



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE MASTER EN INGENIERÍA BIOMEDICA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS
CARACTERÍSTICAS DE SEÑALES
ELECTROMIOGRÁFICAS CAPTADAS EN
SUPERFICIE (EMGs), CON ELECTRODOS
MONOPOLARES CONVENCIONALES Y
CON ELECTRODOS ANULARES
CONCÉNTRICOS, DURANTE EL MANEJO DE
UNA HERRAMIENTA DE CIRUGÍA
LAPAROSCÓPICA**

AUTORA: ANA JÁCOME VALDÉS

TUTOR: JOSE LUÍS MARTÍNEZ DE JUAN

COTUTORA: GEMA PRATS BOLUDA

Curso Académico: 2017-18

AGRADECIMIENTOS

Quiero dedicar mis más sinceros agradecimientos a mi tutor y co-tutora por brindarme su ayuda y guiarme en la labor de este TFM. También deseo agradecerle por la oportunidad que me dieron de hacer este TFM, en el que he aprendido y mejorado muchas cualidades.

También y más importante, quiero agradecer a mi familia y amigos, que son las personas más importantes en mi vida, por apoyarme y compartir conmigo sabios consejos que me han ayudado a la realización de este TFM.

RESUMEN

Hoy en día, han aumentado las cirugías mínimamente invasivas mediante herramientas laparoscópicas gracias a su reducción en el tiempo de recuperación postoperatoria. Pero el uso de estas herramientas puede llegar a acarrear problemas en los facultativos, como consecuencias de la fatiga muscular que sufren los músculos durante la intervención, siendo uno de los factores que lo provocan la ergonomía de la herramienta convencional.

Estudios anteriores han utilizado la técnica de Electromiografía de Superficie (EMGs) con electrodos monopolares para el análisis de la fatiga y con ello poder desarrollar nuevas herramientas que mejoren la ergonomía y así contribuir a solventar el problema, pero con estos electrodos se obtienen señales con ruido e interferencia ECG que hacen que sea más difícil el análisis de la señal.

El objetivo de este Trabajo Fin de Máster es realizar un estudio comparativo entre los electrodos monopolares convencionales y los electrodos anulares concéntricos (estiman el laplaciano del potencial de superficie) para ver con cuál de ellos se atenúa más el ruido y la interferencia ECG y con cual se desarrollaría mejor el análisis de la fatiga muscular. Para ello se han registrado señales de los músculos bíceps, deltoides y trapecio en 12 sujetos durante un ejercicio estático y se han obtenido una serie de parámetros para el análisis de la señal.

Tal como se esperaba, el resultado obtenido de la relación señal ruido fue menor con el uso de los electrodos anulares concéntricos debido a la amplitud de la señal, siendo esta más pequeña. Respecto al estudio de la interferencia se ha centrado en el trapecio para cuantificar la interferencia ECG, obteniéndose que en algunas posiciones los electrodos anulares concéntricos funcionaban mejor atenuando más las interferencias, pero no existieron diferencias estadísticamente significativas en los resultados, pudiendo ser debido al estudio de una cantidad pequeña de sujetos.

Para finalizar, se ha obtenido la entropía muestral, resultando una disminución de ésta con los electrodos anulares concéntricos, centrándonos en las posiciones de entrada y salida, siendo la de salida donde se aprecia mayor fatiga y el valor de entropía es menor.

Palabras Clave: EMGs, electrodos monopolares, electrodos anulares concéntricos, fatiga muscular, interferencia ECG.

RESUM

Hui dia, han augmentat les cirurgies mínimament invasives mitjançant eines laparoscòpiques gràcies a la seua reducció en el temps de recuperació postoperatòria. Però l'ús d'aquestes eines pot arribar a implicar problemes en els facultatius, com a conseqüències de la fatiga muscular que pateixen els músculs durant la intervenció, sent un dels factors que ho provoquen l'ergonomia de l'eina convencional.

Estudis anteriors han utilitzat la tècnica d'Electromiografia de Superfície (EMGs) amb elèctrodes *monopolares per a l'anàlisi de la fatiga i amb això poder desenvolupar noves eines que milloren l'ergonomia i així contribuir a solucionar el problema, però amb aquests elèctrodes s'obtenen senyals amb soroll i interferència ECG que fan que siga més difícil l'anàlisi del senyal.

L'objectiu d'aquest Treball Fi de Màster és realitzar un estudi comparatiu entre els elèctrodes *monopolares convencionals i els elèctrodes concèntrics anulars (estimen el laplacà del potencial de superfície) per a veure amb quin d'ells s'atenua més el soroll i la interferència ECG i amb qual es desenvoluparia millor l'anàlisi de la fatiga muscular. Per a això s'han registrat senyals dels músculs *bíceps, deltoides i trapezi en 12 subjectes durant un exercici estàtic i s'han obtingut una sèrie de paràmetres per a l'anàlisi del senyal.

Tal com s'esperava, el resultat obtingut de la relació senyal soroll va ser menor amb l'ús dels elèctrodes concèntrics anulars a causa de l'amplitud del senyal, sent aquesta més xicoteta. Respecte a l'estudi de la interferència s'ha centrat en el trapezi per a quantificar la interferència ECG, obtenint-se que en algunes posicions els elèctrodes concèntrics anulars funcionaven millor atenuant més les interferències, però no van existir diferències estadísticament significatives en els resultats, podent ser degut a l'estudi d'una quantitat xicoteta de subjectes.

Per a finalitzar, s'ha obtingut l'entropia mostral, resultant una disminució d'aquesta amb els elèctrodes concèntrics anulars, centrant-nos en les posicions d'entrada i eixida, sent la d'eixida on s'aprecia major fatiga i el valor d'entropia és menor.

Paraules clau: EMGs, elèctrodes monopolares, elèctrodes concèntrics anulars, fatiga muscular, interferència ECG.

ABSTRACT

Today, minimally invasive surgeries have been increased by laparoscopic tools thanks to their reduction in postoperative recovery time. But the use of these tools can lead to problems in the doctors, as consequences of muscle fatigue suffered by the muscles during the intervention, being one of the factors that cause the ergonomics of the conventional tool.

Previous studies have used the technique of Surface Electromyography (EMGs) with monopolar electrodes for the analysis of fatigue and thus be able to develop new tools that improve ergonomics and thus contribute to solve the problem, but with these electrodes are obtained signals with noise and ECG interference that make it more difficult to analyse the signal.

The objective of this Master's Thesis is to carry out a comparative study between conventional monopolar electrodes and concentric ring electrodes (they estimate the Laplacian surface potential) to see which of them attenuates the noise and the ECG interference and with which analysis of muscle fatigue would be better developed. To do this, signs of the biceps, deltoid and trapezius muscles were recorded in 12 subjects during a static exercise and a series of parameters were obtained for the analysis of the signal.

As expected, the result obtained from the signal-to-noise ratio was lower with the use of concentric ring electrodes due to the amplitude of the signal, which is smaller. Regarding the study of interference, it has focused on the trapezius to quantify the ECG interference, obtaining that in some positions the concentric ring electrodes worked better attenuating more the interferences, but there were no statistically significant differences in the results, which could be due to the study of a small number of subjects.

To conclude, the sample entropy was obtained, resulting in a decrease of this with the concentric annular electrodes, focusing on the entry and exit positions, being the exit where greater fatigue is observed and the entropy value is lower.

Keywords: EMGs, monopolar electrodes, concentric ring electrodes, muscle fatigue, ECG interference.

ÍNDICE

DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFM

- Memoria
- Presupuesto

ÍNDICE DE LA MEMORIA

AGRADECIMIENTOS.....	I
RESUMEN	II
RESUM.....	III
ABSTRACT.....	IV
CAPÍTULO 1. MOTIVACIÓN.....	- 1 -
CAPÍTULO 2. OBJETIVOS.....	- 2 -
CAPÍTULO 3. ANTECEDENTES	- 3 -
3.1. Anatomía y ergonomía del miembro superior.....	- 3 -
3.1.1. Bíceps	- 3 -
3.1.2. Deltoides central	- 3 -
3.1.3. Trapecio superior	- 3 -
3.2. Cirugía Laparoscópica.....	- 4 -
3.3. Fatiga Muscular	- 5 -
3.4. Electromiografía (EMG).....	- 5 -
3.4.1. Técnicas de registro de EMG.....	- 6 -
3.5. Interferencias y ruido	- 7 -
3.6. El laplaciano del potencial para registro de señales EMG	- 8 -
3.6.1. Conceptos básicos de los fenómenos bioeléctricos.....	- 8 -

3.6.2.	Técnicas indirectas	- 9 -
3.6.3.	Técnicas directas	- 11 -
CAPÍTULO 4. MATERIALES Y MÉTODOS.....		- 13 -
4.1.	MATERIALES	- 13 -
4.1.1.	Electrodos monopolares	- 13 -
4.1.2.	Electrodos concéntrico-anulares (EC)	- 13 -
4.1.3.	Acelerómetro	- 14 -
4.1.4.	Sistema de adquisición.....	- 15 -
4.1.5.	Software	- 17 -
4.2.	MÉTODOS.....	- 19 -
4.2.1.	Protocolo de registro.....	- 19 -
4.2.2.	Preprocesado de la señal	- 25 -
4.2.3.	Análisis de la señal.....	- 26 -
4.2.4.	Parametrización	- 26 -
CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN		- 29 -
5.1.	Señales registradas.....	- 29 -
5.2.	Relación Señal-Ruido (SNR).....	- 37 -
5.3.	Cuantificación de la interferencia ECG.....	- 39 -
5.4.	Caracterización de la señal EMG	- 40 -
5.4.1.	Entropía Muestral.....	- 40 -
CAPÍTULO 6. CONCLUSIÓN		- 45 -
CAPÍTULO 7. TRABAJOS FUTUROS.....		- 46 -
CAPÍTULO 8. REFERENCIAS.....		- 47 -

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

OBJETIVOS DEL PRESUPUESTO.....		- 1 -
PRESUPUESTO		- 1 -
1.	Mano de obra.....	- 1 -
2.	Recursos materiales	- 2 -
3.	Presupuesto total del TFM	- 3 -

ÍNDICE DE FIGURA

Figura 1: Anatomía de las extremidades superiores	- 4-
Figura 2: Cirugía Laparoscópica	- 4 -
Figura 3: EMG Superficial (sEMG)	- 6 -
Figura 4: EMG intramuscular (iEMG)	- 7 -
Figura 5: Técnica de los 5 puntos de Hjorth.	- 10 -
Figura 6: Representación de la estimación circular del laplaciano	- 10 -
Figura 7: Configuración del electrodo bipolar concéntrico	- 11 -
Figura 8: Electrodo monopolar y cables para la conexión de los electrodos al sistema de adquisición.....	- 13 -
Figura 9: Electrodo anular concéntrico	- 14 -
Figura 10: Acelerómetro.....	- 14 -
Figura 11: Amplificador P511 de Grass.....	- 15 -
Figura 12: Entrada con tres terminales del amplificador.....	- 15 -
Figura 13: Tarjeta digita NI USB-6229 BNC.....	- 16 -
Figura 14: (a) Interfaz para almacenamiento de los datos del sujeto. (b) Interfaz para la monitorización y almacenamiento de las señales del sujeto.	- 18 -
Figura 15: Interfaz principal de Matlab.....	- 18 -
Figura 16: Jaula de Faraday	- 20 -
Figura 17: Materiales para la preparación de la piel	- 20 -
Figura 18: (a) Bíceps. (b) Deltoides Central. (c) Trapecio Descendiente. (d) Zona del primer espacio intercostal con la línea clavicular media derecha e izquierda y zona de la fosa iliaca derecha (la referencia)	- 21 -
Figura 19: (a) Localización de los electrodos en el bíceps. (b) Localización de los electrodos en el deltoides central. (c) Colocación de los electrodos en el trapecio descendiente. (d) Localización de los electrodos para el registro de la señal ECG. (e) Localización del electrodo de referencia....	- 22 -
Figura 20: Localización del acelerómetro triaxial	- 23 -
Figura 21: Plantilla de 360º para las posiciones	- 23 -
Figura 22: Maqueta de abdomen humano.....	- 24 -
Figura 23: Trocar ENDOPATH XCEL®	- 25 -
Figura 24: Señal Preprocesada del Bíceps con los electrodos Monopolares.....	- 29 -

Figura 25: Señal Preprocesada del Bíceps con los electrodos Concéntricos.....	- 30 -
Figura 26: Señal Preprocesada del Deltoides con los electrodos Monopolares.....	- 30 -
Figura 27: Señal Preprocesada del Deltoides con los electrodos Concéntricos	- 31 -
Figura 28: Señal Preprocesada del Trapecio con los electrodos Monopolares	- 31 -
Figura 29: Señal Preprocesada del Trapecio con los electrodos Concéntricos	- 32 -
Figura 30: Señal ECG.....	- 32 -
Figura 31: Señal del Acelerómetro en el Eje X.....	- 33 -
Figura 32: Señal del Acelerómetro en el Eje Y.....	- 33 -
Figura 33: Señal del Acelerómetro en el Eje Z.....	- 34 -
Figura 34: Periodograma del Bíceps con los electrodos Monopolares	- 34 -
Figura 35: : Periodograma del Bíceps con los electrodos Concéntricos.....	- 35 -
Figura 36: : Periodograma del Deltoides con los electrodos Monopolares	- 35 -
Figura 37: : Periodograma del Deltoides con los electrodos Concéntricos	- 36 -
Figura 38: : Periodograma del Trapecio con los electrodos Monopolares.....	- 36 -
Figura 39: : Periodograma del Trapecio con los electrodos Concéntricos	- 37 -
Figura 40: Gráfica donde se muestra los valores de la entropía para el sujeto 5 en cada una de las posiciones en el músculo Bíceps con ambos tipos de electrodos.....	- 41 -
Figura 41: Gráfica donde se muestra los valores de la entropía para el sujeto 5 en cada una de las posiciones en el músculo Deltoides con ambos tipos de electrodos.....	- 42 -
Figura 42: Gráfica donde se muestra los valores de la entropía para el sujeto 5 en cada una de las posiciones en el músculo Trapecio con ambos tipos de electrodos.	- 42 -

ÍNDICE DE TABLAS

Memoria

Tabla 1: Ganancias y Frecuencias de cortes configuradas en el amplificador	- 17 -
Tabla 2: Principales características de los voluntarios.	- 19 -
Tabla 3: Valores de SNR para la cuantificación del ruido en la señal EMG.....	- 37 -
Tabla 4: Valores de SNR para la cuantificación de la interferencia ECG	- 39 -
Tabla 5: Valores relativos de la entropía muestral para cada uno de los sujetos en cada posición y con cada músculo con ambos tipos de electrodos.....	- 43 -

Presupuesto

Tabla 6: Presupuesto de la mano de obra.....	- 1 -
Tabla 7: Presupuesto de los recursos materiales.....	- 2 -
Tabla 8: Presupuesto Total.....	- 3 -

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.

MEMORIA

CAPÍTULO 1. MOTIVACIÓN

Los avances tecnológicos alcanzados en este último siglo también han afectado en gran medida al sector sanitario, produciendo una mejora en las intervenciones quirúrgicas, desarrollándose herramientas que permiten a los cirujanos operar mediante un sistema de cámaras y así conseguir una cirugía muchos menos invasiva para el paciente mejorando su recuperación postoperatoria. Las herramientas empleadas en este tipo de intervenciones reciben el nombre de herramientas laparoscópicas y se introducen en el paciente por medio de pequeñas incisiones.

Estas intervenciones obligan a los cirujanos a mantener posturas forzadas y prolongadas durante horas provocándoles fatiga muscular en las extremidades superiores, concretamente en el bíceps, deltoides y trapecio. Esto conlleva a molestias musculares permanentes y dolencias para el facultativo durante la intervención. Este problema que acarrea este tipo de intervenciones está relacionado con la ergonomía de la herramienta y con las posturas que se deben adoptar.

Para paliar en lo posible estas circunstancias, el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (Ci²B) junto con el Instituto de Diseño de la Universidad Politécnica de Valencia (UPV) han llevado a cabo investigaciones en las que se analizaba de manera detallada la fatiga muscular en los músculos afectados durante el manejo de estas herramientas para mejorar su ergonomía y con ello desarrollar una nueva herramienta que permitiera al cirujano llevar a cabo estas intervenciones sin provocarles ningún daño. Para llevar a cabo este análisis se optó por la técnica de electromiografía de superficie (EMGs) permitiéndoles evaluar la función muscular registrando su actividad mediante electrodos de superficie, concretamente los electrodos monopolares.

A la hora del análisis se toparon con el problema de las interferencias en la señal, conteniendo el trapecio una gran cantidad de interferencia ECG (actividad cardiaca) impidiendo su estudio y provocando resultados erróneos.

Para mejorar el problema con el que se encontraron en estas investigaciones, se va a continuar con esta línea de investigación procediendo a realizar este estudio cuyo objetivo principal es realizar un estudio comparativo entre los electrodos monopolares y los electrodos laplacianos, concretamente los electrodos anulares concéntricos para analizar si con el uso de los laplacianos la interferencia de la señal, destacando la interferencia ECG, se atenúa más permitiendo un mejor análisis de éstas y poder parametrizarla para obtener posibles indicadores de fatiga.

CAPÍTULO 2. OBJETIVOS

Teniendo en cuenta los problemas actuales y el enfoque al que se quiere destinar este Trabajo Fin de Máster, se han establecido unos objetivos que se han dividido en los siguientes puntos:

- ✓ Generar una base de datos propia de registros de señales electromiográficas captadas simultáneamente con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.
- ✓ Analizar la capacidad de los electrodos anulares concéntricos para la atenuación de las interferencias presentes en los registros EMG.
- ✓ Establecer comparación de las características e indicadores de la señal EMG adquirida con electrodos monopolares convencionales y electrodos anulares concéntricos.
- ✓ Parametrizar las señales de EMG adquiridas. Se emplearán parámetros temporales y de no linealidad. También se obtendrán indicadores de fatiga muscular para estudiar el desempeño de la herramienta laparoscópica convencional.

CAPÍTULO 3. ANTECEDENTES

3.1. Anatomía y ergonomía del miembro superior

Teniendo ya los objetivos establecidos y conociendo con exactitud los músculos a estudiar es necesario empezar explicando brevemente la anatomía de estos músculos y sus movimientos para comprender mejor porque se ven tan afectados a la hora del manejo de la herramienta laparoscópica durante una intervención, y porque es necesario su estudio.

3.1.1. Bíceps

El bíceps es un músculo formado por dos cabezas originándose en la escápula y finalizando como un único tendón insertado en la tuberosidad del radio del antebrazo.

Este músculo junto con otro más es el encargado de la movilidad del brazo y de la flexión de codo. Sus principales funciones son la flexión del antebrazo en la articulación del codo y la supinación del antebrazo. Además, también es el encargado de la flexión del brazo en la articulación del húmero. [1]

3.1.2. Deltoides central

Es un músculo que se origina en tres partes diferentes: la clavícula, el acromio y la apófisis espinosa. Este estudio se va a centrar en el deltoides central que es el que se origina en el acromio.

El deltoides es el encargado de todas las funciones relacionadas con el hombro, siendo éstas diferentes según la parte muscular implicada. En este caso, el deltoides central es el encargado de la abducción y la extensión vertical. [1]

3.1.3. Trapezio superior

El trapecio es un músculo localizado en el centro de la columna vertebral, extendiéndose desde el cráneo hasta la última dorsal.

