



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

**ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA DE
PARÁMETROS DE FATIGA EN LA SEÑAL DE
ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL (SEMG):
ESTUDIO ERGONÓMICO EN CIRUGÍA
LAPAROSCÓPICA**

AUTOR: JAVIER VILLAR VALERO

TUTOR: JOSÉ LUÍS MARTÍNEZ DE JUAN

Curso Académico: 2018-19

Análisis tiempo-frecuencia de parámetros de fatiga en la señal de electromiografía superficial (sEMG):
estudio ergonómico en cirugía laparoscópica

RESUMEN

En el presente trabajo se pretende extraer parámetros indicadores de fatiga muscular a partir de señales de electromiografía de superficie de cuatro de los músculos que emplea un cirujano en una intervención mediante dos técnicas distintas de laparoscopia. Para ello se analizan, tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia, las señales de EMG de superficie capturadas en 12 posiciones estáticas durante 1 minuto cada una, siendo idénticas la primera y la última posición. Para cada señal se determina qué parámetros explican mejor la fatiga muscular con varios objetivos: En primer lugar, discernir cuál de las dos técnicas estudiadas presenta un mayor índice de fatiga; en segundo lugar, estudiar cada posición de forma independiente para saber qué posiciones son más problemáticas durante la intervención quirúrgica y extraer un parámetro cuantificable que identifique de forma inequívoca el fenómeno de fatiga muscular; y por último, comparar en cada caso la señal correspondiente a la primera y a la última posición para tener una idea de la incidencia de la fatiga acumulada a lo largo de los 12 minutos que dura cada muestra.

Palabras clave: fatiga muscular; electromiografía de superficie (sEMG); procesamiento de señal; análisis temporal; análisis frecuencial; análisis estadístico; laparoscopia

Análisis tiempo-frecuencia de parámetros de fatiga en la señal de electromiografía superficial (sEMG):
estudio ergonómico en cirugía laparoscópica

RESUM

En el present treball es pretén extraure paràmetres indicadors de fatiga muscular a partir de senyals d'electromiografia de superfície de quatre dels músculs que empra un cirurgià en una intervenció per mitjà de dos tècniques diferents de laparoscopia. Per a això s'analitzen, tant en el domini del temps com en el de la freqüència, els senyals d'EMG de superfície capturades en 12 posicions estàtiques durant 1 minut cada una, sent idèntiques la primera i l'última posició. Per a cada senyal es determina quins paràmetres expliquen millor la fatiga muscular amb diversos objectius: En primer lloc, discernir quina de les dos tècniques estudiades presenta un major índex de fatiga; en segon lloc, estudiar cada posició de forma independent per a saber quines posicions són més problemàtiques durant la intervenció quirúrgica i extraure un paràmetre quantificable que identifique de forma inequívoca el fenomen de fatiga muscular; i finalment, comparar en cada cas el senyal corresponent a la primera i a l'última posició per a tindre una idea de la incidència de la fatiga acumulada al llarg dels 12 minuts que dura cada mostra.

Paraules claus: muscle fatigue; surface electromyography (sEMG); signal processing; temporal análisis; frequency análisis; statistical análisis; laparoscopy

Análisis tiempo-frecuencia de parámetros de fatiga en la señal de electromiografía superficial (sEMG):
estudio ergonómico en cirugía laparoscópica

ABSTRACT

This paper aims to extract muscle fatigue indicator parameters from surface electromyography signals of four of the muscles used by a surgeon in an intervention using two different laparoscopic techniques. In order to do this, the surface EMG signals captured in 12 static positions for 1 minute each are analysed in both the time and frequency domain, with the first and last positions being identical. For each signal, it is determined which parameters best explain muscle fatigue with several objectives: Firstly, to discern which of the two techniques studied has a higher rate of fatigue; secondly, to study each position independently in order to know which positions are most problematic during the surgical intervention and to extract a quantifiable parameter that unequivocally identifies the phenomenon of muscle fatigue; and finally, to compare in each case the signal corresponding to the first and last position in order to have an idea of the incidence of accumulated fatigue throughout the 12 minutes that each sample lasts.

Keywords: fatiga muscular; electromiografía de superficie (sEMG); processament de señal; anàlisi temporal; anàlisi freqüencial; anàlisi estadístic; laparoscopia

Análisis tiempo-frecuencia de parámetros de fatiga en la señal de electromiografía superficial (sEMG):
estudio ergonómico en cirugía laparoscópica

ÍNDICE

DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFG

- Documento N°1: Memoria
- Documento N°2: Presupuesto
- Documento N°3: Anexo de códigos

Contenido de la memoria

1	Introducción	13
1.1	Motivación.....	13
1.2	Planteamiento de la problemática	13
1.3	Objetivo general	14
1.4	Objetivo específico	14
2	Fatiga muscular	15
2.1	Relación fatiga-EMG	16
3	Procesamiento de señales.....	18
3.1	Señales médicas.....	18
3.2	Clasificación	18
3.3	Características de la señal.....	19
3.4	Teorema de muestreo	21
3.5	Naturaleza de la señal.....	21
3.6	Análisis temporal de la señal	24
3.7	Análisis frecuencial de la señal	25
4	Laparoscopia	27
5	Metodología del estudio	29
5.1	Muestra	29
5.2	Instrumental	30
5.3	Diseño experimental.....	31

5.4	Adquisición de datos y procesamiento.....	32
6	Análisis de la señal de sEMG	33
6.1	Preprocesado.....	35
6.2	Procesado	41
6.2.1	Transformada discreta de Fourier para señales aperiódicas.....	44
6.3	Extracción de parámetros.....	46
6.3.1	Parámetros temporales.....	47
6.3.2	Parámetros frecuenciales	48
6.3.3	Entropía	53
7	Resultados.....	58
8	Discusión	69
9	Conclusión	72
10	Bibliografía.....	74

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Ejemplo de una señal de EMG muestreada a 2kHz (reproducido de (Pequera, 2015))	20
Ilustración 2. Propagación de potenciales de acción en ambas direcciones a lo largo de una fibra conductora (reproducido de (Guyton, 1987)).....	22
Ilustración 3. Esquema de la organización, el registro electromiográfico y la descomposición de cinco potenciales de acción de una unidad motora (reproducido de (De Luca, LeFever, McCue, & Xenakis, 1982)).....	23
Ilustración 4. Instrumentos probados durante el experimento. instrumento de control (arriba), prototipo (debajo). Reproducido de (Horacio, Martinez-de-Juan, Conejero, & Prats-Boluda, pendiente de publicación (aceptado)).....	30
Ilustración 5. a) ubicación del participante frente al simulador. el hombro está alineado con el objetivo 0°. la entrada del trocar está situada en el centro de la plantilla; b) plantilla de 360°. Reproducido de (Horacio, Martinez-de-Juan, Conejero, & Prats-Boluda, pendiente de publicación (aceptado)).....	31
Ilustración 6. EMG sin procesar (sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°)	33
Ilustración 7. Diagrama de bloques del programa diseñado	35
Ilustración 8. EMG filtrada (sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°)	37
Ilustración 9. EMG diezmado (sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°)	40
Ilustración 10. EMG rectificada (sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°)	41
Ilustración 11. Promediado del EMG (sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°)	43
Ilustración 12. PSD del EMG (sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°).....	46
Ilustración 13. RMS de la señal de emg, de la señal completa (arriba), tomando el valor temporal en intervalos de 2s (abajo). sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°	48
Ilustración 14. Frecuencia media del EMG en intervalos de 2s (sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°)	50
Ilustración 15. Frecuencia mediana del EMG en intervalos de 2s (sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°)	50
Ilustración 16. Etapas del procesamiento de la señal para implementar la transformada de Fourier de tiempo corto (STFT).....	51
Ilustración 17. índice de Dimitrov calculado en intervalos de 2s (sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°)	53
Ilustración 18. Entropía muestral de la señal de EMG (sujeto 8, herramienta control, bíceps, posición 90°)	57
Ilustración 19. RMS global (sujeto 8, herramienta control).....	59
Ilustración 20. RMS temporal (sujeto 8, herramienta control).....	59
Ilustración 21. Frecuencia media global (sujeto 8, herramienta control).....	60
Ilustración 22. Frecuencia media temporal (sujeto 8, herramienta control).....	60

Ilustración 23. Frecuencia mediana global (sujeto 8, herramienta control).....	61
Ilustración 24. Frecuencia mediana temporal (sujeto 8, herramienta control).....	61
Ilustración 25. índice de Dimitrov global (sujeto 8, herramienta control).....	62
Ilustración 26. índice de Dimitrov temporal (sujeto 8, herramienta control).....	62
Ilustración 27. Entropía muestral (sujeto 8, herramienta control).....	63
Ilustración 28. RMS global (sujeto 8, herramienta prototipo)	64
Ilustración 29. RMS temporal (sujeto 8, herramienta prototipo).....	65
Ilustración 30. Frecuencia media global (sujeto 8, herramienta prototipo).....	65
Ilustración 31. Frecuencia media temporal (sujeto 8, herramienta prototipo).....	66
Ilustración 32. Frecuencia mediana global (sujeto 8, herramienta prototipo).....	66
Ilustración 33. Frecuencia mediana temporal (sujeto 8, herramienta prototipo).....	67
Ilustración 34. índice de Dimitrov global (sujeto 8, herramienta prototipo).....	67
Ilustración 35. índice de Dimitrov temporal (sujeto 8, herramienta prototipo).....	68
Ilustración 36. entropía muestral (sujeto 8, herramienta prototipo)	68



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

MEMORIA DEL PROYECTO

Análisis tiempo-frecuencia de parámetros de fatiga en
la señal de electromiografía superficial (sEMG):
estudio ergonómico en cirugía laparoscópica

1 Introducción

1.1 Motivación

La fatiga muscular es una dolencia que afecta a muchas personas y supone una gran molestia que, en muchos de los casos, resulta en una pérdida temporal de la funcionalidad de la persona que la padece. Esta pérdida de funcionalidad es de mayor gravedad especialmente en personas que están desarrollando labores peligrosas como es el caso de un cirujano que realiza una cirugía a un paciente enfermo. Concretamente, la cirugía mínimamente invasiva es una de las técnicas que comporta mayores problemas para el cirujano y una mayor incidencia de la fatiga muscular especialmente en determinadas posiciones problemáticas (Berguer, Gerber, Kilpatrick, & Beckley, 1999).

La principal motivación del desempeño del presente proyecto es la existencia de una patente de herramienta de cirugía mínimamente invasiva alternativa a la original que ha llevado a cabo el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B) junto con el departamento de electrónica de la universidad. Es de hecho, gracias a la colaboración con el CI2B que se han podido obtener los datos necesarios para la realización de este proyecto.

1.2 Planteamiento de la problemática

Como se ha comentado la fatiga muscular es una patología que puede afectar a los cirujanos durante las intervenciones, lo que puede suponer errores innecesarios en la intervención y lesiones en el cirujano que pudieran concluir en una baja y que, consecuentemente, lleva un importante coste económico asociado.

El principal problema que surge a la hora de hacer una evaluación de la fatiga muscular, con el fin de evitar y prevenir lesiones, es la dificultad de determinar con exactitud en qué situaciones se produce el fenómeno de la fatiga muscular y qué metodología seguir a la hora de extraer parámetros que indiquen esta fatiga de una forma robusta y eliminando el sesgo debido al paciente.

Para ello, en el presente TFG se ha llevado a cabo una revisión del estado del arte que existe actualmente sobre la fatiga muscular y los parámetros de mayor interés al respecto, se han calculado dichos parámetros y se han representado como valores numéricos.

1.3 Objetivo general

El principal objetivo del TFG es el diseño y elaboración de una metodología para la extracción de parámetros indicadores de fatiga a partir de una señal previamente adquirida de electromiografía de superficie del músculo que se desea estudiar. Este método de análisis de la señal y extracción de parámetros se implementa en un mismo programa mediante el entorno de programación MATLAB de tal forma que, dada una señal de entrada con unas características concretas, se trate de distintas formas para dar una salida en forma de parámetros numéricos.

Es importante destacar que el objetivo final de este trabajo no es elaborar un diagnóstico médico a partir de la señal registrada, pues la diagnosis es una labor que corresponde únicamente a un médico facultativo. Con este trabajo lo que se pretende es extraer información sobre el estado de una serie de músculos en forma de valores numéricos que puedan ser interpretados por un médico para la elaboración del diagnóstico.

1.4 Objetivo específico

Además del objetivo principal planteado, existen cuatro objetivos específicos que se pretenden resolver en el proyecto y que vertebran el presente documento:

- 1) Calcular parámetros de fatiga muscular basados en un análisis temporal de señales de electromiografía de superficie.
- 2) Calcular índices de fatiga muscular siguiendo las metodologías más clásicas encontradas en la literatura.
- 3) Calcular índices de fatiga muscular siguiendo algunas metodologías alternativas más complejas que las clásicas.
- 4) Integrar todos estos cálculos en un entorno de programación

2 Fatiga muscular

La fatiga muscular, como se ha explicado anteriormente, es un concepto que suscita mucha controversia y existen distintas definiciones al respecto. En primer lugar es necesario discriminar entre la fatiga muscular aguda y la fatiga muscular crónica: la fatiga muscular aguda, por una parte, es el fenómeno que se produce cuando al someter a un músculo a un determinado ejercicio, al cabo de un tiempo este músculo es incapaz de mantener la intensidad o fuerza necesarias para seguir realizando el ejercicio de forma eficaz (Dimitrova & Dimitrov, 2003); por otra parte, la fatiga muscular crónica constituye una patología comúnmente asociada al deporte de alto rendimiento más grave que la fatiga aguda ya que supone una serie de síntomas tales como molestias musculares y una de fatiga intensa que no disminuye con el descanso, síntomas que permanecen de forma crónica (Pancorbo Sandoval, 2003).

En este trabajo se estudia la fatiga muscular aguda, concretamente la fatiga en el músculo esquelético. Esta observación es de gran importancia ya que el músculo esquelético, a grandes rasgos, es el músculo que se podría denominar de contracción voluntaria y es el que, junto con los huesos, constituye el sistema locomotor del cuerpo humano; frente a otros músculos como presentes en vasos sanguíneos y aparato digestivo que se agrupan bajo la definición de músculo liso.

El músculo esquelético, además de tener una función distinta a la del músculo liso, tiene una estructura y comportamiento distintos al músculo esquelético; por tanto, este análisis de la fatiga únicamente es aplicable al músculo esquelético y en unas condiciones concretas que se desarrollarán más adelante, y no debe confundirse con el músculo liso, pues la fatiga muscular aguda del músculo liso requiere de otro análisis desde otro enfoque distinto al que se desarrolla en este TFG.

A la hora de analizar la fatiga muscular surge una complicación importante, el carácter subjetivo de la misma, tradicionalmente una de las formas de evaluar la fatiga más usadas desde que se comenzó a estudiar es la escala de Borg. La escala de Borg o ratio del esfuerzo percibido (Rating of Perceived Exertion, RPE) es un método ampliamente extendido que permite a los individuos dar una calificación subjetiva del esfuerzo percibido durante un ejercicio y que fue desarrollada por Gunnar Borg (Borg, 1998). En el presente trabajo no se va a utilizar esta escala, a pesar de que su uso haya estado muy extendido, porque no se van a tener en consideración aquellas variables que sean subjetivas y que añaden un sesgo adicional debido al paciente.

Para realizar un análisis objetivo de la fatiga muscular es necesario tener en cuenta todos los factores que puedan intervenir. El fenómeno de la fatiga muscular puede definirse como una patología multifactorial que tiene varios componentes (Mañanas Villanueva M. Á., 1999). Los componentes centrales de la fatiga consisten en que el músculo no es capaz de realizar un ejercicio por el desarrollo del mismo, mientras que los componentes periféricos, por el contrario, se manifiestan cuando al realizar un ejercicio el músculo no puede mantener el nivel de fuerza requerido. En el caso de las contracciones sostenidas en posiciones estáticas, como es el caso que se estudia en este trabajo, no es necesario que la fuerza requerida sea la máxima para que se produzcan ambos componentes de la fatiga, fatiga central y fatiga periférica; mientras que en otro tipo de situaciones en las que se producen varias contracciones rápidas e intermitentes, únicamente se manifiestan ambos componentes de la fatiga muscular cuando el esfuerzo realizado es máximo (B, Johansson, Lippold, Smith, & Woods, 1983), y se manifiesta únicamente la fatiga periférica cuando, o bien la fuerza aplicada está por debajo del esfuerzo máximo necesario, o bien cuando el intervalo entre las contracciones es lo suficientemente prolongado (Löscher, Cresswell, & Thorstensson, 1996).

2.1 Relación fatiga-EMG

Es posible evaluar la fatiga muscular por medio de una señal biomédica que se registra en la superficie del músculo (EMG superficial), la señal de electromiografía de superficie de la que se habla en mayor profundidad en apartados posteriores.

Según algunos estudios realizados, a partir de la señal de EMG se pueden extraer algunos parámetros que se pueden interpretar como indicadores de fatiga muscular, como son la amplitud pico a pico o la media en el dominio de las frecuencias (Thorsen, Spadone, & Ferrain, 2001).

Cuando se da la fatiga muscular, se manifiesta inicialmente como un aumento de la amplitud de pico a pico de la señal de EMG debido a que los músculos tratan de mantener la misma fuerza en la contracción para compensar la fatiga. Muchos médicos no consideran que esta situación sea de fatiga propiamente dicha, ya que el sujeto no siente que se esté fatigando, simplemente que tiene que aumentar el esfuerzo para mantener el mismo nivel de fuerza. En el momento en el que el músculo es incapaz de seguir aumentando la fuerza para compensar la fatiga se produce una reducción de la amplitud pico a pico de la señal (Fernández, Acevedo, & Tabernig, 2007). Así pues, a partir del parámetro de la amplitud de la señal se puede ubicar la fatiga muscular en los picos de dicha señal.

Por otra parte, cuando en una contracción muscular se produce fatiga muscular, esta fatiga se traduce en una disminución de la velocidad a la que se transmite el impulso nervioso a través de las fibras musculares. Cuando la velocidad de conducción nerviosa disminuye, se produce a su vez una compresión de la señal en el dominio de la frecuencia y además se produce un desplazamiento hacia las bajas frecuencias (Gannoni, Camelia, & Farina, 2005) (B, Johansson, Lippold, Smith, & Woods, 1983). Estos solo son algunos de los parámetros que se utilizan para determinar el estado de fatiga muscular mediante la señal de EMG superficial.

3 Procesamiento de señales

3.1 Señales médicas

Las señales biomédicas pueden ser definidas, a grandes rasgos, como aquellas señales que se producen en entornos biomédicos y que contienen información sobre sistemas biológicos. Estas señales médicas o biomédicas se pueden clasificar en distintos grupos en función del criterio de clasificación que se utilice. Si las señales se clasifican en función de su aplicación médica se obtienen señales cardiológicas, neurológicas, musculares, fisiológicas, etc. Por otra parte, si la clasificación se realiza según cuál es el origen o la fuente de dicha señal se obtienen 6 grandes grupos: señales bioeléctricas, de bioimpedancia, biomagnéticas, bioacústicas, bioquímicas y bioópticas. Finalmente, se puede hacer una clasificación de las señales biomédicas atendiendo a las características intrínsecas de la propia señal. De este modo se puede diferenciar entre señales continuas o discretas, entre señales deterministas o estocásticas, o clasificar señales por su dimensión.

3.2 Clasificación

A continuación, se va a realizar una clasificación de las señales en función de su origen:

En primer lugar, se va a hablar de las bioeléctricas. Las señales bioeléctricas son aquellas señales que se extraen a partir de la diferencia de potencial que surge en ciertas situaciones entre el potencial del medio intracelular de una célula y el extracelular. En el organismo existen dos tipos de células que tienen membranas lo suficientemente excitables como para que, ante un estímulo despolarizante (el potencial intracelular se vuelve positivo en lugar de negativo como se encuentra en reposo) se genera un gran cambio transitorio en la conductancia como respuesta, de esta forma se genera un impulso que se conoce como potencial de acción de una célula. El potencial de acción se caracteriza por invertir temporalmente la polaridad para después volver al estado de equilibrio. Algunos de los ejemplos de estas señales son las señales de electrocardiografía, electroencefalografía, o electromiografía.

Por otra parte, las señales de bioimpedancia son las que se obtienen a partir de la impedancia de ciertos tejidos, lo que aporta información referente a su composición. Para el registro de este tipo de señales se suele generar una corriente previamente conocida en el tejido y se mide el potencial que se genera como consecuencia del paso de dicha corriente. De este modo y mediante la ley de Ohm se puede extrapolar la impedancia del tejido.

Otro tipo de señales son las bioacústicas, estas señales se registran a partir de algunos ruidos que se generan a causa de ciertos fenómenos biomédicos. Generalmente, es el flujo de un fluido a través de un medio, como por ejemplo el paso de la sangre a través de los vasos, del corazón o de las válvulas, o el flujo de aire a través de los pulmones lo que genera estos ruidos. Para medir de forma efectiva estas señales es de vital importancia la posición de los transductores.

Finalmente, existen las señales biomagnéticas y las biomecánicas. Las señales biomagnéticas se extraen a partir de los pequeños campos magnéticos que generan algunos órganos como el corazón, los pulmones o el cerebro. Este tipo de señales son muy importantes ya que la información que contienen es única y no se puede extraer de otras señales. Las biomecánicas, por otra parte, miden desplazamientos, flujos, movimientos, tensión y presiones. Dado que estas señales no se propagan, el punto de aplicación debe ser exacto, lo que en muchos casos supone un sistema de medida invasivo.

3.3 Características de la señal

En el caso del presente trabajo la señal con la que se trabaja es una señal bioeléctrica, concretamente una señal de electromiografía de superficie. Este tipo de señales se obtienen mediante la colocación de dos electrodos, estos electrodos miden la diferencia de potencial entre los dos puntos originada por el potencial de acción de las células musculares durante la contracción muscular, de esta forma se puede caracterizar una señal que varía en función de la contracción muscular. También es habitual introducir un tercer electrodo para, más adelante, restar de la señal adquirida la componente debida al ruido, o al menos para tener información de la relación señal/ruido.

A continuación, se describen las características propias de la señal de electromiografía superficial:

En primer lugar, en cuanto a la dimensión de la señal, se trata de una señal de una sola dimensión, esto quiere decir que para cada unidad de tiempo para la que se adquiere la señal únicamente existe un único valor de potencial eléctrico de forma inequívoca, al contrario de otras señales como el brillo o la intensidad de una imagen, que tienen dos dimensiones, o incluso tres si se trata de imágenes en color.

En cuanto a la naturaleza continua o discreta de la señal, la señal original conforme se adquiere del sistema es continua, ya que se trata de una señal que se adquiere en función del tiempo, que es fundamentalmente, una magnitud continua; sin embargo, una de las primeras operaciones que se realizan con la señal adquirida es la transformación a una señal discreta, lo que se conoce como proceso de discretización o muestreo de la señal, que consiste en registrar únicamente un valor discreto de potencia para un intervalo de tiempo conocido como periodo de muestreo, obteniendo una secuencia digital a partir de una analógica tal que $x[n]=x(nT)$, lo que facilita trabajar posteriormente con esa señal. El valor resultante de la inversión del periodo de muestreo es la frecuencia de muestreo, es muy importante definir correctamente la frecuencia de muestreo para conseguir que la señal digital represente rigurosamente la señal analógica sin utilizar un exceso de muestras; una frecuencia de muestreo demasiado pequeña supondría una pérdida de información respecto a la señal original, y por otro lado, una frecuencia de muestreo demasiado elevada supondría un coste computacional muy grande llegando a ser ineficiente. Para la óptima selección de la frecuencia de muestreo se recurre al teorema de muestreo que se explica en profundidad más adelante.

