



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE MASTER EN INGENIERÍA BIOMEDICA

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA
PARA LA CUANTIFICACIÓN DE LA FATIGA
EN CIRUGÍAS LAPAROSCÓPICAS
MEDIANTE EL ANÁLISIS DE COHERENCIA Y
LA PARAMETRIZACIÓN DEL
ELECTROMIOGRAMA (EMG) DE
SUPERFICIE**

AUTOR: DANIEL IORDANOV LÓPEZ

TUTOR: JOSÉ LUIS MARTÍNEZ DE JUAN

Curso Académico: 2017-18

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG) de superficie

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG) de superficie

AGRADECIMIENTOS

A José Luis, mi tutor de TFM, por su apoyo y ayuda incondicional, su confianza y disponibilidad para la realización de este Trabajo de Fin de Máster, así como por sus clases durante el curso académico que despertaron en mi un interés aún mayor por el procesamiento de señales en el ámbito de la Ingeniería Biomédica.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG) de superficie

RESUMEN

La fatiga muscular aparece tras la realización de actividades prolongadas que requieren una actividad muscular mantenida. Esta fatiga es un factor muy influyente en la ergonomía del individuo y en el caso de las cirugías laparoscópicas, las cuales en ocasiones tienen una larga duración, se puede dar la aparición de la fatiga debido a las posturas ejecutadas con el laparoscopio y a la necesidad de mantener la posición durante un tiempo prolongado. En este contexto la fatiga puede constituir un factor relevante para la ergonomía del cirujano.

Debido a la necesidad de una mayor objetividad y precisión en los estudios electromiográficos para analizar la relación entre varios músculos implicados, se plantea en este Trabajo Fin de Máster el desarrollo de una herramienta software mediante MATLAB®, que permita el análisis de la coherencia entre señales EMG con el fin de estudiar los efectos de la fatiga sobre la ergonomía y la relación entre músculos.

La metodología desarrollada consiste en el procesamiento de registros de EMG adquiridos tras pruebas con 2 tipos de laparoscopio, simulando una operación quirúrgica abdominal, realizadas a diversos sujetos y la aplicación de la función de coherencia cuyos parámetros son estudiados en profundidad y modificados para obtener la representación más precisa posible de la coherencia entre señales. Finalmente para valorar la relación de forma objetiva se plantean una serie de pruebas y la extracción de parámetros cuantitativos de la fatiga que permiten establecer conclusiones acerca de la ergonomía y la fatiga causada.

Los resultados obtenidos indican una correspondencia en coherencia entre los músculos implicados en las posiciones ejecutadas siendo las relaciones más fuertes las que se dan entre bíceps y deltoides y deltoides y trapecio. Por otro lado las pruebas complementarias en las que se comparan ambas herramientas y se estudia el comportamiento intramuscular no arrojan resultados positivos que hagan creer la existencia de coherencia entre las señales.

Palabras Clave: EMG, laparoscopio, fatiga muscular, ergonomía, coherencia

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG) de superficie

RESUM

La fatiga muscular apareix després de la realització d'activitats prolongades que requereixen una activitat muscular mantinguda. Esta fatiga és un factor molt influent en l'ergonomia de l'individu i en el cas de les cirurgies laparoscòpiques, les quals de vegades tenen una llarga duració, es pot donar l'aparició de la fatiga degut a les postures executades amb el laparoscopi i a la necessitat de mantindre la posició durant un temps prolongat. En este context la fatiga pot constituir un factor rellevant per a l'ergonomia del cirurgià.

Degut a la necessitat d'una major objectivitat i precisió en els estudis electromiogràfics per a analitzar la relació entre uns quants músculs implicats, es planteja en este Treball Fi de Màster el desenrotllament d'una ferramenta software per mitjà de MATLAB®, que permeta l'anàlisi de la coherència entre senyals EMG a fi d'estudiar els efectes de la fatiga sobre l'ergonomia i la relació entre músculs

La metodologia desenrotllada consistix en el processament de registres d'EMG adquirits després de proves amb 2 tipus de laparoscopi, simulant una operació quirúrgica abdominal, realitzades a diversos subjectes i l'aplicació de la funció de coherència, els paràmetres de la qual són estudiats en profunditat i modificats per a obtindre la representació més precisa possible de la coherència entre senyals. Finalment per a valorar la relació de forma objectiva es plantegen una sèrie de proves i l'extracció de paràmetres quantitatius de la fatiga que permeten establir conclusions sobre l'ergonomia i la fatiga causada per l'ús d'estos

Els resultats obtinguts indiquen una correspondència en coherència entre els músculs implicats en les posicions executades sent les relacions més fortes les que es donen entre bíceps i deltoide i deltoide i trapezi. Per un altre costat les proves complementàries en què es comparen dos ferramentes i s'estudia el comportament intramuscular no presenten resultats positius que facen creure l'existència de coherència entre els senyals.

Paraules Clau: EMG, laparoscopi, fatiga muscular, ergonomia, coherència

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG) de superficie

ABSTRACT

Muscular fatigue appears after performing activities that require a maintained muscular activity. This fatigue is a relevant factor for people's ergonomics and in the case of laparoscopic surgeries, which commonly have a long duration, this fatigue can appear due to the positions performed with the laparoscope and maintaining a posture for a long period. In this context, fatigue could be a significant factor for the surgeon's ergonomics.

The present Thesis is a result of the necessity of a wider objectivity and accuracy in electromyographical studies that involve the relation between muscles. The aim of the Thesis is the development of a MATLAB® software tool for the analysis of the coherence in frequency between EMG signals. These signals were acquired for studying the effects of the fatigue on the ergonomics and muscular relationship during the execution of muscular activities.

The methodology consists in processing EMG signals, acquired with 2 types of laparoscopes during a simulation of an abdominal surgery, of several volunteers and the application of the coherence function. The parameters of the coherence function are analysed in detail and modified for obtaining the fittest possible representation of the coherence between muscles. Finally, for analysing in an objective way these results, several comparisons are considered and an extraction of quantitative parameters for fatigue is done. These parameters allow extracting conclusions concerning the ergonomics and the caused fatigue.

The obtained results prove a correspondence in coherence between the muscles involved in the performed positions. The most significant results are obtained for biceps-deltoids comparison and deltoid-trapezium comparison. In the other hand, the additional tests for studying coherence between laparoscopes and intramuscular coherence found there is not enough evidence yet to show if there is coherence between signals.

Keywords: EMG, laparoscope, muscular fatigue, ergonomics, coherence

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG) de superficie

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG) de superficie

ÍNDICE

DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFM

- Memoria
- Presupuesto

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG) de superficie



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

MEMORIA

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

ÍNDICE DE MEMORIA

1. PLANTEAMIENTO Y OBJETIVOS	7
2. ESTADO DEL ARTE	8
2.1. ANATOMÍA	8
2.1.1. BÍCEPS.....	8
2.1.2. DELTOIDES.....	8
2.1.3. TRAPECIO.....	8
2.1.4. FLEXOR RADIAL DEL CARPO.....	9
2.2. ELECTROMIOGRAFÍA (EMG).....	9
2.2.1. COMPOSICIÓN DE EMG.....	10
2.2.2. FACTORES DE LA SEÑAL EMG.....	11
2.2.3. ARTEFACTOS DE EMG.....	12
2.3. FATIGA MUSCULAR	13
2.3.1. FATIGA MUSCULAR	13
2.3.2. MÉTODO JASA (JOINT ANALYSIS OF THE SPECTRA AND AMPLITUDE).....	16
2.3.3. ESTUDIOS DE COHERENCIA RELEVANTES.....	18
3. MATERIALES	20
3.1. RECURSOS HUMANOS.....	20
3.1.1. SUJETOS.....	20
3.2. RECURSOS MATERIALES	20
3.2.1. AMPLIFICADOR.....	20
3.2.2. TARJETA DE ADQUISICIÓN.....	21
3.2.3. PLANTILLA.....	21
3.2.4. ELECTRODOS AG-AGCL Y ELECTRODO DE REFERENCIA.....	22
3.2.5. BANDAS ELÁSTICAS	22
3.2.6. PUERTO ENTRADA 5 MM	22
3.2.7. LAPAROSCOPIO CONVENCIONAL	23
3.2.8 LAPAROSCOPIO ALTERNATIVO DE DISEÑO	23
4. METODOLOGÍA.....	24
4.1. ADQUISICIÓN DE SEÑALES	24
4.1.1. DISEÑO DE EXPERIMENTO.....	24

4.1.2. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL	25
4.2. PROCESAMIENTO DE SEÑALES	25
4.2.1. CARGAR SEÑALES	25
4.2.2. FILTRADO DE SEÑALES	27
4.2.3. DIEZMADO DE SEÑALES	28
4.2.4. RECORTADO DE SEÑALES	30
4.2.5. ANÁLISIS DE COHERENCIA.....	30
4.2.6. EXTRACCIÓN DE MÁSCARAS.....	38
4.3. PARAMETRIZACIÓN DE SEÑALES.....	41
4.3.1. PARÁMETROS PLANTEADOS	41
5. RESULTADOS	42
5.1. COMPARACIÓN ENTRE MÚSCULOS	42
5.2. COMPARACIÓN INTRAMUSCULAR.....	55
5.3. COMPARACIÓN DE HERRAMIENTAS	58
5.4. COMPARACIÓN DE SEGMENTOS INTRAMUSCULARES	59
6. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	62
6.1. COHERENCIA INTERMUSCULAR	62
6.2. COHERENCIA INTRAMUSCULAR.....	67
6.3. COHERENCIA INSTRUMENTAL.....	68
6.4. COHERENCIA PARCIAL INTRAMUSCULAR.....	68
7. CONCLUSIONES	71
8. LÍNEAS FUTURAS	72
9. BIBLIOGRAFÍA	73

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

1. PLANTEAMIENTO Y OBJETIVOS

La fatiga muscular es una condición fisiológica que altera la actividad muscular normal y cuyos efectos abarcan desde un leve cansancio mental y rigidez muscular hasta temblores e incapacidad de articular ciertos movimientos. El ámbito de estudio de la fatiga va desde simples pruebas de ergonomía hasta pruebas clínicas que permiten conocer la evolución de un paciente. Desde el punto de vista clínico, el cual es el enfoque principal de la Ingeniería Biomédica, esta se puede aplicar para estudiar el comportamiento tras patologías o sucesos graves como infartos, ictus, accidentes, etcétera y también la ergonomía asociada al instrumental aplicado en la actividad clínica.

Desde el punto de vista matemático, aunque el concepto de fatiga es fácil de entender, realmente hay una barrera a la hora de abordar la interpretación de esta por medio del electromiograma. La parametrización del EMG de superficie es imprescindible para poder cuantificar de forma objetiva la actividad eléctrica y la fatiga aunque la variación de los parámetros estudiados no siempre tenga un origen común. La metodología común para el estudiar la señal EMG se suele basar en el dominio de la frecuencia donde se puede estudiar de forma visual e intuitiva los cambios en el reclutamiento de las fibras musculares.

Como ocurre en otros ámbitos, muchos autores han propuesto metodologías complementarias al análisis de los cambios en frecuencia para poder valorar de una forma más precisa los cambios musculares. En concreto la coherencia estudia la similitud en frecuencia entre 2 señales y debido a esta característica que unida a la ya amplia bibliografía acerca de actividad muscular permite estudiar de una forma más completa la relación y coordinación que se da entre músculos o dentro del propio músculo a la hora de realizar una actividad. El hecho de detectar coordinación muscular implica que la actividad sinérgica de los músculos reduce la fatiga y ayuda a mantener un esfuerzo de determinada intensidad durante un tiempo prolongado contrarrestando así los efectos de la fatiga.

Es en este entorno donde se sitúa este Trabajo Fin de Máster, en concreto en el análisis de señales de electromiografía adquiridas mediante EMGs, con el fin de estudiar los efectos de la fatiga sobre la coherencia entre señales y sobre la ergonomía intrínseca de las actividades. La necesidad de una herramienta de cuantificación de la coherencia, para llevar a cabo dicho estudio, es el desencadenante de este Trabajo Fin de Máster.

El primer objetivo del presente Trabajo Fin de Máster consiste en el desarrollo de una aplicación informática en el entorno MATLAB, basada en el análisis de los registros de EMG de los distintos músculos, que automatice la obtención de la señal miocárdica y calcule automáticamente parámetros relacionados con la coherencia y fatiga, tales como el la frecuencia máxima o el porcentaje de similitud entre señales.

A raíz de este objetivo y enfocándolo al experimento realizado previo al desarrollo de esta herramienta, se plantea un objetivo secundario consistente en la determinación de que herramienta laparoscópica genera más fatiga durante intervenciones quirúrgicas. El empleo de dos herramientas laparoscópicas con características distintas ha permitido centrar dicho trabajo en la búsqueda de indicadores de fatiga y análisis de resultados cuantitativos para la valoración de la ergonomía.

2. ESTADO DEL ARTE

2.1. ANATOMÍA

Para poder comprender de una forma más detallada el procedimiento llevado a cabo para el análisis de señal electromiográfica, se hará a continuación una descripción de la anatomía del miembro superior enfocada a los grupos musculares presentes en dicho miembro. Las señales de EMG de superficie adquiridas han sido tomadas en los siguientes músculos: bíceps, deltoides, trapecio y flexor radial del carpo.

2.1.1. BÍCEPS

El bíceps es un músculo formado por dos cabezas en su parte superior que posteriormente se reúnen e insertan en el radio mediante un tendón común.

En cuanto a su funcionalidad permite la movilidad del brazo y realiza la flexión del codo junto a otros músculos. Las acciones que lleva a cabo el bíceps son la flexión del codo y supinación del antebrazo a nivel articular del codo y por otro lado la abducción, rotación interna y anteversión a nivel de la articulación del hombro (Drake, 2006).

2.1.2. DELTOIDES

El deltoides es un músculo presente en el hombro y principal encargado de la movilidad del brazo en extensión.

En cuanto a su funcionalidad se deben tener en cuenta sus tres porciones puesto que cada una de ellas se encarga de acciones diferentes a la hora de mover el brazo: la porción anterior es la encargada principal de la flexión y es complementaria de la abducción y rotación interna, la porción media es la encargada principal de la abducción y extensión vertical y por último la porción posterior es la encargada primaria de la extensión horizontal y es complementaria de la extensión, abducción y rotación externa (Drake, 2006).

2.1.3. TRAPECIO

El trapecio es un músculo situado en la región posterior del cuello y del tronco. Es un cuerpo muscular muy robusto con una parte superior de fibras oblicuas y una parte mediana de fibras transversales.

En cuanto a su funcionalidad debemos diferenciar entre porción ascendente y porción descendente aunque a grandes rasgos es un rotador, aductor y elevador de la escápula que cuando está fijo en el eje del tronco eleva el hombro y acerca la escápula a la columna vertebral. La porción ascendente ejerce una acción contraria al conjunto del músculo y rota y aduce la escápula (Drake, 2006).

2.1.4. FLEXOR RADIAL DEL CARPO

El músculo flexor radial del carpo es un músculo largo del antebrazo situado en la parte interior de este y su acción principal es la flexión de la muñeca.

En cuanto a su funcionalidad es flexor principal de la muñeca con tendencia a su abducción y pronación.. Cuando el antebrazo está en una posición media, el músculo es un mayor flexor del codo y cuando el antebrazo está en pronación el músculo es más activo durante la flexión (Drake, 2006).

La siguiente figura muestra la anatomía de los músculos analizados en el presente estudio.

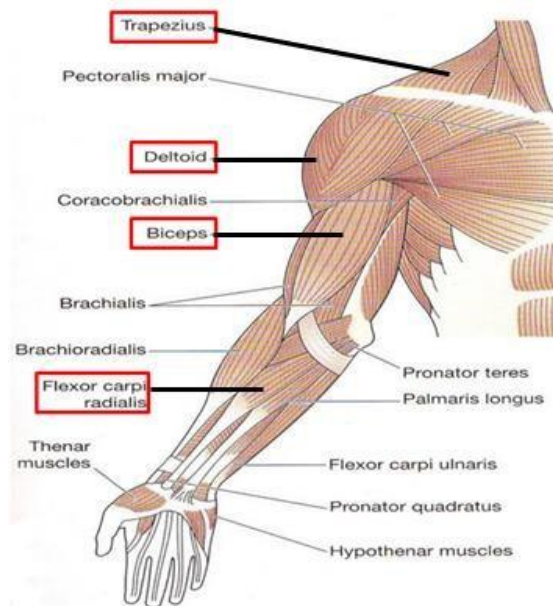


Figura 1: Anatomía del miembro superior (<https://anatomybody101.com/page/93/>)

2.2. ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)

La electromiografía (EMG) es una técnica experimental enfocada al desarrollo, registro y análisis de señales mioeléctricas. Las señales mioeléctricas se forman por variaciones fisiológicas en el estado de las membranas de las fibras musculares. De forma más específica y para diferenciar de la EMG neural, la EMG Cinesiológica puede ser descrita como el estudio de la activación neuromuscular de músculos bajo tareas posturales, movimientos funcionales, condiciones laborales, etc. (Konrad, 2006).

En resumen, la electromiografía es el estudio de la función muscular a través de la señal eléctrica que emana de los músculos.

Actualmente se pueden reconocer valores electromiográficos entre 1 y 20.000 microvoltios, con amplificadores de alta tecnología, a la vez que se eliminan de forma eficaz los fenómenos parasitarios,

tomando la señal con gran precisión en una banda de frecuencia útil entre 20 y 500 hertzios, sin que los resultados sufran distorsión.

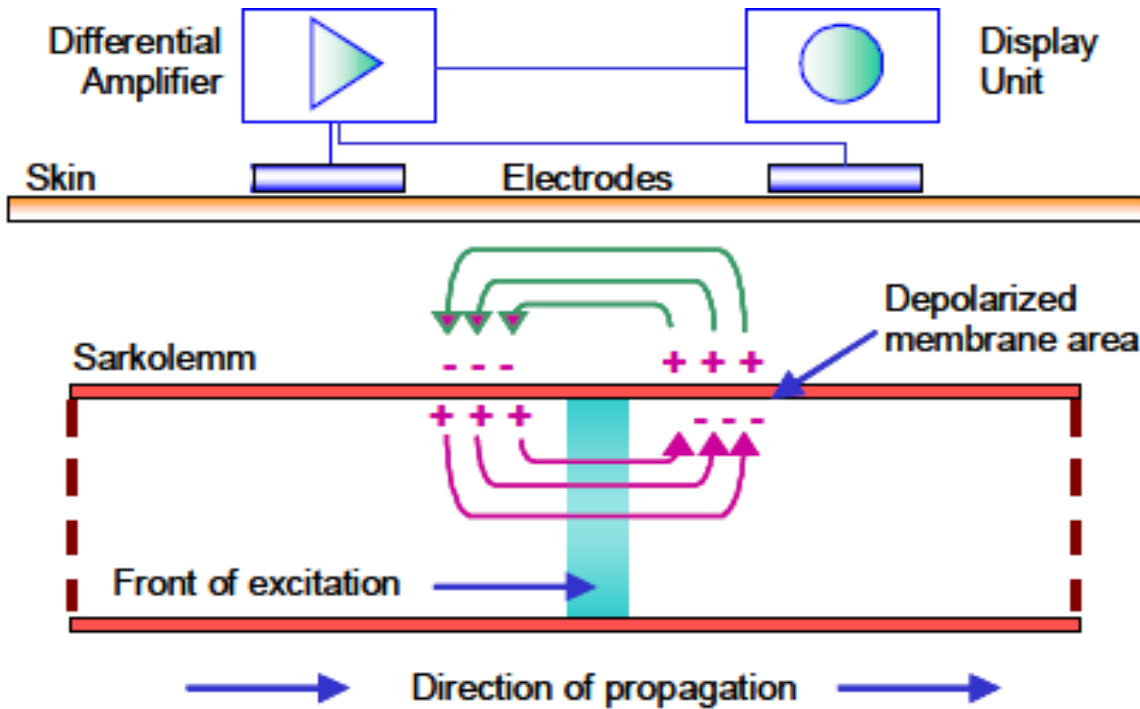


Figura 2: Esquema de la actividad eléctrica y su detección en células musculares (Konrad,2006)

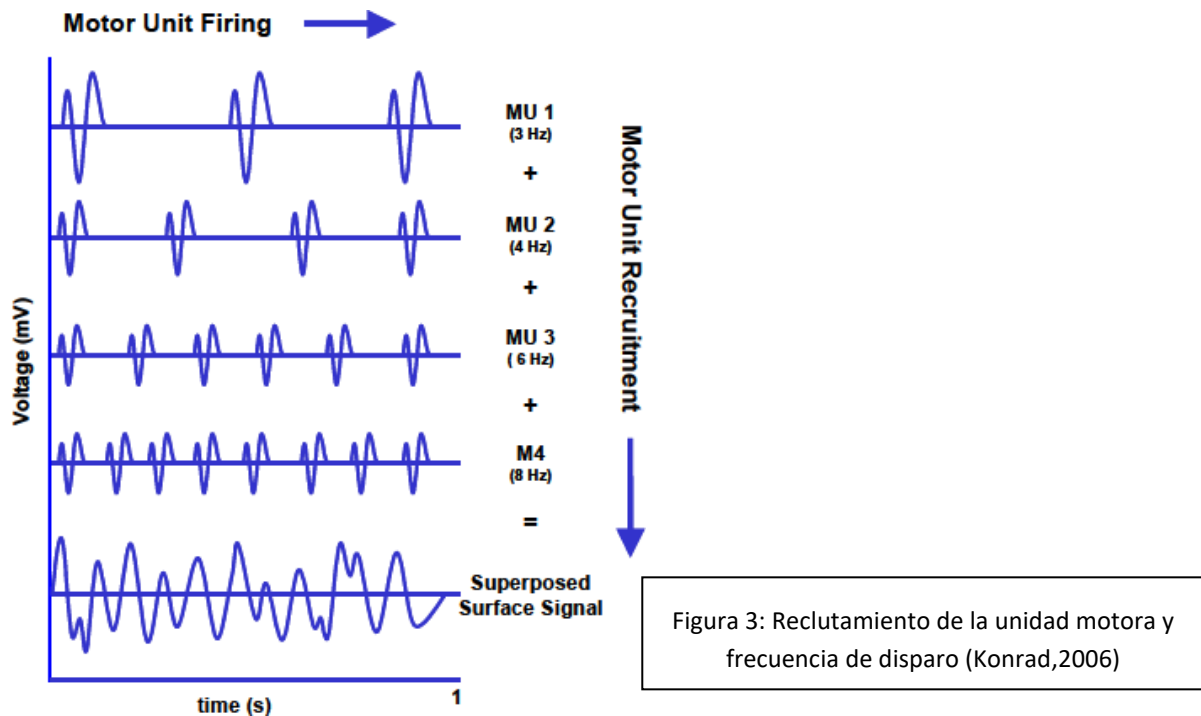
2.2.1. COMPOSICIÓN DE EMG

La señal EMG final se obtiene como fruto de la superposición de MUAPs (Potencial de Acción de Unidades Motoras) ya que los potenciales de acción son registrados bajo el electrodo y superpuestos, siendo observados como una señal bipolar con una distribución simétrica de amplitudes negativas y positivas

Los 2 mecanismos más importantes que definen la magnitud y densidad de la señal observada son el reclutamiento de MUAPs y la frecuencia de reclutamiento. A su vez estos mecanismos son las principales estrategias de control para ajustar la contracción y modular la fuerza de los músculos implicados (Konrad, 2006). Debido al tejido conjuntivo y a la piel se produce un filtrado paso bajo natural sobre la señal original y por ellos la frecuencia de disparo analizada no presenta la frecuencia y amplitud originales. Por simplicidad se puede establecer que la señal EMG refleja directamente el reclutamiento y disparo de las unidades motoras detectadas.

La frecuencia de las señales musculares EMG se asocia con un reclutamiento que puede ser espacial o temporal. Un músculo necesita un esfuerzo determinado para activarse y contraerse y por lo tanto para adquirir dicho umbral recluta fibras musculares de 2 formas:

- Reclutamiento temporal: consiste en activar la fibra con una frecuencia mayor y encadenar varias activaciones en un intervalo corto de tiempo
- Reclutamiento espacial: consiste en un reclutamiento de espacio físico en el que se reclutan un número mayor de fibras locales.



2.2.2. FACTORES DE LA SEÑAL EMG

Características tisulares

El cuerpo humano es un buen conductor de la electricidad pero desgraciadamente esta conductividad depende del tipo de tejido, grosor, cambios fisiológicos y temperatura. Estas condiciones pueden variar enormemente de sujeto a sujeto o incluso en el mismo sujeto y por lo tanto impedir una comparación directa de parámetros extraídos de la señal EMG.

Interferencia fisiológica

Los músculos vecinos pueden producir una cantidad elevada de señal EMG que es detectada por un electrodo local. Normalmente este cruce de señales no excede el 15% del contenido total de la señal.

Otro posible cruce que se da en la señal con la EMG es el que se produce con la señal ECG. Los picos de ECG pueden interferir con la señal EMG sobre toda en el tronco superior y músculos del hombro.

Cambios de geometría

Cualquier cambio de la distancia entre la señal de origen y el punto de detección puede alterar el registro EMG. Es un problema inherente a cualquier estudio dinámico y también puede ser causado por una presión externa.

Ruido externo

Se debe tener especial cuidado en ambientes muy ruidosos eléctricamente. El más importante es la interferencia directa de sonido eléctrico, producida por un incorrecto aislamiento de los dispositivos externos

Electrodos y amplificadores

La selección, calidad y ruido del amplificador interno puede añadir componentes a la línea base de la señal EMG. El ruido del amplificador interno no debe exceder los $5 V_{RMS}$. La mayoría de estos factores se minimizan al controlar la preparación de la adquisición y las condiciones del entorno.