Este músculo también está formado por tres partes bien diferenciadas, el trapecio superior, el medio y el inferior. En este estudio se analiza el trapecio superior cuyo origen se encuentra en las vértebras cervicales insertándose en la clavícula.

La parte superior del trapecio es la encargada de elevar y rotar el omóplato mediante la tracción clavicular y la aducción de omóplato. [1]

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.

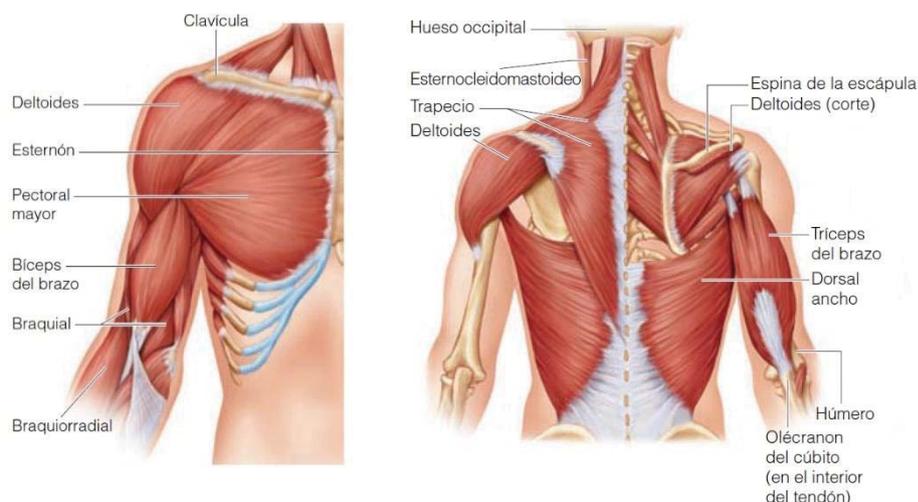


Figura 1: Anatomía de las extremidades superiores. Obtenida en (Anatomía y Fisiología Humana, Elaine N. Marieb. 9ªEd)

3.2. Cirugía Laparoscópica

La cirugía laparoscópica es una técnica quirúrgica mínimamente invasiva, que consiste en realizar varias incisiones de 0.5 a 1 cm. En estas incisiones se inserta un instrumento para permitir la introducción de las herramientas, este instrumento recibe el nombre de trocar.

Este procedimiento permite realizar la misma operación que en una cirugía convencional, pero realizando incisiones pequeñas. Esto proporciona unas series de ventajas respecto al paciente como padecer menos dolor, tener un periodo de recuperación más breve y tener menos cicatrices. [2].



Figura 2: Cirugía Laparoscópica. Obtenido en (<https://medicosenmerida.mx>)

Sin embargo, también tiene desventajas relacionadas directamente con el cirujano. Durante una cirugía laparoscópica el cirujano debe adoptar y mantener durante un tiempo prolongado posturas forzadas, provocando fatiga muscular, siendo ésta un factor de riesgo para posibles patologías en el sistema musculoesquelético de las extremidades superiores. [3]

Otro factor que también provoca la fatiga muscular son las herramientas laparoscópicas convencionales que se usan en estas cirugías. Debido a la ergonomía de las herramientas, el cirujano debe adoptar posturas forzadas aumentando la fuerza muscular requerida, estas posturas deben ser adoptadas durante largos periodos de tiempo, provocándole al cirujano daños musculares permanentes. [4]

3.3. Fatiga Muscular

Como se ha estado hablando con anterioridad, la desventaja de las herramientas laparoscópicas convencionales es la fatiga muscular que producen y que en muchos casos provoca en los cirujanos patologías musculares, como dolores crónicos. Para comprender mejor el tema, vamos a exponer una breve explicación de lo que es y cómo se produce la fatiga muscular.

La fatiga muscular se manifiesta cuando se ejercita el músculo durante un tiempo prolongado, y esto provoca que no se pueda contraer, aunque se siga estimulando. De acuerdo con la bibliografía, se cree que la fatiga muscular aparece cuando existe un déficit de oxígeno producido por mantener una actividad muscular prolongada, debido a que se es incapaz de obtener oxígeno lo suficientemente rápido para poder mantener el suministro de oxígeno necesario para que los músculos sigan trabajando al mismo ritmo. [5]

También se puede definir la fatiga muscular como una disminución en la fuerza máxima de contracción voluntaria. Esta fatiga puede ser debido a un componente central o a un componente periférico, estando la fatiga central relacionada con una disminución en el nivel máximo de activación voluntaria y la fatiga periférica con todos los cambios en la unión neuromuscular. Por lo tanto, para hacer la medición de estos dos componentes se pueden usar varias técnicas de estimulación, como, por ejemplo, la estimulación nerviosa periférica, la estimulación magnética transcraneal y la técnica de interpolación de contracción. A parte de estas técnicas, también se puede medir y detectar mediante un EMG de superficie, que es la técnica utilizada en este estudio. [6]

Para no crear confusión, hay que saber que existen la fatiga muscular y la fatiga mental, pero son dos fenómenos totalmente diferentes. La fatiga mental no provoca una disminución en la máxima contracción voluntaria, pero sí provoca que se aumente la sensación de esfuerzo y que afecte a su rendimiento. Cuando se padece fatiga mental el sistema neuromuscular puede seguir produciendo contracciones en los músculos, pero al poseer un cansancio mental se percibe un esfuerzo mayor por lo que da la sensación de mayor fatiga muscular. [7]

3.4. Electromiografía (EMG)

La electromiografía se puede definir como el registro de la actividad eléctrica generada por los músculos esqueléticos. La contracción de cada fibra produce un potencial de acción, la suma de todos los potenciales generados por todas las fibras que forman la unidad motora constituye el potencial de unidad motora (UMAP).

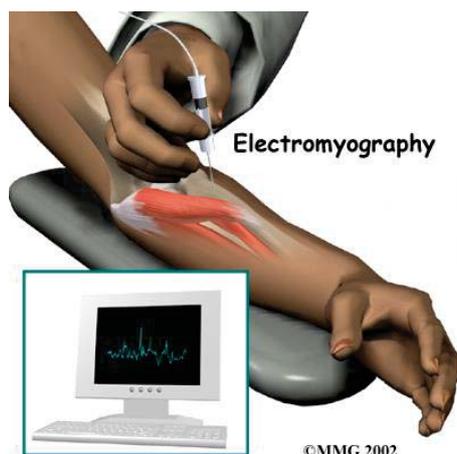


Figura 4: EMG intramuscular (iEMG). Obtenido en
(https://www.researchgate.net/figure/Intramuscular-EMG_305378844)

3.5. Interferencias y ruido

Cuando se adquiere la señal, la principal tarea es extraer la información de interés, pero siempre hay que tener cuidado porque la señal que se adquiere esta mezclada con ruido que puede entorpecer esta tarea ya que si se extrae información mezclada con el ruido se pueden plantear resultados erróneos. Por ello es necesario eliminarlo sin perjudicar demasiado la información de interés.

Para saber un poco más sobre el ruido y las interferencias que se introducen en la señal, se va a explicar brevemente los tipos que se pueden encontrar en ellas.

El ruido eléctrico que afectará a las señales EMG se pueden dividir en los siguientes tipos [12]:

- Ruido relacionado a los dispositivos electrónicos: Todo tipo de equipo electrónico produce ruido eléctrico. Este tipo de ruido contiene componentes de frecuencia que se encuentran desde 0 Hz hasta los miles de Hz. Este ruido puede ser eliminado al utilizar instrumental de alta calidad.
- Artefacto de movimiento: Este artefacto de movimiento es creado por el movimiento de los cables que se encargan de conectar los electrodos al amplificador y por el contacto de la superficie de detección del electrodo y la piel. Este tipo de ruido tiene un rango de frecuencia de 1-10Hz y un voltaje de amplitud parecido a la amplitud de la señal EMG. También existe otro tipo de artefacto de movimiento que está relacionado con la diferencia de potencial entre las capas de la piel, pero este ruido puede ser eliminado reduciendo la impedancia de la piel mediante una limpieza con exfoliante y alcohol antes de colocar los electrodos.
- Ruido electromagnético: como ya se sabe, el cuerpo humano tiene un comportamiento similar al de una antena, la superficie corporal absorbe radiación eléctrica y magnética. Estas fuentes electromagnéticas provocan una superposición en la señal o la cancelación de la señal registrada. Este ruido incluso puede llegar a tener una amplitud tres veces

- mayor que la señal EMG. Evitar la exposición a este ruido es imposible, siendo el ruido de red el más importante encontrándose sobre los 50 Hz. Para eliminar este ruido es necesario un procesamiento posterior, como por ejemplo aplicando un filtro paso alto.
- Señal cruzada (Cross-Talk Signal): Algunas partes de la señal del EMG pueden ser de otros músculos adyacentes al músculo a estudiar. Estas señales se superponen a la señal EMG del músculo de interés y puede causar una interpretación incorrecta de la información. Este tipo de ruido se puede reducir eligiendo con especial interés el tamaño de los electrodos y la distancia entre ellos.
 - Ruido causado por la colocación de los electrodos o por la amplitud de la señal: La separación de los electrodos o una amplitud excesiva de la señal EMG puede causar saturación. Si pasa en algún momento, se debe asegurar el contacto de la piel con los electrodos, se debe reducir la ganancia o se debe mover los electrodos para reducir la amplitud de la señal.
 - Señal ECG: La señal EMG se encuentra contaminada por las interferencias ECG. Este ruido se puede reducir colocando, si es posible, los electrodos más lejos de la fuente del ruido. Este ruido se suele encontrar en los músculos adyacentes al corazón como son los que se encuentran situados en el pecho o en la zona superior de la espalda. En este TFM, esta interferencia se va a percibir en grandes cantidades en los registros del trapecio ya que se encuentra cerca de la actividad cardíaca.

3.6. El laplaciano del potencial para registro de señales EMG

3.6.1. Conceptos básicos de los fenómenos bioeléctricos.

Teniendo en cuenta que el cuerpo humano se comporta como un conductor homogéneo, isotrópico e ideal, la densidad de corriente es expresada como se muestra en la ecuación 1:

$$\vec{j} = \sigma \vec{E} + \vec{j}_i \quad (1)$$

Donde σ es la conductividad del medio extracelular; \vec{E} el campo eléctrico de la membrana y unido con σ se obtiene la corriente óhmica que resulta del flujo pasivo de cargas en presencia de un campo eléctrico. Además, se tiene la densidad de corriente \vec{j}_i que corresponde con la corriente eléctrica que es producida por el bombeo de iones a través de la membrana debido a la interacción química entre un nervio y la membrana de células musculares, y fuera de los niveles celulares puede considerarse despreciable.

Debido a que el campo eléctrico es cuasiestático, \vec{E} puede expresarse como un gradiente negativo del potencial. De esta forma, la ecuación expuesta anteriormente puede expresarse como en la ecuación 2:

$$\vec{j} = \vec{j}_i - \sigma \nabla V \quad (2)$$

Bajo condiciones cuasiestáticas, la capacidad del tejido y su inductancia puede ser despreciable. Por lo que se puede expresar como en la ecuación 3:

$$\nabla^2 V = \frac{\nabla \vec{j} \cdot \vec{i}}{\sigma} - \frac{\rho}{\varepsilon} \quad (3)$$

Siendo ∇^2 el operador laplaciano tridimensional, ρ la densidad de corriente y ε la constante dieléctrica. Por tanto, en una región de la superficie del cuerpo humano donde $\vec{j} \cdot \vec{i} = 0$ el potencial eléctrico obedece a la ecuación de Laplace mostrada en la ecuación 4:

$$\nabla^2 V = 0 \quad (4)$$

Considerandose un sistema de ejes ortogonales (u_1, u_2 y u_3) perteneciendo el origen a un punto del cuerpo, y u_3 la normal a la superficie, la ecuación de Laplace se puede expresar como en la ecuación 5 y 6:

$$L_s = \frac{\partial^2 V}{\partial u_1^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial u_2^2} = -\frac{\partial^2 V}{\partial u_3^2} = -\left(\frac{1}{\sigma}\right) \left(\frac{\partial J_{x1}}{\partial u_1} + \frac{\partial J_{y2}}{\partial u_2}\right) = \left(\frac{1}{\sigma}\right) \left(\frac{\partial J_{u3}}{\partial u_3}\right) \quad (5)$$

$$L_s = \frac{-\rho_{eq}}{\varepsilon} \quad (6)$$

A partir de esta ecuación se puede deducir que el laplaciano del potencial de superficie (L_s) es negativamente proporcional a la divergencia bidimensional de las componentes tangenciales de la densidad de corriente en la superficie del brazo y de la espalda. De esta ecuación se observan dos situaciones: que el laplaciano de superficie es proporcional y negativamente a la densidad de carga equivalente ρ_{eq} y que la componente normal de la densidad de corriente se anula en la superficie del cuerpo, pero no su derivada normal. Considerando lo que se ha supuesto al inicio, que la superficie sea plana, homogénea e isotrópica, la distribución del potencial en la superficie estaría dado por ρ_{eq} y como la densidad de carga equivalente es la segunda derivada espacial del potencial, se puede esperar que la densidad de carga equivalente otorgue más información de las fuentes de potencial que solamente el potencial de superficie. Esto implica que el efecto de emborronamiento o blurring effect del volumen conductor que se ha supuesto, sería menor en el registro del laplaciano de la superficie que el obtenido con distribución de potencial convencional. De esta manera se puede decir que el laplaciano del potencial en superficie proporcionaría información de la densidad de corriente ortogonal a la superficie del cuerpo. [13] [14]

3.6.2. Técnicas indirectas

Se puede comprender como técnicas indirectas aquellas que obtienen una estimación del laplaciano de superficie a partir de la discretización del operador laplaciano partiendo de registros de potencial de electrodos equiespaciados en una superficie. Existen varias maneras de colocar los electrodos para la obtención de la estimación del laplaciano, siendo una ellas la técnica de cinco electrodos de Hjorth.

En 1975, Hjorth realizó la primera estimación del laplaciano de una señal cerebral para mejorar la resolución espacial de registro electroencefalográficos (EEG), para esta estimación Hjorth utilizó 5 electrodos equiespaciados dispuestos en forma de cruz como se puede observar en la Figura 5, de ahí que a esta técnica se le denomine técnica de los cinco puntos de Hjorth.

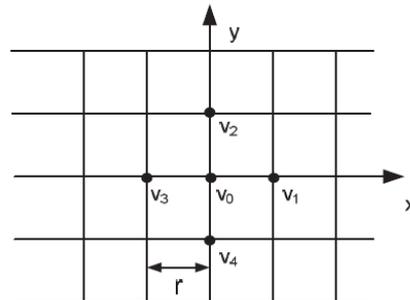


Figura 5: Técnica de los 5 puntos de Hjorth. Obtenido en (Zena, 2017).

Según esta técnica, el laplaciano del potencial en el punto central puede expresarse como en la ecuación 7:

$$\Delta V = \frac{1}{r^2} \left(\sum_{i=1}^4 v_i - 4v_0 \right) + \theta(r)^2 \quad (7)$$

Donde v_i se considera el potencial de los electrodos v_{1-4} y v_0 es el potencial del electrodo central.

Mediante la aplicación de técnicas de correlación temporal, Hjorth demostró que la estimación del EEG en superficie tenía mejor resolución espacial que los registros encefalográficos bipolares o monopolares en superficie. Pero la estimación del laplaciano en superficie no únicamente se ha utilizado para registros de EEG, sino que se ha extendido su uso a diferentes áreas médicas. (He, 1998) adaptaron el método de los 5 puntos de Hjorth para desarrollar el algoritmo de estimación del laplaciano mediante técnicas de discretización, como es el caso de la estimación circular. Esta técnica establece que el laplaciano del potencial en el punto central puede obtenerse a partir de electrodos monopolares colocados siguiendo una circunferencia de radio r , como se puede observar en la Figura 6 se ha representado la estimación circular del laplaciano. Gracias a esta estimación los problemas asociados a la disposición de los electrodos y a la orientación de los dipolos bioeléctricos se ven reducidos.

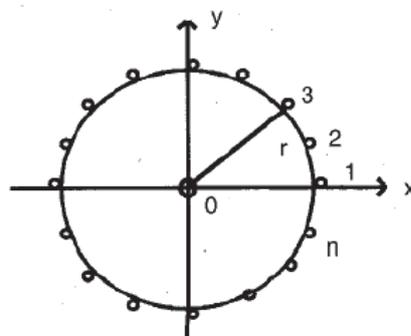


Figura 6: Representación de la estimación circular del laplaciano. Obtenido en (Zena, 2017).

Para esta estimación el laplaciano del punto central se expresa en la ecuación 9:

$$L_0 = \frac{4}{r^2} \left(v_0 - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n v_i \right) \quad (8)$$

Siendo L_0 el laplaciano de punto central, r el radio de la circunferencia, n el número de electrodos y v_i el potencial en el electrodo i . [13] [14]

3.6.3. Técnicas directas

Estas técnicas se fundamentan en el desarrollo de un sistema de captación que, debido a su configuración, proporciona una señal que es directamente proporcional al laplaciano del potencial, para esta captación son utilizados electrodos anulares concéntricos. En 1949, Fattorusso et al., realizó un estudio sobre señales de ECG donde se determinó que la utilización de electrodos concéntricos proporcionaba mayor sensibilidad a los eventos cercanos al electrodo.

El uso de electrodos concéntricos para la obtención del laplaciano se conoce como técnicas directas locales porque la señal de salida que se obtiene gracias a los electrodos concéntricos es directamente el laplaciano del potencial y además este se estima en el punto central del electrodo.

Los electrodos concéntricos tienen una gran ventaja y es la eliminación de los problemas derivados del electrodo de referencia, además de la mejora de la resolución espacial con respecto a los electrodos de disco.

Existen diferentes configuraciones que pueden adoptar los electrodos concéntricos y estas son las siguientes: electrodos bipolares concéntricos, electrodos tripolares concéntricos y electrodos tripolares concéntricos con configuración de bipolar.

En este estudio se van a utilizar los electrodos bipolares concéntricos que se caracterizan por tener un anillo central y un anillo periférico, ambos anillos se encargan de registrar la señal en la superficie corporal. En la Figura 7 se pueden ver la configuración usada en este estudio. [13] [14]



Figura 7: Configuración del electrodo bipolar concéntrico. Obtenido en (Zena, 2017).

Una vez se ha explicado en que consiste el laplaciano del potencial y las dos maneras que hay de estimarlo, es necesario explicar por qué se ha optado por emplear los electrodos anulares para la obtención de una estimación directa del laplaciano de la señal EMG. Las razones son las siguientes: el laplaciano del potencial pondera con mayor peso las fuentes de potencial más próximas al electrodo de registro, atenuando las interferencias originadas por fuentes de potenciales bioeléctricos más lejanos como en este caso puede ser la interferencia ECG. Además, aporta información localizada, pudiendo ser este factor relevante en la obtención de indicadores de fatiga muscular a partir de este tipo de señal.

