que enmascara la señal y desvirtúa el resultado obtenido. Principalmente se encuentran todas las componentes de rebote de red en los canales de trapecio y deltoides en los registros, aunque también en bíceps y braquiorradial en los 100 Hz y 200 Hz se observan en algunos registros. Además, en los canales de trapecio y deltoides de varios registros se tiene una SNR baja en relación al resto.

A partir de aproximadamente los 160 Hz la cantidad de señal es muy baja, por lo cual se considera que la información aportada por la banda superior del espectro es reducida. Por ello, se decide aplicar un filtro paso bajo butterworth en los 180 Hz como frecuencia de corte constante del sistema de un orden elevado fijado en 32 y fase cero, para eliminar la interferencia de superior a dicha frecuencia de corte. La función *Filtrado\_paso\_bajo.m* aplica esto sobre cada señal del registro.

El resultado obtenido tras aplicar el filtro es el siguiente:

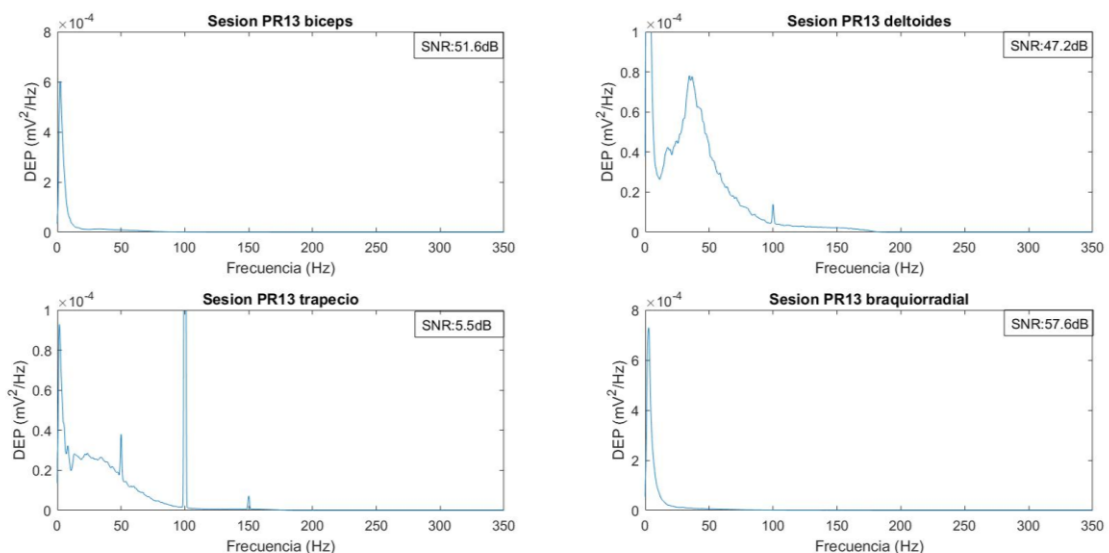


Figura 20. Análisis de las componentes espectrales del registro tras aplicar un FPB. Se observa cómo se han eliminado adecuadamente las interferencias de red superiores a 180Hz.

Se observa en la Figura 20 en comparación con la Figura 19 que se ha eliminado correctamente los picos de interferencia de red deseados, mejorando ligeramente en algún caso el SNR. Esto indica que no se ha perdido información de señal de actividad muscular por efecto del filtro. El SNR tampoco ha mejorado en la mayoría de casos debido a que la interferencia de red se encuentra tanto en los tramos considerados de reposo para obtener el SNR como en los tramos de actividad muscular. Además, los picos predominantes en interferencia de red se encuentran por debajo del filtro aplicado.

EL tratamiento del resto de frecuencias de red se discutirá en el apartado 4.2.6. TRATAMIENTO DE LA INTERFERENCIA DE RED.

#### 4.1.4. ELIMINACIÓN DE ARTEFACTOS DE MOVIMIENTO

Para el tratamiento de artefactos de movimiento, como se ha explicado, se aplican filtros paso alto que eliminan la parte baja del espectro, donde se encuentran dichos artefactos. Estos se observan en gran número en los registros obtenidos en todos los canales. Para optimizar el valor de la frecuencia de corte de dicho filtro, se analiza el resultado obtenido con frecuencias de 10 Hz, 15 Hz, 20 Hz y 25 Hz. Para evaluar el resultado de cada frecuencia de corte se visualiza la señal en el dominio del tiempo, para observar si han desaparecido los artefactos y se observa una señal adecuada.

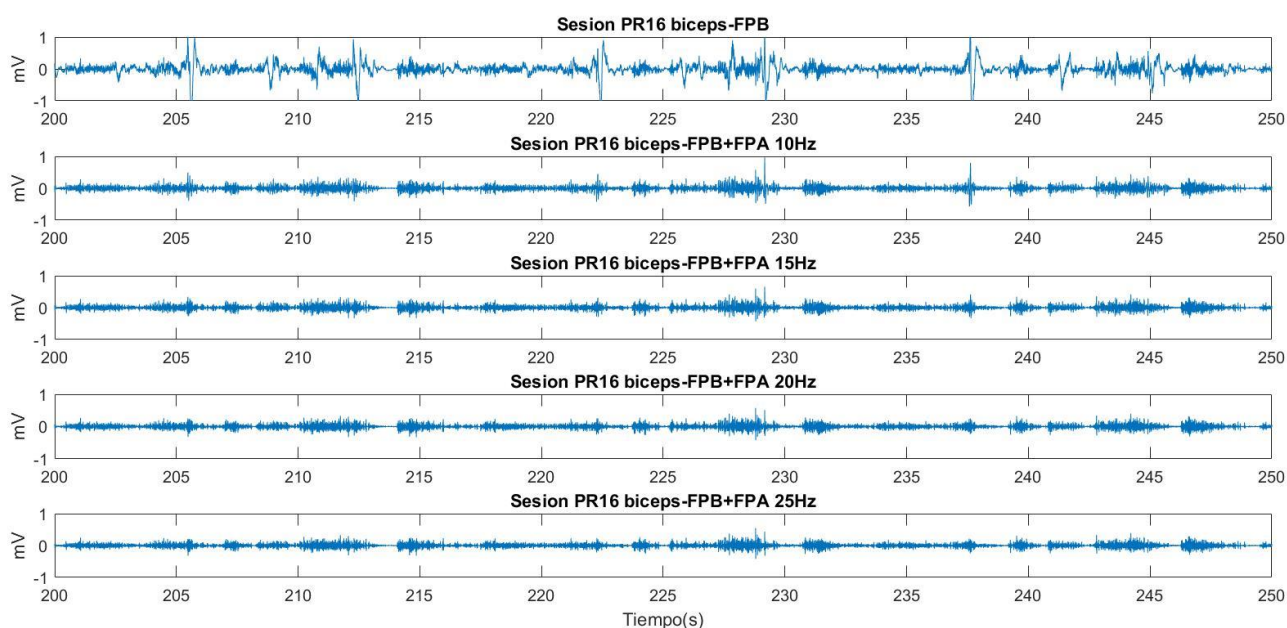


Figura 21. Estudio de los artefactos de movimiento en un tramo de señal bíceps del registro PR16. Se observa cómo se elimina las distorsiones de la señal con el filtro paso bajo (FPB) aplicando un filtro paso alto.

Con la aplicación del filtro paso alto, se observa que se eliminan los artefactos de movimiento, permitiendo visualizar mejor la modulación producida con la contracción muscular. De entre las frecuencias de corte escogidas, no se observa diferencia visual en el resultado. Por ello, se decide fijar la frecuencia de corte inferior del sistema como constante en 10 Hz, con tal de conservar la mayor parte de información posible.

Este proceso lo realiza la función *Filtro\_artefactos\_movimiento.m*, aplicando un filtro paso alto butterworth de fase 0 y orden 8.

#### 4.1.5. ELIMINACIÓN DE EL RUIDO DE ECG

De entre los músculos de los cuales se adquiere el EMG, se observa presencia de ruido de ECG únicamente en el trapecio. Para tratarlo, se descarta la opción de aplicar un filtro paso alto en 30Hz, donde está contenida la principal información del ECG, por el solapamiento con el EMG. Otros métodos adaptativos no son posibles debido a que no se ha adquirido el ECG simultáneamente. Por ello, se desarrolla un algoritmo basado en la cancelación de los complejos

QRS del ECG a partir de la propia señal sEMG. Para ello se siguen los siguientes pasos tomando como base la señal del trapecio tras haber aplicado los filtros de los pasos anteriores:

1. Obtención de la localización de los picos R del ECG. Para ello, se utiliza el algoritmo Pan-Tompkin de detección sobre la señal (Pan & Willis 1985). El código con el cuál se utiliza es el desarrollado por (Sedghamiz n.d.). Este lleva a cabo un tratamiento para detectar la posición de los picos R. El resultado sobre un tramo de señal se muestra en la Figura 22.

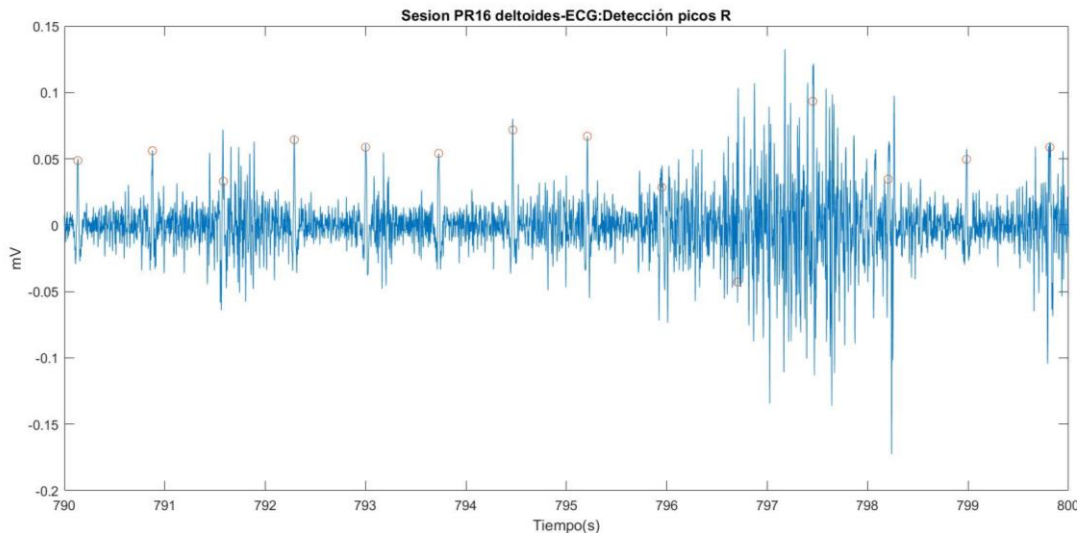


Figura 22. Resultado del algoritmo Pan-Tompkins sobre un tramo de señal. Se tienen los picos R detectados marcados con una círculo.

2. Obtención de un QRS promedio sin información de actividad muscular. Se tienen dos minutos en cada registro de reposo, en los cuales únicamente se tiene señal basal muscular, ruidos y artefactos. Por ello, se puede obtener un QRS no influenciado por la actividad muscular. Para obtener este QRS, se hace un promedio entre cinco complejos del tramo inicial de reposo y cinco del tramo final de reposo.
3. Creación de un ECG sintético. Para ello se crea una señal de igual longitud a la del canal del trapecio con el QRS promedio centrado en cada localización de pico R (Figura 23).

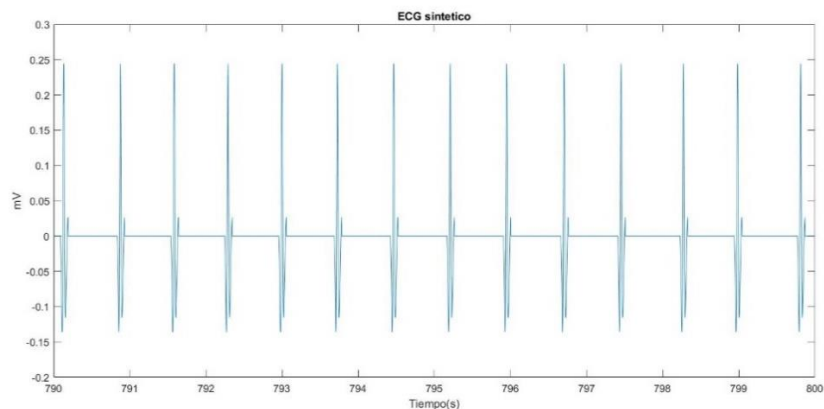


Figura 23. QRS promedio y colocación en la posición de los picos R de un tramo de señal para obtener el ECG sintético.



- Restar a la señal original el ECG sintético, con lo cual se cancelan los QRS de la señal a partir del QRS promedio.

El resultado obtenido finalmente es el siguiente:

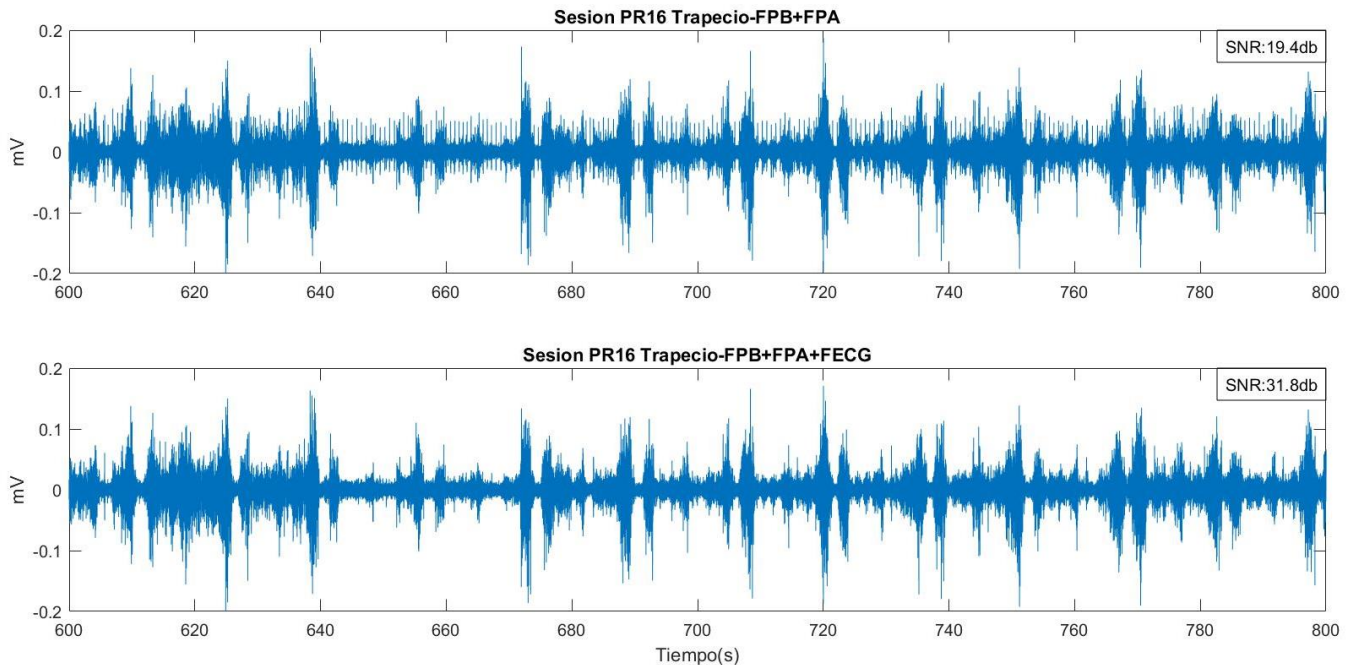


Figura 24. Resultado de la aplicación del cancelador de ECG sobre un tramo de la sesión PR16.

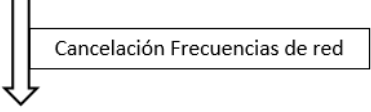
Se observa una señal más limpia, y una reducción considerable del ratio señal-ruido en todos los registros. Este tratamiento se lleva a cabo con la función *Eliminacion\_ECG.m*.

#### 4.1.6. TRATAMIENTO DE LA INTERFERENCIA DE RED

Tras aplicar el filtro paso bajo, únicamente queda por tratar la interferencia de red de 50 Hz, 100 Hz y 150 Hz. Esta, se encuentra en la zona de información de la contracción muscular, por lo cual ya se ha explicado la problemática de aplicar un filtrado digital. El problema es que esta interferencia tiene una influencia directa en la futura obtención de los parámetros en el dominio de la frecuencia. Estos, se obtienen para un tramo de la señal a partir de la DEP. Por ejemplo, al obtener la frecuencia media, tener un pico en 100 Hz en la DEP que no forma parte de la actividad muscular, desplaza dicha frecuencia media hacia el pico, de forma que imposibilita obtener resultados válidos. En cuanto a la influencia de aplicación de un filtrado rechaza banda, para la obtención de parámetros espectrales afectaría a la forma de la DEP en las frecuencias circundantes. En cambio, para los parámetros en el dominio temporal, basados en la amplitud de la señal, puede no empeorar los resultados la aplicación del filtro. Si el pico de frecuencia de red es mucho mayor en comparación con las frecuencias cercanas, la señal de no interés eliminada en amplitud es mucho en comparación con la pérdida de zonas de interés lo cual es positivo. Por todo esto, se toman dos medidas a la hora de tratar la interferencia de red de 50 Hz, 100 Hz y 150 Hz:

1. Cancelación de las frecuencias de red en la DEP para la obtención de parámetros en el dominio de la frecuencia. Esto es, a la hora de obtener las DEP, computacionalmente poner a cero los valores de la DEP en las frecuencias de red tal y como se muestra en la siguiente figura 25.

|                          |       |       |     |       |      |      |      |       |       |     |      |      |       |        |         |     |
|--------------------------|-------|-------|-----|-------|------|------|------|-------|-------|-----|------|------|-------|--------|---------|-----|
| DEP(mV <sup>2</sup> /Hz) | 0.012 | 0.025 | ... | 0.007 | 0.06 | 0.07 | 0.05 | 0.002 | 0.009 | ... | 0.4  | 1.11 | 0.6   | 0.0006 | 0.00046 | ... |
| Frec (Hz)                | 12.1  | 12.2  | ... | 49.8  | 49.9 | 50   | 50.1 | 50.2  | 50.3  | ... | 99.9 | 100  | 100.1 | 100.2  | 100.3   | ... |



|                          |       |       |     |       |      |    |      |       |       |     |      |     |       |        |         |     |
|--------------------------|-------|-------|-----|-------|------|----|------|-------|-------|-----|------|-----|-------|--------|---------|-----|
| DEP(mV <sup>2</sup> /Hz) | 0.012 | 0.025 | ... | 0.007 | 0    | 0  | 0    | 0.002 | 0.009 | ... | 0    | 0   | 0     | 0.0006 | 0.00046 | ... |
| Frec (Hz)                | 12.1  | 12.2  | ... | 49.8  | 49.9 | 50 | 50.1 | 50.2  | 50.3  | ... | 99.9 | 100 | 100.1 | 100.2  | 100.3   | ... |

Figura 25. Método de cancelación de las frecuencias de red a partir de la DEP.

Este tratamiento se implementará en el bloque de procesamiento.

2. Decisión del usuario en la aplicación de filtro digital rechazo banda para la obtención de los parámetros en el dominio temporal de amplitud. Una de las variables de entrada será acerca de la aplicación de un filtro para la frecuencia de red o no, o de si se características de la señal para valorar su aplicación de forma supervisada.

Para la aplicación del filtro de red supervisado, se aportará al usuario el SNR de cada músculo de la señal filtrada con los pasos previos a este, y la estimación de la DEP mediante p-welch con tamaño de ventana de 0,5 segundos y solapamiento del 50%. Esto lo realizará la función *Evaluador\_interferencia\_red.m*. A continuación, el usuario deberá introducir si desea filtro de red o no para la obtención de parámetros en el dominio temporal.

Por tanto, como salida de este apartado se puede tener dos registros de los cuatro músculos filtrados. Uno, el registro tras el tratamiento de ruido de ECG sin filtro de red y, si se ha seleccionado, se tendría otro registro con el filtrado de red en 50 Hz, 100 Hz y 150 Hz aplicando tres filtros rechazo banda en las frecuencias anteriores. Este se realiza por medio de la función *Tratamiento\_interf\_red.m*.