Electrodo de referencia

Como mínimo es necesario un electrodo de referencia para cada sujeto. Normalmente se suele seleccionar una zona no afectada eléctricamente y cercana a la zona de adquisición como por ejemplo articulaciones, zonas óseas, etc. Este electrodo debe seguir las mismas especificaciones que los demás y tener un diámetro menor a 1 cm.

2.2.3. ARTEFACTOS DE EMG

Interferencia de ruido eléctrico

Un amplificador de EMG puede captar ruido a través de la red eléctrica que se observa como un ruido incrementado en la línea base en los 50 Hz o 60Hz. Si el electrodo es fijado correctamente entonces este problema se debe a otros dispositivos con un mal aislamiento. Se debe evitar la conexión múltiple de varios dispositivos con el mismo conector.

Baseline offset

Este salto constante en línea de base puede ocurrir si hay cambios en el lugar de aplicación después de una auto-calibración o si el sujeto no estaba relajado en la adquisición inicial. La forma más correcta de evitar este problema es usar una función correctora de "offset" antes de registrar los datos.

Saltos de línea base

Cualquier evento de señal miográfica vuelve a cero a los pocos milisegundos y la línea de reposo del EMG se mantiene en cero, si se observa un tiempo de estabilización mayor a 5 milisegundos entonces hay un artefacto (Konrad, 2006, pág. 24). Este artefacto se produce porque los cables de los electrodos se agitan demasiado o si la distancia entre el centro muscular y el sitio del electrodo es cambiado por presión externa o fuerzas musculares. Para solucionar este problema se necesita una correcta fijación de los cables y electrodos y una preparación adecuada de la piel antes de la adhesión.

Interferencia ECG

Siempre que se registren señales cerca del corazón (hombro y músculos del tronco en el lado izquierdo) los eventos ECG pueden contaminar la señal EMG. Este artefacto biológico a veces no se puede eliminar pero puede ser reducido por medio de la modificación de la posición del electrodo a tierra o la aplicación de algoritmos de procesado (Konrad, 2006).

2.3. FATIGA MUSCULAR

Tras haber realizado una introducción a la anatomía muscular evaluada en la adquisición de datos y los fundamentos básico de EMG es necesario aplicar estos conceptos al caso de estudio concreto del presente TFM: la valoración de la fatiga muscular.

2.3.1. FATIGA MUSCULAR

El principal problema de la fatiga muscular, que se produce en diversas ocasiones, es que su interpretación no es un algo trivial sino que está enormemente influenciada por el subjetivismo del paciente y su capacidad mental. **1-C**

La fatiga expresa la incapacidad de un tejido para responder normalmente a un estímulo. La fatiga fisiológica se corresponde con la disminución de la capacidad funcional de una parte del cuerpo provocado por exceso de actividad. **Fa**

Se debe distinguir entre fatiga central (considerando estructuras como el cerebro o la médula) y la fatiga periférica remitida al sistema musculo esquelético (sarcolema, actina/miosina). En el nivel central la fatiga se expresa inhibiendo la respuesta motriz con el fin de que el músculo ahorre energía con una reducción de excitación. En el nivel periférico la fatiga se expresa por un decaimiento de la actividad muscular.

Con la fatiga muscular hay una disminución de la fuerza, de la precisión de los movimientos y finalmente un temblor. Esta fatiga aparece cuando se supera la potencia crítica de un musculo que representa el régimen de funcionamiento en unas condiciones en las que la actividad pueda ser mantenida varias horas, a la máxima fuerza que un músculo pueda ejercer durante un tiempo indefinido, tanto que por encima de ese comportamiento se llega al agotamiento local.

Electromiográficamente, la fatiga de un músculo esquelético se puede definir como la imposibilidad por parte del músculo para mantener una tarea determinada sin modificar su nivel de actividad eléctrica.

La fatiga muscular se detecta cuando aumenta la energía y la frecuencia disminuye. El principal inconveniente del estudio de la fatiga en la EMG de superficie es que la señal no se capta con la potencia suficiente y por lo tanto ambos tipos de reclutamiento se confunden y para distinguirlos o simplemente poder cuantificar la fatiga se debe estudiar la evolución de la señal en cuanto a la frecuencia para determinar la pérdida de reclutamiento.

A medida que aumenta el nivel de fuerza ejercida durante la contracción muscular, por una parte, se produce un aumento del número de unidades motoras activadas, observable por aumento de la amplitud (reclutamiento espacial) y, por otra, se produce también un aumento de la frecuencia de disparo de las motoneuronas (reclutamiento temporal). Tales requerimientos condicionan la morfología y las características de las ondas del EMG, explicable por los cambios bioquímicos a nivel del músculo, variaciones en la proporción de combustible, etc.

Ante contracciones estáticas por debajo del máximo tanto la parametrización en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia muestran cambios en el dominio temporal debido a la fatiga. La prueba clásica requiere un nivel de carga constante en una posición y ángulo bien definidos (Brocas, 1989). Debido al reclutamiento de unidades motoras, la amplitud muestra un incremento mientras que la frecuencia media o mediana del espectro de potencia muestra un descenso durante el tiempo de contracción.

La carga de trabajo que experimenta el músculo se puede apreciar en la señal bruta, estimando una envolvente representativa del *área* de la misma. En la práctica se recurre al análisis del electromiograma integrado, a la señal rectificadora (Lindström, 1974). La fatiga se acompaña de un creciente aumento de la amplitud en función del tiempo del EMG integrado, a mayor esfuerzo mayor será la amplitud. Este método permite establecer una relación bastante precisa entre la fuerza desarrollada y la actividad eléctrica, al comienzo del ejercicio.

La amplitud está en función de la fuerza muscular ejercida en el proceso de contracción, admitiendo que existe una relación lineal entre los fenómenos eléctricos y mecánicos, aunque, algunos autores (Scherrer, 1981) han postulado una relación curvilínea. El aumento de la amplitud del trazado electromiográfico en una contracción sostenida parece que sólo se observa entre un 30% y un 80% de la máxima contracción voluntaria (MCV), produciéndose una caída del registro para valores superiores a ese rango.

Las frecuencias decrecen debido a que la velocidad de conducción de los potenciales de acción motores de las membranas musculares decrece y esto causa un desplazamiento hacia la izquierda (hacia frecuencias menores) en el espectro de energía total.

El coeficiente de regresión de la inclinación de frecuencia media o mediana hacia frecuencias menores puede ser usado como un indicador de fatiga no invasivo.

En resumen mediante técnicas de EMGs, se captan los estados de fatiga muscular que producen modificaciones en el registro de la señal EMG, correspondientes a la actividad muscular; tanto en el dominio de la amplitud (aumento, en una primera fase, pudiendo evolucionar hasta la aparición del punto de fallo) como en el terreno de las frecuencias (que disminuyen, siendo posible extraer diferentes

parámetros). En relación con el comportamiento frecuencial tiene especial interés el análisis de la densidad del espectro de potencia (DSP). Tales parámetros traducen cambios metabólicos internos en el músculo con ocasión de la contracción sostenida.

El estudio de fatiga local tiene 2 importantes aplicaciones: en primer lugar puede ser empleada para detectar debilidad muscular y en segundo lugar puede demostrar la eficiencia de ejercicios de fortalecimiento.

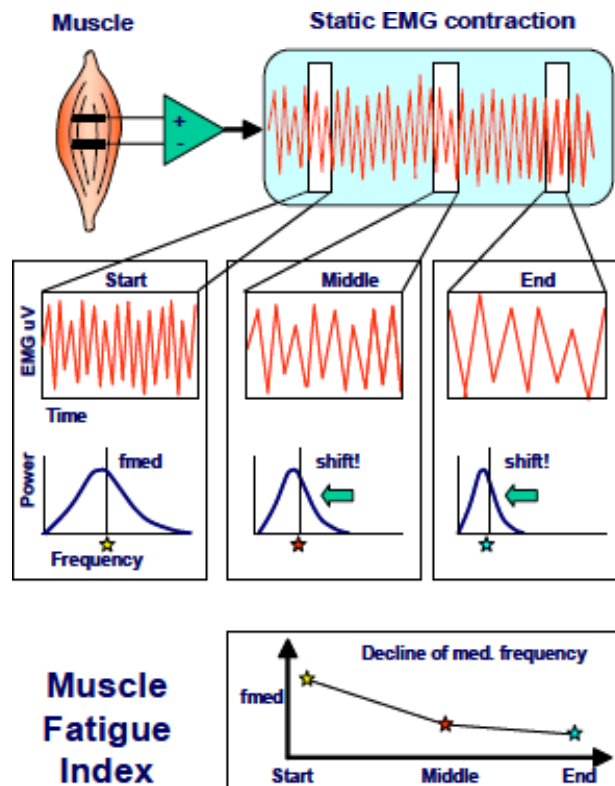


Figura 4: Ejemplo grafico de disminuci3n de la frecuencia ante la fatiga muscular (Konrad,2006, p3gina 50)

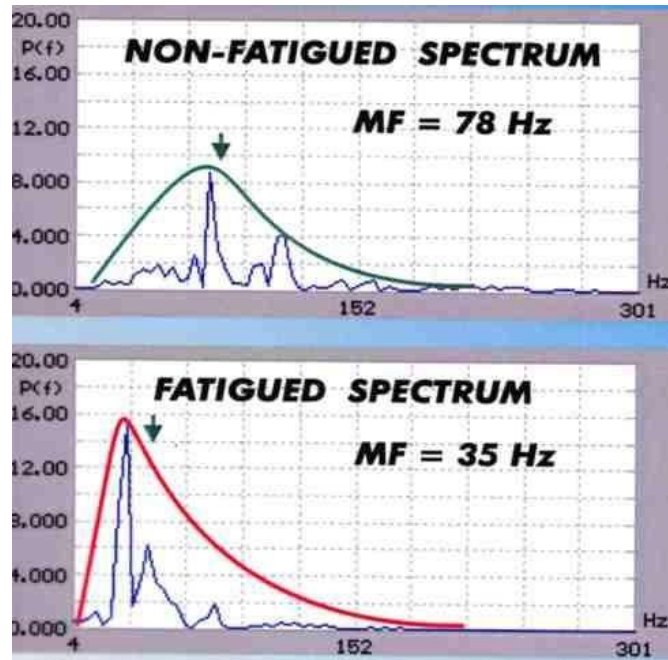


Figura 5: Desplazamiento y disminución de la fatiga en espectro de energía (Mega Eletronica, 1996)

2.3.2. MÉTODO JASA (JOINT ANALYSIS OF THE SPECTRA AND AMPLITUDE)

Tal y como se ha explicado antes, el incremento en la actividad y cambio en frecuencia indican fatiga pero su desventaja es que no solo cambia bajo la influencia de la fatiga sino que también dependen del nivel de contracción del músculo. A pesar de que la actividad eléctrica se incrementa con la fatiga también es posible que el incremento se deba a un incremento de la fuerza de contracción. Por lo tanto un aumento de la actividad eléctrica es insuficiente para probar fatiga.

En cuanto a la frecuencia y su cambio la conclusión es parecida, en aislamiento cada indicador solo es útil para demostrar fatiga muscular si el nivel de contracción de músculo es constante en las secciones de EMG usadas durante la evaluación de los datos.

En aquellos estudios en los que no se pueda asegurar que solo se evalúan segmentos de EMG con la misma contracción, para alcanzar una mejor parametrización de la fatiga, ambos indicadores (actividad y frecuencia) deben ser considerados simultáneamente. Para este hecho fue desarrollado el método JASA.

Principio JASA

La figura consiste en 3 diagramas similares. En cada diagrama el cambio de actividad eléctrica en el tiempo se representa en el eje de abscisas y el cambio de frecuencia mediana en el eje de ordenadas.

En cada diagrama el par de valores, extraído de un registro EMG, se reflejan por medio de un punto en alguno de los cuadrantes.

En primer lugar solo se consideran los cambios de actividad eléctrica (EA) en el diagrama superior izquierdo. Un incremento de la fuerza muscular conlleva un incremento de la actividad eléctrica al igual que la fatiga inducida en el músculo por una fuerza constante (Luttmann, 1996). En este caso se sitúa un punto en el plano derecho del diagrama EA-FM. De forma análoga un decremento en la fuerza muscular o una recuperación del músculo conlleva un valor negativo de actividad eléctrica y se representa con un punto en el plazo izquierdo del diagrama.

De esta misma forma se elabora también el diagrama inferior izquierdo para la frecuencia mediana (FM). Se ha explicado previamente que un incremento de la fuerza muscular superior a un 60% de MVC lleva a un incremento de la frecuencia mediana, mientras que la recuperación se asocia con un incremento de la frecuencia mediana. En ambos casos se representa con un punto sobre la abscisa en el diagrama EA-MF. Una caída de la fuerza o fatiga produce un punto en el plano inferior del diagrama (Luttmann, 1996).

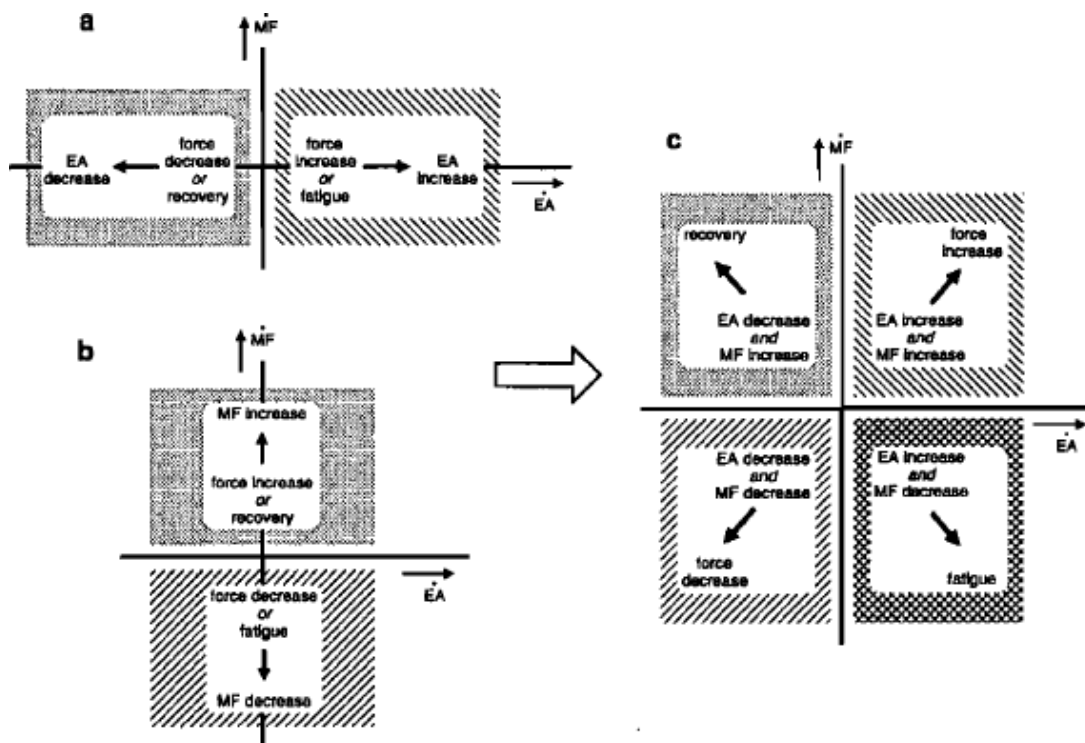


Figura 6: Diagramas para analizar fatiga y actividad eléctrica en actividad muscular. a) Cambios de actividad eléctrica. b) Cambios de frecuencia mediana. c) Diagrama JASA completo para evaluación de la actividad muscular (Luttmann, 1996).

JASA se plantea como una herramienta para discriminar cambios inductores de fatiga y cambios relacionados con la fuerza en EMG. Los cambios temporales en la frecuencia mediana se representan como una función de cambios temporales en la actividad eléctrica. Analizar un cambio en la actividad o la frecuencia mediana no por separado no permite una diferencia en la interpretación de los cambios de EMG. Por otro lado, si se consideran ambas características simultáneamente el resultado es una indicación clara de la causa de los cambios en EMG para cada cuadrante del diagrama.

En conclusión, la consideración conjunta de 2 indicadores de fatiga permite una distinción efectiva entre varias causas de cambios en el EMG. En este caso el procedimiento permite separar los cambios producidos debido a fatiga o recuperación de los producidos por una modificación en la fuerza de contracción.

2.3.3. ESTUDIOS DE COHERENCIA RELEVANTES

La coherencia EEG-EMG, también llamada coherencia corticomuscular (CMC) puede ser beneficiosa para revelar relaciones musculares y corticales subyacentes tras desórdenes neurológicos como por ejemplo un ictus.

Un estudio particular (Mima, 2001) evaluó el control cortical de EMG durante una contracción tónica débil de flexión de codo, extensión de muñeca y agarre fuerte usando todos los dedos (19, Tesis). Este estudio involucró a sujetos que realizaron tareas de fuerza al 10% o 20% de su fuerza máxima. Las señales EEG fueron registradas a través de una plantilla de 56 electrodos mientras que los registros de EMGs se extrajeron del bíceps izquierdo y derecho, del flexor radial del carpo izquierdo y derecho y de los primeros músculos dorsales interóseos presentes en la mano.

Una vez que las señales fueron registradas los datos se segmentaron en ventanas de 1024 ms sin solape. Y la coherencia fue calculada mediante la ecuación 1:

$$|R_{xy}(i)|^2 = \frac{|f(i)|^2}{f_{xx}(i)*f_{yy}(i)} \quad (1)$$

En esta ecuación f_{xx} y f_{yy} representan los espectros individuales de las señales EMG y EEG a frecuencias específicas. F_{xy} representa el espectro cruzado entre ambas señales. El resultado de esto es la coherencia entre 0 y 1. Este estudio consideró a cualquier coherencia relevante siempre que estuviera por encima del 95% de los límites de confianza que fueron calculados a partir del número de segmentos.

El resultado EEG-EMG se puede ver en la figura 7 y representa el lado afectado y lado no afectado para un mismo paciente superviviente de un ictus.

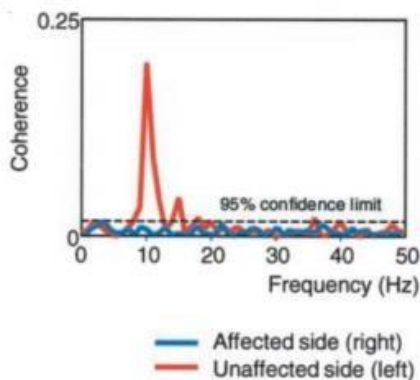


Figura 7: Resultado de coherencia del experimento realizado para pacientes infartados con el fin de evaluar

También ha habido ciertos estudios que han examinado la coherencia EMG-EMG, la cual es mucho más relevante para el este TFM.

Un estudio (Poston, 2010) involucró a sujetos empleando sus dedos pulgares, índices y corazones para ejercer fuerzas normales sobre una superficie de agarre a la máxima contracción voluntaria (MVC) y niveles bajo MVC, específicamente al 5%, 20%, 40%, 60% y 80% del MVC. Las fuerzas fueron generadas como una suma del total de la fuerza isométrica durante la prueba.

De forma similar al estudio EEG-EMG, una vez que las señales EMG fueron registradas se analizó el dominio de la frecuencia para la búsqueda de coherencias.

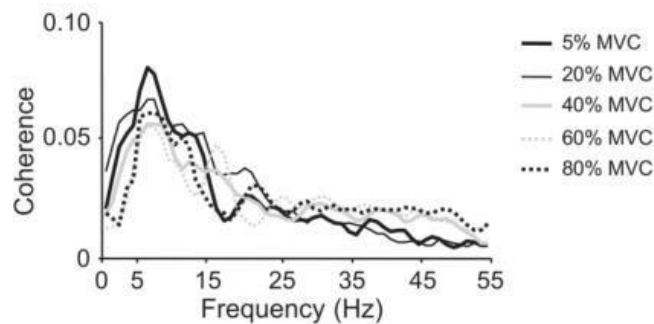


Figura 8: Resultados de coherencia EMG-EMG para cada nivel de Máxima Contracción Voluntaria (Poston, 2010)

En la figura 8 vemos que los picos más significativos se dan entre 5 Hz y 15 Hz, que es un rango bastante común al comparar otros estudios.

Otro estudio (Cheung, 2005) observa la coherencia EMG-EMG entre adultos y niños durante tareas consistentes en alcanzar y sujetar objetos. Esta prueba mostró coherencias significativas entre 1 Hz y 10 Hz con una proporción muy baja de los resultados localizada por encima de los 10 Hz. En este estudio fue sugerido también que las coherencias significativas son resultado de la conducción sincronizada hacia las motoneuronas.

3. MATERIALES

3.1. RECURSOS HUMANOS

3.1.1. SUJETOS

Para la adquisición de los datos se trabajó con 17 sujetos sin experiencia previa en cirugías laparoscópicas (para evitar que tuvieran mecanizados vicios posturales) que fueron evaluados durante una simulación laparoscópica para determinar la actividad muscular requerida y la fatiga muscular causada para llegar a cada posición de la prueba de ángulos. Los criterios de selección fueron que los sujetos tuvieran una edad entre 25 y 50 años y sus alturas estuvieran en un rango de 150 a 190 cm. Los sujetos son excluidos si presentan alguna patología muscular que dificulte el movimiento con las extremidades superiores. Tanto hombres como mujeres se incluyen sin que haya discriminación de género.

3.2. RECURSOS MATERIALES

3.2.1. AMPLIFICADOR

Los amplificadores de EMG actúan como amplificadores diferenciales y su ventaja principal es que permiten rechazar o eliminar los artefactos. Esta amplificación detecta las potenciales diferencias entre los electrodos y cancela las interferencias externas (William Hall, 1983).

La señal EMG pre-amplificada suele ser amplificada por un factor de al menos 500 a 1000, la impedancia de entrada del amplificador debe ser al menos un valor superior a 10 veces la impedancia del electrodo y el rango de frecuencia del amplificador debe estar entre 10 Hz y 500 Hz evitando siempre filtros tipo Notch puesto que destruyen gran parte de la señal (SENIAM, Stegeman, 2007).

En la adquisición de las señales se emplearon 4 amplificadores (GrassP511 AC®) para el conjunto total de señales



Figura 9: Amplificador Grass P511 AC (Natus, GrassP511 AC®)

3.2.2. TARJETA DE ADQUISICIÓN

La tarjeta de adquisición empleada es necesaria para una conversión Analógica/Digital de las señales obtenidas y un correcto muestreo. Para convertir adecuadamente el espectro en frecuencia de la señal EMG la frecuencia de muestreo debe ser al menos 2 veces más alta que la frecuencia máxima esperada para la señal cumpliendo así el teorema de Nyquist y evitando problemas de “aliasing”. Si se tiene en cuenta que para la señal EMG la mayoría de la señal está localizada entre los 10 Hz y 250 Hz y por otro lado se recomienda un amplificador entre los 10 Hz y 500 Hz entonces el resultado es que se necesita una frecuencia de muestreo de al menos 1000 Hz o incluso 1500 Hz para evitar pérdidas de señal (Konrad, 2006, pág. 13).

La tarjeta de adquisición empleada para la adquisición de las señales (NI-USB-6229, National Instruments®, Texas USA) es empleada por medio del software LabView (National Instruments®, Texas USA) y presenta 32 entradas analógicas de 16 bits y 4 salidas analógicas, 48 entradas/salidas digitales y contadores de 32 bits.



Figura 10: Tarjeta de adquisición (NI-USB-6229, National Instruments®, Texas USA)

3.2.3. PLANTILLA

Plantilla de 360 grados empleada previamente por otros autores para comparar instrumentos laparoscópicos (Ahmed, Hanna, 2004; Berguer, Gerber, 1999) cuyo fin era que los sujetos tuvieran una guía para conocer qué posición debían adoptar con el miembro superior encargado de manejar el laparoscopio. Los sujetos debían recorrer todas las posiciones de la plantilla y además repetir la posición inicial o de origen tanto al principio como final del experimento. En dicha posición de origen se estudió tanto la señal en reposo como la señal ante esfuerzo muscular.

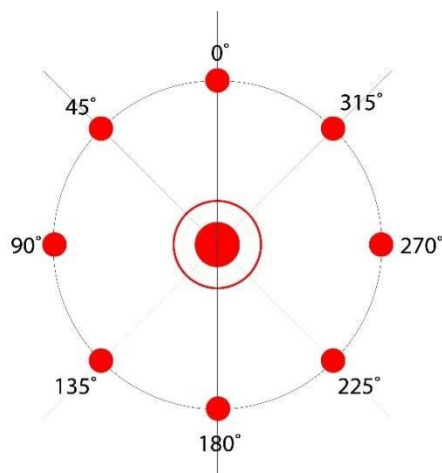


Figura 11: Plantilla para movimientos con laparoscopio de los sujetos

3.2.4. ELECTRODOS AG-AGCL Y ELECTRODO DE REFERENCIA

Durante este estudio fueron empleados electrodos de superficie debido a carácter no invasivo aunque el principal inconveniente es que solo permiten registrar músculos superficiales (Konrad, 2006). Dichos electrodos eran de tipo Ag/AgCl que destacan por estar formados por un hilo de plata sobre el cual se deposita AgCl, generalmente por vía electroquímica, en una solución de NaCl o KCl, en la cual el hilo de Ag actúa como ánodo. Estos electrodos destacan por su fácil fijación y manejo y por ser de un único uso lo cual abarata su precio. El diámetro del área conductiva es menor de 1 cm. Este tipo de electrodos se puede fijar por medio de gel o de adhesivo, destacando que los electrodos de gel suelen tener una mejor conducción y condiciones de impedancia que los adhesivos. Durante este estudio se colocaron 2 electrodos por músculo para realizar la adquisición.



Figura 12: Electrodo de Ag-AgCl

Por otro lado el electrodo de referencia se situó en la muñeca del sujeto y era de acero inoxidable.

3.2.5. BANDAS ELÁSTICAS

Se emplearon bandas elásticas blandas con el único fin de fijar los electrodos y complementar la fijación electrodo-piel. Esto permitió eliminar artefactos de la señal asociados a movimiento de electrodos.