CAPÍTULO 4. MATERIALES Y MÉTODOS

4.1. MATERIALES

4.1.1. Electrodos monopolares

Durante este estudio se han empleado un tipo de electrodos de superficie, los electrodos monopolares (Kendall™ 200 Foam Electrode. Covidien) que se muestran en la figura 8. A partir de estos electrodos se han obtenido registros bipolares de la señal EMG. Estos electrodos se destacan por su fácil fijación en la superficie de la piel y por ser desechable, es decir, de un único uso. Los electrodos usados para este estudio se fijan mediante un hidrogel adhesivo conductor. [15]

Cada uno de los electrodos monopolares usados fueron conectados mediante unos cables de tipo botón al sistema de adquisición. Para diferenciar que electrodo correspondía a cada músculo se usaron cables de diferentes colores conectándose dos cables por canal (se conectan dos electrodos monopolares por músculos ya que se quiere obtener registros bipolares).



Figura 8: Electrodos monopolares y cables para la conexión de los electrodos al sistema de adquisición.

4.1.2. Electrodos concéntrico-anulares (EC)

Otros de los electrodos que se han utilizado para este estudio son los electrodos anulares concéntricos en configuración bipolar desechables (Code, OtBioelectronica, Italia). Estos electrodos están formados por un disco central interno y por un anillo externo e interno, el disco central mide 1 cm de diámetro, el anillo externo mide 3cm y el interno 2cm. Estos tipos de electrodos estiman el laplaciano del potencial de superficie provocando una mejora en la resolución espacial. [16]

Estos electrodos no necesitan ningún cable adicional para conectarse a los amplificadores, ya que ellos mismos poseen un cable con el que se conecta directamente al amplificador.

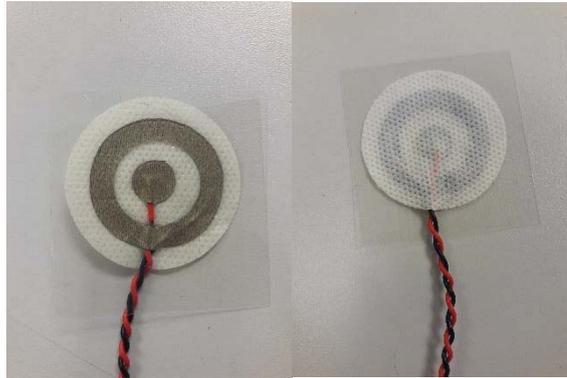


Figura 9: Electrodos anulares concéntricos.

4.1.3. Acelerómetro

Para poder registrar el artefacto debido al movimiento producido por el brazo en el momento del agarre de la herramienta y en el momento de la vuelta al reposo durante el registro, se va a utilizar un acelerómetro triaxial ADXL 335. El acelerómetro se encuentra integrado en una placa donde también se encuentran los filtros aplicados, paso banda con una frecuencia de corte inferior de 0.01 Hz y una frecuencia de corte superior de 100 Hz. La placa esta alimentada por una pila de 3V. Las salidas se encuentran conectadas a unos cables cada uno representando un eje los cuales son conectados a la tarjeta de adquisición NI USB 6229 BNC para llevar a cabo el registro. Como se puede observar en la figura 10, cada cable esta diferenciado por una etiqueta donde en cada una pone a que eje corresponde, con esto cuando se conecte cada cable a un canal del amplificador se podrá conocer que eje corresponde a que canal.

El acelerómetro ADXL335 proporciona una señal de salida en voltajes analógicos que son proporcionales a la aceleración. El acelerómetro puede medir la aceleración estática de la gravedad para la detección de inclinación, como la aceleración dinámica resultante del movimiento, el impacto o la vibración [13]

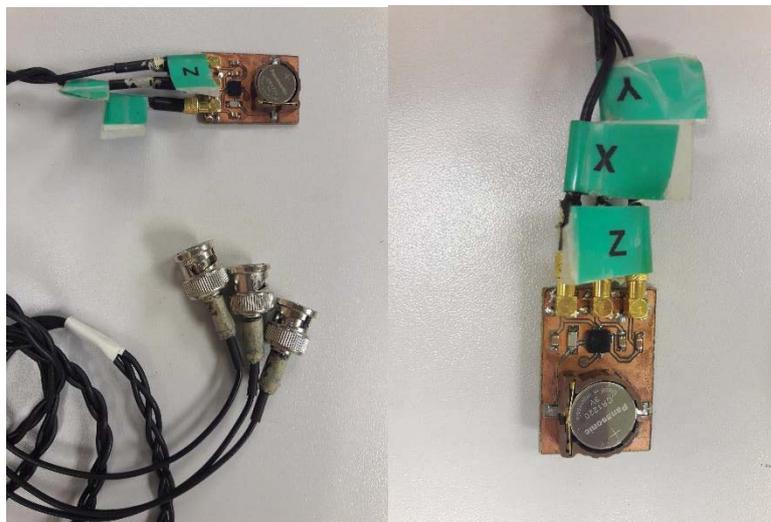


Figura 10: Acelerómetro.

4.1.4. Sistema de adquisición

Se ha utilizado un sistema que nos da la opción de realizar un registro paralelo de todas las señales, como también visualizarlas al instante y almacenarlas. Se hizo el registro de las señales EMG de los músculos de interés tanto con los electrodos monopolares como con los electrodos anulares concéntricos (laplacianos), registro de la señal ECG mediante electrodos monopolares y registro del artefacto de movimiento mediante un acelerómetro triaxial. Estas señales comentadas menos la señal registrada mediante el acelerómetro fueron acondicionada mediante los amplificadores P511 de Grass mostrados en la figura 11.

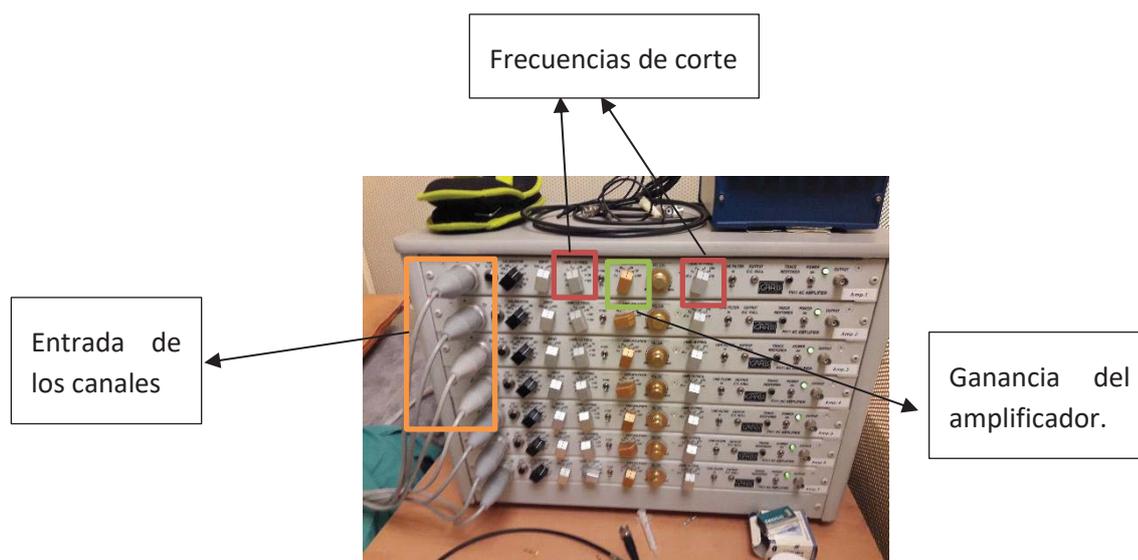


Figura 11: Amplificador P511 de Grass.

Cada uno de los amplificadores poseía una entrada con tres terminales, la entrada G1 que correspondía al terminal positivo, la entrada G2 al terminal negativo y COM al potencial de referencia del sistema, esto se puede ver en la figura 12.



Figura 12: Entrada con tres terminales del amplificador.

Como se muestra en la figura 11 se puede percibir que los amplificadores permiten modificar las ganancias dependiendo de las características de la señal que se quiera registrar. Las

ganancias de estos amplificadores se encuentran entre 50 y 200000. También te permiten calibrar las frecuencias de corte del amplificador. En la rueda correspondiente a la frecuencia de corte inferior te permite seleccionar unas frecuencias de 0.01, 0.1, 0.3, 1, 3, 10, 30, 100, 300 Hz, y en la de frecuencia de corte superior unas frecuencias de 0.03, 0.1, 1, 3, 10 kHz. Los amplificadores a los que nos referimos en este estudio poseen una impedancia de entrada de 20M Ω 35pF. Este valor no tiene importancia a la hora de hablar de los amplificadores de los electrodos anulares concéntricos ya que a los amplificadores ya llega la señal en baja impedancia, en cambio en la amplificación de las señales registradas con los electrodos monopolares si es de interés. [13]

Por otra parte, se ha utilizado una tarjeta de adquisición cuyo modelo es NI USB-6229 BNC de National Instruments mostrada en la figura 13 para llevar a cabo la digitalización de los datos que recibe desde los amplificadores. Esta tarjeta está conectada a la salida de cada amplificador a través de cables tipo BNC-BNC. También se encuentra conectado en ella los tres cables correspondientes a cada uno de los ejes del acelerómetro permitiendo obtener su señal de forma directa. [13]

Las principales características de esta tarjeta son [17]:

- 4 salidas BNC analógicas con resolución de 16 bits y con una frecuencia de muestreo de 833 kS/s, 48 E/S digitales y contadores de 32 bits.
- 16 entradas analógicas BNC diferenciales con resolución de 16 bits y frecuencia de muestreo de 250 kS/s.
- NI Signal Streaming para transferencia de datos a alta velocidad en USB.
- Compatible con LabVIEW, ANSI C/C++, C#, Visual Basic .NET Y Visual Basic 6.0.



Figura 13: Tarjeta digital NI USB-6229 BNC.

Conociendo todos los aspectos de los amplificadores y de la tarjeta digital, se pasa a hablar de cuál fue la calibración y la configuración de estos dispositivos en este estudio, teniendo en cuenta que es diferente para cada tipo de electrodos (electrodo monopolar y electrodo concéntrico anular). Las señales adquiridas con estos dos tipos de electrodos mediante el amplificador fueron amplificadas y filtradas con un filtro paso banda. Los valores de ganancia y frecuencias aplicado en estos dispositivos se pueden observar en la tabla 1.

Tabla 1: Ganancias y Frecuencias de cortes configuradas en el amplificador

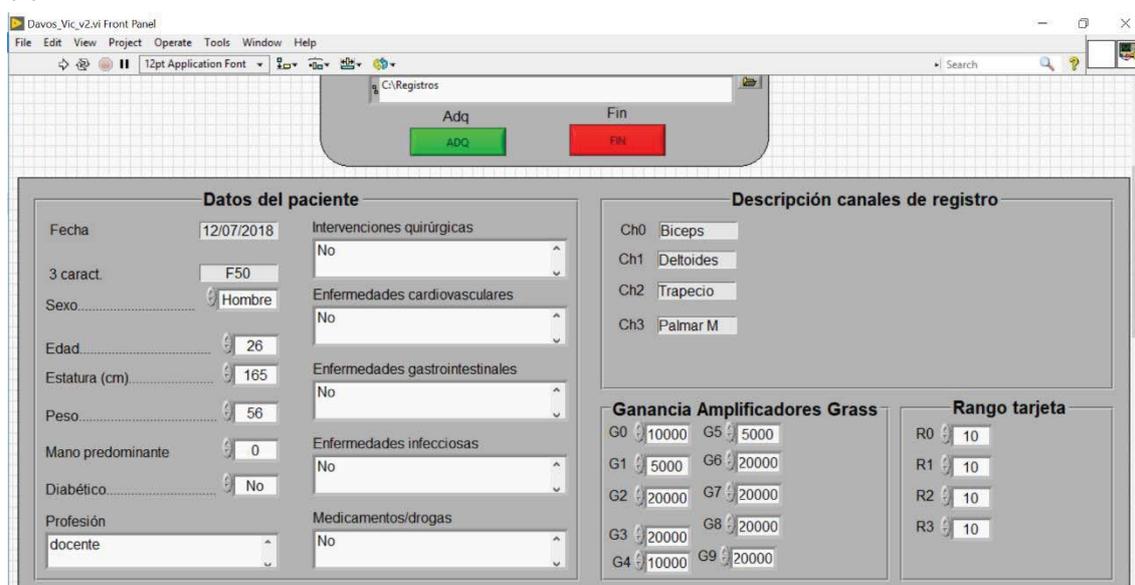
Señal	Ganancia (V/V)	Frecuencia corte inferior (Hz)	Frecuencia corte superior (Hz)	Frecuencia de muestreo (Hz)
ECG	500	0,3	1000	5000
EMG bipolar	500	3	1000	
EMG laplaciano	2000	3	1000	

4.1.5. Software

En este proyecto además de utilizar los diferentes dispositivos expuestos anteriormente para el registro y almacenamiento de las señales, también ha sido necesario el uso de una serie de softwares para llevar a cabo el trabajo.

En primer lugar, se ha empleado LabView 2017 32 bit para el desarrollo del programa de adquisición, en la figura 14a se muestra la interfaz usada para el almacenamiento de los datos recogidos de cada sujeto, en este caso solo se han usado las pestañas correspondientes al código, al sexo y a la edad. En la figura 14b se muestra la interfaz usada para la monitorización y el almacenamiento de las señales de cada uno de los sujetos, en esta interfaz se muestra la señal que se obtiene de cada uno de los canales en tiempo real como también se muestra el código de cada uno de los sujetos, la dirección donde se están guardando estas señales y el tiempo durante la monitorización de la señal que en este estudio esta calibrado para que se actualice cada minuto.

(a)



Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.

(b)

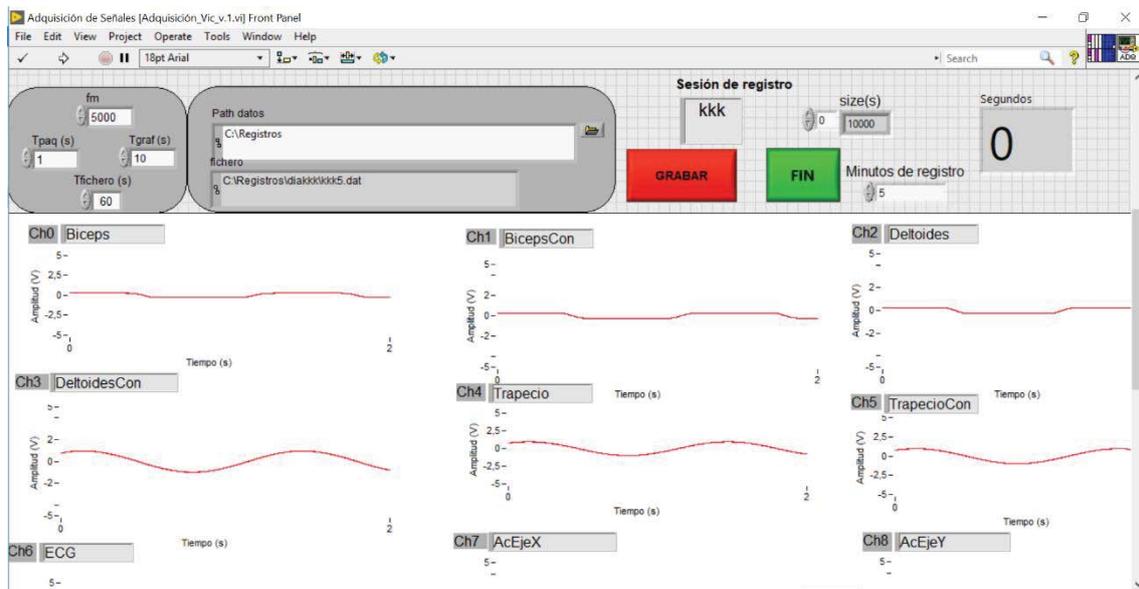


Figura 14: (a) Interfaz para almacenamiento de los datos del sujeto. (b) Interfaz para la monitorización y almacenamiento de las señales del sujeto.

En segundo y último lugar, se ha empleado MATLAB R2017b para uso académico para llevar a cabo el análisis de las señales mediante una serie de funciones y algoritmos. La interfaz principal se muestra en la figura 15.

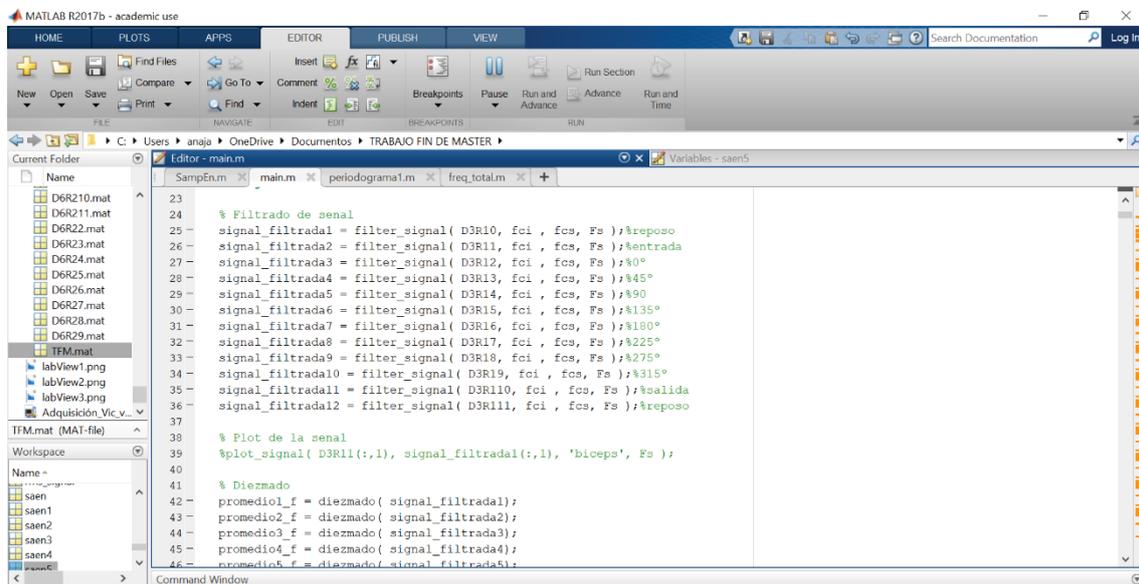


Figura 8: Interfaz principal de Matlab.

4.2. METODOS

4.2.1. Protocolo de registro

En este estudio se han realizado 12 sesiones de registros donde han participado 12 voluntarios sanos sin experiencia previa en cirugía laparoscópica (3 Mujeres y 9 Hombres). A estas personas se les ha estudiado durante una simulación de cirugía laparoscópica para determinar la actividad muscular y la fatiga muscular causada. Estos sujetos tenían edades comprendidas entre 22 y 33 años. Antes del comienzo de las sesiones de registro, los sujetos han sido informados sobre los objetivos del estudio y sobre la actividad que ellos van a tener que realizar durante el registro.

Tabla 2: Principales características de los voluntarios.

Sesión	Sexo	Edad	Código
1	Masculino	25	D3R1
2	Femenino	27	D4R3
3	Masculino	31	D4R4
4	Masculino	25	D4R5
5	Femenino	25	D5R1
6	Masculino	27	D5R2
7	Femenino	22	D5R3
8	Masculino	26	D5R4
9	Masculino	33	D6R1
10	Femenino	24	D6R2
11	Masculino	23	D10R1
12	Masculino	24	D11R1

El único requisito que se les pedía a los sujetos era que su mano dominante fuera la derecha para así facilitar el estudio.