#### 4.1.7. VISUALIZACION DE LOS PASOS REALIZADOS

En el sistema se ofrecerá la posibilidad de visualizar cada paso del preprocesamiento. Para ello, se incluirá la variable de entrada 'visualización', que definirá si se quiere o no. Por ejemplo, el resultado tras el paso de eliminación de ECG sería el siguiente:

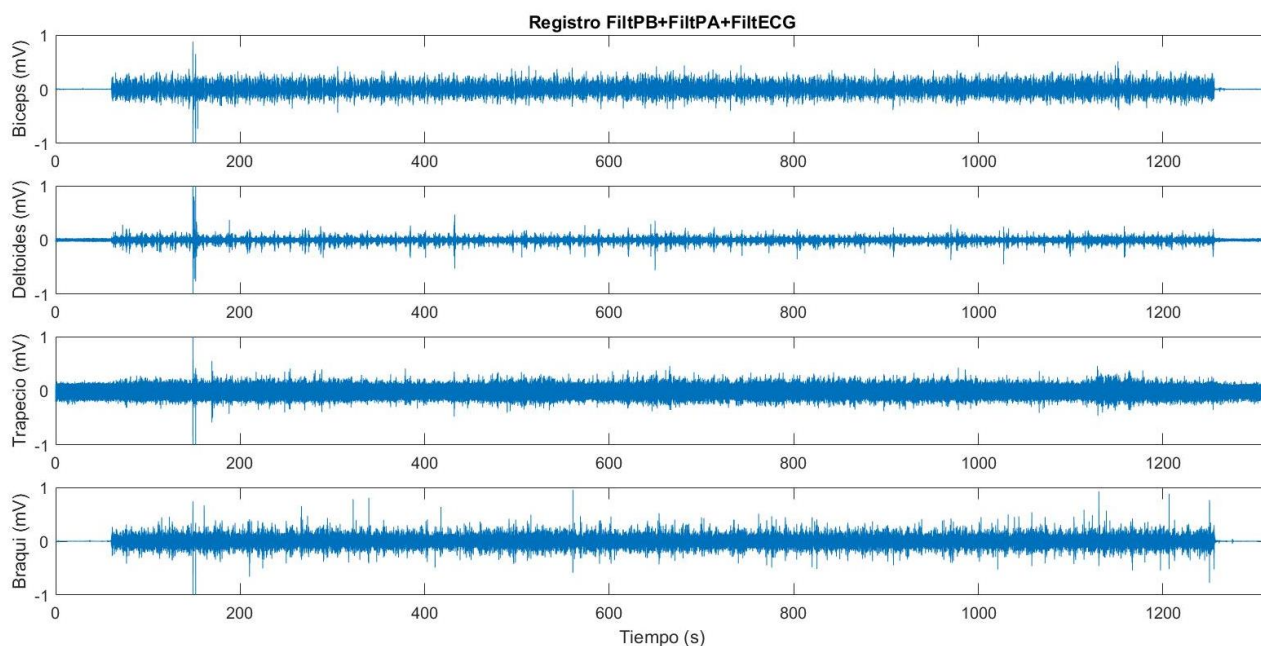


Figura 26. Visualización del resultado del registro tras el paso filtrado de ECG, filtro paso alto y filtrado paso bajo en la sesión PR15.

Este proceso lo llevará a cabo la función de *Visualiza\_registro.m*, la cual creará una figura con la evolución temporal de las cuatro señales que componen el registro.

#### 4.1.8. DIAGRAMA DE FLUJO DE PREPROCESAMIENTO

Con el objetivo de facilitar la lectura y comprensión de la etapa de preprocesamiento, se presenta su diagrama de flujo (Figura 27) y la Tabla 2, que enlaza las funciones desarrolladas con la explicación del subproceso que comprende y el código de la función de los Anejos.

| Caja de Flujo                       | Apartado de Memoria | Función                               | Código (Apartado Anejos) |
|-------------------------------------|---------------------|---------------------------------------|--------------------------|
| Lectura de Registro                 | 4.1.1               | <i>Lectura.m</i>                      | 1.2.1                    |
| Lectura Ficheros                    | 4.1.1               | <i>Lectura_Ficheros_dat.m</i>         | 1.2.1.1                  |
| Visualizar Registro                 | 4.1.7               | <i>Visualiza_registro.m</i>           | 1.2.7                    |
| Corrección Ganancia                 | 4.1.2               | -                                     | -                        |
| Diezmado                            | 4.1.2               | <i>Diezmado.m</i>                     | 1.2.4                    |
| Filtro Paso Bajo                    | 4.1.3               | <i>Filtrado_paso_bajo.m</i>           | 1.2.2                    |
| Filtro Paso Alto                    | 4.1.4               | <i>Filtro_artefactos_movimiento.m</i> | 1.2.3                    |
| Eliminación de ECG en trapecio      | 4.1.5               | <i>Eliminacion_ECG.m</i>              | 1.2.5                    |
| Tratamiento de Interferencia de Red | 4.1.6               | <i>Tratamiento_interf_red.m</i>       | 1.2.6                    |
| Evaluador Interferencia de red      | 4.1.6               | <i>Evaluador_interferencia_red.m</i>  | 1.2.7                    |
| Obtención de SNR                    | 4.1.1               | <i>Obtención_SNR.m</i>                | 1.2.7.1                  |

Tabla 2. Relación entre explicación de cada subproceso del preprocesamiento, la función que lo aplica, su código y su presencia en el flujograma de la Figura 27.

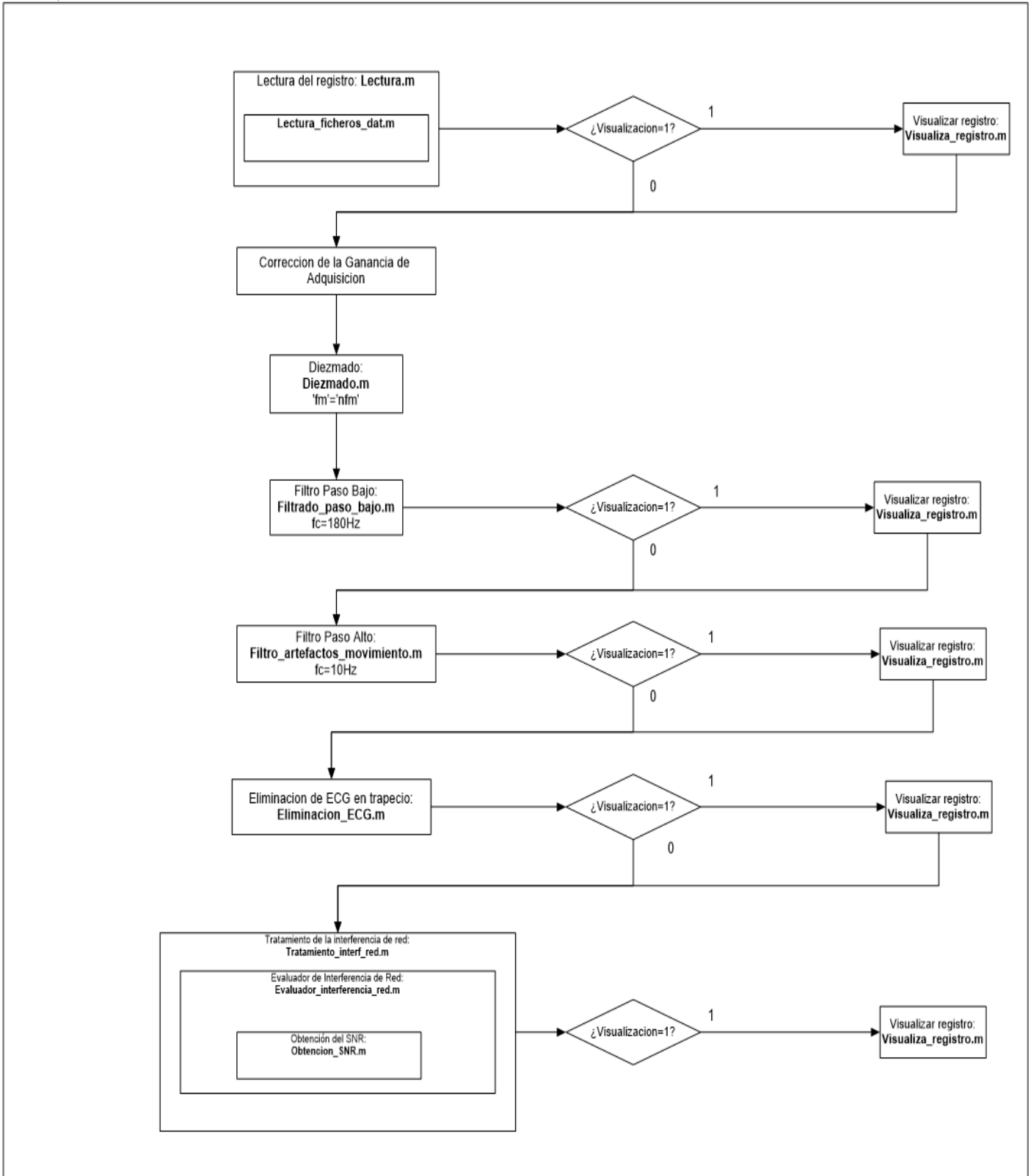


Figura 27. Diagrama de Flujo de la etapa de preprocesamiento del sistema.

## 4.2 PROCESAMIENTO

El procesamiento tiene como objetivo transformar los datos, de forma que los prepare para la directa obtención de parámetros que caractericen los mismos. Como el sistema trata de obtener la evolución temporal de características, el procesamiento debe ir encaminado a obtener el valor de los parámetros en cada minuto del ensayo. Para ello, se realiza un enventanado del registro. Por otro lado, se quiere saber, como evaluador de la fatiga, la evolución del tiempo en que se realiza el ejercicio de protocolo del ensayo y una estimación del número de ejercicios realizados. Para ello, se desarrolla un segmentador de la señal, que lo realice de forma automática. Esto requiere tratar la señal de una forma particular, por lo cual tendrá su parte de procesamiento propia.

### 4.2.1. ENVENTANADO DEL REGISTRO

El enventanado de una señal consiste en coger tramos de la misma en orden temporal. Esto, permite extraer características de los distintos momentos del registro. Para obtener la caracterización minuto a minuto, se realiza por tanto un enventanado, pero de un tamaño de ventana recomendable considerablemente menor a un minuto. Cuantas más ventanas de un tramo temporal se tengan, menor será la varianza del resultado obtenido por realizar el promedio de los parámetros de cada tramo. Además, para tener más tramos, se realiza un solapamiento entre las ventanas. Esto es, que haya coincidencia entre las muestras finales de la ventana anterior y las iniciales de la siguiente. Está demostrado que el valor óptimo que permite mantener la independencia de cada ventana y mejorar el número de ventanas está en un solapamiento del 50%. Las ventanas extraídas se sitúan en una matriz de ventanas para cada señal tal y como se muestra en la siguiente figura:

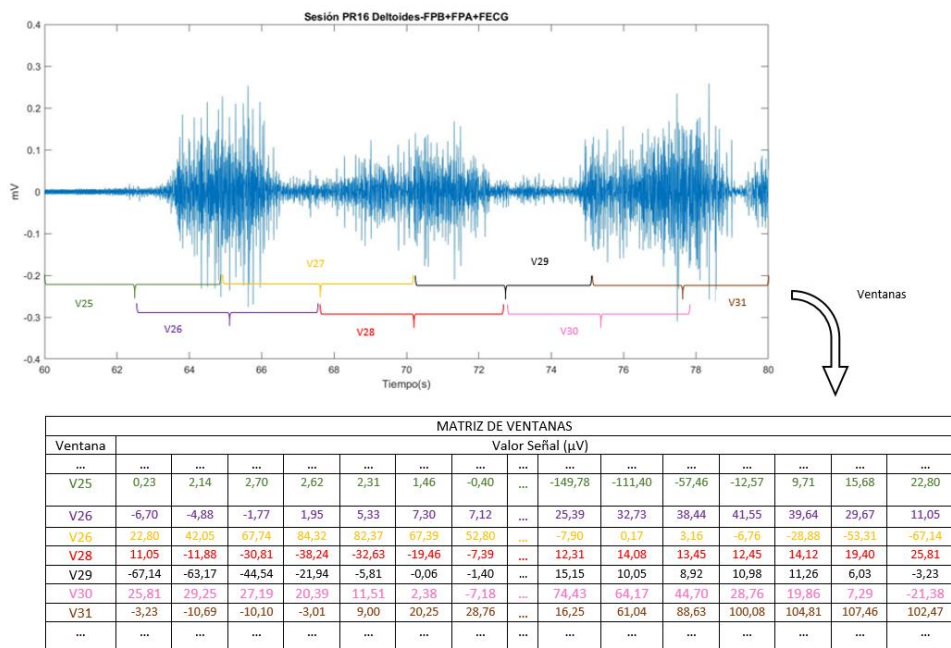


Figura 28. Procesamiento de enventanado sobre un tramo de señal de deltoides filtrada.

El valor del tamaño de ventana será una entrada del sistema, y el solapamiento será una constante fijada al 50% del tamaño de ventana.

El procedimiento de enventanado además requiere posicionar temporalmente cada ventana con tal de poder saber a qué minuto pertenece en la extracción de parámetros. Para ello, se obtiene un vector de tamaño el número de ventanas, que contenga el tiempo medio de cada ventana a partir del inicio y del final de cada una.

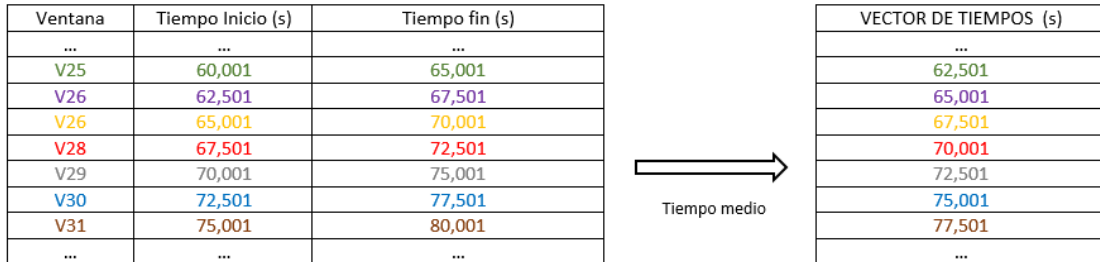


Figura 29. Obtención de la localización temporal de cada ventana en el procesamiento de enventanado.

De esta etapa por tanto para cada señal se obtienen  $l$  ventanas  $v_i[n]$  con  $N$  muestras, y un vector  $loc_{temporal}[i]$  con  $l$  datos, siendo cada valor  $i$  de este la localización temporal de la ventana  $v_i[n]$ . Las ventanas de cada señal se organizan en una matriz de ventanas  $MV[i, n]$ . Si se ha aplicado un filtrado de red, se realiza tanto sobre el registro con el filtro de red para los parámetros temporales como para el registro sin filtro de red para los parámetros espectrales.

El enventanado se realiza para todas las señales del registro a partir de la función *Enventanaa\_EMG.m*.

#### 4.3.2. ESTIMACIÓN DE LA DEP DE LAS VENTANAS

Para obtener las características espectrales se requiere previamente obtener el espectro de frecuencias del tramo de señal a estudiar. Para ello, se obtiene la DEP de las ventanas obtenidas en el apartado anterior para el registro al cual no se le ha aplicado un filtro digital para la interferencia de red. La estimación se realiza por medio de un periodograma modificado con ventana tipo hamming de tamaño  $L$  el de la ventana completa y numero de ceros en la transformada discreta de Fourier igual a  $L$  para la representación. No se realiza un p-welch porque se quiere la máxima definición en frecuencia, con un tamaño de ventana de periodograma lo máximo posible. La varianza se trata posteriormente con los parámetros extraídos, ya que estos se promedian en cada minuto. Así, para cada ventana  $v_i[n]$  sin filtro de red digital se obtiene su densidad espectral de potencia como vector  $DEP_i[\Omega]$  en todas las señales del registro, obteniendo juntando los vectores  $DEP_i[\Omega]$  de cada señal las matrices de  $DEP[i, \Omega]$ . Además, se obtiene un vector  $w$  de dimensión igual al tamaño de  $DEP_i[\Omega]$  que contiene la frecuencia a la cual corresponde cada valor del vector  $DEP_i[\Omega]$ .

A continuación, las matrices de  $DEP[i, \Omega]$  se acotan, quedándose con los valores entre los 10 Hz y los 180 Hz, frecuencias de corte donde se han realizado los filtros paso bajo y paso alto en el preprocesamiento. Finalmente, se aplica el filtro de red computacional, poniendo a 0 los valores  $\Omega$  de  $DEP[i, \Omega]$  correspondientes a 50 Hz, 100 Hz y 150 Hz tal y como se ha explicado anteriormente.

La obtención de las matrices DEP se realiza para todas las señales, a partir de la función *ObtencionPSD.m*.

#### 4.2.3. SEGMENTACIÓN DE LOS EJERCICIOS DEL PROTOCOLO

Se desarrolla un algoritmo de segmentación de señales tal que busque un instante concreto  $P$  del protocolo en sus distintas ejecuciones para conseguir una estimación de la duración de realización del protocolo en periodo entre el instante  $P$  de un ejercicio y el  $P$  del siguiente. El algoritmo se basa en obtener una estimación de la evolución temporal de la actividad muscular a partir de cierto parámetro, y detectar de forma automática el punto  $P$  del protocolo para cada vez que se realiza a lo largo del registro. El momento del ejercicio que se decide detectar es entre el marcado del segundo punto rojo y el marcado del tercer punto rojo (Figura 11).

Los pasos del algoritmo desarrollado son los siguientes:

1. Seleccionar la señal de deltoides del registro tras preprocesar sin aplicar filtro de red. Se elige este músculo entre los cuatro que componen el registro porque visualmente se observa una mejor definición entre las partes del protocolo.
2. Realizar un inventariado de la señal con tamaño de ventana de 0,5 segundos y sin solapamiento. Se escoge un tamaño de ventana bajo para definir bien la evolución de la señal, y que no se tenga en una misma ventana zonas con actividad muscular y zonas sin actividad muscular. Para además tener la mayor independencia posible entre estas zonas, se realiza sin solapamiento. Se obtienen  $K$  ventanas de  $M$  muestras  $v_k[m]$ , y sus valores de localización temporal asociados en el vector *localizacion[k]*.
3. Estimar la DEP de cada ventana, de igual forma que se realiza en el apartado anterior 4.3.2. ESTIMACIÓN DE LA DEP DE LAS VENTANAS, con un periodograma modificado de las mismas características y cancelando las frecuencias de red, obteniendo la matriz  $DEP[k, \Omega]$
4. Obtener el parámetro de estimación de actividad muscular de cada ventana. El parámetro escogido es la potencia total de cada ventana, estos es, a partir de la matriz de DEP:

$$PT[k] = \sum_{\Omega=10}^{\Omega=180} DEP[k, \Omega] \quad (7)$$

Se entiende que en las zonas con actividad muscular aumentarán las componentes de la señal, y por tanto la Potencia de la misma. Se escoge este parámetro porque visualmente se ha observado una buena representación de la actividad, y se pueden

quitar las componentes de interferencia de red sin necesidad de haber distorsionado la señal con filtros digitales, mediante el filtrado por cancelación. Juntando los valores de Potencia de cada ventana en el vector  $PT[k]$ , y representándolo junto a sus valores temporales asociados de  $localizacion[k]$  se obtiene la estimación de la evolución temporal de actividad muscular tal y como se muestra en la Figura 30.

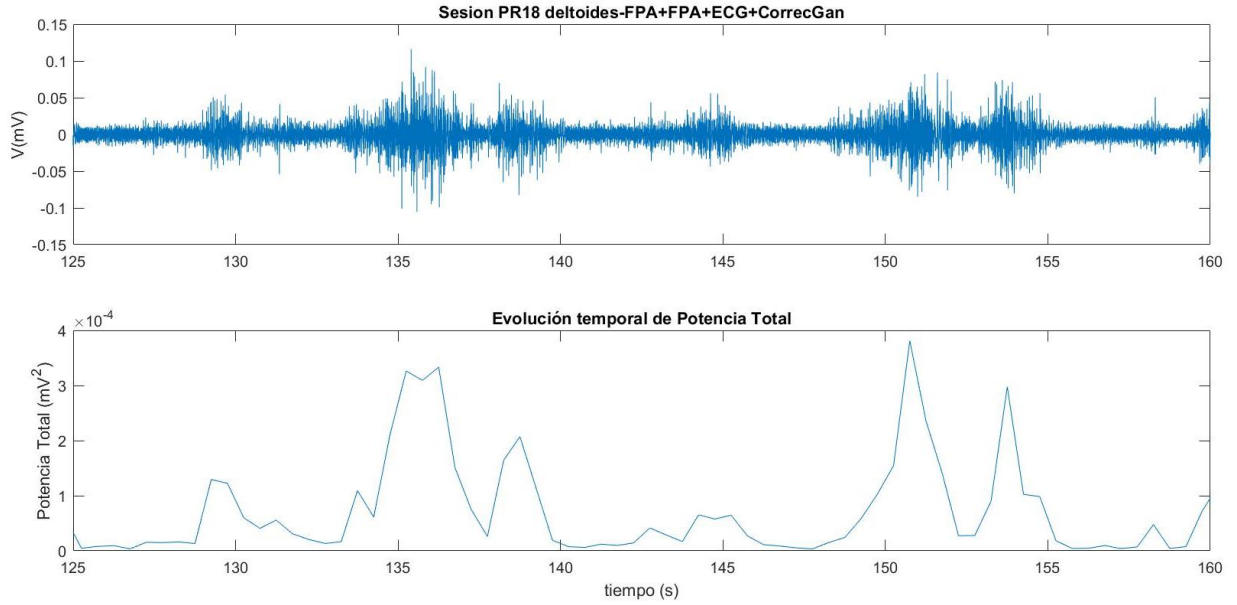


Figura 30. Evolución de la Potencia Total en un ejercicio del protocolo. El punto de interés P se encuentra entre los segundos 150 y 155, en la depresión entre dos picos.

- Localizar los puntos de interés. Estos se observan en la evolución temporal de actividad como una depresión entre dos picos acentuados. Para la localización se ha desarrollado un modelo basado en técnicas de Aprendizaje Automático. Para ello, se han extraído características de cada ventana  $i$  a partir de  $PT[k]$ . Estas son tres: el propio valor  $PT[k]$ ,  $PT_{\max\text{Previo}_{\text{ratio}}}[k]$  (Ecuación 8) y  $PT_{\max\text{Posterior}_{\text{ratio}}}[k]$  (Ecuación 9). Las dos segundas relacionan cada valor  $PT[k]$  con los valores de las ventanas previas y posteriores respectivamente.

$$PT_{\max\text{Previo}_{\text{ratio}}}[k] = \frac{PT[k]}{\maximo(PT[k-3 : k])} \quad (8)$$

$$PT_{\max\text{Posterior}_{\text{ratio}}}[k] = \frac{PT[i]}{\maximo(PT[i : i+3])} \quad (9)$$

A continuación, se obtiene un modelo supervisado con las características de cada ventana, y sus etiquetas correspondientes. Estas son, 1 si se trata de un punto característico P y 0 si no lo es. Para ello, se etiqueta de forma visual las ventanas obtenidas a partir del registro PR18. Para la evaluación del modelo se realiza un “k-fold



validation” con una división de las muestras en 10 grupos. De entre los distintos modelos desarrollados, el mejor en relación simpleza-precisión se ha encontrado en un árbol de decisión con 4 divisiones.