3.2.6. PUERTO ENTRADA 5 MM

El puerto de entrada o trócar es una pieza que sirve de soporte y guía para la introducción del laparoscopio en el cuerpo humano. El trócar tiene diferentes diámetros y su principal ventaja es que permite reducir los riesgos asociados a la introducción del aparato en el cuerpo y además facilita mantener la posición al cirujano encargado de su empleo. El trócar empleado durante este estudio fue de 5 milímetros (Endopath XCEL® bladeless, Ethicon, USA).



Figura 13: Trócar para introducción del laparoscopio (Endopath XCEL® bladeless, Ethicon, USA)

3.2.7. LAPAROSCOPIO CONVENCIONAL

El laparoscopio es un instrumento quirúrgico empleado para observar la cavidad abdominal y pélvica durante la cirugía. Está compuesto por una fuente de luz de fibra óptica, un equipo de vídeo con monitores y el trócar. El laparoscopio permite realizar operaciones mínimamente invasivas en las que se puede observar el interior del cuerpo humano por medio de una pequeña incisión en la cavidad abdominal por la cual se introduce el laparoscopio (Dirección Médica, 2015).

El laparoscopio empleado en la adquisición de señales (AdTec® Single Use, Braun, Alemania) es un laparoscopio convencional de un solo uso en el que no ha sido necesario disponer de los monitores ni la fuente de luz puesto que el objetivo era valorar la ergonomía postural.

3.2.8 LAPAROSCOPIO ALTERNATIVO DE DISEÑO

Laparoscopio diseñado por el departamento similar al laparoscopio convencional con la única diferencia de que se introduce un elemento articulado esférico entre el mando y la guía de transmisión. Este elemento articulado otorga libertad postural. El prototipo impreso en 3D fue desarrollado para determinar el efecto de la libertad postural sobre la musculatura en cada posición y comparar así los resultados.



Figura 14: Laparoscopios empleados durante el estudio. Laparoscopio convencional (arriba) y laparoscopio de diseño (abajo) (Departamento DIE, ETSII, UPV).

4. METODOLOGÍA

4.1. ADQUISICIÓN DE SEÑALES

A continuación se explicará detalladamente la adquisición de la señal, aunque previamente se especificará el diseño del experimento para su adquisición.

4.1.1. DISEÑO DE EXPERIMENTO

Los músculos evaluados durante el experimento fueron el músculo trapecio (fibras superiores), el músculo deltoides (fibras anteriores), el bíceps (cabeza larga) y el flexor del carpo.

Dos electros bipolares de Ag-AgCl, de un solo uso, se colocaron en cada músculo para adquirir la señal. Los electrodos se colocaron siguiendo las recomendaciones SENIAM y fueron recubiertos por bandas elásticas para evitar interferencias asociadas a movimientos de cables. El electrodo de referencia fue un parche de acero inoxidable colocado sobre la muñeca del brazo dominante.

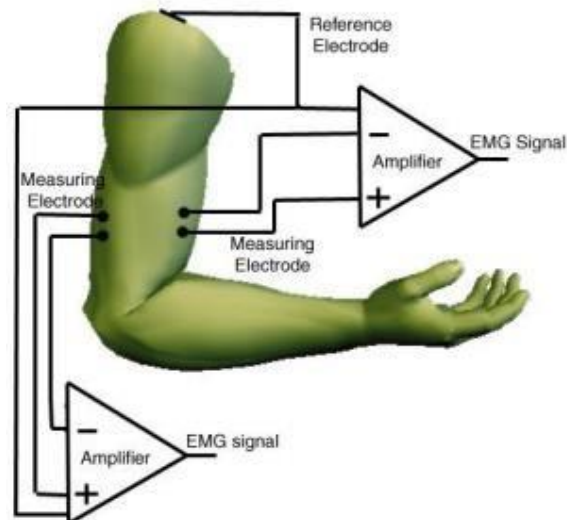


Figura 15: Esquema de ejemplo para el sistema de adquisición. (BME 366 Lab, Chicago)

Durante el experimento, los participantes mantuvieron la posición durante 55 segundos en cada punto, de acuerdo a la plantilla de 360 grados y las posiciones de entrada y salida. Las posiciones de entrada y salida son las mismas pero ejecutadas al principio y final del experimento. Un descanso de cinco segundos es requerido entre posición y posición. Al principio y final de cada experimento el sujeto mantuvo reposo durante 60 segundos con el objetivo de cuantificar el ratio señal/ruido. Los participantes recibieron una explicación detallada antes de la prueba y fueron guiados durante todo el experimento.

Las pruebas fueron realizadas dentro de una jaula Faraday con el objetivo de reducir interferencias eléctricas.

4.1.2. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

La EMG de superficie fue adquirida con el objetivo de analizar la fatiga y ergonomía postural en cada posición de la plantilla de 360 grados.

La señal bioeléctrica fue amplificada con los amplificadores detallados previamente y un filtro paso banda fue empleado con frecuencias de corte fijas de 3Hz y 1kHz.

La señal electromiográfica fue adquirida a una frecuencia e muestreo de 5kHz. Los datos fueron registrados en un ordenador en segmentos de 60 segundos por medio de una aplicación específica diseñada y desarrollada por el equipo del departamento para adquirir y analizar señales en LabView.

4.2. PROCESAMIENTO DE SEÑALES

Una vez que la señal ha sido adquirida, es el momento de cargar las señales para los sujetos estudiados en MATLAB y comenzar a realizar el procesado para poder obtener información suficiente acerca del efecto del laparoscopio sobre la musculatura y la ergonomía postural.

4.2.1. CARGAR SEÑALES

En primer lugar para poder cargar las señales de LabView a MATLAB correctamente se debe tener en cuenta el formato original. Se debe tener en cuenta que LabView registra los valores decimales con una coma mientras que MATLAB lo realiza con un punto. Si no se corrige esta modificación en la lectura de los archivos a la hora de introducir los datos se obtendrán señales erróneas puesto que MATLAB eliminará aquellos dígitos a la izquierda de la coma.

La estrategia seguida en este paso del procesamiento consiste en leer la información de las señales en formato "string" para posteriormente sustituir las comas por puntos y finalmente convertir a valores de tipo numéricos.

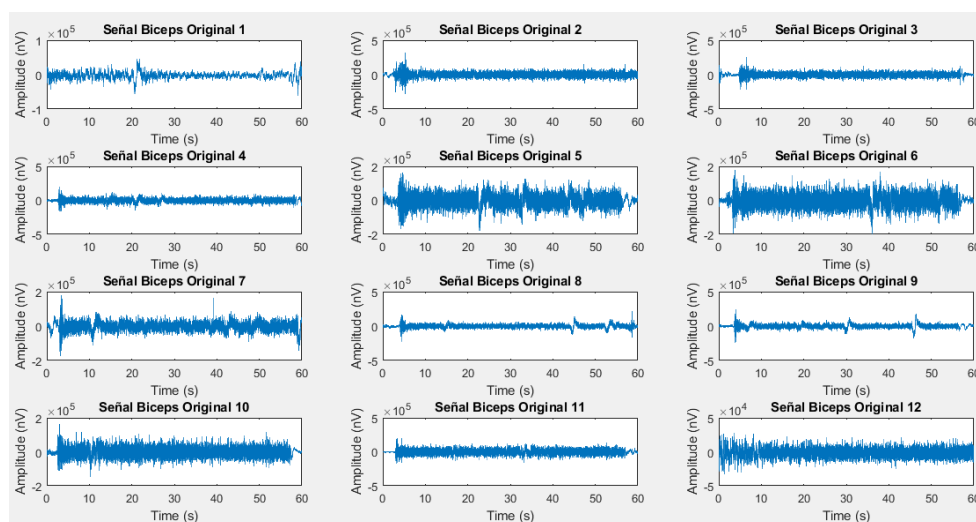


Figura 16: Señal original del bíceps para cada posición en un sujeto participante en el estudio

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

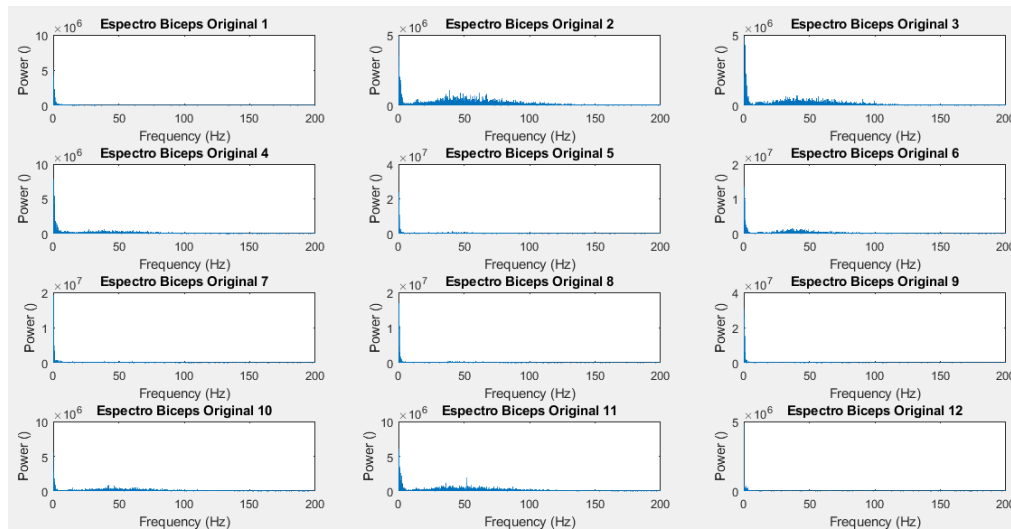


Figura 17: Espectro de energía original del bíceps para cada posición en un del estudio

A continuación se muestra la relación de señales entre sujetos para la herramienta convencional y la herramienta de diseño. En rojo se encuentran señaladas las señales originales que no ha sido posible cargar en MATLAB con el código genérico diseñado para cargar todas las señales debido a peculiaridades en el formato y errores en ciertos valores durante la adquisición.

CONVENCIONAL	DISEÑO
C20	D19
C21	D22
C24	D23
C25	D26
C28	D27
C29	D30
C32	D31
C33	D34
C36	D35
C37	D38

C40	D39
C41	D42
C44	D43
C45	D46
C48	D47
C49	D50
C52	D51

Figura 18: Tabla de sujetos válidos y sujetos con datos erróneos

4.2.2. FILTRADO DE SEÑALES

Tras haber cargado las señales de MATLAB ya es posible comenzar a extraer información válida para el análisis muscular. El primer método que se ejecuta es un filtro.

Se emplea un filtro paso banda con frecuencias de corte inferior y superior de 15 Hz y 400 Hz respectivamente para conseguir una señal más nítida en la que se han eliminado las frecuencias que no interesan dadas las características de la señal EMG. Para definir el filtro de forma idónea se debe tener en cuenta la frecuencia de muestreo de las señales, 5000 Hz en este caso de estudio, y se debe establecer el orden y tipo de filtro. En el presente TFM, el orden del filtro establecido ha sido 10 y el tipo ha sido Butterworth paso banda.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

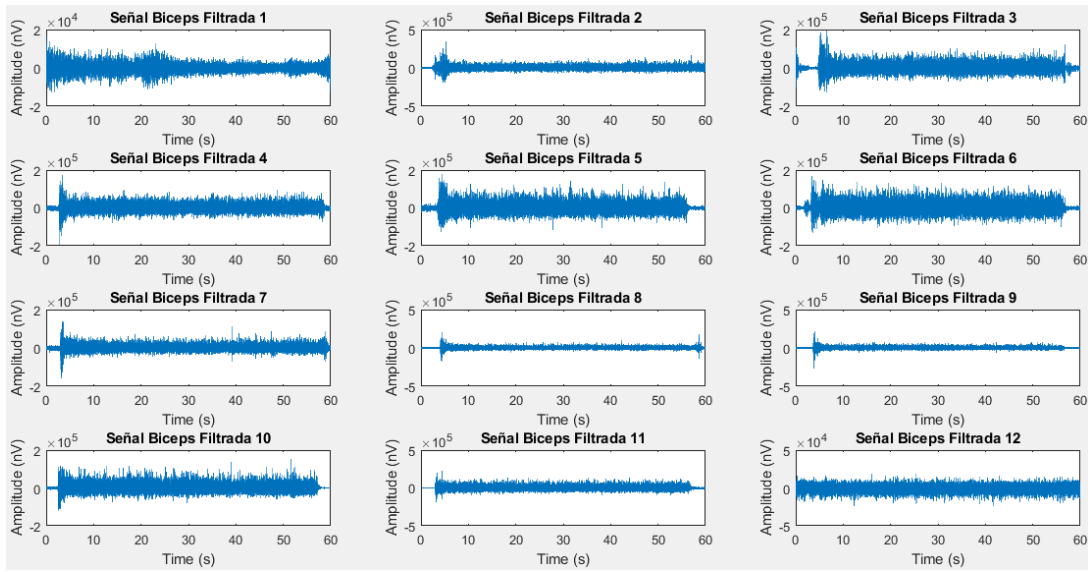


Figura 19: Señal filtrada del bíceps para cada posición en un sujeto del estudio

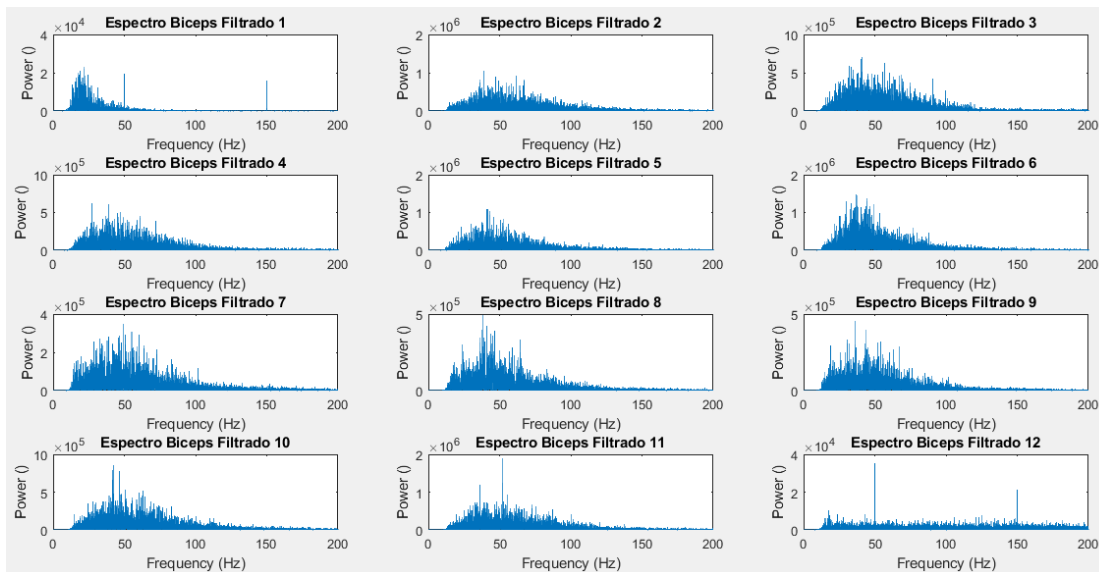


Figura 20: Espectro de energía de la señal del bíceps filtrada para cada posición en un sujeto del estudio

4.2.3. DIEZMADO DE SEÑALES

A fin de facilitar el manejo de un número tan elevado de señales y la gran cantidad de datos (se debe recordar que cada señal cuenta originalmente con 30000 datos para cada uno de los 4 músculos y cada una de las 12 posiciones, en total se tienen las señales de 8 sujetos) se procede a realizar un diezmando para reducir la cantidad de información.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

Para realizar este diezmado en lugar de optar por el método tradicional en el cual se elimina un valor aleatorio cada X valores se ha optado por un diezmado en el que una vez establecido el factor de diezmado (5 en este caso de estudio) se ha realizado la media cada 5 valores y se ha almacenado en un nuevo vector. De este modo además de diezmar la señal y bajar su frecuencia de muestreo de 5 kHz a 1 kHz se consigue un suavizado de la señal que favorecerá un mejor análisis de las señales.

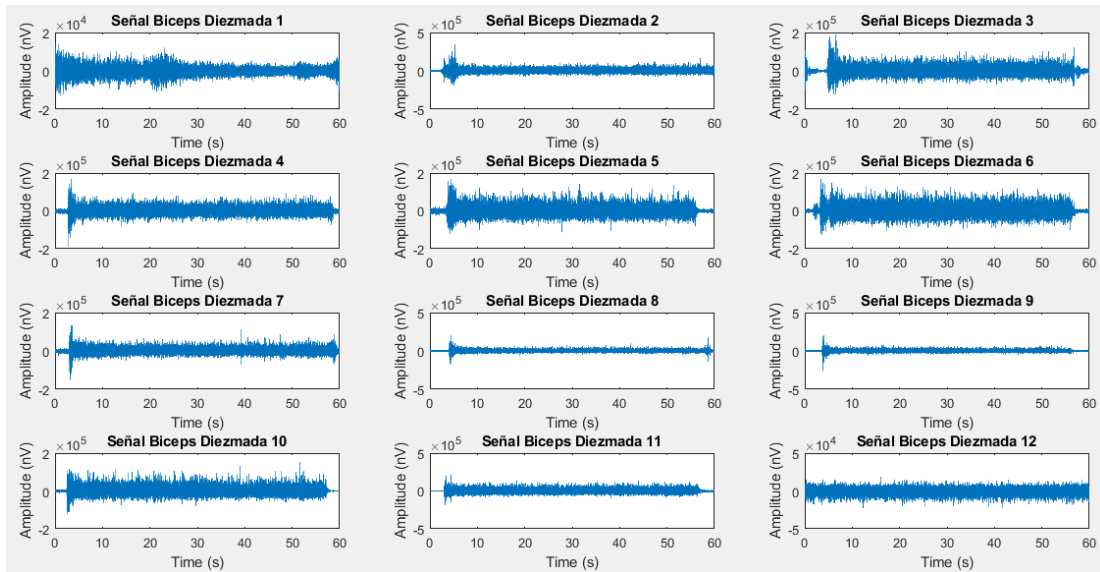


Figura 21: Señal diezmada del bíceps para cada posición en un sujeto del estudio

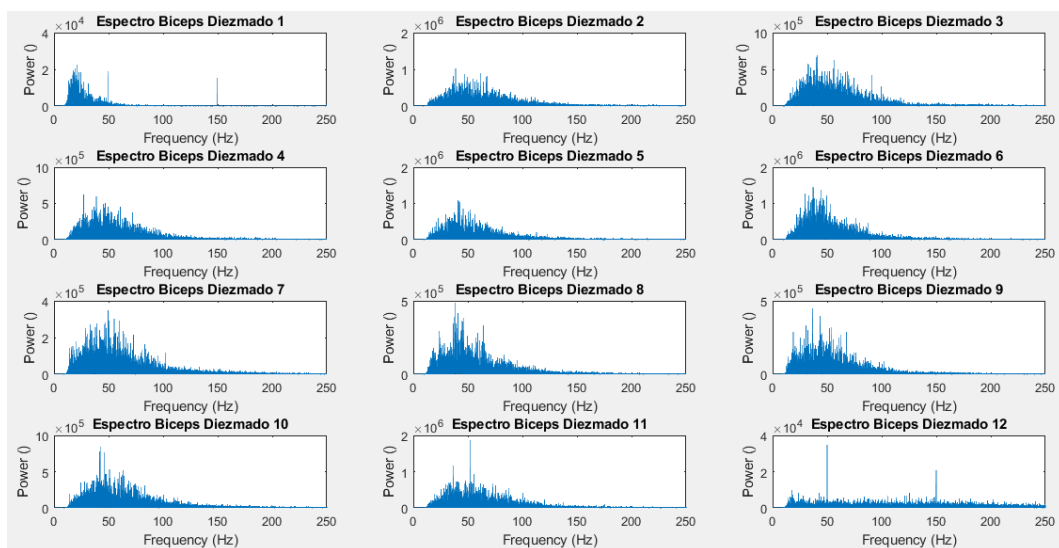


Figura 22: Espectro de energía de la señal del bíceps diezmada para cada posición en un sujeto del estudio

4.2.4. RECORTADO DE SEÑALES

Tras haber realizado las modificaciones necesarias de la señal en el dominio de la frecuencia y el dominio temporal, el último paso previo a la extracción de la señal de coherencia es recortar las señales.

El objetivo de este paso es eliminar aquellos segmentos de la señal con una mayor presencia de artefactos que dificultarían una lectura correcta. En el presente TFM, todas las señales de los sujetos con las que se ha trabajado tenían una duración de 1 minuto por cada posición ejecutada. La medida que se ha llevado a cabo ha sido recortar los 10 primeros segundos y los 10 últimos segundos de cada señal y la justificación de los segmentos recortados elegidos se debe al hecho de que en los segundos iniciales los artefactos de movimiento del sujeto son mayores puesto que es un periodo de transición entre posiciones y necesita un tiempo para estabilizar su posición, por otro lado los segundos finales han sido eliminados debido al movimiento del sujeto asociado a la dificultad de mantener la posición y la preparación de este para realizar un cambio a la siguiente posición.

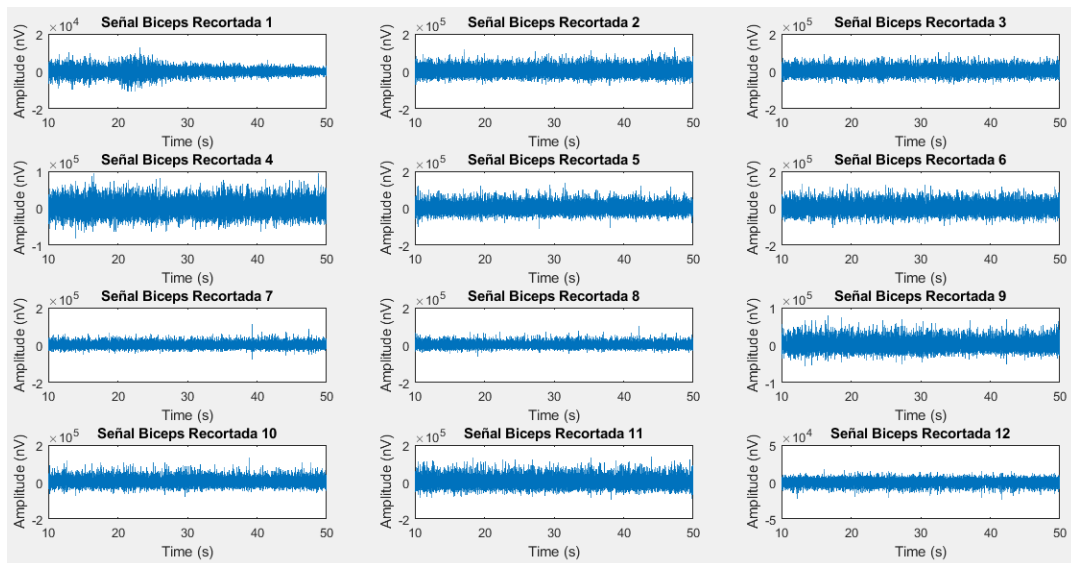


Figura 23: Señal final recortada del bíceps para cada posición en un sujeto del estudio

4.2.5. ANÁLISIS DE COHERENCIA

Con este apartado comienza la explicación en detalle del principal método elaborado durante el presente TFM para la evaluación de la activación muscular en usuarios de laparoscopia para actividades quirúrgicas.

El primer paso será definir la función de coherencia, dar una explicación de sus principales parámetros, explicar las funciones estadísticas que se han tenido en cuenta y finalmente explicar cómo se ha aplicado esta información a la implementación en MATLAB.

Función de coherencia

La coherencia entre 2 señales viene dada por la siguiente ecuación:

$$C_{xy}(f) = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{xx}P_{yy}} \quad (2)$$

donde el cociente es un número real entre 0 y 1 que mide la correlación en frecuencia entre 2 señales.

Para calcular dicha coherencia en MATLAB se emplea la función “mscohere”. Esta función toma secuencia de las señales x_n e y_n , calcula su espectro de energía y devuelve el cociente de la magnitud al cuadrado del espectro cruzado con el producto de los espectros de energía (MathWorks, MATLAB).

El análisis de coherencia ha sido empleado para evaluar la relación entre señales de EMG en el dominio de la frecuencia. El espectro de coherencia se define como la magnitud al cuadrado del espectro cruzado, normalizado por el producto de los espectros individuales de las 2 señales individuales comparadas. Si hay un pico presente en el espectro de energía cruzado entonces hay una frecuencia común que aparece en ambas señales. Sin embargo esto no es válido para el dominio temporal ya que las frecuencias podrían aparecer en momentos distintos de tiempo. Por tanto la función de coherencia calcula las estimaciones promediadas del espectro de energía cruzado y los espectros de energía en segmentos. Este método fue propuesto por Welch (Welch, 1967) y es el método empleado a través de MATLAB para nuestro estudio.

Los parámetros modificables de esta función son el enventanado (8 ventanas por defecto), el solape (50% por defecto) y los puntos FFT (256 por defecto).

El análisis de coherencia proporciona valores entre 0 y 1, donde el 0 representa que no hay correlación y el 1 una correlación perfecta. Sin embargo en condiciones reales el valor de coherencia va a ser siempre virtualmente menor que 1 puesto que la posibilidad de que 2 señales distintas sean exactamente iguales es muy improbable.

Los estudios electrofisiológicos han obtenido ventajas del análisis en coherencia con el objetivo de mostrar relaciones entre músculos (EMG-EMG) o actividad cerebral y músculo (EEG-EMG). Para estudios que involucran registros EMG, el análisis de coherencia se emplea para entender la coordinación entre pares de músculos por medio de la visualización de las señales EMG en frecuencia e identificando coincidencias en fuerza y periodicidad de frecuencias significativas (Cram, 2012).