Los registros han sido realizados en el Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (CI2B) de la Universidad Politécnica de Valencia, concretamente en el laboratorio de Bioelectrónica en una Jaula de Faraday que se muestra en la figura 16 para disminuir las interferencias de red.

El interior de la jaula contenía una camilla, que en este caso no ha sido utilizada, una plataforma donde encima se colocó la maqueta de simulación y las herramientas laparoscópicas usadas para el estudio, también se encontraban los principales elementos del sistema de registro como los amplificadores, la tarjeta de adquisición, y los cables usados para los distintos electrodos que han sido explicados en el punto anterior.

El sujeto se encontraba de pie, en posición vertical, delante de la maqueta para mejor comodidad en el manejo de la herramienta.

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.



Figura 9: Jaula de Faraday.

El protocolo se inicia con la preparación de la piel, que consiste en frotar las zonas de interés con una crema exfoliante siendo la encargada de eliminar las primeras capas de la piel para disminuir la impedancia de ésta y así evitar que afecte a las señales a registrar. Para colocar la crema se utilizó unos algodones en forma de disco para extenderla mejor por toda la zona de interés. Posterior a la exfoliación, se ha usado alcohol de 70° para realizar una limpieza en la zona de interés previa a la colocación de los electrodos. Este procedimiento se llevó a cabo para lograr disminuir la impedancia de la piel y que no afecte a las señales a registrar.



Figura 10: Materiales para la preparación de la piel.

Una vez se ha llevado a cabo la preparación de la piel, se continua con la colocación de los distintos electrodos encargados del registro de las señales musculares. Para ello es necesario conocer las zonas de interés en este estudio, y éstas son: el bíceps (figura 18a), el deltoides central (figura 13b), el trapecio descendente (figura 18c), el primer espacio intercostal con la línea clavicular media derecha e izquierda y la fosa iliaca (figura 18d).

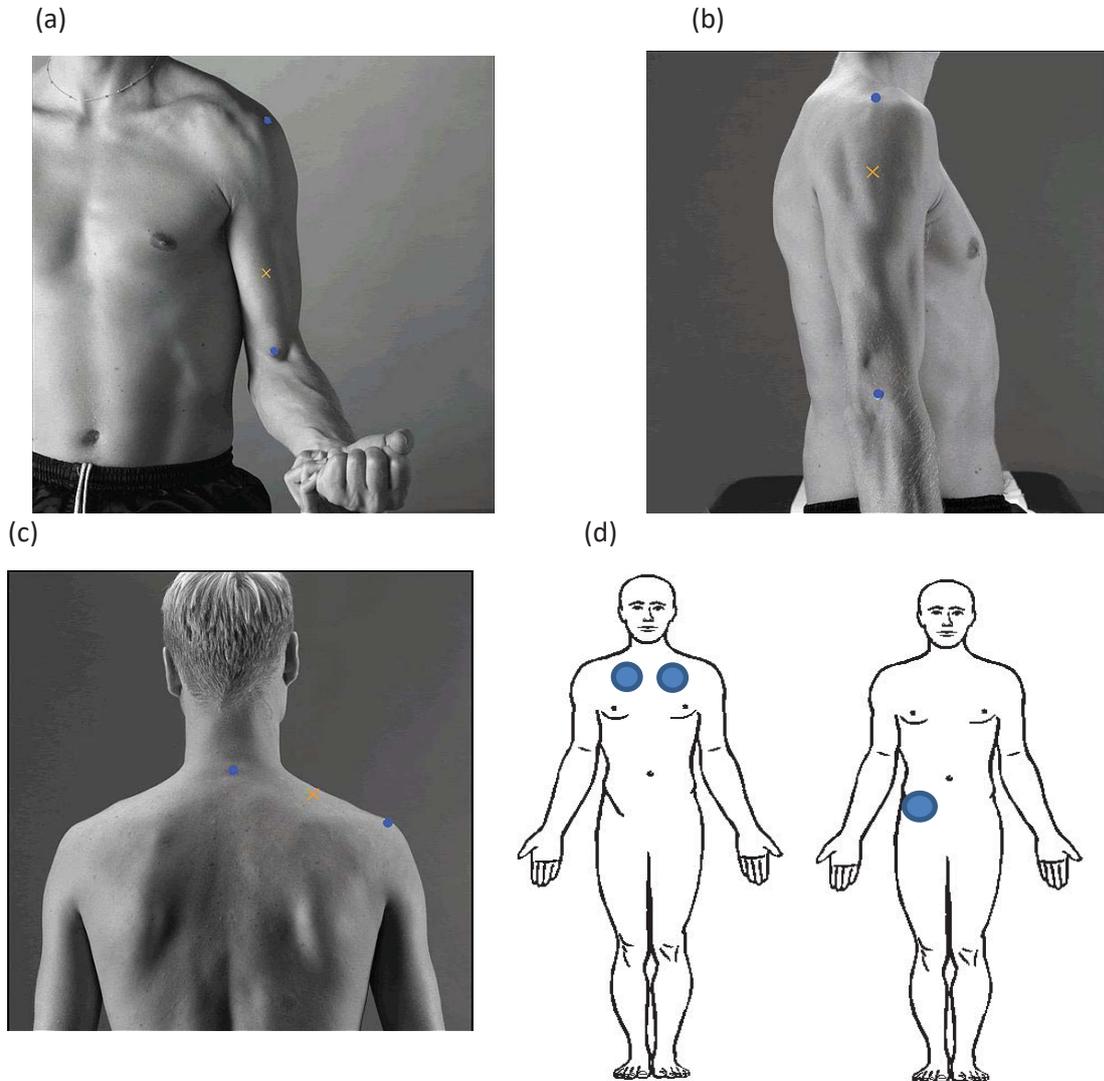


Figura 18: (a) Bíceps. Obtenido en (<http://www.seniam.org/>). (b) Deltoides Central. Obtenido en (<http://www.seniam.org/>). (c) Trapecio Descendiente. Obtenido en(<http://www.seniam.org/>). (d) Zona del primer espacio intercostal con la línea clavicular media derecha e izquierda y zona de la fosa iliaca derecha (la referencia) (Imágen modificada con círculos para indicar la colocación de los electrodos).

Luego ya de conocer las zonas de interés se procede a colocar lo electrodos. Los primeros electrodos que fueron ubicados fueron los electrodos laplaciano que se colocaron en el centro del músculo, empezando por el bíceps. En segundo lugar, siguiendo el mismo orden, se colocaron dos electrodos monopoles entre los electrodos laplaciano para captar la actividad de EMG en la misma zona y que las características de los registros sean comparables. Para el registro de la señal ECG se colocaron dos electrodos monopoles en la zona del primer espacio intercostal con la línea clavicular media derecha e izquierda, y por último se colocó un electrodo

como referencia en la fosa iliaca. Todos los electrodos monopolares que fueron usados en este estudio fueron electrodos monopolares adhesivos desechables. Las localizaciones de los electrodos se muestran en la figura 14.

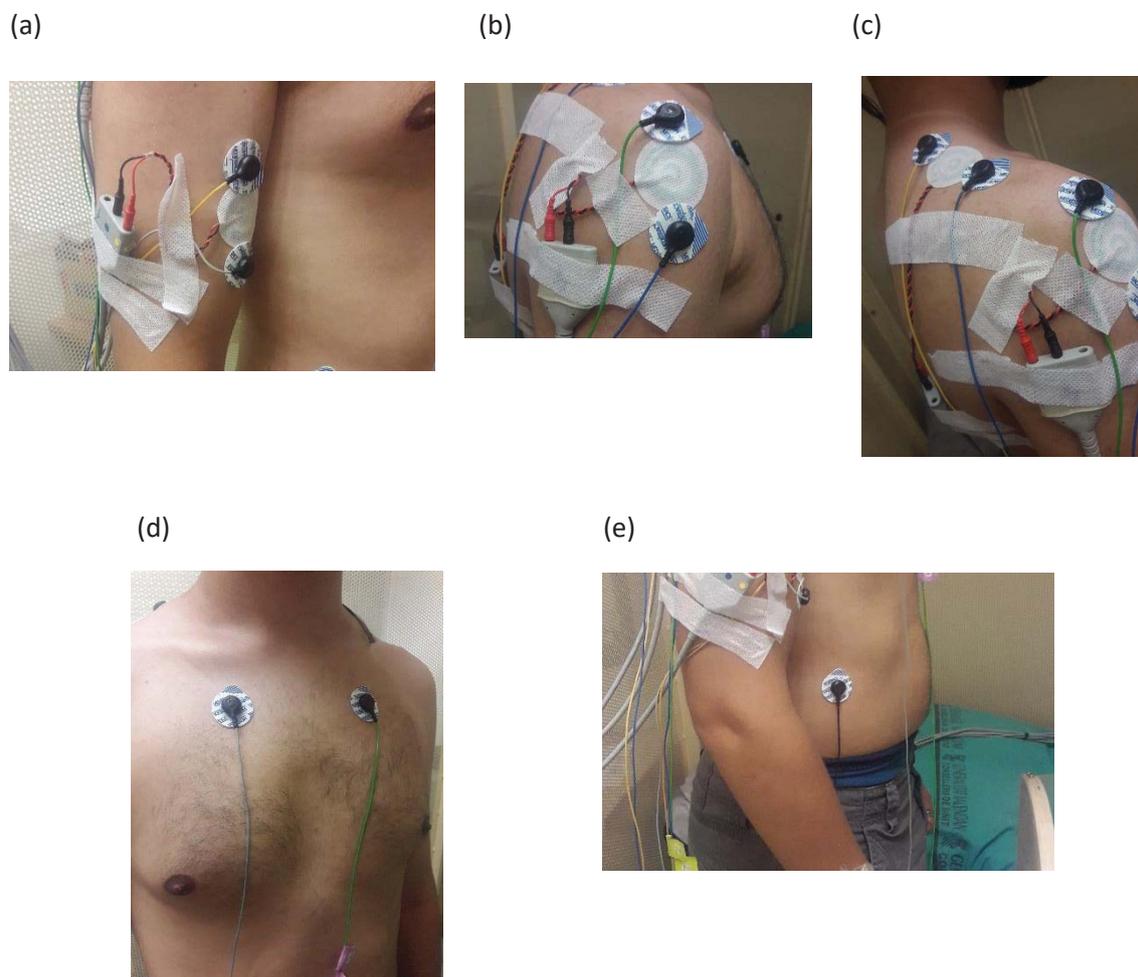


Figura 19: (a) Localización de los electrodos en el bíceps. (b) Localización de los electrodos en el deltoides central. (c) Colocación de los electrodos en el trapecio descendiente. (d) Localización de los electrodos para el registro de la señal ECG. (e) Localización del electrodo de referencia.

Como se puede observar en la figura 19, todos los cables a los que se conectaron los electrodos estaban fijados con una cinta de esparadrapo, esto se ha hecho para evitar cualquier interferencia relacionada con el movimiento de los cables, sobre todo en los electrodos convencionales que sus cables son más cortos y tiene más facilidad de movimiento.

Para detectar artefactos de movimiento producidos por los movimientos realizados por el brazo durante el agarre de la herramienta en diferentes posiciones y durante la colocación en posición de reposos, se ha colocado un acelerómetro triaxial en la muñeca del brazo derecho, es decir, en la muñeca del brazo donde están colocados todos los electrodos. Este acelerómetro ha sido envuelto en una cobertura de plástico para evitar cualquier interferencia que pueda afectar a nuestra señal de movimiento. Se muestra en la figura 20.



Figura 20: Localización del acelerómetro triaxial.

Cuando los electrodos ya han sido conectados a los amplificadores y ya se ha verificado el correcto registro de la señal dejando que se estabilice durante unos minutos, se empieza a grabar el registro siguiendo un protocolo específico explicado a continuación.

Los voluntarios a los que se le registra las señales musculares realizan un protocolo estático basado en hacer un ejercicio de forma continua, siguiendo una plantilla de 360° mostrada en la figura 21. El protocolo estático es el siguiente:

- Minuto 0: Reposo.
- Minuto 1: Entrada.
- Minuto 2: 0°.
- Minuto 3: 45°.
- Minuto 4: 90°.
- Minuto 5: 135°.
- Minuto 6: 180°.
- Minuto 7: 225°.
- Minuto 8: 270°.
- Minuto 9: 315°.
- Minuto 10: Salida.
- Minuto 11: Reposo.

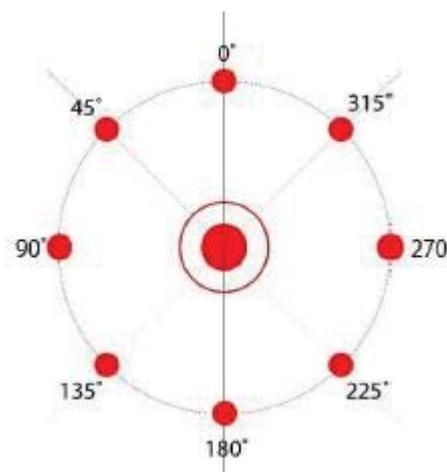


Figura 21: Plantilla de 360° para las posiciones. Obtenido en (Iordanov, 2018)

Como se describe en el protocolo, los sujetos mantuvieron la posición durante 60 segundos en cada ángulo y en las posiciones de entrada y salida que está representado por el punto central de la plantilla. Las posiciones de entrada y salida son las mismas, pero una está ejecutada al

principio del estudio y la otra al final. Entre posición y posición se realiza un descanso de unos 5 segundos manteniendo la posición de reposos. Como se puede apreciar en el protocolo explicado previamente, en el primer minuto y en el último del estudio la persona voluntaria se mantiene en la posición de reposos durante 60 segundos con el objetivo de poder cuantificar la relación señal/ruido.

Para realizar el protocolo estático explicado previamente, ha sido necesario el uso de una maqueta que simulaba el abdomen humano mostrada en la figura 22 para llevar a cabo la simulación de una cirugía laparoscópica. La maqueta consiste en una base de corcho recubierta de plástico negro, donde encima está colocada una caja de madera cuyos lados están abiertos y la parte de arriba está cubierta de un plástico duro transparente donde se encuentran cuatro agujero recubiertos por su alrededor con un material esponjosos de color negro donde se introducirán las herramientas. Dentro de la caja se encuentra una plantilla que indica el movimiento y la posición en la que se tiene que colocar la herramienta y está colocada sobre una plataforma inclinada.

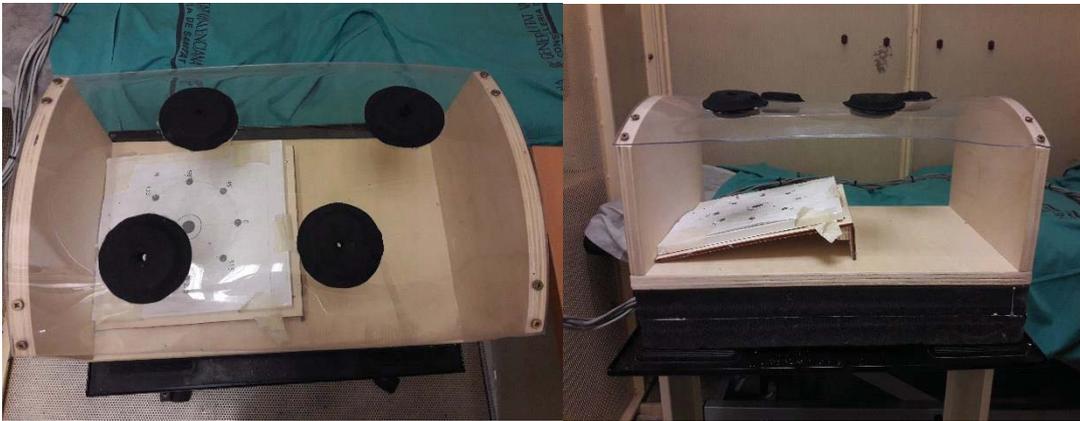


Figura 22: Maqueta de abdomen humano.

La herramienta laparoscópica que se ha utilizado para cumplir con los objetivos del estudio es usada en cirugías mínimamente invasivas que te permiten observar y operar en la cavidad abdominal durante un procedimiento quirúrgico. Estas herramientas en una situación real van acompañadas por una fuente de luz, un sistema de video con monitores y los trócar. En este estudio, al ser algo experimental, solo se ha empleado la herramienta sin ningún sistema de video ni fuente de luz, ya que únicamente será utilizada para simular los movimientos de la plantilla y así poder registrar las señales de interés y cumplir los objetivos. Se introduce en los huecos negros localizados en la maqueta. [2]

Por último, a parte de la herramienta laparoscópica, también se ha utilizado el trócar que es una pieza empleada como soporte y guía durante la introducción de la herramienta en el abdomen. Sus principales ventajas son la reducción de riesgo relacionadas con la introducción de la herramienta en el paciente y la facilidad que aporta al cirujano a la hora de mantener la posición (figura 23).



Figura 23: Trocar ENDOPATH XCEL®. Obtenido en (<https://www.ethicon.com/na/products/access/trocars/endopath-xcel-trocars>).

4.2.2. Preprocesado de la señal

Una parte muy importante del estudio de las señales biomédicas es el preprocesado para así permitirnos manejar mejor las señales y realizarles un análisis óptimo.

En primer lugar, se procede a cargar las señales en MATLAB desde la carpeta donde se han guardado, ubicada en la dirección previamente indicada en LabView. Antes de cargarlas hay que tener en cuenta el formato original con el que se ha guardado ya que es diferente al formato de MATLAB. Cuando se guardan las señales de LabView, éstas se registran con coma, en cambio en MATLAB lo hace con puntos.

Para solventar esta diferencia de formato a la hora de cargar las señales en MATLAB, cargándose éstas como una tabla, se procedió a importarlas como matriz y con ello se logró facilitar el manejo de estos datos en la herramienta de MATLAB.

Una vez cargadas las señales en MATLAB, ya se puede trabajar con ellas siendo el filtrado la primera etapa del preprocesado de la señal de EMG.

En este estudio se utiliza un filtro ButterWorth Paso Banda de orden 5, con frecuencia de corte inferior de 5Hz y de corte superior de 400 Hz. Llevando a cabo el filtrado se obtiene señales más nítidas permitiendo eliminar las frecuencias que no son relevantes, es decir, las que están fuera del rango correspondiente a la actividad significativa de la señal EMG y ECG, encontrándose la actividad significativa de la señal muscular entre 5Hz y 400Hz y la actividad significativa de la señal cardíaca entre 0 y 180 Hz, por lo tanto, las frecuencias que se encuentran por encima y por debajo de ese rango no interesan y se deben eliminar. Para poder aplicar este filtro a la señal hay que tener en cuenta que se está usando una frecuencia de muestreo de 5000 Hz.

Continuando con el preprocesado, la siguiente fase es realizar un diezmado. Esto tiene como objetivo reducir la cantidad de datos sin perder información importante y con ello poder reducir el coste computacional que supone. Para llevar a cabo este diezmado se ha optado por utilizar una forma diferente a la forma convencional, en el que al establecer un factor de diezmado de 5 se ha realizado la media cada 5 valores y el resultado obtenido se ha guardado en un vector denominado *output_signal*. Con esto se ha logrado que la frecuencia de muestreo disminuya desde 5000Hz a 1000Hz y su número de datos de 300000 a 60000 datos. Para realizar el diezmado se ha utilizado la señal filtrada en la fase anterior.