Con el modelo obtenido, para cada registro se extraen las características a partir de  $PT[k]$ , y se introducen en el clasificador, el cual da el resultado en el vector  $deteccion[k]$ , el cual su componente  $k$  es 1 si la ventana es un punto característico y 0 si no lo es. Además, para hacer más robusto el resultado, no se realiza clasificación para el primer y último minuto de reposo, y se añade un tiempo de 11 segundos desde la detección de un punto característico ‘P’ en el cual no se puede obtener otro punto característico, poniendo estos puntos a 0 en  $deteccion[k]$ . Esto se realiza porque se ha observado que la duración del protocolo siempre es mayor a 13 segundos, y es imposible obtener una duración menor a 11 segundos, con lo cual se evitan posibles falsos positivos.

El modelo obtenido se ha mostrado sensible al SNR y al tipo de herramienta laparoscópica utilizada, ya que en ensayos que se fuerce poco el deltoides hace que la evolución de la actividad muscular en dicho registro sea distinta que en otro donde sí se fuerza. Para obtener un modelo más robusto, se requerirían tener más registros con los cuales entrenarlo y validarlo, y poder realizar un modelo por cada tipo de registro, según la cantidad de actividad muscular en deltoides

Tras realizar la segmentación, como salida del algoritmo se tiene un vector con los momentos temporales en los cuales se ha localizado un punto de interés extraídos del vector ‘tiempo’. Este es el vector  $tiempos_{protocolo}[p]$ , el cual equivale a la relación reflejada en la Ecuación 10.

$$tiempos_{protocolo}[p] = localizacion[k], k : deteccion[k] = 1 \quad (10)$$

Este apartado de procesado se realiza con la función desarrollada *Segmentacion.m*.

#### 4.2.4. DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROCESAMIENTO

Nuevamente, para enlazar apartados, se presenta el diagrama de flujo de la etapa de procesamiento (Figura 31) junto a la Tabla 3 que enlaza las funciones presentes en el diagrama con los apartados en los cuales se explica su función.

| Caja de Flujo                                    | Apartado de Memoria | Función                | Código (Apartado Anejos) |
|--|---------------------|------------------------|--------------------------|
| Enventanar el Registro (con o sin filtro de red) | 4.2.1               | <i>Enventana_EMG.m</i> | 1.3.1                    |
| Obtener PSD                                      | 4.2.2               | <i>ObtencionPSD.m</i>  | 1.3.2                    |
| Segmentar el Registro                            | 4.2.3               | <i>Segmentacion.m</i>  | 1.3.3                    |
| Enventanar la señal                              | 4.2.1               | <i>Enventana_EMG.m</i> | 1.3.1                    |
| Obtener la PSD de la Señal                       | 4.2.2               | <i>ObtencionPSD.m</i>  | 1.3.2                    |

Tabla 3. Relación entre apartados de la explicación del procesamiento, funciones desarrolladas y su apartado en el diagrama de flujo.

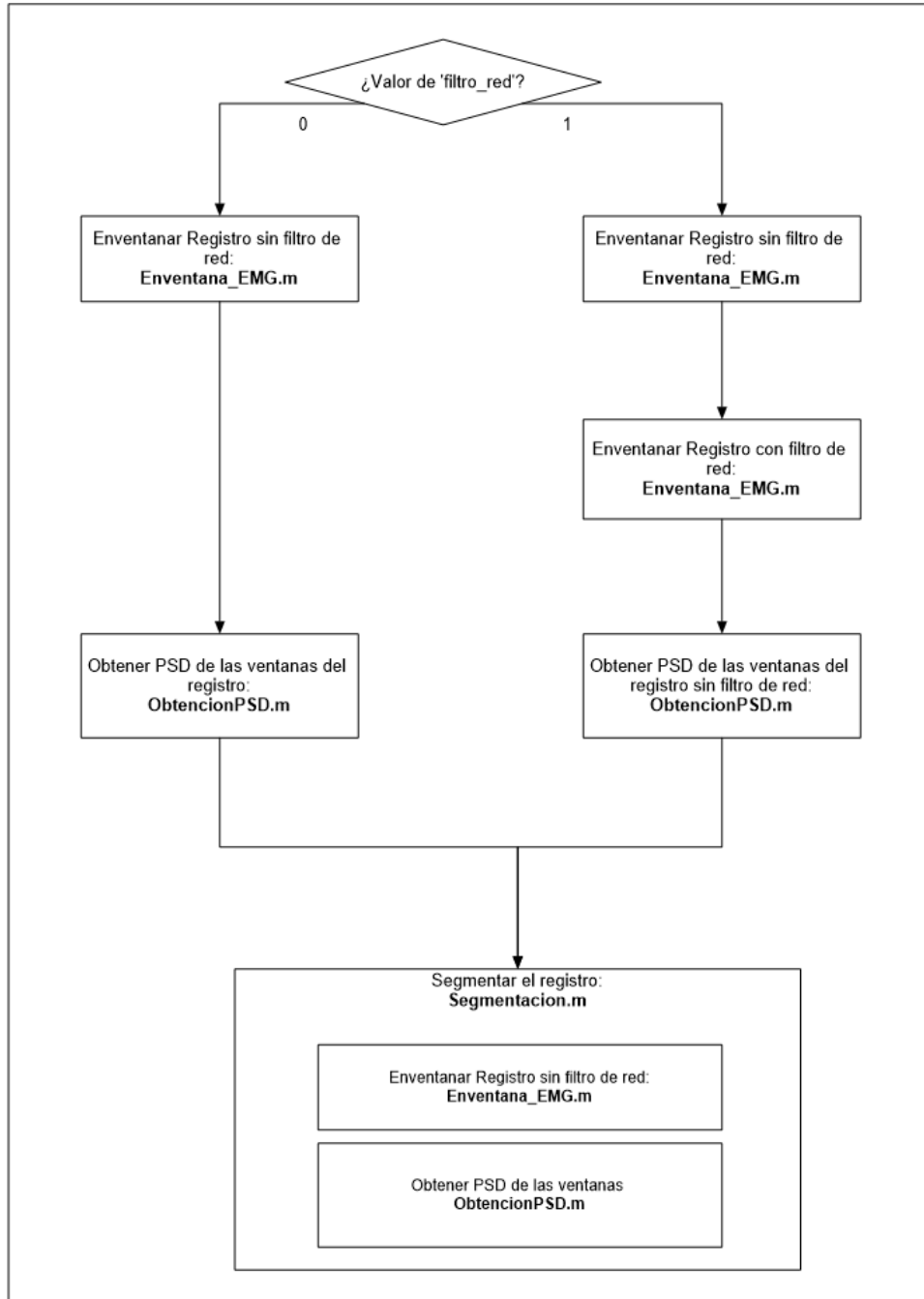


Figura 31. Diagrama de Flujo de la etapa de procesamiento del registro sEMG

### 4.3. EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS

Finalmente, se desarrolla la etapa de extracción de parámetros que caractericen el registro en cada minuto del mismo, a partir de las formas extraídas en el apartado anterior.

#### 4.3.1. OBTENCIÓN DE PARÁMETROS

De los parámetros estudiados en los antecedentes se deciden extraer el valor eficaz (RMS), RMS normalizado, valor absoluto medio (MAV), MAV normalizado, Frecuencia media (MPF), frecuencia mediana (MDF), Flrms5, el RMS por bandas de frecuencia ( $RMS_{freq.ratio}$ ) y la duración (D) del protocolo. El resto se descartan por considerarse obsoletos. Por ejemplo, el 'zero crossing ratio' y el 'turns count' dan una información que ya se puede obtener a partir de los parámetros espectrales, y que se obtenían en artículos antiguos ante la dificultad de trabajar en el dominio de la frecuencia computacionalmente. Los parámetros se dividen en su obtención según el dominio al que pertenecen.

- Parámetros en el dominio temporal:

Los parámetros en el dominio temporal, relacionados con la amplitud y esfuerzo muscular y duración de la señal, se obtienen a partir de las matrices de ventanas del registro con filtro de red si se ha pedido, o de las matrices de ventanas sin filtro de red en caso contrario.

A partir de las matrices de ventanas, para cada ventana se obtiene RMS, RMS normalizado, MAV y MAV normalizado de la siguiente forma:

- RMS: para cada ventana  $v_i[n]$ , siendo N las muestras de la misma, se aplica lo fórmula:

$$RMS_i(\mu V) = \frac{1000\mu V}{1mV} \times \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N v_i[n]^2} \quad (11)$$

- MAV: para cada ventana  $v_i[n]$ , con N las muestras de esta, se aplica la siguiente fórmula:

$$MAV_i(\mu V) = \frac{1000\mu V}{1mV} \times \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N abs(v_i[n]) \quad (12)$$

- RMS normalizado: sea  $RMS_{max}$  el valor máximo de RMS obtenido en todas las ventanas, se aplica sobre cada ventana  $v_i[n]$  :

$$RMS \text{ normalizado}_i (\%) = 100 * \left( \frac{RMS_{v_i}}{RMS_{max}} \right) \quad (13)$$

- MAV normalizado: con  $MAV_{max}$  el valor máximo de MAV en el conjunto de todas las ventanas para cada ventana  $v_i[n]$  se obtiene:

$$MAV \text{ normalizado}_i (\%) = 100 * \left( \frac{MAV_{v_i}}{MAV_{max}} \right) \quad (14)$$

Los parámetros en el dominio temporal se obtienen en la función *Parametros\_amplitud.m*.

- Parámetros en el dominio espectral:

Los parámetros espectrales, relacionados con la fatiga, se obtienen a partir de la matriz de DEP. Los parámetros de frecuencia se obtienen de la siguiente forma:

- MDF: para cada  $DEP_i[\Omega]$  se realizan los siguientes pasos:

1. Obtención de la mitad de la potencia total.

$$Mitad \text{ Potencia} = \frac{\sum_{\Omega=10}^{\Omega=180} DEP_i[\Omega]}{2} \quad (15)$$

2. Obtención del vector potencia acumulada.

$$Potencia \text{ Acumulada}[\Omega] = \sum_{\Omega=10}^{\Omega=\Omega} DEP_i[\Omega] \quad (16)$$

3. Localización de la primera frecuencia  $\Omega$  tal que  $Potencia \text{ Acumulada}[\Omega]$  es mayor o igual a  $Mitad \text{ Potencia}$ , siendo esta la  $MDF_i$  (Hz).

- MPF: en cada  $DEP_i[\Omega]$  se aplica la fórmula de cálculo del centroide:

$$MPF_i(Hz) = \frac{\sum_{\Omega=10}^{\Omega=180} DEP_i[\Omega] \times \Omega}{\sum_{\Omega=10}^{\Omega=180} DEP_i[\Omega]} \quad (17)$$

- $F_{nms5}$ : con tal de obtener el parámetro en cada ventana  $i$ , se aplica sobre su  $DEP_i[\Omega]$  la ecuación:

$$F_{nms5_i} (Hz^{-6}) = \frac{\sum_{\Omega=10}^{\Omega=180} DEP_i[\Omega] \times \Omega^{-1}}{\sum_{\Omega=10}^{\Omega=180} DEP_i[\Omega] \times \Omega^5} \quad (18)$$

Los parámetros espectrales se extraen en la función *Parametros\_espectrales.m*.

- Parámetros combinados:

Para obtener el  $RMS_{freq.ratio}$ , como se basa en la amplitud de la señal, nuevamente se usa la matriz de ventanas con filtro de red si se ha obtenido. Como frecuencia de corte se toma, para cada señal muscular del registro, el promedio de su frecuencia mediana en las ventanas contenidas en el primer medio minuto de registro con actividad muscular. Esto es, el promedio de las MDF obtenidas en el apartado anterior tal que su valor de localización temporal de la ventana de la cual se han extraído esté entre 60 s y 90 s. Tomando esto como frecuencia de corte  $fc$ , se realizan los siguientes pasos para cada ventana:

1. Aplicar un filtro paso bajo con frecuencia de corte  $fc$  a cada ventana  $v_i[n]$ , obteniendo las ventanas de información de frecuencia baja  $v_{i\_low}[n]$  y aplicar un filtro paso alto con igual frecuencia de corte, obteniendo en este caso las ventanas con información de frecuencia alta  $v_{i\_high}[n]$ .
2. Obtener el RMS de cada par de ventanas  $v_{i\_low}[n]$  y  $v_{i\_high}[n]$  correspondientes a una ventana  $v_i[n]$ , obteniendo  $RMS_{i\_low}$  y  $RMS_{i\_high}$ ,
3. Dividir cada  $RMS_{i\_low}$  entre su respectivo  $RMS_{i\_high}$  y obtener el porcentaje (ecuación 19).

$$RMS_{freq.ratio_i}(\%) = \left( \frac{RMS_{i\_low}}{RMS_{i\_high}} \right) \cdot 100 \quad (19)$$

La extracción del  $RMS_{freq.ratio}$  se realiza a partir de la función *Parametros\_combinados.m*.

Una vez se han obtenido todos los parámetros, se organizan estos en una matriz de parámetros de ventanas por músculo tal y como se muestra en la siguiente figura:

| MATRIZ DE VENTANAS |                  |        |        |        |        |        |       |     |         |         |        |        |        |        |        |
|--------------------|------------------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|-----|---------|---------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Ventana            | Valor Señal (μV) |        |        |        |        |        |       |     |         |         |        |        |        |        |        |
| ...                | ...              | ...    | ...    | ...    | ...    | ...    | ...   | ... | ...     | ...     | ...    | ...    | ...    | ...    | ...    |
| V25                | 0,23             | 2,14   | 2,70   | 2,62   | 2,31   | 1,46   | -0,40 | ... | -149,78 | -111,40 | -57,46 | -12,57 | 9,71   | 15,68  | 22,80  |
| V26                | -6,70            | -4,88  | -1,77  | 1,95   | 5,33   | 7,30   | 7,12  | ... | 25,39   | 32,73   | 38,44  | 41,55  | 39,64  | 29,67  | 11,05  |
| V26                | 22,80            | 42,05  | 67,74  | 84,32  | 82,37  | 67,39  | 52,80 | ... | -7,90   | 0,17    | 3,16   | -6,76  | -28,88 | -53,31 | -67,14 |
| V28                | 11,05            | -11,88 | -30,81 | -38,24 | -32,63 | -19,46 | -7,39 | ... | 12,31   | 14,08   | 13,45  | 12,45  | 14,12  | 19,40  | 25,81  |
| V29                | -67,14           | -63,17 | -44,54 | -21,94 | -5,81  | -0,06  | -1,40 | ... | 15,15   | 10,05   | 8,92   | 10,98  | 11,26  | 6,03   | -3,23  |
| V30                | 25,81            | 29,25  | 27,19  | 20,39  | 11,51  | 2,38   | -7,18 | ... | 74,43   | 64,17   | 44,70  | 28,76  | 19,86  | 7,29   | -21,38 |
| V31                | -3,23            | -10,69 | -10,10 | -3,01  | 9,00   | 20,25  | 28,76 | ... | 16,25   | 61,04   | 88,63  | 100,08 | 104,81 | 107,46 | 102,47 |
| ...                | ...              | ...    | ...    | ...    | ...    | ...    | ...   | ... | ...     | ...     | ...    | ...    | ...    | ...    | ...    |



Extracción de parámetros

| MATRIZ DE PARAMETROS DE VENTANAS |     |           |         |          |          |          |          |        |     |
|----------------------------------|-----|-----------|---------|----------|----------|----------|----------|--------|-----|
|                                  | ... | V25       | V26     | V27      | V28      | V29      | V30      | V31    | ... |
| RMS (μV)                         | ... | 14,67     | 6,58    | 8,96     | 8,66     | 11,65    | 20,04    | 20,30  | ... |
| RMS <u>norm</u> (%)              | ... | 35,98     | 16,13   | 21,98    | 21,24    | 28,57    | 49,15    | 49,811 | ... |
| MAV(μV)                          | ... | 8,601     | 4,44    | 5,95     | 5,52     | 6,48     | 12,18    | 13,03  | ... |
| MAV <u>norm</u> (%)              | ... | 36,39     | 18,79   | 25,17    | 23,32    | 27,37    | 51,50    | 55,07  | ... |
| MPF (Hz)                         | ... | 53,88     | 46,08   | 48,79    | 48,52    | 46,99    | 56,43    | 52,85  | ... |
| MDF (Hz)                         | ... | 45,40     | 36,40   | 41       | 42       | 39,80    | 51       | 48,60  | ... |
| Flnms5 (Hz <sup>-6</sup> )       | ... | 5,019e-12 | 7,25-12 | 6,61e-12 | 6,12e-12 | 6,83e-12 | 4,33e-12 | 5,97   | ... |
| RMS <u>freq.ratio</u> (%)        | ... | 85,46     | 130,04  | 100,17   | 97,94    | 91,27    | 79,48    | 82,26  | ... |

Figura 32. Paso de las ventanas a una matriz de los parámetros de las ventanas.

A continuación se debe obtener el valor promedio de los parámetros en cada minuto de registro. Para ello, para cada minuto *min* se siguen los siguientes pasos:

1. A partir del vector de localización temporal de ventanas,  $loc_{temporal}[i]$ , se obtienen aquellas ventanas '*v\_min*' que cumplan la Ecuación 20:

$$v_{min=v_i, i:(min-1*60) + 5} \geq loc_{temporal}[i] \leq (min * 60) + 5 \quad (20)$$

Es decir, aquellas ventanas cuya localización temporal se encuentre entre el inicio de ese minuto más 5 segundos y el final de ese minuto más 5 segundos. En el minuto inicial y final únicamente se tiene una de las dos condiciones, ya que no tienen minuto previo ni posterior respectivamente.

2. Se extrae de la matriz de parámetros aquellos correspondientes a las ventanas seleccionadas, y se obtiene el promedio de cada parámetro.

En cuanto al parámetro *Duración*, este se obtiene de forma particular. Primero, se extraen de forma similar al paso 1 anterior los valores del vector  $tiempos_{protocolo}[p]$  correspondientes a cada minuto. Una vez se tienen los valores de puntos *P* de cada minuto, se obtiene el incremento temporal entre cada valor, y se promedia, obteniendo la *Duración* promedio del ejercicio en cada minuto. Por otro lado, se cuenta el número de puntos detectados en  $tiempos_{protocolo}[p]$  para obtener el número de ejercicios realizados en el registro.

Finalmente, como resultado se tiene una matriz caracterización, en la cual se tiene los parámetros promedio para cada minuto tal y como se muestra en la siguiente Figura:

|                            | Minuto |          |          |          |          |          |          |          |          |          |          |          |          |     |
|----------------------------|--------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|-----|
|                            | ...    | 3        | 4        | 5        | 6        | 7        | 8        | 9        | 10       | 11       | 12       | 13       | 14       | ... |
| RMS ( $\mu\text{V}$ )      | ...    | 12,57    | 13,28    | 12,13    | 11,37    | 15,08    | 12,65    | 12,85    | 14,83    | 11,44    | 15,64    | 13,80    | 12,95    | ... |
| RMS <i>norm</i> (%)        | ...    | 30,84    | 32,58    | 29,77    | 27,91    | 37,00    | 31,05    | 31,53    | 36,38    | 28,06    | 38,35    | 33,85    | 31,78    | ... |
| MAV ( $\mu\text{V}$ )      | ...    | 8,45     | 8,46     | 8,00     | 7,26     | 9,17     | 8,02     | 8,25     | 9,41     | 7,29     | 9,90     | 8,52     | 8,11     | ... |
| MAV <i>norm</i> (%)        | ...    | 35,74    | 35,77    | 33,81    | 30,71    | 38,78    | 33,90    | 34,91    | 39,81    | 30,83    | 41,85    | 36,05    | 34,28    | ... |
| MPF (Hz)                   | ...    | 48,83    | 46,56    | 48,98    | 45,08    | 49,45    | 49,06    | 46,46    | 49,02    | 47,31    | 49,52    | 49,42    | 48,23    | ... |
| MDF (Hz)                   | ...    | 41,30    | 39,04    | 41,61    | 36,14    | 41,09    | 42,36    | 39,36    | 41,35    | 39,43    | 41,66    | 42,32    | 40,31    | ... |
| Finms5 (Hz <sup>-6</sup> ) | ...    | 6,77e-12 | 8,69e-12 | 6,74e-12 | 9,00e-12 | 6,75e-12 | 7,26e-12 | 9,62e-12 | 7,04e-12 | 8,02e-12 | 6,86e-12 | 7,03e-12 | 7,12e-12 | ... |
| RMS <i>freq.ratio</i> (%)  | ...    | 100,53   | 104,99   | 98,852   | 116,65   | 98,509   | 98,14    | 107,68   | 98,01    | 110,63   | 94,29    | 99,37    | 102,56   | ... |
| Duración (s)               | ...    | 15,50    | 16,25    | 17,25    | 15,75    | 16,25    | 16       | 16,75    | 16       | 15,25    | 16,50    | 17,50    | 17       | ... |

Figura 33. Forma de la matriz caracterización, en la cual se tiene la evolución por minuto de los parámetros extraídos.

Se desarrolla la función *Extraccion\_parametros.m*, que realiza llamadas al resto de funciones del presente apartado y obtiene a partir de ellos las matrices caracterización de cada señal del registro.