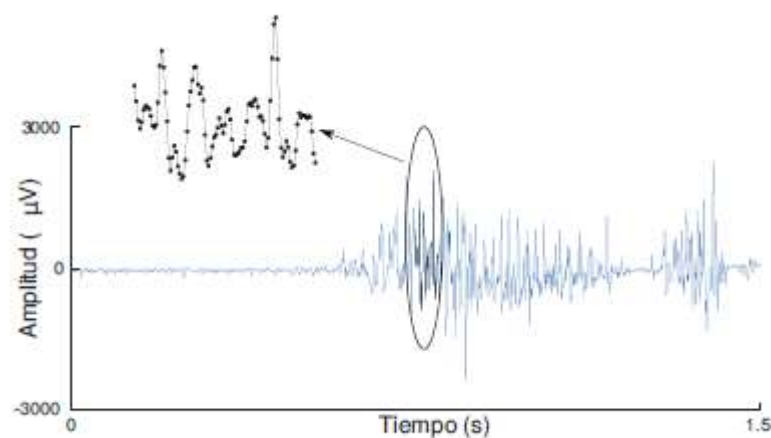


ILUSTRACIÓN 1. EJEMPLO DE UNA SEÑAL DE EMG MUESTREADA A 2KHZ (REPRODUCIDO DE (PEQUERA, 2015))

En cuanto al determinismo de la señal, se trata de una señal estocástica; es decir, que se trata de una señal que está caracterizada por términos estadísticos y no es posible expresarla por medio de una fórmula matemática, además se trata de una señal no estacionaria, por lo tanto, no es posible predecir su comportamiento.

3.4 Teorema de muestreo

Como se ha explicado anteriormente, una señal analógica se puede representar como distintas muestras discretas equiespaciadas por un mismo periodo de muestreo, proceso que se conoce como muestreo. El teorema de muestreo exige que la señal cumpla una serie de requisitos para poder ser reconstruida como una secuencia de muestras (Pequera, 2015):

“Sea una señal analógica $x(t)$ con un ancho de banda limitado, entonces $x(t)$ se puede determinar inequívocamente mediante muestras $x(nT_s)$, $n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$, si $f_s > 2f_{max}$ ”

Este teorema (teorema de Nyquist) establece que, siendo f_{max} la frecuencia máxima contenida en $x(t)$, la frecuencia de muestreo tiene que ser necesariamente estrictamente mayor que el doble de la frecuencia máxima para evitar el solapamiento entre dos muestras consecutivas (aliasing). Así pues, se debe evitar frecuencias de muestreo por debajo de la frecuencia de Nyquist ($2f_{max}$), pero del mismo modo se debe evitar emplear frecuencias de muestreo excesivamente altas ya que esto se traduce en un enorme número de muestras y por consiguiente un gran coste computacional, además de una pérdida de resolución en frecuencia.

En el caso de las señales biológicas es recomendable, no solo emplear una frecuencia superior a la de Nyquist, sino emplear una frecuencia de muestreo mucho mayor ($5 - 10f_{max}$) para no perder información acerca de la magnitud de estudio.

3.5 Naturaleza de la señal

La electromiografía de superficie (sEMG) es una técnica que consiste en evaluar la fuerza que ejerce un músculo a partir de la diferencia de potencial que generan los músculos en la superficie de la piel. La señal de sEMG se utiliza en el ámbito clínico en diversos campos como son el diagnóstico, la rehabilitación o la investigación médica. El potencial eléctrico

del que se extrae la señal de EMG se produce por la activación de las unidades motoras, esta activación genera un potencial que detectan una serie de electrodos en la superficie muscular.

La diferencia de potencial que se registra en la señal de EMG se denomina potencial de acción, y se produce por la despolarización de la célula y su inmediata repolarización. Esto se debe a que la membrana celular de las células es semipermeable a los iones de Na^+ , que al entrar y salir de la célula cambian la disposición de cargas eléctricas en la superficie de la célula (Mañanas & Jane, 1993).

En el momento en el que una célula muscular se despolariza, esta despolarización se transmite a lo largo de toda un área ya que afecta a las células contiguas propagando el potencial de acción en todas las direcciones del espacio.

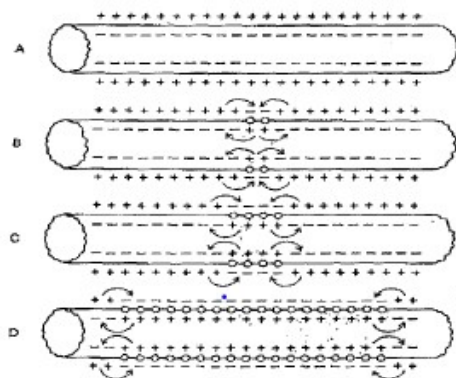


ILUSTRACIÓN 2. PROPAGACIÓN DE POTENCIALES DE ACCIÓN EN AMBAS DIRECCIONES A LO LARGO DE UNA FIBRA CONDUCTORA (REPRODUCIDO DE (GUYTON, 1987))

Esta propagación del potencial de acción en las células musculares sigue un principio conocido como la ley del todo o nada, este consiste en que una vez que el estímulo nervioso que inerva las células musculares motoras supera un cierto umbral, tiene lugar la despolarización alcanzándose un potencial de acción que siempre es el mismo independientemente del estímulo inicial, siempre y cuando se supere el umbral (Mañanas Villanueva M. , 1999).

Se denomina unidad motora al conjunto formado por una neurona motora y todas las fibras musculares inervadas por esta motoneurona. El potencial de acción tiene su origen en las neuronas de la médula espinal, a continuación, este impulso nervioso se propaga a través de las inter-neuronas y acaba llegando a la neurona motora encargada de inervar el músculo esquelético. Cuando el potencial de acción llega al músculo esquelético se propaga por las fibras musculares; cuando estas fibras musculares se activan tiene lugar el fenómeno de contracción muscular. La señal de sEMG mide la suma acumulativa de los potenciales de acción de las múltiples unidades motoras detectadas por los electrodos de superficie.

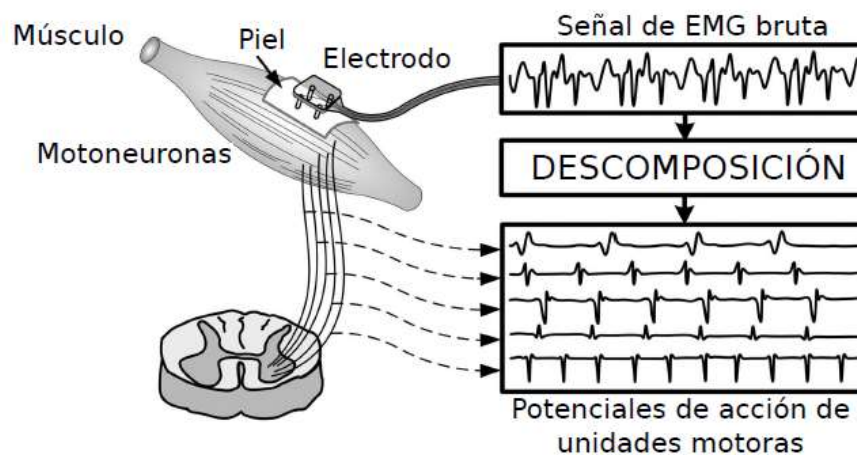


ILUSTRACIÓN 3. ESQUEMA DE LA ORGANIZACIÓN, EL REGISTRO ELECTROMIOGRÁFICO Y LA DESCOMPOSICIÓN DE CINCO POTENCIALES DE ACCIÓN DE UNA UNIDAD MOTORA (REPRODUCIDO DE (DE LUCA, LEFEVER, MCCUE, & XENAKIS, 1982))

Durante la contracción muscular, el músculo tiene distintos mecanismos o estrategias para hacer frente al aumento de fuerza requerido para la realización del ejercicio. Estos mecanismos son automáticos y están controlados directamente por el sistema nervioso central controlando la acción de las distintas unidades motoras implicadas en la contracción (Guyton, 1987). Son básicamente dos mecanismos distintos que pueden darse de forma independiente o simultánea:

- Reclutamiento de fibras musculares: En función de los distintos músculos y su tamaño y forma, varían también las fibras musculares que conforman cada unidad motora. Por una parte, las unidades motoras que tienen un menor tamaño se excitan con más facilidad dado que la neurona motora que conforma esta unidad motora es más pequeña y por tanto el umbral para que tenga lugar el potencial de acción es menor que en las unidades motoras más grandes.

Teniendo en cuenta esto hecho, se puede definir el reclutamiento de fibras musculares como la acción que lleva a cabo el sistema nervioso central de inervar cada vez unidades motoras más grandes de forma progresiva conforme aumenta el esfuerzo requerido como mecanismo para retardar la aparición de la fatiga muscular (Guyton, 1987).

- Cambios en la frecuencia de activación de las unidades motoras: La frecuencia de activación se define como el inverso del intervalo entre pulsos nerviosos, y este a su vez se define como el tiempo que pasa entre las sucesivas descargas de una misma unidad motora (De Luca C. , 1979). Cuando la frecuencia de activación es muy grande el acortamiento de las fibras musculares durante la contracción es mayor, y conforme la frecuencia de activación aumenta llega un punto en el que no se pueden discernir con claridad las sucesivas contracciones. A partir de ese punto, conforme sigue aumentando la frecuencia de activación aumenta ligeramente la fuerza que se ejerce en la contracción muscular.

Así pues, para aumentar la fuerza que realiza el músculo durante la contracción, generalmente, se produce un reclutamiento de unidades motoras y a su vez aumenta la frecuencia de activación

3.6 Análisis temporal de la señal

Como se ha comentado anteriormente, cuando se produce una contracción muscular en una posición estática, la amplitud pico a pico de la señal de EMG va aumentando hasta llegar a un pico de fatiga, esto se debe, por una parte, a que el reclutamiento de las unidades motoras aumentas mientras que, por otra parte, la velocidad de conducción nerviosa disminuye.

Para analizar la señal de EMG en función del tiempo es importante tener en cuenta que el músculo se comporta de forma distinta según el ejercicio que esté realizando y la fuerza aplicada (Mañanas Villanueva M. Á., 1999).

En primer lugar, en el primer momento en el que tiene lugar la contracción, para aumentar la fuerza lo primero que hace el músculo es aumentar el reclutamiento de fibras motoras. De forma gradual se van reclutando las unidades motoras más pequeñas primero, y conforme va aumentando la fuerza se van reclutando unidades motoras más grandes. Además, en el principio de la contracción se activan las fibras musculares de tipo I o fibras lentas.

En segundo lugar, cuando el esfuerzo durante la contracción se sitúa entre un 30% y un 50% de la máxima contracción voluntaria se reclutan, predominantemente, unidades motoras grandes. Además, de forma proporcional al aumento de la fuerza que ejerce el músculo aumenta la frecuencia de activación. Se activan algunas de las fibras musculares de tipo II o rápidas que están más situadas en la superficie.

En tercer lugar, cuando el esfuerzo durante la contracción está entre un 50% y un 75% de la máxima contracción voluntaria que puede realizar el músculo, el reclutamiento de fibras musculares pasa a ser un aspecto secundario porque la fuerza que se ejerce depende más bien de la frecuencia de activación de las fibras musculares.

Finalmente, a partir de un 75% de la contracción voluntaria máxima no existe casi reclutamiento de unidades motoras, por el contrario, todo el esfuerzo se debe a que aumenta la frecuencia de activación.

La conclusión que se puede sacar de estos datos es, aparte de que el comportamiento y las estrategias del músculo para conseguir el nivel de fuerza que requiere el ejercicio varían en función del nivel de esfuerzo en la contracción muscular, es que cuando aumenta la fuerza de una forma constante, aumenta de forma proporcional la amplitud pico a pico de la señal de EMG y esto se debe a que se necesitan más fibras musculares para mantener la fuerza que requiere el ejercicio. Del mismo modo que aumenta la amplitud de la señal, disminuye la frecuencia de activación, lo que se traduce en una mayor sincronía en la activación de las distintas unidades motoras implicadas en la contracción del músculo correspondiente.

3.7 Análisis frecuencial de la señal

El análisis frecuencial de la señal de EMG se corresponde con la información que se puede extraer del espectro de potencias de la misma señal. La densidad de este espectro (DEP) se correlaciona de forma proporcional con la velocidad a la que se transmite el impulso nervioso por las fibras musculares.

Se ha comentado por encima, que cuando tiene lugar el fenómeno de la fatiga muscular, se produce una disminución de esta velocidad de conducción de la fibra muscular y, consecuentemente, el espectro de potencias se desplaza hacia las bajas frecuencias. Una vez el músculo ha descansado lo suficiente tras la fatiga el espectro de potencias vuelve a situarse en las posiciones habituales antes de padecer la fatiga (Mañanas Villanueva M. Á., 1999).

Cabe destacar que no todos los músculos se comportan de la misma forma, sino que su comportamiento va a depender del tamaño y de la anatomía y fisiología de ese músculo concreto en el organismo. Por ejemplo, el músculo deltoides, que es uno de los que se lleva a estudio en este trabajo es un músculo que tiene un gran tamaño y, por tanto, para aumentar el nivel de fuerza es suficiente con el reclutamiento de fibras musculares, no es necesario aumentar la frecuencia de activación (De Luca, LeFever, McCue, & Xenakis, 1982).

4 Laparoscopia

La Cirugía Mínimamente Invasiva (CMI) es uno de los avances más importantes en el ámbito de la medicina, concretamente en el campo de la cirugía, en los últimos años. La cirugía mínimamente invasiva resulta una opción muy recomendable cuando se compara con la cirugía convencional en varios aspectos, como son el postoperatorio y los posibles riesgos de infección, entre otros (Steinhilber, 2015).

Sin embargo, esta técnica de cirugía muchas veces supone un inconveniente para el cirujano que la practica. Las intervenciones realizadas mediante CMI precisan de una mayor concentración y esfuerzo por parte del cirujano, así como mayor preparación que en las operaciones a cielo abierto (Miller, Benden, Pickens, Shipp, & Zheng, 2012); además, al ser limitadas las vías de entrada a la cavidad abdominal, tal y como se va a explicar a continuación, el cirujano debe recurrir a unas posturas incómodas y poco naturales para poder alcanzar todos los objetivos deseados de forma eficaz (Berguer, Remler, & Beckley, Laparoscopic instruments cause increased forearm fatigue: A subjective and objective comparison of open and laparoscopic techniques, 1997) (Herring, Trejo, & Hallbeck, 2009) (Miller C. , 2012). El hecho de que las posiciones sean incómodas supone un factor que incrementa el riesgo de fatiga muscular, así como del dolor asociado, porque para efectuar la misma fuerza se precisa una mayor energía que en posiciones neutras o que resulten más cómodas (Van Det, Meijerink, Hoff, Totté, & Pierie, 2009). Es por todo esto por lo que se suele asociar la cirugía mínimamente invasiva con una mayor incidencia de fatiga muscular (Berguer, Remler, & Beckley, Laparoscopic instruments cause increased forearm fatigue: A subjective and objective comparison of open and laparoscopic techniques, 1997).

La cirugía laparoscópica se emplea comúnmente en intervenciones en la cavidad abdominal, y consiste en hacer una serie de pequeños orificios en dicha cavidad en lugar de realizar una única y extensa incisión tal y como se procede en la cirugía convencional.

A través de una de las incisiones, generalmente en el ombligo, se introduce una cámara denominada laparoscopio, que permite al cirujano tener una visión general de los órganos internos a través de un monitor. Además, este laparoscopio puede, en la medida que sea necesario, aumentar el tamaño de las imágenes registradas para facilitar la visión del médico de según qué estructuras anatómicas. Además del laparoscopio, o bien a través del mismo orificio, o bien a través de otras incisiones el cirujano puede acceder al interior de la cavidad con distintas herramientas para desempeñar distintas funciones como podrían ser el corte, la hemostasia, la sutura, etc.

De esta forma el cirujano tiene una imagen en tiempo real por medio del laparoscopio de la cavidad abdominal y, extrapolando a partir de esa imagen médica la posición de las estructuras anatómicas y las herramientas propias, puede realizar intervenciones quirúrgicas en las que no se somete al paciente al mismo riesgo que si se hiciese la misma operación a cielo abierto.

El hecho de que el cirujano acceda a la cavidad abdominal a través de determinados orificios pequeños supone una restricción de los grados de libertad que tiene la herramienta de laparoscopia en manos del profesional que realiza la intervención. Además, cuando el cirujano desea acceder a los objetivos cuya ubicación es más comprometida, como es el caso de los objetivos cercanos a la posición del propio cirujano, el médico se ve obligado a adoptar posturas muy incómodas en las que se acentúa la fatiga muscular.

Es esta tecnología la que se pretende evaluar en el presente TFG, tal y como se ha explicado al principio del documento, debido al coste que supone la incidencia de la fatiga muscular en cirujanos que emplean esta técnica tanto en términos económicos como en términos de recursos humanos.

5 Metodología del estudio

5.1 Muestra

En primer lugar, para la realización del presente trabajo se han empleado los datos obtenidos en un estudio de investigación científica (Horacio, Martínez-de-Juan, Conejero, & Prats-Boluda, pendiente de publicación (aceptado)). Cabe mencionar que este estudio no lo ha llevado a cabo el autor de este documento, sino que se trata de un estudio realizado por el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B) previo a la realización de este proyecto y los datos han sido facilitados al autor material del documento a través del departamento de electrónica de la universidad.

En el estudio participaron 17 participantes sin experiencia previa en cirugía laparoscópica. Dichos participantes han sido evaluados en una simulación estática de laparoscopia. El criterio de selección de los sujetos del estudio fue el de hombres y mujeres indistintamente con edades comprendidas entre los 25 y los 50 años y con alturas entre los 150 y los 190 cm. Ningún participante tenía ninguna patología muscular ni entumecimientos que pudieran causar dificultades en el movimiento de los miembros superiores (Horacio, Martínez-de-Juan, Conejero, & Prats-Boluda, pendiente de publicación (aceptado)).

A los participantes del estudio se les proporcionan dos herramientas, una de ellas es la herramienta de control, que es la común en cirugías laparoscópicas convencionales; mientras que la otra herramienta es la que se somete a evaluación en el estudio.

Mientras los participantes reproducen una serie de posiciones, que se desarrollan a continuación, se realiza un registro de electromiografía superficial en cuatro músculos distintos (bíceps braquial, deltoides, trapecio y palmar mayor). Mediante electrodos de superficie se registra una señal de 60 segundos muestreada a 5kHz para cada músculo y para cada posición. Esta señal será la señal de entrada en el programa diseñado y a partir de las cuales se extraerá información útil sobre la fatiga muscular (Horacio, Martínez-de-Juan, Conejero, & Prats-Boluda, pendiente de publicación (aceptado)).

5.2 Instrumental

La herramienta de control es un instrumento con un mango convencional con empuñadura de pistola y ángulo de eje fijo (AdTec® Single Use, Braun, Germany). Para evaluar la fatiga muscular en una herramienta que tenga mayor número de grados de libertad que la herramienta convencional, se diseña un prototipo usando la misma empuñadura de pistola del instrumento de control. La única diferencia entre ambos instrumentos es que el prototipo tiene un ángulo del mango al eje que es variable mientras que en instrumento de control este ángulo es fijo. Entre el mango y el eje del prototipo se ha añadido una articulación de rótula (esférica) de 5 cm de diámetro, esta articulación ha sido fabricada mediante impresión en 3D (Zortrax M200, Zortrax, Polonia) y proporciona un ángulo mango-eje constantemente variable, ya que no tiene sistema de bloqueo.



ILUSTRACIÓN 4. INSTRUMENTOS PROBADOS DURANTE EL EXPERIMENTO. INSTRUMENTO DE CONTROL (ARRIBA), PROTOTIPO (DEBAJO). REPRODUCIDO DE (HORACIO, MARTINEZ-DE-JUAN, CONEJERO, & PRATS-BOLUDA, PENDIENTE DE PUBLICACIÓN (ACEPTADO))

El experimento requiere de un trocar de entrada de 5 mm que hace las veces de orificio por el que el cirujano introduce la herramienta para intervenir al paciente (Endopath XCEL® bladeless trocar, Ethicon, EE. UU.), un entrenador convencional y una plantilla de grados centrada debajo del acceso al trocar. La plantilla de grados ha sido utilizada previamente por otros autores para comparar instrumentos laparoscópicos (Ahmed, Hann, & Cuschieri, 2004) (Berguer, Gerber, Kilpatrick, & Beckley, 1999).

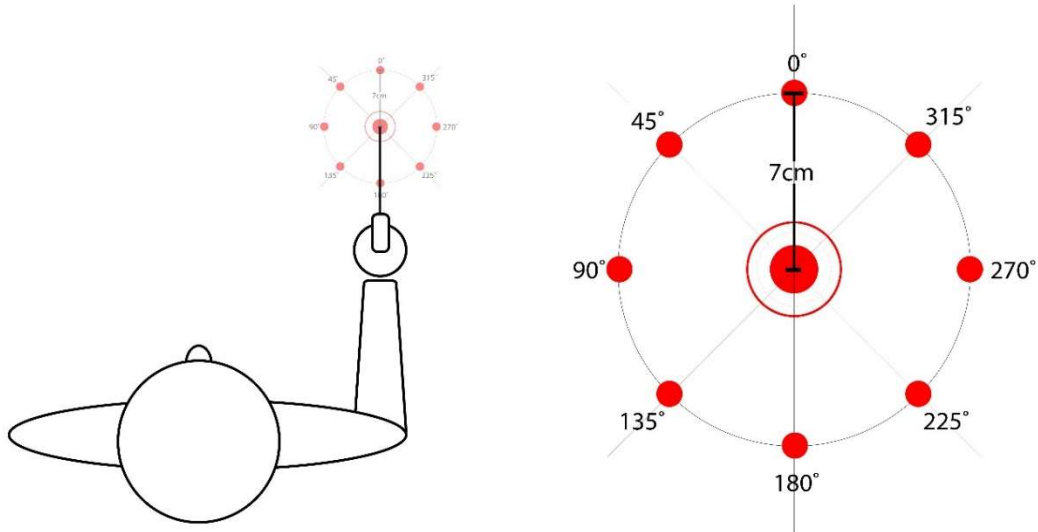


ILUSTRACIÓN 5. A) UBICACIÓN DEL PARTICIPANTE FRENTE AL SIMULADOR. EL HOMBRO ESTÁ ALINEADO CON EL OBJETIVO 0°. LA ENTRADA DEL TROCAR ESTÁ SITUADA EN EL CENTRO DE LA PLANTILLA; B) PLANTILLA DE 360°. REPRODUCIDO DE (HORACIO, MARTINEZ-DE-JUAN, CONEJERO, & PRATS-BOLUDA, PENDIENTE DE PUBLICACIÓN (ACEPTADO))

5.3 Diseño experimental

Los músculos evaluados durante este experimento, como se ha mencionado anteriormente, son trapecio (fibras superiores), deltoides (fibras anteriores), bíceps (cabeza larga) y palmar mayor (radiales flexores).

En cada músculo se ubicaron dos electrodos desechables bipolares Ag-AgCl para adquirir la señal. Los electrodos se ubicaron siguiendo las recomendaciones de SENIAM (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000) y se cubrieron con bandas elásticas para evitar los artefactos causados por el movimiento de los cables. El electrodo de referencia era una placa de acero inoxidable colocada en la muñeca del brazo dominante.

Durante el experimento, los participantes mantuvieron la posición del cuerpo en una postura estática durante 55 segundos, alcanzando cada objetivo de la plantilla de 360 grados y los objetivos de Entrada-Salida. Los objetivos de entrada y salida eran la misma postura al principio y al final de la prueba, en este objetivo, el participante mantiene la punta del instrumento dentro de la cánula del trocar.

Se necesitan cinco segundos de descanso para cambiar de objetivo. Durante este descanso entre objetivos, un miembro del equipo era el encargado de mover el instrumento al siguiente objetivo. Se registraron dos posiciones de descanso de 60 segundos después y antes del experimento para caracterizar la relación señal/ruido. Los participantes recibieron esta explicación exacta antes del experimento y fueron guiados durante todo el proceso de prueba.

Los experimentos se realizaron dentro de una jaula de Faraday para reducir la interferencia de la red eléctrica.

5.4 Adquisición de datos y procesamiento

Se utilizó Electromiografía de superficie (sEMG) para analizar la actividad muscular en cada objetivo y la fatiga muscular localizada producida después de todo el experimento.

La señal bioeléctrica se amplificó con GrassP511 AC[®] (20V / mV en trapecio, 5V / mV en deltoides, 10V / mV en bíceps y 20V / mV en radiales flexorales) y se usó un filtro de paso banda con frecuencias de corte fijas entre 3Hz y 1 kHz.

La señal sEMG se adquirió a una frecuencia de muestreo de 5 kHz, mediante la tarjeta NI-USB-6229 (National Instruments[®], Texas, EE. UU.).