4.2.3. Análisis de la señal

En esta etapa, se procede a la obtención de parámetros característicos del espectro de la señal de EMG y para ello se ha recurrido al cómputo del periodograma que es una estimación de la densidad espectral de potencia de la señal. Esto lo que te permite es obtener la densidad de potencia en función de la frecuencia con el objetivo de poder realizar un análisis espectral de la señal. Por ejemplo, en este caso, nos sirve para estudiar la fatiga muscular. Al periodograma se le pasa como parámetro de entrada la señal con el filtrado y el diezmado ya aplicado.

En este estudio se ha procedido a aplicar el periodograma a ventanas de 2 segundo con un solapamiento del 50%, en total se le ha realizado a un total de 59 ventanas siendo cada una de dos segundos y posteriormente se han concatenado creando un vector donde se ve representado el periodograma total de esa señal. Un punto importante para tener en cuenta es que previamente al aplicar el periodograma, es necesario restarle a la señal su media.

4.2.4. Parametrización

En este estudio se han obtenido una serie de parámetros para poder cuantificar toda la información de interés para este estudio que contienen las señales registradas.

Relación señal-ruido (SNR)

Este parámetro nos es útil para cuantificar la cantidad de señal muscular que se tiene con relación al ruido. El ruido en este estudio está representado por la señal en reposo, ya que, al estar el sujeto sin hacer ninguna actividad con el brazo, todo lo registrado en la señal de reposos es ruido e interferencias. La señal de reposos que se ha utilizado en este estudio para la obtención del parámetro SNR es la señal de reposos correspondiente al minuto 0. Las señales analizadas están en dominio de tiempo y son señales a las que se le ha eliminado los 5 segundos del principio y los 5 segundos del final que son los correspondiente al reposo realizado entre posiciones. Los pasos seguidos para obtener el SNR son los siguientes:

1. Obtener el valor eficaz tanto de la señal como de la señal de ruido, que en este caso es la señal de reposos registrada en el minuto 0. Se utiliza la función *rms*.
2. Eliminar el ruido de la señal, para ello se utiliza la ecuación 9:

$$RMS\ señal = \sqrt{RMS\ señal^2 - RMS\ ruido^2} \quad (9)$$

3. Calcular en decibelios la relación señal-ruido, para ello se utiliza la ecuación 10:

$$SNR(dB) = 20\log_{10} \frac{RMS\ señal}{RMS\ ruido} \quad (10)$$

Cuantificación de la interferencia de ECG

Cuando se ha registrado las señales EMG, se ha observado que existe presencia de ruido perteneciente a la señal ECG, sobre todo en el trapecio debido a su localización anatómica.

El objetivo de cuantificar la interferencia ECG que existe en la señal muscular registrada en el estudio, es ver cuál de los dos tipos de electrodos registra una señal con la interferencia ECG más atenuada. Para ello se ha seguido los siguientes pasos:

1. Obtener donde se encuentran los picos R de la señal ECG camuflada en la señal muscular. Para ello se ha utilizado el algoritmo de Pan-Tompkin. A este algoritmo se le pasa como parámetro de entrada la señal en el dominio del tiempo y la frecuencia de muestreo de nuestra señal que en este caso es de 1000 Hz. Y nos devuelve una serie de parámetro, pero el más interesante para este estudio es el índice de las ondas R, es decir, donde se localizan en la señal esos picos R.
2. Usar la función averageECG para obtener el número de latidos identificados en la señal muscular. Para ello se le tiene que pasar como parámetros de entrada el índice de los picos R obtenidos en el paso anterior, la señal muscular en el dominio del tiempo y la frecuencia de muestreo de esa señal, devolviéndonos como se ha comentado antes el número de latidos.
3. Hacer el promedio de los numero de latidos obtenidos en el paso anterior.
4. Crear un vector de ceros al que se le introduce el valor obtenido del promedio de los latidos en las posiciones donde se encuentran los picos R, obtenidos mediante el algoritmo de Pan-Tompkin. Con todo este proceso, se crea un vector que recibe el nombre de interferencia ECG (I_{ecg}).
5. Calcular valor eficaz del vector I_{ecg} y de la señal muscular. Eliminar la interferencia ECG de la señal. Para ello se utiliza la ecuación 11:

$$RMS \text{ señal} = \sqrt{RMS \text{ señal}^2 - RMS I_{ecg}^2} \quad (11)$$

6. Calcular el parámetro SNR en decibelios, de la misma manera que en el apartado anterior. Para obtener esos valores se utiliza la ecuación 12:

$$SNR(dB) = 20 \log_{10} \frac{RMS \text{ señal}}{RMS I_{ecg}} \quad (12)$$

Caracterización de la señal EMG

Se han obtenido una serie de parámetros para analizar la señal y estudiar la fatiga muscular en cada posición.

❖ Entropía Muestral

La entropía muestral es una modificación de la entropía aproximada y es usada para evaluar la complejidad de las señales de series temporales y para diagnosticar estados patológicos. Este parámetro es considerado un parámetro de no linealidad.

Como se puede imaginar, en este estudio se va a utilizar para analizar la fatiga en cada una de las posiciones en las que se ha registrado señal.

Estudios realizados con anterioridad, hablan de que la entropía muestral detecta condiciones de fatiga y se ve representada con una reducción en la entropía, por lo contrario, si no existe esa condición no se ve ningún cambio significativo. [18]

La entropía muestral es definida como SampEn (m,r,N) siendo N la longitud del vector de una serie temporal (Aboy et al., 2007) y se calcula de la siguiente manera:

1. Se coge m vectores $X_m(1), X_m(2), \dots, X_m(N - m + 1)$, definidos como $X_m(i) = [x(i), x(i + 1), \dots, x(i + m - 1)]$ para $1 \leq i \leq N - m + 1$, siendo estos vectores m valores consecutivos de x.
2. La distancia entre los vectores $X_m(i)$ y $X_m(j)$ es definida como: $d[X_m(i), X_m(j)] = \max(|x(i + k) - x(j + k)|)$.
Para un valor de $X_m(i)$, hay que contar el número de $j (1 \leq j \leq N - m, j \neq i)$, tal que $d[X_m(i), X_m(j)] \leq r$. Este número es nombrado como B_i . Para $1 \leq i \leq N - m$, se definen dos valores nuevos y se calculan así: $B_i^m = \frac{1}{N - m - 1} B_i$ y $B^m(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N - m} B_i^m(r)$.
3. Se incrementa la longitud a $m = m + 1$, y se repiten los pasos anteriores para obtener la contra parte de B con este nuevo valor de m, $A_i^m = \frac{1}{N - m - 1} A_i$ y $A^m(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N - m} A_i^m(r)$, siendo B^m la probabilidad de que dos secuencia coincidan para m puntos y A^m es la probabilidad de que coincidan para m+1 puntos.
4. Finalmente se calcula la entropía muestral como $SamEmp(m, r) = \lim \left\{ -\log \left| \frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right| \right\}$.
Debido a que la longitud de la serie temporal es finita la entropía muestral es definida como: $SamEmp(m, r, N) = -\log \left| \frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right|$.

Sabiendo ya como se calcula este parámetro, para este estudio se ha cogidos los valores $m=3$ y $r=2$.

CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Todos los parámetros se han obtenido para los 12 sujetos en todas las posiciones y en todos los músculos registrados con ambos tipos de electrodos para su posterior comparación.

Con todos los parámetros se ha realizado una comparación entre los datos obtenidos con los electrodos monopolares y los electrodos anulares concéntricos, excepto en el punto de caracterización de la señal EMG donde también se han utilizado gráficas para su comparación.

En este apartado de resultados y discusión se van a usar los mismos puntos expuestos con anterioridad en el apartado de parametrización y se van a añadir las señales registradas tanto en el dominio temporal como en el espectral.

5.1. Señales registradas

Primero se muestran las señales en el dominio temporal con el preprocesado aplicado para cada músculo en cada una de las posiciones con ambos tipos de electrodos. En este apartado, también se incluyen las señales recogidas con el acelerómetro en las cuales se representa el artefacto de movimiento correspondiente al movimiento producido del paso de reposo a una posición y viceversa.

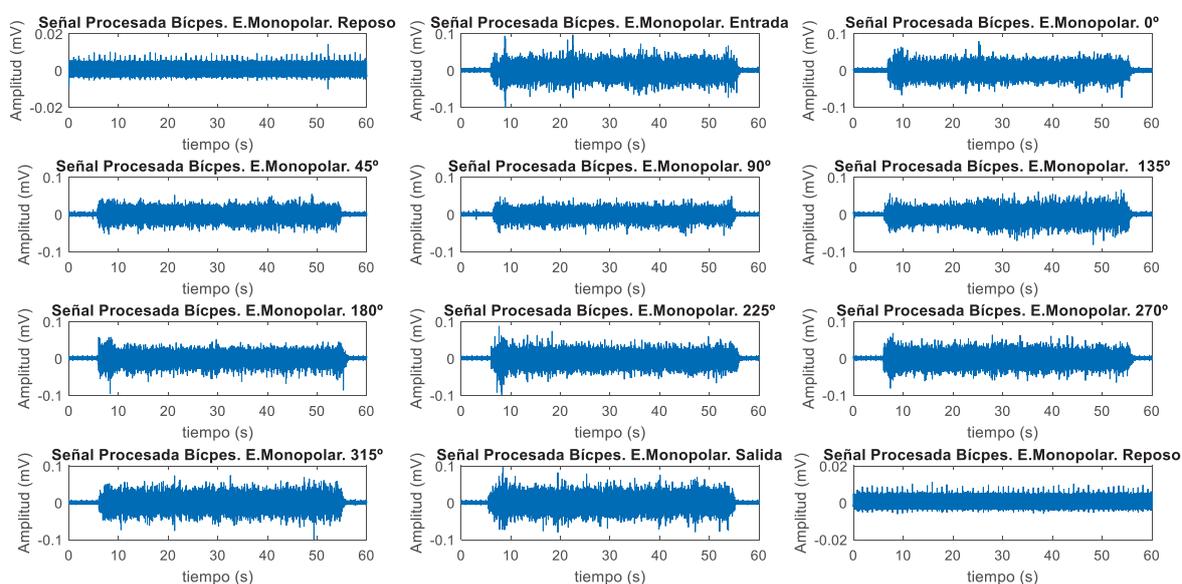


Figura 24: Señal Preprocesada del Bíceps con los electrodos Monopolares.

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.

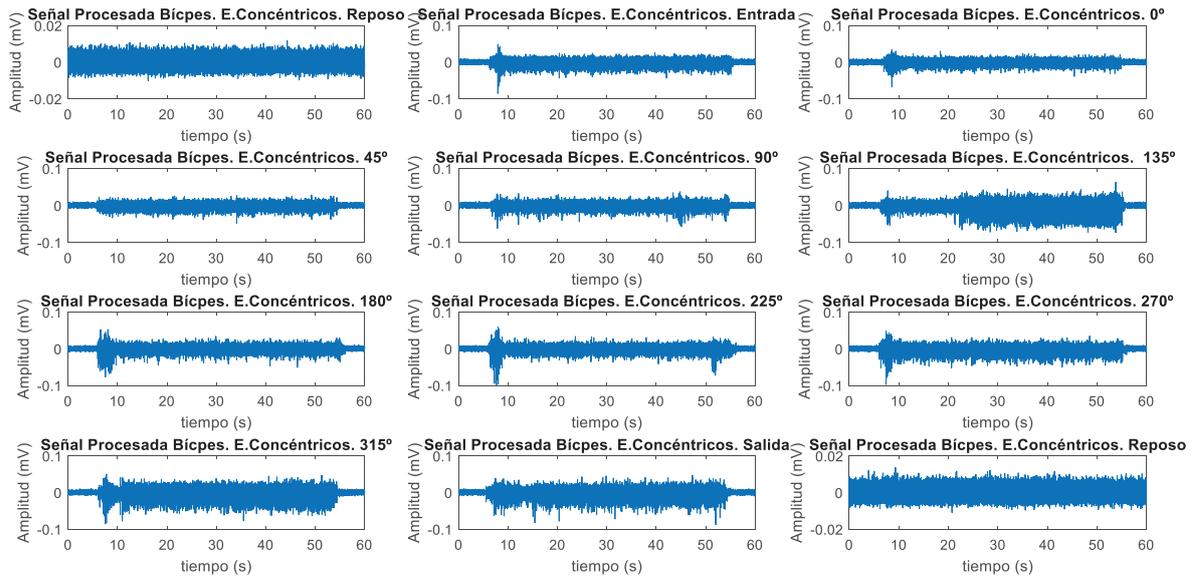


Figura 25: Señal Preprocesada del Bíceps con los electrodos Concéntricos.

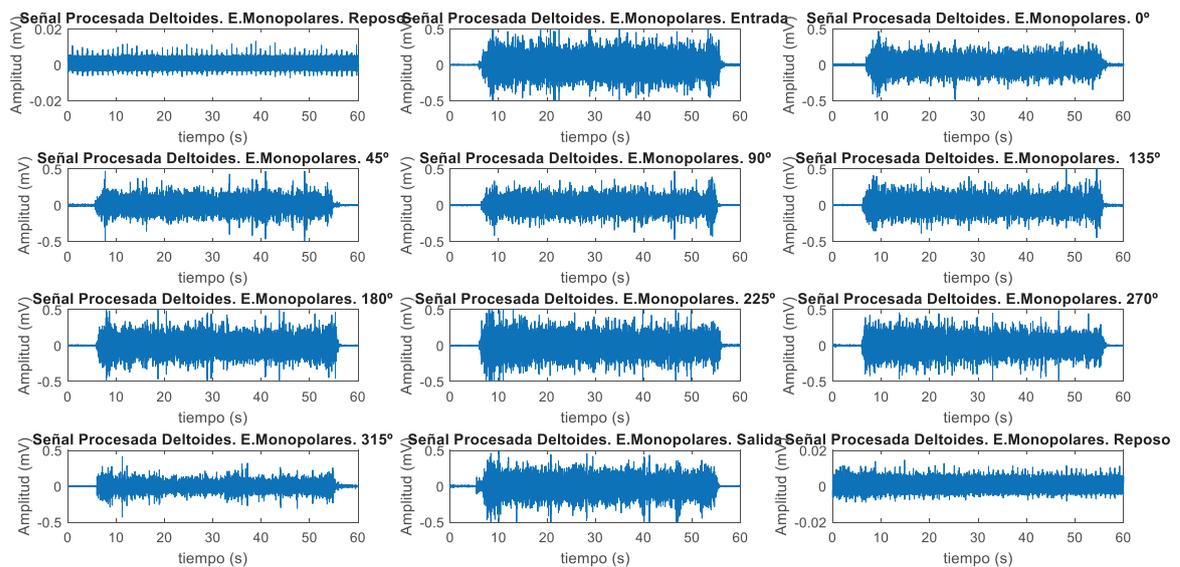


Figura 26: Señal Preprocesada del Deltoides con los electrodos Monopolares.

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.

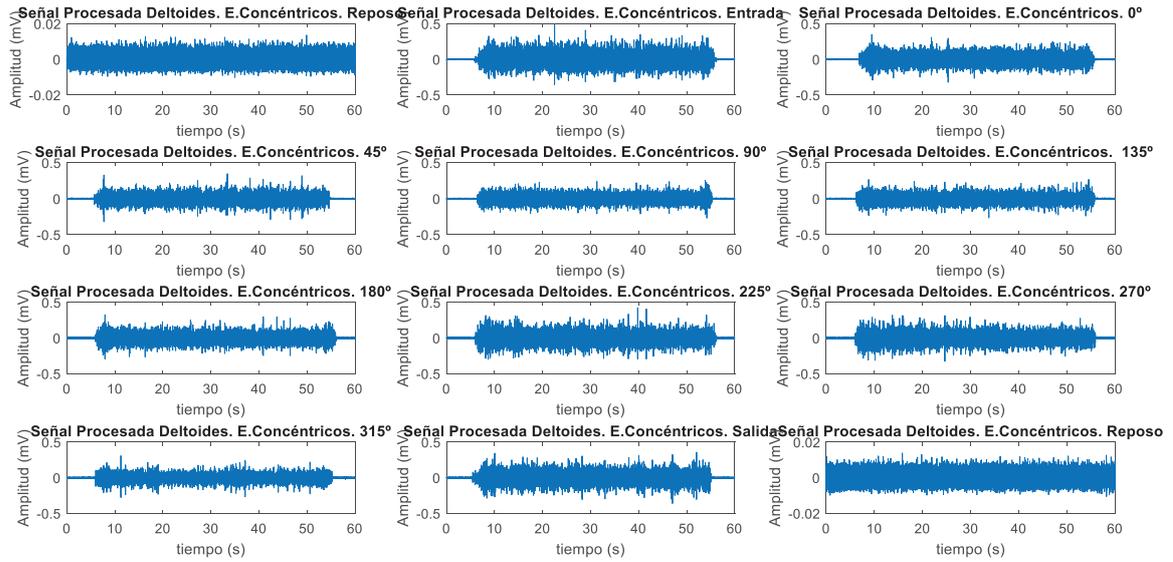


Figura 27: Señal Preprocesada del Deltoides con los electrodos Concéntricos.

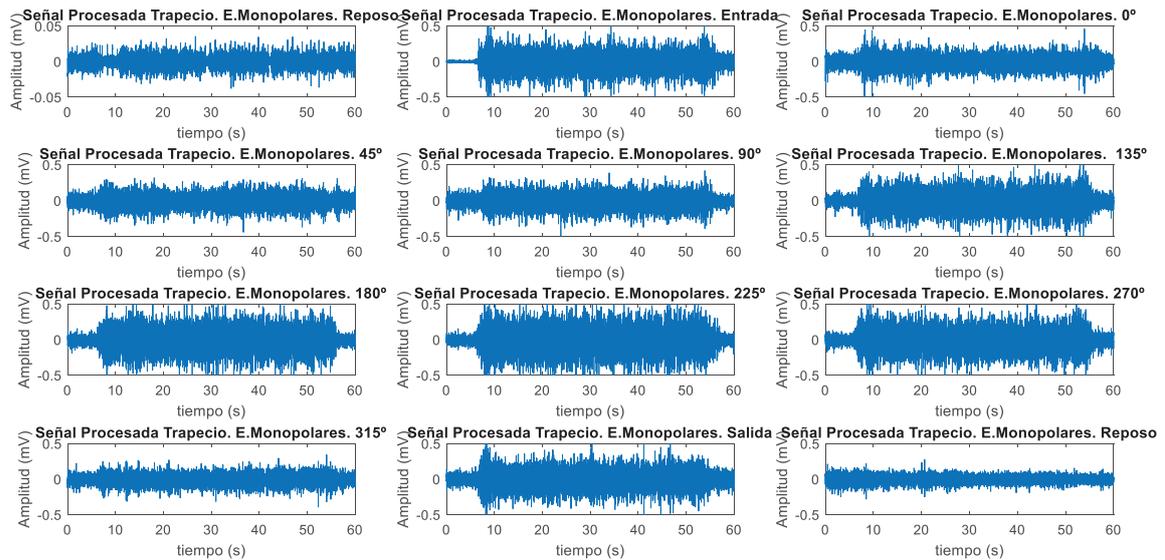


Figura 28: Señal Preprocesada del Trapecio con los electrodos Monopolares.