Según un estudio de coherencia neuronal, (Schoffelen, 2005) las oscilaciones coherentes en el sistema motor pueden significar una activación de múltiples músculos a través de entradas mutuas de grupos neuronales creando así un mecanismo de interacción efectiva y eficiente.

Simulación de coherencia

En primer lugar, previamente al cálculo de la función de coherencia aplicada a las señales experimentales disponibles, se realizó una prueba simulada del funcionamiento de la función de coherencia de MATLAB y sus parámetros. Dicha prueba simulada permite analizar los valores que se obtienen por medio de la función de coherencia y además permite adquirir conocimientos más

detallados acerca de la influencia de los parámetros de la función en la representación de la coherencia.

La prueba consiste en definir 2 señales sinusoidales entre las cuales se comparará la coherencia. La primera señal sinusoidal consiste en un sumatorio de funciones seno con frecuencias de los 20 a los 100 Hz, por otro lado se define una segunda señal sinusoidal formada por el sumatorio de funciones seno con frecuencias de los 40 a 60 Hz. Ante esta señal definida el resultado que cabe esperar es que la coherencia sea máxima en las frecuencias que se dan para ambas señales. La frecuencia de muestreo fue de 10000 Hz. Además se introdujo ruido aleatorio en ambas señales para recrear mejor las condiciones de coherencia.

En el presente TFM la simulación sinusoidal presentó los siguientes gráficos para la función de coherencia

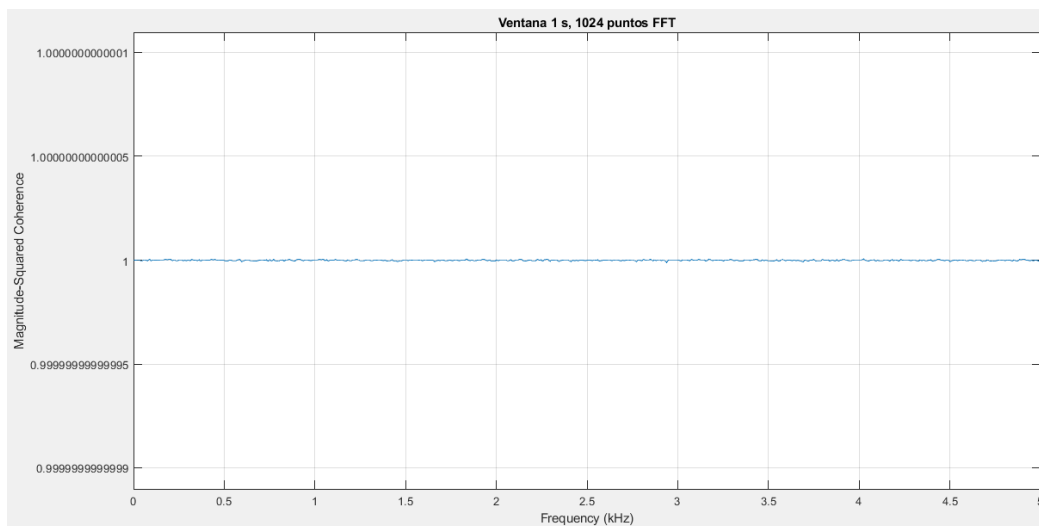


Figura 24: Coherencia para la señal sinusoidal con una ventana de igual longitud a la señal

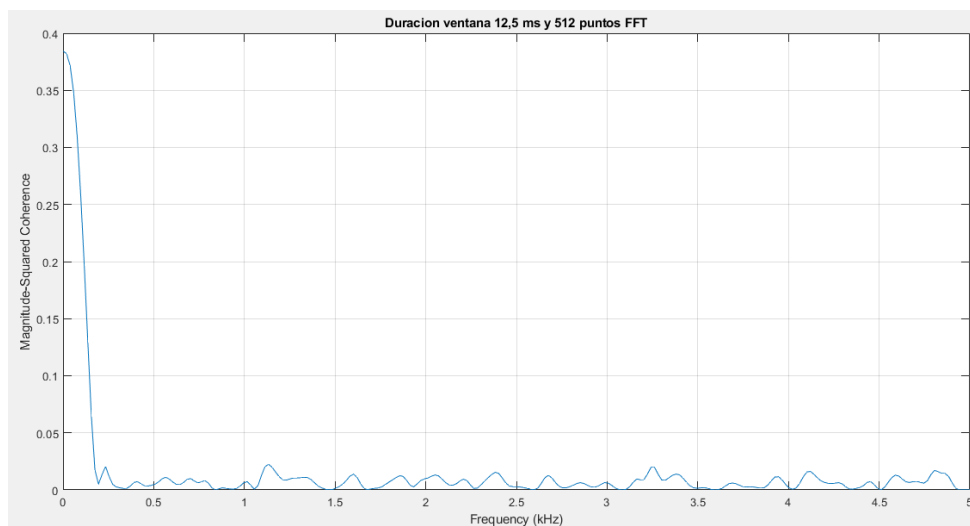


Figura 25: Coherencia de la señal sinusoidal para una ventana de 12,5 ms y 512 puntos FFT

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

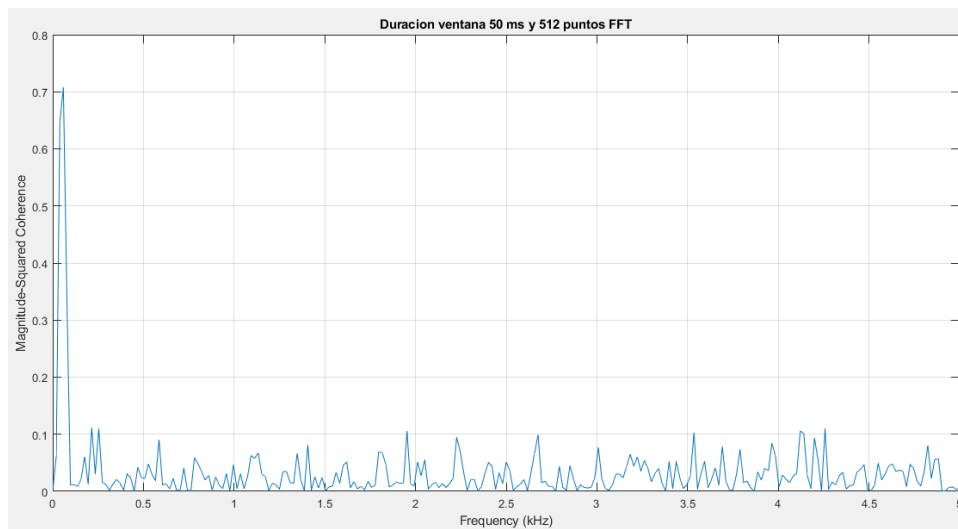


Figura 26: Coherencia de la señal sinusoidal para una ventana de 50 ms y 512 puntos FFT

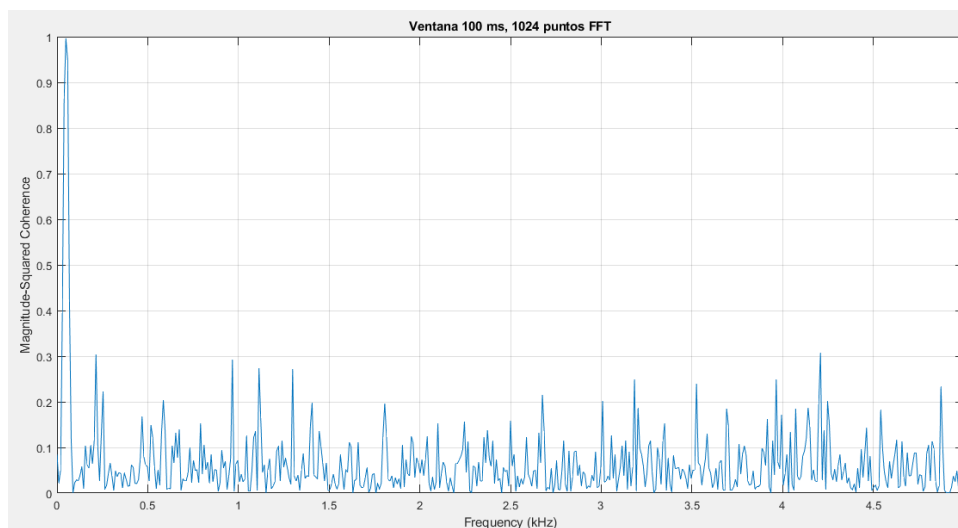


Figura 27: Coherencia de la señal sinusoidal para una ventana de 100ms y 1024 puntos FFT

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

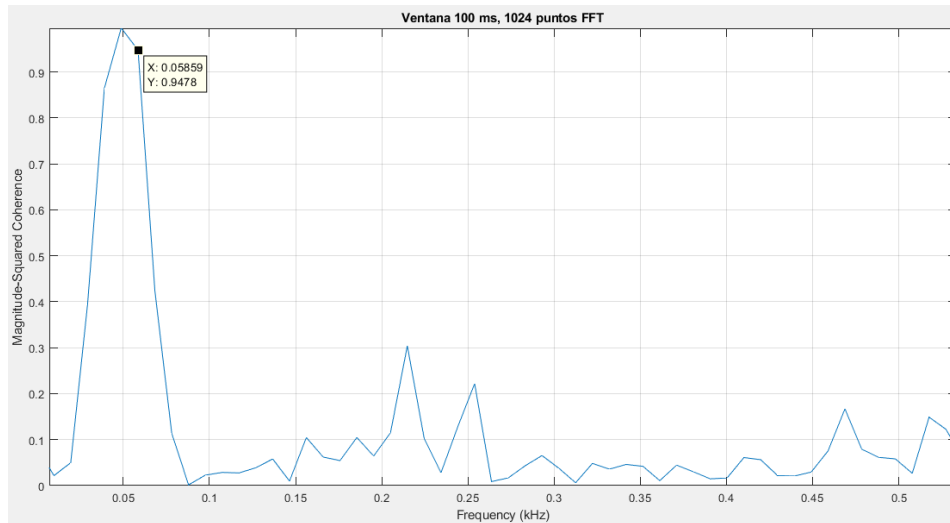


Figura 28: Coherencia de la señal sinusoidal ampliada para una ventana de 100ms y 1024 puntos FFT

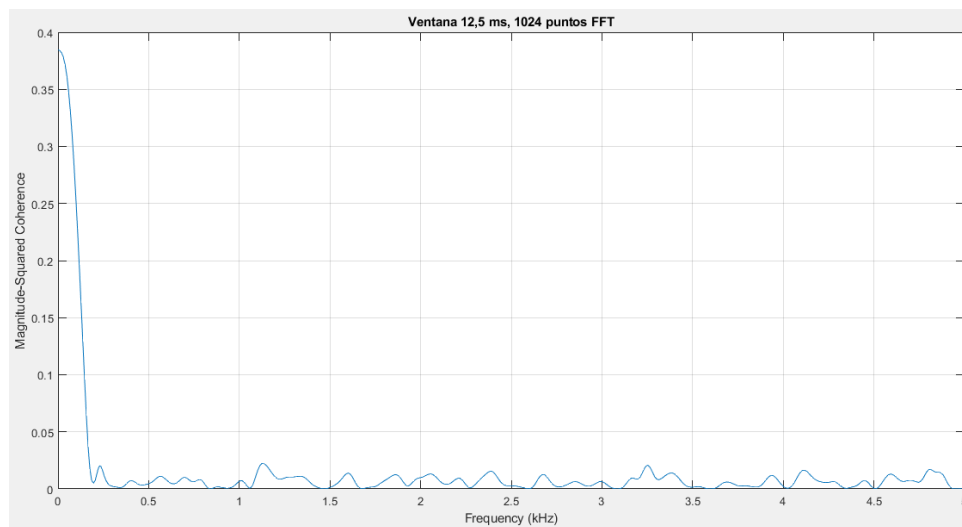


Figura 29: Coherencia de la señal sinusoidal para una ventana de 12,5 ms y 1024 puntos FFT

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

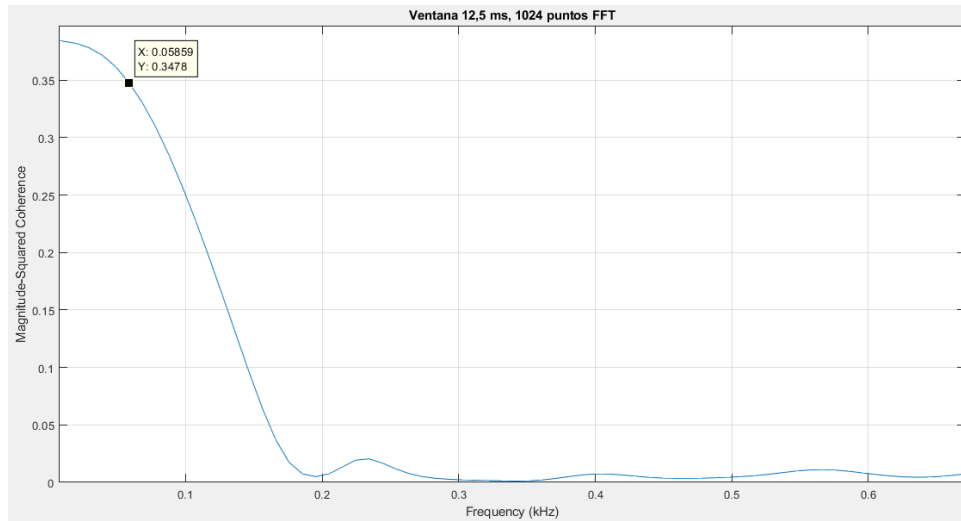


Figura 30: Coherencia de la señal sinusoidal ampliada para una ventana de 12,5 ms y 1024 puntos FFT

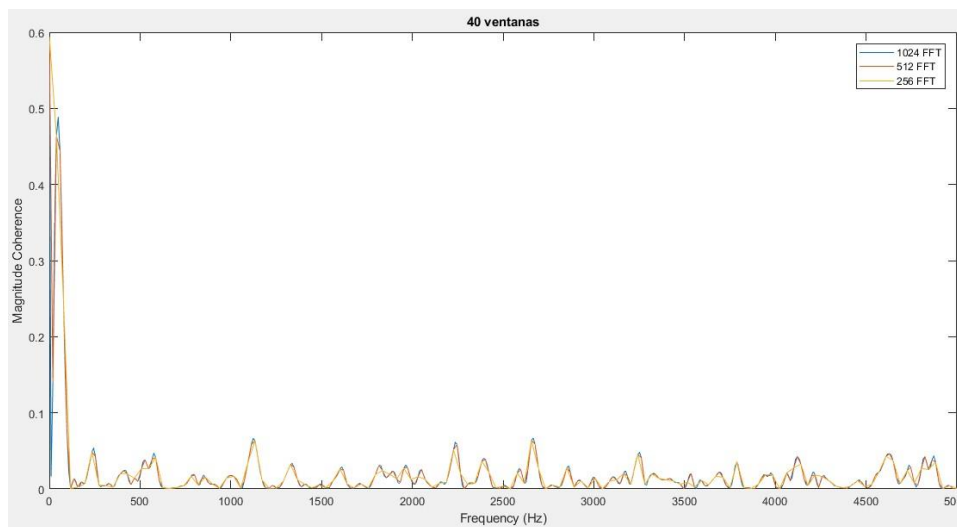


Figura 31: Coherencia de la señal sinusoidal para 40 ventanas y distinto nº de puntos FFT

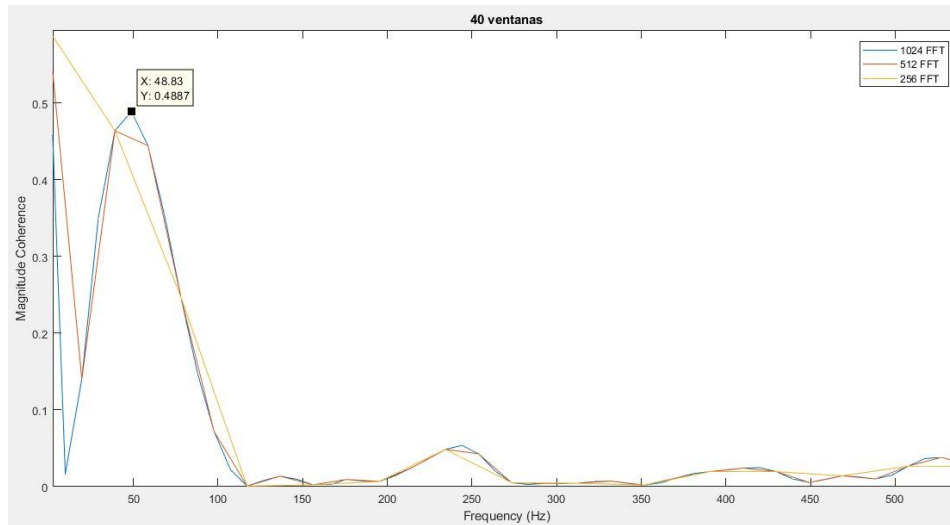


Figura 32: Coherencia ampliada de la señal sinusoidal para 40 ventanas y distinto nº de puntos FFT

Ante las pruebas realizadas y las gráficas obtenidas se estableció que los parámetros ideales para ejecutar la función de coherencia y obtener la mejor resolución posible serían un solape del 50%, un enventanado con 40 ventanas y la siguiente potencia de 2 más cercana a la duración de la ventana para los puntos FFT.

La totalidad de pruebas de coherencia fueron realizadas con ventanas de 1 segundo para un total de 40 ventanas y 1024 puntos de FFT y por otro lado con ventanas de 2 segundos para un total de 20 y 2048 puntos de FFT.

Parámetros de coherencia

Resolución: es el valor obtenido al dividir la frecuencia de muestreo entre el número de muestras. Se establece como la mínima cuantificación realizable entre 2 valores consecutivos. Más adelante se explicará la diferencia con la definición, parámetro no constante que si depende del tamaño de ventana.

Ventana: el tamaño (duración de la ventana) determina el número de segmentos distintos que se especifican a la hora de analizar la señal. Cuanto mayor es el número de ventanas y por lo tanto su duración es más pequeña se obtiene una menor resolución y por lo tanto la coherencia disminuye ya que lo que se provoca es un suavizado de la señal. Si el número de ventanas de la señal es 1 entonces la función de coherencia devuelve un valor de 1 puesto que al ser una única ventana se analiza la señal entera y no se produce una estimación de valores.

Puntos FFT: este parámetro permite definir la cantidad de puntos que se obtienen al calcular el espectro de Fourier de la señal para poder realizar un análisis en el dominio de la frecuencia. El valor de puntos FFT debe ser un valor que sea potencia de 2 y mayor que la duración de la señal. El efecto que produce el hecho de que el valor de FFT sea mayor que la duración de la ventana es que la señal se rellena con ceros para igualar los tamaños. Al añadir estos ceros podemos hablar de un nuevo

parámetro llamado definición. Mientras que la resolución es fija puesto que depende de la frecuencia de muestreo y del número de muestras, la definición depende del cociente entre la frecuencia de muestreo y la señal rellenada de ceros que no es constante puesto que dependiendo de la ventana fijada se deben añadir los ceros necesarios para igualar su tamaño al valor de puntos de FFT.

De la explicación previa se deduce que el tamaño de la ventana y el número de puntos FFT deben ser lo más parecidos posibles para evitar manipular la señal en exceso ya sea eliminando muestras o añadiendo ceros para igualar los tamaños. Si los valores de la ventana son mucho mayores entonces la señal tiene demasiada definición y se capta también el ruido. Si la ventana es mucho menor se pierde definición.

En referencia a los parámetros de la ventana temporal y los puntos FFT se debe destacar que existe un compromiso entre ambas. Este compromiso se traduce en que no se puede obtener una mejor resolución con un parámetro sin variar el otro. Se ha observado y demostrado que si se aumenta la duración de la ventana y por lo tanto la señal es analizada en segmentos más grandes disminuye la resolución mientras que por otro lado si se aumentan los puntos FFT la resolución aumenta puesto que se analizan un mayor número de frecuencias del espectro.

Solape: El solape indica el porcentaje de superposición entre 2 ventanas consecutivas. Cuanto mayor es el solape mayor coincidencia entre valores habrá para un rango temporal y por lo tanto la resolución aumenta ya que hay una mayor cantidad de información en un rango muy específico. Por otro lado cuanto menor es el solape entre ventanas se obtiene menos información y por lo tanto la resolución disminuye. Durante el empleo de la función de coherencia por defecto hay un solape fijado del 50% lo cual indica que el número de ventanas reales que se emplean para estudiar la señal equivalen a las ventanas especificadas mediante la siguiente ecuación:

$$N^{\circ} \text{ ventanas reales} = (N^{\circ} \text{ ventanas especificadas} * 2) - 1 \quad (3)$$

Por lo tanto el valor de solape juega un papel importante puesto que modifica la cantidad real de ventanas que se establecen en una señal.

Tratamiento estadístico

Al aplicar la función de coherencia para estudiar la relación entre 2 señales se debe evitar pensar en una coherencia literal que indica literalmente similitud ya que si se atiende a las características de dicha función la información que proporciona es la relación entre 2 señales en función de la frecuencia o banda de frecuencias en las que hay similitud. La coherencia no puede ser entendida sin la frecuencia.

Una vez realizada esta aclaración también es necesario indicar que la función de coherencia no solo genera amplitudes de señal entre 0 y 1 donde hay frecuencias para las que las señales se asemejan

sino que también capta como similares posibles artefactos e interferencias que se presentan en las señales a comparar y en la misma frecuencia. La importancia de este hecho radica en que esto puede causar problemas a la hora de interpretar los valores obtenidos en la señal de coherencia puesto que se observan valores de coherencia donde realmente no hay similitud entre la parte de la señal que nos interesa sino entre el ruido presente en ese intervalo. Para solucionar este problema se plantea el uso del Intervalo de Confianza que sirve como umbral para conocer a partir de qué valor el valor de coherencia es válido.

Como se ha podido observar en estudios previos de coherencia el valor obtenido en la función de coherencia no tiene que alcanzar necesariamente valores altos para que sea considerado que hay similitud en frecuencia entre las señales. Un estudio de coherencia con MATLAB (Stephen, 2013) muestra como a valores centrados en torno a 0.1 ya se puede obtener una conclusión robusta que afirma la existencia de coherencia.

¿Pero cómo se puede afirmar que una coherencia de valores inferiores a 0.5 sea significativa? La respuesta a esta pregunta radica en el Intervalo de Confianza mencionado previamente. Dicho Intervalo de Confianza (IC), fijado en 95% para este caso, permite estudiar la relación e independencia entre señales. El IC permite conocer el umbral por debajo del cual las señales se consideran independientes e irrelevantes y por encima del cual se considera que tienen una coherencia significativa aunque no se pueda garantizar dependencia, solo la inexistencia de independencia.

El IC en la función de coherencia ha sido fijado siguiendo las indicaciones de Shumway y Stroffel. (Shumway, 2006, pág 230). Básicamente, la distribución de coherencias para un par de series de datos viene dada por una distribución estadística tipo F. Las ecuaciones son las siguientes:

$$C(p) = \frac{F_{2,-2}(p)}{[{}_{2}^{df} - 1 + F_{2,df-2}(p)]} \quad (4)$$

donde F es la inversa de la función de distribución acumulativa de la distribución tipo F y df son los grados de libertad calculados como:

$$df = \frac{2 * L * n}{nfft} \quad (5)$$

donde L se corresponde con el número de ventanas, n con la duración en muestras de cada ventana y $nfft$ con los puntos de Fourier que se definen para calcular la coherencia.

4.2.6. EXTRACCIÓN DE MÁSCARAS

Una vez que se han obtenido todas las señales para todos los sujetos y se ha establecido correctamente el umbral del intervalo de confianza se procede a extraer solo aquellas partes de las señales que superen ese umbral para parametrizar. Se parametriza únicamente con estas partes de las señales puesto que como se ha explicado previamente, los valores por debajo del umbral de IC demuestran independencia entre señales y por lo tanto los valores de coherencia no pueden ser considerados como significativos para las señales analizadas.

Posteriormente, previamente a la extracción de valores también se eliminan las partes de las señales comprendidas entre 15 Hz y 200 Hz. Por debajo de 15 Hz se elimina debido al filtro, ya que si esa parte no se eliminara obtendría una coherencia valor irrelevante debido a la similitud en coherencia entre los residuos de la señal que han quedado tras filtrar por debajo de 15Hz. El umbral superior de 200 Hz se debe a que en las imágenes de más adelante se observará que ninguna señal proporciona información útil más allá de ese valor y numerosos autores, los cuales también se mencionaran posteriormente, estipulan que la coherencia nunca se observa por encima de los 150 Hz.

Tras haber finalizado el procesamiento de la señal se hará una explicación de la parametrización y extracción de valores llevada a cabo para caracterizar la ergonomía y fatiga de los sujetos.

