

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS
INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN**

UNIVERSIDAD DE CANTABRIA



Trabajo Fin de Grado

**IMPLEMENTACIÓN DE MÉTODOS PARA
MEDIR LA FATIGA MUSCULAR EN
CIRUJANOS A TRAVÉS DE
ELECTROMIOGRAFÍA**

**(IMPLEMENTATION OF METHODS FOR
MEASURING MUSCLE FATIGUE IN
SURGEONS WITH ELECTROMIOGRAPHY)**

Para acceder al Título de

GRADUADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

Autor: José Carlos de las Heras Aparicio

Director: Ramón Sancibrián Herrera

Julio-2016

TÍTULO	IMPLEMENTACIÓN DE MÉTODOS PARA MEDIR LA FATIGA MUSCULAR EN CIRUJANOS A TRAVÉS DE ELECTROMIOGRAFÍA		
AUTOR	José Carlos de las Heras Aparicio		
DIRECTOR PONENTE	Ramón Sancibrián Herrera		
TITULACIÓN	<i>Grado de Ingeniería en Tecnologías Industriales</i>	FECHA	08-07-2016

PALABRAS CLAVE

Electromiografía

Fatiga muscular

Cirugía mínimamente invasiva

Media de la frecuencia

Mediana de la frecuencia

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Debido a la fatiga muscular sufrida por los cirujanos durante operaciones que duran varias horas, es conveniente analizar la cantidad de fatiga muscular que éstos sufren y las zonas donde ésta está localizada, para poder diseñar herramientas que hagan que la fatiga en los médicos sea mucho menor y así mejorar el desempeño en su trabajo, así como la seguridad en términos quirúrgicos.

DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

El proyecto contiene un estado del arte donde se desarrollan diferentes temas como la ergonomía en cirugía, la cirugía mínimamente invasiva, conceptos sobre electromiografía o los diferentes métodos existentes para analizar la fatiga muscular.

Después del estado del arte se introduce un desarrollo donde nos centramos en los métodos de la media y la mediana, que son los que vamos a utilizar a la hora de analizar la fatiga en nuestras pruebas.

Por último, pasamos a describir los ensayos que realizamos para medir la fatiga muscular, estableciendo todas las comparaciones posibles entre las diferentes variables que afectan al proceso y sacando conclusiones de los resultados obtenidos.

CONCLUSIONES

Después de realizar las dos pruebas, podemos concluir que los métodos de la media y la mediana son buenas herramientas para medir la fatiga muscular. En la primera prueba, la fatiga muscular era muy notoria entre los voluntarios y las sensaciones que estos reportaron, coincidían en gran medida con los datos que aportaba la electromiografía. En la segunda prueba, la fatiga muscular era menor, ya que, aunque el ejercicio duraba más tiempo que el de la prueba 1, no era tan intenso, sin embargo, los resultados obtenidos fueron coherentes y podemos afirmar que estos dos métodos son una buena manera de medir la fatiga muscular.

BIBLIOGRAFÍA

- The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis
- The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography
- Cifrek clinical biomechanics
- Muscle Fatigue and Time-Dependent Parameters of the Surface EMG Signal
- <http://es.slideshare.net/TeresaPrezDisla/ciruga-mnimamente-invasiva-29615306>
- <http://www.teknon.es/web/aleix-vidal/cirugia-minimamente-invasiva>

- http://www.enietopodologos.com/Public/articulos/instrumental_en_cirugia_mis.pdf
- <http://www.elsevier.es/es-revista-cirugia-espanola-36-articulo-ergonomia-cirugia-laparoscopica-su-importancia-90135008>
- <http://www.scielo.org.co/scielo.php>
- http://www.bvs.sld.cu/revistas/mil/vol35_4_06/mil08406.htm

1.ÍNDICE

1.ÍNDICE.....	6
2.OBJETIVOS.....	8
3.ESTADO DEL ARTE	9
3.1 CIRUGÍA.....	9
3.1.1 Cirugía mínimamente invasiva.....	9
3.1.2 Ventajas e inconvenientes	10
3.1.3. Instrumental	11
3.2. ERGONOMÍA EN CIRUGÍA.....	22
3.3. ELECTROMIOGRAFÍA	30
3.3.1. Historia electromiografía	30
3.3.2. Definición de electromiografía	31
3.3.3. Funcionamiento electromiografía	31
3.3.4. Uso generalizado electromiografía	31
3.3.5. Conceptos	32
3.4 FATIGA CON ELECTROMIOGRAFÍA	61
3.5 OTROS MÉTODOS PARA ANALIZAR LA FATIGA MUSCULAR.....	63
3.5.1. Introducción.....	63
3.5.2. Una mirada a la historia de los métodos de procesamiento de señales EMG en la evaluación de la fatiga muscular.....	66
3.5.3. Entender el proceso de la electromiografía	69
3.5.4. Los métodos de procesamiento de señales adecuadas para la evaluación de la fatiga muscular en aplicaciones biomecánicas.....	71
4.DESARROLLO	83
4.1. INTRODUCCIÓN	83
4.2. PRINCIPIO Y TEORÍA DE LA MEDIA Y LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA.....	84
4.2.1. Definición de frecuencias media y mediana.....	85
4.3. LA EVALUACIÓN DE LA FATIGA MUSCULAR USANDO LA MEDIA Y LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA	86

4.4. EFECTO DE LA FUERZA MUSCULAR EN LA MEDIA Y LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA ...	90
4.5. EFECTO DE LA GEOMETRÍA DEL MÚSCULO EN LA MEDIA Y LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA	94
4.6. CONCLUSIÓN Y FUTURAS TENDENCIAS	99
5. ENSAYOS.....	101
5.1. PRUEBA 1.....	101
5.2. PRUEBA 2.....	124
6. CONCLUSIONES	150
7. BIBLIOGRAFÍA.....	151

2.OBJETIVOS

El objetivo principal de este proyecto es, a través del uso de la electromiografía, implementar métodos para medir la fatiga muscular que sufren los cirujanos para luego poder diseñar herramientas para disminuir dicha fatiga, contribuyendo a una mayor comodidad del médico en el desempeño de su trabajo y a una mayor seguridad en todo el campo relacionado con la cirugía.

Para ello, hemos realizado dos pruebas para medir la fatiga muscular de diez voluntarios aleatorios, utilizando los métodos de la media de la frecuencia y la mediana de la frecuencia.

En la primera, lo primero que hicimos fue medir su contracción máxima voluntaria con un dinamómetro. Debido a que no siempre el voluntario hace la misma fuerza, le mandamos hacer tres repeticiones para obtener un valor medio de esas mediciones. Después, el ejercicio fatigoso consistía en accionar un handgrip, a la máxima velocidad que pudiese, durante un minuto. Esta primera prueba nos reportó sensaciones de mucha fatiga entre los individuos y estos datos fueron confirmados por la electromiografía.

En la segunda, no medimos la contracción máxima voluntaria de los individuos puesto que ya la teníamos de la prueba anterior. Esta prueba constaba de tres ejercicios. En el primero, con las correspondientes herramientas de los cirujanos, había que dar la vuelta a unas letras y colocarlas en su respectivo hueco. En el segundo, los individuos tenían que enroscar una cuerda sobre un pivote, siempre con las herramientas quirúrgicas. Y por último en el tercer ejercicio, había que hacer pasar un hilo por cuatro anillas. Esta segunda prueba no produjo mucha fatiga en los individuos y los datos reportados por la electromiografía así lo confirmaron.

3. ESTADO DEL ARTE

3.1 CIRUGÍA

Se denomina cirugía a la práctica que implica manipulación mecánica de las estructuras anatómicas con un fin médico, bien sea diagnóstico, terapéutico o pronóstico. De acuerdo con la OMS (2012), cirugía mayor es todo procedimiento realizado en quirófano que comporte la incisión, escisión, manipulación o sutura de un tejido, y generalmente requiere anestesia regional o general, o sedación profunda para controlar el dolor.

Dentro de la cirugía, nuestro estudio se centrará en dos ramas de la misma, la cirugía mínimamente invasiva o la cirugía laparoscópica.

3.1.1 Cirugía mínimamente invasiva

¿Qué es la cirugía mínimamente invasiva?

En el sentido estricto, el concepto de cirugía mínimamente invasiva está en constante evolución. Las técnicas menos invasivas ya se vienen utilizando en Cirugía Ortopédica y Traumatología desde hace más de 40 años, con las artroscopias de rodilla. Una artroscopia consiste en la visualización de una articulación, como puede ser la rodilla, con el fin de observar el menisco y el resto de su anatomía interna.

Con las intervenciones quirúrgicas mínimamente invasivas o menos agresivas evitamos seccionar de manera significativa la musculatura y por lo tanto evitamos el sangrado excesivo, la necesidad de reconstrucción de los tejidos y, por ende, se controla mejor el dolor.

La idea de intentar disminuir la agresión de los tejidos blandos ante cualquier actuación del médico se popularizó en EEUU a partir de 1990. Sus impulsores fueron los cardiólogos y radiólogos vasculares para disminuir las complicaciones relacionadas con exploraciones y tratamientos sobre arterias coronarias. Posteriormente esta idea ha ido ampliando sus aplicaciones hacia la cirugía del pie, la cirugía de columna, la cirugía artroscópica de cualquier articulación y, últimamente, hacia el tratamiento de las fracturas.

3.1.2 Ventajas e inconvenientes

Las intervenciones mínimamente invasivas no precisan de heridas importantes para acceder a la zona del organismo que necesita ser operada, esto hace que el postoperatorio sea más corto y menos doloroso, con un alta hospitalaria precoz y una incorporación rápida a la vida normal y al trabajo. El riesgo de infecciones y de hernias es menor, pues al haber una manipulación mínima de los tejidos, hay una menor reacción inflamatoria en la zona.

Existe una reducción importante de los riesgos típicos de la cirugía, especialmente los relacionados con las complicaciones pulmonares y cardio-circulatorias, más típicas en enfermos mayores y en los pacientes obesos.

Mejor estabilidad de los componentes. Una prótesis está formada por dos piezas independientes que se sostienen gracias a los músculos y tendones que la rodean. Con la cirugía mínimamente invasiva, estas partes blandas sufren una menor agresión, por lo que pueden realizar mejor la función de soporte de los componentes protésicos.

Mejores resultados estéticos. El tamaño de la incisión y, por tanto, de la cicatriz, en una prótesis de cadera, por poner un ejemplo, es de unos 7 cm, frente a los 20 cm de

las técnicas convencionales.



Fig.1.Diferencia de cirugías

El inconveniente es que no todos los órganos y tejidos del cuerpo humano pueden ser operados con estas modernas técnicas. Las principales limitaciones son de carácter técnico, dado que los instrumentos no pueden acceder a determinadas regiones del organismo. Si bien estas limitaciones van desapareciendo día a día.

3.1.3. Instrumental

Instrumental del campo quirúrgico.

Llamamos así al instrumental que es utilizado para realizar las intervenciones, utilizado principalmente en la mesa quirúrgica y que no lleva incorporado ningún instrumento rotatorio.

Bisturí

Tipos: existen muchos tipos de hojas de bisturí, pero se suelen usar dos con mucha más frecuencia, éstos son la hoja 64 y la hoja 64 MIS.



Fig.2. Bisturí 64 y 64 MIS

Descripción: las características que presentan estas hojas son que tienen una forma circular distal con el corte en la base y en el 1/3 distal, además que son hojas desechables.

Ventajas: Son hojas muy pequeñas, las incisiones que realizan son mínimas, lo que deriva tener una gran precisión en el corte. La hoja 64 realiza unas incisiones de 2mm mientras que la 64 MIS las hace de 1mm.

Función: El uso de una u otra hoja de bisturí dependerá del tamaño de la incisión a realizar, por ejemplo, para estructuras grandes usaremos la 64 mientras que si necesitamos pequeños cortes usaremos la 64 MIS.

Mangos de bisturí.

Son aquellas estructuras de inoxidable donde incorporaremos en uno de sus extremos las hojas de bisturí.

Tipos: existen fundamentalmente tres tipos de mango dependiendo de su tamaño, siendo las posibilidades de 7,5, 10 o 13 cm.

Descripción: Generalmente son redondos, aunque también existen hexagonales. Están formados por dos partes en las que se inserta la hoja del bisturí. Al tener dimensiones reducidas hace que tengamos una gran precisión en los movimientos. Permite movimientos oscilantes manteniendo como punto de pivote el punto de entrada en la piel.



Fig.3. Mangos de bisturí

Limas

Tipos: las hay grandes y pequeñas y entre todas ellas distinguimos varias que usaremos en dependencia del acto quirúrgico a realizar.

Lewis gruesa: lima de gran tamaño pero útil para extraer pasta ósea.

Lewis fina: con mayor número de estrías en su superficie Bell.

Con extremo ovalado: lo que no produce lesión de los bordes de la incisión.

Polokoff: Una lima con diámetro reducido y que suele ser utilizada para la realización de rinoplastias.

Mini Polokoff. Como la anterior pero todavía más pequeña



Fig. 4. Limas

Descripción: este tipo de instrumental tiene una porción central hexagonal también llamada mango, seguida de una zona cilíndrica con diámetro descendente y que comunica la porción central con la zona de la lima propiamente dicha. La lima puede seguir la misma dirección que el mango o bien estar angulada con respecto a él aproximadamente unos 35°.

Lo que hay que tener en cuenta con las limas utilizadas en cirugía mínimamente invasiva, es que éstas tienen la profundidad y la distancia entre sus hendiduras aumentada en proporción a las limas habituales.

Modificación de bordes: para usar la lima en cirugía de mínima incisión, principalmente la lima Lewis, se suelen dejar romos ambos bordes de la misma para que como consecuencia de los movimientos de entrada y salida a través de la incisión no se lesionen ni los tejidos blandos periféricos ni tampoco los bordes de la misma. Todo ello conllevaría una mala cicatrización de la herida pudiendo resultar una cicatriz queloidea o antiestética.

Función: No raspar. En los primeros tiempos de la cirugía las limas se usaban para desbastar superficies óseas mediante legrado. Ahora y en lo que a nuestro tipo de cirugía concierne, su función es extraer restos óseos que puedan haber quedado alojados en el campo quirúrgico mediante movimientos de barrido. Podemos utilizarla también para realizar exostectomías pequeñas o disminución de bordes o esquirlas óseas que sean muy prominentes y en las que no merezca la pena utilizar instrumental motorizado

Fresas

Tipos: aunque hay muchos tipos de fresas que se utilizan en cirugía de mínima incisión, hay ciertos tipos que se usan con más frecuencia y que son los que describimos a continuación:

-Shannon 44 Corta

- Shannon 44 Mediana

- Mediana Shannon 44 Lara

-Larga Brophy

-Wedge

Todas las fresas, como consecuencia de ser incorporadas al micromotor, realizarán movimientos de giro (generalmente hacia la derecha), lo que hará que lleven a cabo su misión de fresar o cortar superficies. Existen unas arandelas de plástico que se colocan en el vástago para impedir la entrada de restos orgánicos en la pieza de mano como consecuencia de los movimientos rotatorios.

Descripción: están formadas por un vástago que en su porción distal tiene la fresa propiamente dicha. El nombre corta, mediana o larga indica el tamaño de la zona de fresa y no la longitud de la misma.

En la parte distal, tienen una serie de estrías cuyo diseño hará que tengan unas características propias:

Si las aristas son completamente rectas, al aplicar movimientos rotatorios es evidente que realizarán un fresado importante de la superficie, pero con grandes inconvenientes. Como consecuencia del uso, las aristas se llenan de pasta sin posibilidad de salir al exterior, lo que hace que se pierda eficacia de fresado y además como consecuencia del rozamiento aumenten la temperatura en el foco de intervención. Si se quiere seguir fresando con la misma, es necesario sacarla para retirar los restos orgánicos atrapados entre las aristas y volverla a introducir.

Si las aristas tienen una curvatura importante, lo que le confiere una estructura helicoidal, producirá que, con los movimientos rotatorios, salga la pasta al exterior sin posibilidad de embozarse. Su eficacia de corte es por tanto mucho mayor.

Por último, el Dr. Isham introdujo una modificación sobre las fresas ya existentes hasta el momento en la que las aristas, tenían una curvatura helicoidal mucho menor. Que la de las anteriores. Era un término medio de los dos tipos de fresas. Con este tipo de fresas se obtiene una doble ventaja, por un lado, no se embozaban y por otro, permite que persista una ínfima cantidad de pasta en la osteotomía (extracción de un hueso) que facilitará la consolidación posterior. Son las más utilizadas en la práctica quirúrgica, aunque actualmente es difícil conseguirlas.



Fig.5. Fresa Brophy

Elevadores

Tipos: Hay muchos. Algunos de ellos son: Freer, Curvo, Locke, Seibilleau

Descripción: formados por una porción central hexagonal o mango que continúa con una zona cilíndrica de tamaño descendente y que comunica con el elevador. Los



Fig.6. Elevadores

elevadores que se utilizan en cirugía mínimamente invasiva son de bordes suaves para no lesionar superficies a la hora de realizar la función de despegado.

Funciones:

- Separar cápsula de las adherencias a segmentos óseos como en la cabeza del 1º MTT.
- Separar tejidos adyacentes a la intervención.
- Disección atraumática.

Pinzas por hemostasia

Hemostasia por pinzamiento de vasos. Extracción de restos óseos.

Porta agujas

Aunque las incisiones realizadas con bisturí 64 y 64 MIS en la realidad no necesitan sutura y cicatrizarían sin problema, es preferible practicar una sutura para evitar así el que ocurran hemorragias pequeñas en el sitio de la intervención y conseguir además una mejor cicatrización.

Tijeras

Se utilizan poco en cirugía mínimamente invasiva. Principalmente, sus usos son:

- Cortar suturas.
- Cortar material de vendaje.
- Dilacerar o disecar de forma roma a través de pequeñas incisiones (si fuera necesario) como ocurre por ejemplo en la intervención del Síndrome del túnel tarsiano.
- Cortar alguna estructura que pudiera emerger a través de la incisión sin producir por ello iatrogénicas quirúrgicas.

Agujas

Sutura.

Pinzas de disección

Dilacerar o disecar de forma traumática como en el Síndrome del túnel tarsiano. Para ayudar a suturar. Para realizar con comodidad una intervención de cirugía de mínima incisión, se suele tener preparado y esterilizado un conjunto completo de instrumental básico que es el siguiente:

2 mangos de bisturí, varias hojas de bisturí, 2 limas, fresas: Brophy, Shannon corta, mediana y larga, wedge, elevadores, pinzas de hemostasia, portaagujas, tijeras, pinzas de disección, aguja y pieza de mano.

Instrumental motorizado: micromotor y pieza de mano

Los sistemas motorizados tienen unos terminales capaces de transformar la velocidad y potencia que produce el micromotor en movimientos rotatorios para así poder eliminar superficies óseas mediante el uso de determinadas fresas y sierras de corte con movimientos oscilantes. Dentro de los tipos de instrumental motorizado seleccionaremos aquellos que tienen una adecuada relación de la velocidad con la potencia, es decir, que no pierdan potencia con la disminución de velocidad.

La velocidad en cirugía MIS será la menor posible que nos permita realizar el gesto quirúrgico programado.

La potencia del sistema motorizado debe ser la suficiente para vencer la resistencia de la superficie a fresar.

Debemos mantener las revoluciones por minuto que adquiere la fresa dentro de los márgenes de seguridad puesto que conforme aumentamos la velocidad a la que trabajaremos, aumentará la temperatura de punta de fresa y como consecuencia también la temperatura de los tejidos.