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.

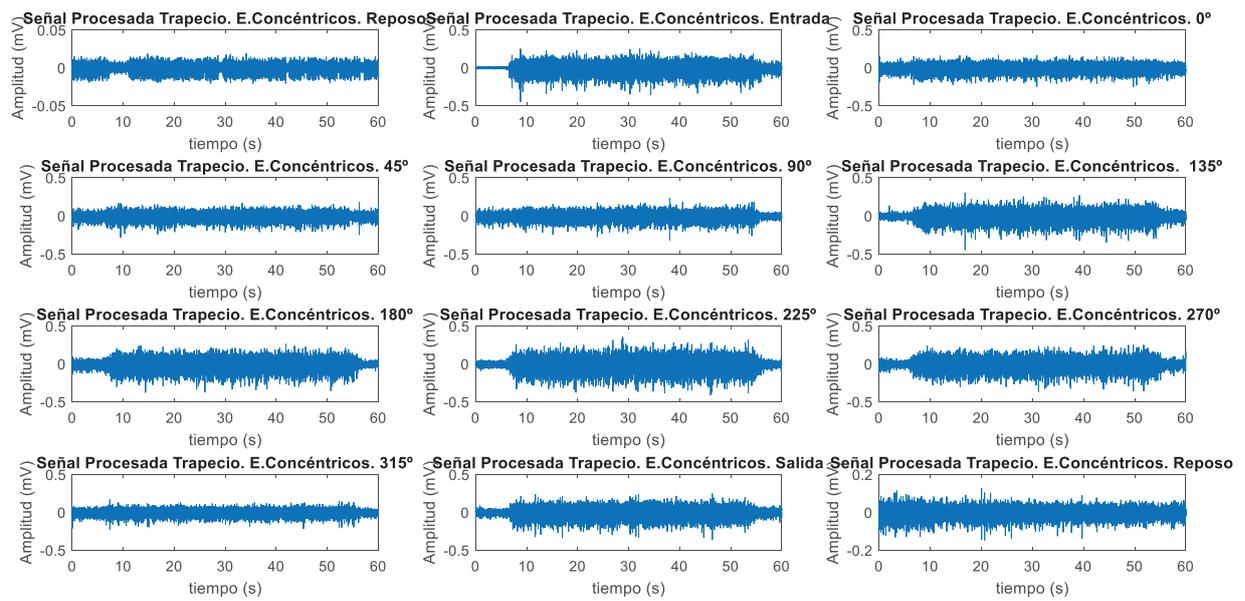


Figura 29: Señal Preprocesada del Trapecio con los electrodos Concéntricos.

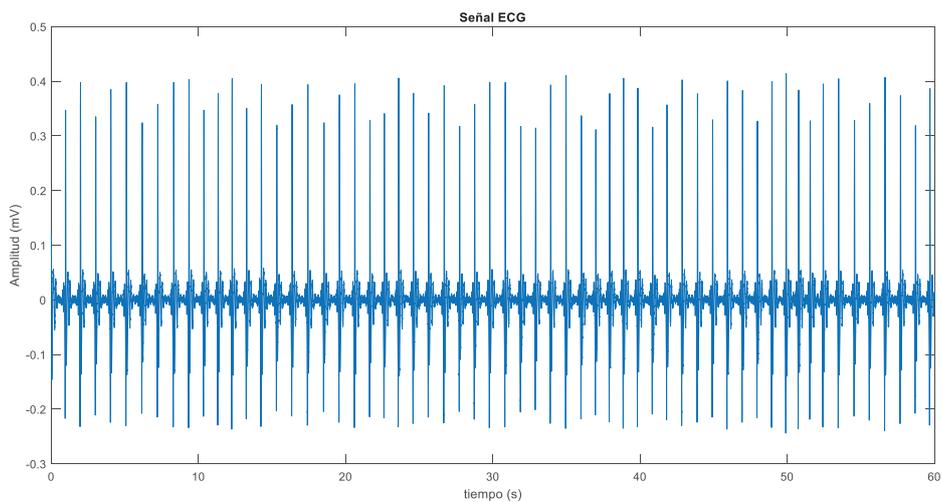


Figura 30: Señal ECG.

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.

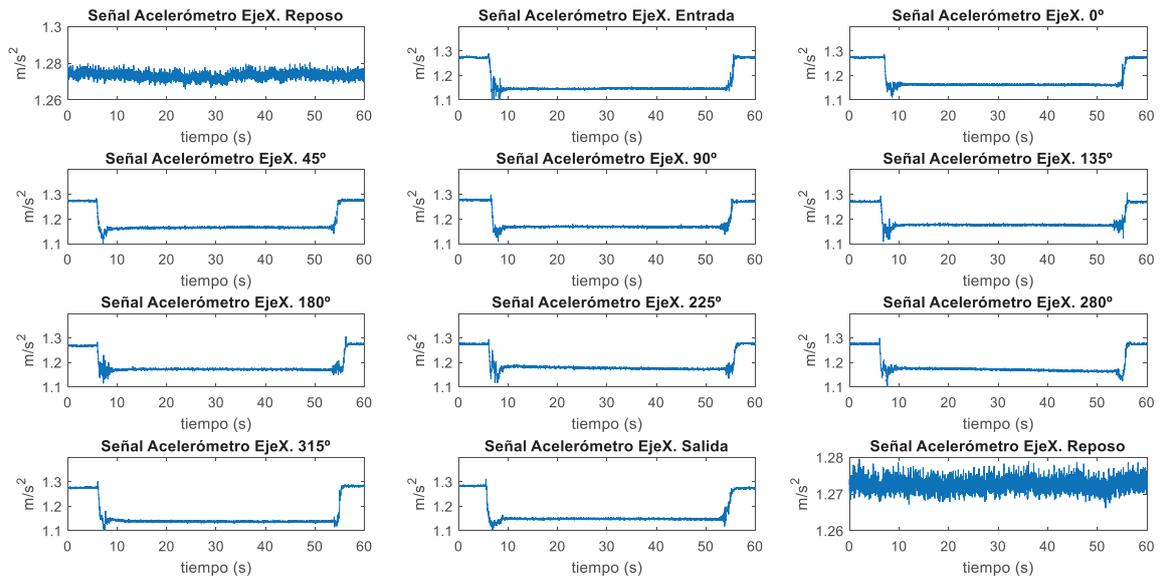


Figura 31: Señal del Acelerómetro en el Eje X.

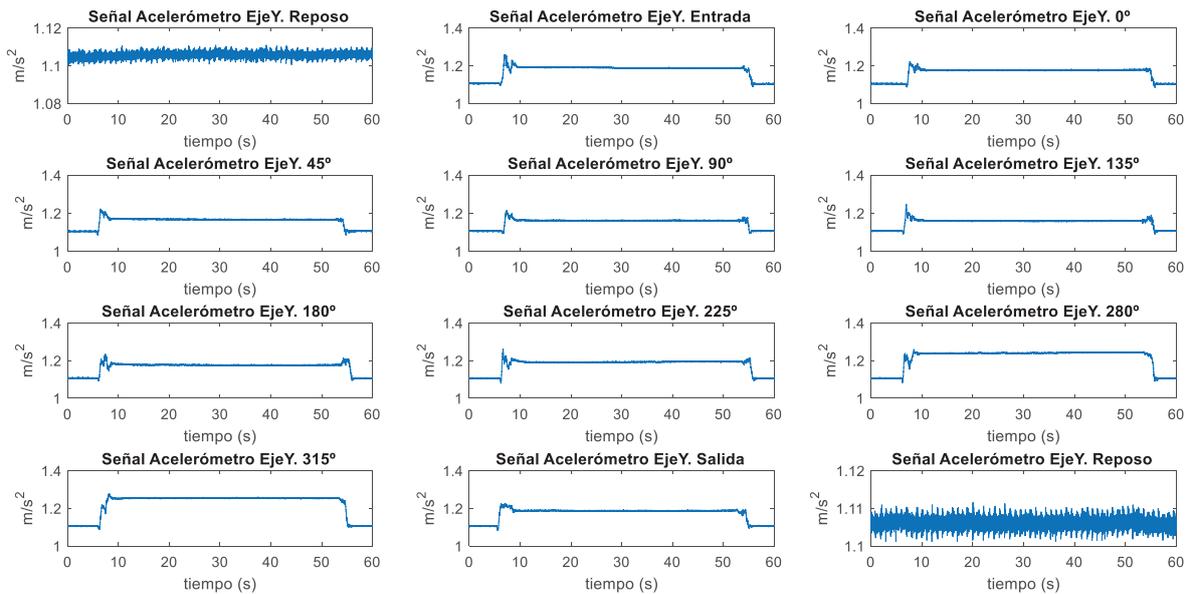


Figura 32: Señal del Acelerómetro en el Eje Y.

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.

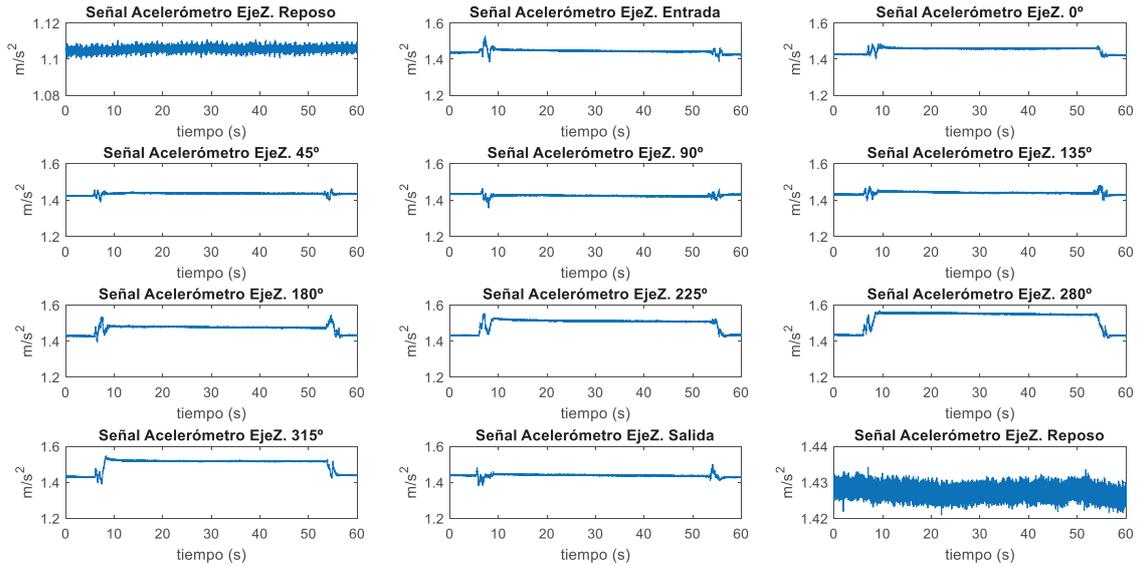


Figura 33: Señal del Acelerómetro en el Eje Z.

En segundo lugar, se exponen las señales en el dominio espectral, el periodograma, para cada uno de los músculos y para cada una de las posiciones con ambos tipos de electrodos.

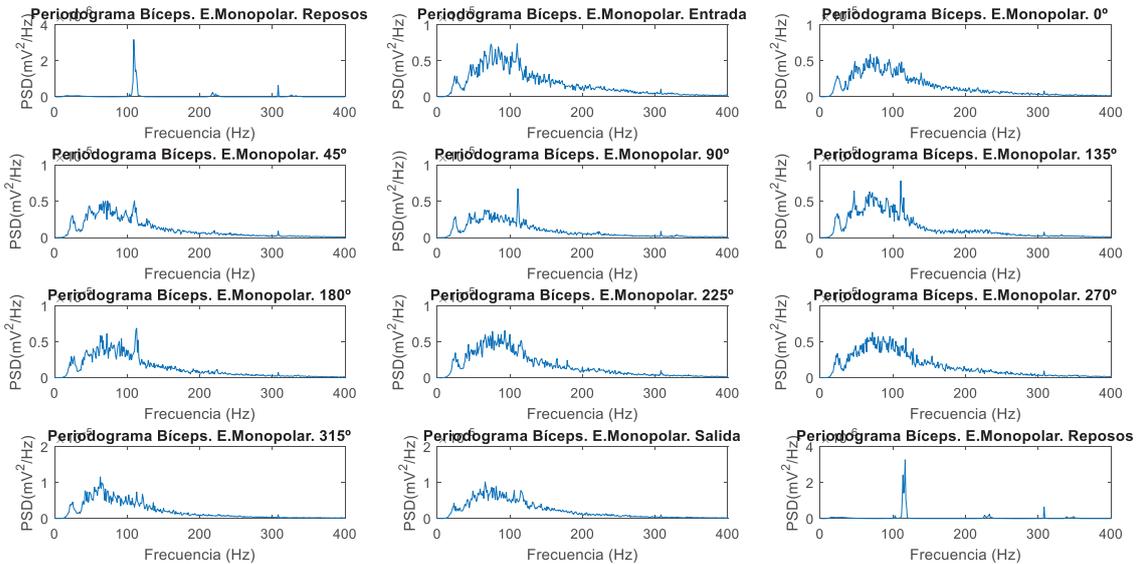


Figura 34: Periodograma del Bíceps con los electrodos Monopolares.

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.

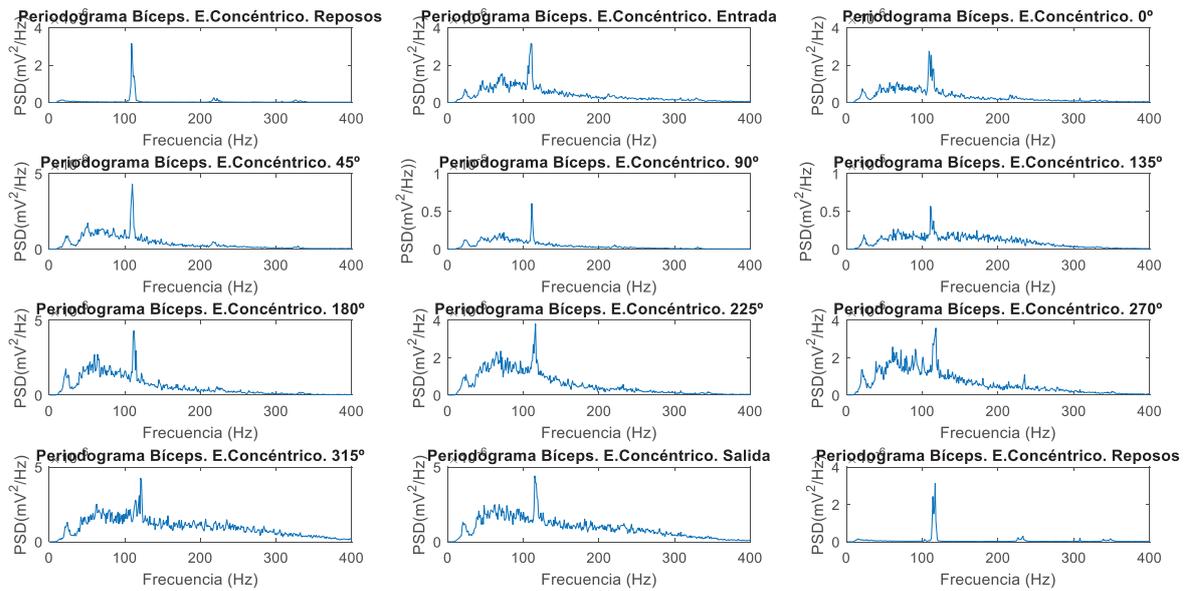


Figura 35: Periodograma del Bíceps con los electrodos Concéntricos.

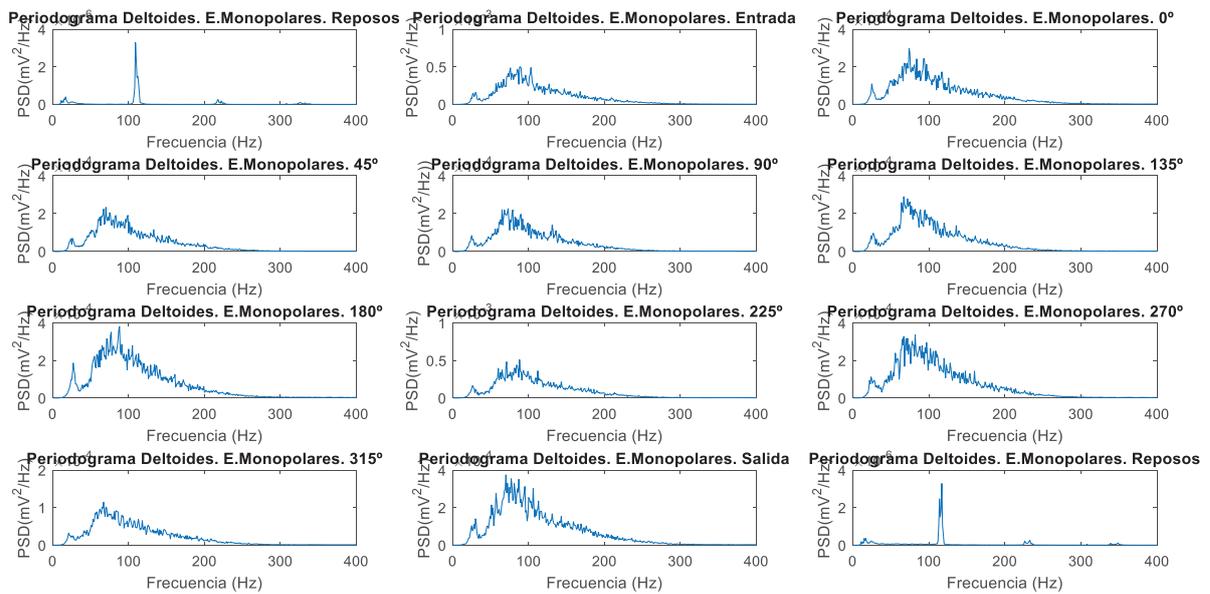


Figura 36: Periodograma del Deltoides con los electrodos Monopolares.