#### 4.3.2. ALMACENAMIENTO DE LOS RESULTADOS

La matriz de caracterización de cada músculo es almacenada junto a las variables de entrada del sistema para contextualizar el análisis y el SNR. Se guarda en formato Excel, con una pestaña por músculo.

En el directorio de entrada del sistema se crea la carpeta "Análisis + 'Sesión'" (Por ejemplo "AnálisisPR18"). Dentro de esta, se crea una carpeta cuyo nombre presenta la fecha en la cual se ha realizado el análisis, dentro de la cual se crea el Excel con el resultado del sistema para cada músculo. Este proceso se lleva a cabo con la función *Almacenamiento\_resultados.m*.

Dentro de esta función, se representa la evolución temporal de los parámetros obtenidos en figuras para cada señal del registro, y se guardan en el directorio anterior. Esto lo realiza la función *Grafica.m*. Dichas representación se presentan en el apartado 6.RESULTADOS.

#### 4.3.3. DIAGRAMA DE FLUJO DE EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS

A continuación, para esquematizar los conceptos desarrollados en los anteriores subapartados, se realiza la Tabla 4 y el diagrama de flujo de la extracción de características. Estos, dan una idea general de las funciones de esta etapa, su relación y referencian al apartado de la memoria el cual lo explica y al apartado de los anejos con el código de las funciones.

| Caja de Flujo                     | Apartado de Memoria | Función                        | Código (Apartado Anejos) |
|-----------------------------------|---------------------|--------------------------------|--------------------------|
| Extracción de características     | 4.3.1               | Extraccion_parametros.m        | 1.4.1                    |
| Obtención parámetros de amplitud  | 4.3.1               | Parametros_amplitud.m          | 1.4.1.1                  |
| Obtención parámetros espectrales  | 4.3.1               | Parametros_espectrales.m       | 1.4.1.2                  |
| Obtención parámetros combinados   | 4.3.1               | Parametros_combinados.m        | 1.4.1.3                  |
| Filtrado Paso Bajo                | 4.3.1               | Filtrado_paso-bajo.m           | 1.2.2                    |
| Filtrado Paso Alto                | 4.3.1               | Filtro_artefactos_movimiento.m | 1.2.3                    |
| Guardar los resultados            | 4.3.2               | Almacenamiento_Resultados.m    | 1.4.2                    |
| Representación de características | 4.3.2               | Grafica.m                      | 1.4.2.1                  |

Tabla 4. Esquematización de funciones, apartados de memoria y anejos y el título en el flujograma (Figura 34).

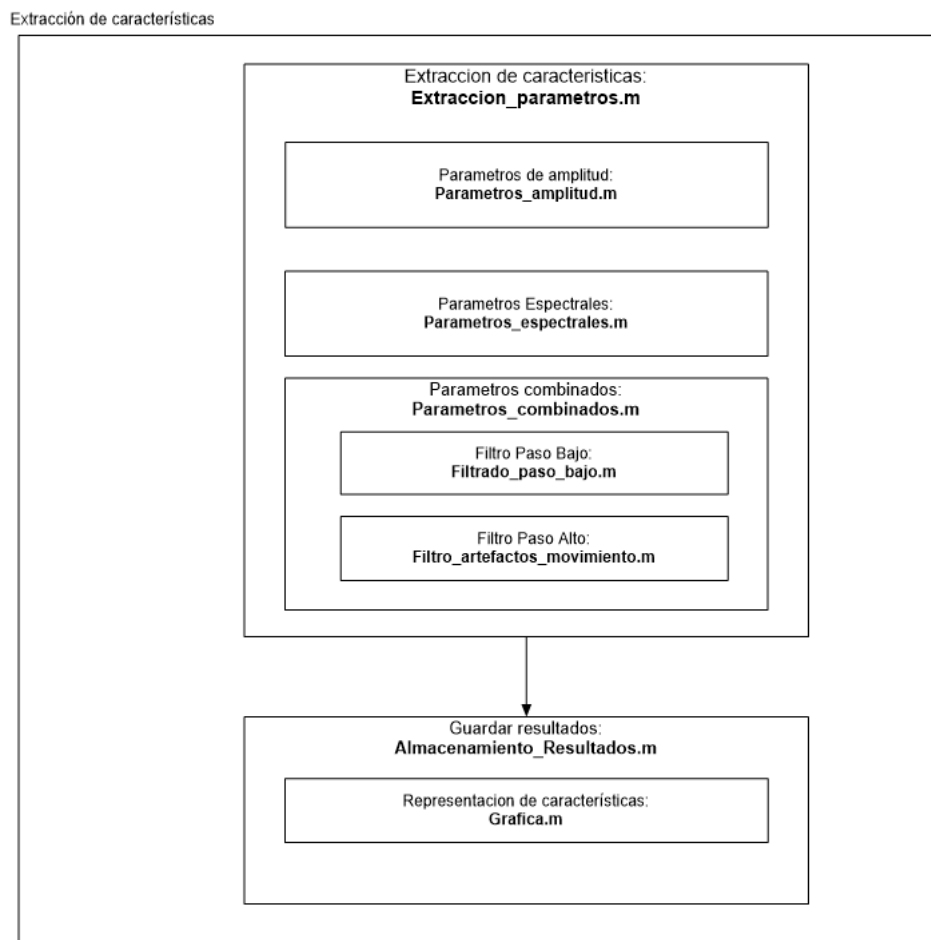


Figura 34. Flujograma de la etapa del sistema de extracción de características, representación y almacenamiento de estas.



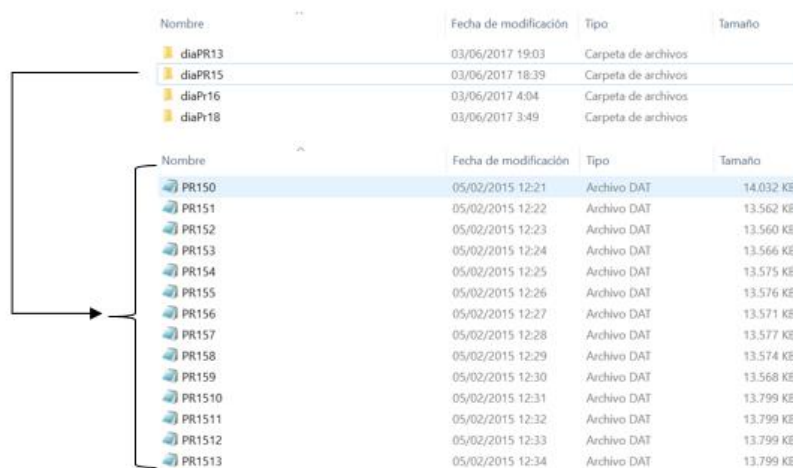
## 5. MANUAL DE USUARIO

Para utilizar la herramienta desarrollada sobre una sesión se tienen que seguir los siguientes pasos.

### 1. Preparación de los datos.

**Paso 1:** Colocar los ficheros '.dat' correspondientes al registro de los minutos de una sesión en una carpeta con el nombre "día + sesión", esto es por ejemplo, para la sesión "PR13": "díaPR13".

**Paso 2:** Colocar las distintas carpetas "día + sesión" en un directorio principal, por ejemplo "C:\Fatiga\_Laparoscopia\_Dinamica", en el cuál se tendrán tanto las carpetas de los registros de las distintas sesiones como las carpetas análisis que se crearán al ejecutar la herramienta. La organización pedida se muestra en la siguiente figura:



| Nombre  | Fecha de modificación | Tipo                | Tamaño |
|---------|-----------------------|---------------------|--------|
| diaPR13 | 03/06/2017 19:03      | Carpeta de archivos |        |
| diaPR15 | 03/06/2017 18:39      | Carpeta de archivos |        |
| diaPR16 | 03/06/2017 4:04       | Carpeta de archivos |        |
| diaPR18 | 03/06/2017 3:49       | Carpeta de archivos |        |

| Nombre | Fecha de modificación | Tipo        | Tamaño    |
|--------|-----------------------|-------------|-----------|
| PR150  | 05/02/2015 12:21      | Archivo DAT | 14.032 KB |
| PR151  | 05/02/2015 12:22      | Archivo DAT | 13.562 KB |
| PR152  | 05/02/2015 12:23      | Archivo DAT | 13.560 KB |
| PR153  | 05/02/2015 12:24      | Archivo DAT | 13.566 KB |
| PR154  | 05/02/2015 12:25      | Archivo DAT | 13.575 KB |
| PR155  | 05/02/2015 12:26      | Archivo DAT | 13.576 KB |
| PR156  | 05/02/2015 12:27      | Archivo DAT | 13.571 KB |
| PR157  | 05/02/2015 12:28      | Archivo DAT | 13.577 KB |
| PR158  | 05/02/2015 12:29      | Archivo DAT | 13.574 KB |
| PR159  | 05/02/2015 12:30      | Archivo DAT | 13.568 KB |
| PR1510 | 05/02/2015 12:31      | Archivo DAT | 13.799 KB |
| PR1511 | 05/02/2015 12:32      | Archivo DAT | 13.799 KB |
| PR1512 | 05/02/2015 12:33      | Archivo DAT | 13.799 KB |
| PR1513 | 05/02/2015 12:34      | Archivo DAT | 13.799 KB |

Figura 35. Manual de Usuario Paso 2: colocación de forma adecuada de los ficheros '.dat' de cada registro en las carpetas "día+sesión" en el directorio principal.

### 2. Aplicación del sistema de procesamiento de datos.

**Paso 3:** Abrir Matlab e ir a la carpeta en la cual se tiene el sistema de procesamiento de datos. Por ejemplo, si se tiene esta en el directorio principal anterior se introduce en la ventana de comandos "cd C:\Fatiga\_Laparoscopia\_Dinamica".

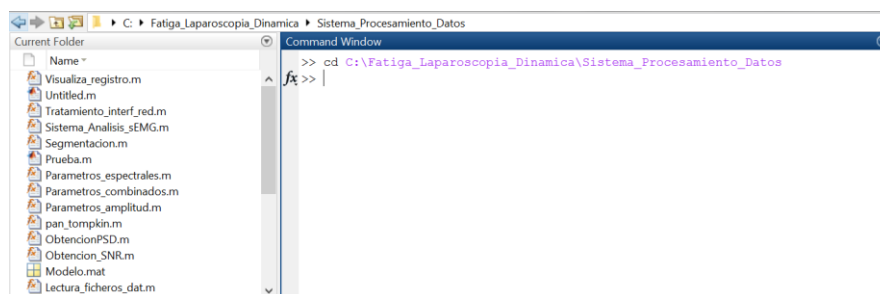


Figura 36. Manual de Usuario Paso 3: Abrir Matlab y desplazar el directorio de trabajo a la carpeta del sistema de procesamiento de datos

**Paso 4:** realizar la llamada a la función principal del sistema de procesamiento de datos, introduciendo las variables de entrada en ella. Las variables de entrada y el orden en el cual se introducen son:

| VARIABLE DE ENTRADA          | SIGNIFICADO   | Ejemplo                           |
|------------------------------|---|-----------------------------------|
| Sesión                       | Código de la sesión de la cual se quiere hacer el análisis.   | 'PR16'                            |
| Directorio Principal         | Directorio en el cual se tienen las carpetas con los registros.   | 'C:\Fatiga_Laparoscopia_Dinamica' |
| Frecuencia de muestreo       | Frecuencia a la cual se ha muestreado el registro en la etapa de adquisición, en la conversión analógico/digital. Unidades: Hz.   | 5000                              |
| Nueva Frecuencia de Muestreo | Frecuencia a la cual procesar los registros con tal de disminuir coste computacional. Unidades: Hz. Si no se desea, introducir vector vacío: '['].  | 1000                              |
| Ganancia                     | Ganancia aportada al valor de las señales en la adquisición. Unidades: V/V.   | 2000                              |
| Filtro de Red                | Decisión en cuanto a la aplicación de un filtro de interferencia de red para obtener los parámetros de amplitud de las señales. Valores:<br>0: No aplicar.<br>1: Aplicar.<br>2: Supervisado. Aportar SNR y DEP para toma de decisión por parte del usuario. | 2                                 |
| Tamaño Ventana               | Tamaño de las ventanas en el cuál segmentar las señales para el análisis de las mismas. Unidades: segundos (s).   | 5                                 |
| Visualización                | Decisión en cuanto a la visualización o no de los distintas partes del preprocesamiento. Valores:<br>0: No visualizar<br>1: Visualizar  | 1                                 |

Tabla 5. Variables de entradas al sistema de procesamiento de datos, significado, valores, unidades y ejemplos.

Para realizar la llamada se introduciría en la ventana de comandos, para los valores ejemplo de la tabla, el siguiente código:

```
[49arámetros] = Sistema_Analisis_sEMG('PR16','C:\Fatiga_Laparoscopia_Dinamica',5000,1000,2000,2,5,1);
```

El sistema irá informando a partir de la ventana de comandos del paso en el cuál se encuentra en su análisis.

```

Command Window
>> [parametros] = Sistema_Analisis_sEMG('Pr16', 'C:\Fatiga_Laparoscopia_Dinamica', 5000, 1000, 2000, 2, 5, 1);
Iniciando preprocesamiento
Leyendo y juntando registros...
Registros Leídos y concatenados correctamente.
Corrección de ganancia completada
diezmado completado
Filtrado paso_bajo completado
Filtrado paso_alto completado
Eliminación de ECG completado

```

Figura 37. El sistema va informando al usuario de en qué paso del análisis se encuentra.

Si se ha seleccionado la opción de visualizar los pasos, se obtendrá una figura por paso de preprocesamiento como las que se muestran en la siguiente figura:

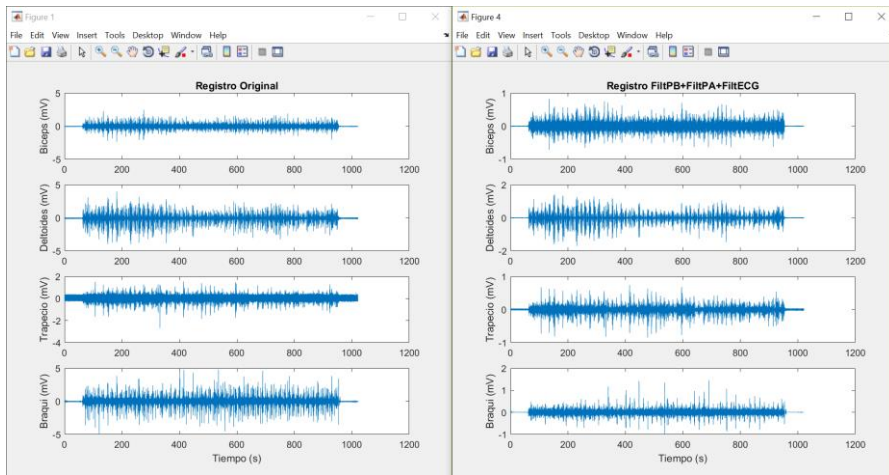


Figura 38. Figuras aportadas por el sistema si se ha seleccionado la opción de Visualización igual a 1. Se obtiene una figura por cada paso del preprocesamiento.

**Paso 5:** Si se ha introducido la opción de filtro de red supervisado, tomar la decisión a partir de la DEP y el SNR aportado e introducir el nuevo valor de la entrada 'Filtro de Red', 1 si se aplica y 0 si no se aplica, en la ventana de comandos.

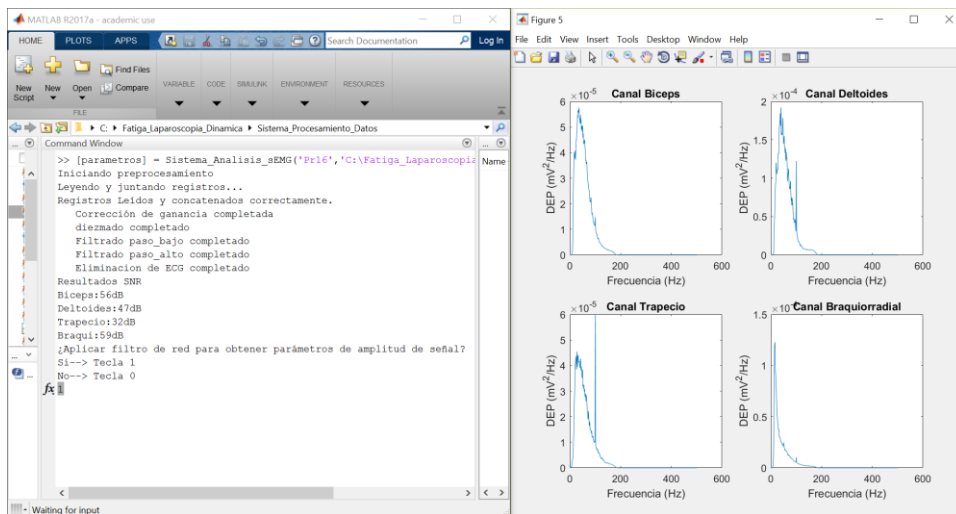


Figura 39. Opción de filtrado de red supervisado. Se observa las DEP de cada canal del registro y los valores de SNR en la ventana de comandos. Se introduce en esta la decisión adoptada.

### 3. Visualización de resultados.

**Paso 6:** Los resultados se han almacenado en el directorio principal, en una carpeta especificada por el sistema de procesamiento cuando finaliza el análisis.

```
...completado. Disfruta los resultados en:
C:\Fatiga_Laparoscopia_Dinamica\AnálisisPr16\21-Jun_0359
Gracias!
```

Figura 40. Información al finalizar el sistema del directorio en el cual se almacenan los resultados.

**Paso 7:** Acceder a la carpeta especificada y abrir el archivo Excel, el cual contiene la información obtenida. Esta viene organizada de la siguiente forma:

| Información del procesamiento realizado |               |            |               |            | Variables de interés de la señal y el registro |            |               |            |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
|---|---------------|------------|---------------|------------|--|------------|---------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|--|--|
| A                                       | B             | C          | D             | E          | F  | G          | H             | I          | J          | K          | L          | M          | N          | O          |            |  |  |
| 1                                       | Codigo        | Pr16       | fc(Hz)        | 10         | Tamaño veni                                    | 5          | SNR(dB)       | 59,4758602 |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
| 2                                       | Canal         | 3          | filtro de red | 1          | Solapamiento                                   | 2,5        | Ejercicios De | 56         |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
| 3                                       |               |            |               |            |  |            |               |            |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
| 4                                       |               |            |               |            |  |            |               |            |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
| 5                                       | minuto        | 0          | 1             | 2          | 3  | 4          | 5             | 6          | 7          | 8          | 9          | 10         | 11         | 12         | 13         |  |  |
| 6                                       | RMS(µV)       | 2213,93533 | 52118,2329    | 53383,5391 | 57694,928                                      | 60917,979  | 58318,9284    | 58088,5434 | 59584,6265 | 54245,2207 | 56858,3247 | 61471,8594 | 61330,2623 | 59534,2439 | 55886,8319 |  |  |
| 7                                       | RMSnorm (%)   | 1,69607483 | 39,9272832    | 40,8966222 | 44,1995363                                     | 46,6686851 | 44,6775771    | 44,5010813 | 45,6472163 | 41,5567483 | 43,5586225 | 47,0930076 | 46,9845313 | 45,6086187 | 42,8143711 |  |  |
| 8                                       | MAV (µV)      | 1548,15568 | 35955,8409    | 38397,5508 | 38859,6444                                     | 40438,6173 | 39141,7179    | 37765,4225 | 38615,249  | 37405,9601 | 37940,8493 | 40941,7876 | 40579,0075 | 39705,4946 | 38460,4735 |  |  |
| 9                                       | MAVnorm (%)   | 2,23304181 | 51,862288     | 55,3841821 | 56,0507005                                     | 58,3281927 | 56,45756      | 54,4724074 | 55,6981874 | 53,9539231 | 54,7254412 | 59,0539597 | 58,5306898 | 57,270745  | 55,474941  |  |  |
| 10                                      | Fmedia (Hz)   | 67,7228678 | 47,1821385    | 47,1498312 | 42,1118656                                     | 40,4246355 | 41,8012424    | 44,1834903 | 41,0189573 | 41,2322877 | 39,7204701 | 38,8898794 | 41,6342574 | 41,1503376 | 42,5757694 |  |  |
| 11                                      | Fmediana (H)  | 58,352381  | 36,26         | 36,86      | 31,33  | 30,01      | 31,54         | 35,01      | 31,11      | 30,81      | 28,71      | 27,81      | 31,64      | 31,23      | 32,73      |  |  |
| 12                                      | Finms5 (Hz-e) | 3,139E-12  | 8,8287E-12    | 7,975E-12  | 1,1329E-11                                     | 1,4973E-11 | 1,2328E-11    | 1,2466E-11 | 1,5514E-11 | 1,1979E-11 | 1,2905E-11 | 1,4253E-11 | 1,4508E-11 | 1,3853E-11 | 1,0894E-11 |  |  |
| 13                                      | RMSfrec_rati  | 93,056558  | 129,410326    | 127,30691  | 148,327187                                     | 167,290184 | 150,995984    | 143,093147 | 159,600167 | 144,662336 | 153,738595 | 162,869464 | 149,841706 | 154,659845 | 147,290467 |  |  |
| 14                                      | Duración (s)  | 0          | 14,5          | 18,5       | 15,75  | 15,5       | 14,25         | 15,5       | 15,75      | 12,8333333 | 15         | 14,5       | 15,75      | 15,75      | 17         |  |  |
| 15                                      |               |            |               |            |  |            |               |            |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
| 16                                      |               |            |               |            |  |            |               |            |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
| 17                                      |               |            |               |            |  |            |               |            |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
| 18                                      |               |            |               |            |  |            |               |            |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
| 19                                      |               |            |               |            |  |            |               |            |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
| 20                                      |               |            |               |            |  |            |               |            |            |            |            |            |            |            |            |  |  |
| 21                                      |               |            |               |            |  |            |               |            |            |            |            |            |            |            |            |  |  |

Cada pestaña tiene el resultado de un musculo

Figura 41. Organización de la información en los resultados del sistema de procesamiento de datos.