La relación entre el número de revoluciones utilizadas para trabajar y la temperatura alcanzada en la fresa y tejidos es directamente proporcional. Sabemos que si se alcanzan temperaturas de 50°C se producen necrosis osteotérmicas titulares y que una fresa trabajando a 250 rpm genera por norma una temperatura de 38°C. Es necesario por tanto no sobrepasar ese límite ya que si creamos lesiones de hipertermia o

necrosis ósea existirán alteraciones importantes en el tiempo de consolidación de la osteotomía. En resumen, el máximo de revoluciones por minuto que se deben utilizar para no provocar alteraciones térmicas tisulares es 250 rpm, cosa que sólo conseguiremos con el uso del micromotor y pieza de mano con reductora. El hecho de que la pieza de mano tenga reductora hace que provea de la suficiente potencia para vencer la resistencia ósea con el uso de bajas velocidades.

MICROMOTOR OSADA

Descripción:

- De la parte anterior:
 - Pedal que determina la velocidad de giro que queramos imprimir.
 - Botón de encendido y apagado.
 - Botón que determina el sentido de giro, a derecha o a izquierda.
- De la parte posterior:
 - Cable que conectará con la pieza de mano.
 - Cable conectado a la corriente eléctrica.

Pieza de mano:



Descripción: Tiene un cuerpo, que encaja con el micromotor y que a su vez en la parte opuesta, una boquilla con un orificio para introducir la fresa.

Es ligera por lo que permite gran libertad de movimientos. Gran precisión en los gestos quirúrgicos. Podemos desmontar la boquilla de la pieza de mano para realizar su limpieza. Ésta lleva incorporados unos anillos de silicona que evitan la entrada de sangre y detritus al interior de la misma. Las fresas quedan bloqueadas de forma sencilla mediante una palanca para poder así utilizar diferentes tipos de fresas en diferentes maniobras quirúrgicas. La pieza de mano es esterilizable en autoclave. Una funda de plástico que también es esterilizada impide tener contacto con el cable del micromotor. Requiere los cuidados normales de engrasado igual que cualquier otra pieza de mano.

Instrumental de control radiológico

La cirugía mínimamente invasiva se realiza sin control visual del campo operatorio e independientemente de la experiencia quirúrgica y de la destreza personal de cada uno, deben controlarse los puntos exactos de las osteotomías a realizar y de las estructuras anatómicas. Todo ello solo es posible mediante instrumental de control radiológico que nos indicará por métodos de imagen, la estructura, forma y localización exactas del sitio quirúrgico. Dentro del instrumental de control radiológico hay varios tipos entre los que diferenciamos:

- Rayos X: producen mucha radiación en un solo disparo por lo que se utilizan de forma puntual.
- Intensificadores de imagen: poseen una alta radiación para su uso diario por lo que no los solemos utilizar en cirugía de mínima incisión. Aun así ésta es reducida en comparación a la que producen los Rayos X.
- FLUOROSCOPIO: por sus características en general, es considerado el elemento ideal e imprescindible para realizar Cirugía de Mínima Incisión.

Fluoroscopio

El fluoroscopio está dotado de una cámara de Rayos X que necesitará para su funcionamiento menos radiación que los intensificadores empleados en otro tipo de

cirugías (como por ejemplo pueden ser la ortopédica y la traumatológica). El hecho que sea un aparato de baja radiación, nos permite visualizar en cualquier proyección, el desarrollo de las técnicas que estamos realizando, así como la localización y comprobación de las osteotomías y su efectividad correctora. El fluoroscopio es un sistema de emisión de radiaciones que está controlado por un multiprocesador que hace que se obtengan: una alta calidad de imágenes, alta resolución de las mismas, gran exactitud y alta velocidad de reconocimiento. Los equipos de fluoroscopia que se utilizan en las consultas o en pequeños centros quirúrgicos incorporan muchos de los aspectos de los fluoroscopios grandes sólo que son más pequeños y además tienen gran movilidad.

Descripción: Está formado por varias partes, como son:

- 1.- Base móvil: es el armazón que soporta a todo el aparato: la consola, monitor, brazo articulado y brazo en C. Incorpora unas ruedas con sistema de bloqueo para que permanezca fijo en las intervenciones
- 2.- Consola o software del fluoroscopio Posee: Botón de encendido y apagado de emisión de Rayos x. Conexión con el pedal Indicador piloto de producción de rayos. Inversor de imagen. Negativización de imagen. Cantidad de fotogramas capturados por segundo. (8 o 16). El procesador de imagen digital facilita una media de los fotogramas capturados por segundo, así como unas mejoras de la imagen que aumenta la calidad de ésta.
- 3.- Brazo en C: Es un tubo de rayos X, un transformador de alta tensión, una cámara de vídeo y un intensificador de imagen. Posee un control de mandos que permite reproducir la fluoroscopia con valores programados o bien controlar manualmente los valores que se deseen. Ánodo fijo. Punto focal de 50 μ .
- 4.- Brazo articulado: sobre él se coloca el brazo en C y se obtiene así una movilidad total para un fácil posicionamiento del brazo en cada postura de trabajo. Gira 360º en los 3 planos del espacio. Tanto el brazo articulado como el brazo en C se cubren con

bolsas estériles, específicamente diseñadas, en el momento de realizar la cirugía y preparar el campo operatorio.

5.- Monitor o pantalla de tv: Se ve la imagen obtenida por medio del brazo en C. Alta resolución con más de 250 niveles de grises. Control de brillo y contraste y posición de imagen.

3.2. ERGONOMÍA EN CIRUGÍA



La ergonomía es la disciplina que se encarga del diseño de lugares de trabajo, herramientas y tareas, de modo que coincidan con las características fisiológicas, anatómicas, psicológicas y las capacidades del trabajador. Busca la optimización de los tres elementos del sistema humano-máquina-ambiente, para lo cual elabora métodos de la persona, de la técnica y de la organización.

Fig. 7. Instrumento ergonómico

La aplicación de criterios ergonómicos en la práctica quirúrgica hospitalaria conlleva una serie de beneficios globales, tanto en los cirujanos como en los pacientes.

Básicamente, la ergonomía pretende que los cirujanos dispongan de un material de trabajo adecuado, reduciendo así la aparición de la fatiga muscular y de dolencias asociadas. Paralelamente, supone también un beneficio indirecto para los pacientes, ya que la reducción de la fatiga muscular de los cirujanos aumenta la precisión en el acto quirúrgico.

El desarrollo de estudios en el ámbito de la ergonomía quirúrgica también debe suponer un beneficio para las compañías dedicadas al diseño y producción de material

quirúrgico. De esta forma, podrán beneficiarse de los conocimientos generados en estos trabajos para mejorar la calidad de sus productos y ser más competitivas en el mercado internacional.

La cirugía laparoscópica, a pesar de las múltiples ventajas que conlleva para los pacientes, entraña una serie de **inconvenientes** para el cirujano. Entre estos últimos, destacan los relacionados con la reducción de libertad de movimientos y la adopción de posturas anómalas, durante períodos de tiempo relativamente largos. Por ello, se produce una disminución en el rendimiento y precisión del cirujano, aumentando al mismo tiempo la aparición de fatiga física y dolencias musculoesqueléticas.

La postura del cirujano durante la cirugía laparoscópica está influida fundamentalmente por cinco aspectos:

- 1) Las posturas corporales estáticas.
- 2) La altura de la mesa de cirugía.
- 3) El diseño de los agarres del instrumental.
- 4) La posición del monitor.
- 5) El empleo de pedales para controlar los sistemas de diatermia.

Los objetivos de este trabajo son, por un lado, realizar una revisión detallada de estos cinco aspectos, aportando al cirujano unas guías ergonómicas de posicionamiento corporal y colocación de equipos.



Un equipo de cirugía del Hospital Donostia realizando una intervención por laparoscopia en el quirófano número seis. [USOZ]

Postura corporal en cirugía laparoscópica

1. Posturas corporales estáticas

En los trabajos que relacionan la ergonomía y la cirugía laparoscópica, una de las primeras cuestiones analizadas fue la actitud postural del cirujano durante este abordaje. Estos estudios apuntan a que la cirugía laparoscópica supone un esfuerzo

físico mayor y requiere un tiempo de ejecución más elevado, frente a la cirugía convencional.

Otros autores han centrado sus estudios en los movimientos de la extremidad superior y el dolor que el cirujano padece durante los procedimientos laparoscópicos. Estos trabajos asocian la laparoscopia a una postura más estática del cuello y el tronco, provocando al mismo tiempo más movimientos incorrectos en la extremidad superior. El cirujano laparoscopista tiende a mantener una postura más vertical, con menor movilidad de la espalda y menor cambio en el reparto de pesos que los que practican procedimientos convencionales.

En los trabajos publicados más recientemente, la postura corporal ha sido también estudiada mediante el empleo de plataformas de fuerza. Estos autores concluyen que nuevos diseños en el entorno de quirófano y en el instrumental pueden mejorar notablemente la postura del cirujano, reduciendo la fatiga y el estrés musculoesquelético que se produce.

Parece por tanto claro, que la cirugía laparoscópica es más exigente físicamente que la cirugía convencional, por lo que consideramos necesario introducir cambios en el diseño de los quirófanos y equipos, reduciendo así la fatiga física y mental de los cirujanos. En este sentido, proponemos el empleo de sistemas auxiliares, como brazos articulados, que permiten la sujeción de la óptica y el instrumental laparoscópico.

2. Altura de la mesa de cirugía

En cualquier trabajo manual la altura de la mesa es el factor más importante en el esfuerzo que debe realizar la extremidad superior. En la cirugía tradicional la altura de la mesa debe coincidir con la altura del codo del cirujano. Sin embargo, la cirugía laparoscópica requiere el uso de instrumentos más largos que los de cirugía convencional, por lo que la altura óptima de las mesas debe ser diferente. La incorrecta regulación de la altura de la mesa en cirugía laparoscópica ocasiona que el cirujano deba adoptar una postura forzada, produciéndose una mayor fatiga muscular

e incomodidad. Por consiguiente, varios trabajos han evaluado cuál debe ser la altura óptima de la mesa de cirugía laparoscópica. Los resultados más relevantes de estos trabajos quedan reflejados en la siguiente tabla, coincidiendo todos ellos en que la mesa de cirugía debe situarse entre 29 y 77cm del nivel del suelo, en función de la estatura de cada cirujano.

Autor	Año	N	Objetivo	Evaluación	Resultados
Matern et al ⁶	2001	2	Con el codo en posición ideal, determinar la altura óptima de la mesa con 4 mangos diferentes de instrumental	VA	La mesa debe estar entre 30 y 60,5cm aunque debe poder subir hasta 122cm
Berquer et al ²³	2002	21	Análisis de 5 alturas de mesa diferentes, en función del codo del cirujano (-20, -10, 0, +10, +20) durante ejercicios de corte	EMG, VS, AG	Altura óptima de la mesa a 64-77cm del nivel del suelo
Van Veelen et al ²⁵	2002	8	Análisis de 6 alturas de mesa diferentes durante la realización de un ejercicio de precisión	VA, EMG, VS	La mesa debe estar entre 0,7 y 0,8 de la altura del codo del cirujano (29-69 cm)

Se puede concluir, por tanto, que la altura ideal de la mesa quirúrgica en cirugía laparoscópica debe ser sensiblemente inferior que en cirugía convencional. Nuestra experiencia muestra que, generalmente, las mesas de cirugía convencional no permiten regular la altura dentro de este rango ideal, debido a que no descienden lo suficiente. Proponemos y consideramos necesario que, en estos casos, el cirujano se sitúe sobre un alza o dispositivo, que le permita elevar su altura sobre el nivel del suelo.

3. Diseño de los agarres del instrumental

El diseño del instrumental de cirugía laparoscópica constituye un aspecto fundamental en la práctica quirúrgica diaria de los cirujanos, ya que estos elementos tienen un impacto ergonómico acusado en muchas de las tareas que estos realizan. La adaptación del instrumental quirúrgico al tipo de operación y a las características de los cirujanos presenta los siguientes beneficios:

- Disminución de la sobrecarga en las articulaciones, ligamentos y músculos de los miembros superiores, evitando posturas forzadas y movimientos repetitivos.

- Mejora del rendimiento y eficacia de la cirugía. Las mejoras de tipo ergonómico en el diseño de los sistemas de trabajo son económicamente rentables, en términos de aumento en el rendimiento y de disminución de costes de operación.

Aunque apenas ha habido cambios en los sistemas de agarre del instrumental laparoscópico, los pocos que se han producido han supuesto una revolución en los dispositivos conocidos hasta entonces. Han sido varios los autores que han analizado nuevos diseños de mangos de instrumental, con características más ergonómicas, evidenciando en la mayoría de los casos una mejora en la funcionalidad y disminución de las molestias y la actividad muscular.

El instrumental actual de cirugía laparoscópica suele incorporar un mecanismo de sujeción de pistola con anillos para los dedos. Se ha podido comprobar que este mecanismo de cierre en ocasiones origina un adormecimiento de los dedos y pérdida de sensibilidad.

Asimismo, es un instrumental que en sus inicios ya originaba controversia acerca de cuál sería la forma óptima de manejarlo. Berguer et al, estudiaron mediante electromiografía de superficie (EMG) dos modalidades de sujeción de un instrumento con mango de tijera con anillas. Concluyeron que es preferible sujetarlo con un mayor apoyo palmar, en lugar de introducir el pulgar. En algunos estudios, se ha investigado acerca de la configuración espacial de la mano, durante el manejo de diferentes tipos de instrumental laparoscópico. Estos estudios evidencian una mejor posición en la articulación de la muñeca, al emplear mangos que ofrezcan mayor apoyo palmar. A pesar de estos resultados, la mayoría de los cirujanos han seguido manejando este tipo de instrumental introduciendo el pulgar en la anilla, con el consiguiente riesgo de parestesias. Por este motivo, Inaki et al desarrollaron un nuevo dispositivo de silicona, que, acoplado a los sistemas de agarre con anillas, reduce la compresión que se provoca en las ramas nerviosas digitales.

Un factor que apenas se ha estudiado en otros trabajos es la fatiga muscular que ocasionan diferentes maniobras laparoscópicas, realizadas con distintos mangos. Varios estudios han analizado la fatiga muscular que se produce en el brazo durante la sutura y disección laparoscópicas, empleando un porta-agujas y un disector respectivamente. Los resultados apuntan a un mayor grado de fatiga durante la sutura, aunque sin hallar diferencias estadísticamente significativas.

En vista de los trabajos revisados, podemos afirmar que el instrumental de cirugía laparoscópica actual debe manejarse con el máximo apoyo palmar posible y sin ejercer mucha presión. En el caso de mangos que incorporen un anillo para el pulgar, es importante no introducir demasiado el dedo en este mecanismo para evitar dolencias tenares compresivas. Asimismo, consideramos necesario, el empleo de nuevos diseños de mangos que reduzcan la fatiga e incomodidad que el instrumental actual ocasiona.

4. Posición del monitor

Otro de los inconvenientes de la cirugía laparoscópica es la pérdida de la orientación por parte del cirujano, debido a que la imagen que le ofrece el monitor es en dos dimensiones. Esta pérdida de orientación se ve agravada si el monitor no se emplaza en la misma dirección y altura que el campo quirúrgico. La posición del monitor es importante no solo para la coordinación del cirujano, sino que influye decisivamente en la postura corporal que el cirujano adopta durante la cirugía.

La altura del monitor se ha mantenido invariable en los últimos años, colocándose habitualmente sobre la torre de laparoscopia, sin posibilidad de regular su altura. Esto origina incomodidad y fatiga en los músculos de la espalda y cuello, sobre todo en los cirujanos de menor estatura, debido a una mayor inclinación de la columna cervical. Han sido varios los trabajos que se han centrado en determinar cuál debe ser la posición y altura óptimas del monitor, quedando sus principales resultados reflejados en la tabla siguiente.

Autor	Año	N	Objetivo	Evaluación	Resultados
Uhrich et al ⁵¹	2002	8	Efectos sobre la actividad muscular y fatiga de dos posiciones diferentes de monitor	EMG y VS	No se encontraron diferencias en cuanto a fatiga y actividad muscular entre las dos posiciones de monitor estudiadas
Vereczkei et al ⁴³	2004	20	Estudiar dos posiciones diferentes de monitor durante la colecistectomía laparoscópica	VA	Cuando el monitor se sitúa en frente al cirujano la postura del mismo mejora
Matern et al ¹²	2005	18	Valorar distintas posiciones del monitor, a nivel de los ojos y del campo quirúrgico	ET y EMG	El tiempo quirúrgico fue inferior con el monitor a la altura del campo quirúrgico. La actividad muscular fue inferior con el monitor en frente al cirujano y a la altura de sus ojos
Omar et al ⁵²	2005	20	Analizar la posición ideal del monitor	ET	El tiempo de ejecución y el número de errores fueron inferiores con el monitor a la altura del campo quirúrgico
Zehetner et al ⁴⁰	2006	8	Estudiar el ángulo de inclinación en el cuello con 2 posiciones diferentes de monitor	VA y VS	La posición ideal del monitor debe ser en frente al cirujano y a la altura de sus ojos
El Shallaly et al ⁵³	2006	14	Estudiar cuál es la distancia óptima a la que debe estar el monitor	VS y ET	La distancia óptima a la que se debe situar el monitor varía en dependencia del tamaño de este, pero debe estar entre 0,9 y 3 metros
Haveran et al ¹¹	2007	24	Analizar la influencia de la posición del monitor y la orientación de la cámara en la ejecución técnica laparoscópica	ET y VS	El tiempo de ejecución fue significativamente inferior con el monitor en frente al cirujano
Van Det et al ⁵⁴	2008	16	Evaluar la posición del cuello en un quirófano de cirugía mínimamente invasiva y en otro convencional	VA y VS	La posición de la espalda y cuello son más aceptables en el quirófano de cirugía de mínima invasión, en el que hay varios monitores con opción de regular su altura

La principal conclusión que se puede extraer de estos estudios es que el monitor debe situarse frente al cirujano y a la altura de sus ojos, o ligeramente inferior. De esta manera, se consigue disminuir al máximo el estrés y fatiga en los músculos de la espalda y cuello. Asimismo, proponemos el empleo de un segundo monitor, también en frente al cirujano, pero a la altura del campo operatorio. Este monitor será empleado para tareas de elevada dificultad, ya que en esta posición el cirujano se desorienta menos y coordina mejor sus movimientos.



Fig. 8. Cirujanos operando

5. Pedales en sistemas de diatermia

El empleo de los pedales para controlar la diatermia es otro de los factores que afectan a la postura del cirujano. La diatermia consiste en el calentamiento local de tejidos en una zona del cuerpo bajo la influencia de un fuerte campo eléctrico o bien magnético, lo que contribuye a la relajación de los músculos y alivia la sensación de dolor. En cirugía laparoscópica el cirujano no tiene visión directa de estos pedales durante el acto quirúrgico, aumentando el riesgo de accionar el pedal equivocado. Por ello, la postura del cirujano se ve forzada para no perder contacto con los pedales.

Van Veelen et al realizaron un estudio para crear unas guías ergonómicas de diseño de estos pedales. Para ello se centraron en el estudio del entorno del quirófano, en una encuesta realizada a 45 cirujanos laparoscopistas, en una revisión bibliográfica y en un estudio sobre las tallas más usuales de zuecos. En la encuesta realizada, el 91% de los encuestados afirmaban que al menos alguna vez perdían contacto con los pedales, el 75% ocasionalmente pisaban el pedal incorrecto y el 53% sentían incomodidad física y cansancio en las piernas y en los pies. La conclusión de este trabajo fue que el diseño

actual de los pedales debe ser mejorado y para ello plantearon unas guías ergonómicas de diseño.