6 Análisis de la señal de sEMG

La señal de EMG sin tratamiento previo; es decir, tal y como es adquirida por los sensores de superficie, es una señal cuya amplitud se encuentra alrededor de los 10mV y cuyo rango de frecuencia se encuentra entre continua y 500Hz, siendo de mayor energía cuando la frecuencia está en el rango entre 20 y 150Hz. Generalmente, el procesamiento de la señal electromiográfica incluye una fase de amplificación por un factor de entre 500 y 1000 para tener una señal con una amplitud más cómoda para trabajar.

Para ilustrar el análisis de la señal se trabaja sobre una de las señales adquiridas del estudio, esta corresponde a la señal de sEMG registrada de la actividad del bíceps del sujeto número 8 con la herramienta de control y en la posición de 90°.

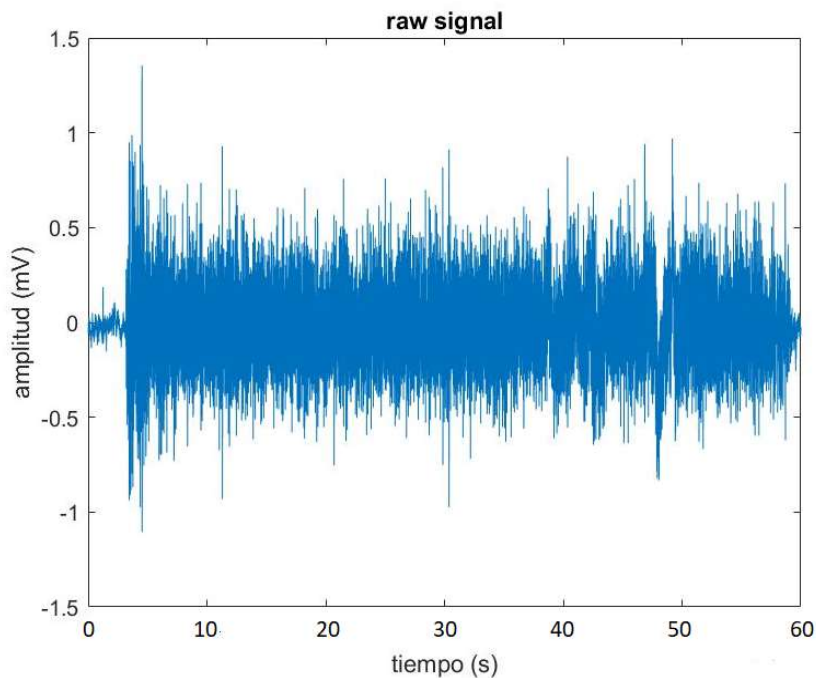


ILUSTRACIÓN 6. EMG SIN PROCESAR (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90°)

Una vez ha sido adquirida la señal de sEMG y se ha procedido a la etapa de amplificación de la misma se debe llevar a cabo un preprocesado de la señal original para obtener una señal limpia de la que extraer parámetros de interés. la primera etapa del preprocesado que se va a abordar en el presente trabajo es la de la eliminación de las componentes de la señal debidas al ruido y a los artefactos. En la literatura que existe sobre el tratamiento de

señales se pueden encontrar distintas definiciones para los conceptos de ruido y artefactos, del mismo modo que en algunos estudios se tratan ambos fenómenos de igual forma sin hacer distinción entre unos y otros. En este trabajo se va a considerar que el ruido es aquella información de la señal que no resulta de interés para el análisis de la función muscular y que está debida al sistema de adquisición de la señal o bien a la naturaleza implícita de la señal; mientras que se va a denominar artefacto a aquella información que interfiere en la señal y que está debida a fuentes externas y/o ambientales en la adquisición. Cabe destacar que siempre es preferible tratar de evitar las fuentes de ruido en la adquisición de la señal para que en el preprocesado se obtenga un resultado óptimo.

A la hora de realizar la adquisición de cualquier señal biomédica, es imperativo que prevalezca la información contenida en la forma de onda original, esto pasa por evitar las posibles distorsiones de la señal y por mantener constante el módulo, así como procurar que la fase sea lineal o, en la medida de lo posible, nula. En la adquisición de la señal de electromiografía de superficie hay distintas fuentes de ruido que se pueden filtrar. Un filtro es un dispositivo de uso común en la electrónica que permite el paso de unas determinadas frecuencias mientras que atenúa el resto.

Se denomina frecuencia de corte a aquella frecuencia a la que la amplitud se reduce en un

Se denomina frecuencia de corte aquella frecuencia a la que amplitud se reduce en un factor $\frac{1}{\sqrt{2}}$ o bien a la frecuencia donde la energía se reduce a la mitad. Los filtros paso-alto permiten el paso de las altas frecuencias y atenúan las bajas, y los filtros paso-bajo permiten el paso de las bajas frecuencias y atenúan las altas (Pequera, 2015).

Una vez se ha llevado a cabo el filtrado de la señal se procede al rectificado de la misma. El proceso del rectificado de la señal de electromiografía consiste en elevar al cuadrado cada valor que toma la señal con el fin de obtener una señal estrictamente positiva.

En la figura se muestran los datos de entrada con las características de la señal y cada uno de los procesos que sigue el programa en el cálculo de los parámetros hasta la salida de los datos del sistema.

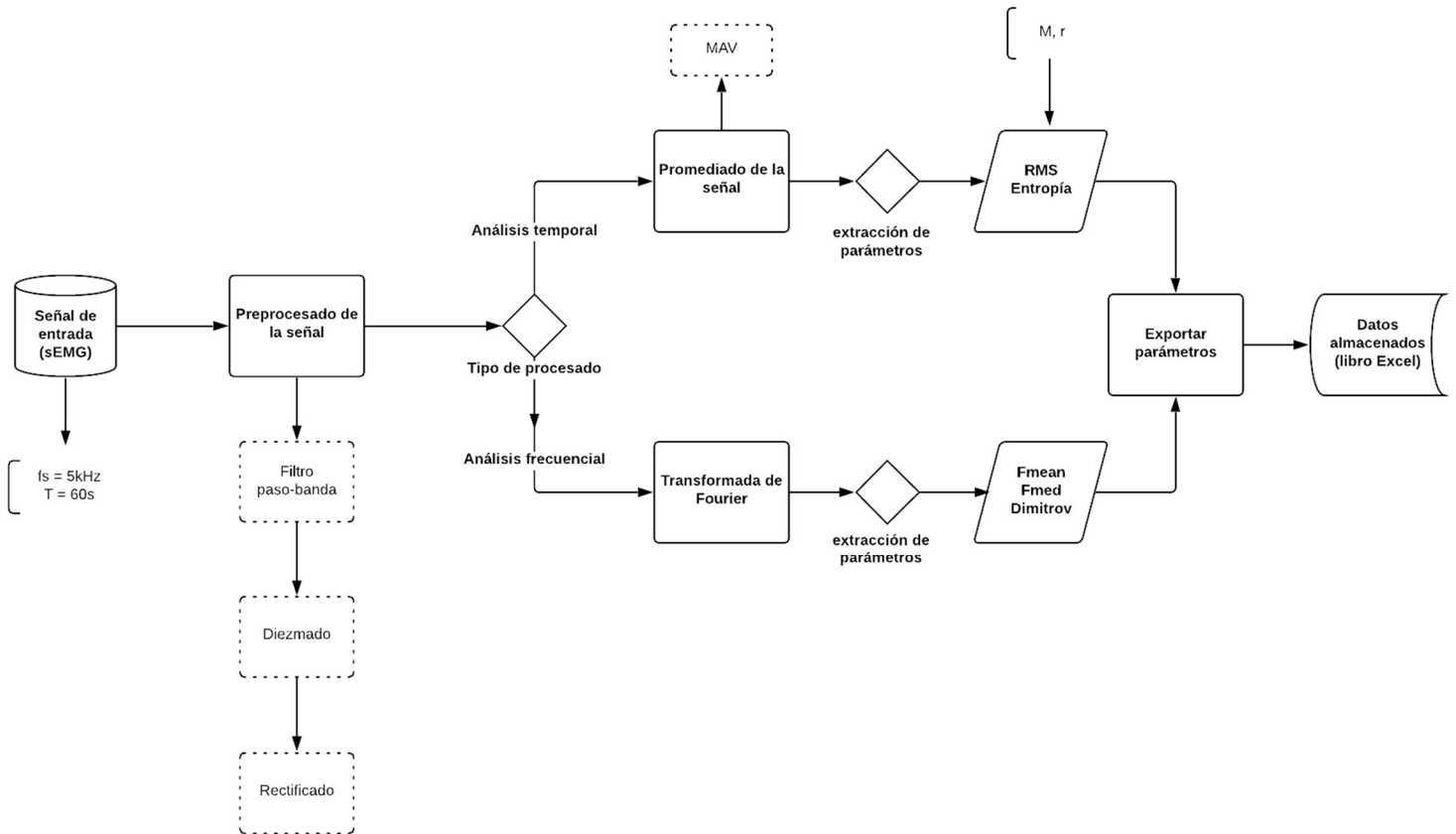


ILUSTRACIÓN 7. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PROGRAMA DISEÑADO

6.1 Preprocesado

Como se ha explicado anteriormente, una parte fundamental en el procesamiento de las señales biomédicas, y que además debe realizarse en primer lugar, es el preprocesado de la señal de entrada tal y como se adquiere del paciente, a esta señal de entrada sin tratar se le denominará señal cruda. Una vez la señal cruda sea preprocesada se podrá empezar a trabajar con ella para extraer cierta información útil. Sin haber realizado el preprocesado no se pueden extraer parámetros debido a la cantidad de ruido y artefactos ya descritos que falsean la señal registrada.

El programa diseñado implementa un primer bloque de preprocesado en el que se engloban las operaciones de filtrado, diezmado y rectificado:

En primer lugar, se deben eliminar, en la medida de lo posible, las componentes de la señal debidas a fuentes de ruido o artefactos.

Una de las fuentes de ruido más significativas son los artefactos de movimiento. Como se ha explicado anteriormente, el movimiento de los electrodos respecto a la piel, así como el movimiento de los cables generan una señal ruidosa que se almacena principalmente en las bajas frecuencias. Para eliminar esta señal ruidosa en las bajas frecuencias del EMG, se optado por aplicar un filtro paso alto con una frecuencia de corte de 20Hz tal y como recomienda la literatura. Así mismo, una vez se ha eliminado el ruido de la señal debido al movimiento se debe eliminar el ruido presente en la señal que se acumula en las altas frecuencias, para ello se aplica otro filtro, pero en este caso un filtro paso-bajo, que filtra las altas frecuencias para eliminar la señal ruidosa y deja pasar las bajas frecuencias. Para aplicar este filtro se emplea una frecuencia de corte de 400Hz.

La combinación de ambos filtros, el filtro paso-alto y el paso-bajo, resultan virtualmente en la aplicación de un filtro paso banda que atenúa tanto las frecuencias que están por debajo de la mínima frecuencia de interés como las que están por encima de la máxima. Con la implementación de este filtro y su aplicación en la señal de entrada se obtendrá una señal que no presenta ruido debido al movimiento ni ruido de altas frecuencias.

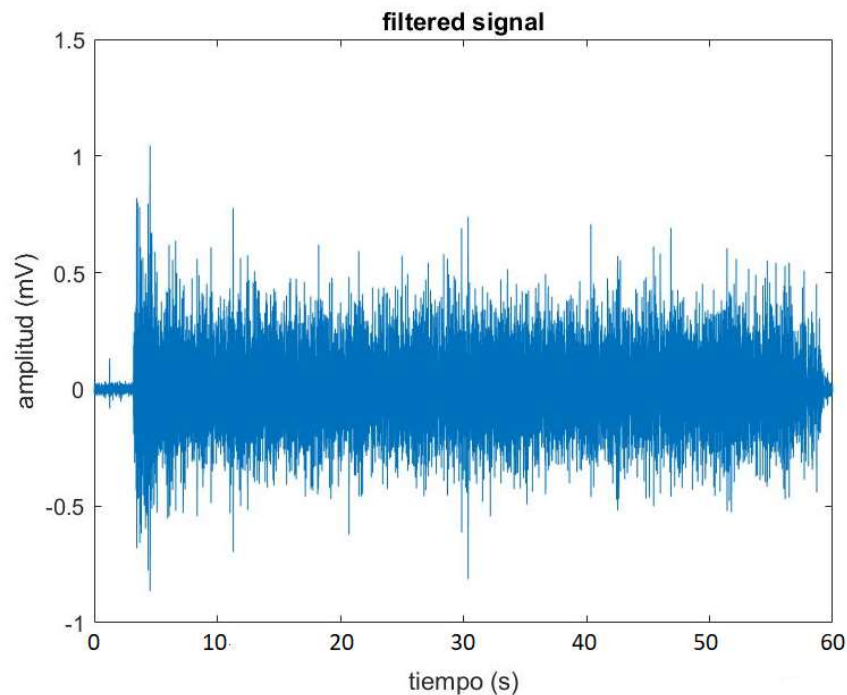


ILUSTRACIÓN 8. EMG FILTRADA (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90º)

A continuación, una vez que se han filtrado las bajas y las altas frecuencias se debe tener en cuenta el resto de las fuentes de ruido. Una de las más significativas es la interferencia de la red eléctrica, que se trata de una señal de mucha mayor amplitud que la señal que se desea registrar y que por tanto interfiere considerablemente en la señal de electromiografía superficial, esta interferencia presenta una frecuencia de 50Hz; por tanto, resulta evidente que atenuando la señal en la banda de frecuencia de los 50Hz se eliminaría la interferencia de la red eléctrica. Para eliminar la señal en los 50Hz se emplea un filtro 'notch' o filtro rechazo en hendidura que se distingue de un filtro rechazo-banda en que, mientras que un filtro rechazo-banda tiene una frecuencia de corte inferior y una superior y se atenúa la señal comprendida en esa banda de frecuencia; un filtro 'notch', por el contrario, únicamente filtra la frecuencia no deseada.

El problema que surge a la hora de filtrar la interferencia de red es que, la banda de los 50Hz de frecuencia es una banda en la que se encuentra parte importante de la señal de electromiografía que se desea tratar. Mediante el filtro paso banda anterior se ha limitado el rango de frecuencias de la señal desde los 20 hasta los 400Hz, por lo tanto, si se elimina la información de la señal contenida en los 50Hz se elimina también información útil de la señal.

Por este motivo en este trabajo se ha determinado que no se aplicará ningún filtro para eliminar la interferencia de la red eléctrica, sin embargo, más adelante en la interpretación de los datos obtenidos deberá tenerse en cuenta la presencia de esta interferencia tanto en el dominio temporal como en el frecuencial.

Por otra parte, otra de las fuentes de ruido que pueden interferir en una señal de electromiografía es la interferencia de otra señal biomédica que es la señal de electrocardiografía. Las células del músculo cardiaco al polarizarse y despolarizarse generan un vector de polarización cardiaco cuya proyección en los lados del triángulo de Einthoven resultan en la representación gráfica del electrocardiograma. Esta señal de electrocardiografía representa los distintos eventos cardiacos como la polarización y despolarización de aurículas y ventrículos o la apertura y cierre de las válvulas cardiacas, de modo que existe una cierta periodicidad de la señal al repetirse en cada latido cardiaco los mismos eventos cardiacos.

Por tanto, una manera de eliminar la interferencia de la señal de ECG en la señal registrada de EMG podría ser buscar periodicidades en la señal ruidosa y eliminar esta componente periódica pues, presumiblemente, esta componente es debida a la interferencia. Sin embargo, esta no resulta una solución viable por la naturaleza estocástica de la señal de electromiografía que, aunque es en cierto modo periódica, es también muy errática y resulta muy complicado identificar la forma del ECG dentro de la señal de EMG superficial.

Por supuesto, la solución ideal sería hacer un registro simultáneo de la señal de ECG al mismo tiempo que se registran las señales de EMG en los distintos músculos durante el experimento. De este modo para eliminar la componente ruidosa de la señal de EMG conociendo de antemano la señal de ECG que produce dicha interferencia simplemente bastaría con sustraer la señal conocida de ECG de la señal ruidosa registrada para obtener un EMG limpio de interferencias cardiacas. Por desgracia no existe tal registro de la actividad cardiaca de los sujetos durante el desarrollo del experimento, por tanto, se ha decidido que se va a obviar la existencia de esta interferencia cardiaca.

Cabe mencionar que, siendo la señal de ECG la proyección del vector cardiaco sobre los vectores que forman en triángulo de Einthoven, es de suponer que la actividad cardiaca solo interfiera en aquellos músculos sobre los cuales se proyecta el vector de polarización cardiaco. Por tanto, la incidencia de esta interferencia no resulta tan grave puesto que únicamente afecta a la señal registrada del músculo deltoides, ya que tanto el bíceps como el palmar mayor, como el trapecio están eléctricamente muy distanciados del corazón y por tanto no se ven afectados por el vector cardiaco.

En segundo lugar, la señal cruda es una señal que ya ha sido digitalizada al ser adquirida por el sensor, por lo que se parte de una señal con muestras discretas. La discretización o digitalización de la señal se ha llevado a cabo utilizando una frecuencia de muestreo (f_s) de 5kHz. Teniendo en cuenta que la señal adquirida tiene una duración de un minuto $T=60s$, el número de muestras discretas de la señal muestreada a 5kHz es de 300000 muestras ($N=T*f_s=300000$).

Esto supone una frecuencia de muestreo superior a la que recomienda a literatura al respecto, y por supuesto, muy superior a la estrictamente suficiente atendiendo al teorema de muestreo, según el cual se indica una frecuencia mínima de alrededor de los 300Hz. Al tener una frecuencia de muestreo tan elevada no se corre el riesgo de que se pierda información de la señal en la digitalización de la misma; sin embargo, supone un coste computacional muy elevado, cuando con menos datos se puede conseguir una representación de la señal analógica igual de robusta además de que se pierde resolución para el análisis en el dominio de la frecuencia.

Así pues, teniendo en cuenta tanto el teorema de muestreo como la naturaleza de la señal registrada, se ha determinado que la frecuencia de muestreo óptima es 1kHz. La operación por la cual se disminuye la frecuencia de muestreo de una señal digital constituye un diezmado, y consiste, típicamente, en almacenar solo un determinado número de muestras equiespaciadas del total del espacio muestral registrado y desechar el resto. En este caso concreto, como se desea una frecuencia de muestreo de 1kHz se registrará una muestra de cada 5 del espacio muestral, con lo que el espacio muestral de la señal diezmada se reduce a la quinta parte del espacio muestral de la señal cruda ($N=60000$), lo que reduce considerablemente el coste computacional de las operaciones que se realizarán posteriormente.

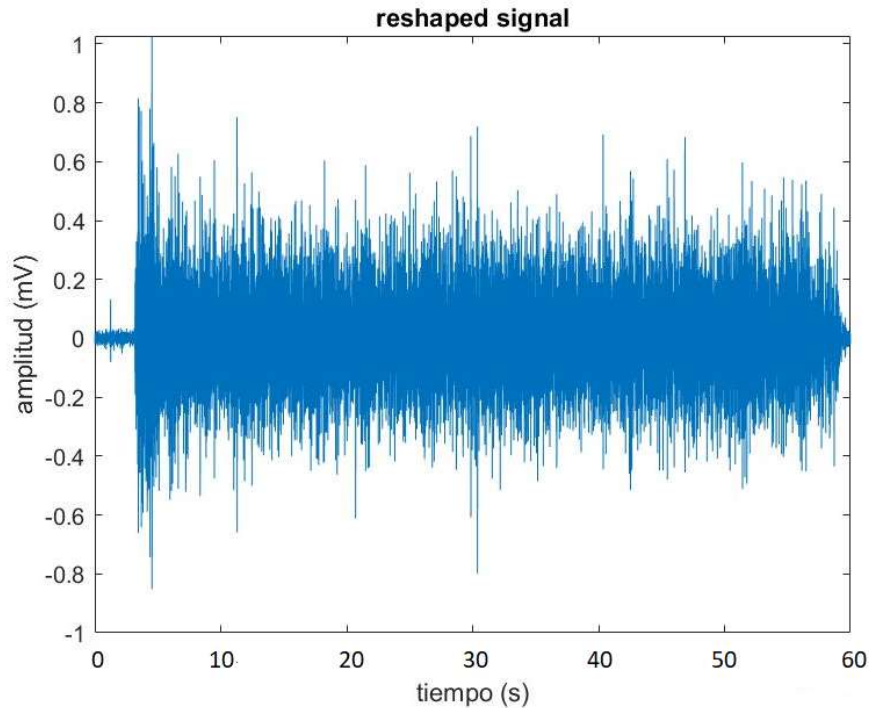


ILUSTRACIÓN 9. EMG DIEZMADO (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90º)

Finalmente, una vez se han realizado los filtrados de ruidos que se han considerado oportunos y se tiene la señal diezmada para tener unas dimensiones óptimas, la literatura actual recomienda hacer un rectificado de onda completa de la señal. El rectificado de onda completa consiste, básicamente, en elevar al cuadrado cada uno de los valores de la señal. De esta forma se consiguen dos objetivos fundamentales: en primer lugar, se maximizan los picos en la señal, lo que la hace más fácilmente interpretable, y, en segundo lugar, elevando toda la señal al cuadrado se consigue una señal estrictamente positiva y se tienen valores absolutos de amplitud respecto de 0, y no valores de amplitud pico-pico, que son valores más difíciles de interpretar y son menos intuitivos a la hora de extraer resultados.

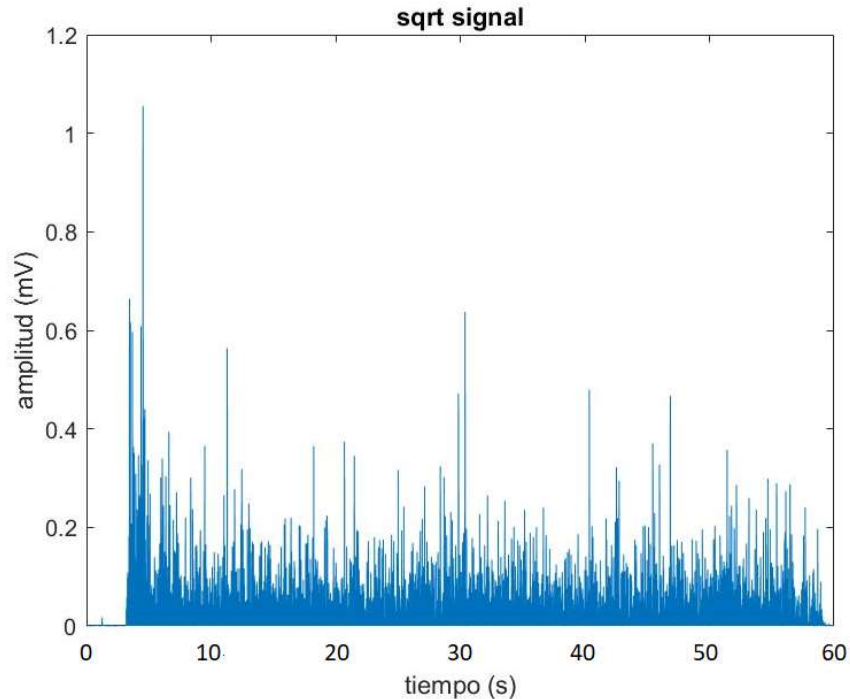


ILUSTRACIÓN 10. EMG RECTIFICADA (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90º)

Por tanto, una vez finalizado el preprocesado se obtiene, a partir de una señal de EMG ruidosa y sobredimensionada, una señal con mucho menos ruido, con unas dimensiones más apropiadas y rectificada en onda completa.

6.2 Procesado

Una vez se ha llevado a cabo el preprocesado de la señal, esta ya está lista para ser trabajada para posteriormente extraer según qué parámetros de interés. El procesado es el segundo gran bloque que implementa el programa diseñado en este proyecto, y consiste en realizar las transformaciones necesarias a la señal de EMG original para poder extraer distintos parámetros numéricos.

Dentro de los parámetros indicadores de fatiga que se encuentran actualmente en el estado del arte, se pueden hacer dos grandes grupos: los parámetros en el dominio temporal y los parámetros en el dominio frecuencial.