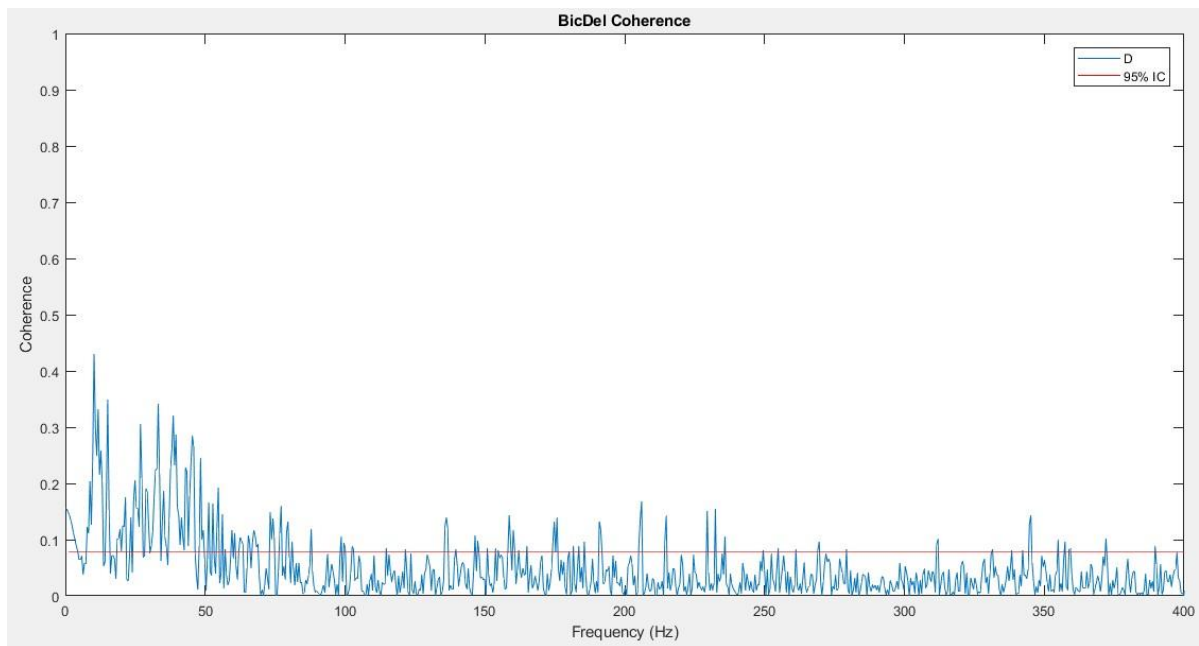


Figura 33: Ejemplo de coherencia comparada entre herramientas e IC.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

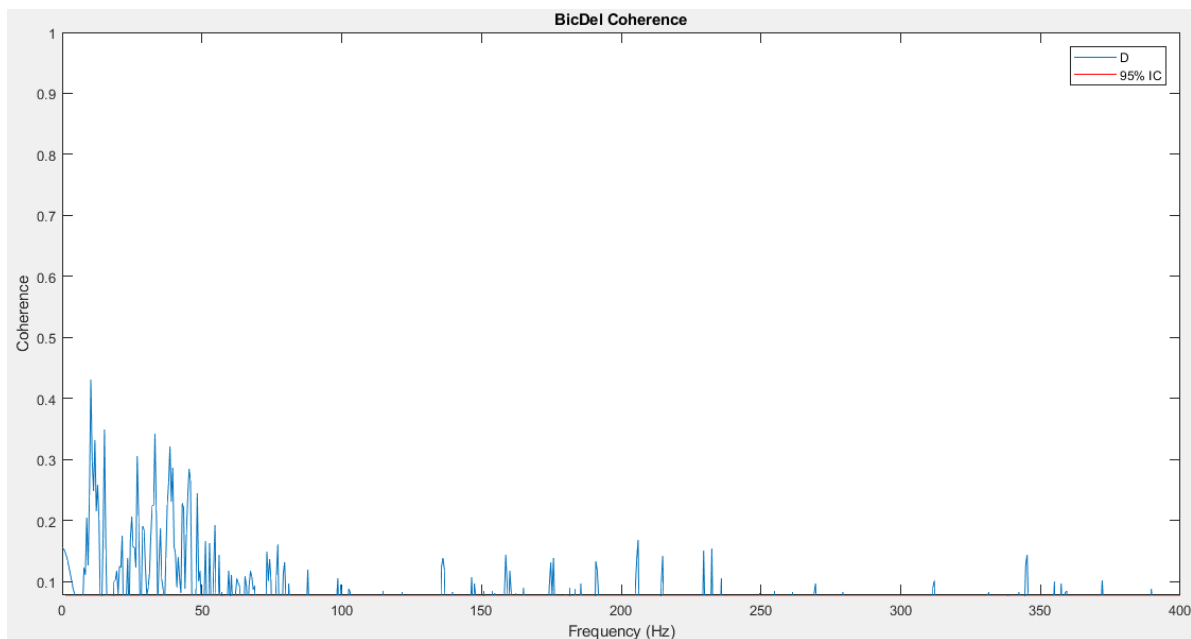


Figura 34: Aplicación de la máscara.

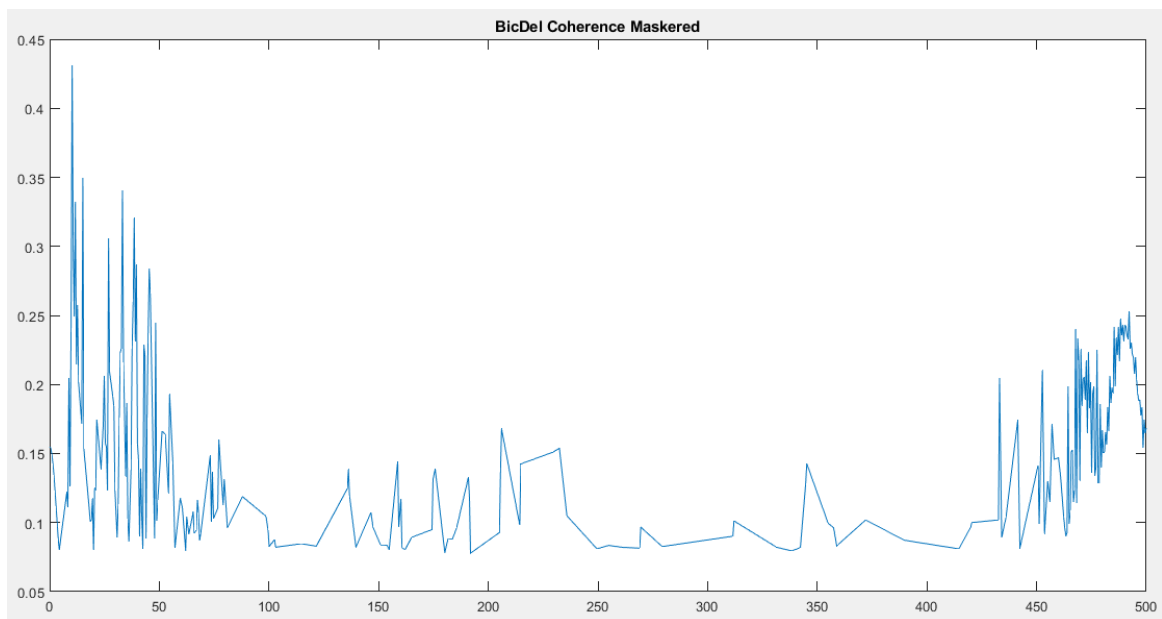


Figura 35: Señal extraída de la máscara.

4.3. PARAMETRIZACIÓN DE SEÑALES

Con el objetivo de poder cuantificar la información observada visualmente en las pruebas realizadas y tras ejecutar el algoritmo desarrollado en MATLAB, es hora de plantear los parámetros necesarios para dicha cuantificación.

En primer lugar, se debe hacer la aclaración de que aunque tanto la parametrización en dominio temporal como frecuencial es útil para valorar la fatiga y ergonomía, en el presente TFM únicamente se ha analizado el dominio frecuencial. La explicación se basa en que se ha empleado un método de coherencia el cual se basa enteramente en el dominio de la frecuencia.

A pesar de este hecho, tal y como se ha explicado en el apartado de la señal EMG, el análisis de amplitud en el dominio temporal también aporta datos sobre la fatiga ya que un aumento de la amplitud entre el inicio y el final se corresponde con un mayor esfuerzo muscular para mantener la actividad necesaria y esto induce a la fatiga muscular.

Una vez justificado el análisis únicamente en el dominio de la frecuencia también se debe indicar que el estudio de la coherencia no tiene por qué reproducir exactamente las mismas conclusiones acerca de la fatiga que un estudio en el que se analice únicamente los espectros de energía de los registros EMG de forma individual. Se debe tener en cuenta que a pesar de que en una práctica realizada con las mismas señales durante el curso académico de este Máster en Ingeniería Biomédica se demostró la presencia de fatiga entre la posición inicial y final, no se debe influenciar ni sesgar los resultados obtenidos en este TFM para obtener resultados similares a dicha práctica puesto que este estudio aborda una metodología distinta y se debe ser lo suficientemente objetivo para explicar los resultados obtenidos tanto si son positivos o negativos.

4.3.1. PARÁMETROS PLANTEADOS

Frecuencia mediana

Se analizará para cada señal la coherencia mediana y su frecuencia mediana asociada para ver si ha disminuido entre señales. Recordemos que una disminución de la frecuencia mediana, en el caso de la coherencia, indicará una similitud entre frecuencias más bajas de lo normal.

Frecuencia máxima

Se analizará para cada señal la coherencia máxima y su frecuencia máxima asociada para ver si ha disminuido entre señales.

Suma acumulada

La suma acumulada de coherencia por encima del valor de IC puede indicar en qué casos la coherencia es mayor y por lo tanto hay mayor similitud de frecuencias. También se calculará el porcentaje de coherencia por encima del umbral IC respecto del total para cuantificar la influencia del estadístico empleado.

5. RESULTADOS

Debido a las características de EMG influenciadas por las condiciones de detección local y a la falta de niveles de activación estrictos la comparación de registros EMG es la estrategia más importante para analizar e interpretar datos de EMG.

Los parámetros empleados para todas las pruebas han sido ventanas de 2 segundos, solape de 50%, 2048 puntos de FFT aplicados a los 8 sujetos, para todos los músculos y posiciones, comparando las diferencias entre la herramienta convencional y la de diseño.

La leyenda para interpretar los resultados es la siguiente:

- **Máximo Coherencia**
- **Máximo (Hz)**
- **Suma acumulada**
- **Mediana (Hz)**

Se debe destacar que salvo en la tercera prueba, en todas las demás pruebas se ha realizado una comparación gráfica y cuantitativa entre los datos obtenidos con la herramienta convencional (herramienta C, en color rojo) y la herramienta de diseño (herramienta D, en color azul).

Para obtener unos resultados lo más objetivos posibles se deben plantear condiciones de comparación razonables, y es por ello que en el presente TFM se han planteado las siguientes pruebas:

5.1. COMPARACIÓN ENTRE MÚSCULOS

Para los 8 sujetos con señales válidas se ha decidido comparar los distintos músculos analizados para cada posición del experimento. De esta forma se obtienen 6 resultados para cada posición que corresponden al análisis de coherencia entre bíceps y deltoides, bíceps y trapecio, bíceps y flexor, deltoides y trapecio, deltoides y flexor y trapecio y flexor.

El valor del intervalo de confianza del 95% obtenido es **0.076**.

A continuación se muestran las coherencias y tablas de cada sujeto de interés. Las tablas se organizan por herramientas, hay una tabla para la herramienta convencional y otra para la herramienta de diseño.

En las siguientes figuras, a lo largo de todo este capítulo, se verán representadas las relaciones intermusculares entre distintos músculos. No todos los sujetos presentan la misma relación intermuscular y por lo tanto la respuesta en frecuencia varía. Debido a esta heterogeneidad en los sujetos, se han seleccionado aquellos sujetos que presentan una mayor coherencia entre músculo y se puede ver una variación de esta en función de la coherencia.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

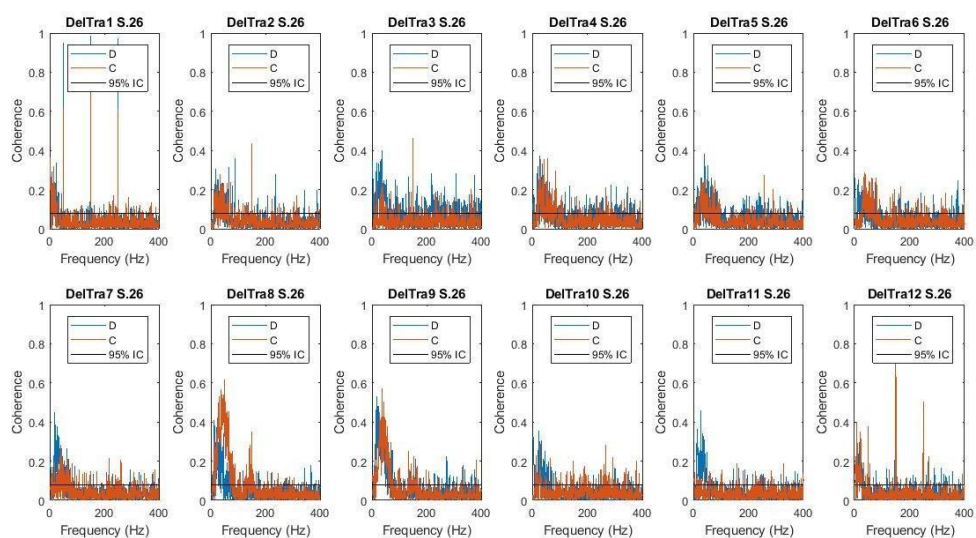


Figura 36: Coherencia entre deltoides y trapecio en el Sujeto 1.

En la siguiente tabla (Tabla 1) se pueden observar los valores obtenidos para las gráficas. Dichos valores serán discutidos posteriormente en el siguiente capítulo.

La leyenda de las variables reflejadas se puede consultar en la página 44.

	DISEÑO	CONVENCIONAL		DISEÑO	CONVENCIONAL
	Delt/Trap	Delt/Trap		Delt/Trap	Delt/Trap
Reposo	0.33	0.23	Pos. 180°	0.44	0.28
	22.94	16.11		18.5	39.06
	6.63	4.72		18.03	10.71
	29.29	62.98		40.03	59.08
Entrada	0.35	0.27	Pos. 225°	0.37	0.61
	88.86	33.2		22.46	48.82
	14.76	12.15		15.54	46.90
	41.50	47.85		39.55	61.03
Pos. 0°	0.39	0.25	Pos. 270°	0.53	0.57
	37.10	35.64		19.04	38.08
	24.60	7.49		30.51	31.06
	58.10	69.82		47.85	51.26
Pos. 45°	0.37	0.35	Pos. 315°	0.35	0.28
	27.34	57.12		22.94	27.83
	19.21	17.62		12.61	7.73
	51.26	63.96		41.99	104.00
Pos. 90°	0.38	0.25	Salida	0.45	0.18
	41.01	38.57		28.32	157.22
	16.73	13.63		16.09	4.30
	53.22	55.61		39.55	61.52

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

Pos. 135°	0.23	0.28	Reposo	0.29	0.35
	75.19	37.1		19.04	20.01
	9.93	15.31		6.82	5.40
	48.82	60.54		41.01	25.39

Tabla 1: Resultados intermusculares de ambas herramientas en el Sujeto 1.

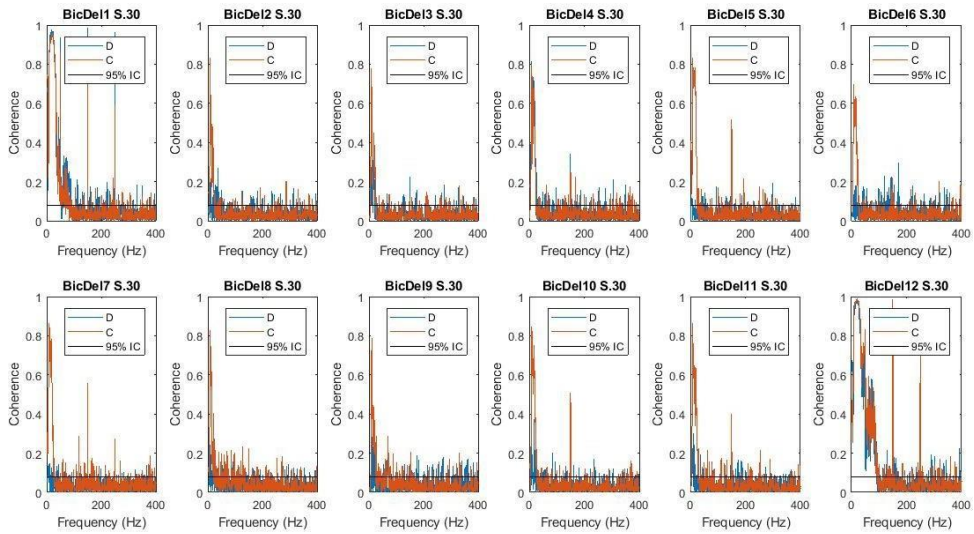


Figura 37: Coherencia entre bíceps y deltoides en el Sujeto 2.

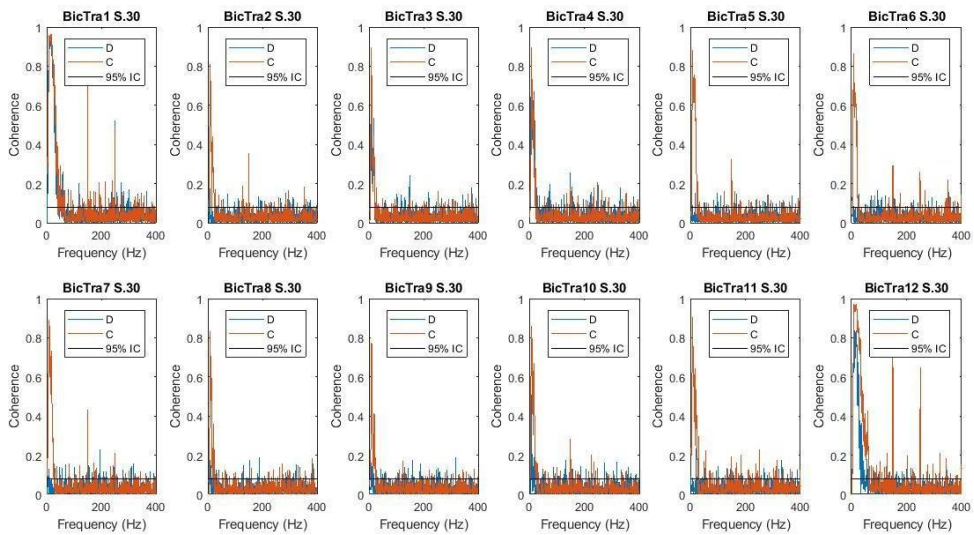


Figura 38: Coherencia entre bíceps y trapecio en el Sujeto 2.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

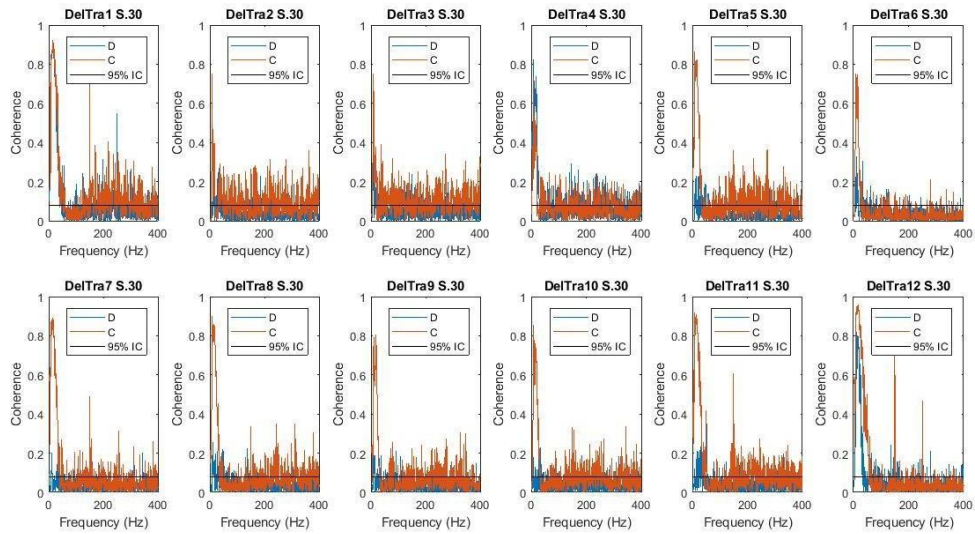


Figura 39: Coherencia entre deltoides y trapecio en el Sujeto 2.

En la siguiente tabla (Tabla 2) se pueden observar los valores obtenidos para las gráficas. Dichos valores serán discutidos posteriormente en el siguiente capítulo.

La leyenda de las variables reflejadas se puede consultar en la página 44

	DISEÑO			CONVENCIONAL		
	Bic/Delt	Bic/Trap	Delt/Trap	Bic/Delt	Bic/Trap	Delt/Trap
Reposo	0.97	0.90	0.88	0.95	0.96	0.91
	18.06	16.11	16.11	21.48	16.11	15.13
	60.07	34.52	37.44	53.94	42.40	48.50
	60.05	37.59	43.29	52.24	44.78	94.23
Entrada	0.27	0.14	0.27	0.47	0.44	0.39
	36.62	72.26	32.71	18.06	17.57	16.11
	5.64	1.94	9.41	8.52	6.82	27.25
	69.82	94.72	44.23	29.29	28.32	92.03
Pos. 0°	0.30	0.53	0.26	0.45	0.43	0.39
	15.62	18.06	39.06	17.57	17.08	38.08
	5.72	6.60	9.70	8.18	6.29	30.06
	73.24	60.54	93.26	36.62	29.29	95.93
Pos. 45°	0.73	0.67	0.73	0.68	0.65	0.51
	15.13	16.60	16.60	16.11	17.08	15.62
	13.79	10.07	25.13	12.82	8.60	18.77
	57.61	67.87	108.88	67.87	23.73	103.27
Pos. 90°	0.17	0.15	0.23	0.78	0.73	0.82
	93.26	18.06	22.46	17.08	16.11	16.11
	3.69	2.26	4.73	14.06	10.99	32.07
	128.41	114.50	44.42	34.6	27.74	123.04

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

Pos. 135°	0.29	0.16	0.30	0.63	0.62	0.70
	171.87	95.21	33.69	15.13	15.62	15.62
	8.36	2.40	6.92	10.00	8.28	12.61
	116.70	103.53	44.92	27.83	24.41	38.57
Pos. 180°	0.14	0.22	0.25	0.78	0.73	0.88
	22.94	193.84	38.57	16.60	17.08	15.62
	4.60	3.55	2.82	15.89	12.27	34.63
	67.38	137.85	82.51	74.70	28.32	52.24
Pos. 225°	0.15	0.18	0.22	0.40	0.35	0.85
	18.55	187.98	136.23	21.97	21.97	15.13
	4.82	2.37	6.57	14.72	4.96	28.50
	65.42	127.21	45.41	73.73	38.08	56.71
Pos. 270°	0.23	0.17	0.21	0.43	0.41	0.80
	16.11	159.17	91.30	18.06	18.06	16.60
	4.38	2.91	5.09	12.43	5.57	23.83
	78.01	110.31	74.21	59.59	23.24	85.56
Pos. 315°	0.37	0.18	0.25	0.75	0.66	0.73
	18.06	16.60	26.85	16.60	17.08	17.08
	5.84	3.80	5.15	13.61	10.82	27.22
	57.61	93.26	43.45	27.82	27.83	122.12
Salida	0.21	0.18	0.34	0.64	0.64	0.88
	27.83	20.50	52.73	15.62	16.60	18.55
	3.92	2.71	10.13	16.36	13.52	39.91
	82.03	121.09	46.38	50.12	59.01	81.05
Reposo	0.98	0.23	0.79	0.98	0.97	0.95
	21.97	16.11	16.11	20.99	17.08	17.08
	85.90	25.70	28.74	92.97	56.36	52.75
	62.01	36.81	60.05	63.96	46.24	43.94

Tabla 2: Resultados intermusculares de ambas herramientas en el Sujeto 2.

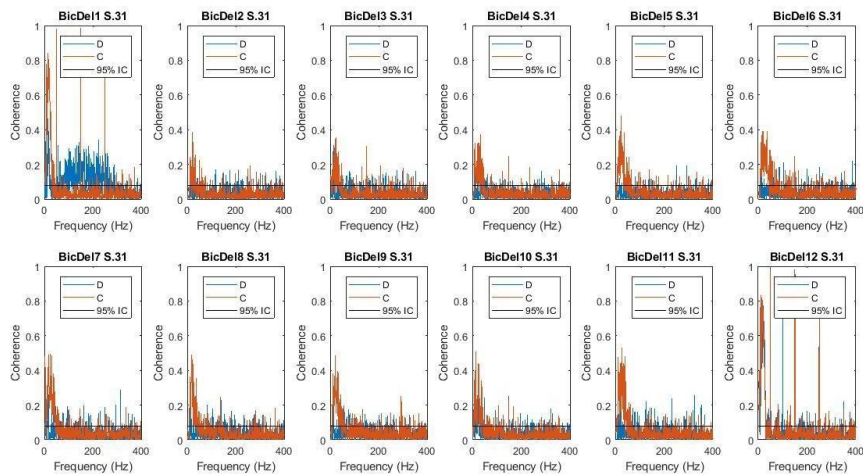


Figura 40: Coherencia entre bíceps y deltoides en el Sujeto 3.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

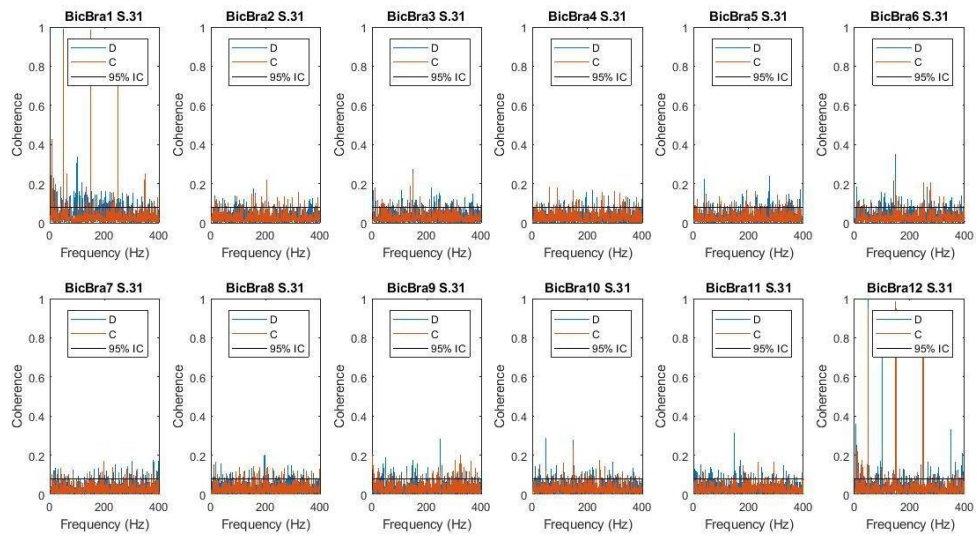


Figura 41: Coherencia entre bíceps y flexor en el Sujeto 3.