3.3. ELECTROMIOGRAFÍA

3.3.1. Historia electromiografía

Los antecedentes históricos del registro de actividad eléctrica se remontan a mediados del siglo XVII, cuando el médico y científico italiano Francesco Redi, demostró la existencia de un músculo especializado capaz de generar electricidad en el pez raya. También en el campo de la experimentación animal, John Walsh reportó la generación de electricidad por la musculatura de la anguila en 1773. Posteriormente, Luigi Galvani en 1786 realizó sus famosos experimentos en una máquina electrostática acoplada a ranas y llegó a la conclusión de la existencia de electricidad en la musculatura de los organismos vivos. De singular interés son los trabajos de Volta AG que demostró el origen de la electricidad. En el siglo XIX Guillaume BA Duchenne realizó el primer trabajo sobre la dinámica y función del músculo, construyó un equipo de estimulación neuromuscular, en sus comienzos con fines terapéuticos, después investigativos y diagnósticos. De esta etapa inicial el trabajo más importante fue el de Erlanger J y Spencer Gasser H, que amplificaron señales eléctricas, estimulando una fibra nerviosa en un osciloscopio de rayos catódicos y recibieron el premio Nóbel de medicina y fisiología en 1944.

La electromiografía convencional fue introducida por Adrián y Bronk en 1929. Uno de los primeros reportes clínicos del estudio de enfermedades neurológicas con este método lo realizó Weddel en 1944. La actividad eléctrica registrada en el músculo estriado en estado de reposo y durante la contracción muscular, o sea, el registro de las variaciones de voltaje producidas por las fibras musculares como expresión de la despolarización de sus membranas, es el objeto de estudio de la electromiografía.

3.3.2. Definición de electromiografía

"La electromiografía (EMG) es una técnica experimental que estudia el desarrollo, registro y análisis de señales mioeléctricas. Estas señales se forman por las variaciones fisiológicas del estado de las membranas de las fibras musculares."

A diferencia de la clásica EMG neurológica, donde se analiza una respuesta muscular artificial debido a la estimulación eléctrica externa en condiciones estáticas, el foco de la EMG kinesiológica puede ser descrito como el estudio de la activación neuromuscular voluntaria de los músculos dentro de tareas posturales, movimientos funcionales, condiciones de trabajo y los regímenes de entrenamiento.

3.3.3. Funcionamiento electromiografía

La señal de electromiografía generada por las fibras musculares es capturada por los electrodos, luego amplificados y filtrados mediante el sensor para posteriormente llegar al codificador que lo convertirá en una señal digital. Por último, se envía al ordenador para ser procesado y analizar los resultados. (Poner dibujo del proceso de electromiografía)

3.3.4. Uso generalizado electromiografía

Además de los estudios fisiológicos y biomecánicos básicos, la EMG Kinesiológica se establece como una herramienta de evaluación para la investigación, la rehabilitación, la práctica de deportes, la capacitación y la interacción del cuerpo humano con productos industriales y las condiciones de trabajo. Los campos donde su uso es mayor son los siguientes:

1. Investigación médica

- Ortopedia
- Cirugía

- Neurología Funcional

2.Ergonomía

- Análisis de la demanda
- Prevención de riesgos
- Diseños ergonómicos
- Certificación de Productos

3.Rehabilitación

- Después de la cirugía / accidente
- Rehabilitación Neurológica
- Terapia física
- Terapia de Formación Activa

4.Ciencias del Deporte

- Biomecánica
- Análisis de Movimiento
- Entrenamiento de fuerza en atletas
- Rehabilitación Deportiva

3.3.5. Conceptos

Los beneficios típicos de la EMG

El uso de EMG se inicia con la siguiente pregunta: ¿Qué están haciendo los músculos?

Los beneficios típicos son:

- La EMG permite analizar directamente el músculo
- Permite la medición del rendimiento muscular
- Ayuda en decisión a tomar tanto antes como después de la cirugía
- Tratamiento de documentos y régimen de entrenamientos
- Ayuda a los pacientes a entrenar sus músculos
- Permite el análisis para mejorar las actividades deportivas
- Detecta la respuesta muscular en estudios ergonómicos

Origen de la señal: Unidad motora

La unidad funcional más pequeña para describir el control neural del proceso de contracción muscular se llama unidad motora. Se define como el cuerpo celular y las dendritas de una neurona motora, las múltiples ramas de su axón, y las fibras musculares que inervan la misma. El término unidades determina el comportamiento, que toda fibra muscular de una unidad motora actúe como uno en el proceso de inervación.

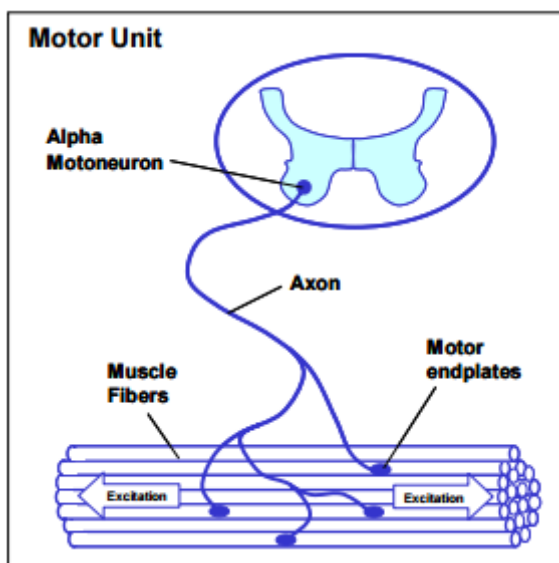


Fig. 9. Unidad motora

Excitabilidad de las membranas musculares

La excitabilidad de las fibras musculares a través del control neuronal representa un factor importante en la fisiología del músculo. Este fenómeno puede explicarse por un modelo de una membrana semi-permeable que describe las propiedades eléctricas de la sarcolemma. Una diferencia iónica entre los espacios interior y exterior de una célula de un músculo forma un potencial de reposo en la membrana de la fibra muscular (aproximadamente -80 a -90 mV sin contraer). Esta diferencia de potencial, que se mantiene por los procesos fisiológicos (bomba de iones), se traduce en una carga negativa intracelular en comparación con la superficie externa. La activación de una célula motora alfa (inducida por el sistema nervioso central o refleja) da lugar a la conducción de la excitación a lo largo del nervio motor. Después de la liberación de sustancias transmisoras en las placas terminales de motor, se forma un potencial de placa de extremo en la fibra muscular inervada por esta unidad motora. Las características de difusión de la membrana de la fibra muscular son modificadas y los iones Na^+ fluyen en ella. Esto provoca una despolarización de la membrana que se restaura inmediatamente por intercambio de iones dentro del mecanismo de la bomba iónica activa.

En la siguiente imagen, vemos ilustrada la repolarización:

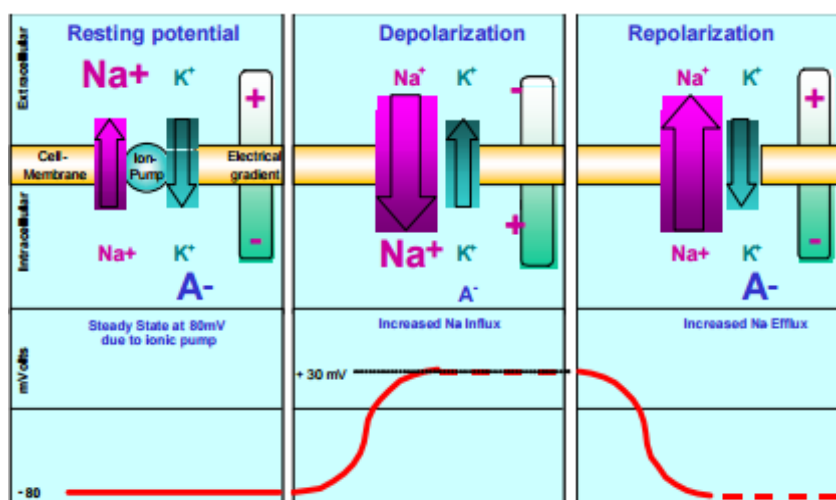


Fig.10. Repolarización

El potencial de acción

Si se excede un determinado nivel de umbral dentro de la afluencia del Na^+ , la despolarización de la membrana provoca un potencial de acción que cambia rápidamente de -80 mV hasta +30 mV. Es una ráfaga eléctrica monopolar que se recupera inmediatamente por la fase de repolarización y seguido de un periodo de hiperpolarización de la membrana. Partiendo del extremo del motorplacas, el potencial de acción se propaga a lo largo de la fibra muscular en ambas direcciones y en el interior de la fibra muscular a través de un sistema tubular.

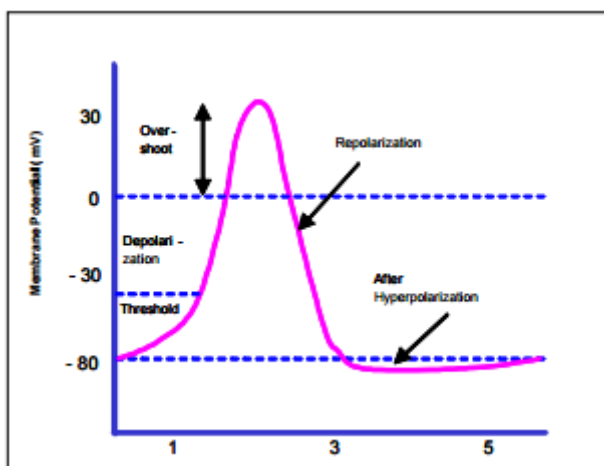


Fig 11. Potencial de acción

Esta excitación conduce a la liberación de iones de calcio en el espacio intracelular. Después, procesos químicos vinculados entre sí, (acoplamiento electro-mecánico) finalmente producen un acortamiento de los elementos contráctiles de la célula muscular.

Este modelo que relaciona la excitación y la contracción tiene una alta relación de correlación (aunque pueden existir excitaciones débiles que no dan lugar a la contracción). Desde un punto de vista práctico, se puede suponer que, en un músculo sano, cualquier forma de la contracción muscular es acompañada por los mecanismos descritos.

La señal de EMG se basa en los potenciales de acción en la membrana de la fibra muscular resultante de los procesos de despolarización y repolarización que se

describieron anteriormente. La extensión de esta zona de despolarización se describe en la literatura como aproximadamente entre 1 y 3mm². Después de la excitación inicial, esta zona se desplaza a lo largo de la fibra muscular a una velocidad de entre 2 y 6m / s y pasa a través de la zona de los electrodos:

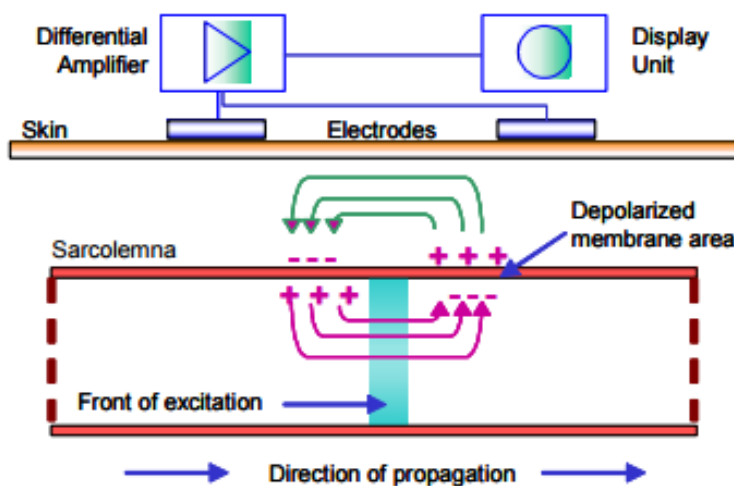


Fig.12. Despolarización

Métodos electromiografía

Hay dos métodos para utilizar la EMG, uno es la superficial, y el otro método es el intramuscular. Para llevar a cabo una EMG intramuscular, se usa una aguja electrodo, que se inserta a través de la piel hasta que entre al tejido muscular. Un profesional entrenado como un neurólogo, fisiatra, o terapeuta físico va observando la actividad eléctrica mientras inserta el electrodo. Mientras se va insertando, el electrodo provee una información valiosa en cuanto a la actividad muscular como al nervio que inerva ese músculo. Los músculos cuando están en reposo, muestran señales normales eléctricas, cuando el electrodo es insertado, por ende, la actividad eléctrica se estudia cuando el músculo está en reposo. La actividad anormal espontánea indica un daño en el nervio o en el músculo. Después se le pide al paciente que contraiga el músculo suavemente para poder realizar un análisis con más profundidad. El tamaño, la frecuencia y la forma resultante de la unidad potencial motora son analizados. Posteriormente el electrodo es retirado unos pocos milímetros e insertado

nuevamente para analizar la actividad. Cada trazo del electrodo da una imagen muy local de la actividad del músculo completo. Debido a que el músculo esquelético difiere en su estructura interna, el electrodo debe ser puesto en varias localizaciones para obtener resultados confiables de estudio. El método intramuscular EMG puede ser considerado demasiado invasivo o innecesario en algunos casos. En su lugar, el método superficial emplea una superficie en la cual el electrodo puede ser utilizado para controlar la imagen general de la activación muscular, a diferencia de la actividad de sólo unas pocas fibras como se observa utilizando una EMG intramuscular. Esta técnica se utiliza en una serie de ajustes, por ejemplo, en la fisioterapia, la activación muscular se controlará mediante EMG superficial y los pacientes tienen un estímulo auditivo o visual para ayudarles a saber cuándo se está activando el músculo (retroalimentación). Una unidad motora se define como un motor neurona y todas las fibras musculares que inerva. Cuando una unidad motora se activa, el impulso llamado potencial de acción se desplaza de la neurona motora hacia el músculo. El área donde el nervio hace contacto con el músculo se llama unión neuromuscular. Después de que el potencial de acción se transmite a través de la unión neuromuscular, se obtiene un potencial en todas las fibras musculares inervadas por la unidad motora particular. La suma de toda esta actividad eléctrica se conoce como un potencial motor de la acción de la unidad (MUAP). La actividad electrofisiológica de las múltiples unidades motoras es la señal que normalmente se evalúa durante un EMG. La composición de la unidad motora, el número de fibras musculares por unidad motora, el tipo metabólico de las fibras musculares y muchos otros factores afectan la forma de los potenciales de unidad motora en el miograma. Algunos pacientes pueden encontrar el procedimiento doloroso, otros experimentan un pequeño nivel de discomfort cuando la aguja es insertada. Los músculos a los cuales se les realiza el procedimiento pueden quedar doloridos por uno o dos días después del procedimiento.

Preparación del paciente

La electromiografía es una prueba que no requiere ningún tipo de preparación. No es necesario estar en ayunas. El tiempo de duración de la prueba es muy variable, pero puede prolongarse entre 15 y 60 minutos. Dado que la prueba consiste en la aplicación

de pequeñas descargas eléctricas y/o en clavar una aguja electrodo en algunos músculos, puede resultar algo molesta para algunos pacientes, aunque la gran mayoría la toleran sin problemas. Por el contrario, es una técnica exenta de riesgos y de complicaciones y no deja ninguna secuela.

Superficies de electrodos y cables

Los electrodos de cloruro plata-plata son la parte del instrumental que está en contacto con la piel. Hacen contacto eléctrico entre la piel y el sensor. Los electrodos están directamente conectados con el sensor, o indirectamente conectados mediante un cable extensible. Existen varios tipos de electrodos, algunos ejemplos son los siguientes:

-T3402M Electrodo triodo: A la hora de elegir, el tríodo sería nuestra primera opción. Puede ser conectado fácilmente en la cabeza del sensor, lo que convierte su uso en rápido y fácil de utilizar.

La señal se amplifica luego a la derecha, en el sitio del músculo, lo que aumenta considerablemente el ruido Relación señal-y por lo tanto la contaminación de la señal de SEMG rodeando los campos electromagnéticos y movimientos artefactos generados por cables se tira.

La distancia entre los electrodos es óptima para evitar o limitar la diafonía muscular.Sin embargo, su tamaño no significa que sea adecuado para los músculos largos y delgados con gran deformación, mientras que la contratación o para las colocaciones más amplios. En este caso, la elección de otro tipo de electrodo debe ser considerada.

-T3404 Electrodo de tira individuales: Los electrodos individuales de tiras son la opción perfecta para los músculos largos y delgados que no ofrecen suficiente espacio en el vientre de un triodo, y / o para los músculos que requieren una distancia ligeramente mayor entre los electrodos activos. Un cable extensor de EMG debe estar conectado entre los electrodos y el sensor. Estas tiras de los electrodos también se



pueden cortar aparte, lo que da total libertad en términos de colocación. Es ideal para una colocación más ancha o con el fin de poner el electrodo de referencia en un lugar diferente.

Fig.13. Electrodo de tira

-T3425 (electrodos UniGel): Los electrodos Unigel proporcionan total libertad en términos de colocación.



Fig.14. Electrodo unigel

Su pequeño tamaño también permite la colocación en músculos muy pequeños. Ellos no están unidos entre sí, lo que impide que se mueva en la piel cuando se encuentra en los músculos con gran deformación mientras contrae. Estos electrodos están pre-gelificados y así no requieren la adición de gel conductor, lo que reduce el tiempo de preparación en el paciente. Un cable extensor de EMG debe estar conectado entre los electrodos y el sensor.

Preparación de la piel

La preparación adecuada de la piel es importante para obtener una buena señal y evitar artefactos.

Antes de aplicar los electrodos, hay que asegurarse de que la superficie de la piel está limpia y seca: habrá que lijar la piel con una crema abrasiva para eliminar restos de piel muerta. Alternativamente, también se puede limpiar la piel con alcohol, pero esto no es tan eficiente como la crema abrasiva.

Bases fisiológicas de la electromiografía

Para inervar una fibra muscular (estimularla para contraer), debe llegar una señal eléctrica desde el sistema nervioso central a una moto-neurona alfa. Estas neuronas son responsables de iniciar las contracciones musculares.

Como la señal de la contracción se propaga de la neurona motora alfa a través de la fibra muscular, tienen lugar una serie de procesos electrofisiológicos y electroquímicos. Esto produce una despolarización y una repolarización conocido como el potencial de acción.

Las SEMG mira a las señales potenciales de acción de un número de fibras musculares inervadas situados cerca de los electrodos de recogida. En las SEMG estos potenciales de acción de las fibras musculares diferentes aparecen juntos, uno encima del otro.

La intensidad de contracción es controlada por la frecuencia con la que el impulso llega al nervio e inerva las fibras musculares. Cada potencial de acción genera una cierta cantidad de energía en la señal de EMG. Así como los potenciales de acción llegan con más frecuencia, el músculo se contrae más fuertemente y el nivel de la señal aumenta SEMG.

SEMG artefactos

Un artefacto es información no deseada contenida dentro de una señal. Una señal EMG es muy pequeña y sensible a los artefactos. Esta sección presenta los diferentes artefactos, cómo detectarlos y cómo prevenirlos.

-Interferencias de línea (50/60 Hz):

Este es el artefacto más común. Proviene de la línea eléctrica y se transmite por dispositivos eléctricos, como un ordenador, colocados cerca del dispositivo que capta la señal EMG.

Este problema se puede solucionar mediante la aplicación de un filtro Notch a la señal, lo que eliminará el componente de 60/50 Hz de la señal. La elección de los 50 o 60 Hz depende de las frecuencias de transmisión de potencia utilizados en cada país, por tanto, habrá que configurar el software dependiendo de dónde se realice la prueba.

Los dispositivos electrónicos también generan sus propias frecuencias que no serán eliminadas por el filtro Notch. Se deben tomar precauciones adicionales, como mantener el dispositivo a 1 metro de distancia de cualquier equipo electrónico y de 3 metros de distancia de cualquier dispositivo de radio.