En primer lugar, para extraer los parámetros del dominio temporal se debe promediar la señal original para suprimir la naturaleza aleatoria de la amplitud de la señal que todavía está presente en la señal después de haber filtrado las altas frecuencias. Cuando se realiza

un promedio de toda la señal entera lo que se obtiene es un único valor numérico, por tanto, para obtener una evolución de los valores promedio a lo largo del tiempo la operación que se realiza es la de desplazar una ventana móvil de una determinada longitud 'a' a lo largo de toda la señal de forma que el promedio que se almacena es el promediado de los valores de las muestras comprendidas dentro de la ventana móvil (a).

Es muy importante la buena elección del tamaño de la ventana móvil, ya que es en función del tamaño de la misma el suavizado final que va a resultar, de forma que cuanto mayor sea la ventana, mayor será el promediado. Por una parte, si el tamaño de la ventana es demasiado grande, el suavizado puede ser excesivo y perderse información de la señal original, mientras que si la ventana es muy estrecha el promediado no cumplirá su función y la señal resultante será idéntica a la señal original.

$$MAV(m) = \frac{1}{a} \sum_{m-\frac{a}{2}}^{m+\frac{a}{2}} |emg(i)|$$

ECUACIÓN 1

Según se encuentra en la literatura al respecto, el tamaño idóneo de la ventana deslizante es, alrededor de los 20ms en el caso de las señales de EMG adquiridas a partir de contracciones musculares dinámicas, y alrededor de los 500ms en el caso de las señales de contracciones estáticas. En el programa que se implementa en este trabajo el tamaño de la ventana deslizante se deja como una variable que el propio usuario debe seleccionar en función de la señal que se analiza. En el caso de la señal adquirida experimentalmente que se utiliza para validar el modelo, se ha elegido una ventana deslizante de 200ms teniendo en cuenta las características de la señal.

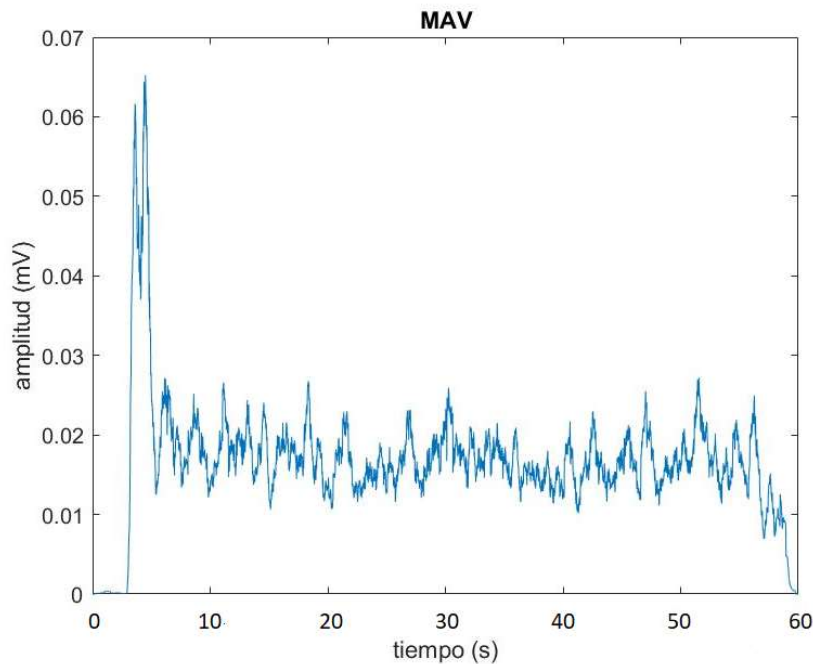


ILUSTRACIÓN 11. PROMEDIADO DEL EMG (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90º)

Por otra parte, hay una serie de parámetros que no pueden extraerse de la señal tal y como se encuentra tras el suavizado, ya que la señal expresada en función del tiempo no contiene la información necesaria para calcular este tipo de parámetros, para ello es necesario realizar unas ciertas transformaciones a la señal.

En primer lugar, hay una serie de conceptos que es importante conocer antes de realizar la transformación de la señal.

Se puede decir que una señal discreta $x[n]$, como es el caso de la señal que se está trabajando, es periódica y tiene un periodo N , cuando:

$$x[n] = x[n + N]$$

ECUACIÓN 2

Además, siendo N el periodo de la señal, la frecuencia fundamental de la esta señal es $w_0 = 2\pi/N$. si se considera el caso de una señal exponencial compleja $e^{jk(\frac{2\pi}{N})n}$, se tiene una señal exponencial compleja discreta y periódica que tiene como periodo N . El conjunto de todas estas señales se expresa como:

$$\Phi_k[n] = e^{jkw_0n} = e^{jk(\frac{2\pi}{N})n}, \quad k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots, N - 1$$

ECUACIÓN 3

La frecuencia fundamental de cada una de estas señales que forman el conjunto es un múltiplo de $2\pi/N$. Sabiendo esto, se pueden representar todas las señales periódicas del conjunto como combinaciones lineales, siendo la ecuación resultante la que se conoce como la serie discreta de Fourier y siendo a_k los coeficientes de Fourier (Oppenheim, Willsky, & Nawab, 1998):

$$x[n] = \sum_{k=0}^{N-1} a_k \Phi_k[n] = \sum_{k=0}^{N-1} a_k [n] e^{jk\omega_0 n} = \sum_{k=0}^{N-1} a_k [n] e^{jk(\frac{2\pi}{N})n}$$

ECUACIÓN 4

$$a_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{jk(\frac{2\pi}{N})n}$$

ECUACIÓN 5

6.2.1 Transformada discreta de Fourier para señales aperiódicas

El desarrollo de las series de Fourier descrito anteriormente hace referencia a señales discretas periódicas, pero la señal que se analiza en este trabajo es una señal de EMG que como ya se ha explicado es una señal aperiódica $x[n]$. No solo esto, sino que también se trata de una señal finita, luego algunos valores de la señal fuera de cierto intervalo finito son nulos $x[n]=0$ para $N_1 \leq n \leq N_2$. Partiendo de esta señal finita aperiódica es posible elaborar otra señal que sí que sea periódica $y[n]$ y para la cual el periodo sea $x[n]$. Se impone la condición de que, conforme el periodo de $y[n]$ va aumentando y va aproximándose a infinito, entonces $y[n]=x[n]$ en intervalos cada vez más grandes. Cuando N tiende a infinito, $y[n]=x[n]$ para cualquiera de los valores finitos de n . Así pues, la serie de Fourier de $y[n]$ resultaría:

$$\tilde{x}[n] = \sum_{k=(N)} a_k [n] e^{jk(\frac{2\pi}{N})n}$$

ECUACIÓN 6

$$a_k = \frac{1}{N} \sum_{n=(N)} \tilde{x}[n] e^{jk(\frac{2\pi}{N})n}$$

ECUACIÓN 7

Y como $y[n]=x[n]$ dentro del periodo que incluye el intervalo $N_1 \leq n \leq N_2$:

$$a_k = \frac{1}{N} \sum_{n=N_1}^{N_2} x[n] e^{-jk \left(\frac{2\pi}{N}\right) n}$$

ECUACIÓN 8

Y como $x[n]$ tiene valor nulo fuera de ese mismo intervalo:

$$a_k = \frac{1}{N} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n] e^{-jk \left(\frac{2\pi}{N}\right) n}$$

ECUACIÓN 9

De modo que, a partir de este desarrollo se puede definir la siguiente transformación de la señal como la Transformada Discreta de Fourier (DFT) (Oppenheim, Willsky, & Nawab, 1998):

$$X(k) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n] e^{-jk \left(\frac{2\pi}{N}\right) n}$$

ECUACIÓN 10

Y los coeficientes de Fourier antes definidos como a_k , son proporcionales a $X(k)$:

$$a_k = \frac{1}{N} X(k)$$

ECUACIÓN 11

Con esta transformación de la señal temporal se tiene, para cada valor de la frecuencia dos componentes; la magnitud, que se expresa como el módulo de $X(k)$, y la fase que se expresa como el argumento de $X(k)$. En el caso de la señal a estudio, como se trata de una señal real, su transformada de Fourier tiene el módulo simétrico y la fase antisimétrica, por tanto, no resulta de interés la representación negativa de la señal, y solo se representa el rango de frecuencia positiva para evitar redundancia.

A la hora de computar la DFT en MATLAB, se utiliza un comando propio del programa que emplea la técnica conocida como la Transformada Rápida de Fourier (FFT, Fast Fourier Transform), que lo que implementa es un algoritmo que calcula de DFT de una forma eficiente para el tratamiento de la señal que se lleva a cabo en este trabajo.

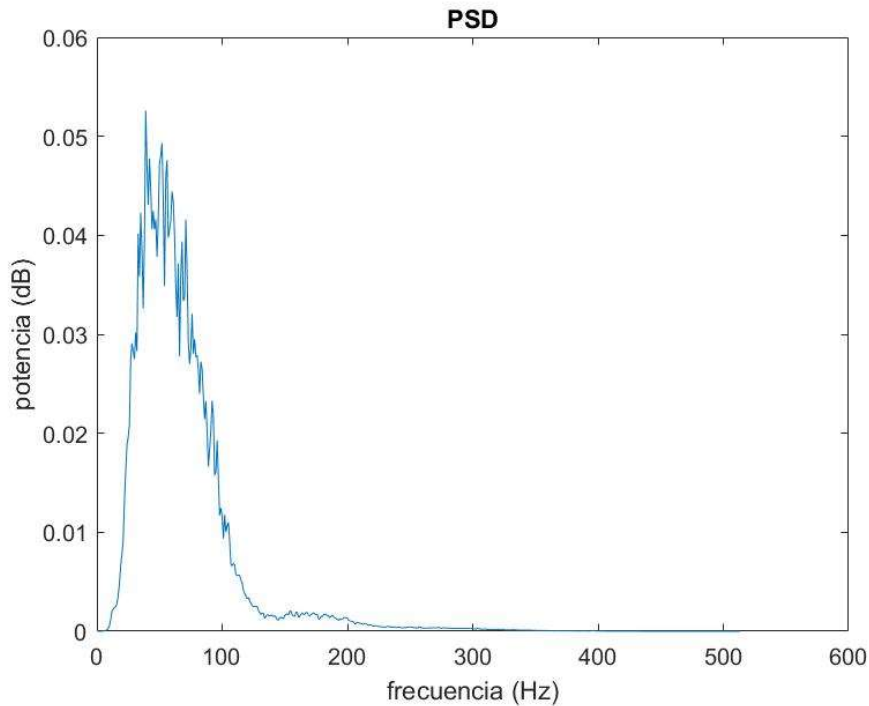


ILUSTRACIÓN 12. PSD DEL EMG (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90º)

Así pues, a la salida del bloque del procesado de la señal se obtienen dos señales distintas, por un lado se tiene la señal promediada en el dominio del tiempo, señal que también se conoce comúnmente como la desviación estándar, y por otro lado se tiene una señal en el dominio de la frecuencia que es el resultado de aplicar la transformada rápida de Fourier, con lo que se obtiene a la salida el espectro de potencias en función de la frecuencia (PSD).

$$x[n] \xrightarrow{FFT} PSD[k]$$

ECUACIÓN 12

6.3 Extracción de parámetros

La extracción de los parámetros a partir de las señales procesadas es la parte más importante que implementa el programa diseñado al ser estos parámetros los que, al ser interpretados, aportan información del estado del músculo estudiado y de la fatiga muscular. Todos los parámetros se van a calcular por un lado de forma global como un valor absoluto de los 60s de la señal, y, por otro lado, como una serie de valores que muestran una evolución a lo largo del tiempo tomando intervalos de 2s.

6.3.1 Parámetros temporales

En primer lugar, una vez ya se ha procesado la señal original de forma que se ha eliminado la información que no resulta de interés en el análisis de la fatiga muscular se procede a la extracción de parámetros en el dominio temporal. Para ello, se debe tener en cuenta que el promediado de la señal (Mean Average Value, MAV) se ha calculado como el sumatorio normalizado de un número de muestras comprendidas dentro de una ventana deslizante que se desplaza a lo largo de toda la señal, tal y como indica la ecuación 1.

El primer parámetro que se va a extraer es el valor eficaz (RMS). El valor eficaz se puede calcular a partir de la señal promediada como la raíz cuadrada del sumatorio del cuadrado de las muestras comprendidas en la ventana deslizante, previamente determinada, que se va desplazando a lo largo de toda la señal.

$$RMS(m) = \sqrt{\frac{1}{a} \sum_{i=m-\frac{a}{2}}^{m+\frac{a}{2}} emg[i]^2}$$

ECUACIÓN 13

Como se ha explicado anteriormente se calcula el RMS tanto como un parámetro global de la señal como un parámetro temporal que muestra la evolución de la señal en el tiempo. Para ello, en el primer caso, el del parámetro global, se realiza un promediado de todas las muestras del RMS calculado para la señal completa de 60s, mientras que, en el segundo caso, el del parámetro temporal se calcula el RMS en intervalos de 2s de señal tomando como valor la media de aquellos valores comprendidos en cada intervalo de 2s.

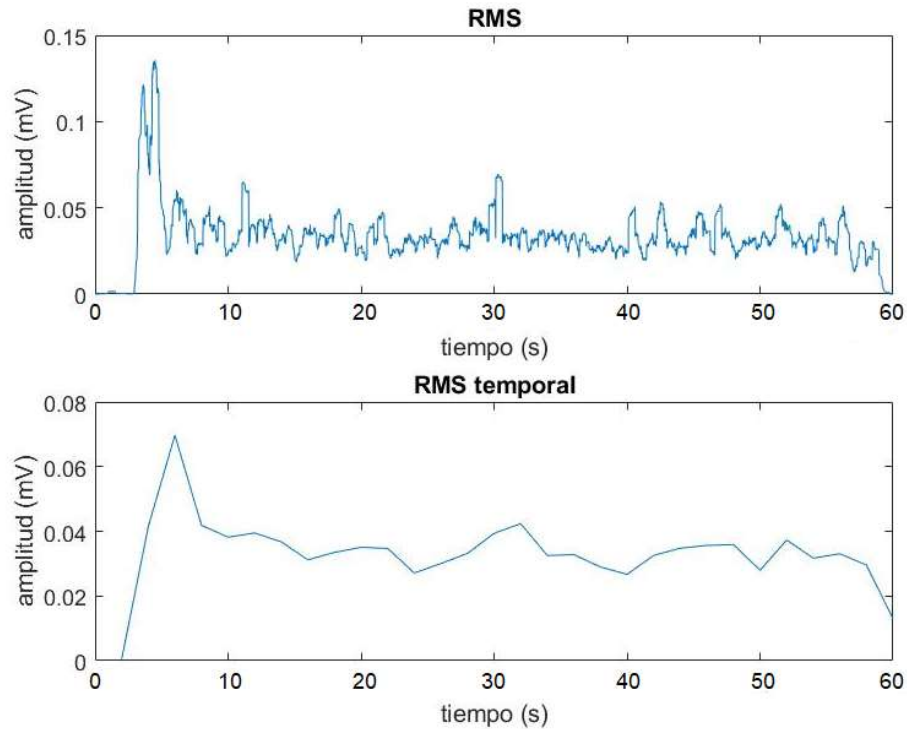


ILUSTRACIÓN 13. RMS DE LA SEÑAL DE EMG, DE LA SEÑAL COMPLETA (ARRIBA), TOMANDO EL VALOR TEMPORAL EN INTERVALOS DE 2s (ABAJO). SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90º

Valor de RMS global para toda la señal = 0.03 mV

6.3.2 Parámetros frecuenciales

Por otra parte, como se ha ya se ha explicado en este trabajo, resulta de gran interés el estudio de la señal de EMG en el dominio de la frecuencia por contener parámetros que aportan información que no puede ser interpretada en el dominio del tiempo ya que describen perfiles del espectro de las frecuencias de la señal de electromiografía.

En el estado del arte actual se encuentran distintas técnicas para el análisis de la señal en el dominio de la frecuencia, como son las transformadas Wavelet o la distribución de Choi-Williams; en este trabajo, sin embargo, se va a hacer uso únicamente de la transformada rápida de Fourier (FFT) para calcular el espectro de la señal de EMG.

6.3.2.1 Frecuencia media y mediana

De entre todos los parámetros que se pueden calcular a partir del espectro de frecuencias de una señal, existen dos que se calculan más habitualmente porque caracterizan muy bien el espectro del EMG y ya aportan una información directa sobre la condición de fatiga muscular.

Estos parámetros son la frecuencia media y la frecuencia mediana, cuyas expresiones matemáticas se describen a continuación:

$$F_{media} = \frac{\sum_{k=1}^{N/2} k \cdot PSD[k]}{\sum_{k=1}^{N/2} PSD[k]} \cdot \frac{f_m}{N}$$

ECUACIÓN 14

Siendo k el valor de la frecuencia en el índice i del vector del espectro de potencias (PSD) calculado mediante la transformada de Fourier. Por tanto, $PSD[k]$ se corresponde con la potencia del espectro de la señal de EMG en el índice i del vector de frecuencias. Por otra parte, N es la longitud del vector de frecuencias, y f_m la frecuencia de muestreo a la que se ha muestreado la señal de EMG.

Valor de la frecuencia media global = 58.78 Hz

La frecuencia mediana, por otra parte, representa aquella frecuencia a la cual, el espectro de potencias se ve dividido en dos regiones de igual tamaño; al contrario que la frecuencia media, que lo que representa es un promedio de las frecuencias ponderado por la amplitud de dicho espectro.

$$F_{mediana} = D \cdot \frac{f_m \text{ que cumple}}{N} \sum_{k=1}^D PSD[k] = \sum_{k=D}^{N/2} PSD[k]$$

ECUACIÓN 15

Valor de la frecuencia mediana global = 29.65 Hz

Del mismo modo que se ha procedido con el cálculo del RMS, además de calcular el valor de frecuencia media y mediana para toda la señal completa se van a calcular también estos parámetros en intervalos de 2s para mostrar la evolución temporal. Puesto que el músculo no se encuentra en una condición estacionaria, no resulta de mucho interés considerar el espectro de potencias de la señal completa, ya que los componentes de la señal de EMG varían en función del tiempo.

Análisis tiempo-frecuencia de parámetros de fatiga en la señal de electromiografía superficial (sEMG): estudio ergonómico en cirugía laparoscópica

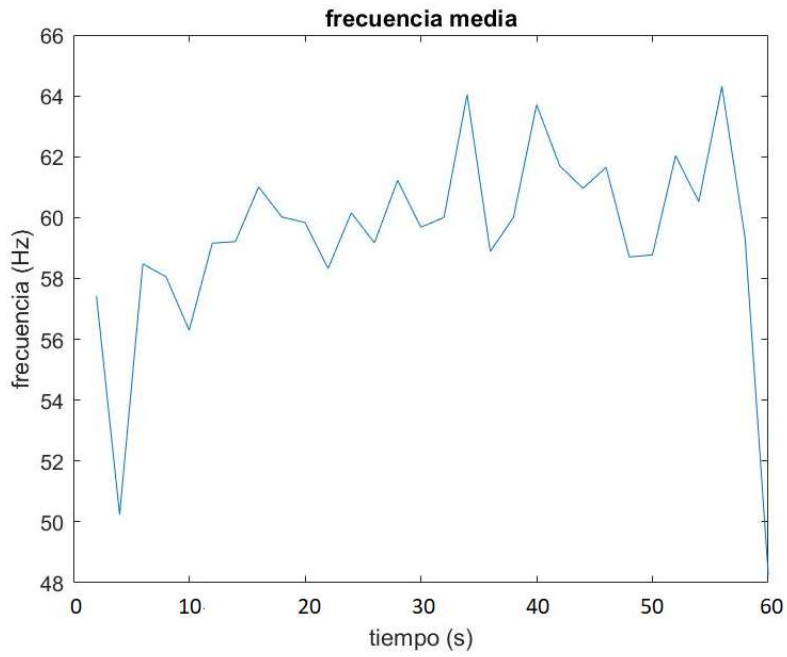


ILUSTRACIÓN 14. FRECUENCIA MEDIA DEL EMG EN INTERVALOS DE 2s (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90º)

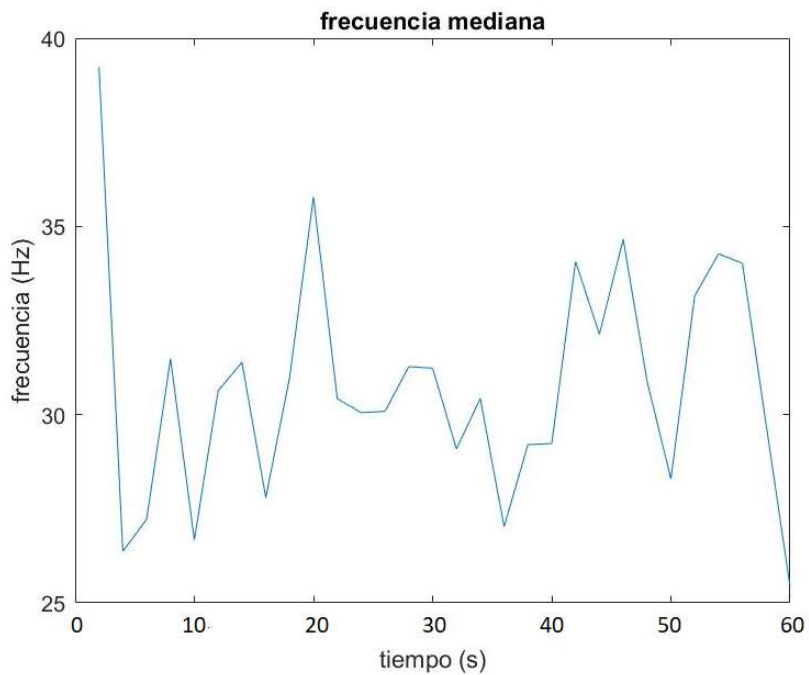


ILUSTRACIÓN 15. FRECUENCIA MEDIANA DEL EMG EN INTERVALOS DE 2s (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90º)

Para el cálculo del espectro en pequeños intervalos se segmenta la señal original en 30 intervalos de 2s cada uno y se aplica la transformada rápida de Fourier a cada intervalo para calcular el espectro de frecuencias temporal; a continuación, se calcula la frecuencia media y la frecuencia mediana de cada espectro de potencias temporal del mismo modo que se ha hecho con la señal completa. Este método podría considerarse una transformada de Fourier de tiempo corto (Short Time Fourier Transform, STFT), en la que se calcula el espectro de frecuencias a lo largo de pequeños intervalos de tiempo. Realmente, este procedimiento responde más bien a un análisis tiempo-frecuencia que, a un análisis frecuencial de la señal, ya que se calculan distintos valores de frecuencia en función del tiempo; no es un análisis frecuencial al uso, pues este correspondería más bien a un análisis del espectro de potencial de la señal en función de la frecuencia en la que se trabaje. Este procedimiento empleado para el análisis de Fourier de tiempo corto se ilustra a continuación en una figura.