## 6. RESULTADOS

A lo largo del sistema, se han presentado distintas variables (Tabla 5) y constantes que definen el análisis que se realiza del registro. Para testear su funcionamiento y optimizarlo se han probado combinando distintos valores de las variables y de las constantes del sistema. Estos son:

| Variable/Constante  | Pruebas               |
|---|-----------------------|
| Frecuencia de corte inferior (Hz)   | 10, 15, 20            |
| Frecuencia de corte superior (Hz)   | 180, 350              |
| Tamaño de ventana (s)   | 2, 3, 5, 10, 15       |
| Nueva frecuencia de muestreo (Hz)<br>con frecuencia de muestreo igual de 5000 Hz. | 1000, 2500, 5000      |
| Filtro de red   | Aplicado, No aplicado |

Tabla 6. Valor de variables y constantes al testear el sistema.

A continuación se presenta el resultado de aplicar el sistema de procesamiento de datos sobre el registro de una herramienta clásica (sesión PR16) y sobre una nueva herramienta (sesión PR18). Estos registros tienen una duración de 17 minutos y han sido realizados por el mismo individuo. Tienen una ganancia aplicada de 5000 V/V y están muestreados a 5000 Hz. Se realiza el análisis a una nueva frecuencia de muestreo de 1000 Hz y con un tamaño de ventana de análisis de 5 segundos. Para la obtención de parámetros de amplitud de la señal se decide aplicar el filtro digital de red.

### 6.1. HERRAMIENTA CLÁSICA

#### ■ Bíceps:

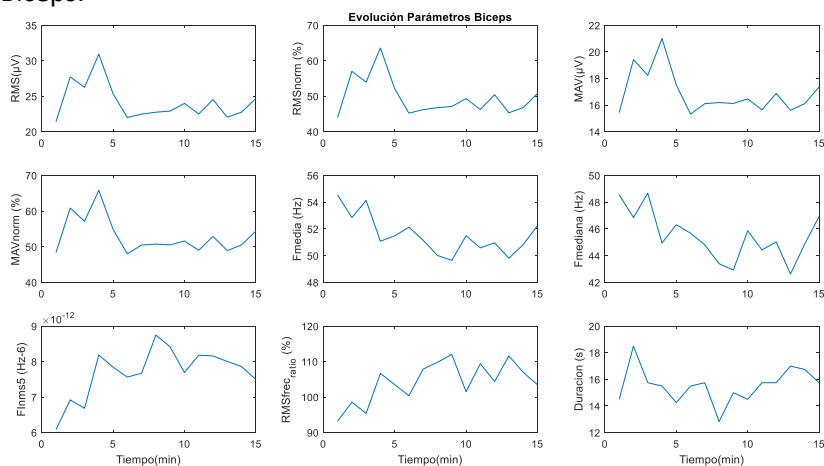


Figura 42. Evolución temporal de parámetros en bíceps en la sesión PR16.

■ **Deltoides**

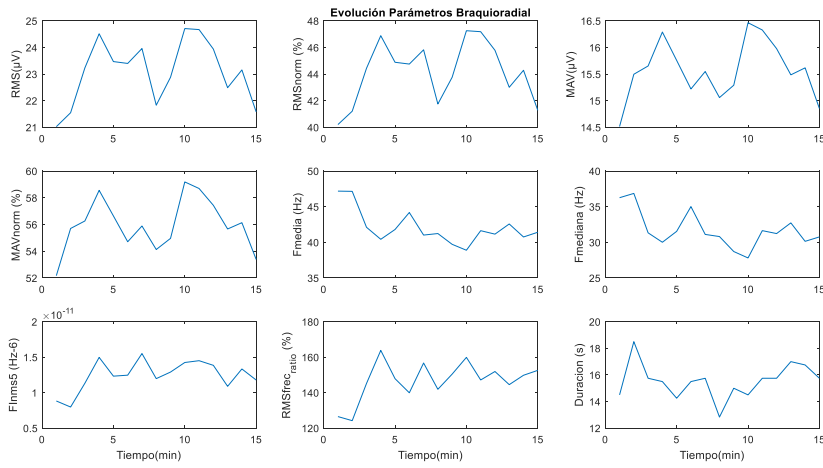


Figura 43. Evolución temporal de parámetros en deltoides en la sesión PR16.

■ **Trapezio**

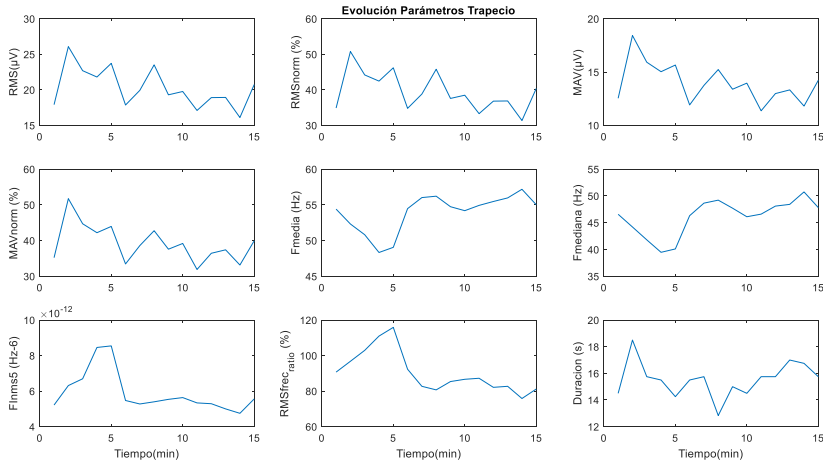


Figura 44. Evolución temporal de parámetros en trapezio en la sesión PR16.

■ **Braquiorradial**

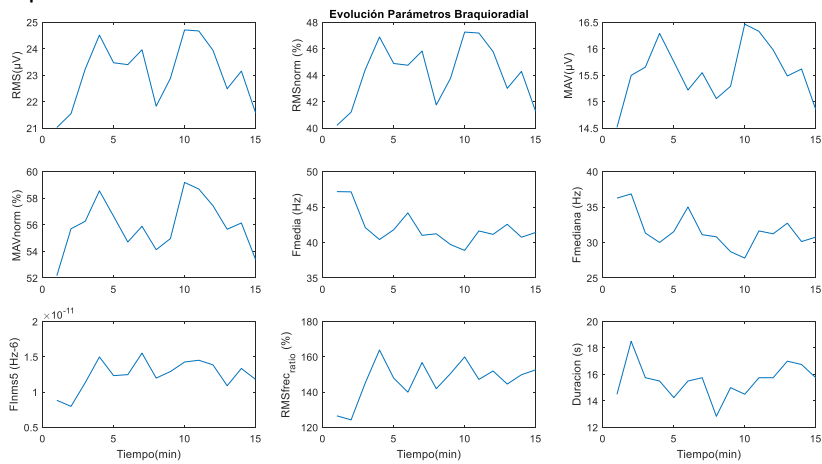


Figura 45. Evolución temporal de parámetros en braquiorradial en la sesión PR16.

## 6.2. NUEVO PROTOTIPO DE HERRAMIENTA

### ■ Bíceps

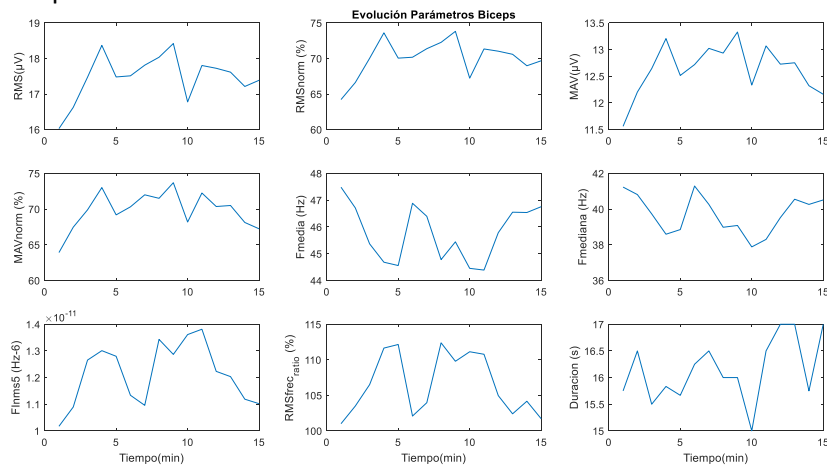


Figura 46. Evolución temporal de parámetros en bíceps en la sesión PR18.

### ■ Deltoides

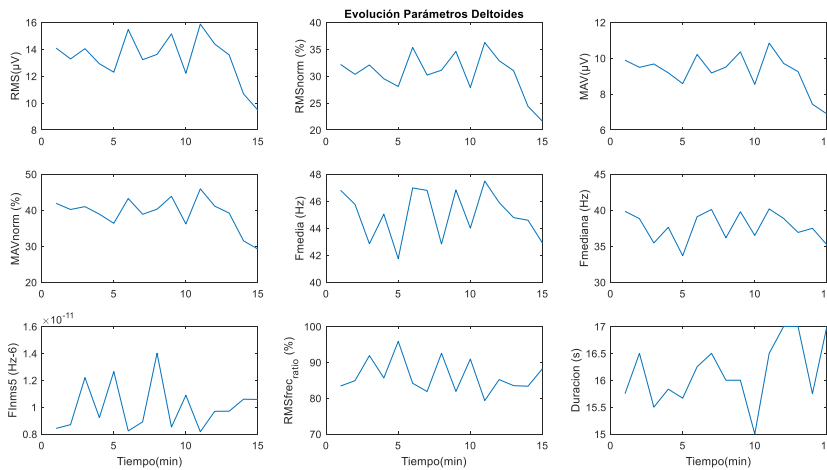


Figura 47. Evolución temporal de parámetros en deltoides en la sesión PR18.

### ■ Trapecio

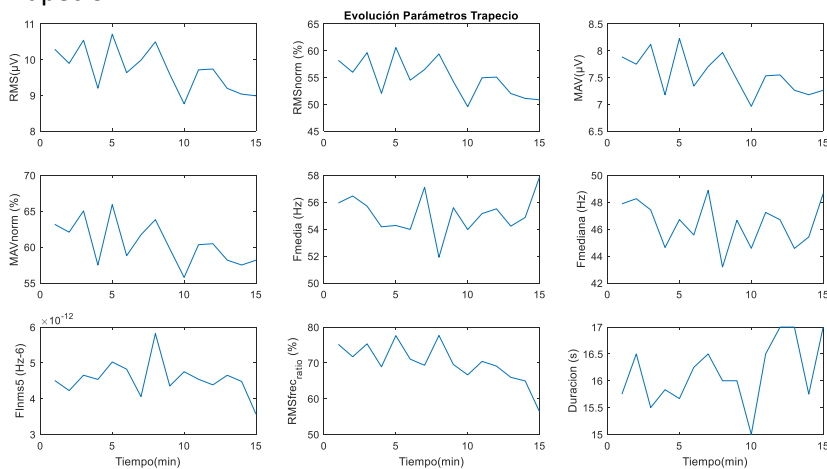


Figura 48. Evolución temporal de parámetros en trapecio en la sesión PR18.

▪ Braquiorradial

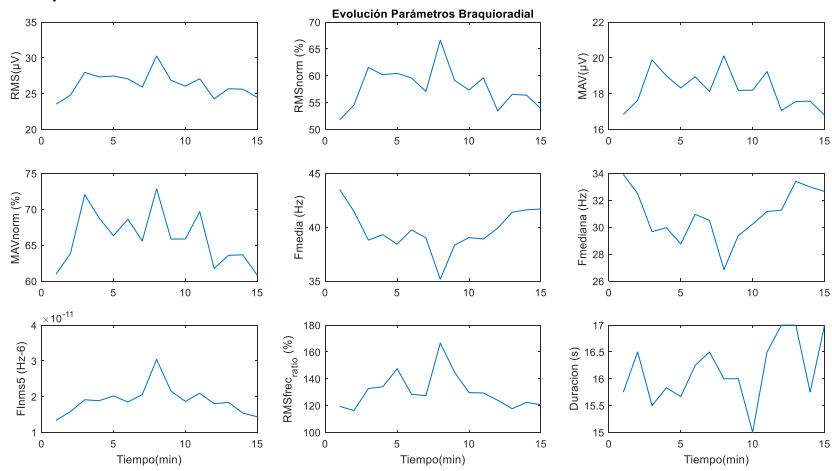


Figura 49. Evolución temporal de parámetros en braquiorradial en la sesión PR18.

### 6.3. CALIDAD DE REGISTROS Y HABILIDAD DE CIRUJANO

A continuación se presenta el resultado en cuanto a SNR, ejercicios detectados y duración aproximada de los mismos para ambas herramientas.

|                            | SNR(dB) |           |          |                | Habilidad  |                       |
|----------------------------|---------|-----------|----------|----------------|------------|-----------------------|
|                            | Bíceps  | Deltoides | Trapezio | Braquiorradial | Ejercicios | Duración Promedio (s) |
| <b>Herramienta Clásica</b> | 55,28   | 46,64     | 31,97    | 59,47          | 56         | 15,48                 |
| <b>Herramienta Nueva</b>   | 50,48   | 23,21     | 7,79     | 62,24          | 51         | 16,14                 |

Tabla 7. Valores de los parámetros SNR y de habilidad del cirujano. Comparativa entre dos registros.

Finalmente, se presenta un ejemplo de la detección de ejercicios que se obtiene con el sistema:

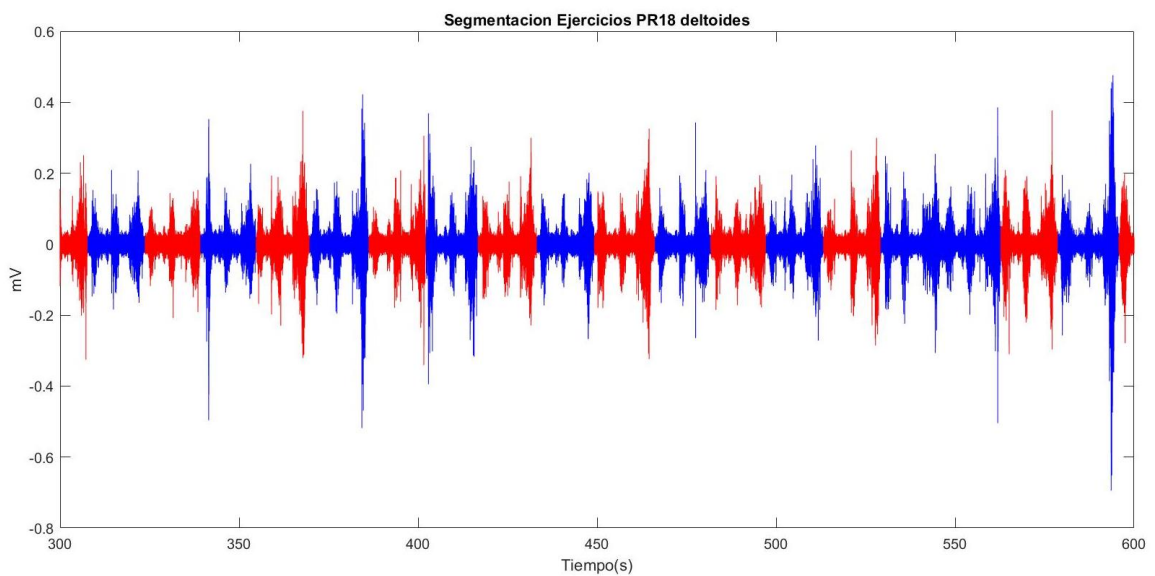


Figura 50. Resultado obtenido de detección de ejercicios mediante la localización del momento de protocolo entre el marcado del punto 2 y el punto 3 (Figura 11).



## 7. CONCLUSIONES

Dados los objetivos inicialmente planteados, se ha conseguido resolver satisfactoriamente el objetivo principal. Se ha desarrollado un sistema (Apartado 4.DESARROLLO DEL SISTEMA DE PROCESAMIENTO DE DATOS) que obtiene parámetros que definen el esfuerzo y la fatiga de señales sEMG obtenidas en los ensayos de laparoscopia dinámica y se ha testado (Apartado 6.RESULTADOS). En cuanto a los objetivos específicos de este, se ha conseguido resolver todos los planteados:

- Se han desarrollado técnicas y algoritmos de eliminación de interferencias y ruido en las señales (Apartado 4.1.PREPROCESAMIENTO). Cabe destacar el algoritmo desarrollado para eliminar el ECG del trapecio, ya que este era un problema en la línea de investigación que imposibilitaba el análisis limpio de la fatiga y esfuerzo en este músculo. A pesar del buen resultado, caben líneas de mejora futura en este objetivo. Sería conveniente revisar las componentes del sistema de adquisición para arreglar la interferencia de rebote de red. Además, se podría mejorar la eliminación de ECG en trapecio obtenido simultáneamente al sEMG el ECG. Así, se podrían aplicar filtros adaptativos y detectar los picos R de los complejos QRS de forma más precisa.
- Se han obtenido parámetros que miden el esfuerzo (RMS, MAV) y se ha representado su evolución temporal (Apartado 6.RESULTADOS). Comparando ambas herramientas, se ha observado un valor menor de estos parámetros en la herramienta nueva que en la clásica, lo que puede implicar menor esfuerzo al usarla.
- Se han extraído parámetros que evalúen la presencia o no de fatiga muscular (MPF, MDF,  $Finms5$ ,  $RMS_{freq.ratio}$ ) y se han representado (Apartado 6.RESULTADOS). Se ha observado fatiga en la mayoría de músculos (biceps, deltoides y braquiorradial), disminuyendo MPF y MDF entre el inicio y el final.
- Se ha realizado una guía de usuario (Apartado 5.MANUAL DE USUARIO) para facilitar el uso del sistema.

El otro objetivo general, la obtención de un parámetro que evalúe la calidad del registro y medir la habilidad del cirujano, se han cumplido satisfaciendo sus objetivos específicos.

- Se ha obtenido el parámetro SNR utilizando los tramos de registro en reposo (Apartado 4.1.PREPROCESAMIENTO). Este ha sido de utilidad para evaluar si la metodología de filtrado mejoraba la calidad del registro, y se ha representado como salida del sistema (Apartado 6.RESULTADOS).
- Se ha obtenido el parámetro D como la duración de realización del ejercicio, y se ha representado su evolución a lo largo del registro (Figuras del Apartado 6.RESULTADOS). Además, se ha estimado el número de ejercicios realizados. A pesar de obtener buenos resultados, se han tenido problemas en los ensayos que se fuerza poco el deltoides. El modelo de detección de ejercicios podría mejorarse teniendo más sesiones adquiridas.

## 8. BIBLIOGRAFÍA

- ASCRS, Cirugía Laparoscopica. Available at: <https://www.fascrs.org/cirugia-laparoscopica> el 10/04/17.
- Basmajian, JV; De Luca, C., 1985. Chapter 8: Muscle Fatigue and Time-dependent Parameters of the Surface EMG Signal. In *Muscles Alive*.
- Britain, G., Technology, O. & Sciences, H., 1996. Muscle Fatigue and Calibration of EMG Measurements. , 5(4), pp.239–243.
- Candia, E., Cirugía Laparoscopica. Available at: <http://uroenlinea.com/laparoscopia/> el 14/05/17.
- De, U., 2005. Ergonomics and laparoscopy. *Indian J Surg*, 67(3), pp.164–166.
- Dimitrov, G. V., Crichton, N. & Dimitrova, N.A., 2006. Muscle Fatigue during Dynamic Contractions Assessed by New Spectral Indices. , (1971), pp.1971–1979.
- Duran, C.M., 2014. Optimización y clasificación de señales EMG a través de métodos de reconocimiento de patrones Optimización y clasificación de señales EMG a través de métodos de reconocimiento de patrones Optimization and Classification of EMG Signals Through Pattern Recognition Methods. , (May).
- González-izal, M. et al., 2010. EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), pp.233–240. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.011>.
- Hamid R. Sami, EMG or Electromyography. Available at: <http://www.drhamid.com/ptsite/EMG.htm> el 13/06/17.
- Instruments, N., 2014. M Series Multifunction DAQ for USB - 16-Bit , 250 kS / s , up to 80 Analog Inputs Digital I / O. , (866), pp.1–17.
- Janki, S. et al., 2016. Ergonomics in the operating room. *Surgical Endoscopy*.
- Kernich, C. a., 2005. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*,
- Kumar, D.K. et al., 2011. Measuring Increase in Synchronization to Identify Muscle Endurance Limit. , 19(5), pp.578–587.
- Luca, C. et al., 2006. Decomposition of Surface EMG Signals. , pp.1646–1657.
- Luca, C., 2002. Surface Electromyography: detection and recording. , pp.1–10.
- Luca, C.J. De et al., 2010. Filtering the surface EMG signal : Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), pp.1573–1579. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027>.
- Marque, F.S.A.S.B.C., 2014. Evaluation of muscle force classification using shape analysis of the sEMG probability density function : a simulation study. , pp.673–684.
- Medical Expo, M., Surgical Innovations. Pinza de Corte Electroquirúrgico. Available at: <http://www.medicaexpo.es/prod/surgical-innovations/product-70212-483092.html> el 01/07/17.
- Ng, J.K., Richardson, C.A. & Gwendolen, A., 1997. Electromyographic Amplitude and Frequency Changes in the Iliocostalis Lumborum and Multifidus Muscles During a Trunk Holding

Test.