-EKG (ECG) artefactos:

La señal de EKG es generada por el corazón. Los artefactos EKG son muy difíciles de eliminar de la señal EMG, pero pueden ser evitados mediante la colocación de los electrodos de manera que no están alineados con el eje de la actividad del corazón. La colocación de los electrodos en el mismo lado del cuerpo generalmente reduce o elimina estos artefactos.

Si estas precauciones no son suficientes, se puede aplicar a la señal un filtro de paso alto a 100 Hz. Sin embargo, éste filtra frecuencias bajas de la señal EMG, y puede eliminar información importante.

-DC Artefactos offset:

Este artefacto es causado por la diferencia de impedancia entre la piel y los electrodos. Se añade un desplazamiento de la señal sin procesar (que normalmente se centra en

0). La preparación de la piel y la colocación firme de electrodos evitan el problema. Si es necesario, se puede añadir un gel conductor.

-Diafonía muscular:

La diafonía muscular es causada por señales EMG procedentes de otros músculos distintos de los que se está supervisando. Puede evitarse mediante la elección de la distancia apropiada entre electrodos (alrededor de 2 centímetros) y mediante la colocación de electrodos en el medio del vientre muscular.

-Artefactos causados por el movimiento

Durante los movimientos del paciente, los electrodos pueden moverse o los cables pueden ser tirados, lo que puede crear artefactos en la señal EMG.

Un artefacto causado por tracción o agitación puede ser evitado mediante el uso de cinta o una banda elástica para sujetar el movimiento de los cables. La distancia entre los electrodos también debe ser elegida de modo que los electrodos no empujen unos contra otros durante el movimiento.

Se puede aplicar un filtro de paso alto en 20 Hz a la señal (hardware o software) para eliminar el artefacto residual.

Estos artefactos también pueden ser eliminados manualmente desde el cálculo de las estadísticas durante la revisión de la sesión.

Un modelo eléctrico para el potencial de acción de motor

El ciclo de despolarización-repolarización forma una onda de despolarización o dipolo eléctrico que viaja a lo largo de la superficie de una fibra muscular. Por lo general, las

configuraciones de electrodos bipolares y una amplificación diferencial se utilizan para medidas kinesiológicos EMG. Por simplicidad, sólo se ilustra la detección de una sola fibra muscular en el siguiente esquema. Dependiendo de la distancia espacial entre el electrodo 1 y 2, el dipolo forma una diferencia de potencial entre los electrodos.

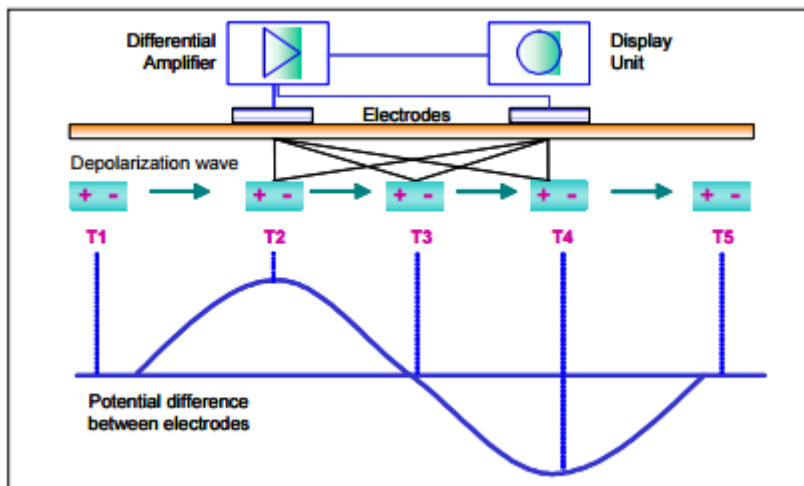


Fig.15. Modelo de potencial

En el ejemplo ilustrado en la figura, en el instante t1, se genera el potencial de acción y viaja hacia el par de electrodos. Se puede medir un incremento en la diferencia de potencial entre los electrodos, que alcanza su máximo en la posición t2. Si el dipolo alcanza una distancia entre los electrodos, la diferencia de potencial pasa la línea del cero y alcanza un máximo en la posición T4, lo que significa la distancia más corta al electrodo 2.

Este modelo explica por qué el potencial de acción monopolar crea una señal bipolar dentro del proceso de amplificación diferencial. Debido a que una unidad motora se compone de muchas fibras musculares, el par de electrodos ve la magnitud de todas las fibras inervadas dentro de esta unidad motora- en función de su distancia espacial. Típicamente, se resumen a un potencial de acción trifásico de la unidad motora(MUAP), que difiere en forma y tamaño dependiendo de la orientación geométrica de las fibras en relación a la zona de los electrodos.

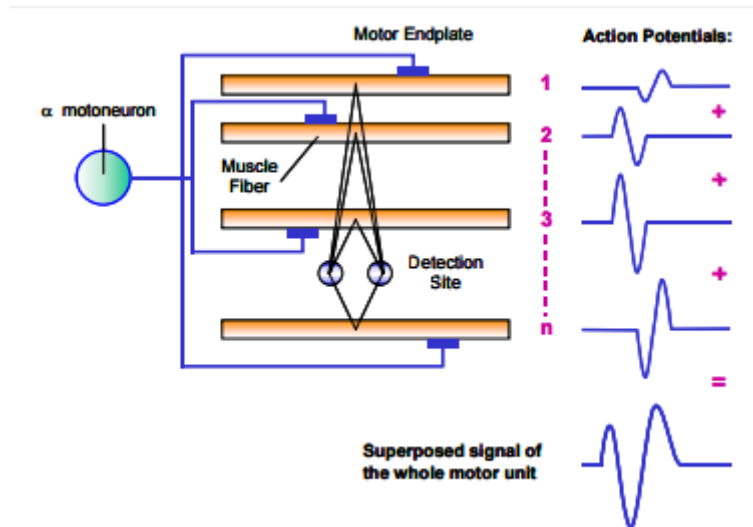


Fig.16. Potencial de acción monopolar

Superposición de MUAPs

En estudios kinesiológicos el potencial de acción de todas las unidades motoras activas detectables por los electrodos, están eléctricamente superpuestas y observadas como una señal bipolar con distribución simétrica de amplitudes positivas y negativas (el valor medio es cero). A esto se le llama patrón de interferencia.

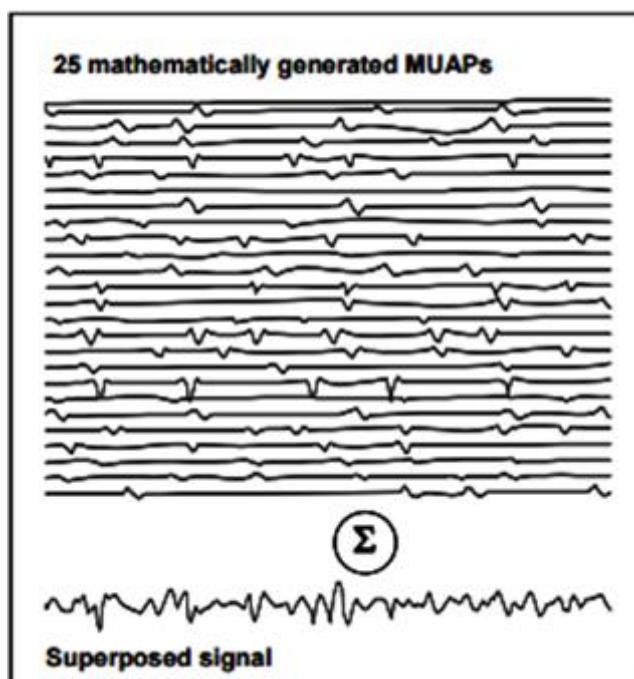


Fig.17. Superposición Muaps

Reclutamiento y la frecuencia de disparo

Los dos mecanismos más importantes que influyen en la magnitud y la densidad de la señal observada son el reclutamiento de MUAPs y su frecuencia de disparo

Estas son las principales estrategias de control para ajustar el proceso de contracción y modular la fuerza de salida del músculo implicado. Debido a que las capas de tejido conectivo y la piel humanos tienen un efecto similar a un de filtro de paso bajo sobre la señal original, la frecuencia de disparo analizada, por ejemplo, de una superficie EMG no mide el disparo original y las características de amplitud. Sin embargo, para simplificar, se puede decir que la señal EMG refleja directamente las características de reclutamiento y disparo de las unidades motoras detectadas dentro del músculo medido.

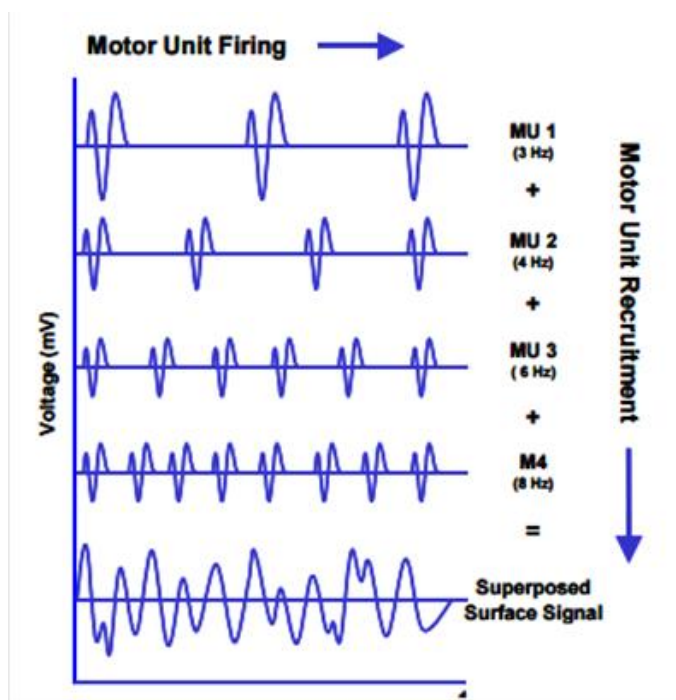


Fig 18. Reclutamiento

La señal cruda EMG

Una señal sin filtrar y sin procesar que detecta los MUAPs superpuestos se llama señal cruda EMG. En el siguiente ejemplo se muestra una señal EMG cruda grabada para tres contracciones estáticas del bíceps braquial.

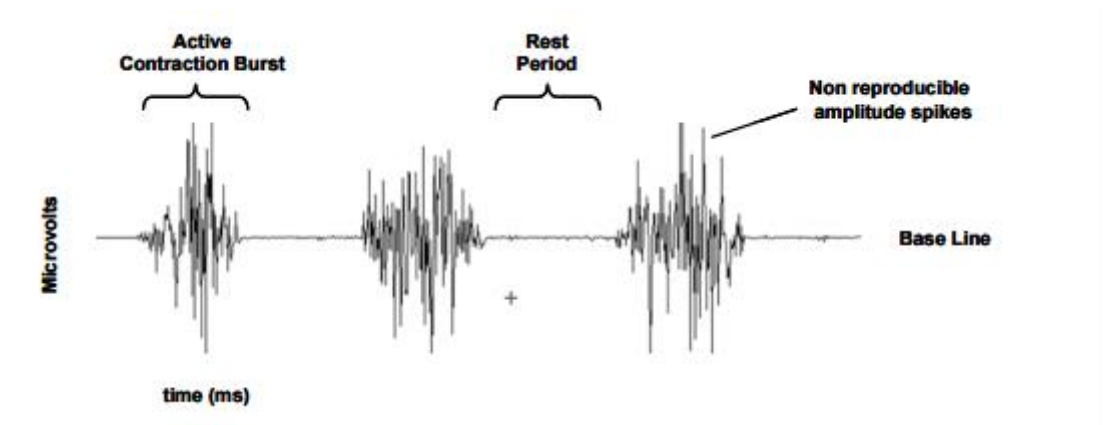


Fig.19.Señal cruda

Cuando el músculo está relajado, se puede apreciar un ruido más o menos intenso en la línea base. El ruido de la línea base de la señal cruda EMG depende de diferentes factores, especialmente de la calidad del amplificador EMG, del ambiente ruidoso, y de la calidad de la detección de la señal.

Suponiendo un buen rendimiento del amplificador y la preparación adecuada de la piel, el ruido promedio de la línea base no debería ser superior a 3 - 5 microvoltios, mientras que de 1 a 2 debería ser el objetivo. La investigación de la calidad de la línea de base EMG es un punto de control muy importante de cada medición EMG.

El músculo relajado sano no muestra una actividad EMG significativa debido a la falta de despolarización y los potenciales de acción. Por su naturaleza, los picos de las señales EMG crudas son de forma aleatoria, lo que significa una ráfaga de señal cruda no se puede reproducir de forma precisa ni exacta. Esto es debido al hecho de que el conjunto actual de las unidades motoras reclutadas cambia constantemente dentro de la matriz / diámetro de unidades motoras disponibles: Si ocasionalmente dos o más unidades motoras se lanzan al mismo tiempo y se encuentran cerca de los electrodos,

producen un fuerte pico de superposición. Mediante la aplicación de un algoritmo de suavizado o la selección de un parámetro de amplitud adecuada, los contenidos no reproducibles de la señal se eliminan o por lo menos se reducen al mínimo posible.

Las señales crudas EMG pueden oscilar entre ± 5000 microvoltios (atletas) y por lo general el contenido de frecuencia oscila entre 6 y 500 Hz, estando usualmente entre 20 y 150 Hz.

Factores que influyen a la señal de EMG

En su camino desde la membrana muscular hasta los electrodos, la señal EMG puede estar influenciada por varios factores externos que alteran su forma y características. Básicamente se pueden agrupar en:

1) Las características del tejido

El cuerpo humano es un buen conductor eléctrico, pero por desgracia la conductividad eléctrica varía con el tipo de tejido, espesor, cambios fisiológicos y la temperatura. Estas condiciones pueden variar mucho de un sujeto a otro (e incluso dentro del mismo sujeto) y no permitir una comparación cuantitativa directa de los parámetros de amplitud EMG calculados en el estado natural de la señal EMG.

2) la diafonía Fisiológica

Los músculos vecinos pueden producir una cantidad significativa de EMG que es detectada por la zona cercana a los electrodos.

Normalmente, esta diafonía no excede el 10% -15% de los contenidos globales de la señal. Sin embargo, se debe tener cuidado con la disposición de los grupos musculares. Picos de ECG pueden interferir con la señal de EMG grabada, especialmente cuando se graba en el tronco superior y en los músculos del hombro. Son fáciles de ver y se han desarrollado nuevos algoritmos para eliminarlos.

3) cambios en la geometría entre el vientre muscular y el electrodo sitio.

Cualquier cambio de la distancia entre el origen de la señal y sitio de detección alterará la lectura EMG. Es un problema inherente de todo estudio de movimiento dinámico y también puede ser causado por la presión externa.

4) El ruido externo

Se debe tener especial cuidado en entornos eléctricos muy ruidosos. Lo que más aparece es la interferencia directa de zumbido de energía, producida típicamente mediante la conexión a tierra incorrecta de otros dispositivos externos.

5) El electrodo y amplificadores

La selección / calidad de los electrodos y el ruido interno del amplificador puede agregar contenido a la señal de la línea de base EMG. El ruido interno del amplificador no debe exceder de 5 Vrms.

La mayoría de estos factores se pueden minimizar mediante el control de las condiciones de laboratorio.

Amplificadores

Los amplificadores EMG actúan como amplificadores diferenciales y su propósito principal es la eliminación de artefactos. La amplificación diferencial detecta las diferencias de potencial entre los electrodos y cancela las interferencias externas. Normalmente las señales de ruido externos alcanzan ambos electrodos sin desplazamiento de fase. Estas señales de "modo común" son iguales en fase y amplitud. El término "ganancia de modo común" se refiere a la relación de entrada-salida de señales de modo común. La "relación de rechazo de modo común" (CMRR) representa la relación entre el diferencial y la ganancia en modo común y por lo tanto es un criterio para la calidad de la técnica de amplificación elegida. El CMRR debe ser tan alto como sea posible debido a que la eliminación de señales de interferencia juega

un papel importante en la calidad. Un valor mayor de 95 dB se considera como aceptable (11, SENIAM, ISEK)

Normalmente se prefiere el uso de pre-amplificadores EMG. Estos amplificadores miniaturizados suelen ser contruidos en los cables o posicionados en la parte superior de los electrodos (electrodos activos). Este tipo de amplificador puede tener la desventaja de tener un grueso lado de detección del electrodo con un mayor riesgo de artefactos de presión y por lo general no permiten la libre selección de tipos de electrodos. La idea de usar pre-amplificadores EMG pequeños situados cerca del sitio de detección es captar rápidamente la señal, amplificación, (por ejemplo, 500 de ganancia) y la transmisión en un bajo nivel óhmico que es menos sensible a los artefactos de movimiento (por cable).

Tratado de la señal

Antes de que una señal pueda ser representada y analizada en el ordenador, tiene que ser transformada de una tensión analógica a una señal digital (conversión A / D). Señales muy pequeñas pueden necesitar una mayor amplificación de lograr una mejor resolución de amplitud.

A/D Frecuencia de muestreo

El otro elemento técnico importante es la selección de una frecuencia de muestreo adecuada. Con el fin de transformar con precisión el espectro de frecuencia completo de una señal, la tasa de muestreo a la que la tabla A / D determina el voltaje de la señal de entrada debe ser al menos el doble de alta que la frecuencia máxima esperada de la señal. Esta relación es descrita por el teorema de muestreo de Nyquist: muestrear una señal a una frecuencia que es demasiado baja da como resultado efectos de aliasing. Para EMG casi toda la potencia de la señal se encuentra entre 10 y 250 Hz y las recomendaciones de los científicos (SENIAM, ISEK) sugieren un ajuste de la banda del amplificador de 10 a 500 Hz. Esto daría lugar a una frecuencia de muestreo de al menos 1000 Hz o incluso 1500Hz para evitar la pérdida de señal.

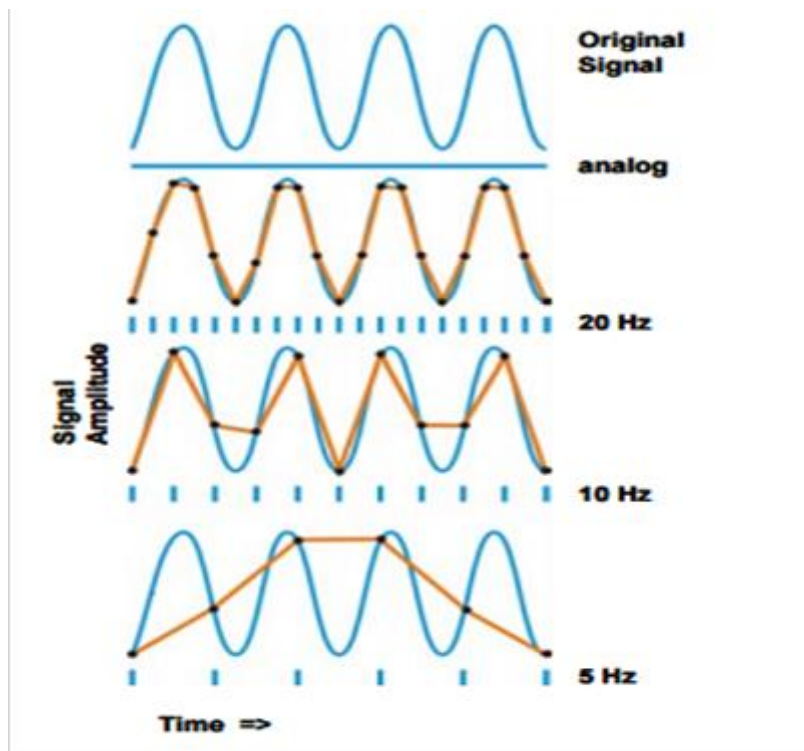


Fig.20. Frecuencia de muestreo

Preparación de la piel

La calidad de una medición EMG depende en gran medida de una preparación de la piel adecuada y del posicionamiento del electrodo. La principal estrategia de preparación de la piel es el establecimiento de contacto del electrodo y una baja impedancia de la piel. La mayoría de amplificadores EMG modernos están diseñados para niveles de impedancia de la piel entre 5 y 50 kOhm (entre pares de electrodos). Por lo general es necesario realizar alguna preparación de la piel antes de que se apliquen los electrodos.