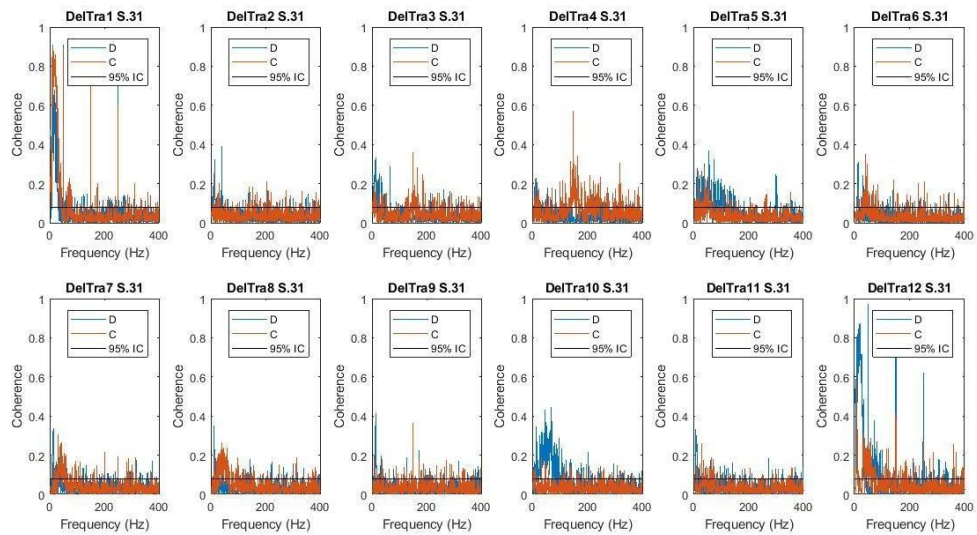


Figura 42: Coherencia entre deltoides y trapecior en el Sujeto 3.

En la siguiente tabla (Tabla 3) se pueden observar los valores obtenidos para las gráficas. Dichos valores serán discutidos posteriormente en el siguiente capítulo.

La leyenda de las variables reflejadas se puede consultar en la página 44.

	DISEÑO			CONVENCIONAL		
	Bic/Delt	Bic/Flex	Delt/Trap	Bic/Delt	Bic/Flex	Delt/Trap
Reposo	0.46	0.22	0.68	0.83	0.74	0.87
	15.62	15.62	17.08	15.13	15.13	15.13
	41.37	10.45	17.75	21.00	3.02	32.20
	118.65	110.35	40.52	30.76	90.13	38.57
Entrada	0.17	0.17	0.39	0.38	0.14	0.20
	116.21	157.22	39.55	22.46	105.46	31.73
	4.83	2.25	5.30	7.23	2.57	4.49
	72.75	55.89	49.3	35.15	108.88	103.51
Pos. 0°	0.16	0.16	0.28	0.35	0.16	0.28
	80.56	109.37	65.91	24.41	179.68	167.48
	4.02	2.60	6.92	10.97	2.85	7.56
	89.84	119.02	34.32	38.5	91.79	142.68
Pos. 45°	0.20	0.15	0.20	0.37	0.16	0.34
	35.64	195.31	18.06	32.71	78.61	165.03
	3.20	1.97	3.51	12.54	2.099	17.3
	89.35	91.00	39.29	35.64	96.84	144.76
Pos. 90°	0.13	0.22	0.36	0.47	0.12	0.28
	40.03	41.01	56.15	23.92	124.51	41.01
	3.24	2.51	23.52	17.88	1.95	9.24
	104.49	122.07	67.12	4.03	112.79	54.68
Pos. 135°	0.21	0.21	0.24	0.39	0.14	0.34
	104.98	143.06	31.73	21.97	79.58	40.03
	4.75	3.44	4.76	20.94	1.75	8.27
	85.93	123.04	72.75	44.43	142.73	57.65
Pos. 180°	0.26	0.13	0.20	0.49	0.18	0.30
	16.11	179.68	61.03	24.41	65.91	30.27
	8.18	2.18	6.10	23.00	1.83	12.93
	78.12	85.44	44.39	42.96	84.71	53.71
Pos. 225°	0.22	0.20	0.18	0.49	0.16	0.26
	140.62	196.77	17.08	19.04	104.00	41.50
	6.59	2.52	3.57	19.03	287.00	15.19
	107.91	93.75	87.46	46.87	120.60	56.93
Pos. 270°	0.19	0.15	0.22	0.48	0.16	0.18
	57.12	40.52	173.82	21.97	81.05	38.57
	6.41	3.48	4.64	19.62	2.20	3.68
	88.86	82.51	41.01	44.43	68.35	116.21
Pos. 315°	0.24	0.15	0.44	0.43	0.18	0.18
	23.43	25.87	67.87	23.92	180.66	32.71
	4.75	3.29	35.36	16.18	2.07	3.94
	40.03	115.72	69.17	44.43	118.65	114.49

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

Salida	0.22	0.17	0.17	0.53	0.16	0.25
	126.46	172.36	63.47	26.85	35.15	29.78
	8.56	2.75	4.77	22.57	1.84	5.30
	124.02	96.85	93.26	39.06	126.95	72.53
Reposo	0.79	0.17	0.87	0.81	0.20	0.31
	19.04	95.21	20.50	15.13	185.54	32.71
	21.40	2.52	35.83	20.17	2.36	18.36
	31.25	94.51	66.40	31.5	84.96	69.82

Tabla 3: Resultados intermusculares de ambas herramientas en el Sujeto 3.

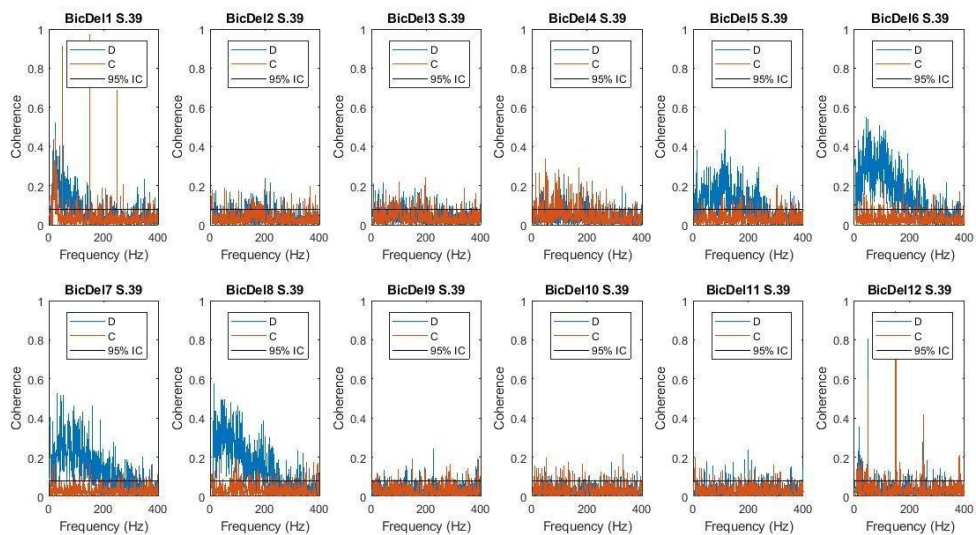


Figura 43: Coherencia entre bíceps y deltoides en el Sujeto 5.

En la siguiente tabla (Tabla 4) se pueden observar los valores obtenidos para las gráficas. Dichos valores serán discutidos posteriormente en el siguiente capítulo.

La leyenda de las variables reflejadas se puede consultar en la página 44.

	DISEÑO	CONVENCIONAL		DISEÑO	CONVENCIONAL
	Bic/Delt	Bic/Delt		Bic/Delt	Bic/Delt
Reposo	0.52	0.45	Pos. 180 °	0.52	0.17
	24.41	23.43		29.78	127.92
	34.47	9.64		74.72	2.41
	64.45	30.27		104.98	112.79
Entrada	0.17	0.18	Pos. 225°	0.49	0.19
	21.48	53.71		54.19	94.72
	5.52	4.36		84.17	4.83
	109.86	160.64		105.46	98.14

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

Pos. 0°	0.21 42.96 7.20 125.97	0.24 197.26 9.31 102.53	Pos. 270°	0.15 125.97 2.95 125.48	0.13 98.14 2.48 97.65
Pos. 45°	0.26 52.24 11.28 113.76	0.28 171.87 16.50 104.00	Pos. 315°	0.15 46.38 2.39 72.26	0.19 53.22 4.49 110.35
Pos. 90°	0.48 115.72 47.21 107.91	0.17 194.33 3.64 115.72	Salida	0.18 186.52 2.61 115.72	0.14 31.73 1.76 147.46
Pos. 135°	0.55 43.94 89.80 105.46	0.22 106.44 3.75 96.19	Reposo	0.35 16.60 6.69 29.78	0.19 26.85 4.79 64.45

Tabla 4: Resultados intermusculares de ambas herramientas en el Sujeto 5.

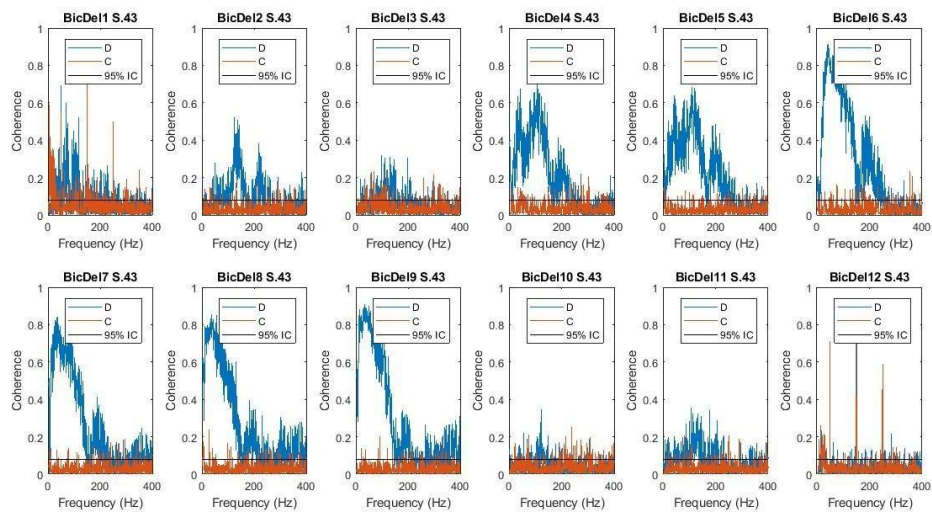


Figura 44: Coherencia entre bíceps y deltoides en el Sujeto 6.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

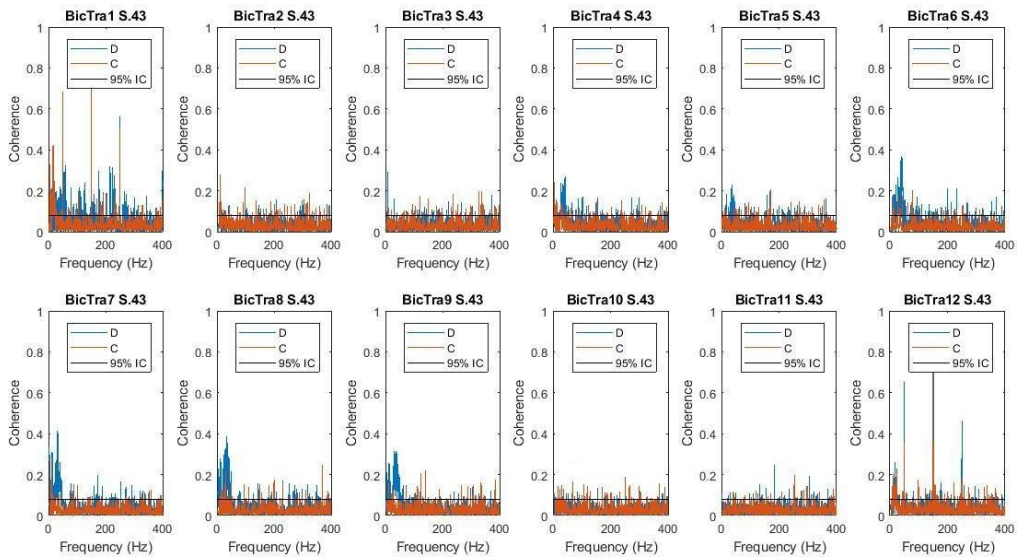


Figura 45: Coherencia entre bíceps y trapecio en el Sujeto 6.

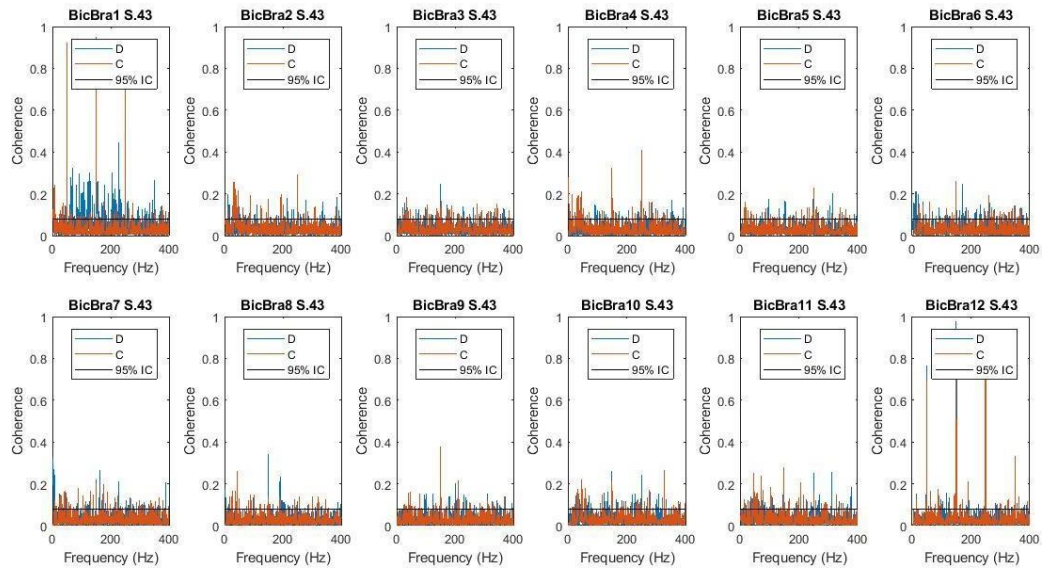


Figura 46: Coherencia entre bíceps y flexor en el Sujeto 6.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

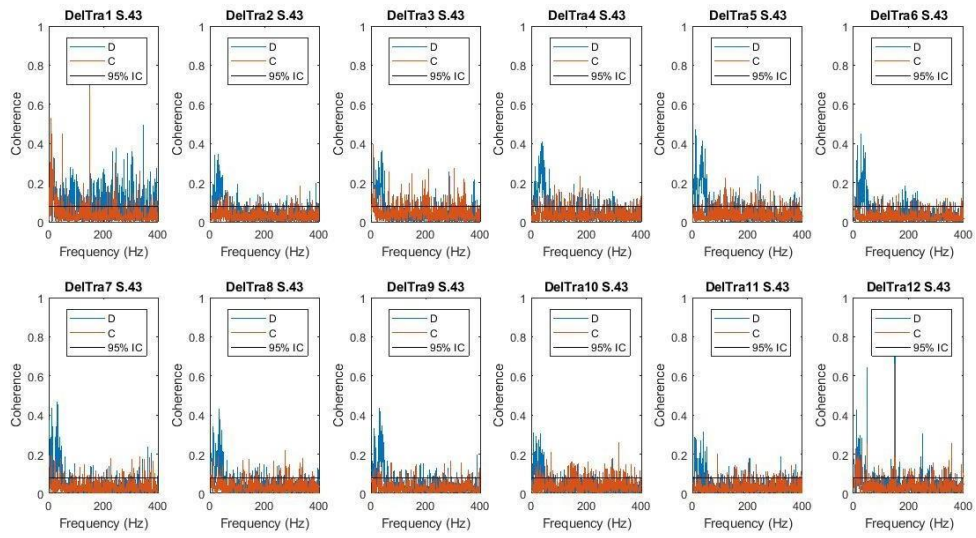


Figura 47: Coherencia entre deltoides y trapecio en el Sujeto 6.

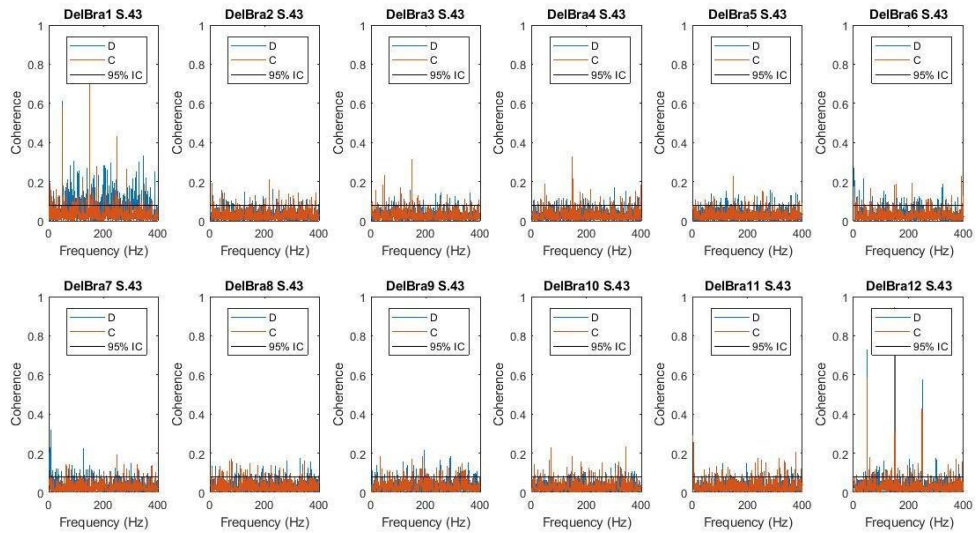


Figura 48: Coherencia entre deltoides y flexor en el Sujeto 6.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

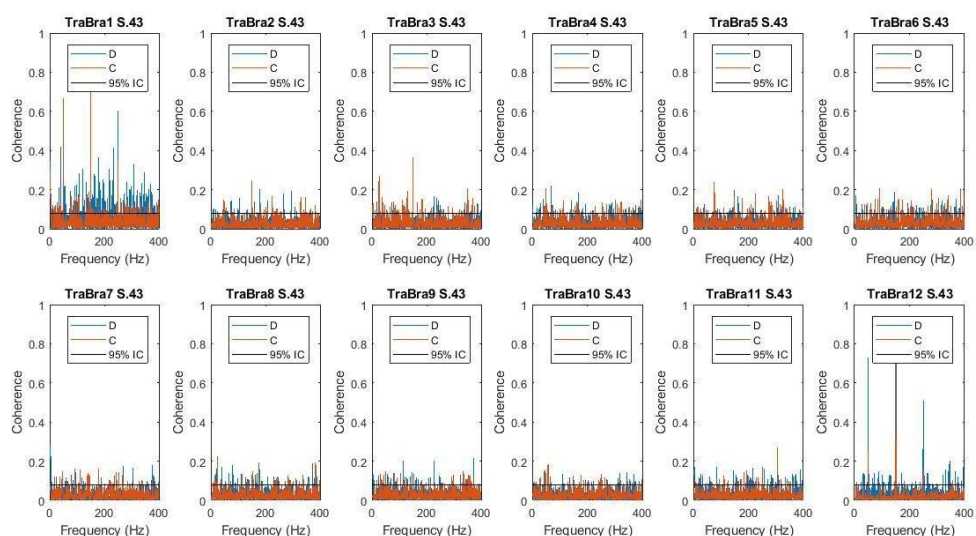


Figura 49: Coherencia entre trapecio y flexor en el Sujeto 6.

En las siguientes tablas (Tabla 5 y Tabla 6) se pueden observar los valores obtenidos para las gráficas. Dichos valores serán discutidos posteriormente en el siguiente capítulo.

La leyenda de las variables reflejadas se puede consultar en la página 44.

DISEÑO	Bic/Delt	Bic/Trap	Bic/Flex	Delt/Trap	Delt/Flex
Reposo	0.59	0.32	0.32	0.32	0.30
	68.84	58.10	69.33	19.53	91.30
	36.38	15.12	13.25	17.87	16.55
	85.40	75.68	112.53	95.70	109.37
Entrada	0.52	0.13	0.15	0.34	0.15
	125.48	147.94	16.11	30.27	42.48
	39.34	1.97	2.42	13.46	2.11
	122.55	113.94	74.70	43.23	80.56
Pos. 0°	0.31	0.16	0.15	0.36	0.15
	131.83	29.29	28.80	39.06	142.57
	22.72	2.20	3.00	13.53	2.14
	122.07	128.46	81.54	37.59	109.62
Pos. 45°	0.74	0.26	0.18	0.40	0.13
	106.44	43.45	42.48	40.52	187.50
	127.51	8.68	3.26	19.41	2.32
	104.98	47.85	102.05	44.92	109.52
Pos. 90°	0.68	0.22	0.17	0.41	0.15
	109.37	37.59	98.14	37.59	124.02
	132.42	6.50	2.30	18.21	2.87
	105.95	45.89	147.93	44.92	124.02
Pos. 135°	0.91	0.36	0.24	0.44	0.21
	44.42	39.55	171.38	27.34	37.59
	194.63	15.43	3.90	16.93	2.55
	106.93	44.73	77.63	45.15	110.83

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

Pos. 180°	0.84	0.41	0.26	0.46	0.22
	35.64	32.22	163.57	32.22	127.44
	163.84	10.42	3.35	11.57	3.03
	102.05	41.50	104.49	38.81	115.72
Pos. 225°	0.85	0.3885	0.23	0.43	0.14
	37.10	32.71	190.42	32.71	98.63
	163.27	10.13	1.73	13.38	1.96
	102.54	38.73	136.00	39.77	109.33
Pos. 270°	0.90	0.3168	0.15	0.43	0.21
	34.66	35.64	124.51	32.22	194.82
	180.84	11.59	1.98	14.46	1.74
	98.63	38.83	106.93	41.99	95.70
Pos. 315°	0.34	0.1343	0.16	0.30	0.11
	122.55	154.78	135.25	33.20	191.89
	13.05	1.54	4.47	10.50	1.42
	111.32	62.25	80.31	39.27	140.86
Salida	0.35	0.24	0.17	0.31	0.15
	107.42	183.10	70.80	39.55	198.24
	32.20	1.68	4.48	8.43	1.18
	117.18	109.86	59.57	40.26	114.74
Reposo	0.23	0.25	0.15	0.29	0.16
	17.57	17.57	117.67	22.94	111.32
	4.83	5.83	1.77	10.15	1.85
	36.22	30.27	108.88	36.10	92.77

Tabla 5: Resultados intermusculares de herramienta de diseño en el Sujeto 6.

CONVENCIONAL	Bic/Delt	Bic/Trap	Bic/Flex	Delt/Trap	Delt/Flex
Reposo	0.35	0.42	0.15	0.32	0.27
	16.60	17.08	172.26	17.57	175.29
	17.06	6.37	3.43	8.30	6.86
	107.42	41.52	86.42	59.77	106.93
Entrada	0.16	0.15	0.25	0.16	0.14
	130.85	136.71	32.22	64.46	53.22
	2.88	2.92	5.91	3.53	2.52
	77.63	83.01	46.12	61.52	101.27
Pos. 0°	0.23	0.17	0.18	0.25	0.18
	118.65	120.11	32.71	65.42	43.45
	8.21	2.09	4.86	9.19	2.64
	89.84	94.02	83.49	135.25	127.31
Pos. 45°	0.14	0.14	0.21	0.23	0.14
	33.20	151.36	45.89	176.26	178.22
	3.46	2.87	4.14	6.09	2.70
	61.05	63.83	46.88	96.34	128.60
Pos. 90°	0.13	0.20	0.16	0.22	0.12
	83.98	169.92	16.11	118.65	191.40
	1.63	2.93	3.56	5.04	2.18
	115.23	121.58	57.12	118.39	81.54

Pos. 135°	0.16 160.64 3.53 130.37	0.20 79.10 2.47 81.61	0.16 59.57 2.93 94.23	0.14 165.03 1.96 108.39	0.18 154.29 1.85 107.6
Pos. 180°	0.15 176.75 2.28 149.87	0.15 87.40 1.87 84.47	0.19 174.31 4.17 73.68	0.17 44.43 3.18 90.02	0.14 64.45 1.41 95.32
Pos. 225°	0.23 26.85 2.40 128.3	0.22 29.29 2.24 49.11	0.25 43.45 3.89 90.82	0.18 29.78 4.01 102.32	0.17 80.56 3.58 95.1
Pos. 270°	0.20 91.30 2.03 130.31	0.21 141.11 2.44 118.7	0.16 46.38 2.94 75.19	0.15 74.21 2.25 73.25	0.18 189.94 3.27 148.92
Pos. 315°	0.21 74.21 4.25 83.00	0.16 67.38 3.65 104.55	0.21 47.85 5.24 52.3	0.20 71.28 6.04 124.08	0.22 72.26 2.73 89.75
Salida	0.20 81.05 2.59 92.28	0.12 119.14 1.84 92.05	0.25 46.38 4.53 65.21	0.20 92.28 2.95 126.46	0.13 88.86 1.79 107.42
Reposo	0.24 15.13 3.83 31.73	0.19 22.46 4.34 124.25	0.21 189.94 2.51 92.04	0.20 29.29 4.26 33.20	0.17 59.08 2.32 111.89

Tabla 6: Resultados intermusculares de herramienta convencional en el Sujeto 6.