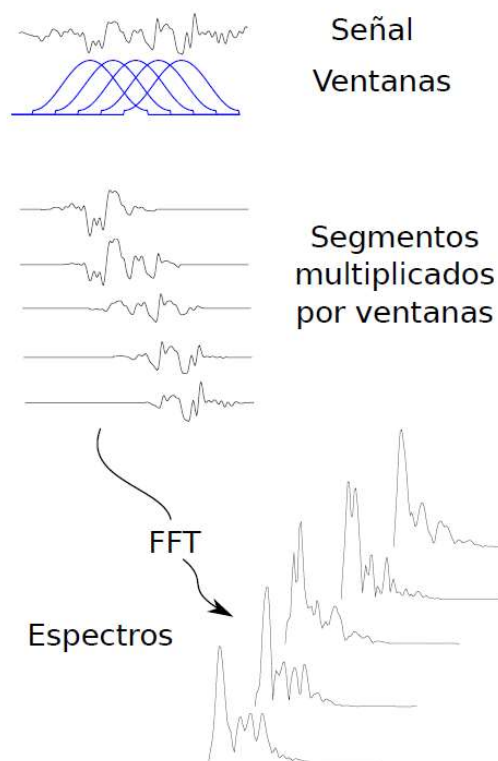


ILUSTRACIÓN 16. ETAPAS DEL PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL PARA IMPLEMENTAR LA TRANSFORMADA DE FOURIER DE TIEMPO CORTO (STFT)

6.3.2.2 Índice de Dimitrov

Los procedimientos de análisis tiempo-frecuencia desarrollados recientemente han propuesto nuevos parámetros que, a partir de la señal de EMG, tratan de evaluar la condición de fatiga muscular. Por ejemplo, Bonato P (Bonato, Gagliati, & Knaflitz, 1996) estudió distintas distribuciones en tiempo y frecuencia de la clase Cohen y determinaron que la distribución de Choi Williams es la más adecuada para el análisis del EMG superficial en condiciones dinámicas. Por otra parte, Karlsson S y Yu J, (Karlsson, Yu, & Akay, 2000) compararon también distintos métodos de análisis tiempo-frecuencia de señales de EMG registradas durante contracciones isocinéticas repetidas, concretamente se compararon la transformada de Fourier, la distribución Wigner-Ville, la distribución Choi-Williams y la transformada wavelet. Este análisis comparativo concluyó que las estimaciones que proporciona la transformada wavelet continua tienen una mejor precisión que otras estimaciones. Finalmente, en un intento de elaborar un método que resultase eficaz y fiable para la evaluación de la fatiga muscular en señales de EMG superficial, Dimitrov (Dimitrov, y otros, 2006) propuso un nuevo índice espectral (FI_{nsm5}) que permite una evaluación de la fatiga muscular de una forma más precisa que la frecuencia media, tradicionalmente utilizada, que se ha calculado anteriormente, y evita el problema que surge con la frecuencia media y mediana que presentan una sensibilidad relativamente baja. Además, este índice de Dimitrov (FI_{nsm5}) es mucho más sencillo computacionalmente que otras distribuciones como la Choi-Williams, preferidas en estudios anteriores al estudio realizado por Dimitrov.

Para el cálculo de este índice se calcula el cociente entre el espectro de frecuencias de orden (1) y el de orden (5):

$$FI_{nsm5} = \frac{\sum_{f_1}^{f_2} f^{-1} \cdot PSD[f] \cdot df}{\sum_{f_1}^{f_2} f^5 \cdot PSD[f] \cdot df}$$

ECUACIÓN 16

Siendo f_1 la frecuencia de corte inferior del espectro de frecuencias y f_2 la frecuencia de corte superior, f la frecuencia de índice i del vector de frecuencias y $PSD(f)$ la potencia del espectro correspondiente a la frecuencia de índice i en el vector de frecuencias.

Valor del índice de Dimitrov global = $2.51e-12 \text{ Hz} \cdot 10^{-6}$

Para el cálculo del índice de Dimitrov en intervalos de 2s, se procede del mismo modo que se ha procedido en el cálculo de la frecuencia media y mediana, en primer lugar, se segmenta la señal original tomando intervalos de 2s (2000 muestras) y para cada intervalo se calcula el espectro de potencias mediante la transformada rápida de Fourier, a continuación, se calcula el índice de Dimitrov de cada espectro de frecuencias calculado.

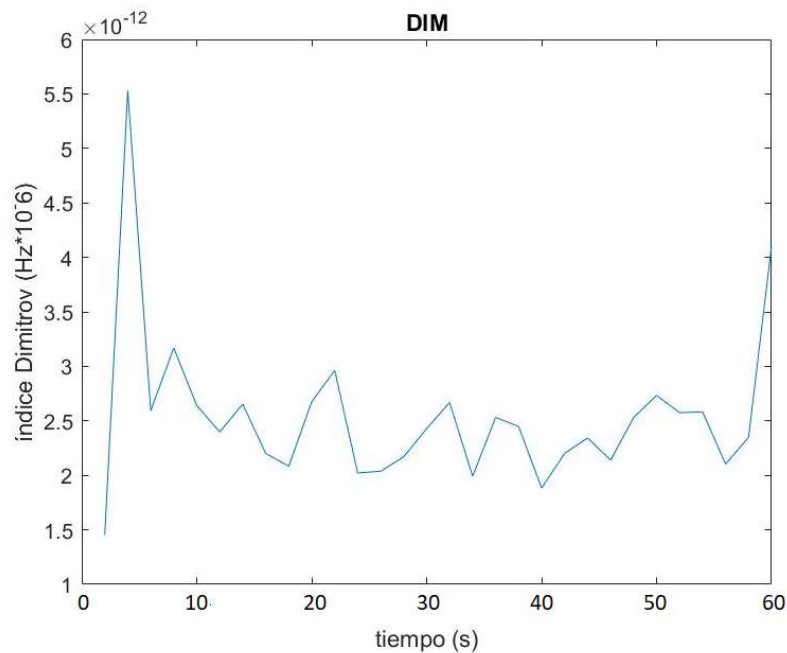


ILUSTRACIÓN 17. ÍNDICE DE DIMITROV CALCULADO EN INTERVALOS DE 2S (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90º)

6.3.3 Entropía

A continuación, se describe un parámetro cuya naturaleza es muy distinta a los vistos hasta ahora. Generalmente las señales biomédicas se analizan y se caracterizan empleando técnicas temporales, frecuenciales o de tiempo-frecuencia, y en el mayor número de casos, estas técnicas son lineales y asumen, hasta cierto punto, una cierta estacionariedad que no está presente en todas las señales biomédicas.

Para analizar y caracterizar estas señales biomédicas, y más concretamente la señal de EMG que ocupa este trabajo, se propone como alternativa a los parámetros hasta ahora calculados el estudio del caos implícito en la propia señal, este estudio pretende buscar propiedades internas en la señal que permitan caracterizar señales concretas y, más concretamente, caracterizar patologías como la fatiga muscular. Las técnicas más empleadas para el estudio del caos son la entropía, las medidas de dimensión y el espectro

de Lyapunov; sin embargo, en este trabajo únicamente se va a considerar el análisis de la entropía de la señal.

En cuanto a la entropía, la mayoría de técnicas que se utilizan tradicionalmente asumen una cierta ergodicidad, que es precisamente lo que se quiere evitar con este análisis con respecto a los parámetros calculados en tiempo y el frecuencia. Para hacer frente a este problema, Pincus publicó un estudio en 1991 (Pincus S. , 1991) (Pincus, Gladstone, & Ehrenkranz, 1991) en el que se proponían una serie de métodos estadísticos que no necesitaban un enorme tamaño muestral, como por ejemplo la entropía aproximada (ApEn), y, más adelante, Richard y Moorman propusieron, como una alternativa a la entropía aproximada (ApEn), la entropía muestral (SampEn), que reducía el sesgo debido al tamaño muestral de la señal que presentaba la entropía aproximada (ApEn) (Richman & Moorman, 2000).

6.3.3.1 Entropía muestral

Como se ha explicado anteriormente, la medida entropía muestral también conocida como SampEn (Sample Entropy), es un estadístico que surge para disminuir el sesgo que presenta ApEn, ya que la entropía muestral, al contrario que la entropía aproximada, no tiene en cuenta un patrón de referencia, y de esta forma se evita que una secuencia se pueda comparar consigo misma.

Para realizar la implementación computacional de este estadístico, es importante comprender a qué hace referencia el término de entropía muestral. La SampEn se define según Richmann y Moorman como la probabilidad condicional de que, existiendo dos secuencias que son similares para una ventana de m puntos, siga existiendo similitud para una ventana con un tamaño de $m+1$ puntos, teniendo que ser distintas las dos ventanas (Richman & Moorman, 2000). Este algoritmo es mucho más sencillo que el que emplea la entropía aproximada y, además, el coste computacional es mucho menor.

Mientras que la ApEn no consigue buenos resultados cuando la longitud de la señal es pequeña, con la entropía muestral se consigue una independencia del valor de la SampEn y el tamaño de la muestra, se puede utilizar para analizar señales de incluso 100 muestras. Además, es un valor más robusto y consistente que la ApEn. El cálculo de la entropía muestral es muy parecido al de la ApEn pero con algunos pequeños cambios, tal y como explican Richmann y Moorman, SampEn para una secuencia $u(i)$ con un tamaño muestral N se calcula de la siguiente forma:

$$SampEn(N, m, r) = -\log \frac{A^m(r)}{B^m(r)}$$

ECUACIÓN 17

Siendo $B^m(r)$ la probabilidad de que haya dos secuencias de tamaño m que tengan una similitud bajo unas condiciones de tolerancia r , y donde $A^m(r)$ es, a su vez, la probabilidad de que esas mismas secuencias coincidan para un tamaño muestral $m+1$. Así pues, se puede definir SampEn como la probabilidad condicional de que existan dos secuencias que coincidan tanto para un tamaño muestral de m como para un tamaño de $m+1$, para una tolerancia r determinada previamente. El cálculo de estas probabilidades se realiza de la siguiente forma (Xie, Guo, & Zheng, 2010):

$$A^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r)$$

ECUACIÓN 18

$$B^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r)$$

ECUACIÓN 19

$$A_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} \sum_{\substack{i=1 \\ j \neq i}}^{N-m} (d(i, j) < r)$$

ECUACIÓN 20

$$B_i^m(r) = \frac{1}{N - m - 1} \sum_{\substack{i=1 \\ j \neq i}}^{N-m} (d(i, j) < r)$$

ECUACIÓN 21

Siendo $d(i, j)$ la distancia vectorial entre dos secuencias de longitud m , para $B_m(r)$ y $m+1$ para $A_m(r)$ según la siguiente definición de similitud:

$$d(i, j) = d(x(i), x(j)) = \max_k \{|x(i + k - 1) - x(j + k - 1)|\} \quad k = 1, 2, \dots, m$$

ECUACIÓN 22

Por otra parte, las secuencias, o más rigurosamente, los subvectores de las secuencias se elaboran del siguiente modo:

$$x(i) = [u(i)u(i + 1) \dots u(i + m - 1)]^T \quad i = 1, 2, \dots, N - m$$

ECUACIÓN 23

En cuanto a la elección de m y de r , el programa diseñado en este trabajo deja el valor de ambas variables en manos del usuario, pues en función de las dimensiones y las características de la señal son recomendables unos valores u otros. En el caso de la evaluación de la fatiga muscular para las señales de EMG de las que se dispone en este trabajo se ha optado por un valor de r de 0.001 y de $M=10$.

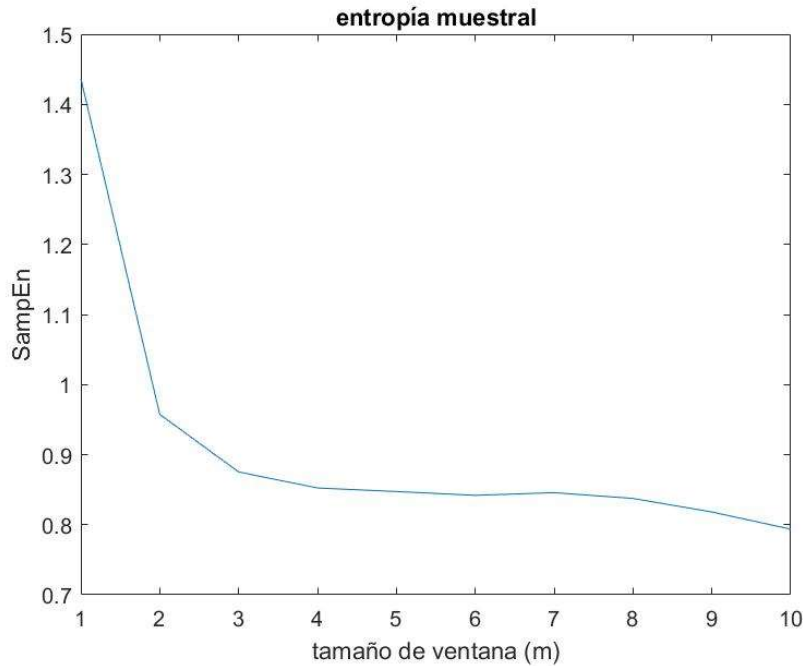


ILUSTRACIÓN 18. ENTROPÍA MUESTRAL DE LA SEÑAL DE EMG (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL, BÍCEPS, POSICIÓN 90°)

En cuanto a la confianza y la precisión de la entropía muestral varían en función del número de coincidencias que haya. Cuanto mayor sea el número de las coincidencias mayor robustez tiene el valor de la entropía. Hay dos formas para aumentar este número de coincidencias de forma sencilla, o bien aumentando el valor del índice de tolerancia r , o bien disminuyendo el tamaño de m . En cuanto al primero de los casos descritos, si se aumenta el valor de r , la estimación de $SampEn$ tiende de forma asintótica a 0 para todos los casos; por otra parte, en cuanto al segundo caso, si se disminuye el valor de m se corre el riesgo de perder información útil de fenómenos que no son apreciables para ciertos niveles como es el caso de la fatiga muscular. Sin embargo, cuando el número de coincidencias es el óptimo, el comportamiento de la estimación de $SampEn$ se puede asumir como precedente de una distribución probabilística normal.

Esta medida de regularidad ha sido usada en multitud de ocasiones para caracterizar distintos procesos biológicos como señales de variabilidad del ritmo cardiaco (HRV) en neonatos, en apnea del sueño, análisis de registros RR y QT en distintos estados y fibrilación auricular, entre muchos otros casos (Cirugeda Roldán, 2014).

7 Resultados

Una vez se ha procesado la señal y se han calculado los parámetros explicados, el programa exporta los parámetros en formato Excel para poder, posteriormente, o bien graficarlos, o bien compararlos y realizar las operaciones que se consideren pertinentes.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos tras extraer los parámetros estudiados de las señales adquiridas experimentalmente. Para una clara exposición de estos datos, en lugar de representar los parámetros de las señales de 60s por separado se representa, para cada parámetro, los 12 minutos correspondientes a cada posición del experimento. Además, se representan por una parte los valores numéricos globales por medio de un gráfico de barras, y por otra parte, se representan los parámetros que se han calculado cada 2s de señal para una mejor interpretación de la evolución temporal de la fatiga muscular.

Es importante destacar que este proceso se ha llevado a cabo con todas las señales adquiridas, pero siendo nueve las gráficas que se representan por cada sujeto del experimento y habiendo 17 sujetos que realizan el experimento con dos herramientas distintas (control y prototipo), se ha decidido que se van a representar únicamente las señales correspondientes a un sujeto, tanto con la herramienta de control como con el prototipo. Se han escogido las señales que mejor representan el comportamiento general, siendo los resultados de todos los sujetos muy parecidos. También se debe tener en cuenta que, aunque en este apartado no se representen todos los resultados, para la elaboración de las conclusiones sí que se han tenido en cuenta todos los resultados calculados en el proyecto.

En primer lugar, se muestra un ejemplo de los parámetros que se obtienen tras tratar una señal adquirida correspondiente a la herramienta control:

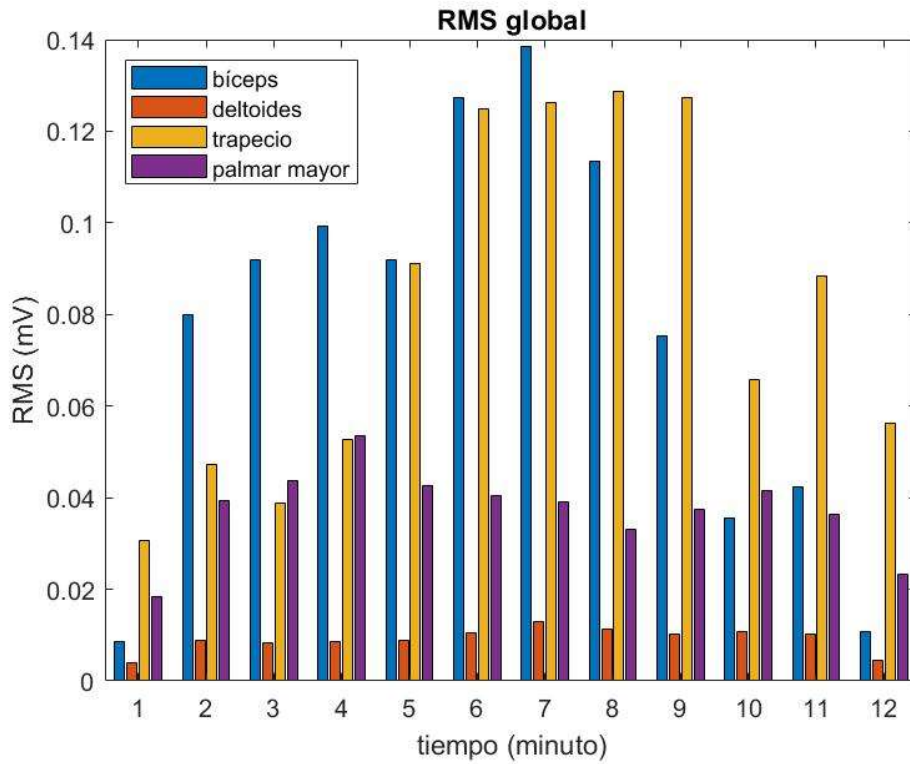


ILUSTRACIÓN 19. RMS GLOBAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL)

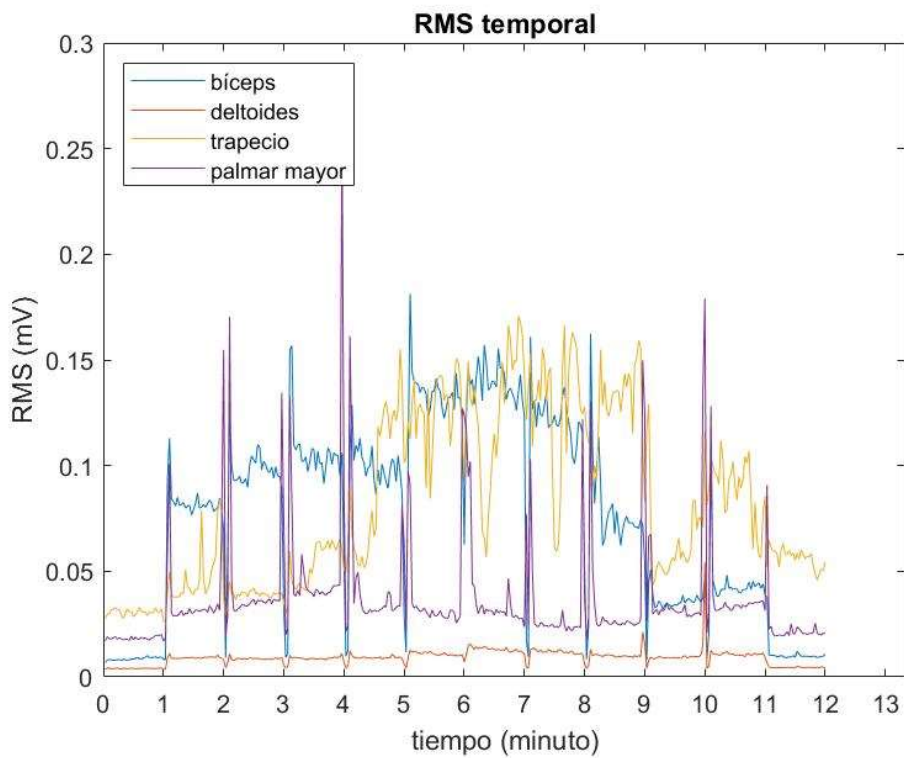


ILUSTRACIÓN 20. RMS TEMPORAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL)

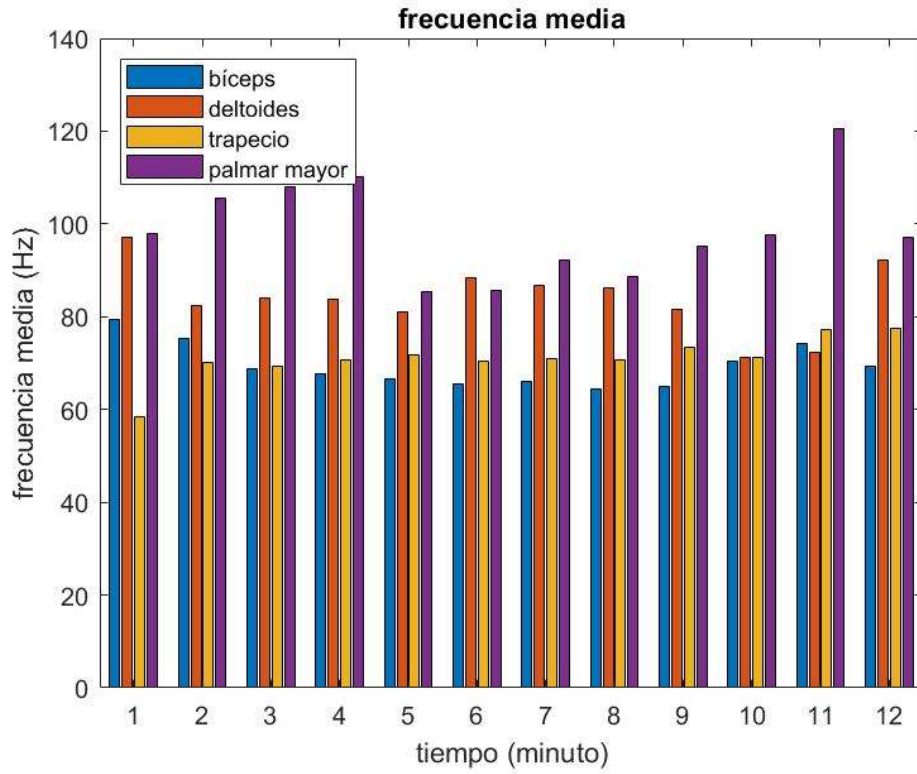


ILUSTRACIÓN 21. FRECUENCIA MEDIA GLOBAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL)

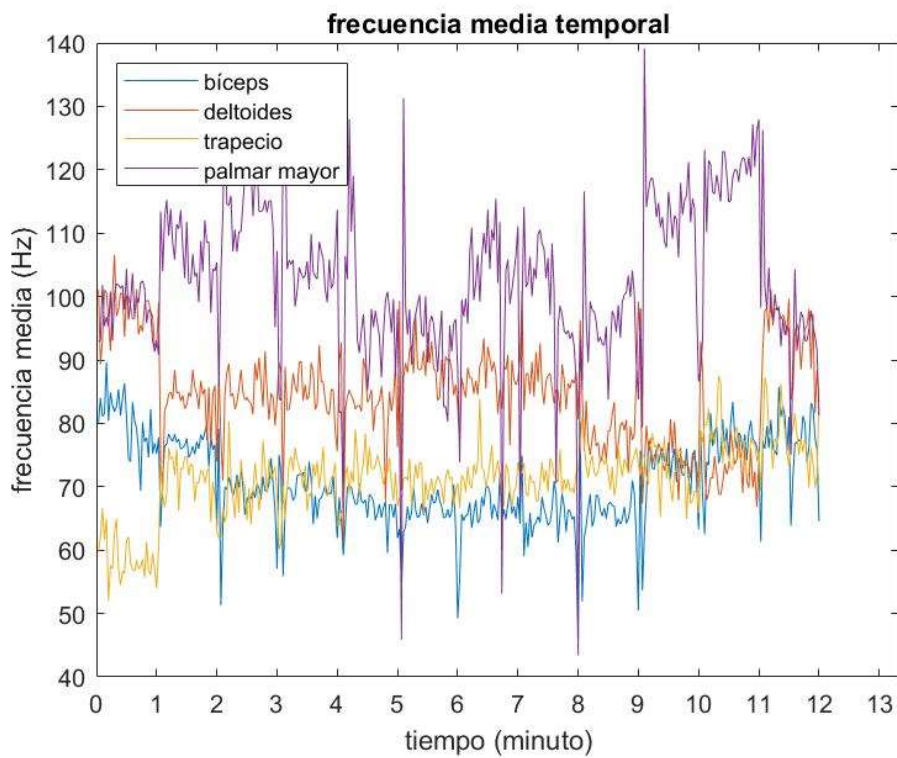


ILUSTRACIÓN 22. FRECUENCIA MEDIA TEMPORAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL)