No hay reglas generales para ello y existen varias posibilidades para alcanzar un buen estado de la piel para las medidas EMG. Especialmente para los principiantes, será beneficioso comprobar la calidad del método elegido midiendo la resistencia de la impedancia real entre los electrodos con un multímetro regular

Otra consideración importante es la condición de la prueba específica y el ejercicio. Si se planea un movimiento estático o lento (por ejemplo, una prueba de la función muscular clínica) y la idea básica de análisis es cualitativa (cambios de amplitud), una

simple limpieza con alcohol puede ser suficiente. Si tenemos condiciones muy dinámicas con riesgo de artefactos de movimiento (por ejemplo, caminar rápido, correr u otros movimientos), se necesita una preparación más minuciosa.

Procedimientos de preparación de la piel

Los siguientes procedimientos pueden ser considerados como pasos para preparar la aplicación de los electrodos:

1) Extracción del bello:

Esto es necesario para mejorar la adhesión de los electrodos, especialmente en condiciones de humedad o para tipos sudorosos de piel y / o en condiciones de movimiento dinámico.

2) La limpieza de la piel:

Método A:

Pastas especiales de limpieza abrasivas, que tienen como objetivo eliminar las células muertas de la piel (que producen alta impedancia) y limpia la piel de la suciedad y el sudor.

Método B:

Como alternativa, se puede utilizar un papel de lija muy fino: Una presión suave y controlada en 3 ó 4 barridos por lo general es suficiente para obtener un buen resultado. Atención: Evitar cualquier daño a la piel ejerciendo demasiada presión con el papel. El uso de papel de lija debe combinarse con una gasa con alcohol de limpieza.

Método C:

El uso de alcohol puro puede ser otra alternativa si se utiliza con una toalla textil (que permite frotar suavemente). Este último método puede ser suficiente para las pruebas de función muscular estática en condiciones no muy comprometidas.

Sea cual sea el método de preparación de la piel y la técnica de aplicación de electrodo utilizadas, cuando se hace adecuadamente, la piel toma un ligero color rojo. Esto indica una buena condición de impedancia de la piel.

Electrodos de superficie de la piel

Debido a su carácter no invasivo, en la mayoría de los casos, se utilizan electrodos de superficie en los estudios de kinesiología. Además del beneficio que implica el fácil manejo, su limitación principal es que sólo se pueden detectar los músculos de la superficie. Para músculos más profundos (cubiertos por músculos superficiales o huesos) se utilizan electrodos de alambre fino o de agujas. En el cualquier caso, con un pre-amplificador EMG se puede realizar una selección libre de cualquier tipo de electrodo. La selección de un tipo de electrodo depende en gran medida de la investigación y las condiciones dadas, ya que un mismo tipo de electrodo no puede cubrir todas las necesidades posibles.

Para electrodos de superficie, los electrodos más utilizados son los de plata o cloruro de plata pre-gelificados y se recomienda para el uso general. Además de fácil y tener un rápido manejo, los aspectos higiénicos no son un problema cuando se utiliza este tipo de electrodo desechable. El diámetro del electrodo (zona conductora) debe ser tener unas dimensiones de 1 cm o menor.

Los electrodos desechables comerciales se fabrican como los electrodos de gel húmedo o electrodos de gel adhesivos. En general, los electrodos de gel húmedo tienen mejores condiciones de conducción y de impedancia (= baja impedancia) que los electrodos de gel adhesivo. Este último tiene la ventaja de que pueden volver a colocarse en caso de errores.

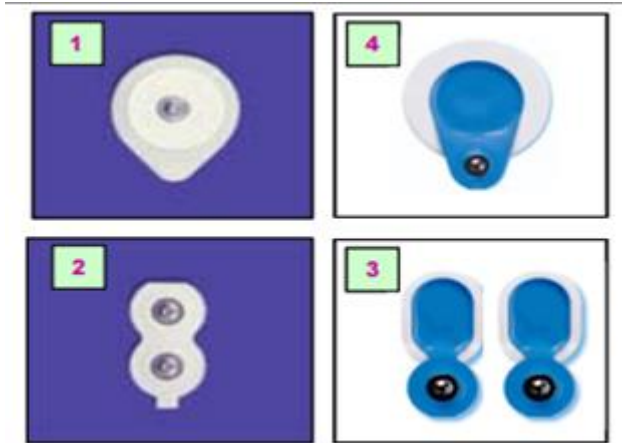


Fig.21. Electrodo de superficie

Procedimientos para chequear la señal

Es un procedimiento importante en todas las investigaciones de EMG para verificar la validez y la calidad de las señales de EMG independientemente del método que se utilice para preparar la piel y la técnica de aplicación de electrodos. Se deberán seguir los siguientes pasos:

1.Prueba de validez de la señal de EMG.

Este paso para controlar la señal responde a las preguntas básicas: "¿Yo mido el músculo derecho" y "puedo ver señales válidas?" Muy a menudo existe la posibilidad de aplicar accidentalmente el cable equivocado en el músculo equivocado, por ejemplo. La verificación de todas las conexiones puede confirmar que la prueba de EMG se hace para ese músculo en particular. Más tarde, durante el control de calidad de la línea de base EMG, se puede consultar también la sensibilidad de un sitio del electrodo contra el movimiento de los cables, movimientos de las extremidades y la presión local. Cuando trabajamos con una capa gruesa de tejido subcutáneo graso, por ejemplo, más de 4 cm, la señal EMG puede ser débil o la línea base muy pobre.

Unos estudios específicos donde aislamos la contracción del músculo, nos dan un entendimiento claro de si las señales que estamos captando son válidas o si el sujeto está contrayendo el músculo.

2. Test de impedancia.

Si la preparación de la piel se hace correctamente, la piel normalmente se pone de color rojo. Esto indica un buen estado de impedancia de la piel. Para verificarlo, la resistencia óhmica entre el par de electrodos se puede medir. Este paso se recomienda especialmente para los principiantes y para análisis en complejos estudios de investigación. Por lo general, el área de aplicación necesita alrededor de 5 minutos para alcanzar una condición eléctrica estable: en el primer minuto uno ya puede observar una disminución de la resistencia eléctrica de más del 50%, debido principalmente a los cambios químicos dentro de las capas de la piel. La clasificación de gamas de impedancia de la piel es el siguiente:

Impedance range (KOhm)	Recommendation
1 - 5	-very good condition
5 - 10	- good and recommended if feasible
10 - 30	- acceptable for easy conditions
30 - 50	- less good, attention is needed (see next chapter)
> 50	- should be avoided or requires a second cleaning run

Fig.22. Rango de impedancia

3. Inspección de calidad de la línea EMG cruda

La inspección de la línea base EMG pura es el paso más importante y no puede ser reemplazado por otro método (como el control automático de impedancia). El amplificador tiene que recoger una señal de algunos microvoltios, y ésta, al ser muy sensible, puede ser fácilmente alterada por elementos externos (artefactos) si no se trata correctamente. Después de conectar los electrodos al amplificador, hay que iniciar el monitor de señal de PC y hacer zoom en la traza de EMG cruda de cada canal para una inspección detallada. Hay que decirle al sujeto que va a realizar la prueba que se relaje por completo. Para que la relajación se lleve a cabo, pondremos al sujeto tumbado en una cama de terapia o en una posición similar. La inspección de la línea de base EMG se centra en estos tres factores principales:

1) El ruido de línea de base

Una grabación completa libre de ruido es imposible: pueden ser visibles pequeños picos de amplitud de naturaleza aleatoria, pero que no deben superar los 10 - 15 micro-voltios. El nivel medio de ruido (= calcular la amplitud media de EMG de la señal cruda EMG rectificada, durante 5 segundos) debía situarse desde 1 (= muy bien) a 3,5 micro-voltios. Una prueba de distribución de frecuencias es una segunda posibilidad objetiva para comprobar la calidad de la línea de base.

2) Línea de base compensada

La mayoría de los amplificadores funcionan con una corrección de desplazamiento automático. Sin embargo, es posible que la línea de base EMG se desplace lejos de la verdadera línea de cero (prueba: valor medio de la EMG cruda $\neq$ cero). Si no es identificado y corregido, toda amplitud basada en esos cálculos no es válida.

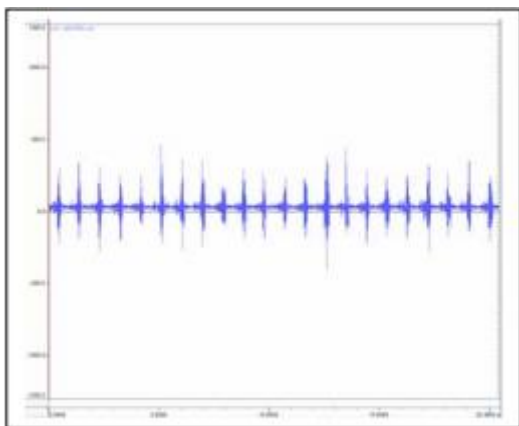


Fig.23. Línea base

3) Los cambios de línea de base

La línea de base antes / después de las contracciones tiene que permanecer constante en la línea de cero.

4) Análisis de la distribución de frecuencia

Debido a la capacidad que tienen los ordenadores hoy en día, éstos nos permiten un control fácil y rápido de la distribución de frecuencias de EMG. Tenemos que los

ajustes del amplificador de paso de banda recomendados son de 10 Hz de paso alto hasta al menos 500 Hz paso bajo (SENIAM, ES); la mayor parte de la potencia de frecuencia de EMG de superficie se encuentra entre 10 y 250 Hz. Esta distribución de energía puede calcularse por la "transformada rápida de Fourier" (FFT) y ser gráficamente representada como un espectro total de potencia de la señal EMG, que muestra la distribución de potencia de frecuencia (eje Y) en relación a la banda de frecuencia (eje X).

La forma precisa del espectro de total potencia puede variar ampliamente, dependiendo de los ajustes FFT y las condiciones de medición (especialmente el tipo de músculo, longitud del músculo y efectos de filtro de tejido / piel). Para realizar una prueba de comprobación de la señal, le diremos a nuestro sujeto que contraiga el músculo investigado contra la resistencia estática (Alrededor de 40 - 60% de la contracción máxima percibida) y realizar una medición durante 3-5 segundos. Cuando se almacena, seleccionaremos un intervalo de análisis, por ejemplo, 1 segundo, e iniciar un análisis de espectro de potencia. Investigaremos las características del espectro:

- Aumento de paso desde el paso alto (10 Hz)
- La frecuencia de pico se encuentra normalmente entre 50 y 80 Hz
- A partir de aquí las curvas de espectro disminuyen y llegan a cero entre 200 y 250 Hz--Observar si los picos de potencia atípicos son visibles, sobre todo fuera de la banda de rango
- Comprobar si un pico de potencia dominante es visible a los 50 Hz (UE) o 60 Hz (EE.UU.).

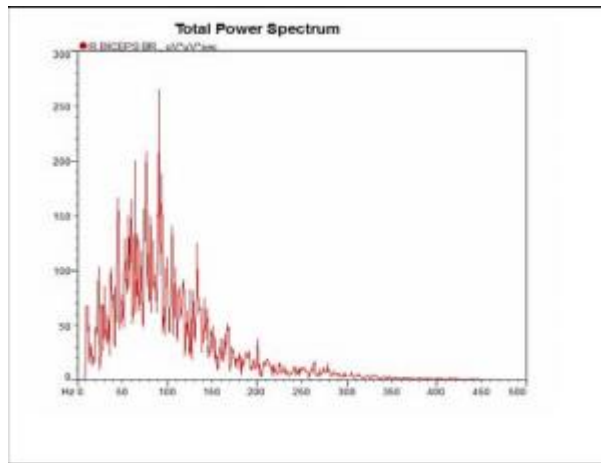


Fig.24. Espectro de potencia

Procesado de la señal- Normalización de la amplitud

Un inconveniente importante en cualquier análisis EMG es que los datos de amplitud (escalada en microvoltios) están fuertemente influenciados por las condiciones de detección. Puede variar dependiendo de la posición de los electrodos, los sujetos e incluso de un día para otro pueden variar los datos para un mismo individuo con los electrodos colocados en el mismo lugar. Una solución para superar este problema con la escala de microvoltios, es la normalización a un valor de referencia de los parámetros de escala, por ejemplo, el valor de la contracción voluntaria máxima (MVC) de una contracción de referencia. La idea básica es la de calibrar el valor de microvoltios a una única unidad de calibración con relevancia fisiológica, el porcentaje de la capacidad máxima inervación en ese sentido particular. Otros métodos se normalizan al valor medio interno o un ensayo dado o al nivel de EMG de una determinada actividad de referencia submáxima. El efecto principal de todos los métodos de normalización es que la influencia de la condición de detección dada se elimina y los datos se reajustarán de microvoltios al porcentaje del valor de referencia

seleccionado. Es importante entender que la normalización de amplitud no cambia la forma de las curvas de EMG, sólo su escala del eje Y.

El concepto de Normalización MVC

El método más popular se llama MVC-normalización, en referencia a una contracción voluntaria máxima realizada antes de los ensayos de prueba.

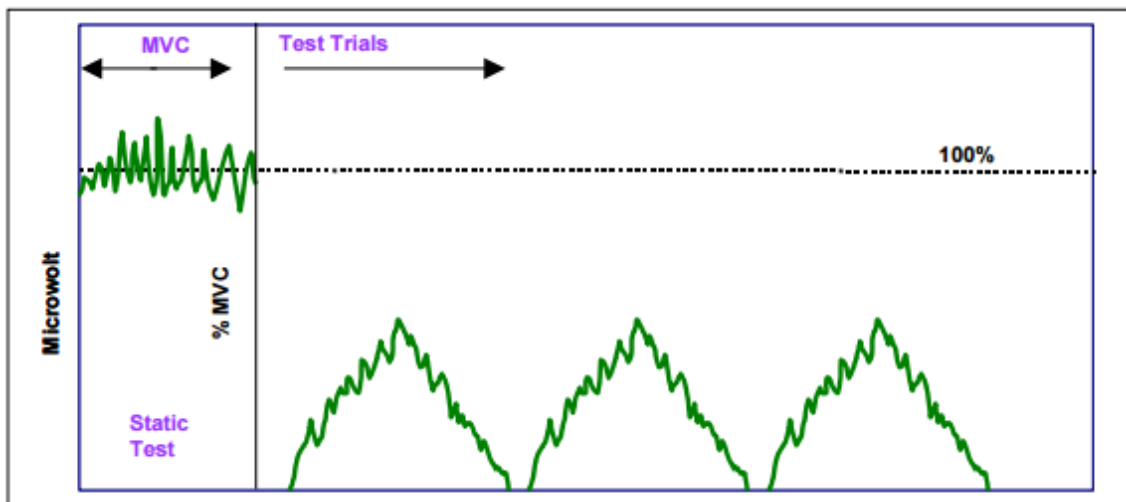


Fig.25. Contracciones MVC

Típicamente, las contracciones MVC se realizan contra la resistencia estática. Para producir realmente una contracción máxima, una excelente estabilización y apoyo de todos los sectores involucrados es muy importante. Sujetos normales (sin entrenamiento) pueden tener problemas para producir un cierto nivel de contracción MVC, si no se está acostumbrado a tales esfuerzos. Lógicamente, los pacientes no pueden llevar a cabo las MVCs con músculos lesionados y se deberían considerar otros métodos de procesamiento y análisis como alternativa. Concentrándonos en cuestiones de tratamiento, un concepto clínico trabajaría con el "esfuerzo máximo aceptable" (AME), que sirve como guía para los regímenes de tratamiento. Se puede considerar un AME como un reemplazo de MVC que puede variar mucho de un día para otro.

La práctica de la MVC Normalización

La prueba de MVC necesita ser realizada para cada músculo investigado por separado. El primer paso es identificar una posición o ejercicio que permita una inervación máxima efectiva del músculo. Para músculos de las extremidades normalmente aislados, actividades de un solo conjunto darán mejores resultados. Siempre que sea posible, utilizar máquinas robustas con correas. Es interesante observar que, dependiendo de la capacidad de coordinación individual del sujeto, diferentes ejercicios de prueba / posiciones pueden producir el valor MVC más alto, especialmente para los músculos del tronco: puede ser necesario tratar dos o tres posibles tipos de ejercicios de prueba y determinar dónde se puede encontrar el más nivel alto de EMG. Para estudios complejos que abordan los músculos del tronco y de la cadera, se recomienda seleccionar una secuencia de estos "mejores candidatos" y hacerla prueba en orden aleatorio.

Después de una secuencia de calentamiento (estiramientos, ejercicios aeróbicos de baja intensidad, de 5 a 10 minutos), le diremos al sujeto que empiece poco a poco a aumentar la fuerza, alcanzar el máximo esfuerzo después de 3 a 5 segundos, mantener ese esfuerzo durante 3 segundos y rápidamente relajarse. (La relajación debe llevarse a cabo dentro de los 3 segundos). Habrá que repetirlo al menos una vez, con un período de pausa de 30 a 60 segundos en el medio. Repetiremos esta secuencia para cada ejercicio MVC.

La manera más eficaz es grabar todos los datos de una vez y darle a pausa cuando se cambie de ejercicio. Esto permitiría a los algoritmos matemáticos encontrar los picos de forma automática.

Beneficios de la normalización MVC

Una ventaja importante de normalizar los datos mediante MVC es la estimación del esfuerzo neuromuscular invertido o necesario para una tarea o ejercicio dado. A nivel

de microvoltios, es imposible estimar la demanda neuromuscular debido a que estos datos son demasiado influenciados por la condición de detección de la señal individual. Por tanto, datos de amplitud publicados en microvoltios deben ser tratados con especial cuidado. Los datos normalizados con MVC permiten comprender a qué nivel de capacidad están trabajando los músculos, la eficacia de un ejercicio de entrenamiento o la cantidad de demanda ergonómica que una tarea de trabajo está exigiendo a un trabajador.

La otra ventaja importante de MVC-normalización es el reajuste conforme al porcentaje de un valor de referencia único y estandarizado para todos los sujetos dentro de un estudio. Se elimina cualquier influencia variable de condiciones de detección de señal locales. Esto permite de nuevo una comparación cuantitativa directa de los resultados del EMG entre los sujetos.

Cómo eliminar artefactos

Como se ha demostrado anteriormente cuando tratamos el tema de lo artefacto, el pico ECG puede contaminar registros de EMG en la parte superior del cuerpo. El ECG puede ser considerado como EMG del corazón, pero debido a la sincronización eléctrica es más fuerte en un factor de 1000 (milivoltios en lugar microvoltios), puede migrar fácilmente a través de tejido corporal y llegar a los sitios de los electrodos en la parte superior del cuerpo. Las regiones de riesgo son los sitios musculares cercanos al corazón como el hombro y los músculos del tronco superior. Es un artefacto biológico inevitable y no puede ser eliminada fácilmente. Tener una frecuencia central de 80 Hz, que se encuentra dentro de la región de potencia de pico del espectro de frecuencias EMG.

Mediante la combinación de métodos de filtro de adaptación con un modo de reconocimiento de patrones, algoritmos sofisticados pueden limpiar la mayor parte de los contenidos de ECG sin afectar a la verdadera amplitud EMG y al espectro de potencia EMG (Fig. 46). Los estudios de relajación sufren especialmente el artefacto y

sin la eliminación de ECG, muchos errores significativos pueden ser introducidos a los cálculos de amplitud.