- Ostojic, S. et al., 2009. Clinical Biomechanics Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. , 24, pp.327–340.
- Pan, J. & Willis, J., 1985. A Real-Time QRS Detection Algorithm. , (3), pp.230–236.
- Pérez-Duarte, F.J. et al., 2012. Ergonomía en cirugía laparoscópica y su importancia en la formación quirúrgica. *Cirugía Española*, 90(5), pp.284–291. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0009739X11002168>.
- Potvin, J; Bent, L., 1997. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contraction to quantify muscle fatigue.
- Quick, N.E. et al., 2003. The effect of using laparoscopic instruments on muscle activation patterns during minimally invasive surgical training procedures. *Surgical endoscopy*, 17, pp.462–465.
- Rangayyan, R.M., 2015. *Biomedical Signal Analysis. Analysis of waveshape and waveform complexity.*,
- Sedghamiz, H., Complete implementation of Pan-Tompkins algorithm.
- SENIAM, Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Available at: <http://www.seniam.org/> el 10/04/17.
- Slack, P.S. et al., 2008. The effect of operating time on surgeons ' muscular fatigue. , pp.651–657.
- Suresh R. Devasahayam, 2013. *Signals and Systems in Biomedical Engineering. Signal Processing and Physiological Systems Modeling Second Edi.*,
- Uhrich, M.L. et al., 2002. Assesment of fatigue, monitor placement, and surgical experience during simulated laparoscopic surgery. *Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques*, 16(4), pp.635–639.
- Willigenburg, N.W. et al., 2012. Removing ECG contamination from EMG recordings : A comparison of ICA-based and other filtering procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), pp.485–493. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.01.001>.

# **PRESUPUESTOS**

## 1. INTRODUCCIÓN

En la realización del trabajo se han ido requiriendo distintos recursos los cuales deben ser presupuestados. El objetivo de este apartado es definir los costes asociados a la realización del proyecto. Estos, son tanto del material necesario para realizarlo como los honorarios de personal para realizarlo. En cuanto a los materiales, estos principalmente se tratan de software y equipos informáticos.

## 2. PRESUPUESTO

Los elementos presupuestados del proyecto son los siguientes:

- Recursos: los recursos necesarios para desarrollar el proyecto son un ordenador portátil, en concreto se ha seleccionado un modelo Dell XPS13 cuyo coste se ha obtenido de [1], software Matlab 2017 para desarrollar en el sistema de procesamiento de datos, obteniendo el precio de licencia en [2] y software de Microsoft Office [3]. Los costes detallados son los siguientes:

| RECURSOS             |                           |                   |           |
|----------------------|---------------------------|-------------------|-----------|
| CONCEPTO             | COSTE UNITARIO (€/unidad) | UNIDADES (unidad) | COSTE (€) |
| Ordenador            | 1329                      | 1                 | 1329      |
| Licencia Matlab 2017 | 2000                      | 1                 | 2000      |
| Licencia Office 2016 | 149                       | 1                 | 149       |

Tabla 8. Costes asociados a Inventario del Proyecto.

- Honorarios: únicamente se requiere una persona como ingeniero biomédico. El coste es el siguiente:

| HONORARIOS                   |                      |              |           |
|------------------------------|----------------------|--------------|-----------|
| CONCEPTO                     | COSTE UNITARIO (€/h) | UNIDADES (h) | COSTE (€) |
| Graduado Ingeniero Biomédico | 20                   | 300          | 6000      |

Tabla 9. Costes asociados a Honorarios del Proyecto.

Por tanto, se tiene un coste total del proyecto de 9478€ con una duración de 300 horas.

### 3. REFERENCIAS

[1] Dell, "Portátiles Dell – Notebooks, Netbooks y Tablets" [en línea]. Disponible el 22/06/17 a las 13:00 en:

<http://www.dell.com/es/p/laptops?c=es&l=es&s=bsd&~ck=mn#!xps-laptops&dplgid=xps-laptops>

[2] Mathworks, "Pricing and Licensing" [En línea]. Disponible el 22/06/17 a las 13:12 en:

<https://es.mathworks.com/pricing-licensing.html>

[3] Microsoft, "Office Hogar y Estudiantes 2016" [En línea]. Disponible el 22/06/17 a las 13:15 en:

<https://www.microsoft.com/es-es/store/d/office-hogar-y-estudiantes-2016/cfq7ttc0k5fc>

## **ANEJOS**

# 1. CODIGO MATLAB DE LAS FUNCIONES DESARROLLADAS

## 1.1. Función troncal: Sistema\_Analisis\_sEMG.m

```
1 function [parametros] = Sistema_Analisis_sEMG(sesion,directorio,fm,nfm,G,filtro_red,tamanyo_ventana,visualizacion)
2
3 %%
4 %Función troncal del sistema de procesamiento de datos para el análisis de la fatiga en sEMG en ensayos para laparoscopia dinámica.
5 %La misma consta de tres apartados:preprocesamiento, procesamiento y extracción de características.
6 %
7 % Entradas:
8 %
9 % sesion: nombre de la sesión del registro. Por ejemplo 'Pr18'.
10 % directorio: ruta de la carpeta en la cual se tienen las carpetas día de registro, en la cual se tienen los ficheros de la adquisición de datos.
11 % fm: frecuencia a la cual se ha muestreado la adquisición. Unidades: Herzios (Hz).
12 % nfm: nueva frecuencia de muestreo para aplicar un diezmo en los datos. Unidades: Herzios (Hz).
13 % G: ganancia aplicada a la señal en el sistema de adquisición de datos. Unidades: V/V.
14 % filtro_red: variable que indica si aplicar un filtro de red en la obtención de parámetros en el dominio del tiempo o no. Valores: 0:No se aplica;
15 % 1:Si se aplica; 2:Aportación de características de la señal para la decisión por parte del usuario.
16 % tamanyo_ventana: tamaño de ventana aplicado para coger segmentos de la señal en la etapa de procesamiento de datos.
17 % visualizacion: variable que permite ver el resultado de los distintos pasos del preprocesamiento.Para visualizarlos debe adoptar el valor 1.
18 %
19 % Salidas:
20 %
21 % parametros: matriz de N filas y M columnas, siendo N el numero de parametros y M los minutos del registro. Contiene el valor promedio de
22 % cada parametro en cada minuto.
23 %
24 % Constantes:
25 %
26 % fcs: frecuencia de corte para la acotacion de los datos en las altasfrecuencias. Unidades: Herzios (Hz).
27 % fci: frecuencia de corte parael filtrado de artefactos de movimiento.Unidades: Herzios (Hz).
28 % solapamiento: solapamiento en tiempo entre ventanas aplicadas en el procesamiento. Unidades: segundos (s).
29 %
30 % [parametros] = Sistema_Analisis_sEMG('Pr18','C:\Users\Julio Jose\Desktop\TFG\senyales',5000,1000,5000,2,5,1);
31 %
32 % Definición de constantes:
33
34 fcs=180;
35 fci=10;
36 solapamiento=0.5*tamanyo_ventana;
37
38 %%
39 %Etapa 1: Preprocesamiento.
40
41 disp('Iniciando preprocesamiento')
42
43 %1.1.Lectura de los datos.
44
45 %Se inicia un contador de tiempo para evaluar el sistema:
46 tic
47
48 disp('Leyendo y juntando registros...')
49
50
51 [registro,minutos] = Lectura(directorio,sesion,fm);
52
53 if visualizacion==1
```



```

54 Visualiza_registro(registro,fm,'Registro Original');
55 end
56
57
58 disp('Registros Leídos y concatenados correctamente.' )
59
60 %1.2.Corrección de la ganancia aportada por el sistema y conversión del registro a mV.
61
62 registro=(registro/G)*1000;
63
64 disp(' Corrección de ganancia completada')
65
66 %1.3.Diezclado:
67
68 [registro_diezmado,fm] = Diezmado(registro,fm,nfm);
69
70 disp(' diezclado completado')
71
72 %1.4.Acotación de la información de sEMG en las altas frecuencias.
73
74 [registro_diezmado_FPB] = Filtrado_paso_bajo(registro_diezmado,fcs,fm);
75
76 if visualizacion==1
77 Visualiza_registro(registro_diezmado_FPB,fm, 'Registro FPB');
78 end
79
80 disp(' Filtrado paso_bajo completado' )
81
82 %1.5.Filtro de artefactos de movimiento.
83
84 [registro_diezmado_FPB_FPA] = Filtro_artefactos_movimiento(registro_diezmado_FPB,fci,fm);
85
86 if visualizacion==1
87 Visualiza_registro(registro_diezmado_FPB_FPA,fm, 'Registro FPB+FPA');
88 end
89
90 disp(' Filtrado paso_alto completado' )
91
92
93 %1.6.Cancelación influencia ECG:
94
95 [registro_diezmado_FPB_FPA_FECG] = Eliminacion_ECG(registro_diezmado_FPB_FPA,3,G,fm);
96
97 if visualizacion==1
98 Visualiza_registro(registro_diezmado_FPB_FPA_FECG,fm,'Registro FiltPB+FiltPA+FiltECG');
99 end
100
101 disp(' Eliminación de ECG completado')
102
103
104 %1.7.Tratamiento de la interferencia de red:
105
106 [registro_diezmado_FPB_FPA_FECG_FRED,SNR,filtro_red] =
Tratamiento_interf_red(registro_diezmado_FPB_FPA_FECG,filtro_red,minutos,fm,fci,fcs);
107
108
109 if filtro_red==1
110 disp(' Filtrado de red completado' )
111
112 if visualizacion==1
113 Visualiza_registro(registro_diezmado_FPB_FPA_FECG_FRED,fm,'Registro Preprocesado con filtro de red' );
114 end
115 end
116
117 disp('Preprocesamiento completado')
118
119 %%

```

```

121
122 %2.1.Enventanado del registro:
123
124 disp('Iniciando procesamiento')
125
126 [registro_enventanado_noFred,localizacion_temporal_ventanas] =
Enventana_EMG(registro_diezmado_FPB_FPA_FECG,fm,tamanyo_ventana,solapamiento);
127
128 if filtro_red==1
129
130 [registro_enventanado_Fred] = Enventana_EMG(registro_diezmado_FPB_FPA_FECG_FRED,fm,tamanyo_ventana,solapamiento);
131
132 end
133
134 disp(' Enventanado completado')
135
136 %2.2.Obtencion de la PSD de las ventanas sin filtro de red:
137
138 [PSD_ventanas,frec_PSD] = ObtencionPSD(registro_enventanado_noFred,fm,fcf,fcf);
139
140 disp(' Obtencion de PSD en las ventanas completado' )
141
142 %2.3.Segmentacion del registro:
143 disp(' Iniciando segmentacion del registro en ejercicios del protocolo' )
144
145 [puntos_interes] = Segmentacion(registro_diezmado_FPB_FPA_FECG,fm,fcf,fcf);
146
147 disp(' Segmentacion del registro completado' )
148
149
150 disp('Procesamiento completado')
151
152 %%
153 %Etapa 3: Extracción de características
154
155 %3.1.Extraccion de parametros
156
157 disp('Iniciando extraccion de caracteristicas' )
158 if filtro_red==1
159
160 [parametros] =
Extraccion_parametros(PSD_ventanas,frec_PSD,registro_enventanado_Fred,localizacion_temporal_ventanas,minutos,fm,puntos_interes);
161
162 elseif filtro_red==0
163
164 [parametros] =
Extraccion_parametros(PSD_ventanas,frec_PSD,registro_enventanado_noFred,localizacion_temporal_ventanas,minutos,fm,puntos_interes);
165
166 end
167
168 disp('Extraccion de caracteristicas completado' )
169
170 %Almacenamiento de los resultados
171 disp('Almacenando resultados...')
172
173 [directorio_guardado] =
Almacenamiento_Resultados(parametros,directorio,sesion,minutos,fcf,tamanyo_ventana,filtro_red,solapamiento,SNR);
174
175 disp('...completado. Disfruta los resultados en: ' )
176 disp([directorio_guardado])
177 disp('Gracias!')
178
179 toc
180
181 end

```

## 1.2. Funciones de etapa de preprocesamiento

### 1.2.1. Lectura.m

```
1 function [registro,minutos] = Lectura(directorio,sesion,fm)
2
3 %%
4 %Función troncal para leer los ficheros que contienen los datos de cada minuto de registro, concatenarlos y almacenar el registro en
formato .mat para
5 %agilizar futuros análisis de la misma sesión.
6 %
7 % Entradas:
8 %
9 % sesion: nombre de la sesión del registro. Por ejemplo 'Pr18'.
10 % directorio: ruta de la carpeta en la cual se tienen las carpetas día de registro, en la cual se tienen los ficheros de la adquisición de datos.
11 % fm: frecuencia a la cual se ha muestreado la adquisición. Unidades: Herzios (Hz).
12 %
13 % Salida:
14 %
15 % registro: matriz de 4xN, siendo N el número de muestras y 4 los músculos cuyo sEMG se ha adquirido en el siguiente orden:
16 % Fila 1: Biceps
17 % Fila 2: Deltoides
18 % Fila 3: Trapecio
19 % Fila 4: Braquiorradial
20 % minutos: numero de minutos del registro.
21 %
22 %%
23
24 %Inicialización de variables que van a ser rellenadas en cada iteración (lectura de cada minuto).
25 registro=[];
26
27 %Inicialización del contador de iteraciones.
28 min=0;
29 %Si ya se ha analizado previamente una sesion, se cargan los ficheros '.mat' obtenidos en la lectura.
30 if exist([directorio '\dia' sesion '\Registro_Completo_' sesion '.mat'],'file')~= 0
31
32 %Lectura de la matriz 'registro':
33 registro=load([directorio '\dia' sesion '\Registro_Completo_' sesion '.mat'],'registro');
34 registro=registro.registro;
35
36
37 %Si no se ha realizado la lectura previamente, se lleva a cabo:
38 else
39
40 %Mientras queden minutos por leer:
41 while exist([directorio '\dia' sesion '\ ' sesion int2str(min) '.dat'],'file')~= 0
42
43 %Se llama a la funcion que lee los ficheros '.dat' para leer ese minuto:
44 data = Lectura_ficheros_dat([directorio '\dia' sesion '\ ' sesion int2str(min) '.dat']);
45
46 %Se concatena el sEMG del minuto leído con los datos ya leídos:
47 registro=[registro; data];
48
49
50 %Se pasa a la siguiente iteracion:
50 %Se pasa a la siguiente iteracion:
51 min=min+1;
52
53 end
54
55 %Colocación de las señales en formato fila:
56 registro=registro';
57
58 %Almacenamiento de las matrices 'registro' y 'final_minuto' obtenidas durante la lectura en la misma carpeta en la cual se encuentran los
59 %ficheros de adquisición del registro:
60 save([directorio '\dia' sesion '\Registro_Completo_' sesion '.mat'],'registro');
```

```

61
62
63 end
64
65 %Se obtiene el numero de minutos que contiene el registro:
66 minutos=round(size(registro,2)/(60*fm));
67
68 end

```

### 1.2.1.1. Lectura\_ficheros\_dat.m

```

1 function [registro_minuto] = Lectura_ficheros_dat(sesion)
2
3
4 %%
5 %Esta función realiza la decodificación de los ficheros '.dat' que
6 %contienen datos de 1 minuto de registro.
7 %
8 % Entradas:
9 %
10 % sesion: ruta de directorio del fichero que se quiere leer.
11 %
12 % Salidas:
13 %
14 % registro_minuto: matriz de N x 4, siendo N el numero de muestras de cada
15 % señal en el minuto y 4 cada canal (musculos).
16 %
17 %%
18
19 %Se abre el fichero en formato Unicode.
20 identificador=fopen(sesion);
21 datos_unicode = fread(identificador,inf, 'char');
22
23 %Se pasan los puntos decimales a comas, para la correcta lectura en matlab.
24 comas=find(datos_unicode==44);
25 datos_unicode(comas)=46;
26
27 %Colocacion de los caracteres Unicode en forma conveniente para su decodificacion.
28 datos_unicode(find(datos_unicode==13))=9;
29 datos_unicode(find(datos_unicode==10))=[];
30 datos_unicode=[9;datos_unicode];
31
32 %Se pasa de formato Unicode a 'char' los numeros:
33 datos_char=char(datos_unicode);
34
35 %Se pasa finalmente los caracteres a valor numerico:
36 datos_numeros=str2num(datos_char);
37
38 %Colocación adecuada del registro, cada muestra se coloca en su registro y
39 %posicion correspondiente.
40 registro_minuto=reshape(datos_numeros'.4.length(datos_numeros)/4)';

```

### 1.2.2. Filtrado\_paso\_bajo.m

```
1 function [registro_FPB] = filtrado_paso_bajo(registro,fcs,fm)
2
3 %%
4 %Funcion que realiza un filtrado paso bajo en frecuencia de las señales originales.
5 %
6 % Entrada:
7 %
8 % registro: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras.
9 % fcs: frecuencia de corte del filtro paso bajo. Unidades: Herzios (Hz).
10 % fm: frecuencia de muestreo. Unidades: Herzios (Hz).
11 %
12 % Salida:
13 %
14 % registro_FPB: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras. Registro Original tras haber pasado por el filtrado.
15 %
16 %%
17
18 %Se aplica un filtro paso bajo butterworth de orden 16 y frecuencia de corte fcs:
19
20 [B,A] = butter(16,fcs/(fm/2),'low');
21 registro_FPB=filtfilt(B,A,registro');
22 registro_FPB=registro_FPB';
23
```

### 1.2.3. Filtrado\_artefactos\_movimiento.m

```
1 function [registro_FPA] = Filtro_artefactos_movimiento(registro,fci,fm)
2
3 %%
4 %Funcion que realiza un filtrado de los artefactos de movimiento de las señales.
5 %
6 % Entrada:
7 %
8 % registro: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras.
9 % fci: frecuencia de corte del filtro paso alto. Unidades: Herzios (Hz).
10 % fm: frecuencia de muestreo. Unidades: Herzios (Hz).
11 %
12 % Salida:
13 %
14 % registro_FPA: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras. Registro Original tras haber pasado por el filtrado.
15 %
16 %%
17
18 %Se aplica un filtro butterwroth de orden 8 paso algo con frecuencia de corte en fci:
19 [B,A] = butter(4,fci/(fm/2),'high');
20 registro_FPA=filtfilt(B,A,registro');
21 registro_FPA=registro_FPA';
22
23
```

#### 1.2.4. Diezmado.m

```
1 function [registro_diezmado, fm] = Diezmado(registro, fm, nfm)
2
3 %%
4 %Funcion que diezma el registro, disminuyendo el numero de muestras de cada canal de N a M=N/(fm/nfm), siendo N el numero de
muestras.
5 %
6 % Entrada:
7 %
8 % registro: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras N.
9 % fm: frecuencia de muestreo.
10 % nfm: nueva frecuencia de muestreo.
11 %
12 % Salida:
13 %
14 % registro_diezmado: registro tras pasar por el diezrado, cuatro filas y tantas columnas como muestras M
15 %%
16
17 %Primero se comprueba si se ha introducido una frecuencia de muestreo, o si la introducida se puede aplicar con el método desarrollado.
18
19 %Si se ha introducido una nfm:
20 if isempty(nfm)==0
21
22 %Se comprueba que nfm sea divisor de fm, para poder desarrollar el metodo:
23 if mod(fm, nfm)~=0
24
25 %Si no es divisor, se mantiene la fm:
26 disp(' nfm propuesta no obtenible, se mantiene fm' )
27 registro_diezmado=registro;
28 m=fm;
29
30 %Si es correcto, se aplica el diezrado:
31 else
32
33 proporcion=fm/nfm;
34 registro_diezmado=[];
35
36 %Se realiza el diezrado para cada fila (cada músculo).
37 for i=1:size(registro,1)
38
39 %Se coge la fila a diezmar.
40 senyal=registro(i,:);
41 %Se reorganiza la señal de una fila a columnas de muestras cercanas, y se aplica la media a las columnas disminuyendo el número de
muestras:
42 senyal_diezmada=mean(reshape(senyal,[proporcion length(senyal)/proporcion]));
43
44 registro_diezmado=[registro_diezmado;senyal_diezmada];
45 end
46
47 %Se asigna como frecuencia de muestreo fm a la nueva frecuencia de muestreo nfm:
48 fm=nfm;
49
50 end
51
52 %Si se ha dejado nfm como vector vacío no se realiza diezrado:
53 else
54
55 %Se mantiene el registro entrada como la salida:
56 registro_diezmado=registro;
57 %Se mantiene la frecuencia de muestreo:
58 fm=fm;
59
60 end
61
62 end
```