5.2. COMPARACIÓN INTRAMUSCULAR

Para cada sujeto y cada músculo se ha decidido comparar la coherencia que hay entre la posición 2 (posición de entrada) y el resto de posiciones y entre la posición 11 (posición de salida) y el resto de posiciones. Esta prueba permitirá conocer la evolución de la coherencia con el tiempo dentro del mismo músculo probando posiciones con una ejecución idéntica.

El valor del intervalo de confianza del 95% obtenido es **0.076**.

A continuación se muestran las coherencias y tablas de cada sujeto de interés. Las tablas se organizan por herramientas, hay una tabla para la herramienta convencional y otra para la herramienta de diseño.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

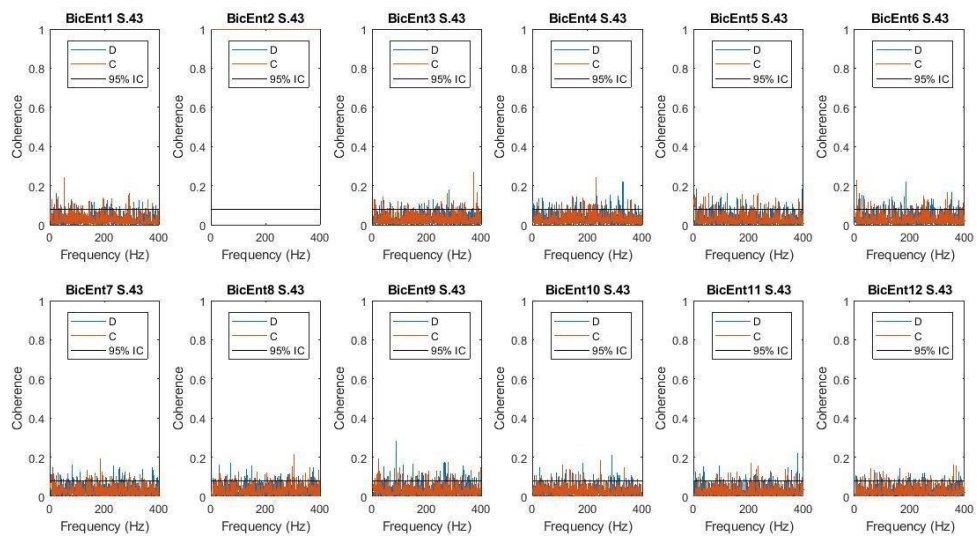


Figura 50: Coherencia entre posiciones del bíceps en el sujeto 6.

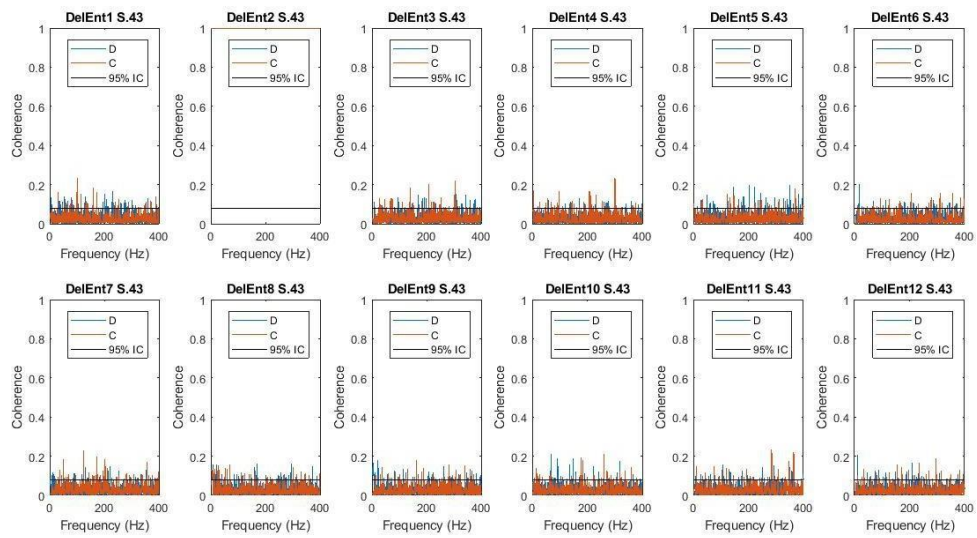


Figura 51: Coherencia entre posiciones del deltoides en el sujeto 6.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

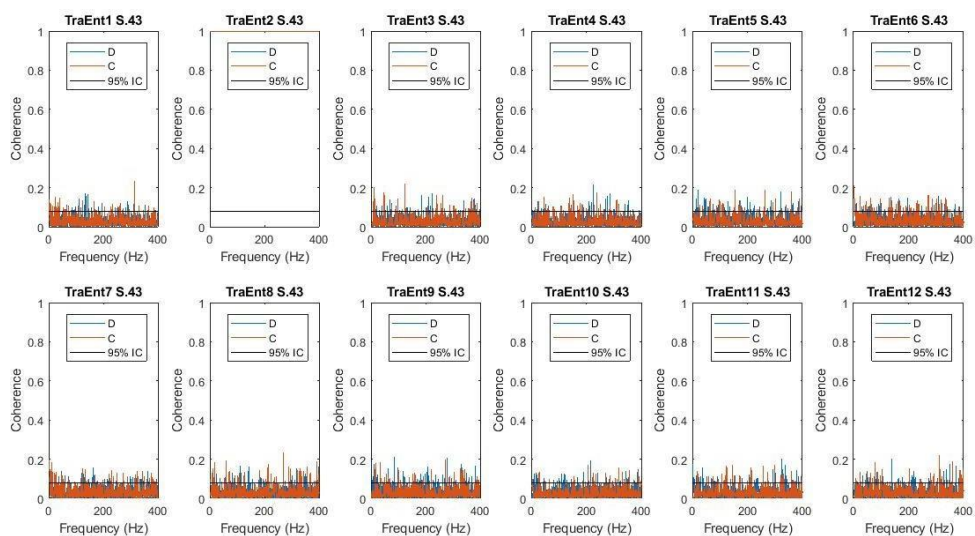


Figura 52: Coherencia entre posiciones del trapecio en el sujeto 6.

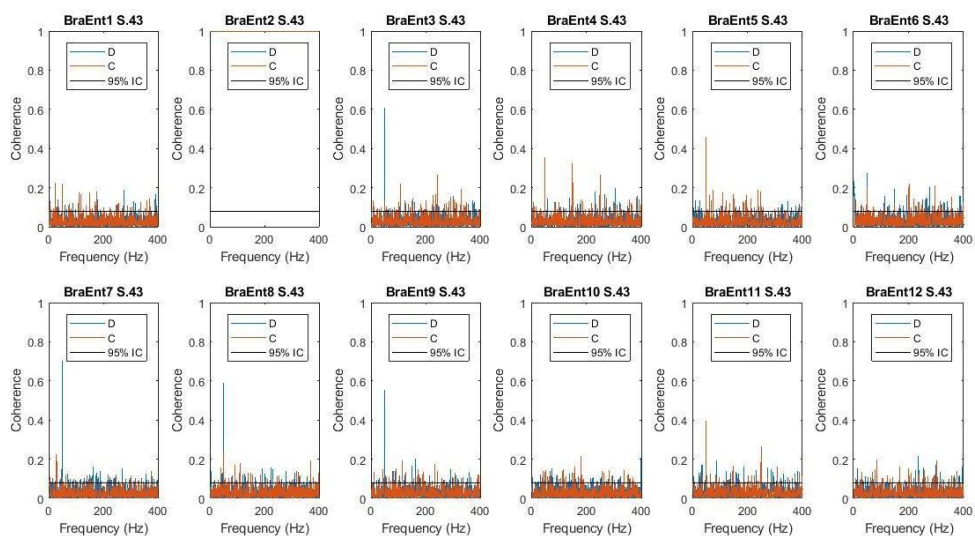


Figura 53: Coherencia entre posiciones del flexor en el sujeto 6.

El motivo por el cual no se anexan tablas para la explicación de los valores es el hecho de que visualmente no se observan cambios en la coherencia a lo largo del vector de frecuencias. Se puede observar para los 4 músculos que la coherencia se mantiene constante con ligeras oscilaciones entorno al valor del umbral de confianza y los escasos picos que se observan se corresponden con picos de ruido de red a 50 Hz y sus respectivos múltiplos hasta los 250 Hz.

A pesar de este hecho en el capítulo de discusión de resultados se intentará dar una explicación fundamentada al hecho de que no haya coherencia al comparar un músculo consigo mismo durante el intervalo completo de actividad muscular.

5.3. COMPARACIÓN DE HERRAMIENTAS

Para cada sujeto y en concreto para cada músculo y posición de estos sujetos se estudia la coherencia entre herramientas para obtener información que permita especificar si las herramientas provocan un esfuerzo y coordinación musculares similares o si por el contrario cada herramienta hace trabajar a los músculos de una forma distinta.

El valor del intervalo de confianza del 95% obtenido es **0.076**.

A continuación se muestran las coherencias y tablas de cada sujeto de interés. Las tablas se organizan por herramientas, hay una tabla para la herramienta convencional y otra para la herramienta de diseño.

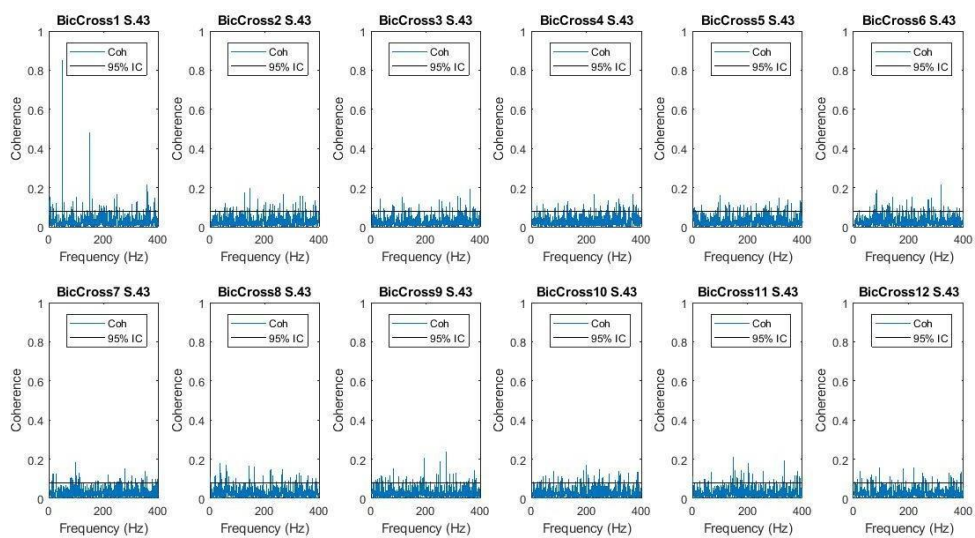


Figura 54: Coherencia entre herramientas del bíceps en el sujeto 1.

En este caso, el motivo por el cual no se anexan las tablas con valores es similar al apartado anterior. Si nos fijamos en las imágenes únicamente se observan valores estables de coherencia sin ningún tipo de pico significativo.

En el siguiente capítulo se dará una explicación más detallada de la interpretación de esta prueba, que parece indicar que no hay coherencia entre herramientas puesto que los músculos se coordinan de manera distinta y trabajan a frecuencias distintas con cada herramienta independientemente de si se produce fatiga o no.

5.4. COMPARACIÓN DE SEGMENTOS INTRAMUSCULARES

Para cada sujeto, cada músculo y cada posición se estudia la coherencia entre los 10 primeros segundos de la señal estabilizada y recortada y los 10 últimos segundos de la señal estabilizada y recortada. Este análisis permite el estudio de la coherencia con el tiempo dentro de la misma posición, hecho que permitirá conocer si la fatiga actúa dentro de cada posición o por el contrario solo se observa en la comparación entre posiciones iniciales y finales debido al tiempo acumulado de actividad.

El valor del intervalo de confianza del 95% obtenido es **0.3193**.

A continuación se muestran las coherencias y tablas de cada sujeto de interés. Las tablas se organizan por herramientas, hay una tabla para la herramienta convencional y otra para la herramienta de diseño.

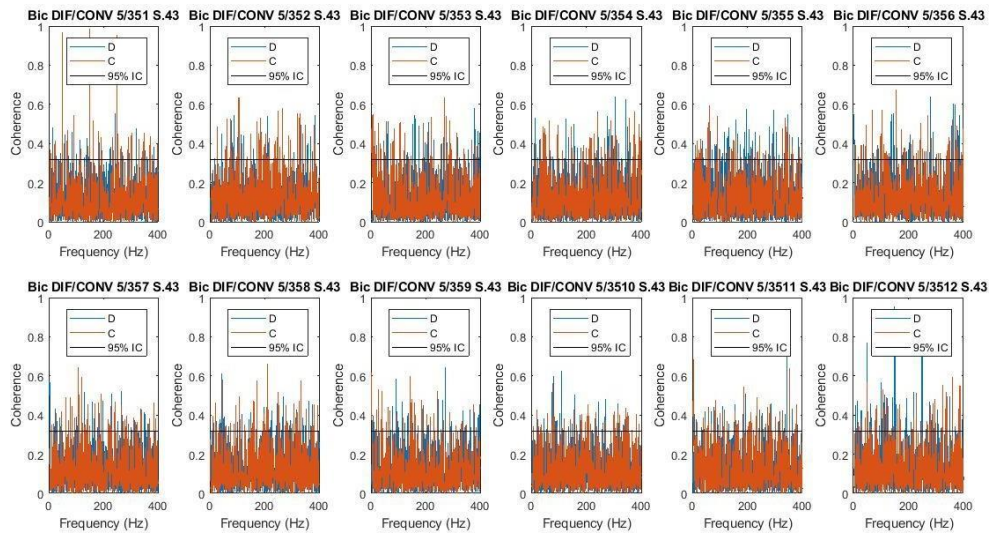


Figura 55: Coherencia entre segmentos del bíceps en el sujeto 6.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

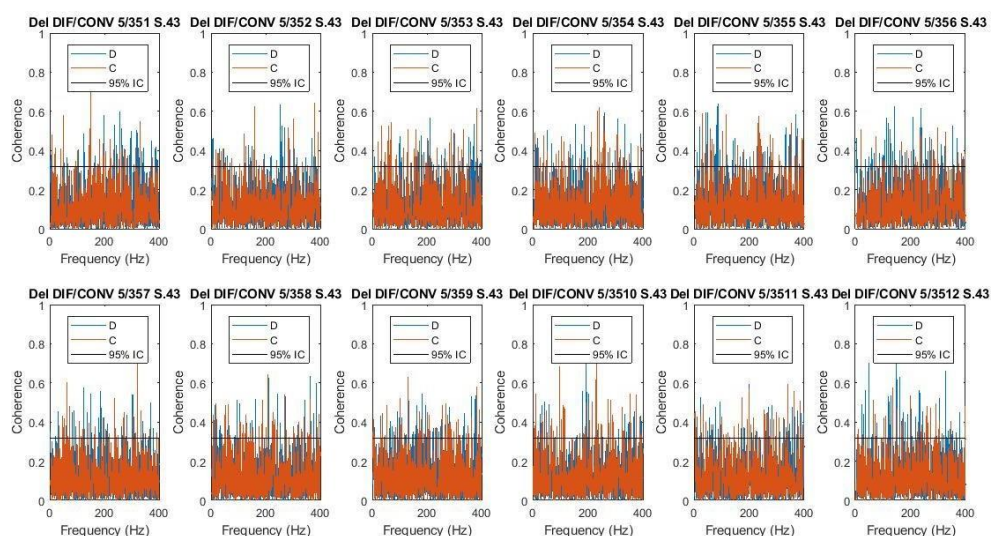


Figura 56: Coherencia entre segmentos del deltoides en el sujeto 6.

En la siguiente tabla (Tabla 7) se pueden observar los valores obtenidos para las gráficas. Dichos valores serán discutidos posteriormente en el siguiente capítulo.

La leyenda de las variables reflejadas se puede consultar en la página 44.

	DISEÑO		CONVENCIONAL	
	Bíceps	Deltoides	Bíceps	Deltoides
Reposo	0.50 91.79 7.24 129.39	0.57 197.26 4.66 124.78	0.54 91.30 4.73 116.21	0.55 148.43 4.76 122.21
Entrada	0.54 88.37 5.11 94.89	0.42 137.69 5.07 73.34	0.63 106.44 11.23 104.98	0.62 159.17 7.65 120.31
Pos. 0°	0.54 161.13 8.29 86.73	0.47 180.17 4.98 106.44	0.51 57.12 9.53 84.23	0.54 69.82 11.68 87.89
Pos. 45°	0.52 127.44 7.12 127.44	0.53 156.25 8.44 139.64	0.51 65.91 7.5 95.70	0.47 40.03 8.08 95.21
Pos. 90°	0.57 196.77 11.78 128.90	0.64 86.42 13.49 86.42	0.59 61.52 10.15 91.59	0.58 29.29 7.85 66.89

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

Pos. 135°	0.55 146.48 10.11 133.78	0.62 142.08 11.23 119.44	0.67 156.25 9.76 100.15	0.50 20.99 5.51 122.07
Pos. 180°	0.51 129.88 8.22 129.39	0.57 124.02 8.34 82.5	0.64 108.88 10.52 120.60	0.60 63.96 7.35 108.39
Pos. 225°	0.61 44.92 4.43 96.19	0.51 164.0625 9.14 94.23	0.58 47.36 9.75 110.35	0.51 188.96 8.21 116.21
Pos. 270°	0.58 93.26 8.02 114.39	0.54 181.64 8.63 125.00	0.59 145.01 8.95 81.59	0.63 131.34 8.66 116.69
Pos. 315°	0.62 109.37 9.60 106.43	0.72 192.87 6.85 70.11	0.56 79.10 8.34 83.03	0.68 98.63 10.29 73.11
Salida	0.50 192.38 8.20 85.44	0.52 24.41 5.49 72.59	0.54 187.01 7.71 83.28	0.52 173.33 6.90 111.32
Reposo	0.56 101.07 10.89 108.88	0.63 162.10 9.68 121.58	0.53 105.95 8.74 107.91	0.57 136.23 5.33 115.72

Tabla 7: Resultados intramusculares parciales de ambas herramientas en el Sujeto 6.

6. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En este apartado se procederá a realizar un análisis de los resultados obtenidos en el capítulo anterior y dar una explicación objetiva y científica a los valores obtenidos estudiando así la influencia del laparoscopio y la posición sobre los distintos grupos musculares.

A fin de facilitar la discusión de resultados, esta será dividida en 4 apartados que corresponden a las pruebas realizadas: relación intermuscular, relación intramuscular, relación instrumental de herramientas y relación parcial intramuscular.

6.1. COHERENCIA INTERMUSCULAR

En este apartado se comentarán los valores obtenidos y las gráficas para cada sujeto. La razón por la cual los resultados se explican sujeto a sujeto es porque durante el desarrollo del presente TFM se ha observado una gran heterogeneidad en el estudio de sujetos siendo las señales de algunos ilegibles mediante MATLAB o debido a que no todos los sujetos presentaban coherencia intermuscular y además de los sujetos escogidos no todos mostraban coherencias entre todos los pares de músculos.

Antes de entrar en detalle respecto a los valores para cada sujeto se puede afirmar que en la coordinación muscular y la fatiga, aparte de intervenir la ergonomía de la herramienta, son factores muy condicionados por la fisiología de cada sujeto y su coordinación motora. Es por ello que el análisis en coherencia debe ser aplicado con precaución y siempre teniendo en cuenta que no se trata de un método que aporta resultados significativos para todos los sujetos estudiados

Sujeto 1

Para el sujeto 1 únicamente se han analizado las relaciones entre deltoides y trapecio puesto que era el único par de músculos que representaban una coherencia significativa. Como se puede observar en la figura 36 vemos que para cada posición hay una banda de frecuencias entre 0 Hz y 70 Hz en la que predomina la coherencia.

La primera comparación se realizará entre la posición de entrada y posición de salida.

	DISEÑO	CONVENCIONAL		DISEÑO	CONVENCIONAL
	Delt/Trap	Delt/Trap		Delt/Trap	Delt/Trap
Entrada	0.35	0.27	Salida	0.45	0.18
	88.86	33.2		28.32	-
	14.76	12.15		16.09	4.30
	41.50	47.85		39.55	61.52

Tabla 8: Posiciones de entrada y salida para el sujeto 1

En este caso al observar picos significativos es conveniente el análisis de los máximos (2º parámetro), para ello observando la tabla X se observa una disminución de los máximos en frecuencia por ambas herramientas, es decir, el máximo baja desde la posición de entrada hasta la posición de salida. Como se ha explicado previamente, una disminución de la frecuencia en máximos o mediana indica la aparición de fatiga. Si se cuantifica la variación de estos máximos se obtiene una disminución del 68% con la herramienta de diseño y una disminución superior al 90% con la herramienta convencional puesto que se observa que el máximo correspondería a una frecuencia entre 0 Hz y 5 Hz que ha sido previamente filtrada. Al observar las gráficas de la entrada y salida es muy importante resaltar la aparición de picos importantes para ambas herramientas en la señal de entrada mientras que en la señal de salida solo se observa un pico significativo para la herramienta de diseño, lo cual indica que la herramienta convencional ha disminuido drásticamente su frecuencia máxima y su máximo en coherencia.

Por otro lado si analizamos los máximos de coherencia, que en este caso aportan una información muy valiosa debido a la distribución de coherencia se puede observar que el máximo es siempre mayor para la herramienta de diseño que para la convencional, salvo en 2 posiciones intermedias. De forma análoga si analizamos los máximos a los que se producen las frecuencias observamos que en las primeras 6 posiciones la frecuencia máxima es mayor en la herramienta de diseño respecto a la herramienta convencional mientras que en las 6 últimas posiciones es la herramienta convencional la que presenta máximos en mayores en frecuencia.

El hecho de que una frecuencia máxima sea mayor que otra indica la similitud de coherencias entre músculos. Si se observa nuevamente las posiciones de entrada y salida vemos como en la herramienta convencional la frecuencia a la que hay más similitud desciende mientras que en la herramienta de diseño se mantiene e incluso aumenta. Este hecho también indica que la herramienta convencional compromete en mayor medida la ergonomía e induce una fatiga mayor.

Si seguimos analizando los valores se puede observar que la suma acumulada de coherencia por encima del IC es mayor en la herramienta de diseño en 10 de las 12 posiciones. Este hecho es un claro indicador de la mayor coherencia que se produce en la herramienta de diseño y que va directamente relacionado con la coordinación muscular, que al trabajar de forma conjunta permite mantener una actividad con un esfuerzo menor que si no hay coordinación y por lo tanto se retrasa la aparición de la fatiga.

Sujeto 2

Las gráficas del sujeto 2 (figuras 37, 38 y 39) muestran para las 3 parejas de músculos picos de coherencia en el rango de 0Hz a 15 Hz, correspondientes a los residuos tras aplicar el filtro paso bajo, por ello tras la aplicación de las máscaras los valores de máximos variaran y se abalazarán las 3 parejas conjuntamente debido a su similitud. Si se observa la tabla de valores se puede realizar una comparación entre las frecuencias máximas y las medianas teniendo en cuenta también los máximos en coherencia.

Los valores muestran un resultado atípico, ya que mientras que los máximos en coherencia indican por un lado que los músculos trabajan más coordinados con la herramienta convencional en el sujeto

2, por otro lado sus frecuencias, las cuales son menores que para la herramienta de diseño, indican que los músculos resultan estar más fatigados al emplear la herramienta convencional respecto a la herramienta de diseño. Para las comparaciones bíceps-deltoides, bíceps-trapecio y deltoides-trapecio los máximos en frecuencia para la herramienta de diseño son 27 Hz, 20 Hz y 52 Hz respectivamente mientras que para la herramienta convencional son 15 Hz, 16 Hz y 18 Hz respectivamente.

Sujeto 3

Similarmente al sujeto 2, al comparar bíceps y deltoides se puede ver que los máximos en coherencia indican una mejor coordinación muscular con la herramienta convencional pero a costa de un sobre esfuerzo en la postura que se traduce en fatiga. Esto se puede confirmar al analizar los valores en la tabla 3 donde se ve que en la posición de salida las frecuencias máximas son mayores para la herramienta de diseño mientras que la herramienta convencional presenta frecuencias más bajas.

Por otro lado si comparamos la variación de frecuencias máximas entre inicio y final podemos observar cómo mientras que en la herramienta de diseño las frecuencias aumentan en la posición final, en la herramienta de convencional las frecuencias máximas disminuyen en la posición final respecto a las de la posición inicial. Este hecho indica que la herramienta convencional es más propensa provocar fatigas.

	DISEÑO			CONVENCIONAL		
	Bic/Delt	Bic/Flex	Delt/Trap	Bic/Delt	Bic/Flex	Delt/Trap
Entrada	0.17	0.17	0.39	0.38	0.14	0.20
	116.21	157.22	39.55	22.46	105.46	31.73
	4.83	2.25	5.30	7.23	2.57	4.49
	72.75	55.89	49.3	35.15	108.88	103.51
Salida	0.22	0.17	0.17	0.53	0.16	0.25
	126.46	172.36	63.47	26.85	35.15	29.78
	8.56	2.75	4.77	22.57	1.84	5.30
	124.02	96.85	93.26	39.06	126.95	72.53

Tabla 9: Valores de entrada y salida para las parejas de músculos analizadas en el Sujeto 3

Sujeto 5

Respecto al sujeto 5, el único resultado significativo se obtiene para la comparación entre bíceps y deltoides. La coherencia se puede observar en la figura 43 y analizando la tabla de valores número 4 podemos extraer conclusiones acerca de la influencia de cada herramienta.

Como se puede ver en este caso peculiar, los únicos resultados en coherencia se muestran para las posiciones intermedias lo que parece indicar que en el caso de este sujeto, la herramienta convencional únicamente favorece la coordinación muscular y el descenso de la fatiga en dichas posiciones, sin tener efecto sobre las posiciones de entrada y salida o el resto de posiciones.