3.4 FATIGA CON ELECTROMIOGRAFÍA

La fatiga puede evaluarse por medio de la señal de SEMG, siendo las variables más usadas su amplitud pico a pico y la media del valor rectificado, la media y la mediana de su espectro de frecuencias y la velocidad de conducción de las fibras musculares. Inicialmente, la amplitud de la señal de SEMG aumenta, debido a que, como mecanismo de compensación de fatiga, los músculos intentan mantener la misma fuerza reclutando unidades motoras adicionales; pero cuando esto no es posible, la fuerza comienza a disminuir evidenciándose una reducción en la amplitud de la señal. Durante contracciones fatigantes, se presenta una reducción en la velocidad de conducción y, por lo tanto, de las frecuencias características de la señal; siendo la acumulación de ácido láctico una de sus causas. Esta reducción en la velocidad de conducción resulta en una compresión y un corrimiento del espectro de frecuencias hacia las bajas. Así mismo, la frecuencia de activación de las unidades motoras, representada en la zona de bajas frecuencias del espectro del EMG, cambia como consecuencia del estado de fatiga.

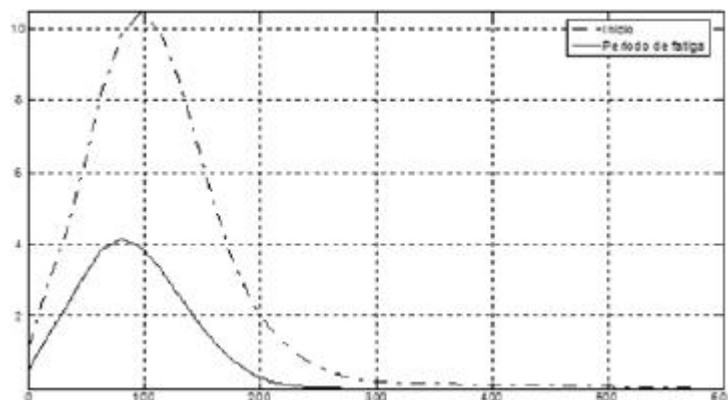
Otra consecuencia del fenómeno de fatiga es la disminución del umbral de reclutamiento de las unidades motoras; así, se activan nuevas unidades motoras que no estaban activas al comienzo de la contracción. Éstas tienen mayor tamaño, mayor velocidad de conducción y PUM de duración corta, produciendo un desplazamiento de las frecuencias de la señal de SEMG hacia valores mayores. Pero, por otro lado, la duración del PUM es altamente afectada por la distancia entre la fuente y el punto de registro. Así, las unidades motoras profundas reclutadas después del comienzo de la contracción tenderán a desplazar el espectro hacia frecuencias menores, aun cuando la velocidad de conducción de estas unidades motoras reclutadas sea alta. Estos fenómenos hacen que la relación entre las variables espectrales y la velocidad de conducción, en la etapa de la contracción que involucra un reclutamiento sustancial de unidades motoras, no se pueda predecir analíticamente.

Los músculos son reclutados de manera diferente cuando son estimulados eléctricamente que cuando son activados voluntariamente. Durante las contracciones inducidas eléctricamente, las unidades motoras se activan en forma sincronizada, mientras que en contracciones voluntarias su activación es asincrónica. El orden de reclutamiento de las unidades motoras es también diferente entre contracciones inducidas eléctricamente y contracciones voluntarias. Cuando se realiza una contracción voluntaria, las primeras unidades motoras en activarse son las de contracción lenta resistentes a la fatiga. A medida que aumenta la fuerza, se activan las unidades motoras que están compuestas de fibras rápidas resistentes a la fatiga y después se activan las compuestas de fibras de contracción rápida y rápidamente fatigables. En las contracciones inducidas eléctricamente, las primeras unidades motoras en activarse son las compuestas por fibras de contracción rápida y rápidamente fatigables, dado que estas fibras poseen un menor umbral de activación. De esta manera, resulta evidente que la fatiga muscular se presenta con más rapidez en músculos estimulados eléctricamente que en músculos activados voluntariamente.

En aplicaciones de estimulación eléctrica es importante evaluar la evolución de la fatiga muscular para evitar el deterioro del comportamiento mecánico del músculo que se está estimulando. Debido a la escasez de sensores que midan directamente la fuerza desarrollada por la fibra muscular, se han propuesto métodos que permiten evaluar los cambios en los parámetros de la onda M con el fin de medir el desarrollo de fatiga muscular durante estimulación eléctrica. Dentro de los métodos existentes se encuentran los que proponen modelos del desarrollo de la fatiga muscular y los que relacionan la aparición de la fatiga muscular con los cambios ocurridos en los parámetros característicos de la onda M en condiciones estáticas y en condiciones dinámicas, y entre estos cambios y los ocurridos en parámetros externos como el torque y el ángulo articular. Estos parámetros pueden cuantificarse por medio de sensores específicos como dinamómetros, acelerómetros y goniómetros respectivamente.

En contracciones evocadas, la fatiga produce una reducción en la amplitud de la onda M, acompañada de una compresión espectral y una reducción de los valores de la

media y la mediana del espectro de frecuencias de la señal. En la figura, se muestran periodogramas promediados superpuestos de la onda



M del músculo tibial anterior al comienzo del protocolo de estimulación y durante la ocurrencia del fenómeno de fatiga cuando se aplicaba estimulación al nervio ciático poplíteo externo para lograr la flexión dorsal.

El uso de sistemas de estimulación eléctrica funcional se ve limitado por la fatiga muscular, que se manifiesta como una reducción en la eficiencia de los movimientos realizados, razón por la cual estos sistemas no pueden usarse por tiempos prolongados. La detección del comienzo del fenómeno de fatiga muscular permitiría el desarrollo de técnicas de control para optimizar su desempeño. El fenómeno de fatiga se puede detectar, o mejor aún, predecir, por medio del análisis de la evolución de la señal de SEMG, en especial de la onda M. Se han identificado varios trabajos que reportan experiencias de evaluación de cambios en la onda M en situaciones de fatiga en condiciones muy controladas, como las estáticas, pero muy pocos en los cuales estos análisis se realizaron en situaciones más reales, como las dinámicas. Resulta, por consiguiente, necesario explorar nuevas técnicas de análisis de la onda M que sean capaces de detectar la fatiga muscular durante el movimiento

3.5 OTROS MÉTODOS PARA ANALIZAR LA FATIGA MUSCULAR

3.5.1. Introducción

La fatiga muscular es un fenómeno complejo que abarca diversas causas, mecanismos y formas de manifestación. Eso se desarrolla como resultado de una cadena

metabólica, estructural y cambios energéticos en los músculos debido a la insuficiencia de oxígeno y sustancias nutritivas suministradas a través de la circulación sanguínea, así como un resultado de los cambios en la eficiencia del sistema nervioso. En general, uno puede referirse a Merletti (2004) quien afirmó que los sitios potenciales de la fatiga neuromuscular se pueden agrupar en tres categorías: la fatiga central, la fatiga de la unión neuromuscular y la fatiga muscular.

El término más habitual " fatiga muscular" lo que está referido a " la fatiga muscular local "(introducido por Chaffin en 1973) y es a veces sustituido o equivalente a "fatiga neuromuscular".

Probablemente, la forma más sencilla de determinar la aparición de la fatiga muscular es medir el tiempo durante el cual un individuo es capaz de realizar ciertos trabajos, tales como el mantenimiento de un nivel definido de contracción estática, la carga impuesta ergonómicamente, etc. Esto se conoce como " manifestación mecánica de la fatiga muscular "y se puede definir como una " falta de mantenimiento de la fuerza requerida"

" Estado de menor capacidad temporal para realizar un trabajo de cierta intensidad, causados por este trabajo en sí "(Heimer, 1987), o " cualquier reducción inducida por el ejercicio en la máxima capacidad de generar la fuerza o potencia de salida "(Vollestad, 1997). Aunque es simple de determinar, los resultados obtenidos de esta manera dependen también de factores psicológicos como la motivación, asociado con las condiciones de trabajo (Enoka, 1995; Enoka y DUCHATEAU, 2008). Además, tal método no da una idea de la fatiga muscular como un proceso continuo de cambios bioquímicos y fisiológicos durante la ejecución del trabajo definido, pero sólo después de que detectase ha producido. Finalmente, este método no puede ser utilizado para fatiga de un músculo en particular cuando más agonistas se contraen para participar en el esfuerzo físico y / o movimiento.

La fatiga muscular también puede ser estimada mediante la determinación de concentración de lactato en un músculo a partir de muestras de sangre tomadas en

intervalos predefinidos de tiempo durante la realización de ciertos trabajos. Debido a la forma de la toma de muestras, y la forma en que la concentración de lactato está siendo determinada, no es posible controlar el estado de fatiga en tiempo real. Además, este tipo de medición, que se utiliza rutinariamente en medicina deportiva, da una estimación de la fatiga global del organismo, es decir, de la actividad total de la musculatura del cuerpo.

La monitorización continua de la fatiga muscular local durante el desempeño de determinados trabajos es posible mediante la medición de la actividad mioeléctrica de los músculos particulares por el método de electromiografía de superficie (EMGs).

Los cambios bioquímicos y fisiológicos en los músculos durante las contracciones fatigosas son reflejados también en propiedades de las señales mioeléctricas grabadas en la superficie de la piel sobre el músculo afectado (De Luca, 1984).

A pesar de las limitaciones de la aplicación del método de sEMG para músculos situados justo debajo de la piel, y los problemas de diafonía de las señales mioeléctricas de los músculos vecinos (Farina et al., 2002c), el método, debido a sus ventajas, se utiliza incluso con más frecuencia para determinar la fatiga muscular local. Sus principales ventajas, por lo tanto, son: (1) la no invasividad, (2) aplicabilidad in situ, (3) el seguimiento de fatiga en tiempo real durante el rendimiento de trabajo definido, (4) capacidad de controlar la fatiga de un músculo en particular y (5) la correlación con los cambios bioquímicos y fisiológicos en los músculos durante la fatiga.

Este documento tiene como objetivo presentar un estado del arte en el área de la evaluación de la fatiga en los músculos locales en la biomecánica mediante el uso de la información EMGs. Los métodos matemáticos para la extracción de las variables espectrales y de amplitud de la señal EMGs son descritos de forma concisa y ordenada de acuerdo a métodos particulares. Se presentan ejemplos seleccionados de la literatura con el fin de apoyar la aplicación del método de procesamiento de una señal en particular.

3.5.2. Una mirada a la historia de los métodos de procesamiento de señales EMG en la evaluación de la fatiga muscular

Hace casi un siglo Piper, profesor de fisiología en la Real Friedrich-Wilhelms-Universidad de Berlín, se dio cuenta de una cierta "desaceleración " de las señales bioeléctricas de la superficie durante la contracción estática (Piper, 1912). Además de este fenómeno, Cobb y Forbes (1923) también observaron un aumento en la amplitud de la señal como una de las manifestaciones de la fatiga durante la contracción estática.

El desarrollo de la electrónica en la segunda mitad del siglo 20 ha traído consigo la posibilidad de medir con fiabilidad y grabar señales bioeléctricas, mientras que las computadoras digitales hacen aplicaciones del procesamiento de métodos de señales digitales.

La investigación sistemática sobre la influencia de la fatiga en las propiedades de las señales bioeléctricas ha comenzado alrededor de la década de los 50. Uno de los primeros documentos que abordan este tema informa sobre un aumento en la amplitud de la señal durante el proceso de fatiga (Knowlton 1951). El análisis de frecuencia de las señales mioeléctricas con el objetivo de controlar la fatiga muscular, se proporcionó por primera vez por Kogi y Hakamada(1962), quienes observaron el cambio hacia las frecuencias más bajas del espectro de potencia de la señal superficial mioeléctrica. Varios autores informaron sobre una observación similar en varios músculos en el ser humano, con diferentes explicaciones para el fenómeno (De Luca,1984; Basmajian y De Luca, 1985). Lindström (1970) desarrolló un modelo matemático que relacionaba directamente el espectro de potencia de la señal superficial mioeléctrica con la velocidad de conducción de la fibra muscular.

Kwatny (1970) aplicó el procesamiento de señales digitales (PDP-6ordenador) para explorar las propiedades de densidad del espectro de potencia de una señal de la superficie mioeléctrica grabada durante un ejercicio fatigoso. Ellos introdujeron la frecuencia media del espectro (MNF) para determinar las diferencias antes y durante la fatiga. Además de la MNF, el segundo método más popular que describe el espectro

es la mediana de la frecuencia (MDF), el valor de la frecuencia divide el espectro en dos mitades iguales, (Stulen y De Luca, 1981; Medved, 2001, pp. 197).

El desarrollo de los ordenadores digitales y su disponibilidad general ha permitido la implantación de diversos métodos de procesamiento de señales digitales para la señal EMGs. En las primeras investigaciones, el método utilizado más a menudo para estimar el espectro de la EMGs señal fue la transformada de Fourier, debido en parte a la transformada de Fourier rápida (FFT) algoritmo computacionalmente eficaz (Cooley y Tukey, 1965; aplicado en Medved, 1987). Otro parámetro que ha sido utilizado para medir el desplazamiento de frecuencia es el número de cruces por cero de la EMG en bruto por unidad de tiempo (Hägg, 1981). Este parámetro se ha demostrado que tiene propiedades similares a MNF y MDF. Algunos investigadores han, más recientemente, utilizado propiedades de pico (Gabriel, 2000) como un indicador alternativo de los cambios espectrales de la sEMG.

Junto con el método FFT popular, métodos de identificación paramétricos (autorregresivo) también se han utilizado para estimar el espectro de la señal EMG (PAISS y Inbar, 1987; Merlettiet al., 1995; Merletti y Lo Conte, 1995).

La aplicabilidad de la electromiografía de superficie para la detección y evaluación de la fatiga muscular local se ha traducido en el desarrollo de equipo especializado para la supervisión de la fatiga muscular en tiempo real, basado en el cambio de espectro de potencia (Stulen y De Luca, 1982; Gilmorey DeLuca, 1985; Merletti et al., 1985; Basano y Ottonello, 1986; Inbar et al., 1986; Kramer et al., 1987; Seroussi et al., 1989; Pratt et al., 1991; D'Alessio et al., 1993).

Aunque la fatiga es más a menudo la consecuencia de la práctica de movimiento y el ejercicio (entrenamiento deportivo, la rehabilitación cinesiológica, ergonomía), la mayoría de los estudios en el pasado se llevaron a cabo para cuantificar la fatiga muscular resultante de isométrico, es decir, contracciones musculares de longitud constante. Las principales causas de esta situación fueron los problemas que surgieron

durante la medición de la señal mioeléctrica en contracciones dinámicas, así como el problema de su análisis matemático.

Se han realizado estudios intensivos de fatiga en condiciones dinámicas sólo durante la última década más o menos, usando una serie de métodos tiempo-frecuencia de procesamiento de señales con el fin de investigar los cambios en el contenido de la frecuencia de los datos de sEMG que se relacionan con la progresión de la fatiga. Bonato (1996) sugirió la distribución de Choi-Williams como el método más adecuado para ser aplicado a la señal EMGs no estacionaria. Karlsson (2000) comparó STTF, la distribución de Wigner-Ville, la distribución Choi-Williams, y la transformada de la onda continua con el fin de analizar las señales bioeléctricas durante las contracciones dinámicas mediante la estimación de los momentos espectrales dependientes del tiempo. Los resultados han demostrado que las estimaciones proporcionadas por la transformada continua de la onda tiene una mayor precisión que los obtenidos utilizando otros métodos.

Independientemente del método de análisis, el movimiento relativo de los electrodos con respecto al músculo medido durante la medición sEMG en condiciones dinámicas hace adichas estimaciones cuestionables y puede llevar a conclusiones erróneas (Farina y col.,2001).

Una serie de temas que describen los procedimientos diseñados para estudiar señales sEMG grabadas durante las contracciones dinámicas fueron presentados en la revista de Ingeniería IEEE Noviembre-Diciembre 2001 en el apartado de Medicina y Biología (IEEE EMB, 2001).

Recientemente, métodos no lineales tales como el análisis de la cuantificación de recurrencia (RQA) se han introducido para el estudio de las señales de sEMG, principalmente en la evaluación de la fatiga (Felici et al, 2001; Clancy et al,2004).

Los métodos para el análisis de la fatiga en el único nivel de unidades motoras basándose en las grabaciones multicanal no invasivos y la utilización conjunta de

filtrado espacial y muestreo espacial están actualmente en estudio (Merletti et al, 2003; Farina et al, 2004).

La iniciativa europea llamada Electromiografía de Superficie para la evaluación no invasiva de los músculos (SENIAM), se inició en 1996. El principal objetivo era alcanzar un consenso sobre los elementos clave (sensores, colocación del sensor, procesamiento de señales, y modelado) para permitir el intercambio de los datos y resultados obtenidos con sEMG (Hermens et al., 1999).

3.5.3. Entender el proceso de la electromiografía

Como ya se ha mencionado, las propiedades de la señal EMG están relacionadas con los cambios bioquímicos y fisiológicos en la musculatura esquelética durante contracciones fatigosas.

Una consecuencia de la contracción del músculo es el aumento de la concentración de ácido láctico, un producto metabólico. Junto al tipo y tamaño de las fibras musculares dominantes, la concentración neta de lactato depende también del nivel de la fuerza y del tipo de contracción (estática o dinámica), ya que el flujo de sangre que determina la velocidad de eliminación metabólica es, durante la contracción sostenida de alrededor 20% de la contracción máxima voluntaria (MVC) y más, por lo general, restringida (Humphreys y Lind, 1963). Durante las contracciones dinámicas el flujo de sangre se incrementa debido al efecto de bombeo de la contracción del músculo.

A un cierto nivel de contracción, el flujo de sangre se detiene mediante presión intramuscular y el músculo se vuelve isquémico. Las manifestaciones mioeléctricas de la fatiga muscular se ven afectadas por este evento (Merlettiet al., 1984).

El aumento de concentración de los lactatos es responsable de la fatiga por cambios en el pH intracelular. Como resultado, la velocidad de conducción de la fibra muscular (CV) disminuye, cambiando directamente la forma del potencial de acción de la unidad motora (MUAP) de forma de onda (Fig. 1 - el caso de una contracción sostenida), y, por último, las propiedades de la superficie EMG como una señal de interferencia de todas las MUAPs generadas (las llamadas " interferencias patrón ", según Basmajian y De

Luca, 1985). Brodye (1991) muestra (in vitro) que la disminución de pH determina la disminución de la CV de las fibras musculares, y, como consecuencia, la disminución de la frecuencia de la mediana (MDF).

Por lo tanto, la reducción de la velocidad de conducción de las fibras musculares (CV) es una de las causas del desplazamiento del espectro de potencia de señal hacia niveles de bajas frecuencias, y también del aumento de la amplitud de la señal sEMG debido a un efecto de filtrado de paso bajo de tejido como un volumen conductor (De Luca, 1984).

Viitasalo y Komi (1977) analizaron la señal superficial mioeléctrica del músculo recto femoral durante contracciones estáticas. Observaron una serie de cambios en la señal como resultado de la fatiga: aumento del valor absoluto medio de la señal, aumento de la amplitud y la duración del potencial de acción promedio de la unidad motora, el cambio de frecuencia en el espectro de potencia hacia las frecuencias más bajas.