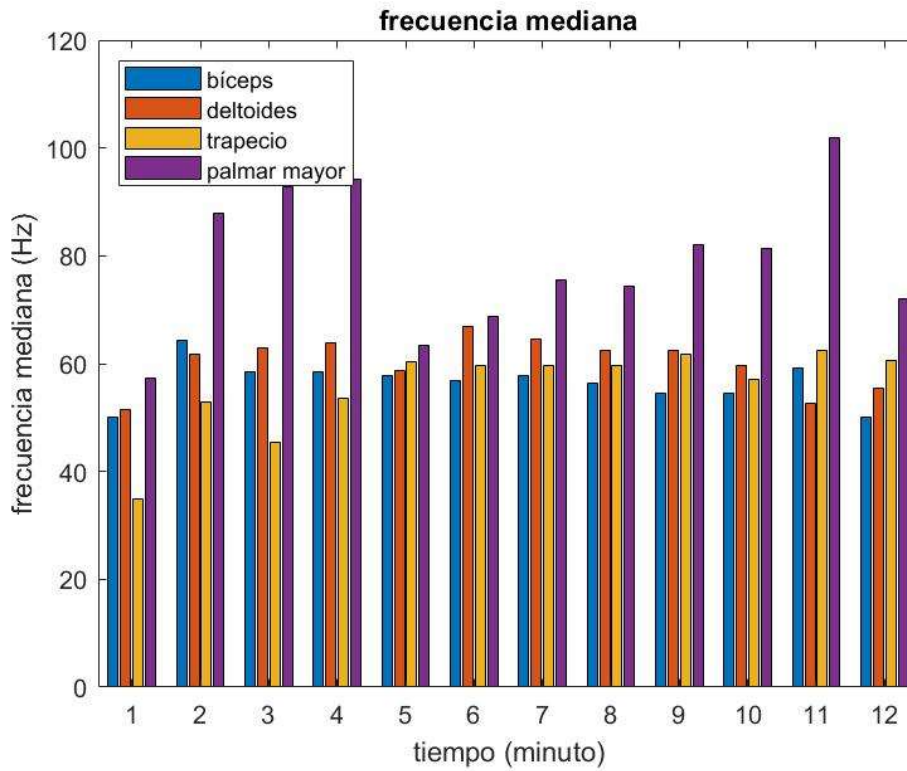


ILUSTRACIÓN 23. FRECUENCIA MEDIANA GLOBAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL)

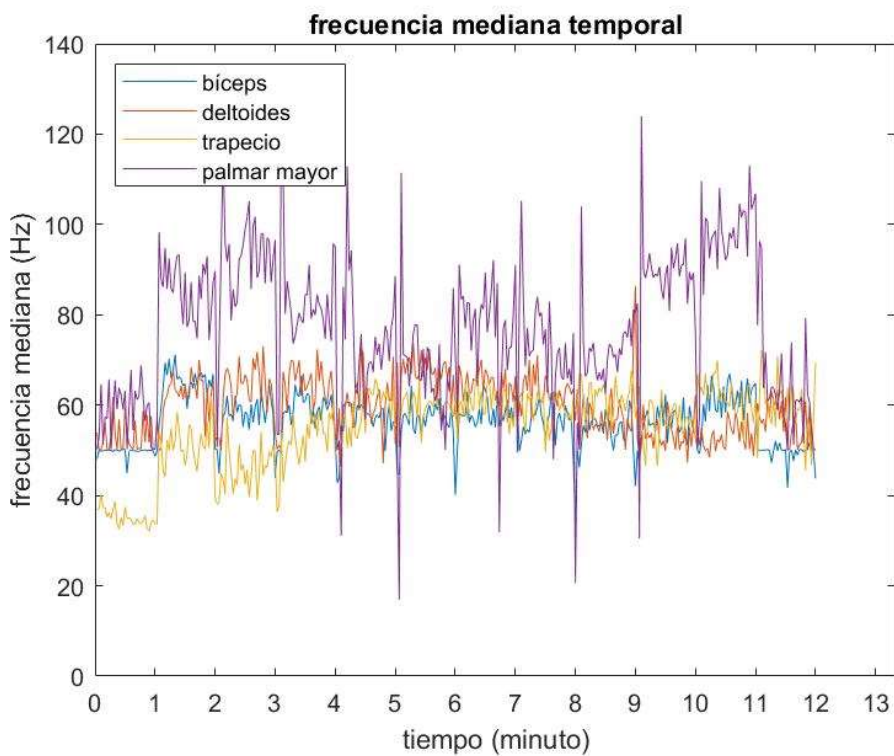


ILUSTRACIÓN 24. FRECUENCIA MEDIANA TEMPORAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL)

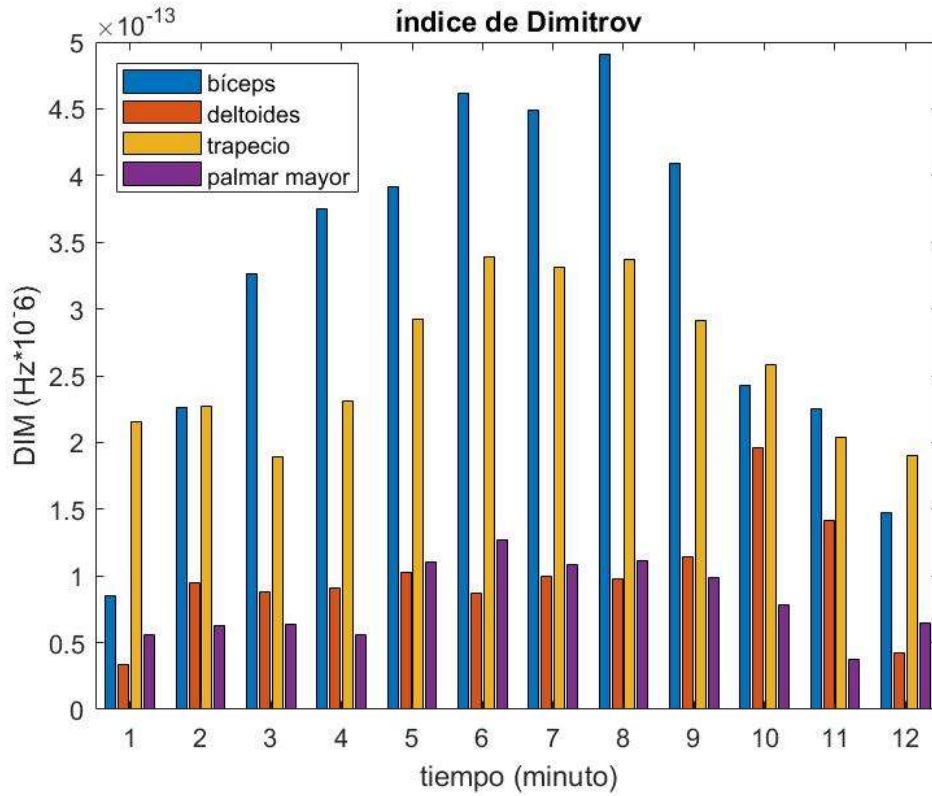


ILUSTRACIÓN 25. ÍNDICE DE DIMITROV GLOBAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL)

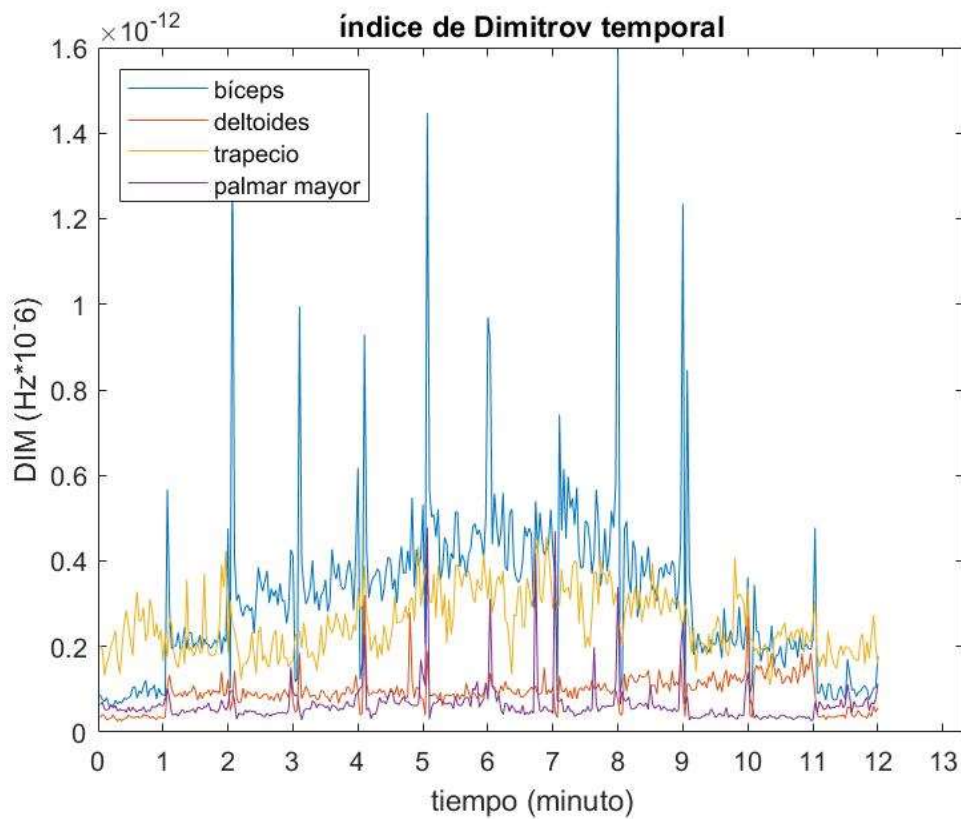


ILUSTRACIÓN 26. ÍNDICE DE DIMITROV TEMPORAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL)

Los picos que presenta el índice de Dimitrov temporal al principio de cada señal se deben a las características del propio parámetro, que siempre presenta un máximo al inicio de la señal. Además, se debe tener en cuenta que la representación no se corresponde con una misma señal continua de 12 minutos como puede darse a entender, sino que se trata de 12 señales distintas e independientes de 60s concatenadas.

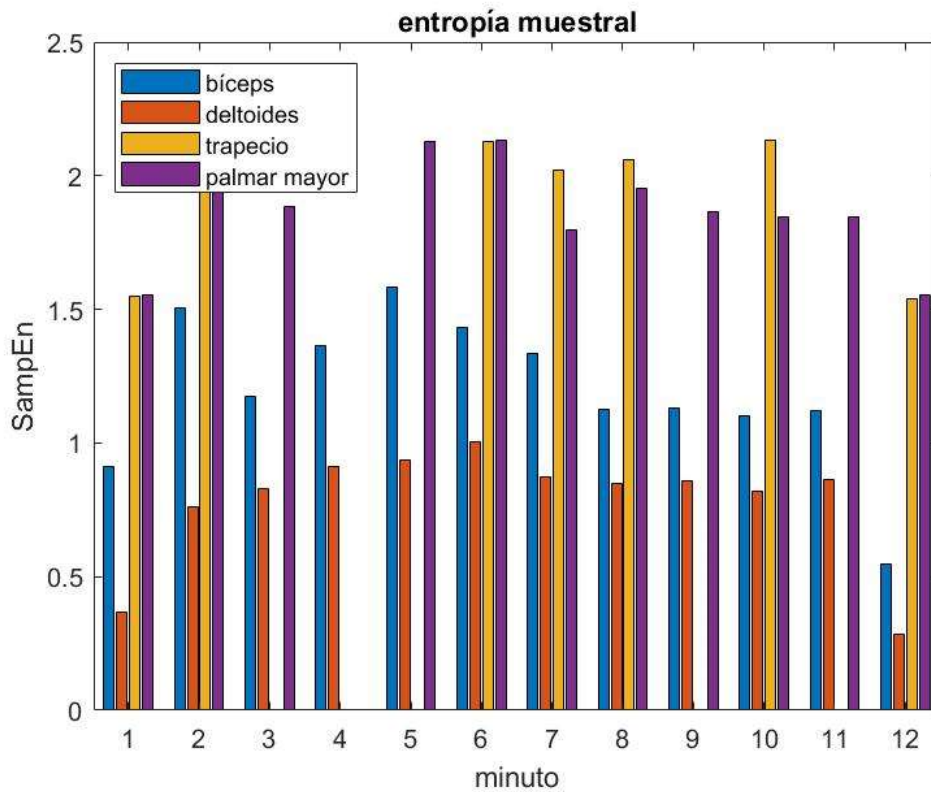


ILUSTRACIÓN 27. ENTROPÍA MUESTRAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA CONTROL))

A continuación, se procede del mismo modo, pero con una señal correspondiente a la herramienta prototipo que se desea evaluar, para que en la comparación de ambas señales no haya ningún tipo de sesgo debido al sujeto se emplea el mismo sujeto que en las representaciones anteriores, el sujeto 8; sin embargo, en este caso se van a utilizar las señales adquiridas con la herramienta prototipo:

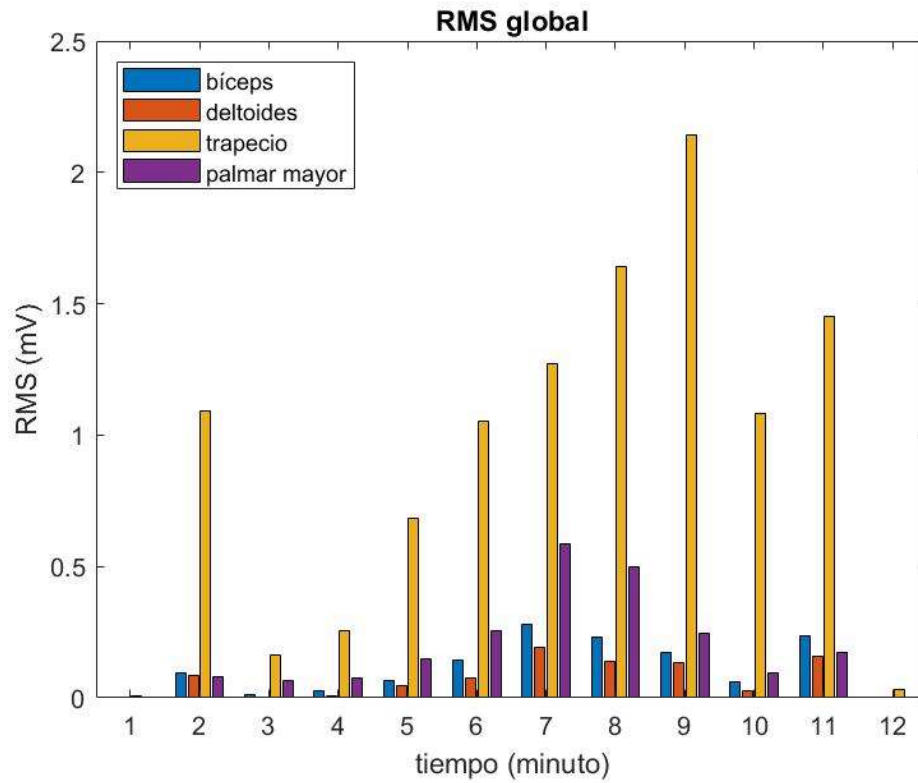


ILUSTRACIÓN 28. RMS GLOBAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA PROTOTIPO)

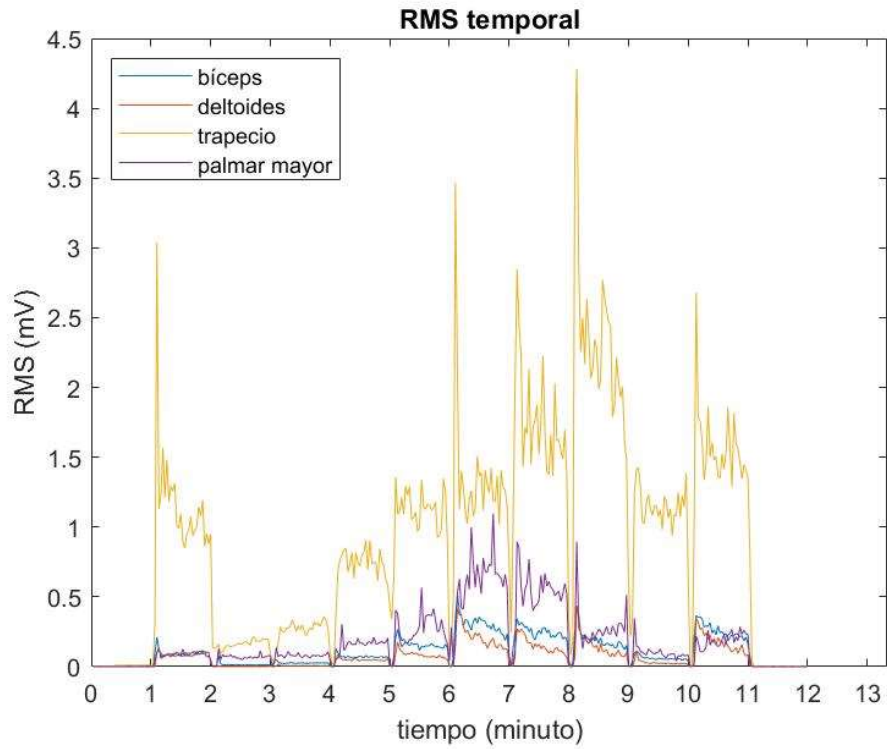


ILUSTRACIÓN 29. RMS TEMPORAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA PROTOTIPO)

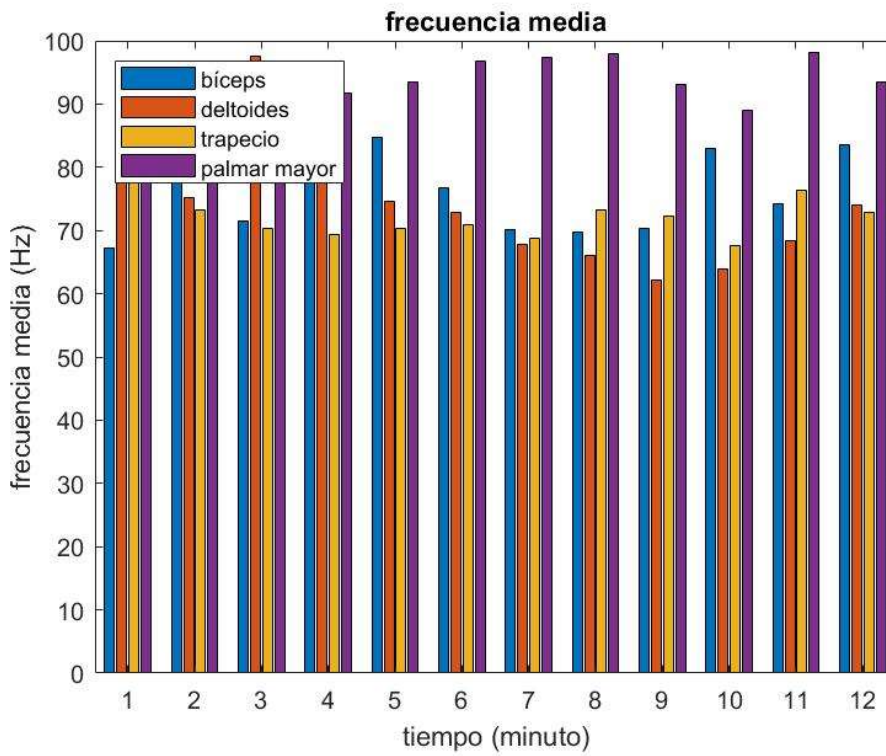


ILUSTRACIÓN 30. FRECUENCIA MEDIA GLOBAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA PROTOTIPO)

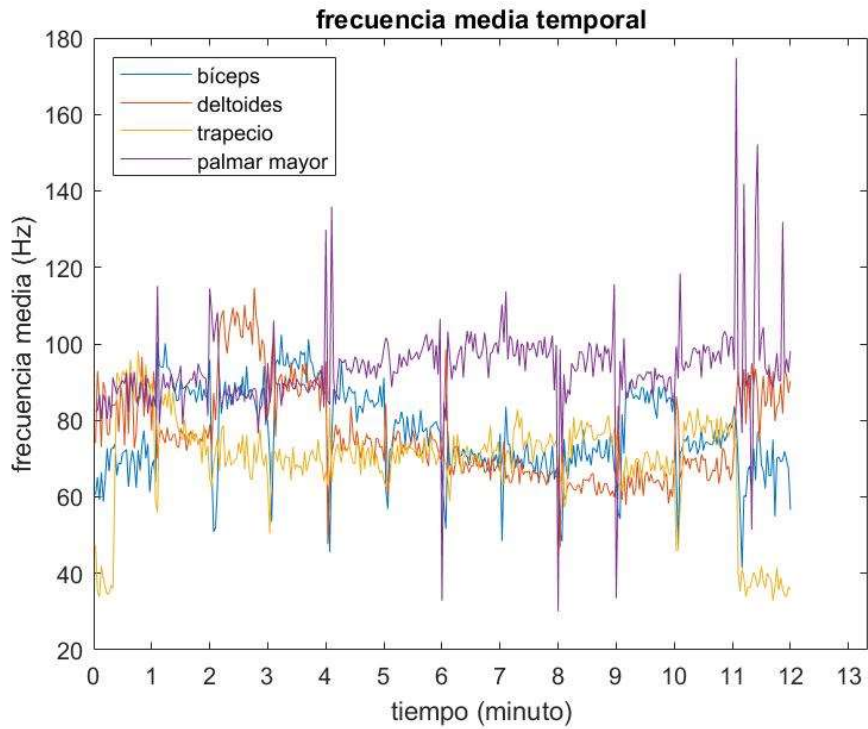


ILUSTRACIÓN 31. FRECUENCIA MEDIA TEMPORAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA PROTOTIPO)

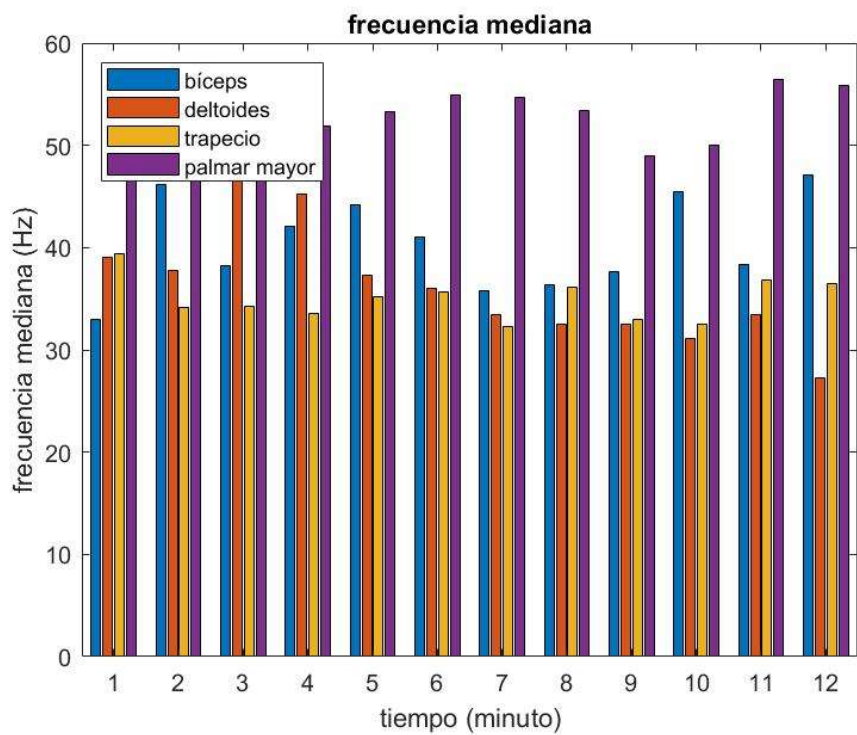


ILUSTRACIÓN 32. FRECUENCIA MEDIANA GLOBAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA PROTOTIPO)