### 1.2.5. Eliminacion\_ECG.m

```
1 function [registro_sin_qrs] = Eliminacion_ECG(registro,canal,G,fm)
2
3 %%
4 %Funcion que trata la presencia de ECG en un canal del registro del EMG.
5 %
6 % Entrada:
7 %
8 % registro: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras N.
9 % fm: frecuencia de muestreo.
10 % canal: fila de la matriz 'registro' sobre la cual se aplica la eliminacion de ECG.
11 %
12 % Salida:
13 %
14 % registro_sin_qrs: registro tras eliminar las componentes QRS en el canal especificado.
15 %%
16
17
18 registro_sin_qrs=registro;
19
20 %Se selecciona el canal del registro sobre el cual se aplica el filtrado:
21 signal=registro(canal,:)*G/1000;
22
23 %Se obtienen los picos R mediante el algoritmo pan-tompkins:
24 [qrs_amp_raw,qrs_i_raw,delay,ecg_h]=pan_tompkin(signal,fm,0);
25
26 %Se obtiene el ECG sintetico:
27
28 % Tiempos alrededor del pico R para obtener el QRS:
29 v_ant_ms=42;
30 v_pos_ms=55;
31
32 %Muestras alrededor del pico R:
33 v_ant_mu=round(fm*v_ant_ms/fm);
34 v_pos_mu=round(fm*v_pos_ms/fm);
35
36 %Se inicializa una matriz que contendra los QRS de referencia para obtener un QRS promedio:
37 latidos=zeros(10,(1+v_pos_mu+v_ant_mu));
38
39 %Se seleccionan 5 QRS del reposo inicial y 5 QRS del reposo final:
40 for i=1:10
41
42 if i>0
43 latidos(i,:)=signal(((qrs_i_raw(i)-v_ant_mu):(qrs_i_raw(i)+v_pos_mu)));
44 elseif i>5
45 latidos(i,:)=signal(((qrs_i_raw(end-(10-i))-v_ant_mu):(qrs_i_raw(end-10-1))+v_pos_mu));
46 end
47
48 end
49
50 %Se obtiene el QRS promedio:
51 QRS_promedio=mean(latidos);
52
53 %Se prepara un ECG sintetico, con un valor basal igual a la mediana del registro sEMG y de misma longitud que la señal a tratar:
54 ECG_sintetico=zeros(1,length(signal));
55
56 %En cada localizacion de pico R se coloca centrado un QRS promedio:
57 for i=1:length(qrs_i_raw)
58
59 ECG_sintetico((qrs_i_raw(i)-v_ant_mu):(qrs_i_raw(i)+v_pos_mu))=QRS_promedio;
60
61 end
62
63 %Se resta el ECG sintetico a la señal:
64 registro_sin_qrs(canal,:)=(signal-ECG_sintetico)*1000/G;
```

## 1.2.6. Tratamiento\_interf\_red

```
1 function [registro_FRed,SNR,filtro_red] = Tratamiento_interf_red(registro,filtro_red,minutos,fm,fci,fcs)
2 %%
3 %Funcion que realiza el tratamiento de interferencia de red a nivel de filtrado digital, aportando si se requiere parametros al usuario para
  tomar la decisión de aplicarlo o no.
4 %
5 %
6 % Entrada:
7 %
8 % registro: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras N.
9 % filtro_red: variable que indica si aplicar un filtro de red en la btención de parámetros en el dominio del tiempo o no. Valores: 0:No se
  aplica;
10 % 1:Si se aplica; 2:Aportación de características de la señal para la decisión por parte del usuario.
11 % final_minuto: vector de tantas componentes como minutos tenga el registro.Cada componente es el tiempo en el cual finaliza cada
  minuto.
12 % Por ejemplo,un registro de 5 minutos de adquisición, con 60s por minuto tendría el siguiente vector final_minuto:
13 % [60 120 180 240 300].
14 % fm: frecuencia a la cual se ha muestreado la adquisición. Unidades: Herzios (Hz).
15 % fcs: frecuencia de corte para la acotacion de los datos en las altasfrecuencias. Unidades: Herzios (Hz).
16 % fci: frecuencia de corte parael filtrado de artefactos de movimiento.Unidades: Herzios (Hz).
17 %
18 % Salida:
19 %
20 % registro_Fred: señal tras pasar por el tratamiento de red a nivel de filtrado digital. Puede ser la misma entrada registro, si no se ha
  21 % aplicado el filtrado.
22 % SNR: relacion señal-ruido del registro salida registro_Fred en los cuatro canales. Vector 1x4.
23 % PSD: figura con la densidad espectral de potencia de las cuatro señales.
24 % filtro_red: valor final de la variable filtro_red.
25 %%
26 %Si el usuario requiere de parametros SNR y periodograma para evaluar la presencia de filtro de red:
27 if filtro_red==2
28
29 %Se aplica el evaluador de filtro de red, para obtener SNR y PSD:
30 [SNR,PSD] = Evaluador_interferencia_red(registro,fm,minutos,fci,fcs);
31
32 %Se dan los datos y se pide decision:
33 disp('Resultados SNR')
34 disp(['Biceps:' int2str(SNR(1)) 'dB']);
35 disp(['Deltoides:' int2str(SNR(2)) 'dB']);
36 disp(['Trapecio:' int2str(SNR(3)) 'dB']);
37 disp(['Braqui:' int2str(SNR(4)) 'dB']);
38 disp('¿Aplicar filtro de red para obtener parámetros de amplitud de señal?')
39 disp('Si--> Tecla 1')
40 disp('No--> Tecla 0')
41 %Se reasigna un valor a la variable filtro_red:
42 filtro_red=input('');
43 end
44
45
46 %Aplicación de un filtro notch en 50Hz,100Hz y 150Hz:
47 if filtro_red==1
48
49 Wo = 50/(fm/2);
50 BW = Wo/35;
51 [b,a] = iirnotch(Wo,BW);
52 senyal_filtrada1=filtfilt(b,a,registro');
53 senyal_filtrada1=senyal_filtrada1';
54 Wo = 100/(fm/2);
55 [b2,a2] = iirnotch(Wo,BW);
56 registro_FRed=filtfilt(b2,a2,senyal_filtrada1');
57 registro_FRed=registro_FRed';
58 Wo = 150/(fm/2);
59 [b3,a3] = iirnotch(Wo,BW);
60 registro_FRed=filtfilt(b3,a3,senyal_filtrada1');
61 registro_FRed=registro_FRed';
62
63 elseif filtro_red==0
64
65 registro_FRed=registro;
66 end
67
68 %Se obtiene la nueva SNR:
```



### 1.2.7. Evaluador\_interferencia\_red.m

```
1 function [SNR,PSD] = Evaluador_interferencia_red(registro,fm,minutos,fci,fcs)
2
3 %%
4 %Funcion que obtiene parámetros de un registro que ayuden a decidir sobre la aplicacion de filtro de red o no.
5 %
6 % Entrada:
7 %
8 % registro: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras N.
9 % fm: frecuencia a la cual se ha muestreado la adquisición. Unidades: Herzios (Hz).
10 % final_minuto: vector de tantas componentes como minutos tenga el registro.Cada componente es el tiempo en el cual finaliza cada
    minuto.
11 % Por ejemplo,un registro de 5 minutos de adquisición, con 60s por minuto tendría el siguiente vector final_minuto:
12 % [60 120 180 240 300].
13 % fcs: frecuencia de corte para la acotacion de los datos en las altasfrecuencias. Unidades: Herzios (Hz).
14 % fci: frecuencia de corte parael filtrado de artefactos de movimiento.Unidades: Herzios (Hz).
15 %
16 % Salida:
17 %
18 % SNR: relacion señal-ruido del registro salida registro_Fred en los cuatro canales. Vector 1x4.
19 % PSD: figura con la densidad espectral de potencia de las cuatro señales.
20 %%
21
22 %1.Obtener SNR:
23
24 [SNR] = Obtencion_SNR(registro,minutos,fm);
25
26 %2.Obtener Periodograma
27
28 PSD=figure;
29
30 %Se obtiene la PSD para cada musculo, se recorre el registro por filas:
31 for k=1:size(registro,1)
32
33 %Seleccion de un musculo:
34 z=registro(k,:);
35
36 %Definicion de los intervalos de frecuencia y los límites en frecuencia de la representacion:
37 nfft=fm/8192; fini=round(fci/nfft)+1; ffin=round(fcs/nfft)+1;
38 %Se obtiene el vector de frecuencias (w) y el de densidad de potencia (p) del registro completo, sin promediar por segmentos de señal:
39 [p,w]=periodogram(z,hamming(length(z)),length(z),fm);
40 [p,w] = pwelch(z,hamming(1*fm),1*fm/2,8192,fm);
41
42 %Se extraer el intervalo de frecuencias no filtradas:
43 p=p(fini:ffin);
44 w=w(fini:ffin);
45
46 %Se selecciona localizacion en la figura y se representa la PSD:
47 subplot(2,2,k)
48 plot(w,p)
49
50 %Se definen los ejes y unidades:
51 if k==1
52 ylabel('DEP (mV^2/Hz)')
53 xlabel('Frecuencia (Hz)')
54 title('Canal Biceps')
55 elseif k==2
56 ylabel('DEP (mV^2/Hz)')
57 xlabel('Frecuencia (Hz)')
58 title('Canal Deltoides')
59 elseif k==3
60 ylabel('DEP (mV^2/Hz)')
61 xlabel('Frecuencia (Hz)')
62 title('Canal Trapecio')
63 elseif k==4
64 title('Canal Braquiorradial')
65 ylabel('DEP (mV^2/Hz)')
```

### 1.2.7.1. Obtencion\_SNR.m

```
1 function [SNR] = Obtencion_SNR(registro,minutos,fm)
2
3 %%
4 %Función que obtiene la relación señal-ruido de las señales de un registro
5 %
6 % Entradas:
7 %
8 % registro: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras.
9 % minutos: numero de minutos que contiene el registro.
10 % fm: frecuencia a la cual se ha muestreado la adquisición. Unidades: Herzios (Hz).
11 %
12 % Salidas:
13 %
14 % SNR: relacion señal-ruido del registro salida registro_Fred en los cuatro canales. Vector 1x4. Unidades: db
15 %%
16
17
18 %Se obtiene la duracion aproximada de cada minuto:
19 tiempo_minuto=floor((size(registro,2)/fm)/minutos);
20
21 %Se obtiene el tramo de señal de cada minuto:
22 [ventanas] = Enventanaa_EMG(registro,fm,tiempo_minuto,0);
23
24 %Se preparan los vectores con el valor eficaz promedio de ruido y señal para cada canal:
25 rms_noise=zeros(1,4);
26 rms_signal=zeros(1,4);
27
28 %Se lleva a cabo un bucle que va recorriendo cada musculo:
29 for i=1:size(ventanas,1)
30
31 %Se pasa de volumen 3D a matriz 2D con las ventanas de un musculo:
32 senyal=squeeze(ventanas(i,:,:));
33 %Se quitan los 2 segundos iniciales y finales de cada ventana, para evitar zonas entre dos minutos:
34 senyal=senyal(:,2*fm:end-2*fm);
35
36 %Se obtiene el valor eficaz en microVoltios de cada ventana:
37 valor_eficaz_minutos=rms(senyal)*1000000;
38
39 %Para los dos tramos de reposo (noise), si uno de los tramos contiene un rms muy elevado causado por algun artefacto, no se tiene en
cuenta a la
40 %hora de obtener el valor eficaz promedio del ruido:
41 if valor_eficaz_minutos(1)>2*valor_eficaz_minutos(end)
42 rms_noise(i)=valor_eficaz_minutos(end);
43
44 elseif valor_eficaz_minutos(end)>2*valor_eficaz_minutos(1)
45 rms_noise(i)=valor_eficaz_minutos(1);
46
47 else
48
49 %Si los dos tramos contienen valores similares, el valor eficaz de ruido es el promedio de los dos minutos de reposo, el inicial y final:
50 rms_noise(i)=mean(valor_eficaz_minutos(1,end));
51
52 end
53
54 %Se obtiene el valor eficaz de señal como promedio de del valor en cada minuto:
55 rms_signal(i)=mean(valor_eficaz_minutos(2:(end-1)));
56
57 end
58
59 %Se aplica el logaritmo del valor Señal/Ruido para obtener SNR decibelico.
60 SNR=20*log(rms_signal./rms_noise);
61
62 end
```

### 1.2.8. Visualiza\_registro.m

```
1 function [representacion] = Visualiza_registro(registro,fm,titulo)
2
3 %%
4 %Funcion que representa en una figura las cuatro señales del registro.
5 %
6 % Entrada:
7 %
8 % registro: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras N.
9 % fm: frecuencia de muestreo.
10 % titulo: titulo de la figura.
11 %
12 % Salida:
13 %
14 % representacion: figura con la evolucion temporal de las señales de los cuatro canales del registro.
15 %%
16
17 tm=(1:1:size(registro,2))/fm;
18
19 representacion=figure;
20
21 subplot(4,1,1)
22 plot(tm,registro(1,:))
23 title(titulo)
24 ylabel('Biceps (mV)')
25
26 subplot(4,1,2)
27 plot(tm,registro(2,:))
28 ylabel('Deltoides (mV)')
29
30 subplot(4,1,3)
31 plot(tm,registro(3,:))
32 ylabel('Trapezio (mV)')
33
34 subplot(4,1,4)
35 plot(tm,registro(4,:))
36 ylabel('Braqui (mV)')
37 xlabel('Tiempo (s)')
38
```

## 1.3. Funciones de etapa de procesamiento

### 1.3.1. Enventanaa\_EMG.m

```
1 function [registro_enventanado,localizacion_temporal_ventanas] = Enventanaa_EMG(registro,fm,tamanyo_ventana,solapamiento)
2
3 %%
4 %Funcion que realiza un enventanado de un registro. Se encarga de trocear cada una de las cuatro señales del registro en ciertos tramos,
5 con un
6 tamaño 'tamanyo_ventana' y solapados 'solapamiento' entre ellos, y los presenta de forma adecuada.
7 %
8 % Entradas:
9 %
10 % registro: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras.
11 % fm: frecuencia a la cual se ha muestreado la adquisición. Unidades: Herzios (Hz).
12 % tamanyo_ventana: tamaño de ventana aplicado para coger segmentos de la señal en la etapa de procesamiento de datos.
13 % solapamiento: solapamiento en tiempo entre ventanas aplicadas en el procesamiento. Unidades: segundos (s).
14 %
15 % Salida:
16 %
```

```

17 % 'solapamiento' entre ellos. Las dimensiones del volumen representan:
18 %
19 % Dim 1: numero de señales en el registro,musculos. Dim 1= 4.
20 % Dim 2: numero de ventanas obtenidas en el inventariado ordenadas en orden temporal.
21 % Dim 3: tamaño de las ventanas. Dim 3='tamanyo_ventana'.
22 % localizacion_temporal_ventanas: vector de tamaño igual al numero de ventanas que, ordenado en tiempo creciente, contiene el valor
temporal de
23 % la muestra situada en la mitad de cada ventana. Sirve para localizar temporalmente cada ventana, y es igual
24 % para las cuatro señales adquiridas en el registro.
25 %%
26
27 %Obtencion del tamaño de ventana y solapamiento en el dominio temporal:
28 solap_muestras=solapamiento*fm;
29 tv_muestras=tamanyo_ventana*fm;
30 %Obtencion de numero de muestras del registro:
31 N=size(registro,2);
32
33 %Se inicializan las variable salida 'localizacion_temporal_ventanas', que sera rellenadas progresivamente. La variable
'registro_inventariado'
34 %no se puede inicializar hasta conocer el numero de ventanas asociado al tamaño de ventanas y solapamiento pedido.
35 localizacion_temporal_ventanas=[];
36
37 %Para cada señal del registro:
38 for i=1:size(registro,1)
39
40 %Se va a obtener su matriz ventanas, de dimensiones 'numero de ventanas' x 'tamaño de ventana'.
41 ventanas=[];
42
43 %Se inicializan las variables inicio y fin para la primera iteracion. Estas, marcan respectivamente la muestra inicial y la muestra final de
44 %una ventana:
45 inicio=1;
46 fin=tv_muestras;
47
48 %Se selecciona la señal del registro:
49 senyal=registro(i,:);
50
51 %Mientras se puedan seleccionar mas ventanas, esto es, que la variable fin sea menor al numero total de muestras del registro.
52 while fin<N
53
54 %Se va rellenando la matriz 'ventanas' de la señal seleccionada:
55 ventanas=[ventanas;senyal(inicio:fin)];
56
57 %Para rellenar el vector de tiempos 'localizacion_temporal_ventanas' se coge el primer musculo, ya que este va a ser igual para todas las
señales:
58 if i==1
59
60 t=((inicio+fin)/2)/fm;
61 localizacion_temporal_ventanas=[localizacion_temporal_ventanas t];
62
63 end
64
65 %Se actualizan los limites de la ventana:
66 inicio=fin-solap_muestras+1;
67 fin=inicio+tv_muestras-1;
68
69 end
70
71 %Una vez se conocen el numero de ventanas tras el primer musculo, se puedeinicializar la variable salida 'registro_inventariado'.
72 if i==1
73 registro_inventariado=zeros(size(registro,1),size(ventanas,1),size(ventanas,2));
74
75 %Se rellena la primera dimension con la matriz 'ventanas' del registro:
76 registro_inventariado(i,:)=ventanas;
77
78 %Para el resto de señales del registro:
79 else
80

```

```

81 %Se añade a la primera dimension la matriz 'ventanas' de cada registro procesado:
82 registro_enventanado(i,:)=ventanas;
83 end
84
85 end
86
87 end

```

### 1.3.2. ObtencionPSD.m

```

1 function [PSD_ventanas,frec_PSD] = ObtencionPSD(registro_enventanado_noFred,fm,fci,fcs)
2
3 %%
4 %Funcion que obtiene la PSD de las ventanas obtenidas tras el enventanado del registro:
5 %
6 % Entrada:
7 %
8 % registro_enventanado: volumen que contiene las cuatro señales troceadas en ventanas de tamaño 'tamanyo_ventana' y solapados
9 % 'solapamiento' entre ellos. Las dimensiones del volumen representan:
10 %
11 % Dim 1: numero de señales en el registro,musculos. Dim 1= 4.
12 % Dim 2: numero de ventanas obtenidas en el enventanado ordenadas en orden temporal.
13 % Dim 3: tamaño de las ventanas. Dim 3='tamanyo_ventana'.
14 % fm: frecuencia de muestreo.
15 %
16 % Salida:
17 %
18 % PSD_ventanas: volumen que contiene la PSD de las ventanas de entrada. La primera dimension representa el numero de señales del
19 % registro, la
20 % segunda el numero de ventanas y la tercera el tamaño de la PSD.
21 %%
22 %Se inicializa la variable de salida 'PSD_ventanas':
23 PSD_ventanas=[];
24
25 %Se recorren los cuatro canales del registro:
26 for i=1:size(registro_enventanado_noFred,1)
27
28 %Se selecciona la señal:
29 signal=squeeze(registro_enventanado_noFred(i,:,:));
30
31
32 nfft=fm/size(registro_enventanado_noFred,3);
33 [p,w]=periodogram(signal',hamming(size(registro_enventanado_noFred,3)),size(registro_enventanado_noFred,3),fm);
34
35 fini=round(fci/nfft)+1;
36 ffin=round(fcs/nfft)+1;
37 fred1=round(50/nfft)+1;
38 fred2=round(100/nfft)+1;
39 fred3=round(150/nfft)+1;
40
41 %Se ponen a cero las frecuencias de interferencia de red: 50Hz y 100Hz.
42 p([fred1-2:fred1+2],:)=zeros(5,size(p,2));
43 p([fred2-2:fred2+2],:)=zeros(5,size(p,2));
44 p([fred3-2:fred3+2],:)=zeros(5,size(p,2));
45
46 p=p(fini:ffin,:);
47 w=w(fini:ffin,:);
48 PSD_ventanas(i,:)=p';
49 end
50
51 frec_PSD=w;

```

### 1.3.3. Segmentacion.m

```
1 function [puntos_interes] = Segmentacion(registro, fm, fci, fcs)
2
3 %%
4 %Función que realiza la segmentación del registro en sus ejercicios de protocolo. Obtiene un punto por ejercicio entre el marcado del punto
rojo 2
5 %y el punto rojo 3 del protocolo.
6 %
7 % Entradas:
8 %
9 % registro: matriz con 4 filas y tantas columnas como muestras. Registro tras ser preprocesado sin filtro de red.
10 % fm: frecuencia a la cual se ha muestreado la adquisición. Unidades: Herzios (Hz).
11 % fcs: frecuencia de corte para la acotación de los datos en las altasfrecuencias. Unidades: Herzios (Hz).
12 % fci: frecuencia de corte para el filtrado de artefactos de movimiento. Unidades: Herzios (Hz).
13 %
14 % Salidas:
15 %
16 % puntos_interes: vector con la localización temporal de los puntos que segmentan los ejercicios del protocolo.
17 %%
18
19 %Se carga el modelo de segmentación:
20 Modelo=load('Modelo.mat');
21
22 %Se selecciona la señal del deltoides y se pasa de mV a V:
23 deltoides=registro(2,:)/1000;
24 tm=(1:1:size(registro,2))/fm;
25
26 %Enventanado:
27 [ventanas_prueba, tiempo_medio] = enventana_EMG(deltoides, fm, 0.5, 0);
28
29 %Obtencion la PSD:
30 [PSD_ventanas_prueba, freq_PSD_prueba] = ObtencionPSD(ventanas_prueba*1000, fm, fci, fcs);
31 PSD_ventanas_prueba=squeeze(PSD_ventanas_prueba);
32
33 %Sacar actividad muscular mediante potencia total de DEP en cada ventana:
34 potencia=sum(PSD_ventanas_prueba');
35
36 %Se prepara el vector con la detección de puntos característicos:
37 detector=zeros(1, length(potencia));
38
39 for i=1:1:length(potencia)
40
41 %Se ignoran los puntos de reposo en el registro
42 if i>150 && i<length(potencia)-110
43
44 %Se descartan los 11 segundos posteriores a la detección de un punto característico.
45 if mean(detector((i-22):i))==0
46
47 %Obtención de las características del clasificador
48 previo=potencia(i)/max(potencia(i-3:i));
49 post=potencia(i)/max(potencia(i:i+3));
50
51 %Aplicación del clasificador para saber si es punto característico o no la ventana i:
52 detector(i) = Modelo.Modelo.predictFcn([potencia(i) previo post]);
53
54 end
55 end
56
57 end
58
59 %Salida: localización temporal de los puntos de interés:
60 puntos_interes=tiempo_medio(find(detector==1));
61
62 end
```