Un aumento en la amplitud del potencial de acción promedio de las unidades motoras medido en la superficie de la piel por encima del músculo ha demostrado resultados contradictorios de las mediciones intramusculares que muestran una disminución de amplitud debido a la fatiga. La mencionada contradicción fue explicada por De Luca (1979). Desarrolló un modelo matemático de la señal mioeléctrica, basado en el conocimiento de la contracción de mecanismos. Los resultados de la medición simultánea de señales mioeléctricas dentro de los músculos y en la superficie mostraron que la fatiga aumentó de RMS de la señal mioeléctrica de superficie, mientras simultáneamente decrecía la RMS de la señal medida dentro del músculo (Stulen y De Luca, 1978). Esto fue explicado como resultado del desplazamiento de frecuencia del espectro de potencia hacia frecuencias más bajas. El tejido actúa como un filtro de paso bajo, lo que requiere más energía para llegar a los electrodos de superficie (Basmajian y De Luca, 1985).

Se observa que los cambios del espectro de potencia son a menudo mayores que aquellos cambios predecibles de CV, lo que sugiere que las manifestaciones

mioeléctricas de la fatiga muscular no pueden ser únicamente atribuidas a decrementos de CV, y se deben considerar otros factores (Merletti et al, 1990; Dimitrova y Dimitrov, 2003).

Además de la disminución de la velocidad de conducción de las fibras, se cree en la hipótesis de que otros dos fenómenos son la causa de los cambios observados en la señal (1) la actividad de las unidades motoras lentas restantes, mientras que las unidades de rápida fatiga, se desconectan de manera rápida (2) la sincronización de tiempo en la actividad de las unidades motoras particulares.

La influencia de la fatiga muscular en las propiedades de la señal sEMG durante las contracciones voluntarias y provocadas eléctricamente se muestra claramente en la figura. 2 (Merletti y Lo Conte, 1997). En este ejemplo, un sujeto mantiene el nivel de par de salida durante 60 s antes de que se observe una manifestación de la fatiga muscular. El aumento del valor RMS y la disminución de CV y la media de la frecuencia del espectro de potencia son evidentes desde el principio de la contracción. Esto es aún más evidente durante contracciones eléctricamente provocada, y parece ser una combinación de escalamiento (estiramiento en el tiempo y en amplitud) y un cambio de forma de la onda M.

3.5.4. Los métodos de procesamiento de señales adecuadas para la evaluación de la fatiga muscular en aplicaciones biomecánicas

A continuación explicaremos una breve descripción de los métodos de procesamiento de señales para la aplicación en la evaluación de la fatiga muscular basados en EMG. La intención no es incluir todos los documentos relevantes que existen, pero los suficientes para proporcionar un breve resumen.

3.5.4.1 Métodos de dominio Tiempo

Las estimaciones de amplitud de sEMG

La modulación de la amplitud, debido a un esfuerzo muscular y / o a la fatiga, representa el cambio dominante de la señal sEMG en el dominio del tiempo. Los

primeros estimadores continuos de amplitud EMG consistieron en un rectificador de onda completa seguido de un filtro de paso bajo de con resistencia y condensador.

En los sistemas digitales modernos se utilizan dos indicadores de la amplitud sEMG: valor medio absoluto (MAV), también llamado valor promedio rectificado (ARV), y la raíz cuadrada media (RMS).

Están definidos por las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} \text{MAV} &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \\ \text{RMS} &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \end{aligned} \quad (1)$$

En ambas ecuaciones x_i es la muestra i -ésima de una señal y N es el número de muestras en la parte temporal.

Según Clancy (2002) la amplitud de una señal sEMG se puede estimar usando en cascada cinco etapas de procesamiento secuencial: (1) el rechazo de ruido / filtrado, (2) el blanqueamiento, (3) la demodulación de amplitud, (4) el alisado y (5) la relinealización.

El papel del filtro de rechazo de ruido es limitar el efecto de las señales no deseadas añadidas a nuestra señal de sEMG durante la medición (por ejemplo, artefactos, interferencia de línea de potencia y ruido electrónico).

El proceso de blanqueamiento hace que las muestras no se correlacionen estadísticamente y se reduzca la varianza de la estimación de amplitud (Bonato 1998). El demodulador (el bloque de detección en la Fig. 3) rectifica el blanqueado señal EMG y después eleva el resultado a potencia 1 para MAV o 2 para el procesamiento de RMS. En la etapa de alisado, varias muestras desmoduladas son promediadas en el tiempo para formar una estimación de amplitud mediante una ventana deslizante. La longitud de la ventana se puede seleccionar de manera óptima (Clancy, 1999). También se pueden aplicar otros métodos de suavizado como el filtro de Kalman.

La amplitud de la señal de EMG, no suele ser utilizada como un indicador de la fatiga muscular. Es utilizada en combinación con otros indicadores con análisis espectral.

En Sekulic et al (2006) se presenta una aplicación de rectificación y blanqueado simple en una señal de EMG. El objetivo de este trabajo era establecer unos valores característicos de los indicadores característicos electromiográficos en la simulación de una prueba de vela. Los mejores atletas croatas del momento participaron en el experimento. El valor medio de las señales suavizadas proporcionó valiosos resultados para cuantificar la carga muscular, la cual presumiblemente, fue ejercida durante estos momentos de alta actividad física.

Tasa de zero crossing de la señal

La tasa de zero crossing de la señal es definida como la media del número de cruces por cero de la señal por segundo. Si la ecuación de la señal y su primera derivada tienen una amplitud Gaussiana la distribución del ratio Zero Crossing puede ser calculada como:

$$Z = 2 \left[\frac{\int_0^{f_s/2} f^2 S(f) df}{\int_0^{f_s/2} S(f) df} \right] \quad (2)$$

Donde $S(f)$ es la PSD de la señal y f_s es la frecuencia de muestreo.

El método del Zero-Crossing tiene propiedades similares a la Media de la Frecuencia y a la Mediana de la Frecuencia, pero es altamente dependiente de la relación señal ruido de la superficie EMG analizada, y también es muy sensible a las desviaciones de distribución de amplitud Gaussianas. Por todo esto, su uso para el análisis de señales EMG ha sido abandonado.

Análisis de pico

El análisis de pico, no es ciertamente un método emergente en el campo del análisis de las señales EMG. Un pico es cualquier par de deflexiones ascendentes o descendentes

dentro de un pico que no constituyen en su conjunto un aumento discreto, excepto en el caso de un pico con un solo pico.

En este caso, las desviaciones de un pico y el otro pico son las mismos. Cualquier desviación que no constituya picos discretos como se ha definido previamente y se encuentren antes, entre o después de los picos identificados, se supone que son un ruido de fondo y no una señal EMG. El análisis de picos se puede utilizar para proporcionar información similar a la que obtenemos del análisis espectral, y no requiere estacionariedad.

Sin embargo, los resultados contradictorios en la fiabilidad de los parámetros electromiográficos de este método no están muy a favor de su uso.

3.5.4.2. Métodos en el dominio de la frecuencia

En un dominio de frecuencia, el cambio de señal dominante en señales de EMG durante contracciones sostenidas es una compresión del espectro de la señal de hacia frecuencias más bajas. Las medidas de esta compresión pueden ser obtenidas mediante el uso de varios métodos de análisis de frecuencia de la señal.

Estimadores espectrales basados en Fourier

Vamos a suponer que la señal EMG en un sentido amplio es un proceso estacionario. Esto se mantiene al menos para contracciones de fuerza constante, por ejemplo, para intervalos suficientemente cortos como para excluir fatiga.

En sentido práctico, esto significa que la secuencia autocorrelacionada $r_{mm}(k)$ se puede calcular con la realización de un simple proceso estocástico, o en nuestro caso, con una muestra de longitud finita que hayamos grabado.

$$\hat{r}_{mm}(k) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1-k} m(k+l)m(l), \quad 0 \leq k < L \quad (3)$$

donde $m(k)$ es una única realización del proceso, y L es el número de muestras grabadas de la señal.

Además, la estimación de la densidad espectral de potencia (PSD) de tal proceso se proporciona como:

$$\hat{S}_{mm}(e^{j\omega}) = \sum_{k=-\infty}^{k=\infty} \hat{r}_{mm}(k) e^{-jk\omega} \quad (4)$$

donde $e^{-jk\omega}$ es la k -ésima armónica sinusoidal y $\hat{r}_{mm}(k)$ es la estimación de una función de autocorrelación.

La estimación equivalente a la definida por la relación (5) se llama periodograma:

$$\hat{S}_{mm}(e^{j\omega}) = \frac{1}{L} |M(e^{j\omega})|^2 \quad (5)$$

Donde $|M e^{j\omega}|^2$ representa la densidad de energía espectral de la energía de la señal finita obtenida mediante ventanas en una realización del proceso estocástico.

El periodograma es un estimador asintóticamente no sesgado del espectro de potencia, por ejemplo, si la señal es infinita, $L \rightarrow \infty$, el valor esperado del periodograma es igual al valor del espectro original. Sin embargo, el periodograma no es coherente si hablamos de media cuadrática, su varianza tiende al cuadrado del valor espectro cuando $L \rightarrow \infty$.

Hay diferentes métodos para la reducción del valor de la varianza. El método de Barlett hace la media de múltiples periodogramas de segmentos no superpuestos de la secuencia original. El método de Welch es similar al de Barlett, pero usa datos de las ventanas y permite que los segmentos se superpongan. Los métodos de media reducen la varianza del periodograma pero hacen que también se reduzca la resolución frecuencial. Un método alternativo basado en la contracción de ondas ha sido probado.

Este método de frecuencia en el dominio del tiempo para la evaluación de la fatiga muscular se ha utilizado en diferentes áreas de las actividades humanas.

Roy mostró en 1990 que el análisis de frecuencia de señales mioeléctricas registradas en el músculo erector de la columna se pueden utilizar para seleccionar individuos con menor problema de dolor de espalda entre la población de remeros profesionales. Un método de diagnóstico similar ha sido verificado previamente para los sujetos que no son profesionales en el deporte (Royet 1989).

Estimadores espectrales basados en parámetros

Desde el análisis de sistemas digitales se sabe que el sistema puede ser definido por su función de transferencia. Bajo el supuesto de que la superficie EMG es un proceso estocástico, y que el sistema es físicamente realizable, el proceso estocástico bajo investigación se puede presentar como la salida de un filtro invariante causal tiempo lineal con ruido blanco y como entrada que tiene una función de transferencia racional y un número finito de polos:

$$H(e^{j\omega}) = \frac{\sum_{k=0}^q b_k e^{jk\omega}}{\sum_{k=0}^p a_k e^{jk\omega}}, \quad (6)$$

donde b_k ; $k=0; 1; 2; \dots; q$, son los ceros, y a_k ; $k=0; 1; 2; \dots; p$, son los polos.

En un enfoque de este tipo, en lugar de estimadores espectrales se busca un número finito de parámetros que son suficientes para describir el proceso estocástico de interés. Eq. (7) es la función de transferencia general que define un denominado modelo de media móvil autorregresiva (ARMA). Si $a_i = 0$; $i = 1; 2; \dots; p$ y $a_0 = 1$ es el modelo llamado media móvil (MA), y si $b_i = 0$; $i = 1; 2; \dots; q$ y $b_0 = 1$, el modelo se llama modelo autorregresivo (AR). Una simple lista de estos tres modelos provoca una pregunta ¿cómo elegir el modelo apropiado, así como el orden de un modelo? Idealmente, el tipo de modelo debe ser el ARMA ya que es el más general y el orden

debe ser mayor o igual que el orden real. Desde el punto de vista práctico, los parámetros de AR son mucho más fáciles de calcular que los parámetros de MA. Además, los modelos ARMA y MA se pueden presentar como un modelo AR infinito, que en la práctica se trunca a un orden específico. Estas son las razones por las que el modelo AR es el más utilizado en la investigación de EMG. En cuanto al orden, el número de parámetros tiene que ser elegido apropiadamente, ya que los parámetros innecesarios nunca se estiman como cero.

Las variables aleatorias, como, por ejemplo, las estimaciones de los parámetros, son asociados con cierta varianza. Un orden más pequeña del modelo conduce a una menor varianza. Por otra parte, si el orden del modelo es pequeño, dará lugar a una mala aproximación AR del verdadero espectro. Se han propuesto una serie de criterios para estimar el orden apropiado de un modelo; entre ellos se pueden mencionar error de predicción final de Akaike (FPE), el criterio de información de Akaike, criterio de función de transferencia autorregresivo de Parzen, y la descripción mínima de longitud de criterio de Rissanen.

PAISS and Inbar (1987) usó el análisis autorregresivo de la señal de EMG durante contracción voluntaria máxima fatigosa de bíceps braquial. El modelo de estimación elegido en este caso fue el modelo AR de orden 10. El modelo mostró una disminución significativa del parámetro a_1 y un pequeño aumento del parámetro a_2 , mientras que el parámetro a_3 se mantuvo sin alterar.

Estas tendencias se mantuvieron sin cambios para los órdenes de modelo AR que van desde $p = 3$ hasta $p = 30$. Los autores concluyeron que el parámetro a_1 se puede usar para la supervisión de la fatiga muscular (Fig. 4). Merletti y Lo Conte (1995) introdujeron las técnicas de detección, revisaron y compararon los métodos de estimación espectral basados en modelos autorregresivos (AR) y en la FFT. Discutieron sus aplicaciones y limitaciones en la extracción de información de la señal mioeléctrica superficial, en particular respecto a la fatiga muscular durante las contracciones voluntarias sostenidas o provocadas eléctricamente. Sus resultados mostraron que los órdenes de modelo 4-6 fueron satisfactorios para señales EMG voluntarias, mientras

que los órdenes de 8-11 eran preferibles para el análisis de M-ondas medidas durante simulación eléctrica.

3.5.4.3. El análisis conjunto del espectro EMG y amplitud (JASA)

Se sabe que el espectro EMG y amplitud EMG están influenciados tanto por la fuerza y como por la fatiga. Una consideración simultánea de amplitud y el espectro de la superficie EMG pueden proporcionar información sobre si los cambios EMG son inducidos por la fatiga o relacionados con la fuerza. El método es especialmente útil en situaciones como las que se encuentran en estudios ocupacionales, donde los intervalos de la fatiga y la recuperación se van intercambiando.

En pocas palabras, se pueden distinguir cuatro casos diferentes : (1) Si la amplitud EMG aumenta y los cambios del espectro EMG son hacia la derecha, que aumente la fuerza del músculo es lo más probable, (2) Si la amplitud EMG disminuye y los cambios de espectro EMG van hacia la izquierda, la disminución de la fuerza muscular es la causa más probable, (3) si la amplitud EMG aumenta y los cambios de espectro EMG van hacia la izquierda, esto se considera que es resultado de fatiga muscular, (4) Si la amplitud EMG disminuye y la variación de espectro va a la derecha, esto se considera que es la recuperación de fatiga muscular anterior.

3.5.4.4. Tiempo-frecuencia y los métodos de escala de tiempo

Durante las contracciones sostenidas las señales pueden ser asumidas estacionarias durante intervalos cortos de tiempo (0,5-2 s). Bajo esta suposición, el análisis espectral basado en la Transformada de Fourier puede ser aplicado. Sin embargo, para las contracciones dinámicas el supuesto no se sostiene y se deben utilizar otros métodos. Además, en estas condiciones se mide la EMG de un músculo que se mueve bajo los electrodos. Este hecho complica la señal de forma considerable, añadiendo factores de confusión. Las representaciones tiempo-frecuencia cuadráticas no requieren estacionariedad y están siendo investigadas. Algunas de ellas introducen artefactos inaceptables debido a los términos cruzados (Hlawatsch y Boudreaux-Bartels, 1992;

Jones y Parks, 1992). Las transformaciones Choi-Williams parecen particularmente prometedoras debido a la pequeña amplitud de los términos cruzados.

En general, los resultados obtenidos durante las contracciones dinámicas deben ser tratados con precaución debido a la limitada información disponible sobre el efecto del movimiento relativo del músculo-electrodo (Farina et al., 2001; MacIsaac et al., 2001).

Representaciones generales de tiempo-frecuencia (clase Cohen)

La representación tiempo-frecuencia general o clase de distribuciones de Cohen se define como:

$$C_x(t, \nu; f) = \int \int \int e^{j2\pi\xi(s-t)} f(\xi, \tau) x(s + \tau/2) x^* \times (s - \tau/2) e^{-j2\pi\nu\tau} d\xi ds d\tau \quad (7)$$

donde f es el núcleo de la distribución, x es la señal, x^* es su complejo conjugado, t es el tiempo, ν es la frecuencia y s es el tiempo de ejecución (Cohen, 1995).

La palabra "distribución" se debe utilizar cuando se hace referencia a los miembros específicos de la clase Cohen, y la palabra "representación" se debe utilizar cuando se hace referencia a todos los miembros a fin de enfatizar el hecho de que no son distribuciones en sentido probabilístico. Se presenta solamente un subgrupo de tiempo de desplazamiento y una frecuencia de desplazamiento de distribuciones t - f invariables que se utilizan más a menudo para el análisis de la señal EMG, como espectrograma, la distribución de Wigner (WD) y la reducción de la interferencia de distribución (RID).

Transformada de Fourier de intervalo corto y espectrograma

Las variaciones del espectro de la señal sEMG como una función del tiempo no pueden ser analizadas por la simple aplicación de la transformada de Fourier, dado que la información sobre el tiempo se perdería. También, en general, las señales EMG no se ajustan a la exigencia de estacionariedad de la transformada de Fourier. Una manera

de satisfacer este requisito es aplicar la Transformada de Fourier a la señal de segmentos que son lo suficientemente cortos como para cumplir con este requisito. Este enfoque también proporciona una penetración en variaciones del espectro como función del tiempo y conduce al término Fourier STFT, short-term Fourier Transform, definida por:

$$STFT_{hx}(t, f) = \int x(u)h^*(u - t)e^{-j2\pi fu} du, \quad (8)$$

donde $x(t)$ es la señal, t es el tiempo, f es la frecuencia, y $h(t)$ es la ventana normalizada.

La definición puede interpretarse de diferentes maneras, pero elegimos dos de ellas:

1. Descomponer la señal x sobre una base de ondas de longitud finita (De frecuencia f y centro instantáneo t)
2. La descomposición de la ventana de la señal en ondas de longitud infinita de una base de Fourier.

Bajo el supuesto de la señal de energía finita y la ventana normalizada, el teorema de Parseval se puede extender a la STFT:

$$E_x = \int \int |STFT_{hx}(t, f)|^2 dt df \quad (9)$$

Donde el espectrograma es definido como:

$$SP_{hx}(t, f) = |STFT_{hx}(t, f)|^2, \quad (10)$$

y representa la distribución de la energía de señal en el plano t - f .

A pesar de que el espectrograma ha demostrado ser muy útil, tiene varias limitaciones, como el requisito de la estacionariedad o el principio de incertidumbre - ventanas de tiempo largos proporcionarán resolución de alta frecuencia, pero una mala resolución

de tiempo. Por otra parte, ventanas de tiempo corto proporcionarán resolución de baja frecuencia, pero alta resolución temporal.

Cifrek y sus colaboradores (Cifrek., 1997; Cifrek et al, 1998,2000) desarrollaron un método para medir la señal mioeléctrica en la superficie y el objetivo del análisis fue evaluar la fatiga muscular en personas sanas durante contracciones dinámicas cíclicas de la musculatura superior de la pierna en un simple movimiento de flexión, grabando todo el ejercicio en un dispositivo de entrenamiento. El proceso está representado esquemáticamente en la figura 5. Como un indicador de la fatiga muscular está cambio en el espectro de potencia de la frecuencia de la mediana (MDF), calculado a partir del espectrograma. Los autores también examinaron la influencia de los parámetros de análisis (Cifrek et al., 1999) sobre los resultados. Por ejemplo, la Fig. 6 muestra la influencia del análisis de los parámetros R (paso) y L (longitud de la ventana) en el

índice de fatiga k (pendiente de la recta de regresión).