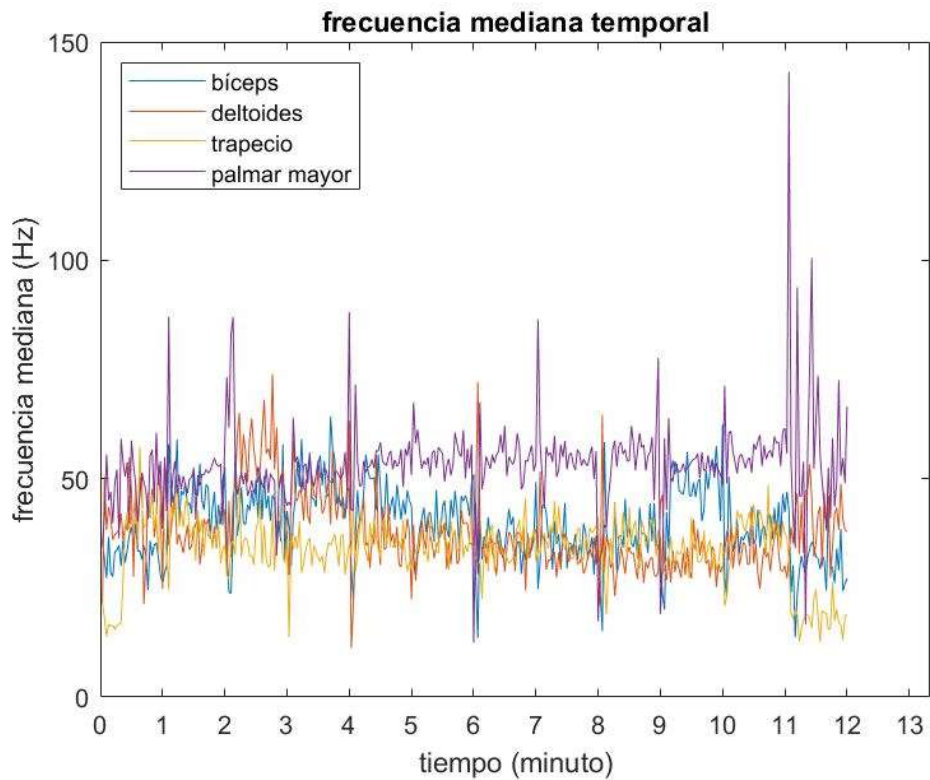


ILUSTRACIÓN 33. FRECUENCIA MEDIANA TEMPORAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA PROTOTIPO)

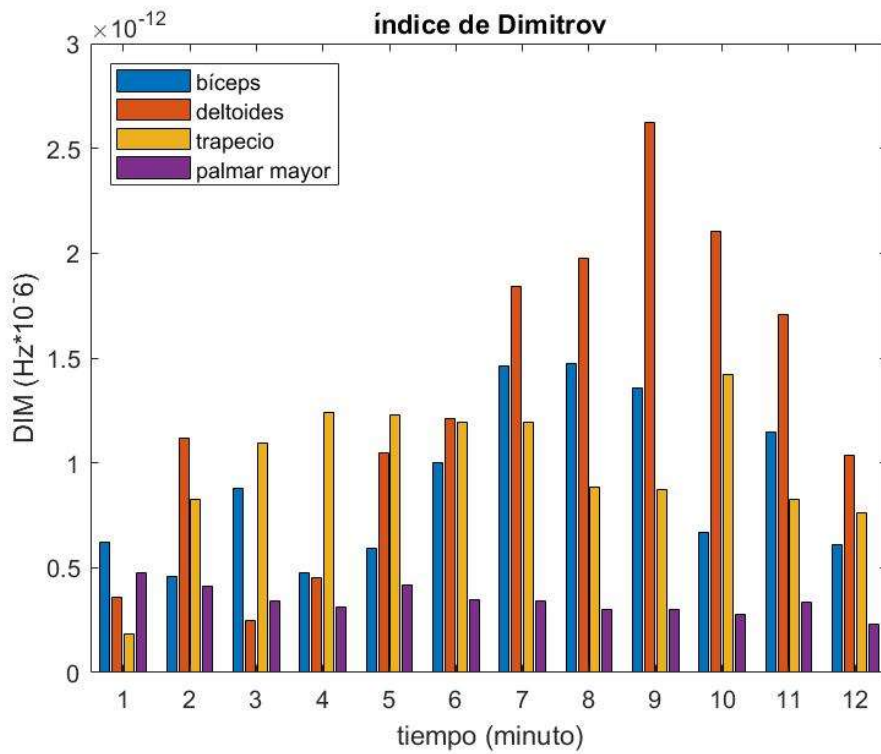


ILUSTRACIÓN 34. ÍNDICE DE DIMITROV GLOBAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA PROTOTIPO)

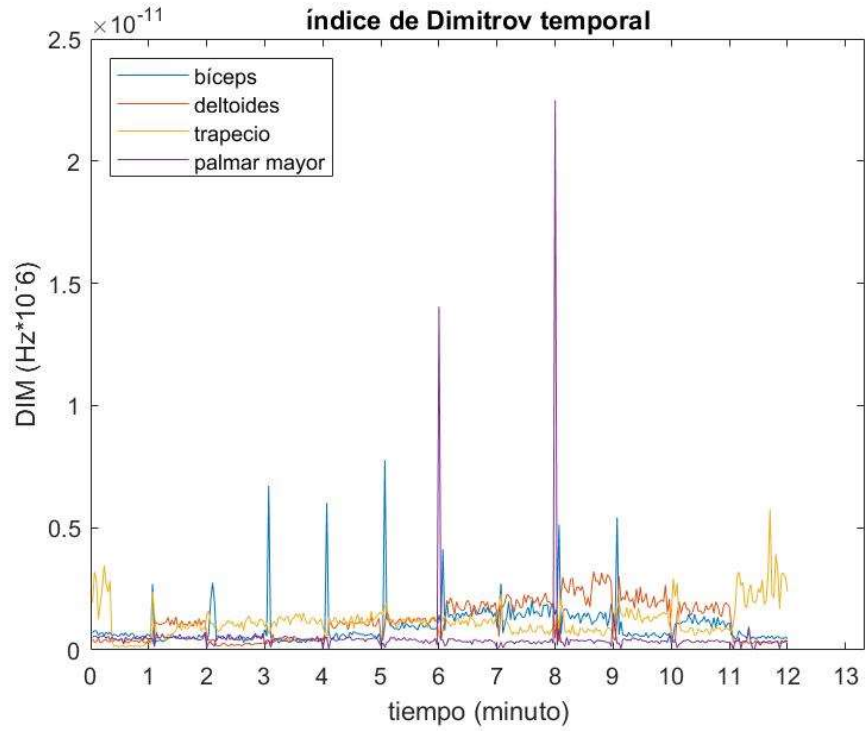


ILUSTRACIÓN 35. ÍNDICE DE DIMITROV TEMPORAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA PROTOTIPO)

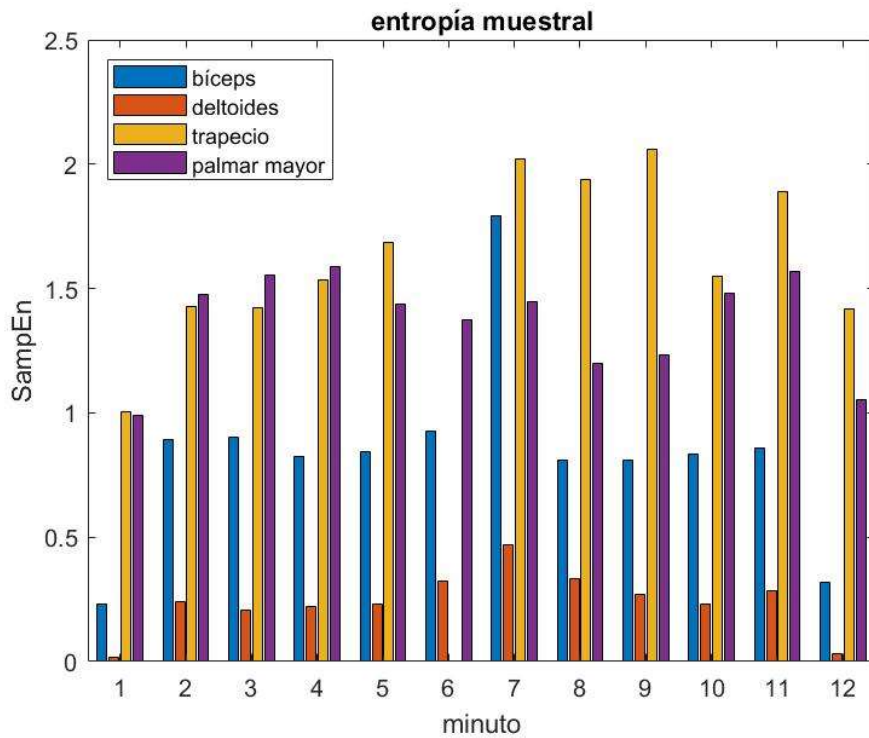


ILUSTRACIÓN 36. ENTROPÍA MUESTRAL (SUJETO 8, HERRAMIENTA PROTOTIPO)

8 Discusión

En el pasado se han realizado varios estudios en los que se plantea el problema de las posiciones incómodas que debe adoptar un cirujano cuando realiza una intervención mediante laparoscopia convencional (Berguer, Remler, & Beckley, Laparoscopic instruments cause increased forearm fatigue: A subjective and objective comparison of open and laparoscopic techniques, 1997) (Herring, Trejo, & Hallbeck, 2009). A largo plazo este problema puede suponer en el cirujano lesiones en espalda y todo el tronco superior. En este trabajo se ha pretendido identificar el efecto que tiene aumentar los grados de libertad de la herramienta en la fatiga muscular en los músculos trapecio, deltoides, bíceps y carpi radiales flexores. Para alcanzar este objetivo se han abordado tres cuestiones distintas.

En primer lugar, se ha querido profundizar en el conocimiento de la fatiga muscular, cuáles son los parámetros que la identifican y cómo varía en función del músculo y el ejercicio realizado. Para ello, los participantes realizaron el experimento con el instrumento de control. El instrumento de control era una empuñadura de pistola convencional con un ángulo fijo entre la empuñadura y el eje. Los resultados obtenidos con el instrumento de control muestran los valores de actividad más altos en los músculos trapecio y deltoides y los objetivos más desfavorables para estos músculos fueron los de Entrada y Salida y los de 135°, 180°, 225° y 270°. La causa de los altos valores de actividad durante estos objetivos es principalmente el diseño del instrumento, porque en estos objetivos el ángulo fijo entre el mango y el eje fuerza al participante a abducir y estirar el brazo para alcanzar los objetivos. Otros autores presentaron conclusiones similares al evaluar el instrumento de mango de pistola (Ahmed, Hann, & Cuschieri, 2004) (Steinhilber, 2015).

Una vez que se evalúan los resultados con el instrumento de control y se verifica que los valores son similares a los valores presentados por otros autores, es el momento de abordar la segunda cuestión. En esta parte del estudio, los resultados obtenidos con el instrumento de control se comparan con los resultados obtenidos con el prototipo con el objetivo de identificar diferencias entre ambos instrumentos. Es importante destacar que la única diferencia entre ambos instrumentos es que el prototipo tiene un ángulo variable entre el mango y el eje y el instrumento de control tiene el ángulo fijo convencional entre el mango y el eje.

Con el instrumento de control, las posiciones críticas para el músculo trapecio se presentaron en los objetivos 180°, 225°, 270°, Entrada y Salida. En estos objetivos, las diferencias entre ambos instrumentos fueron mayores que en el resto del experimento. El

prototipo redujo la actividad muscular requerida en estas posiciones entre un 70% - 74% en comparación con el instrumento de control. En el músculo deltoides, estas mayores diferencias también se presentan en los objetivos críticos para el instrumento de control. En este caso, estos objetivos son 135°, 180°, 225°, Entrada y Salida y los valores presentados por el prototipo fueron entre 73% - 76% más bajos que el instrumento de control.

El prototipo también presentó diferencias en los músculos radiales del bíceps y del carpo flexor, pero estas diferencias no fueron tan grandes como las presentadas por los trapecios y deltoides. En el músculo bíceps los objetivos críticos para el instrumento de control se presentaron en 90°, 135°, 180°, Entrada y Salida. Los resultados obtenidos por el prototipo de en el músculo bíceps fueron entre un 25% y un 42% inferiores a los del instrumento de control. En los radiales de carpo flexor, los objetivos críticos para el instrumento de control se presentaron en 90°, 135°, 180°, 225° y 270°, las reducciones en estos objetivos presentadas por el prototipo oscilan entre el 37% y el 52%.

La baja reducción que presentan el bíceps y el palmar mayor puede explicarse por dos razones diferentes. En el caso del músculo bíceps, se encarga de la flexión del antebrazo y estas posiciones son necesarias para introducir y mantener el instrumento dentro del abdomen simulado, y esta es una posición forzada por el punto de entrada, no por el instrumento. En el palmar mayor la razón es diferente, este músculo es el responsable de abducir y flexionar la muñeca, y el mango anular que se presenta en ambos instrumentos obliga a los participantes a realizar estos movimientos para introducir los dedos en los anillos.

En general, estos resultados indican que, si un cirujano necesita utilizar la empuñadura de pistola convencional con un ángulo fijo entre la empuñadura y el eje, es preferible alcanzar objetivos situados entre 0° y 45° de la entrada del trocar. Pero si utilizan un instrumento que permite la libertad postural, pueden alcanzar todos los objetivos dentro de la pared abdominal sin grandes desplazamientos de las extremidades superiores, reduciendo la fatiga muscular incluso en los objetivos críticos. La herramienta prototipo permite relajar la musculatura una vez que se alcanza el objetivo, en contraste con los instrumentos fijos convencionales que obligan a los cirujanos a mantener posiciones abducidas y flexionadas.

En 2004, otros autores (Ahmed, Hann, & Cuschieri, 2004) evaluaron una aguja con ángulo variable entre el mango y el eje que permite fijar su instrumento en un ángulo de 0°, 40° u 80° para realizar la sutura, el objetivo del estudio era identificar el ángulo ergonómico óptimo entre el mango y el eje para la sutura. El instrumento evaluado por los autores tiene una configuración diferente, pero también identificaron el mango fijo como la causa de una gran abducción en el hombro y una flexión aguda del codo. El hecho de que no encontraran

diferencias significativas entre los ángulos de 40° y 80° supone que probablemente cada cirujano tiene su propio ángulo óptimo entre el mango y el eje, y el uso del prototipo podría ser una solución efectiva para aumentar la comodidad de los cirujanos.

Como conclusión de la segunda cuestión, los resultados obtenidos sugieren que el prototipo puede reducir la fatiga muscular en los músculos evaluados. Curiosamente, los objetivos que se consideran fundamentales para alcanzar con el instrumento de control son los que presentan las mayores diferencias. Los bajos valores de RMS en los blancos críticos, sumados a la baja dispersión de los resultados presentados por el prototipo en todo el conjunto de blancos, sugieren que la activación del músculo utilizando el prototipo no depende de la ubicación del objetivo y que el ángulo variable del mango al eje del prototipo es la causa de la reducción de estos valores.

Con respecto a la tercera cuestión, aparentemente ambos instrumentos causaron fatiga muscular a los participantes, pero con algunas diferencias. El Análisis Conjunto de Espectros y Amplitudes ha sido utilizado para evaluar la fatiga muscular durante el experimento. Según este método, la fatiga muscular se produce si la actividad eléctrica generada con el músculo aumenta y Fmed disminuye. Considerando que el RMS obtenido en este trabajo es similar al EA presentado por Luttmann y utilizado previamente como indicador de fatiga (De Luca C. , 1979) (De Luca, LeFever, McCue, & Xenakis, 1982), se ha concluido que este tipo de análisis es correcto para el presente proyecto. Además, observando el índice de Dimitrov se puede extraer información sobre fatiga teniendo en cuenta que un aumento del valor de este parámetro se correla directamente con un aumento de la fatiga muscular; justo de forma opuesta a los valores de entropía calculados, una disminución de la entropía está asociada con el aumento de la fatiga muscular

Evaluando los resultados de Fmed y RMS, el instrumento de control presenta una disminución de Fmed y un aumento de RMS en el trapecio, deltoides y bíceps, lo que es indicativo de fatiga muscular. En contraste, el prototipo muestra indicios de fatiga muscular en los deltoides, bíceps y carpi radiales flexores. Estos resultados sugieren que, en términos generales, la fatiga muscular se produce con ambos instrumentos después de 9 minutos de experimentación. Sin embargo, considerando que la fatiga muscular está directamente relacionada con la fuerza ejercida (Enoka & Stuart, 1992) no es extraño pensar que los valores más altos de actividad muscular presentados por el instrumento de control harán que produzca fatiga más rápido que el prototipo.

9 Conclusión

Como conclusión general, en el presente proyecto se ha elaborado una metodología que permite, a partir de señales de electromiografía superficial, obtener una serie de parámetros que aportan información empírica sobre la situación del músculo estudiado en cuanto a fatiga muscular. Esta metodología no es una forma de diagnóstico de la fatiga, ni pretende determinar si un sujeto está o no padeciendo fatiga muscular ni en qué medida, sino que mediante el método elaborado se obtienen una serie de datos en un formato sencillo que, en manos de un profesional, podrían componer una información útil para la elaboración de un diagnóstico médico.

De acuerdo con los objetivos específicos concretados al inicio del documento y teniendo en cuenta el modo en el que se ha ido abordando cada objetivo a lo largo del trabajo, se elaboran las siguientes conclusiones:

En primer lugar, se han calculado en total cinco parámetros distintos, cada uno de los cuales aporta información de la misma señal desde puntos de vista distintos; estos parámetros se han calculado tanto como un valor global que caracteriza la señal completa que se desea analizar, como en forma de una serie de valores calculados tomando un intervalo de tiempo corto para poder apreciar la evolución temporal a lo largo de la señal de entrada del sistema.

En segundo lugar, tras haber realizado una exhaustiva búsqueda en la literatura sobre fatiga muscular y una revisión del estado del arte actual, se ha querido profundizar en los parámetros calculados y se ha hecho una distinción clara entre aquellos parámetros que responden a un análisis clásico de la señal de EMG superficial, y otros parámetros que se podrían englobar bajo el nombre de parámetros modernos, y que nacen como alternativa a los parámetros clásicos y que tratan de resolver ciertas carencias que presentaban los primeros.

En cuanto a los parámetros clásicos se han calculado el RMS, la frecuencia media, y la frecuencia mediana. A pesar de que los parámetros de frecuencia media y mediana aportan información muy similar, a la vista de los resultados se puede concluir que el parámetro de la frecuencia mediana es más robusto y, realizando un análisis conjunto con el RMS ya es posible ubicar la fatiga en aquellos puntos en los que el RMS es elevado mientras que la frecuencia mediana es baja.

Por otra parte, en cuanto a los parámetros modernos, se han consultado muchos parámetros distintos de nueva aparición y se ha podido observar que en los últimos años se ha producido un enorme avance en el análisis de la fatiga muscular. Sin embargo, por el interés que tienen en el análisis de la señal de sEMG, y teniendo en cuenta también su sencillez de computación e interpretación, se han seleccionado como parámetros alternativos el índice de Dimitrov y la entropía muestral de la señal.

En tercer, los cálculos realizados en el proyecto y explicados a lo largo de este documento se han integrado con éxito en un programa original diseñado por medio del programa MATLAB. De modo que, de una forma muy amigable, un usuario que no disponga de conocimientos avanzados sobre el entorno de programación puede obtener dichos parámetros en un formato Excel de fácil acceso simplemente proporcionando al programa una señal de entrada a analizar y una serie de variables para el análisis.

Por último, los hallazgos obtenidos tras la evaluación de la herramienta experimental mediante el programa diseñado sugieren que la herramienta prototipo con mayor libertad postural reduce la actividad muscular necesaria para realizar la cirugía y la consiguiente fatiga muscular. Es necesario un mayor cuidado de los procedimientos que realiza un cirujano durante las intervenciones y un control de su estado de salud para asegurar que trabaje en las mejores condiciones, ya que la sensación de fatiga implica error, temblores y mala decisión durante la operación. La instrumentación debe estar adaptada a los movimientos del cirujano y a sus requerimientos para ser parte de su éxito y no un obstáculo para alcanzarlo.

10 Bibliografía

(s.f.).

- Ahmed, S., Hann, G., & Cuschieri, A. (2004). Optimal angle between instrument shaft and handle for laparoscopic bowel suturing . *Archives of surgery*, 89-92.
- B, B.-R., Johansson, R., Lippold, O., Smith, S., & Woods, J. (1983). Changes in motoneurone firing rates during sustained maximal voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 335-346.
- Berguer, R., Gerber, S., Kilpatrick, G., & Beckley, D. (1999). *A comparison of forearm and thumb muscle electromyographic responses to the use of laparoscopic instruments with either a finger grasp or a palm grasp*. Sacramento.
- Berguer, R., Remler, M., & Beckley, D. (1997). Laparoscopic instruments cause increased forearm fatigue: A subjective and objective comparison of open and laparoscopic techniques. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies* , 36-40.
- Bonato, P., Gagliati, G., & Knaflitz, M. (1996). Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, 102-111.
- Borg, G. (1998). *Borg's Perceived exertion and pain scales*. Champaign, IL: Human kinetics.
- Cirugeda Roldán, E. M. (2014). *Medidas de entropía en el procesado de señales biológicas: robustez y caracterización frente a la pérdida de muestras y longitud de los registros*. Valencia: Universitat Politècnica de València.
- De Luca, C. (1979). Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, 313-325.
- De Luca, C., LeFever, R., McCue, M., & Xenakis, A. (1982). Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *The Journal of Physiology*, 113-128.
- Dimitrov, G., Arabadzhiev, T., Mileva, K., Bowtell, J., Crichton, N., & Dimitrova, N. (2006). Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices. *Med Sci Sports Exercise*, 1971-1979.
- Dimitrova, N., & Dimitrov, G. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13-36.
- Enoka, R., & Stuart, D. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 1631-1648.
- Fernández, J., Acevedo, R., & Tabernig, C. (2007). Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. *Revista EIA*, 111-119.
- Gannoni, M., Camelia, F., & Farina, D. (2005). Conduction velocity of quiescent muscle fibers decreases during sustained contractions. *Journal of Neurophysiology*, 387-394.
- Guyton, A. C. (1987). *Fisiología humana*. Madrid: Alcaná.

- Hermens, H., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- Herring, S., Trejo, A., & Hallbeck, M. (2009). *Evaluation of four cursor control devices during a target acquisition task for laparoscopic tool control*. Lincoln (Nebraska).
- Horacio, M., Martínez-de-Juan, J., Conejero, A., & Prats-Boluda, G. (pendiente de publicación (aceptado)). A Surface Electromyogram Evaluation of the Postural Freedom Effects in Laparoscopic Surgery. *IEEE-EMBS*.
- Karlsson, S., Yu, J., & Akay, M. (2000). Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study. *IEEE Transactions of Biomedical engineering* , 228-238.
- Löscher, W., Cresswell, A., & Thorstensson, A. (1996). Central fatigue during a long-lasting submaximal contraction of the triceps surae. *Experimental Brain Research*, 305-314.
- Mañanas Villanueva, M. (1999). *Análisis de la actividad muscular respiratoria mediante técnicas temporales, frecuenciales y estadísticas*. Barcelona.
- Mañanas Villanueva, M. Á. (1999). *Análisis de la actividad muscular respiratoria mediante técnicas temporales frecuenciales y estadísticas*.
- Mañanas, M., & Jane, R. (1993). *Análisis temporal y frecuencial de la presión inspiratoria en boca, señales EMG y sonido muscular del esternocleidomastoideo para el estudio de la fatiga respiratoria en personas y pacientes con EPOC*. Barcelona.
- Miller, C. (2012). Mediator phosphorylation prevents stress response transcription during non-stress conditions. *The Journal of Biological Chemistry*, 17-26.
- Miller, K., Benden, M., Pickens, A., Shipp, E., & Zheng, Q. (2012). Ergonomics principles associated with laparoscopic surgeon injury/illness. 1087-1092.
- Oppenheim, A., Willsky, A., & Nawab, S. (1998). *Señales y sistemas*. Pearson Educación.
- Optimal ergonomics for laparoscopic surgery in minimally invasive surgery suites: a review and guidelines. (s.f.).
- Pancorbo Sandoval, A. E. (2003). Diagnóstico y prevención de la fatiga crónica o del síndrome de sobreentrenamiento en el deporte de alto rendimiento. *Cuadernos de Psicología del deporte*.
- Pequera, G. (2015). *Análisis tiempo-frecuencia de la señal de EMG en movimientos explosivos: estudio de la coordinación en el salto vertical*. Montevideo.
- Pincus, S. (1991). Approximate entropy as measure of system complexity. *Phys Rev*, 2297-2301.