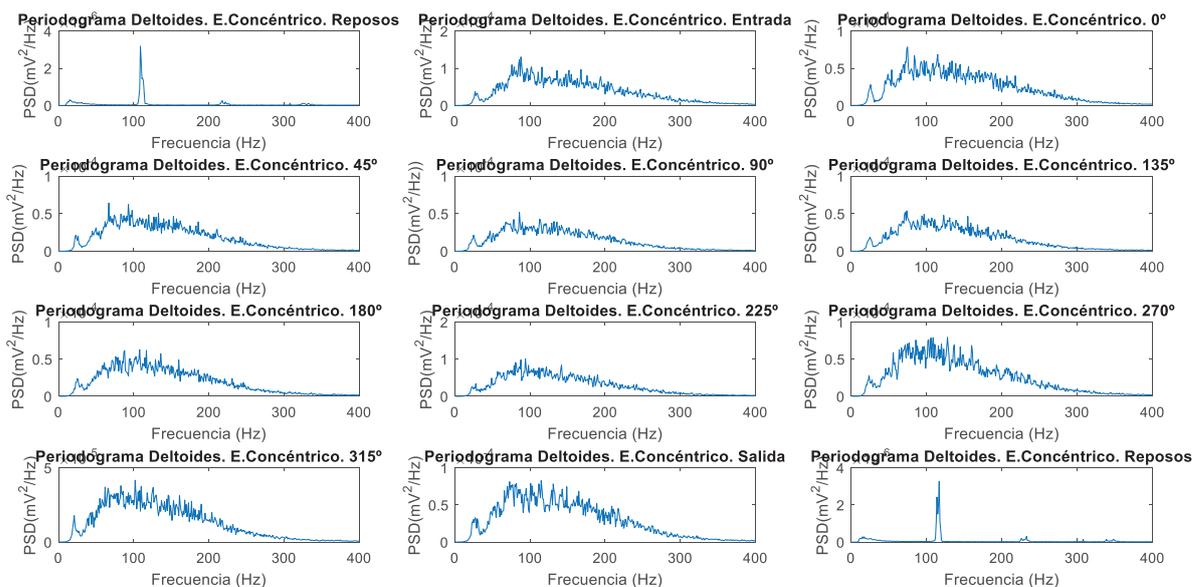


Figura 37: Periodograma del Deltoides con los electrodos Concéntricos.

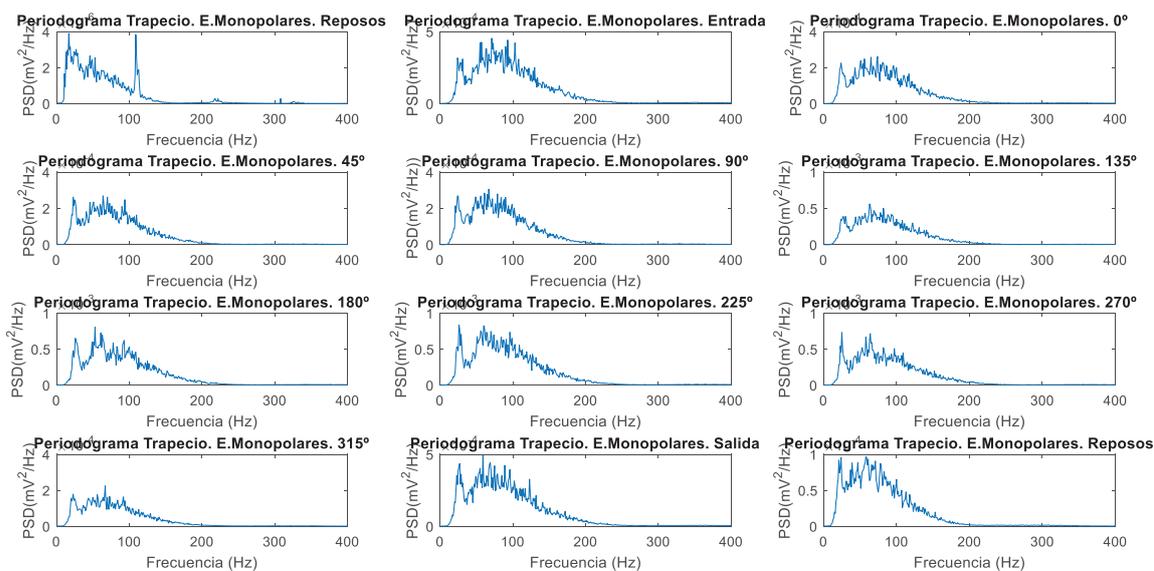


Figura 38: Periodograma del Trapecio con los electrodos Monopolares.

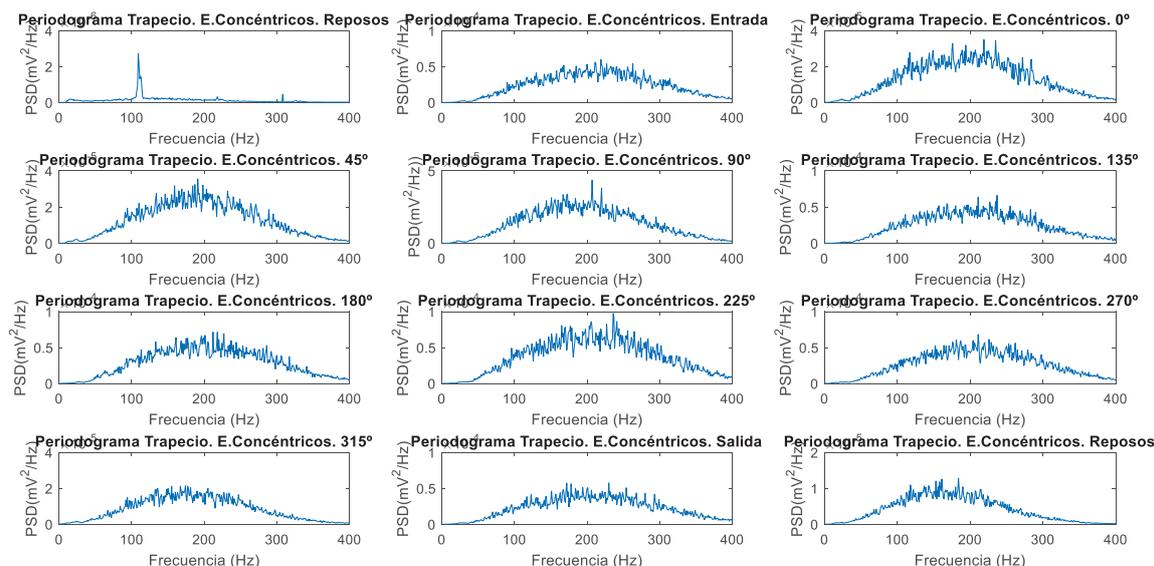


Figura 39: Periodograma del Trapecio con los electrodos Concéntricos.

5.2. Relación Señal-Ruido (SNR)

Para los 12 sujetos que han participado en el experimento, se ha decidido obtener la relación señal-ruido para cada una de las posiciones y por cada uno de los músculos registrados mediante los dos tipos de electrodos. Nuestro objetivo en este estudio es comparar ambos tipos de electrodos para ver con cuál de ellos la señal contiene menos ruido.

La interpretación de este parámetro es el siguiente, si el valor SNR obtenido es mayor en una señal que en otra significa que en la señal donde el valor es mayor hay más cantidad de señal que de ruido.

A continuación, se exponen las tablas correspondientes a los valores SNR interpolados, por lo que los resultados expuestos son la media de los valores SNR de todos los sujetos en cada posición y con cada músculo para ambos tipos de electrodos, junto con su desviación típica. Al final del apartado se discutirán los valores y se sacarán conclusiones de ellos.

Tabla 3: Valores de SNR para la cuantificación del ruido en la señal EMG.

	POSICIÓN ENTRADA	
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Bíceps	13,15 ± 3,96	7,42 ± 4,70
Deltoides	19,30 ± 8,24	10,25 ± 11,81
Trapecio	9,96 ± 7,18	8,07 ± 8,61

	POSICIÓN 0°	
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Bíceps	11,89 ± 4,05	5,51 ± 5,29
Deltoides	18,20 ± 8,21	9,55 ± 11,66
Trapecio	7,55 ± 8,19	6,69 ± 11,05

POSICIÓN 45°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Bíceps	11,14 ± 3,36	6,25 ± 3,33
Deltoides	19,11 ± 7,57	10,02 ± 10,76
Trapezio	8,59 ± 7,19	6,23 ± 9,34

POSICIÓN 90°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Bíceps	11,61 ± 3,78	6,47 ± 5,03
Deltoides	21,26 ± 7,54	12,36 ± 9,48
Trapezio	9,49 ± 7,02	7,76 ± 7,96

POSICIÓN 135°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Bíceps	12,41 ± 3,44	8,34 ± 5,53
Deltoides	22,94 ± 7,73	14,73 ± 11,10
Trapezio	10,41 ± 7,97	8,81 ± 8,77

POSICIÓN 180°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Bíceps	12,48 ± 3,70	8,56 ± 6,07
Deltoides	23,98 ± 7,54	15,22 ± 9,34
Trapezio	12,72 ± 8,16	9,76 ± 8,57

POSICIÓN 225°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Bíceps	13,42 ± 3,59	9,51 ± 5,70
Deltoides	23,76 ± 8,39	15,63 ± 10,53
Trapezio	10,56 ± 11,09	11,44 ± 8,65

POSICIÓN 270°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Bíceps	14,18 ± 3,61	10,09 ± 4,25
Deltoides	22,32 ± 9,69	15,15 ± 12,77
Trapezio	12,08 ± 8,08	11,23 ± 8,56

POSICIÓN 315°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Bíceps	14,38 ± 5,23	11,27 ± 8,20
Deltoides	18,52 ± 8,87	12,09 ± 12,49
Trapezio	9,54 ± 9,48	8,69 ± 8,80

POSICIÓN SALIDA		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Bíceps	13,32 ± 5,17	7,54 ± 6,22
Deltoides	20,60 ± 8,52	11,24 ± 11,06
Trapezio	10,99 ± 8,44	8,93 ± 9,58

Como se ha expuesto en el apartado de métodos, el ratio señal-ruido es una relación entre el numerador, el cual corresponde a la señal y el cociente, el cual corresponde al ruido. Se sabe que el cociente es constante en ambos casos y que las señales registradas con los electrodos monopolares tienen una amplitud mayor que las señales registradas con los electrodos anulares concéntricos. Conociendo toda esta información, se puede afirmar que el resultado de SNR es menor en los electrodos anulares concéntricos tal como se muestra en los valores de la tabla 3, siendo estos resultados tal como cabe esperar. Teniendo en cuenta todo lo anterior, se puede demostrar que la amplitud finalmente es la que determina los valores del ratio señal-ruido.

5.3. Cuantificación de la interferencia ECG

Como se ha comentado en unos de los puntos anteriores, en este estudio se quiere comparar los electrodos monopolares con los electrodos anulares concéntricos para ver si con los segundos se atenúa más la interferencia ECG, centrándonos en el trapecio debido a que es la señal que contiene interferencia ECG y la que cuesta más analizar ya que al ser una señal tan ruidosa no se distingue bien la actividad muscular registrada. También se ha registrado la señal interferencia en el bíceps y en el deltoides, pero no ofrecen diferencias significativas debido a que no existe interferencia ECG en esos músculos.

Para la obtención de este parámetro se ha utilizado la señal en el dominio temporal, sin ningún recorte ya que la parte correspondiente a la señal en reposo también contienen señal ECG.

En este apartado se han interpolado los datos de los 12 sujetos, por lo que los datos mostrados en las tablas es la media del valor SNR de todos los sujetos con su desviación típica.

A continuación, se expone la tabla con los valores SNR de cada posición y del músculo trapecio con los dos tipos de electrodos.

Tabla 4: Valores de SNR para la cuantificación de la interferencia ECG

POSICIÓN ENTRADA			POSICIÓN 0°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)		E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Trapecio	92,05 ± 7,55	91,73 ± 6,96	Trapecio	89,27 ± 7,24	95,16 ± 11,74

POSICIÓN 45°			POSICIÓN 90°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)		E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Trapecio	92,38 ± 10,87	92,91 ± 6,98	Trapecio	90,52 ± 6,11	96,25 ± 13,99

POSICIÓN 135°			POSICIÓN 180°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)		E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Trapecio	94,82 ± 12,34	91,80 ± 8,84	Trapecio	92,41 ± 9,82	91,68 ± 8,77

POSICIÓN 225°			POSICIÓN 270°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)		E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Trapecio	87,36 ± 5,88	89,37 ± 5,77	Trapecio	90,89 ± 6,33	91,24 ± 3,78

POSICIÓN 315°		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Trapezio	90,07 ± 8,86	89,04 ± 7,51

POSICIÓN SALIDA		
	E. Monopolares (dB)	E. Concéntricos (dB)
Trapezio	91,23 ± 9,22	97,34 ± 11,29

En la tabla 4, se ven representados todos los valores SNR para cada posición en el músculo trapecio con ambos tipos de electrodos.

Observando los resultados expuestos en la tabla, se puede comentar que en algunas posiciones el electrodo concéntrico anular funciona mejor, es decir, atenúa mejor la interferencia ECG. Concretamente estas posiciones son la de 0°, 45°, 90°, 225°, 270° y Salida. Pero calculando la significancia estadística, se ha obtenido que no hay diferencia estadísticamente significativa en los resultados de ambos electrodos ya que se ha rechazado la hipótesis nula siendo el valor de p mayor que $\alpha=0,05$.

Realizando una profunda lectura en diferentes artículos, se ha puesto el interés en uno en concreto en el que se realiza la misma comparativa con los electrodos monopolares y con los electrodos anulares concéntricos registrando señales de la actividad mioeléctrica [19], en él se obtuvieron resultados donde se demostró que con los electrodos concéntricos se atenúa más la señal ECG obteniendo unos valores de SNR mayores en todas las sesiones de registros donde participaban en cada una 40 sujetos aproximadamente. Las señales aparte de ser registradas con electrodos monopolares también eran registradas con unos electrodos concéntricos formados por un disco interior y dos electrodos anulares concéntricos en configuración bipolar.

Teniendo en cuenta las diferencias de este estudio con el nuestro, se podría discutir que uno de los puntos clave por lo que el resultado de nuestro estudio no fue tan bueno como el que se esperaba es porque el número de sujetos estudiados fue muy pequeño respecto a otros estudios y también puede ser debido a que nuestras señales fueron registradas con otro tipo de electrodos formados por un disco interno y por un único electrodo concéntrico anular, pudiendo ser menos sensible a las interferencias ECG y registrando con menor precisión la señal.

5.4. Caracterización de la señal EMG

5.4.1. Entropía Muestral

Este parámetro de no linealidad ha sido extraído a partir de la señal en el dominio temporal, utilizando como parámetros de entrada esta señal y los valores de $m=3$ y $r=2$.

En este parámetro se han expuesto unos valores que son el resultado de la diferencia entre la entropía muestral de la posición de entrada y la entropía muestral de la posición de salida para cada uno de los sujetos y para cada uno de los músculos con ambos tipos de electrodos. En este análisis nos vamos a centrar en la posición de entrada y salida.

En este estudio, se va a usar la entropía muestral para detectar cambios durante condiciones de fatiga muscular y poder ver cuáles son las posiciones más perjudiciales para el cirujano y cuál de los dos electrodos la detecta mejor.

La interpretación de la entropía muscular es la siguiente: Cuando el músculo se encuentra fatigado, el grado de reclutamiento de las fibras musculares disminuye provocando una señal con menos complejidad. Esto a nivel de la entropía se traduce con un valor menor en presencia de fatiga muscular.

En primer lugar, se han expuesto unas graficas donde se ven representados los valores de entropía muestral en cada posición siendo la posición de entrada y salida las más relevantes para el estudio ya que son donde se aprecia mejor la progresión de la fatiga muscular.

Los valores de entropía muestral expuestos son los resultados obtenidos en el sujeto 5, y se representa la entropía para los dos tipos de electrodos.

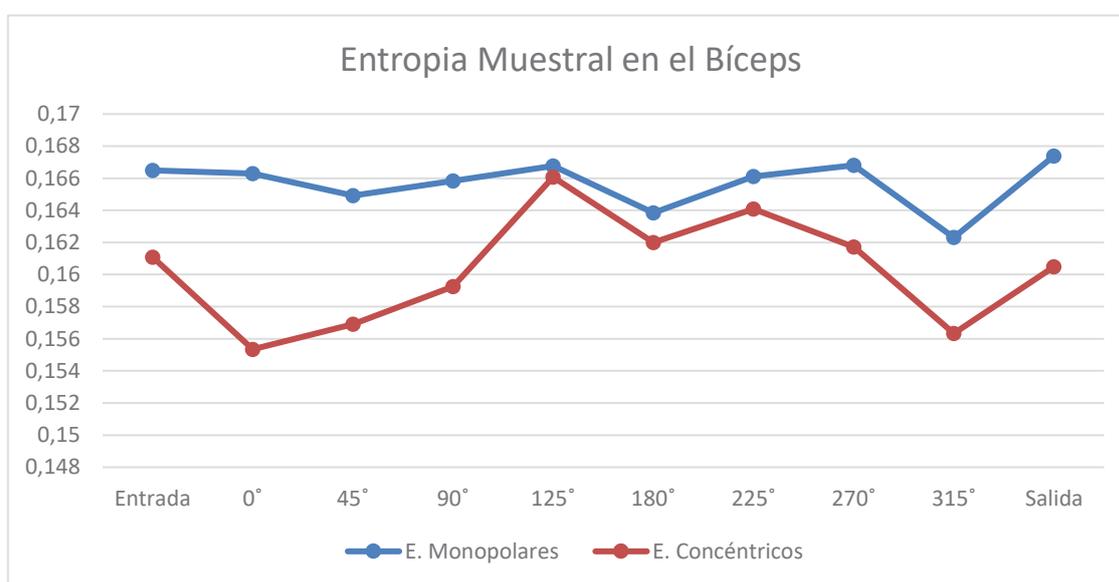


Figura 40: Gráfica donde se muestra los valores de la entropía para el sujeto 5 en cada una de las posiciones en el músculo Bíceps con ambos tipos de electrodos.

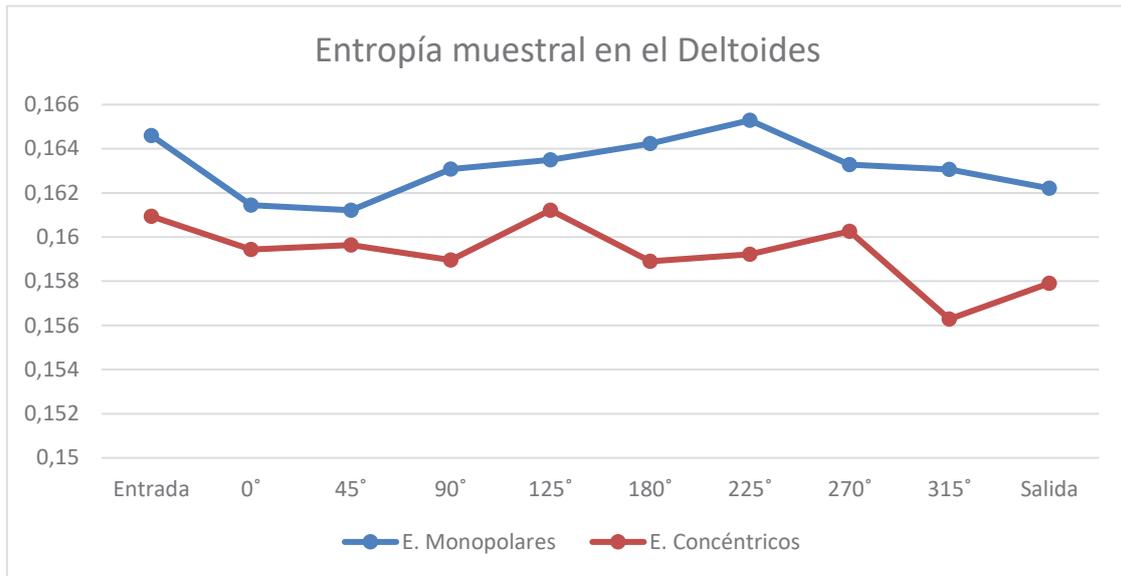


Figura 41: Gráfica donde se muestra los valores de entropía para el sujeto 5 en cada posición en el musculo Deltoides con ambos tipos de electrodos.