En este caso, el 3^{er} parámetro juega un papel fundamental. Este parámetro nos da la suma acumulada de la coherencia por encima del IC. Si analizamos este parámetro podemos ver como en las posiciones intermedias (5,6,7 y 8) los valores para la herramienta de diseño son 47, 89, 74 y 84 respectivamente mientras que para la herramienta convencional es de 3, 3, 2 y 4 respectivamente, valores muy por debajo de los de la herramienta de diseño. Ante esta situación se debe tener en cuenta que la herramienta de diseño predomina en coherencia y por lo tanto no se puede realizar un análisis de máximos en frecuencia y medianas en frecuencia puesto que es posible que los valores más elevados sean los de la herramienta convencional cuando en realidad esta no tiene peso sobre la coordinación y sinergia muscular.

No obstante se puede volver a demostrar la efectividad de ambas herramientas en las posiciones de entrada y salida, ya que mientras que en la herramienta de diseño hay un aumento de la frecuencia que indica que no aparece fatiga en ningún momento, en la herramienta convencional se produce un descenso de 53.71 Hz a 31.73 Hz.

Sujeto 6

El sujeto 6 se presenta como el sujeto de estudio más completo de este TFM puesto que presenta gráficas y valores significativos en todas las comparaciones intermusculares.

En la posición de entrada de todas las señales, la señal es tan amplia que la interferencia se suaviza. Este hecho se basa en el factor SNR.

$$SNR = \frac{Señal}{Ruido} \quad (6)$$

Se obtiene un valor SNR elevado en entrada porque la señal tapa el ruido.

En primer lugar analizaremos la relación bíceps-deltoides de la figura 44. Como se puede observar hay una gran distribución de coherencia entre los 0 y 200 Hz con un elevado valor de coherencia. Esta elevada coherencia y las frecuencias tan altas parecen indicar que inicialmente en la mayoría de posturas todo el esfuerzo es realizado casi en su totalidad de forma coordinada por bíceps y deltoides o al menos se puede afirmar que cuando ambos músculos intervienen en un movimiento lo hacen de forma coordinada hasta frecuencias elevadas.

El primer resultado corresponde a la comparación entre las posiciones de entrada y salida ya que aportan información acerca de la fatiga que se produce con el tiempo y que es estudiado en posturas idénticas. Al igual que en casos anteriores debido al hecho de que se observa una variación y un pico distendido en un rango de frecuencias, es más útil el análisis de máximo aunque también se podría complementar con la frecuencia mediana ya que en este caso, al contrario que los anteriores, el pico ocupa casi la totalidad del espectro y por lo tanto la mediana no distorsiona tanto la frecuencia real de trabajo como en otros casos en los que el pico únicamente conforma una parte pequeña de la señal.

Entrada	0.52	Salida	0.35	Entrada	0.16	Salida	0.20
	125.48		107.42		130.85		81.05
	39.34		32.20		2.88		2.59
	122.55		117.18		77.63		92.28

Tabla 10: Valores de entrada y salida para ambas herramientas al comparar bíceps y deltoides.

Analizando los valores, se observa una diferencia significativa en las frecuencias máximas a las cuáles se dan las máximas coherencias, todas ellas con el mismo peso puesto que están todas por encima del índice de confianza. En la señal azul (herramienta de diseño) vemos una disminución de 18,06 Hz que se corresponde a un descenso del 14.3% mientras que en la señal roja (herramienta convencional) aparte de ver que la frecuencia máxima en salida es menor que la de la herramienta de diseño y por lo tanto se podría confirmar fatiga, también podemos ver que hay un descenso en la frecuencia máxima de 49,8 Hz que representa un descenso del 38%, descenso significativamente mayor que el de la herramienta de diseño. Se puede afirmar que en la coherencia entre bíceps y deltoides se detecta una mayor fatiga con la herramienta convencional puesto que ambos músculos reducen su frecuencia de trabajo en la que muestran una coherencia máxima.

Aprovechando también la situación comentada antes en la que el pico de coherencia ocupa casi la totalidad del rango de frecuencia analizado se puede analizar la mediana sin riesgo de inducir errores en la interpretación de resultados. De esta manera podemos observar que mientras que la mediana en la posición de salida es de 117.8 Hz para la herramienta de diseño, en la herramienta convencional el valor es menor, concretamente 92,28 Hz, y por lo tanto la frecuencia mediana se encuentra desplazada a la izquierda lo que es un claro indicador de la fatiga.

En cuanto a la comparación entre bíceps y flexor y deltoides y flexor por otro lado, el análisis de resultados será muy breve debido a que gráficamente en las figuras 46y 48 no se observan picos significativos ni bandas de frecuencia dominantes. Tampoco se observa relación entre ambas herramientas ni la existencia de picos que hagan determinar cuál de las herramientas es más conveniente para evitar la fatiga.

En cuanto a la relación entre bíceps-trapecio y deltoides-trapecio podemos observar una clara diferencia entre ambas herramientas en las figuras 45 y 47. Se observa claramente la diferencia en coherencia entre ambas herramientas. Mientras que la herramienta convencional muestra una independencia casi total entre músculos puesto que prácticamente toda la señal está englobada por debajo del índice de confianza, la herramienta de diseño muestra claros picos de coherencia a frecuencias bajas que hacen indicar que la herramienta de diseño propicia la coordinación muscular y la reducción de esfuerzo. Si analizamos los máximos en frecuencia no se puede afirmar que herramienta produce más fatiga puesto que analizar los máximos de la herramienta convencional no aporta datos de interés, pero si se puede afirmar que la herramienta de diseño no causa fatiga puesto que mientras que los valores de frecuencia máximos en entrada son 147 Hz y 30 Hz para bíceps-trapecio y deltoides-trapecio respectivamente, los valores en salida indican un aumento de la frecuencia siendo 1183 Hz y 39 Hz para bíceps-trapecio y deltoides-trapecio respectivamente.

En este caso no interesa analizar los valores de suma acumulada puesto que se ve que la magnitud de la herramienta convencional es muy inferior a la herramienta de diseño y tampoco interesa el análisis de la frecuencia mediana puesto que como vemos la coherencia no está mantenida ni distribuida de forma homogénea a lo largo de todas las frecuencias sino que se localiza en una banda de frecuencias muy bajas al inicio de la señal.

Una vez analizados los resultados para todos los sujetos de interés es el momento de hacer una recapitulación de los resultados obtenidos.

A pesar de la gran heterogeneidad entre todos los sujetos, y la influencia que ejerce en ellos un tipo de herramienta u otra independientemente, se puede establecer que se han hallado indicadores de fatiga y por lo tanto la metodología aplicada es adecuada para hallar fatiga en aquellos sujetos cuyas condiciones fisiológicas lo permitan, a pesar de que no sea una metodología comúnmente empleada y contrastada.

En cuanto a los valores de coherencia obtenidos a lo largo de los sujetos, puede ser que el incremento en coherencia puede ayude a superar la reducida excitabilidad motoneuronal que se da con la fatiga para coordinar la generación de fuerza en los músculos de una forma más sinérgica ya que la capacidad de generar fuerza del músculo disminuye con la fatiga (Kattla, 2010).

Además, los resultados obtenidos por este TFM muestran gran correlación con un estudio en el cual la hipótesis fue que la fatiga muscular puede causar cambios uniformes en la amplitud de EMG en todos los músculos y un incremento de la coherencia EMG-EMG en las bandas más altas de frecuencia pero con una distribución heterogénea invariante sobre los músculos (Poston 2010).

6.2. COHERENCIA INTRAMUSCULAR

Una vez analizada la coherencia intermuscular, la cual es la que mejores resultados arroja acerca del estudio de la fatiga se procederá a explicar la coherencia entre posiciones de un mismo músculo.

La razón por la que no se ha incluido tabla de valores previamente se debe a la naturaleza de las gráficas obtenidas. Más adelante se verá que el caso de la Prueba 3 es similar. Se observa en las imágenes de las figuras 50, 51, 52 y 53 una coherencia de amplitud muy baja que apenas supera un 0.076 (IC) y no muestra predominio de ninguna banda de frecuencia sobre otras.

La segunda gráfica de cada imagen representa una coherencia de cuyo valor es 1 puesto que se trata de la comparación en coherencia entre la señal de entrada consigo misma mientras que el resto de gráficas se han obtenido al analizar la coherencia de la señal de entrada con el resto de señales para las demás posiciones.

Si se consultan los estudios de fatiga y se tiene en cuenta que previamente a este trabajo se demostró fatiga entre el inicio y final de una misma posición este resultado era de esperar ya que para cada posición y cada músculo el nivel de fatiga es mayor o menor entre el principio y el final. Y debido a que las frecuencias decrecen de forma distinta para cada posición es imposible encontrar una coherencia ya que el hecho de que las frecuencias coincidan es complicado.

A pesar de este resultado, más adelante, en la Prueba 4 se lleva a cabo una comparación intramuscular únicamente entre los 10 primeros segundos de cada posición y los 10 últimos segundos de esa misma posición.

6.3. COHERENCIA INSTRUMENTAL

Respecto a los resultados para la coherencia entre herramientas previamente se decidió no incorporar tabla de valores puesto que la amplitud de coherencia apenas superaba el índice de confianza y tampoco se observaba en la figura 54 una clara banda de frecuencias predominante.

A raíz de este hecho, analizar los valores obtenidos solo induciría dudas acerca de la naturaleza del problema puesto que aunque si se podrían valorar máximos y medianas, estos realmente no presentarían conclusiones razonables que pudieran afirmar la existencia o no existencia de fatiga.

En este contexto se puede determinar que esta prueba complementaria no aporta información objetiva acerca de lo que ocurre cuando se estudia la coherencia para un músculo entre 2 herramientas.

La hipótesis que podría explicar estos valores tan bajos de coherencia y el nulo dominio de bandas concretas de frecuencia es que cada herramienta provoca que el músculo trabaje a una frecuencia distinta debido a sus características y ergonomía, que de forma directa influyen en la postura adquirida y esto conlleva también a cambios en la fatiga. Sin embargo a raíz de los resultados obtenidos no podemos afirmar con este tipo de prueba que herramienta es más incómoda para el sujeto ya que solo se puede establecer que no hacen trabajar a la musculatura a la misma frecuencia.

6.4. COHERENCIA PARCIAL INTRAMUSCULAR

En cuanto a los resultados obtenidos para la prueba realizada al comparar los 10 primeros segundos de un músculo con los 10 últimos segundos del mismo músculo, observamos que las gráficas no aportan información intuitiva (figuras 55 y 56). Se presenta un gran nivel de coherencia pero este está muy mantenido y ninguna banda de frecuencia destaca sobre las demás.

Previamente a la realización de este TFM, en una práctica del curso académico se demostró que para la misma posición y el mismo músculo se llegaba a detectar una ligera fatiga en el transcurso de los 60 segundos.

Si se observa la tabla 7 de valores se pueden ver posiciones que nos hacen indicar la existencia de fatiga o al menos hipotetizar sobre esta en consecuencia con los resultados previos.

	DISEÑO		CONVENCIONAL	
	Bíceps	Deltoides	Bíceps	Deltoides
Entrada	0.54	0.42	0.63	0.62
	88.37	137.69	106.44	159.17
	5.11	5.07	11.23	7.65
	94.89	73.34	104.98	120.31
Salida	0.50	0.52	0.54	0.52
	192.38	24.41	187.01	173.33
	8.20	5.49	7.71	6.90
	85.44	72.59	83.28	111.32

Tabla 11: Valores de entrada y salida para prueba de coherencia intramuscular parcial.

En primer lugar si se observa la posición de entrada y salida, posiciones que serán comparadas puesto que la postura es la misma pero en instantes distintos, se pueden ver cambios significativos en los parámetros representados. Si nos fijamos en el 4º parámetro (mediana de frecuencia) se observa que entre la posición de entrada y salida los valores de las medianas disminuyen. En un análisis de frecuencia al uso esto sería un indicador de fatiga debido al desplazamiento de la frecuencia hacia la izquierda pero en este caso, al trabajar con coherencia, el desplazamiento hacia la izquierda de la mediana indica que la similitud se ha desplazado hacia frecuencias más bajas, hecho que se debe a que ambos músculos se han fatigado con ambas herramientas.

Aunque esta conclusión puede ser muy genérica si nos fijamos con más detalle se puede establecer que herramienta ha causado más fatiga en la actividad sinérgica de los músculos al ver en qué porcentaje ha disminuido cada mediana. Así en la posición de salida obtenemos una bajada de la mediana del 9.57% para el bíceps con la herramienta de diseño mientras que con la herramienta convencional se obtiene una disminución del 21%. En cuanto al deltoides, en la herramienta de diseño no hay un cambio significativo de la mediana mientras que con la herramienta convencional hay una bajada del 9.65%.

Incluso en las posiciones de reposo podemos ver una disminución en las medianas de cada músculo con cada herramienta. Nuevamente esta disminución de la mediana se asocia con un desplazamiento de las frecuencias a la izquierda que permite corroborar la existencia de fatiga aunque los músculos estén en reposo. Debido a que captar señal de EMG en reposo en ocasiones plantea dificultades, la coherencia es muy útil puesto que sin tener grandes amplitudes de actividad se puede estudiar las frecuencias predominantes y como ha variado el estado de las fibras musculares.

A raíz de estos datos podemos concluir que la herramienta convencional provoca una mayor fatiga muscular.

Por otro lado y para confirmar la fatiga también se puede observar como la mediana en frecuencia comparada en cada posición del bíceps con cada herramienta es mayor para el caso de la herramienta de diseño que la convencional, hecho que indica que la herramienta de diseño hace trabajar a los músculos a frecuencias más altas, que implican periodos de reclutamiento frecuencial más altos, permitiendo así descansar al músculo. Sin embargo esta afirmación no se puede aplicar al deltoides puesto que la comparación de medianas en cada posición no muestra una tendencia favorable para ninguna de las herramientas.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

En esta prueba no se ha procedido a analizar los máximos puesto que como se ha explicado previamente en las imágenes, la coherencia sigue una distribución constante sin picos importantes a bandas de frecuencia determinadas.

7. CONCLUSIONES

A partir del análisis realizado y las coherencias obtenidas podemos afirmar que el análisis de coherencia como método cuantificador de fatiga es complejo y no siempre aplicable a todas las situaciones. Las principales desventajas que se han visto es que los resultados dependen enormemente de la fisiología y desenvoltura de los sujetos, se podría pensar que sobre algunos de ellos no se ha producido fatiga alguna lo cual podría ser factible pero es extraño observar como en muchos de ellos no hay ningún tipo de coordinación entre músculos a la hora de realizar las distintas posiciones y es complicado imaginarse la realización de movimientos independientes que fuerzan la musculatura y a su vez no causan fatiga.

Por otro lado también la casuística de los sujetos depende del peso y valor que se dé a los distintos parámetros, si bien es cierto que para la interpretación de resultados en cada situación se han elegido los parámetros que mejor se ajustaban a la naturaleza de la señal y siempre de una forma lógica, se sigue necesitando la figura de un profesional que deba evaluar individualmente cada caso y seleccionar los parámetros. Esta situación es precisamente la que se pretendía sustituir mediante la elaboración de una herramienta cuantificadora.

Sin embargo, esta herramienta también proporciona ventajas y radican en que es un complemento de valoración objetiva para el análisis de fatiga habitual basado en el desplazamiento de frecuencia o cambios de amplitud en el dominio temporal.

En nuestro caso de estudio, la coherencia elevada en la herramienta de diseño entre pares de músculos puede ser que se deba a que la herramienta es tan cómoda y los músculos trabajan tan relajados que las frecuencias son muy parecidas y por lo tanto la posición no es forzada, hecho que se traduce en una postura relajada y sin fatiga. Se podría explicar diciendo que el esfuerzo se reparte sobre varios músculos en lugar de sobre un único músculo.

Por último me gustaría destacar el carácter experimental de este TFM, quizás los resultados no hayan sido todo lo positivos que se esperaba ni la herramienta es todo lo funcional que debería ser pero es cierto que a día de hoy se conoce poco acerca de los efectos de la fatiga sobre la coordinación simultánea de músculos activos y quizás si en este estudio se plantearan otras pruebas como por ejemplo pruebas de máxima contracción voluntaria se podrían obtener de forma más fiable relaciones entre la fatiga inducida y la coherencia intermuscular e intermuscular.

8. LÍNEAS FUTURAS

Tras observar los resultados obtenidos durante este estudio y haber valorado las conclusiones que se pueden extraer, es el momento idóneo para definir posibles actividades futuras en este campo de investigación a fin de mejorar los estudios de este tipo y a fin de poder obtener una información más exhaustiva acerca de la relación entre la fatiga y el análisis de coherencia mediante EMG.

En primer lugar se propone el estudio para el mismo experimento complementándolo con el estudio del EEG para valorar la influencia de la corteza cerebral sobre la influencia de la fatiga. Este tipo de prueba complementaria podría permitir determinar mejor los momentos de fatiga.

En segundo lugar se propone la realización de pruebas con mayor exigencia muscular en la que se valore la contracción muscular y se pueda relacionar dicha contracción en función de su intensidad con los resultados en coherencia obtenidos. Además para obtener una mejor adquisición se debe analizar en profundidad la posibilidad de realizar estudios de EMG percutáneos a fin de obtener información muscular de musculo que actúan durante los movimientos y cuya actividad no puede ser captada en la superficie.

Conviene contemplar también la posibilidad de realizar pruebas para aquellos músculos en los que sea seguro que hay una sinergia durante los movimientos y por lo tanto se pueda analizar la coherencia. En el presente estudio había existencia de posiciones en las que los músculos no colaboraban entre sí y es por ello que cambiando dicha condición sería posible obtener información más precisa acerca de la coherencia muscular en EMG.

Por último, como un detalle a añadir en este trabajo en caso de que se considere que los resultados son útiles para poder emplear este método en estudios de sujetos, es conveniente desarrollar una interfaz de usuario que permita seleccionar de manera más cómoda e intuitiva las señales a analizar y por lo tanto facilitar la carga de datos, el procesamiento y la parametrización cuando el número de sujetos a analizar sea considerablemente mayor a los estudiados en el presente Trabajo de Fin de Máster.

9. BIBLIOGRAFÍA

- Brocas J, Cazamian P. *Bases fisiológicas de la medida de la fatiga. Tratado de ergonomía*. Marseille: Octares Entreprises, 1989; 633-643.
- Cheung VCK, d'Avella A, Tresch MC, Bizzi E. *Central and sensory contributions to the activation and organization of muscle synergies during natural motor behaviors*. J Neurosci 2005; 25:6419-6434.
- Cram J. *The History of Muscle Dysfunction and sEMG*. Journal of Applied Psychophysiology and Biofeedback. 2003; 28:81-91.
- Danna-Dos Santos A, Poston B, Jesunathadas M, Bobich L, Hamm T, Santello M. *Influence of Fatigue on Hand Muscle Coordination and EMG-EMG Coherence During Three-Digit Grasping*. J Neurophysiol 2010; 104:3576-3587.
- Dirección Médica. *¿Qué es una laparoscopia y para qué sirve?* (en línea). *Operarme.es: Especialistas en cirugía*, 2015 (fecha de consulta 8 de julio del 2018). Disponible en <<https://www.operarme.es/noticia/365/que-es-un-laparoscopia-y-para-que-sirve/>>.
- Drake R, Vogl W, Mitchell A. *Gray Anatomía para estudiantes* (3ª ed.). Madrid: Elsevier, 2006.
- Jouvencel MR. *La Electromiografía de Superficie en la Prevención de la Fatiga Muscular* (en línea). *Peritaje Médico Forense* (fecha de consulta 20 de junio del 2018). Disponible en <<http://www.peritajemedicoforense.com/JOUVENCEL31.htm>>.
- Kattla S, Lowery M. *Fatigue related changes in electromyographic coherence between synergistic hand muscles*. Exp Brain Res 2010; 202:89-99.
- Konrad P. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Arizona: Noraxon U.S.A., 2006.
- Lindström L, Magnusson R, Petersen I. *Muscle load influence on myoelectric signal characteristics*. Scand J Rehabil Med 1974; Suppl 3:127-148.
- Luttmann A, Jäger M, Sökeland J, Laurig W. *Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue*. Ergonomics 1996; 3:298-313.
- MATLAB. *mscohere* (en línea). MathWorks Documentation (fecha de consulta 27 de marzo del 2018). Disponible en <<https://es.mathworks.com/help/signal/ref/mscohere.html#bvi4l0m-2>>.
- Mima T, Toma K. *Coherence Between Cortical and Muscular Activities After Subcortical Stroke*. Stroke 2001; 32: 2597-2601.
- Scherrer J, Andlauer P, Berthoz A, Borredon P. *Précis de Physiologie du travail*. Ed Masson, 1981; 18.
- Schoffelen JM, Oostenveld R, Fries P. *Neuronal coherence as a mechanism of effective corticospinal interaction*. Science 2005; 308:111-113.
- Shumway R, Stoffer D. *Time Series Analysis and Its Applications. With R Examples* (2nd ed.). New York: Springer, 2006; 218-220.
- Stegeman D, Hermens H. (2007). *Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)*. 2007.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

- Stephen, Manu. *EMG-EMG Coherence Analysis of Elbow and Shoulder Muscle*. Tesis Doctoral. Washington University, St. Louis, 2013.
- Welch PD. *Use of Fast Fourier Transform for Estimation of Power Spectra—a Method Based on the Averaging Over Short Modified Periodograms*. IEEE Trans Audio Electroacoustics 1967; AU15: 70–73.
- William Hall C. *Biomedical Engineering 2: Recent Developments. Proceedings of the Second Southern Biomedical Engineering Conference*. USA: Pergamon Press, 1983; Session 17.

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

PRESUPUESTO

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

1. INTRODUCCIÓN	5
2. CONTENIDO DEL PRESUPUESTO.....	6
2.1. RECURSOS MATERIALES	6
2.2. RECURSOS HUMANOS.....	6
2.3. HERRAMIENTAS SOFTWARE.....	7
3. PRESUPUESTO TOTAL DEL TFM.....	8

Diseño y desarrollo de un sistema para la cuantificación de la fatiga en cirugías laparoscópicas mediante el análisis de coherencia y la parametrización del electromiograma (EMG)

1. INTRODUCCIÓN

Uno de los objetivos del Trabajo Fin de Máster (TFM) es valorar económicamente el trabajo a presentar. Por ello, es necesario realizar un presupuesto del mismo, de esta forma se valorarán todos los factores que han contribuido para hacer posible la realización del trabajo. A la hora de elaborar un presupuesto se debe tener en cuenta el tiempo empleado por el personal que ha participado en el proyecto, el precio establecido respecto a las horas trabajadas, los recursos materiales utilizados y las herramientas software que hemos tomado como apoyo para la elaboración del trabajo.

El presupuesto debe estar elaborado con detalle, ser claro e involucrar todas las partes que han formado parte del trabajo. Los apartados que constituyen el presupuesto están divididos en: recursos materiales, recursos humanos y herramientas software.

2. CONTENIDO DEL PRESUPUESTO

2.1. RECURSOS MATERIALES

En este apartado detallaremos los precios de los materiales que hemos empleado en el presente trabajo. Los recursos materiales empleados en esta investigación están relacionados con la instrumentación y el sistema de adquisición de datos.

	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO (€)	PRECIO TOTAL (€)
Laparoscopio y trócar	1	148,00	148,00
Laparoscopio de diseño	1	0,00	0,00
Trócar	1	48,60	48,60
Amplificador EMG	4	170,47	681,88
Electrodos EMG	136	0,81	110,16
Tarjeta de adquisición	1	2.668,00	2.668,00
Ordenador Lenovo	1	300,00	300,00
TOTAL			3956,64

Tabla 1: Resumen de recursos materiales empleados para realizar el estudio

2.2. RECURSOS HUMANOS

En la elaboración del trabajo han intervenido el tutor del TFM guiando, aconsejando y supervisando al autor del mismo; el autor del TFM con su trabajo y dedicación constante con el objetivo de la finalización con éxito del presente trabajo y su posterior validación; y por último y no por ello menos importante los sujetos que se han presentado para la obtención de los datos empleados en el TFM.

	CANTIDAD (Horas)	PRECIO UNITARIO (€)	PRECIO TOTAL (€)
Tutor del TFM- Ingeniero de Telecomunicaciones	20	36,00	720,00
Autor del TFM- Ingeniero Biomédico	410	10,00	4.100,00
Sujetos	8,5	0,00	0,00
TOTAL			4820,00

Tabla 2: Resumen de recursos humanos empleados para realizar el estudio

2.3. HERRAMIENTAS SOFTWARE

El coste de las herramientas software se relaciona con el precio de la licencia de los diferentes programas utilizados. En este caso se ha utilizado el programa software MatLab[®] versión 2017b. La licencia ha sido provista por la UPV por lo que el precio del programa no se incluirá en el presupuesto.

Por otro lado, se ha utilizado el programa LabView[®] para la adquisición de los datos. El coste de la licencia del LabView es de carácter anual.

	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO (€)	PRECIO TOTAL (€)
MatLab 2017[®] (licencia UPV)	1	0,00	0,00
LabView	1	399,00	399,00
TOTAL			399,00

Tabla 3: Resumen de recursos software empleados para realizar el estudio

3. PRESUPUESTO TOTAL DEL TFM

Para finalizar, en este apartado resumiremos los precios totales de los recursos materiales, recursos humanos y herramientas software utilizadas para la realización del Trabajo Fin de Máster aplicando también el impuesto correspondiente del 21% de IVA aplicable al estudio.

	IMPORTE (€)
Recursos materiales	3.956,64
Recursos humanos	4.820,00
Herramientas software	399,00
21% IVA	1.926,88
PRESUPUESTO TOTAL	11.102,52

Tabla 4: Resumen de costes totales para realizar el estudio