- Pincus, S., Gladstone, I., & Ehrenkranz, R. (1991). A regularity statistical for medical data analysis. *J. Clin. Monit. Comput*, 335-345.
- Richman, J., & Moorman, J. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *J. Physiol Heart Circ Physiol*, 2039-2049.
- Steinhilber, B. (2015). Effect of a laparoscopic instrument with rotatable handle piece on biomechanical stress during laparoscopic procedures. *Surgical endoscopy*.
- Thorsen, R., Spadone, R., & Ferrain, M. (2001). A pilot study of myoelectrically controlled FES of upper extremity. *IEEE Transactions on Neuronal Systems and Rehabilitation Engineering*, 161-168.
- Van Det, Meijerink, Hoff, Totté, & Pierie. (2009). *Optimal ergonomics for laparoscopic surgery in minimally invasive surgery suites: a review and guidelines*. Leeuwarden.
- Xie, H.-B., Guo, J.-Y., & Zheng, Y.-P. (2010). Fuzzy Approximate Entropy Analysis of Chaotic and Natural Complex Systems: Detecting Muscle Fatigue Using Electromyography Signals. *Annals of Biomedical Engineering*, 1483-1496.



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

PRESUPUESTO DEL PROYECTO

Análisis tiempo-frecuencia de parámetros de fatiga en
la señal de electromiografía superficial (sEMG):
estudio ergonómico en cirugía laparoscópica

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

1. Introducción.....	81
2. Cuadro de precios de mano de obra.....	83
3. Cuadro de precios materiales, equipos y software.....	83
4. Cuadro de presupuestos parciales.....	84
4.1. Planificación del proyecto y conocimiento del estado del arte.....	84
4.2. Elaboración del programa y evaluación con los datos adquiridos.....	84
4.3. Redacción y defensa del TFG.....	84
5. Cuadro de precios unitarios.....	85
6. Cuadro de precios descompuestos.....	86
7. Presupuesto de ejecución por contrata.....	88

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Precios de mano de obra.....	83
Tabla 2. Precios materiales	83
Tabla 3. Presupuestos parciales (capítulo 1).....	84
Tabla 4. Presupuestos parciales (capítulo 2).....	84
Tabla 5. Presupuestos parciales (capítulo 3).....	84
Tabla 6. Precios unitarios	85
Tabla 7. Precios descompuestos	87
Tabla 8. Ejecución por contrata.....	88

INTRODUCCIÓN

En el presente documento, contenido en este TFG, se expone una evaluación del trabajo que se ha realizado desde un punto de vista económico. Sin embargo, antes de desarrollar el coste de las actividades pertinentes es necesario estipular unas determinadas suposiciones iniciales que se van a tener en cuenta a la hora de desarrollar este documento.

En primer lugar, en cuanto a lo que corresponde a la mano de obra que ha requerido la elaboración de este proyecto han colaborado un estudiante de ingeniería biomédica junto con un ingeniero tutor que ha sido quien ha dado pautas al estudiante para la realización del trabajo y ha supervisado los distintos pasos que ha ido dando el estudiante, ya que ha sido este quien ha realizado la mayor parte de la actividad de este proyecto.

Se presupone que el sueldo base del estudiante es de 1000 euros/mes y el del ingeniero superior es de 2000 euros/mes, y a partir de estos sueldos base se calcula el coste de ambos empleados en concepto de seguridad social, teniendo en cuenta que tanto el estudiante como el tutor perciben dos pagas extra. Para el cálculo de los costes en concepto de seguridad social se ha consultado el Ministerio de Empleo y Seguridad Social (2019), y al sueldo base se ha aplicado el 5'5% del seguro de desempleo, el 23'6% de contingencias comunes, el 1'65% de seguro de accidentes de trabajo y enfermedades profesionales (IT/IMS), el 0'6% de la formación profesional, y finalmente el 0'2% de FOGASA.

Así pues, teniendo en cuenta el coste de la seguridad social, se ha calculado el coste total para la empresa contratante en mano de obra. Se ha considerado una jornada laboral de 8h al día, y descontando los fines de semana, 15 días festivos y 30 días de vacaciones, resultan un total de 1792 horas de trabajo al año. Esto significa que el coste para la empresa por hora es de 10'275€/h en el caso del estudiante de ingeniería biomédica, y de 20'55€/h en el caso del ingeniero superior tutor del proyecto.

Por otra parte, en cuanto a la metodología experimental se ha requerido de la participación de 17 sujetos, así como del personal sanitario necesario para hacer el registro de EMG, del mismo modo, también han sido necesarios una serie de instrumentos para la evaluación del prototipo de herramienta de laparoscopia, como la misma herramienta, otra herramienta de control, plantilla para la evaluación de la laparoscopia y un dispositivo para registrar la señal de sEMG. Sin embargo, como este trabajo no se ha realizado durante este proyecto, sino que se han usado los datos obtenidos en otro estudio, no se consideran los costes de mano de obra de los sujetos y del personal sanitario ni los costes de los materiales y la maquinaria. Los costes referidos a la consulta de estos datos estarán incluidos en la parte de revisión del estado del arte actual.

Cabe destacar, en lo que se refiere al coste del ordenador portátil que se ha utilizado y de las licencias de los programas, que no se ha considerado en precio de compra como tal, sino que se ha calculado la amortización que corresponde a cada uno según la duración del proyecto. El precio de cada uno de los productos (tanto hardware como software) se ha consultado en las páginas web de los fabricantes, y para el cálculo de las amortizaciones se ha considerado que el tiempo que dura el proyecto son 7 meses y se ha dividido por una estimación de la vida útil del proyecto, excepto en el caso del programa Microsoft Office 19 que como solo se ha utilizado para la elaboración del presupuesto solo se considera 1 mes de duración. Por otra parte, tanto el hardware como el software están comprendidos en el epígrafe denominado instalación del software como una sola unidad, debido a que calcular el uso y el precio por hora de cada programa para cada una de las tareas en las que se utilizan resulta complejo e impreciso.

Finalmente, una vez se ha calculado el presupuesto total como el presupuesto de ejecución material se ha calculado el presupuesto de ejecución por contrata añadiendo al presupuesto de ejecución material un 6% en concepto de beneficio industrial y un 13% de gastos generales. A continuación, se ha aplicado el tipo de IVA correspondiente según la Agencia Tributaria que es el del 21%, este porcentaje se aplica al final sobre el presupuesto total, luego no está comprendido en los capítulos independientes.

CUADRO DE PRECIOS MANO DE OBRA

Nº	Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1	MO.IBE	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h	360 h	3.700,80 €
2	MO.IST	Ingeniero superior tutor (encargado de tutorizar y supervisar el trabajo de MO.IBE)	20,55 €/h	12 h	246,60 €
Total mano de obra:					3.947,40 €

TABLA 1. PRECIOS DE MANO DE OBRA

CUADRO DE PRECIOS MATERIALES, EQUIPOS Y SOFTWARE

Nº	Código	Denominación del material/equipo/software	Precio	Cantidad	Fact. Amortiz.	Total
1	MES.IMP	Impresión en blanco y negro del TFG	0,036 €	104 u	--	3,74 €
2	MES.ENC	Encuadernación del TFG	1,58 €	1 u	--	1,58 €
3	MES.OrPo	Ordenador portátil Convertible HP Pavilion x360 14-cd0017ns, i7, 12 GB, 512 GB SSD, GeForce MX130 4 GB	799 €	1 u	7/60	93,22 €
4	MES.W10	Windows 10	145 €	1 u	7/36	28,19 €
5	MES.MO19	Microsoft Office 2019	119 €	1 u	7/48	17,35 €
6	MES.MP16	Microsoft Project Professional 2016	1.509 €	1 u	1/48	31,44 €
7	MES.MAT	MATLAB R2018b	2000 €	1 u	7/24	583,30 €
Total materiales, equipos y software:					10.322,98 €	

TABLA 2. PRECIOS MATERIALES

CUADRO DE PRESUPUESTOS PARCIALES

1. Planificación del proyecto y conocimiento del estado del arte

Nº	Ud	Denominación	Cantidad	Precio	Total
1.1	h	Reuniones para presentar la temática del proyecto y planificar las actividades a desarrollar	2 h	30,83 €	61,65 €
1.2	h	Revisión de la literatura científica	100 h	10,28 €	1.027,50 €
1.3	u	Instalación de los programas necesarios para realizar el Proyecto y aprendizaje de su manejo básico	1 u	887,11 €	887,11 €
Total presupuesto parcial n°1 PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO Y CONOCIMIENTO DEL ESTADO DEL ARTE:					1.976,26 €

TABLA 3. PRESUPUESTOS PARCIALES (CAPÍTULO 1)

2. Elaboración del programa y evaluación con los datos adquiridos.

Nº	Ud	Denominación	Cantidad	Precio	Total
2.1	h	Planteamiento en papel del programa	6 h	10,28 €	61,65 €
2.2	h	Implementación del programa en MATLAB	150 h	10,28 €	1.541,25 €
2.3	h	Realización de simulaciones del programa y ajustes de los parámetros	10 h	10,28 €	102,75 €
2.4	h	Reunión para discutir resultados	2 h	30,83 €	61,65 €
Total presupuesto parcial n°2 ELABORACIÓN DEL PROGRAMA Y EVALUACIÓN CON LOS DATOS ADQUIRIDOS:					1.767,30 €

TABLA 4. PRESUPUESTOS PARCIALES (CAPÍTULO 2)

3. Redacción y defensa del TFG

	Ud	Denominación	Cantidad	Precio	Total
5.1	h	Redacción de los documentos del proyecto	20 h	10,28 €	205,50 €
5.2	u	Revisión de los documentos y corrección de errores	1 u	308,25 €	308,25 €
5.3	u	Impresión y encuadernación de los documentos	1 u	4,82 €	4,82 €
5.4	u	Preparación de la defensa	1 u	339,08 €	339,08 €
Total presupuesto parcial n°3 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG:					857,65 €

TABLA 5. PRESUPUESTOS PARCIALES (CAPÍTULO 3)

CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS

Nº	Denominación	Importe	
		En cifra (€)	En letra (€)
<u>1 PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO Y CONOCIMIENTO DEL ESTADO DEL ARTE</u>			
1.1	<i>h</i> Reunión para presentar la temática del proyecto y planificar las actividades a desarrollar	30,83	Treinta euros con ochenta y tres céntimos
1.2	<i>h</i> Revisión de la literatura científica	10,28	Diez euros con veintiocho céntimos
1.3	<i>u</i> Instalación de los programas necesarios para realizar el proyecto y aprendizaje de su manejo básico	887,11	Ochocientos ochenta y siete euros con once céntimos
<u>2 ELABORACIÓN DEL PROGRAMA Y EVALUACIÓN CON LOS DATOS ADQUIRIDOS</u>			
2.1	<i>h</i> Planteamiento en papel del programa	10,28	Diez euros con veintiocho céntimos
2.2	<i>h</i> Implementación del programa en MATLAB	10,28	Diez euros con veintiocho céntimos
2.4	<i>h</i> Realización de simulaciones del programa y ajustes de los parámetros	10,28	Diez euros con veintiocho céntimos
2.5	<i>h</i> Reunión para discutir los resultados	30,83	Treinta euros con ochenta y tres céntimos
<u>3 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG</u>			
5.1	<i>h</i> Redacción de los documentos del proyecto	10,28	Diez euros con veintiocho céntimos
5.2	<i>u</i> Revisión de los documentos y corrección de errores	308,25	Trescientos ocho euros con veinticinco céntimos
5.3	<i>u</i> Impresión y encuadernación de los documentos	4,82	Cuatro euros con ochenta y dos céntimos
5.4	<i>u</i> Preparación de la defensa	339,08	Trescientos treinta y nueve euros con ocho céntimos

TABLA 6. PRECIOS UNITARIOS

CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS

Nº	Ud	Denominación			Total
1 PLANIFICACIÓN DEL PROYECTO Y CONOCIMIENTO DEL ESTADO DEL ARTE					
1.1	h	Reunión para presentar la temática del proyecto y planificar las actividades a desarrollar			
		MO.IBE	1 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h
		MO.IST	1 h	Ingeniero superior tutor	20,55 €/h
		Precio total por h			30,83 €
1.2	h	Revisión de la literatura científica			
		MO.IBE	1 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h
		Precio total por h			10,28 €
1.3	u	Instalación de los programas necesarios para realizar el proyecto y aprendizaje de su manejo básico			
		MO.IBE	10 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h
		MO.IST	1,5 h	Ingeniero superior tutor	20,55 €/h
		MES.OrPo	1 u 7/60	Ordenador portátil Convertible HP Pavilion x360 14-cd0017ns,i7,1GB,512 GB SSD, GeForce MX 130 4 GB	799 €
		MES.W10	1 u 7/36	Windows 10 Home	145 €
		MES.MO19	1 u 7/48	Microsoft Office 2019	119 €
		MES.MP16	1 u 1/48	Microsoft Project Professional 2016	1.509 €
		MES.MAT	1 u 7/24	MATLAB R2018b	2.000 €
		Precio total por u			887,11 €
2 ELABORACIÓN DEL PROGRAMA Y EVALUACIÓN CON LOS DATOS ADQUIRIDOS					
2.1	h	Planteamiento en papel del programa			
		MO.IBE	1 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h
		Precio total por h			10,28 €
2.3	h	Implementación del programa en MATLAB			
		MO.IBJ	1 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h
		Precio total por h			10,28 €
2.4	h	Realización de simulaciones y ajuste de los parámetros			
		MO.IBE	1 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h
		Precio total por h			12,28 €
2.5	h	Reunión para discutir los resultados			
		MO.IBE	1 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h
		MO.IST	1 h	Ingeniero superior tutor	20,55 €/h
		Precio total por h			30,83 €

Nº	Ud	Denominación			Total	
3 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG						
5.1	h	Redacción de los documentos del proyecto				
		MO.IBe	1 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h	<u>10,28 €</u>
				Precio total por h		10,28 €
5.2	u	Revisión de los documentos y corrección de errores				
		MO.IBE	20 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h	205,50 €
		MO.IST	5 h	Ingeniero superior tutor	20,55 €/h	<u>102,75 €</u>
				Precio total por u		308,25 €
5.3	u	Impresión y encuadernación de los documentos				
		MES.IMP	90 u	Impresión en blanco y negro	0,036 €	3,24 €
		MES.ENC	1 u	Encuadernación del TFG	1,58 €/h	<u>1,58 €</u>
				Precio total por u		4,82 €
5.4	u	Preparación de la defensa				
		MO.IBE	30 h	Ingeniero biomédico estudiante	10,28 €/h	308,25 €
		MO.IST	1,5 h	Ingeniero superior tutor	20,55 €/h	<u>30,83 €</u>
				Precio total por u		339,08 €

TABLA 7. PRECIOS DESCOMPUESTOS

PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA

Capítulo	Importe (€)
<i>Capítulo 1.</i> Planificación del proyecto y conocimiento del estado del arte	1.976,26 €
<i>Capítulo 2.</i> Elaboración del programa y evaluación con los datos adquiridos	1.767,30 €
<i>Capítulo 3.</i> Redacción y defensa del TFG	857,65 €
<i>Presupuesto de ejecución material</i>	4.601,21 €
Gastos generales (13%)	598,16 €
Beneficio industrial (6%)	276,07 €
<i>Suma</i>	5.475,44 €
IVA (21%)	1.149,84 €
<i>Presupuesto de ejecución por contrata</i>	6.625,28 €

TABLA 8. EJECUCIÓN POR CONTRATA

El presupuesto de ejecución por contrata asciende a la cantidad de ***seis mil seiscientos veinticinco euros con veintiocho céntimos***



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

ANEXO DE CÓDIGOS

Análisis tiempo-frecuencia de parámetros de fatiga en
la señal de electromiografía superficial (sEMG):
estudio ergonómico en cirugía laparoscópica

Análisis tiempo-frecuencia de parámetros de fatiga en la señal de electromiografía superficial (sEMG):
estudio ergonómico en cirugía laparoscópica

PREPROCESADO DE LA SEÑAL

```
function [signal_preproc] = preprocesado(signal)

%filtro paso alto para quitar artefactos de movimiento--paso bajo 400Hz
fs=5000;
fc_high=20; %frec de corte=20Hz
wh=fc_high/(fs/2); %frec de corte normalizada
[A,B]=butter(1,wh,'high'); %diseño de los coeficientes del filtro paso-alto de orden 1 para
fc=20Hz
signal=filtfilt(A,B,signal); %se aplica el filtro a la señal

%filtro paso bajo 400Hz
fc_low=400; %frec de corte=400Hz
wl=fc_low/(fs/2); %frec de corte normalizada
[C,D]=butter(1,wl,'low'); %diseño de los coeficientes del filtro paso-bajo de orden 1
signal=filtfilt(C,D,signal); %aplicación del filtro a la señal anterior

%diezmado de la señal para reducir la frecuencia de
% muestreo a la quinta parte (1kHz)
fs=1000; % frecuencia de muestreo deseada (1000Hz)
signal=(mean(reshape(signal,5,length(signal)/5))); % diezmado cogiendo una muestra de cada
5 con reshape

%rectificado de la señal: cuadrado de cada una de las componentes
%de la señal para eliminar las componentes negativas y maximizar los picos
signal=signal.^2;
signal_preproc=signal';

end
```

[Published with MATLAB® R2018b](#)

PROMEDIADO DE LA SEÑAL

```
function [RMS_t,RMS_g,MAV_t,MAV_g]=promediado(EMG)

%se define w como la ventana del enventanado móvil (en ms)
w=500;
MAV=[];
RMS=[];

%se define el MAV(mean average voltage) como la media de la señal
%comprendida dentro de la ventana móvil
for i=1+w/2:length(EMG)-w/2
    MAV(i)=sum(EMG(i-w/2:i+w/2))/w;
end
%se define el MAV en los extremos
for i=1:w/2
    MAV(i)=0;
end
for i=length(EMG)-w/2+1:length(EMG)
    MAV(i)=0;
end

%se calcula el RMS igual que el MAV pero como la raíz cuadrada del
%sumatorio de los cuadrados
for i=1+w/2:length(EMG)-w/2
    RMS(i)=sqrt(sum((EMG(i-w/2:i+w/2)).^2)/w);
end
for i=1:w/2
    RMS(i)=0;
end
for i=length(EMG)-w/2+1:length(EMG)
    RMS(i)=0;
end

MAV=MAV';
RMS=RMS';

N=length(RMS);%longitud de la señal RMS
fs=1000;%frecuencia de muestreo
dt=2;%intervalo de tiempo (2s)
s=(N/fs)/dt;%intervalo de muestras

%se define el RMS temporal (cada 2s)
RMS_t=[];
RMS_t(1)=mean(RMS(1:dt*fs));%RMS en el extremo
for i=2:s
    min=dt*fs*(i-1);
    max=dt*fs*i;
    RMS_t(i)=mean(RMS(min:max));
    i=i+1;
end
%el RMS global se calcula como la media de la señal de RMS
RMS_g=mean(RMS);
```

```
%se procede igual que con el RMS para calcular el MAV (temporal y global)
N=length(MAV);
fs=1000;
dt=2;
s=(N/fs)/dt;
MAV_t=[];
MAV_t(1)=mean(MAV(1:dt*fs));
for i=2:s
    min=dt*fs*(i-1);
    max=dt*fs*i;
    MAV_t(i)=mean(MAV(min:max));
    i=i+1;
end
MAV_g=mean(MAV);
```

[Published with MATLAB® R2018b](#)

CÁLCULO DE LA FRECUENCIA MEDIA Y MEDIANA

```
function [media,mediana,mediat,medianat]=media2(signal);

fs=1000;%frecuencia de muestreo
N=length(signal);%longitud de la señal
dt=2;%intervalo de tiempo (2s)
s=(N/fs)/dt;%intervalo de muestras

%cálculo de los valores globales de frecuencia media y mediana para la
%señal de entrada con una fs=1000Hz
media=meanfreq(signal,fs);%cálculo de la frecuencia media
mediana=medfreq(signal,fs);%cálculo de la frecuencia mediana

%cálculo de fmean y fmed temporales (cada 2s)
%se divide la señal en segmentos de 2s y se calcula la frecuencia media y
%mediana de cada segmento
mediat=[];
mediat(1)=meanfreq(signal(1:dt*fs),fs);
for i=2:s
    min=dt*fs*(i-1);
    max=dt*fs*i;
    mediat(i)=meanfreq(signal(min:max),fs);
    i=i+1;
end

medianat=[];
medianat(1)=medfreq(signal(1:dt*fs),fs);
for i=2:s
    min=dt*fs*(i-1);
    max=dt*fs*i;
    medianat(i)=medfreq(signal(min:max),fs);
    i=i+1;
end
```

CÁLCULO DEL ÍNDICE DE DIMITROV

```
function [dimg,dimt]=prueba_dim(signal)
n=length(signal); %número de muestras
fs=1000; %frecuencia de muestreo
T=n/fs;%longitud de la señal en tiempo (s)
dt=2; %incremento de t por muestra
[y,f]=pwelch(signal,fs); %DFT

%cálculo del índice de dimitrov global
i=0;
for i=1:length(f)
    num(i)=(1/i)*y(i);
    den(i)=(i^5)*y(i);
    i=i+1;
end
dimg=sum(num)/sum(den);

%cálculo del índice de Dimitrov temporal en intervalos de 2s
dimt=[];
w=n/30;
[y,f]=pwelch(signal(1:w),fs);
for j=1:length(f)
    num(j)=(1/j)*y(j);
    den(j)=(j^5)*y(j);
    j=j+1;
end
dimt(1)=sum(num)/sum(den);

for i=2:30
    [y,f]=pwelch(signal(w*(i-1):w*i),fs);
    for j=1:length(f)
        num(j)=(1/j)*y(j);
        den(j)=(j^5)*y(j);
        j=j+1;
    end
    dimt(i)=sum(num)/sum(den);
    i=i+1;
end
```

Published with MATLAB® R2018b

CÁLCULO DE LA ENTROPÍA MUESTRAL

```
function [e,A,B]=sampenc(y,M,r);

%ENTRADA
%
%y: señal de entrada
%M: longitud máxima de la ventana
%r: coeficiente de tolerancia de las coincidencias
%
%SALIDA
%
%e: entropía muestral estimada para m=0,1,...,M-1
%A: número de coincidencias para m=1,...,M
%B: número de coincidencias para m=0,...,M-1

n=length(y);
lastrun=zeros(1,n);
run=zeros(1,n);
A=zeros(M,1);
B=zeros(M,1);
p=zeros(M,1);
e=zeros(M,1);
for i=1:(n-1)
    nj=n-i;
    y1=y(i);
    for jj=1:nj
        j=jj+i;
        if abs(y(j)-y1)<r
            run(jj)=lastrun(jj)+1;
            M1=min(M,run(jj));
            for m=1:M1
                A(m)=A(m)+1;
                if j<n
                    B(m)=B(m)+1;
                end
            end
        end
        run(jj)=0;
    end
    for j=1:nj
        lastrun(j)=run(j);
    end
end
N=n*(n-1)/2;
B=[N;B(1:(M-1))];
p=A./B;
e=-log(p);
```

Published with MATLAB® R2018b

PROGRAMA FINAL

```
function
[RMSt,RMSg,MAVt,MAVg,mediat,media,medianat,mediana,dim,dimt,entropia]=pruebafinal(signal,M,
r);

%se aplica el preprocesado a cada señal
signal_prep=preprocesado(signal);

%se aplica el promediado a la señal (temporal y global)
[RMSt,RMSg,MAVt,MAVg]=promediado(signal_prep);

%se calcula la frecuencia media y mediana de la señal (temporal y global)
[media,mediana,mediat,medianat]=media2(signal_prep);

%se calcula el índice de Dimitrov de la señal (temporal y global)
[dim,dimt]=prueba_dim(signal_prep);

%se calcula la entropía de la señal
[entropia,A,B]=sampenc(signal_prep,M,r);

%se exportan los parámetros calculados en un libro excel
xlswrite('Parámetros.xlsx',RMSt,1,'A1');
xlswrite('Parámetros.xlsx',RMSg,1,'B1');
xlswrite('Parámetros.xlsx',MAVt,1,'C1');
xlswrite('Parámetros.xlsx',MAVg,1,'D1');
xlswrite('Parámetros.xlsx',mediat,1,'E1');
xlswrite('Parámetros.xlsx',media,1,'F1');
xlswrite('Parámetros.xlsx',medianat,1,'G1');
xlswrite('Parámetros.xlsx',mediana,1,'H1');
xlswrite('Parámetros.xlsx',dim,1,'I1');
xlswrite('Parámetros.xlsx',dimt,1,'J1');
xlswrite('Parámetros.xlsx',entropia,1,'K1');
```

[Published with MATLAB® R2018b](#)