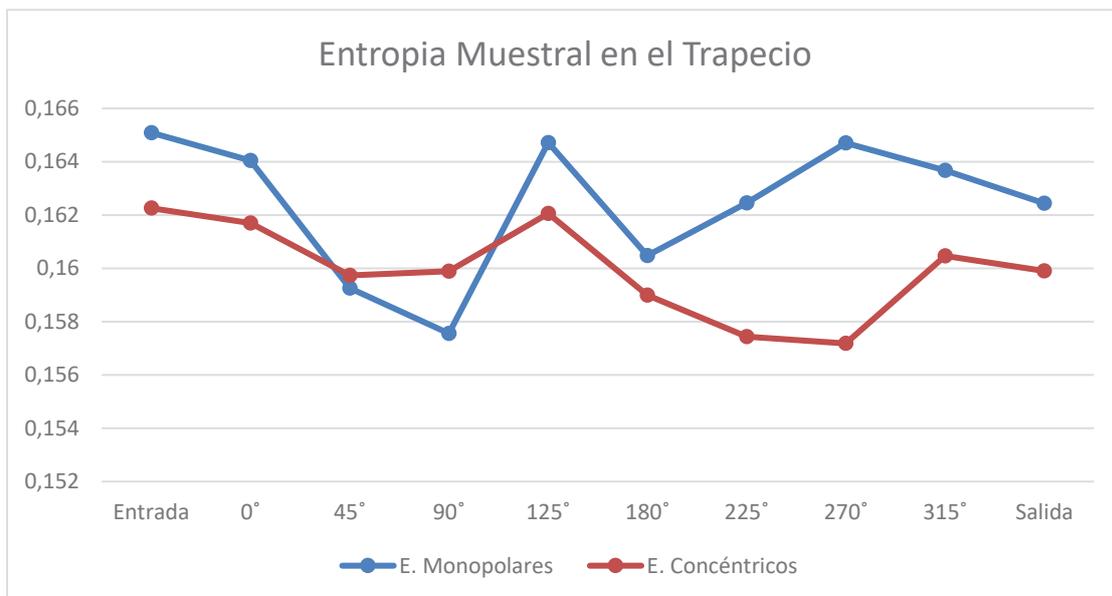


Figura 42: Gráfica donde se muestra los valores de la entropía muestral en el sujeto 5 para cada posición en el Trapecio con ambos tipos de electrodos.

En las tres gráficas, como cabe esperar, se observa que los valores de entropía muestral son menores con los electrodos anulares concéntricos. Otro punto importante para comentar es, que el valor de entropía muestral en la posición de entrada es mayor que el de la posición de salida, esto se debe a que el músculo en la posición de salida se encuentra más fatigado y por lo tanto hay menos reclutamientos de fibras musculares, ya que es la última posición.

Tabla 5: Valores relativos de la entropía muestral para cada uno de los sujetos en cada posición y con cada músculo con ambos tipos de electrodos.

Electrodos Monopolares			
	Bíceps (%)	Deltoides (%)	Trapezio (%)
Sujeto 1	-1,11	0,94	-2,66
Sujeto 2	11,03	0,13	-0,85
Sujeto 3	1,36	0,19	-0,25
Sujeto 4	0,61	-0,12	2,09
Sujeto 5	-0,54	1,46	1,57
Sujeto 6	-4,76	0,18	1,09
Sujeto 7	0,53	0,12	-1,78
Sujeto 8	-5,15	0,25	-1,68
Sujeto 9	1,17	6,22	0,37
Sujeto 10	3,47	-0,76	-0,36
Sujeto 11	-3,69	-2,66	2,22
Sujeto 12	-0,67	2,31	0,06

Electrodos Concéntricos			
	Bíceps (%)	Deltoides (%)	Trapezio (%)
Sujeto 1	-0,20	0,75	-0,45
Sujeto 2	42,99	18,05	-0,68
Sujeto 3	-25,19	-0,37	0,44
Sujeto 4	-0,18	0,18	2,82
Sujeto 5	0,37	1,86	1,54
Sujeto 6	7,98	0,49	13,55
Sujeto 7	1,17	-0,74	-1,13
Sujeto 8	-10,61	-2,78	-0,43
Sujeto 9	-8,67	-2,06	-1,32
Sujeto 10	0,81	0,36	-1,60
Sujeto 11	-0,33	12,86	-2,28
Sujeto 12	-0,13	1,05	2,55

Promedio (N=12)	0,19	0,69	-0,02
-----------------	------	------	-------

	0,67	2,47	1,08
--	------	------	------

En la tabla 6, se han representado los valores relativos de la entropía muestral en unidad de porcentaje incluyendo el promedio con los 12 sujetos. Esto se ha realizado para poder ver la cantidad de descenso en este parámetro. Existe un descenso del valor de la entropía en los electrodos anulares concéntricos para algunos sujetos y músculos.

Habiendo hecho este estudio detallado de los valores de la entropía muestral, se puede comentar que uno de los motivos por el que puede haber menor descenso en este valor es que los ejercicios realizados en este estudio no obligan a adoptar posiciones demasiado forzadas por lo que no son ejercicios que provoquen mucha fatiga muscular.

Otro punto del que se puede hablar es que si se observa en las tablas se ve que en ambos electrodos se produce un descenso en la entropía muestral, esto es un punto positivo para el estudio ya que se demuestra que ambos tipos de electrodos son capaces de detectar la fatiga muscular dando la oportunidad de poder usarlos en otros estudios de investigación relacionados con la fatiga.

El último punto con el que se puede finalizar este análisis es que, observando en ambas tablas, se puede percibir que el musculo deltoides sufre un descenso mayor de la entropía muestral ya que padece una fatiga muscular mayor a lo largo de la progresión del ejercicio. Esto se debe a

que las posiciones adoptadas en estos ejercicios afectan más a este músculo se debe contraer más.

Haciendo una revisión bibliográfica se han encontrado una serie de estudios en los que también utilizan la entropía muestral para detectar condiciones patológicas y cambios en la señal. Por ejemplo, en un artículo redactado por [20] midieron la señal EMG superficial del músculo esternocleidomastoideo mediante los mismos electrodos anulares concéntricos que en este TFM, durante la fase de inspiración con carga usándose la entropía muestral para la estimación de la amplitud de la señal ya que este parámetro es robusto en presencia de ruido (señal ECG), siendo este un punto a destacar de este parámetro. Los resultados que se obtuvieron fueron un valor moderado durante una baja carga inspiratoria y un valor mayor durante una alta carga inspiratoria, por lo que se concluyó que la entropía muestral era útil en el estudio de la actividad respiratoria muscular. Como se puede observar en nuestro estudio se demuestra exactamente lo mismo, a mayor amplitud de la señal, hay un aumento en el reclutamiento de las fibras musculares y por lo tanto menor fatiga muscular y esto se interpreta como mayor valor de entropía muestral. En cambio, a menor amplitud, se produce una reducción de reclutamiento de fibras musculares, provocando una condición de mayor fatiga e interpretándose como un valor menor de la entropía muestral. Con todo este estudio detallado se puede demostrar que la entropía muestral es un buen parámetro para el análisis de la fatiga muscular mediante la técnica de electromiografía de superficie.

CAPÍTULO 6. CONCLUSIÓN

El principal objetivo de este TFM era la comparación de los electrodos monopolares y los electrodos anulares concéntricos en configuración bipolar (laplacianos) para ver con cuál de ellos la interferencia ECG se atenúa más en la señal EMG. Analizando los resultados del SNR se ha concluido que en los electrodos anulares concéntricos el valor del ratio señal ruido es menor y esto se debe a que la amplitud de la señal registrada con estos electrodos es menor. Estas conclusiones son positivas ya que era lo que se esperaba de este análisis. En cambio, en la cuantificación de la señal ECG se han obtenido que en unas ciertas posiciones la señal se aprecia con una mayor atenuación de la interferencia ECG con los electrodos concéntricos, pero aun así se ha obtenido que no hay diferencia estadísticamente significativa. Esto ha podido ocurrir debido a que en el estudio realizado han participado pocos sujetos y no se ha obtenido una cantidad representativa de datos y por ello no se ha podido obtener buenos resultados. Otro factor que se puede tener en cuenta es el tipo de electrodo laplaciano que se usa, esto podría arreglarse si se usara un tipo de electrodo compuesto por más de un anillo concéntrico.

Por otro lado, otro factor que podría haber afectado a los resultados es que pueden existir algunas señales que no estén bien registradas sobre todo en las señales registradas con los electrodos anulares concéntricos ya que, al ser flexibles, en algunos casos sobre todo en el deltoides al ser colocados en una articulación debido a los movimientos se arrugaban y no hacían un buen contacto con la piel, también otro factor influyente fue el sudor.

Pasando a la otra parte del estudio, se han obtenido resultado en los que se muestra un descenso de la entropía muestral, pero con poca diferencia significativa. Los resultados obtenidos han esclarecido que el deltoides es el músculo que sufre mayor fatiga durante la progresión de la actividad ya que es el que se contrae en mayor medida. Aunque los resultados han sido buenos, no se ha observado una gran diferencia en los valores entre una posición y otra por ello pienso que, si se hubieran utilizado posiciones donde se hiciera una mayor fuerza o donde se produjera una contracción muscular mayor, estos resultados sobre la fatiga muscular serian mejores y hubiera habido mayor diferencia entre una posición y otra y entre un electrodo y otro.

Por último, se puede concluir, que ambos electrodos, tanto el monopolar como el concéntrico son capaces de detectar la fatiga muscular ya que se puede observar cambios en los valores de la entropía muestral.

CAPÍTULO 7. TRABAJOS FUTUROS

Existen varias líneas futuras que este trabajo puede tener para su continuidad y mejora. En primer lugar, se podría realizar el mismo estudio, pero con otro tipo de electrodos concéntricos, por ejemplo, con los electrodos concéntricos tripolares, incluso se podría realizar un estudio comparativo de ambos, los electrodos concéntricos monopolares (los electrodos que han sido utilizado para este estudio) y los electrodos concéntricos tripolares para el registro de señales EMG.

En segundo lugar, se propone realizar este mismo estudio, pero con la nueva herramienta laparoscópica y realizar investigaciones de nuevos métodos para el estudio de la fatiga muscular. Otro punto importante sobre el estudio de la fatiga muscular es que se podría realizar una investigación donde las pruebas propuestas necesitaran una mayor contracción muscular y con ello poder estudiar mejor la fatiga muscular que se produce en esos estudios.

En siguiente lugar, es realizar este estudio, pero añadiendo otros músculos que también se ven afectados a la hora de una intervención quirúrgica mediante laparoscopia como por ejemplo el flexo radial del carpo.

Por último, si este estudio se destinara para otras investigaciones del mismo ámbito sería necesario realizar este mismo estudio, pero con una mayor cantidad de sujetos para que los datos sean más representativos.

CAPÍTULO 8. REFERENCIAS

- [1] Richar L. Darke, A. Wayne Vogl, Adam W.M. Mitchell, "Gray, Anatomía para estudiantes", 3ª Ed. Editorial Elsevier, 2015
- [2] American Society of Colon and Rectal Surgeons. Cirugía Laparoscópica. Disponible en: <https://www.fascrs.org/cirugia-laparoscopica>
- [3] A. Skledapoulos and A. Moreno, "Problema músculo esqueléticos en los cirujanos de laparoscopia," no. 47, 2008.
- [4] K. D. Tung, R. M. Shorti, E. C. Downey, D. S. Blosswick, and A. S. Merryweather, "The effect of ergonomic laparoscopic tool handle design on performance and efficiency," *Surg. Endosc. Other Interv. Tech.*, vol. 29, no. 9, pp. 2500–2505, 2015.
- [5] E. N. Marieb, "Anatomía y fisiología humana", 9ª Ed. Editorial Pearson. 2008.
- [6] S. C. Gandevia, "Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue," *Physiol. Rev.*, vol. 81, no. 4, pp. 1725–1789, 2001.
- [7] S. M. Marcora, W. Staiano, and V. Manning, "Mental fatigue impairs physical performance in humans," *J. Appl. Physiol.*, vol. 106, no. 3, pp. 857–864, 2009.
- [8] J. Silva, "Caracterización de la señal mioeléctrica (sEMG) recogida en ensayos dinámicos en cirujanos," Trabajo Fin de Máster. Universidad Politécnica de Valencia, 2017.
- [9] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications," *Biol. Proced. Online*, vol. 8, no. 1, pp. 11–35, 2006.
- [10] J. Rojo, "Surface electromyography: Why, when and how to use it". *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, vol. 3, no. 3, p. 226, 1997.
- [11] R. Merletti and A. Farina, "Analysis of Intramuscular electromyogram signals," *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 367, no. 1887, pp. 357–368, 2009.
- [12] R. Chowdhury, M. Reaz, M. Ali, A. Bakar, K. Chellappan, and T. Chang, "Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques," *Sensors*, vol. 13, no. 9, pp. 12431–12466, 2013.
- [13] V. F. Zena Giménez, "Diseño e implementación de un sensor laplaciano activo flexible. Aplicación al estudio del EENG humano en superficie", Tesis Doctoral. Universidad Politécnica de Valencia, 2017.
- [14] M. Benet Cubells, "Evaluación de los registros del laplaciano del potencial en superficie para la determinación de las frecuencias más altas de activación durante la fibrilación auricular", Trabajo Fin de Máster. Universidad Politécnica de Valencia, 2017
- [15] Catálogo de Covidien: "COVIDIEN : Your solution for cardiology monitoring supplies ."
- [16] OT Bioelectronica. Concentric Detection Electrode CoDe 2.0.. Disponible en: http://www.otbioelettronica.it/index.php?option=com_hikashop&ctrl=checkout&lang=en.
- [17] National Instruments. NI USB-6229 BNC. Disponible en: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/es/nid/203866>
- [18] Xinnian Chen, I. C. Solomon, and K. H. Chon, "Comparison of the Use of Approximate Entropy and Sample Entropy: Applications to Neural Respiratory Signal," *2005 IEEE Eng.*

Med. Biol. 27th Annu. Conf., no. i, pp. 4212–4215, 2005.

- [19] G. Prats-Boluda, J. Garcia-Casado, J. L. Martinez-de-Juan, and Y. Ye-Lin, “Active concentric ring electrode for non-invasive detection of intestinal myoelectric signals,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 33, no. 4, pp. 446–455, 2011.
- [20] L. Estrada, A. Torres, L. Sarlabous, and R. Jané, “Evaluation of sternocleidomastoid muscle activity by electromyography recorded with concentric ring electrodes,” *XXXIII Congr. Anu. la Soc. Española Ing. Biomédica (CASEIB 2015)*, no. 1, pp. 183–186, 2015.

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.

PRESUPUESTO

OBJETIVOS DEL PRESUPUESTO

La última parte que debe contener el presente Trabajo Fin de Máster es un presupuesto donde se debe incluir un estudio económico de cada uno de los aspectos involucrados en este proyecto. Como en cualquier presupuesto, este contiene tanto la mano de obra como los recursos materiales que se dividirá en el material usado y en el software.

Finalmente se expondrá un presupuesto total donde se vea el importe total invertido en este TFM.

PRESUPUESTO

1. Mano de obra

Como en cualquier presupuesto es necesario incluir las horas y el precio por hora de cada una de las personas involucradas en este TFM, en este caso son el tutor del TFM, normalmente un profesor que se encarga de guiar, apoyar y supervisar la labor del autor del proyecto, el co-tutor que es un apoyo para el tutor y también ayuda al autor a cumplir los objetivos, el autor del TFM que es el encargado de realizar el proyecto al completo y por último los voluntarios que se han ofrecido para ayudar a que se cumplan los objetivos de este trabajo.

Tabla 6: Presupuesto de la mano de obra

CAPITULO	Uds.	Descripción	Cantidad	Precio	Importe €
1		MANO DE OBRA			
01.01		PROFESORADO UNIVERSITARIO			2.400,00
01.01.01	Hr.	Tutor del TFM (Doctor, Ingeniero de Telecomunicaciones)	30	40,00	1.200,00
01.01.02	Hr.	Co-Tutor del TFM (Doctor, Ingeniero de Telecomunicaciones)	30	40,00	1.200,00
01.02		ALUMNADO			7.500,00
01.02.01	Hr.	Alumno autor del TFM (Ingeniero Biomédico)	500	15,00	7.500,00
01.03		VOLUNTARIOS PARA EL ESTUDIO			0,00
01.03.01	Hr.	Sujetos (12)	24	0,00	0,00

2. Recursos materiales

En la segunda parte del presupuesto se han incluido todos los materiales que han sido utilizados en el presente TFM incluyendo el software, aunque no ha variado el presupuesto final ya que, al tener las licencias de estudiantes de la Universidad Politécnica de Valencia, han sido gratuitas.

Tabla 7: Presupuesto de los recursos materiales.

CAPITULO	Uds.	Descripción	Cantidad	Precio	Importe €
2		RECURSOS MATERIALES			
02.01		MATERIALES			9.671,48
02.01.01	Ud.	Electrodos Monopolares	230	0,08	18,40
02.01.02	Ud.	Electrodos Anulares Concéntricos	40	15,00	600,00
02.01.03	Ud.	Cable para electrodos	9	3,40	30,60
02.01.04	Ud.	Acelerómetro	1	20,00	20,00
02.01.05	Ud.	Herramienta laparoscópica	1	199,2	199,2
02.01.06	Ud.	Trócar	1	68,62	68,62
02.01.07	Ud.	Maqueta de simulación	1	15,00	15,00
02.01.08	Ud.	Crema exfoliante	1	31,00	31,00
02.01.09	Ud.	Alcohol 70°	1	1,05	1,05
02.01.10	Ud.	Algodón en forma de disco	1	0,80	0,80
02.01.11	Ud.	Amplificador P511 de Grass	1	5.060,81	5.060,81
02.01.12	Ud.	Tarjeta de Adquisición NI USB-6229 BNC	1	3626,00	3.626,00
02.02		SOFTWARE			0,00
02.02.01	Ud.	LabView (Versión estudiante)	1	0,00	0,00
02.02.02	Ud.	Matlab R2017b (Versión estudiante)	1	0,00	0,00
02.02.03	Ud.	Microsoft Office 2016 (Versión estudiante)	1	0,00	0,00

3. Presupuesto total del TFM

Por último, se ha realizado el presupuesto total siendo la suma de todos los gastos que ha supuesto la realización de este TFM.

Tabla 8: Presupuesto Total.

CAPITULO	Uds.	Descripción	Importe €
3		PRESUPUESTO TOTAL	
03.01		MANO DE OBRA	9.900,00
03.01.01	Hr.	Profesorado Universitario	2.400,00
03.01.02	Hr.	Alumnado	7.500,00
03.01.03	Hr.	Voluntarios	0,00
03.02		RECURSOS MATERIALES	9.671,48
03.02.01	Ud.	Materiales	9.671,48
03.02.02	Ud.	Software	0,00
PRECIO TOTAL DEL PROYECTO			19.571,48

Estudio comparativo de las características de señales electromiográficas captadas en superficie (EMGs), con electrodos monopolares convencionales y con electrodos anulares concéntricos, durante el manejo de una herramienta de cirugía laparoscópica.