## 1.4. Funciones de etapa de extracción de características

### 1.4.1. Extraccion\_parametros.m

```
1 function [parametros] =  
Extraccion_parametros(PSD_ventanas,frec_PSD,registro_enventanado_Fred,localizacion_temporal_ventanas,minutos,fm,puntos_interes)  
2  
3 %%  
4 %Funcion troncal de obtencion de parametros.Llama a otras funciones para obtener los parametros de las ventanas de las señales del  
registro.  
5 %A continuacion, promedia el valor de los parametros de las ventanas pertenecientes a cada minuto para obtener el valor de cada  
parametro en  
6 %cada minuto  
7 %  
8 % Entrada:  
9 %  
10 % registro_enventanado_Fred: volumen que contiene las cuatro señales troceadas en ventanas de tamaño 'tamanyo_ventana' y solapados  
11 % 'solapamiento' entre ellos. Las dimensiones del volumen representan:  
12 %  
13 % Dim 1: numero de señales en el registro,musculos. Dim 1= 4.  
14 % Dim 2: numero de ventanas obtenidas en el enventanado ordenadas en orden temporal.  
15 % Dim 3: tamaño de las ventanas. Dim 3='tamanyo_ventana'.  
16 % PSD_ventanas: volumen que contiene la PSD de las ventanas de entrada. La primera dimension representa el numero de señales del  
registro, la  
17 % segunda el numero de ventanas y la tercera el tamaño de la PSD.  
18 % localizacion_temporal_ventanas: vector de tamaño igual al numero de ventanas que, ordenado en tiempo creciente, contiene el valor  
temporal de  
19 % la muestra situada en la mitad de cada ventana. Sirve para localizar temporalmente cada ventana, y es igual  
20 % para las cuatro señales adquiridas en el registro.  
21 % final_minuto: vector de tantas componentes como minutos tenga el registro.Cada componente es el tiempo en el cual finaliza cada  
minuto.  
22 % Por ejemplo,un registro de 5 minutos de adquisición, con 60s por minuto tendría el siguiente vector final_minuto:  
23 % [60 120 180 240 300].  
24 %  
25 % fm: frecuencia de muestreo.  
26 %  
27 % Salida:  
28 %  
29 % parametros: volumen que contiene que contiene la evolucion temporal en cada minuto de los parametros extraidos para cada registro.  
Sus  
30 % dimensiones son:  
31 % Dim 1: numero de señales en el registro,musculos. Dim 1= 4.  
32 % Dim 2: numero de parametros extraidos. Dim 2=8  
33 % Dim 3: Numero de minutos que dura el registro.  
34 %%  
35  
36 %Se define el vector salida, que posteriormente se ira rellenando  
37 parametros=zeros(size(registro_enventanado_Fred,1),9,minutos);  
38  
39 %Para casa señal:  
40 for i=1:1:size(registro_enventanado_Fred,1)  
41  
42 %Se obtienen los parametros de las ventanas:  
43  
44 parametros_signal=zeros(8,length(localizacion_temporal_ventanas));  
45  
46 parametros_signal(1:4,:) = Parametros_amplitud(squeeze(registro_enventanado_Fred(i,:,:)));  
47  
48  
49 parametros_signal(5:7,:) = Parametros_espectrales(squeeze(PSD_ventanas(i,:,:),frec_PSD));  
50  
51 parametros_signal(8,:)=Parametros_combinados(squeeze(registro_enventanado_Fred(i,:,:),parametros_signal(6,:),fm);  
52  
53 %Se obtiene el promedio de los parametros para cada minuto:
```

```

54
55 for l=1:1:minutos
56
57 %Primer minuto
58 if l==1
59
60 %Se seleccionan las ventanas que pertenecen al minuto:
61 ventanas_contenidas=find((localizacion_temporal_ventanas < ((l*60)-5)));
62 parametros_ventanas_contenidas=parametros_signal(1:8,ventanas_contenidas);
63 %Se promedia el valor de los parametros:
64 parametros(i,1:8,l)=mean(parametros_ventanas_contenidas');
65
66 %Ultimo minuto:
67 elseif l==minutos
68
69 ventanas_contenidas=find((localizacion_temporal_ventanas>((l-1)*60+5)));
70 parametros_ventanas_contenidas=parametros_signal(1:8,ventanas_contenidas);
71 parametros(i,1:8,l)=mean(parametros_ventanas_contenidas');
72
73 %El resto de minutos:
74 else
75 ventanas_contenidas=find((localizacion_temporal_ventanas>((l-1)*60+5) & localizacion_temporal_ventanas < ((l*60)-5)));
76 puntos_protocolo_contenidos=find((puntos_interes>((l-1)*60+5) & puntos_interes < ((l*60)-5)));
77 parametros_ventanas_contenidas=parametros_signal(1:8,ventanas_contenidas);
78 parametros(i,1:8,l)=mean(parametros_ventanas_contenidas');
79 parametros(i,9,l)=mean(diff(puntos_interes(puntos_protocolo_contenidos)));
80 end
81
82
83 end
84 end
85

```

#### 1.4.1.1. Parametros\_amplitud.m

```

1 function [parametros_amplitud] = Parametros_amplitud(ventanas_signal)
2
3 %%
4 %Funcion que obtiene los parametros de amplitud de una señal del registro.
5 %
6 % Entrada:
7 %
8 % ventanas_signal: matriz con tantas filas como numero de ventanas y tantas columnas como muestras de cada ventana.
9 % fm: frecuencia de muestreo.
10 %
11 % Salida:
12 %
13 % parametros_amplitud: matriz de tantas filas como parametros y tantas columnas como ventanas de entrada. Los parametros que aporta
14 % son:
15 % Fila 1:rms (microV)
16 % Fila 2:rms normalizado (%)
17 % Fila 3:mav (microV)
18 % Fila 4:mav normalizado (%)
19 %%
20
21 parametros_amplitud=zeros(4,size(ventanas_signal,1));
22
23 parametros_amplitud(1,:)=rms(ventanas_signal*1000);
24 parametros_amplitud(2,:)=100*parametros_amplitud(1,:)/max(parametros_amplitud(1,:));
25 parametros_amplitud(3,:)=(sum(abs(ventanas_signal*1000))/size(ventanas_signal,2));
26 parametros_amplitud(4,:)=100*parametros_amplitud(3,:)/max(parametros_amplitud(3,:));
27

```



#### 1.4.1.2. Parametros\_espectrales.m

```
1 function [parametros_espectro] = Parametros_espectrales(ventanas_PSD_signal,frec_PSD)
2
3 %%
4 %Funcion que obtiene los parametros de amplitud de una señal del registro.
5 % Entrada:
6 %
7 % ventanas_PSD_signal: matriz con tantas filas como numero de ventanas y tantas columnas como particiones en frecuencia de la PSD
8 % frec_PSD:
9 %
10 % Salida:
11 %
12 % parametros_amplitud: matriz de tantas filas como parametros y tantas columnas como ventanas de entrada. Los parametros que aporta
son:
13 %
14 % Fila 1:Frecuencia media (Hz)
15 % Fila 2:Frecuencia Mediana (Hz)
16 % Fila 3:Fnms5 (Hz^-6)
17 %
18 %%
19
20 parametros_espectro=zeros(3,size(ventanas_PSD_signal,1));
21
22
23 %Obtencion der frecuencia media:
24 parametros_espectro(1,:)=sum(ventanas_PSD_signal'.*repmat(frec_PSD,[1 size(ventanas_PSD_signal,1)]))/sum(ventanas_PSD_signal');
25
26 %Obtencion de la frecuencia mediana:
27
28 %Se obtiene la mitad de la potencia total del espectro para cada ventana
29 potencia_mitad=sum(ventanas_PSD_signal')/2;
30
31 %Se obtiene el vector potencia acumulada para cada ventana
32 potencia_acumulada=cumsum(ventanas_PSD_signal');
33
34 %Para cada ventana se busca la frecuencia a la cual el vector de potencia acumulada es igual a la mitad de potencia del espectro.
35 for k=1:length(potencia_mitad)
36
37 [ki,kj]=find(potencia_acumulada(:,k)>=potencia_mitad(k));
38 parametros_espectro(2,k)=frec_PSD(ki(1));
39
40 end
41
42 %Obtencion de momento espectral de orden 5:
43 parametros_espectro(3,:)=sum(ventanas_PSD_signal(:,2:end)'.*(repmat(frec_PSD(2:end),[1 size(ventanas_PSD_signal,1)]).^-
1)./sum(ventanas_PSD_signal(:,2:end)'.*(repmat(frec_PSD(2:end),[1 size(ventanas_PSD_signal,1)]).^5);
44
45 end
```

#### 1.4.1.3. Parametros\_combinados.m

```
1 function [parametros_combinados] =Parametros_combinados(registro_enventanado,frec_medianas,fm)
2
3 %%
4 %Funcion que obtiene los parametros combinados en tiempo y frecuencia.
5 %
6 % Entrada:
7 %
```

```

8 % registro_enventanado: volumen que contiene las cuatro señales troceadas en ventanas de tamaño 'tamaño_ventana' y solapados
9 % 'solapamiento' entre ellos. Las dimensiones del volumen representan:
10 % Dim 1: numero de señales en el registro,musculos. Dim 1= 4.
11 % Dim 2: numero de ventanas obtenidas en el enventanado ordenadas en orden temporal.
12 % Dim 3: tamaño de las ventanas. Dim 3='tamaño_ventana'.
13 % fm: frecuencia de muestreo.
14 % frec_medianas: vector de la matriz parametros con el parametro frecuencia mediana para cada ventana.
15 %
16 %
17 % Salida:
18 %
19 % parametros_amplitud: matriz de tantas filas como parametros y tantas columnas como ventanas de entrada. Los parametros que aporta
son:
20 %
21 % Fila 1:RMS_frecuency_ratio (%)
22 %
23 %%
24
25 %Se obtiene la frecuencia mediana de las primeras ventanas del parametro frecuencia mediana.
26 frecuencia_corte=median(frec_medianas(1:100));
27
28 %Se obtiene la señal filtrada con FPB:
29
30 ventanas_FPB = filtrado_paso_bajo(registro_enventanado,frecuencia_corte,fm);
31
32 %Se obtiene la señal filtrada con FPA:
33
34 ventanas_FPA = Filtro_artefactos_movimiento(registro_enventanado,frecuencia_corte,fm);
35
36
37 %Se obtiene el valor RMS_frecuency_ratio para cada ventana:
38 parametros_combinados=100*rms(ventanas_FPB')./rms(ventanas_FPA');
39
40 end

```

#### 1.4.2. Almacenamiento\_Resultados.m

```

1 function [directorio_guardado] =
Almacenamiento_Resultados(parametros,directorio,sesion,minutos,fci,tamaño_ventana,filtrado_red,solapamiento,SNR)
2
3 %%
4 %Funcion que almacena los resultados obtenidos en un excell, junto a datos del sistema de registro para guardar las características de el
analisis realizado.
5 %
6 % Entrada:
7 %
8 % parametros: volumen que contiene que contiene la evolucion temporal en cada minuto de los parametros extraidos para cada registro.
Sus
9 % dimensiones son:
10 % Dim 1: numero de señales en el registro,musculos. Dim 1= 4.
11 % Dim 2: numero de parametros extraidos. Dim2=9
12 % Dim 3: Numero de minutos que dura el registro.
13 % sesion: nombre de la sesión del registro. Por ejemplo 'Pr18'.
14 % directorio: ruta de la carpeta en la cual se tienen las carpetas día de registro, en la cual se tienen los ficheros de la adquisición de datos.
15 % final_minuto: vector de tantas componentes como minutos tenga el registro.Cada componente es el tiempo en el cual finaliza cada
minuto.
16 % Por ejemplo,un registro de 5 minutos de adquisición, con 60s por minuto tendría el siguiente vector final_minuto:
17 % [60 120 180 240 300].
18 % fci: frecuencia de corte para el filtrado de artefactos de movimiento.Unidades: Herzi (Hz).
19 % tamaño_ventana: tamaño de ventana aplicado para coger segmentos de la señal en la etapa de procesamiento de datos.
20 % filtro_red: variable que indica si aplicar un filtro de red en la btención de parámetros en el dominio del tiempo o no. Valores: 0:No se
aplica;
21 % 1:Si se aplica; 2:Aportación de características de la señal para la decisión por parte del usuario.

```

```

22 % solapamiento: solapamiento en tiempo entre ventanas aplicadas en el procesamiento. Unidades: segundos (s).
23 % SNR: relacion señal-ruido del registro salida registro_Fred en los cuatro canales. Vector 1x4.
24 %
25 % Salida:
26 %
27 % directorio_guardado: ruta de directorio en la cual se ha creado el excell con los resultados
28 %%
29
30 %4.1.Se crea, si no existe, el directorio de resultados dentro del 'directorio' de entrada:
31 if exist([directorio '\Análisis' sesion], 'file')==0
32
33 mkdir(directorio, ['Análisis' sesion])
34 directorio_analisis=[directorio '\Análisis' sesion];
35 else
36 directorio_analisis=[directorio '\Análisis' sesion];
37
38 end
39
40 %Se crea un directorio con los resultados en el instante de tiempo de ejecución:
41 fecha=datestr(now);
42 dia=fecha(1:6);
43 hora=fecha([13 14 16 17]);
44 mkdir(directorio_analisis, [dia '_' hora])
45 directorio_guardado=[directorio '\Análisis' sesion '\' dia '_' hora];
46
47 %Se guardan los resultados en formato excell.Se crea una pestaña por señal.
48 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Codigo', sesion, [], 'fci (Hz)', fci, [], 'Tamaño
ventana(s)', tamanyo_ventana, [], 'SNR(dB)', SNR(1)}, 'biceps', 'A1');
49 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Canal', 1, [], 'filtro de
red', filtro_red, [], 'Solapamiento(s)', solapamiento}, 'biceps', 'A2');
50 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], squeeze(parametros(1,:,:), 'biceps', 'B6');
51 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], [0:1: minutos-1], 'biceps', 'B5');
52 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'minuto'}, 'biceps', 'A5');
53 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'RMS(μV)'}, 'biceps', 'A6');
54 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'RMSnorm (%)'}, 'biceps', 'A7');
55 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'MAV(μV)'}, 'biceps', 'A8');
56 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'MAVnorm (%)'}, 'biceps', 'A9');
57 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Fmedia (Hz)'}, 'biceps', 'A10');
58 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Fmediana (Hz)'}, 'biceps', 'A11');
59 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Finms5 (Hz-6)'}, 'biceps', 'A12');
60 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'RMSfrec_ratio (%)'}, 'biceps', 'A13');
61 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Duracion (s)'}, 'biceps', 'A14');
62
63 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Codigo', sesion, [], 'fci(Hz)', fci, [], 'Tamaño
ventana(s)', tamanyo_ventana, [], 'SNR(dB)', SNR(2)}, 'deltoides', 'A1');
64 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Canal', 2, [], 'filtro de
red', filtro_red, [], 'Solapamiento(s)', solapamiento}, 'deltoides', 'A2');
65 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], squeeze(parametros(2,:,:), 'deltoides', 'B6');
66 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], [0:1: minutos-1], 'deltoides', 'B5');
67 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'minuto'}, 'deltoides', 'A5');
68 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'RMS(μV)'}, 'deltoides', 'A6');
69 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'RMSnorm (%)'}, 'deltoides', 'A7');
70 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'MAV (μV)'}, 'deltoides', 'A8');
71 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'MAVnorm (%)'}, 'deltoides', 'A9');
72 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Fmedia (Hz)'}, 'deltoides', 'A10');
73 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Fmediana (Hz)'}, 'deltoides', 'A11');
74 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Finms5 (Hz-6)'}, 'deltoides', 'A12');
75 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'RMSfrec_ratio (%)'}, 'deltoides', 'A13');
76 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Duracion (s)'}, 'deltoides', 'A14');
77
78 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Codigo', sesion, [], 'fci(Hz)', fci, [], 'Tamaño
ventana(s)', tamanyo_ventana, [], 'SNR(dB)', SNR(3)}, 'trapecio', 'A1');
79 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'Canal', 1, [], 'filtro de
red', filtro_red, [], 'Solapamiento(s)', solapamiento}, 'trapecio', 'A2');
80 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], squeeze(parametros(3,:,:), 'trapecio', 'B6');
81 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], [0:1: minutos-1], 'trapecio', 'B5');
82 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'minuto'}, 'trapecio', 'A5');
83 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'RMS(μV)'}, 'trapecio', 'A6');
84 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'RMSnorm (%)'}, 'trapecio', 'A7');
85 xlswrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'], {'MAV (μV)'}, 'trapecio', 'A8');

```

```

89 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'Flnms5 (Hz-6)'},'trapecio','A12');
90 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'RMSfrec_ratio (%)},'trapecio','A13');
91 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'Duracion (s)'},'trapecio','A14');
92
93 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'Codigo',sesion,[],'fci(Hz)',fci,[],'Tamaño
ventana(s)',tamanyo_ventana,[],'SNR(dB)',SNR(4)},'braqui','A1');
94 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'Canal',3,[],'filtro de
red',filtro_red,[],'Solapamiento(s)',solapamiento},'braqui','A2');
95 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],squeeze(parametros(4,:;)), 'braqui','B6');
96 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],[0:1:minutos-1],'braqui','B5');
97 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'minuto'},'braqui','A5');
98 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'RMS( $\mu$ V)'},'braqui','A6');
99 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'RMSnorm (%)'},'braqui','A7');
100 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'MAV ( $\mu$ V)'},'braqui','A8');
101 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'MAVnorm (%)'},'braqui','A9');
102 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'Fmedia (Hz)'},'braqui','A10');
103 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'Fmediana (Hz)'},'braqui','A11');
104 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'Flnms5 (Hz-6)'},'braqui','A12');
105 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'RMSfrec_ratio (%)'},'braqui','A13');
106 xlsxwrite([directorio_guardado '\parametros' sesion '_' dia '_' hora '.xlsx'],{'Duracion (s)'},'braqui','A14');
107
108
---
```

#### 1.4.2.1. Grafica.m

```

1 function [Evolucion_biceps,Evolucion_deltoides,Evolucion_trapecio,Evolucion_braqui] = Graficas(parametros,minutos,directorio_guardado)
2
3 %%
4 %Función que representa y almacena la evolución temporal de los parámetros
5 %
6 % Entradas:
7 %
8 % parametros: volumen que contiene que contiene la evolucion temporal en cada minuto de los parametros extraidos para cada registro.
Sus
9 % dimensiones son:
10 % Dim 1: numero de señales en el registro,musculos. Dim 1= 4.
11 % Dim 2: numero de parametros extraidos. Dim 2=8
12 % Dim 3: Numero de minutos que dura el registro.
13 % minutos: numero de minutos que presenta el registro.
14 % directorio_guardado: ruta de carpetas en la cual se almacenan los resultados.
15 %
16 % Salidas:
17 %
18 % Las cuatro figuras con la evolución temporal de los parámetros para cada
19 % músculo.
20 %%
21
22 tm=[1:1:minutos-2];
23
24 for i=1:1:size(parametros,1)
25
26
27 figure(i)
28 subplot(3,3,1)
29 plot(tm,squeeze(parametros(i,1,2:end-1)))
30 ylabel('RMS( $\mu$ V)')
31 subplot(3,3,2)
32 plot(tm,squeeze(parametros(i,2,2:end-1)))
33 ylabel('RMSnorm (%)')
34 subplot(3,3,3)
35 plot(tm,squeeze(parametros(i,3,2:end-1)))
36 ylabel('MAV( $\mu$ V)')
37 subplot(3,3,4)
38 plot(tm,squeeze(parametros(i,4,2:end-1)))
```

```

39 ylabel('MAVnorm (%)')
40 subplot(3,3,5)
41 plot(tm,squeeze(parametros(i,5,2:end-1)))
42 ylabel('Fmedia (Hz)')
43 subplot(3,3,6)
44 plot(tm,squeeze(parametros(i,6,2:end-1)))
45 ylabel('Fmediana (Hz)')
46 subplot(3,3,7)
47 plot(tm,squeeze(parametros(i,7,2:end-1)))
48 ylabel('Flnms5 (Hz-6)')
49 xlabel('Tiempo(min)')
50 subplot(3,3,8)
51 plot(tm,squeeze(parametros(i,8,2:end-1)))
52 ylabel('RMSfrec_r_a_t_i_o (%)')
53 xlabel('Tiempo(min)')
54 subplot(3,3,9)
55 plot(tm,squeeze(parametros(i,9,2:end-1)))
56 ylabel('Duracion (s)')
57 xlabel('Tiempo(min)')
58
59 if i==1
60 Evolucion_biceps=figure(i);
61 set(gcf, 'Position', get(0,'Screensize'));
62 subplot(3,3,2)
63 title('Evolución Parámetros Biceps')
64 saveas(Evolucion_biceps, [directorio_guardado '\Evolucion_Biceps.emf']);
65 end
66 if i==2
67 Evolucion_deltoides=figure(i);
68 set(gcf, 'Position', get(0,'Screensize'));
69 subplot(3,3,2)
70 title('Evolución Parámetros Deltoides')
71 saveas(Evolucion_deltoides, [directorio_guardado '\Evolucion_deltoides.emf']);
72 end
73 if i==3
74 Evolucion_trapecio=figure(i);
75 set(gcf, 'Position', get(0,'Screensize'));
76 subplot(3,3,2)
77 title('Evolución Parámetros Trapecio')
78 saveas(Evolucion_trapecio, [directorio_guardado '\Evolucion_trapecio.emf']);
79 end
80 if i==4
81 Evolucion_braqui=figure(i);
82 set(gcf, 'Position', get(0,'Screensize'));
83 subplot(3,3,2)
84 title('Evolución Parámetros Braquioradial')
85 saveas(Evolucion_braqui, [directorio_guardado '\Evolucion_braqui.emf']);
86 end
87
88 close(gcf);
89 end
90

```