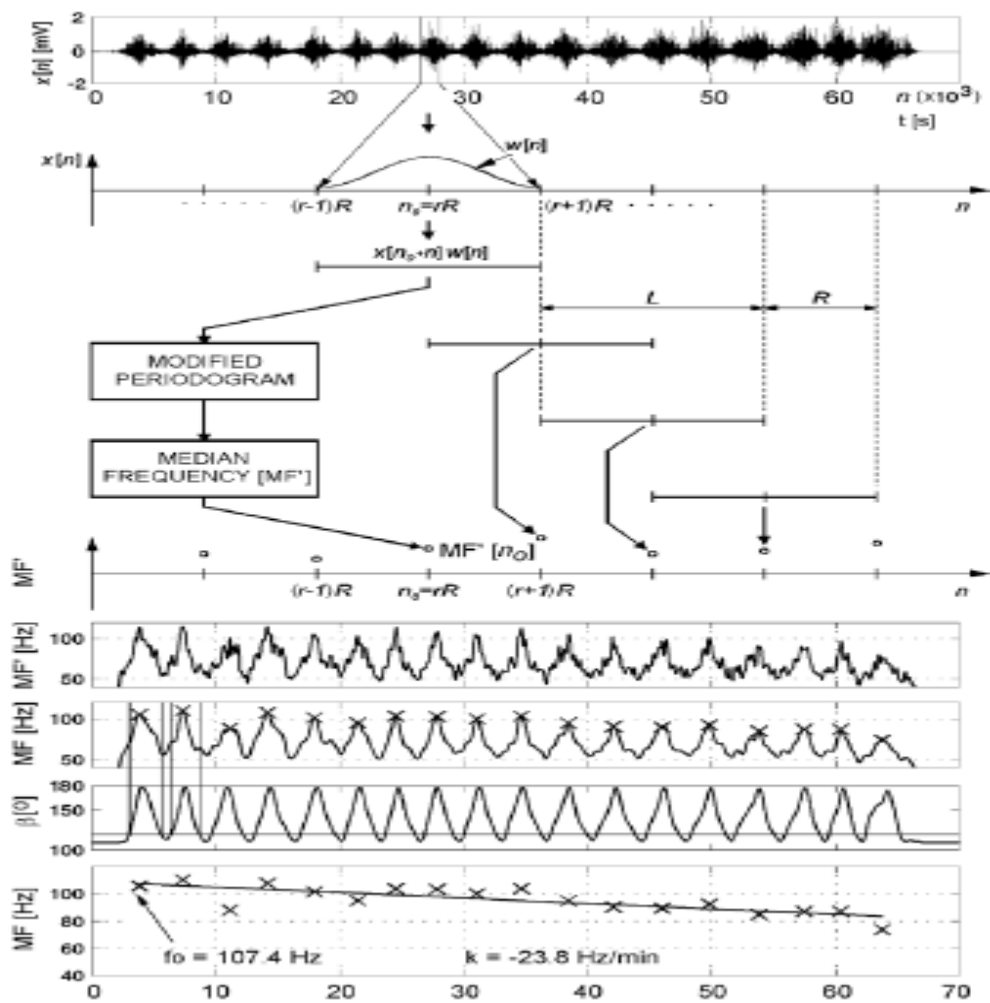


Fig 27. Índice de fatiga

EMG superficie analizada, y también muy sensible a las desviaciones de la distribución de amplitud de Gaussian uno, su uso para el análisis de sEMG se ha abandonado.

4.DESARROLLO

4.1. INTRODUCCIÓN

Se puede obtener información valiosa de los músculos y ser ésta utilizada por los investigadores en una amplia gama de aplicaciones clínicas y de ingeniería a través de la medición de señales superficiales con electromiografía (EMG) (Merletti y Parker, 2004). Normalmente, las señales EMG son adquiridas por electrodos de superficie que se colocan en la piel sobre el músculo objetivo. Con el fin de utilizar la señal EMG como una señal de diagnóstico o una señal de control, una característica suele ser extraída antes de realizar el análisis o la clasificación de la etapa (Phinyomark et al., 2012a) debido a que una gran cantidad de información, además de ruido (Phinyomark et al., 2012b), es contenida en los datos de las señales crudas de EMG. Una característica EMG es una característica distintiva de la señal que se puede describir u observar cuantitativamente, tales como ser grande o pequeña, de punta o lisa, y rápida o lenta. En general, las características de EMG se pueden calcular de forma numérica a partir de un intervalo finito de longitud de tiempo y puede cambiar como función del tiempo, es decir, un voltaje o una frecuencia. Pueden ser calculadas en varios dominios, tales como el dominio del tiempo, dominio de la frecuencia, tiempo-frecuencia y las representaciones de escala-tiempo (Boostani y Moradi, 2003). Sin embargo, las características en el dominio de la frecuencia, muestran mejor rendimiento que otras características del dominio en el caso de la evaluación de la fatiga muscular (Al-Mulla et al., 2012). La media de la frecuencia (MNF) y la mediana de la frecuencia (MDF) son

las características de dominio de frecuencia más útiles y populares (Phinyomark et al., 2009) y frecuentemente son utilizadas para la evaluación de la fatiga muscular en señales superficiales de EMG (Cifrek et al., 2009).

Esta parte del documento presenta la utilidad de la MNF y la MDF en el análisis de la electromiografía. La evaluación de la fatiga muscular basada en los métodos MNF y MDF se presenta junto con el principio y la teoría de la MNF y MDF en este capítulo, y también opiniones de MNF y MDF hasta la fecha en el análisis de las señales de EMG, con el fin de analizar las señales de EMG durante los movimientos dinámicos, los efectos de la fuerza muscular y la geometría del músculo.

4.2. PRINCIPIO Y TEORÍA DE LA MEDIA Y LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA

Características de dominio de la frecuencia o dominio espectral se utilizan generalmente en la evaluación de la fatiga muscular y en el análisis de reclutamiento de unidades motoras (MU) (Oskoei y Hu, 2008). Para transformar la señal de EMG en el dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, se emplea una transformada de Fourier de la función de autocorrelación de la señal de EMG para proporcionar el espectro de potencia (PS) o la densidad espectral de potencia (PSD). Aunque PSD se puede estimar por diferentes métodos, el estimador de PSD más utilizado en el análisis de la señal EMG es el periodograma. Se define como el cuadrado del valor absoluto de la transformada de Fourier de la señal de EMG dividida por la longitud de la señal. Otra estimador de PSD estable y preciso es el modelo autorregresivo (AR) (Zhang et al., 2010). Diferentes tipos de variables estadísticas se aplican a la PSD de la señal de EMG y las dos variables más usadas para el PSD son la media y la mediana. Sin embargo, hay diferentes variables estadísticas posibles que pueden ser aplicadas al PSD de la señal de EMG, tales como suma o total, y el valor de pico. Las definiciones de otras variables estadísticas se presentan en la sección 2.2.

4.2.1. Definición de frecuencias media y mediana

MNF es una frecuencia media que se calcula como la suma de producto del espectro de potencia EMG y la frecuencia dividida por la suma total de la potencia del espectro (por ejemplo Oskoei y Hu, 2008; Phinyomark et al, 2012a). MNF tiene una definición similar para varias características, como pueden ser, la frecuencia central (f_c), centroide y el centro espectral de la gravedad, en una serie de estudios (Du y Vuskovic, 2004; Farina y Merletti, 2000).

La definición de la media de la frecuencia viene dada por la siguiente fórmula:

$$MNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j}, \quad (1)$$

donde f_j es el valor de la frecuencia del espectro de potencia EMG a la frecuencia bin_j , P_j es el espectro de potencia EMG en la frecuencia bin_j , y M es la longitud de la frecuencia de bin. En el análisis de la señal de EMG, M se define generalmente como la siguiente potencia de 2 de la longitud de los datos EMG en el dominio del tiempo.

MDF es una frecuencia a la que el espectro de potencia EMG se divide en dos regiones con igual amplitud (Oskoei y Hu, 2008; Phinyomark et al, 2012a.). MDF también se define como la mitad de la potencia total, o TTP (dividiendo la superficie total de alimentación en dos partes iguales).

La definición de MDF está dada por la siguiente expresión:

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j. \quad (2)$$

El comportamiento de la MNF y la MDF es siempre similar. Sin embargo, el rendimiento de MNF en cada una de las aplicaciones es muy diferente en comparación con el rendimiento de MDF. Más detalles sobre el funcionamiento de ambas características se discutirán en la Sección 3 de la sección 6.

Cabe señalar que la MNF es siempre ligeramente mayor que MDF debido a la forma asimétrica de espectro de potencia EMG (Knaflitz et al., 1990), mientras que la varianza de MNF es típicamente menor que la de MDF. En teoría, la desviación estándar de MDF es mayor que la de MNF por un factor 1,253 (Balestra et al., 1988). Sin embargo, la estimación de MDF se ve menos afectada por el ruido aleatorio, en particular en el caso de ruido localizado en la banda de alta frecuencia del espectro de potencia EMG, y más afectada por la fatiga muscular (Stulen & De Luca, 1981).

4.3. LA EVALUACIÓN DE LA FATIGA MUSCULAR USANDO LA MEDIA Y LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA

La fatiga muscular se define generalmente como una actividad inducida de la pérdida de capacidad de producir fuerza con el músculo. Por lo general, la fatiga muscular es el resultado de trabajos prolongados o repetitivos (De Luca, 1984). Cabe señalar que el término "fatiga muscular" está referido a la "fatiga muscular local" (Chaffin, 1973). La no detección de fatiga durante un largo tiempo puede causar lesiones en el sujeto y con frecuencia es irreversible. Si un sistema de detección de fatiga del músculo automatizado en tecnología portátil fuese factible, se podría emplear como un indicador para reducir las posibilidades que dan lugar a lesiones y ayudar el rendimiento deportivo (Al-Mulla et al., 2012). Entre un número de fuentes y técnicas (Al-Mulla et al., 2011), como por ejemplo, miografía-acústica (AMG), mecano-miografía (MMG), espectroscopia de infrarrojo cercano (NIRS), sono-miografía (SMG) y el ultrasonido, la señal EMG es la que se utiliza más a menudo y tiene varias ventajas, tales como un carácter no invasivo, la capacidad de controlar la fatiga de un músculo en particular y un monitoreo de la fatiga muscular en tiempo real durante la ejecución del trabajo definido (Petrofsky y col, 1982).

La evaluación de la fatiga muscular con señales de EMG de superficie puede tener una amplia variedad de aplicaciones, tales como la fatiga muscular durante repetidos sprints en ciclismo (Hautier et al., 2000), la fatiga muscular en niños con parálisis cerebral (Leunkeu et al., 2010), la fatiga muscular cuando se juega a los videojuegos (Oskoei et al., 2008), y el dolor en la zona baja de la espalda en pilotos de helicóptero

(Balasubramanian et al., 2011). Varias técnicas, clásicas y modernas, de procesamiento de la señal han sido aplicadas (Cifrek et al., 2009), tales como el RMS, la tasa de cruce de cero (ZCR), la frecuencia instantánea promediada, el análisis de onda, el análisis fractal, y también MNF y MDF.

Entre estas técnicas, la MNF y MDF hasta ahora se han proclamado como el mejor modelo para la evaluación de la fatiga muscular con señales superficiales de EMG debido a los resultados de la fatiga muscular en un desplazamiento hacia abajo del espectro de frecuencia de la señal de EMG. Además, durante la fatiga del músculo, se han encontrado varios cambios, como pueden ser, una disminución relativa en la potencia de señal a altas frecuencias, un pequeño aumento de la potencia de la señal en bajas frecuencias, un aumento en la pendiente del espectro a altas frecuencias, y una disminución en la pendiente del espectro a bajas frecuencias (Petrofsky et al, 1982;. Sato, 1982; Viitasalo y Komi, 1977). Hay varias razones posibles para los cambios en la señal EMG, tales como la modulación de la tasa de reclutamiento de disparo, la agrupación y la ralentización del CV, y la sincronización de la señal (De Luca, 1979; Hermens et al, 1984;. Viitasalo y Komi, 1977).

Usar de MNF y MDF para detectar la fatiga muscular en las contracciones estáticas está bastante extendido debido a que durante la contracción estática las señales EMG se pueden asumir estacionarias durante intervalos cortos de tiempo (0.5-2s). Por otro lado, en las contracciones dinámicas, la información de la señal EMG se ha cambiado como una función del tiempo que no puede ser analizada por la simple aplicación de FFT y, más recientemente se han hecho estudios de EMG para la contracción dinámica. Las media y mediana instantáneas de la frecuencia (IMNF y IMDF) se introducen para cumplir el requisito (Roy et al., 1998) utilizando los métodos tiempo-frecuencia o de escala-tiempo, como la transformada corta de Fourier (STFT) (Cifrek y col., 2000;. Thongpanja et al, 2010, 2011), la distribución de Wigner (WD), la distribución Choi-Williams (CWD) (Knaflitz y Bonato, 1999), y transformada de onda continua (CWT) (Karlsson et al., 2000).

Además, hay varias maneras de utilizar IMNF y IMDF para detectar la fatiga muscular. Por ejemplo, Georgakis et al. (2003) demostraron que el rendimiento de la media de IMNF y IMDF es mejor que el tradicional MNF y MDF. Por otro lado, una pendiente de la recta de regresión que se ajuste a los valores máximos de IMNF y IMDF durante las contracciones cíclicas se utiliza como un índice de fatiga en Cifrek et al. (2000).

Muchos trabajos de investigación informaron sobre la eficacia de MNF y MDF aplicados a la señal de EMG como medio de identificación de la fatiga muscular. Las condiciones experimentales para varios estudios (en base a la literatura publicada entre 1980 a 2011) se resumen en la Tabla 1. La mayoría de los estudios que se han realizado con MNF y MDF, han sido para detectar la fatiga muscular en la contracción muscular principalmente estática, pero se usó también en la contracción muscular dinámica.

En la Tabla 1, la mayoría de los estudios registraron datos de la EMG de 10 sujetos y los voluntarios de entre 20 y 30 años de edad (sujetos jóvenes) fueron el objetivo principal. Sin embargo, en Masuda et al. (1999), la edad de los sujetos se varió de 19 a 73 años (ambos sujetos jóvenes y mayores). Las señales de EMG obtenidas de sujetos jóvenes y mayores son bastante diferentes, como se menciona en Tavakolan et al. (2011) que la diferencia en la precisión de clasificación obtenida de los sujetos jóvenes y de los de más edad es de aproximadamente un 7%. Aunque Kalra et al. (2012) encontró que la MDF de EMG no se ve afectada significativamente por la edad en MVC de 50-100% del músculo bíceps, el efecto de la edad debe ser considerado cuidadosamente en futuras investigaciones. Además del efecto de la edad, el efecto el

género es otro factor que se debe mirar con detalle (Kalra et al., 2012).

Reference	N	Age	Muscle	ID	Force levels	RT	Filter
Petrofsky & Lind (1980b)	10	23.2±2.3	BR	40	25, 40, 70%MVC	F	-
Gerdle et al. (1990)	9	30-40	BB	-	20, 40, 60, 80, 100%MVC	-	-
Merletti & Roy (1996)	6	-	TA	-	50, 60, 70, 80%MVC	90-170	-
Mannion & Dolan (1996)	10	-	RF, VL	-	20, 30, 40, 50, 60%MVC	F	-
Potvin (1997)	15	24±3	BB	30	7kg	F	15-450
Masuda et al. (1999)	19	19-73	VL	5	50%MVC	F	5-1000
Rainoldi et al. (1999)	10	30.2±6.1	BB	10	10, 30, 50, 70%MVC	30	10-450
Cifrek et al. (2000)	10	22.9±1.5	RF, VL, VM	30	50%MVC	F	20-480
Bonato et al. (2001)	-	-	FDI	5	10%MVC	150	8-450
MacIsaac et al. (2001)	7	26±7	BB	40	20-30%MVC	F	1-1000
Amall et al. (2002)	10	-	PS	-	40, 50, 60%MVC	60	-
Allison & Fujiwara (2002)	10	29.4±4.8	BB	25	60%MVC	C1	20-500
Bilodeau et al. (2003)	14	22-43	RF, VL, VM	20	100%MVC	C2	15-4000
Georgakis et al. (2003)	30	-	RF, VL, VM	20	60%MVC	60	10-500
Clancy et al. (2005)	12	31.4±11.1	FDS, ECR	-	10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90%MVC	F	25-1350
Ravier et al. (2005)	10	24±1.5	BB	75	70%MVC	F	2-600
Zaman et al. (2011)	11	24±4	BB	5	40%MVC	F	-
Soares et al. (2011)	10	24±2.8	BB	5	40%MVC	90	-

Table 1. A survey of the experimental conditions in related works about muscle fatigue assessment with surface EMG signals using MNF and MDF in chronological order. Note that *N* is the number of subjects; ID is the inter-electrode distance (mm); RT is the recording time (s); Filter is the specification of filtering (Hz); MVC is maximum voluntary contraction; F is the EMG data is recorded until the subject cannot support the required force level; C1 is the EMG data is recorded until force is below 35%MVC; C2 is the EMG data is recorded until force is below 50%MVC; BR is brachioradialis; BB is biceps brachii; TA is tibialis anterior; RF is rectus femoris; VL is vastus lateralis; VM is vastus medialis; FDI is first dorsal interosseous; PS is paraspinal; FDS is flexor digitorum superficialis; ECR is extensor carpi radialis.

El siguiente factor interesante en la Tabla 1 es el tiempo de grabación. Debido a que, en el análisis de la fatiga muscular, se necesitan las señales de EMG registrados durante la fatiga del músculo. La mayoría de los estudios utilizaron un nivel de fuerza hasta el umbral para terminar la grabación. En otras palabras, los datos de la EMG se han registrado hasta que el sujeto no puede mantener el nivel de fuerza requerido. Sin embargo, varios estudios definen los tiempos de grabación específicos en el rango de 30 a 170 segundos.

Otros factores, tales como la distancia entre electrodos (5-75 mm), los niveles de fuerza (10 a 100% MVC), y la especificación de filtrado (1 a 1350 Hz), son variables.

4.4. EFECTO DE LA FUERZA MUSCULAR EN LA MEDIA Y LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA

Con el fin de hacer una determinación fiable de la fatiga muscular de una manera automática, el conocimiento de los efectos de los factores variables en el tiempo en MNF y MDF es muy importante. Hay dos factores que varían con el tiempo, la fuerza muscular y la geometría del músculo, son los factores más importantes debido a las actividades que implican contracciones musculares dinámicas (la fuerza y / o la geometría están cambiando muscular) (Cechetto et al., 2001). Cabe señalar que el número y la tasa de disparo de unidades motoras activas (MUS) no afectan significativamente a la MNF y la MDF en estudios experimentales y teóricos (Englehart y Parker, 1994; Solomonow et al., 1990).

Los efectos individuales de la fuerza muscular y de la geometría del músculo en MNF y MDF se han investigado en muchos estudios anteriores. El efecto de la fuerza muscular se discutirá en esta sección, mientras que el efecto de la geometría del músculo se discutirá en la siguiente.

En la actualidad, existen los resultados contradictorios de la MNF y MDF con el efecto de la fuerza muscular en los diferentes documentos. La diferencia en las condiciones experimentales para la mayoría de los estudios se presentan en la Tabla 2. Tal vez sean las posibles razones de los resultados contradictorios de la MNF y MDF en el efecto de la fuerza muscular. Se puede observar de la tabla que existen tres casos diferentes para el efecto de la fuerza muscular en MNF y MDF.

- En el primer caso (CF1), MNF y MDF no se ven afectadas o sólo se vieron afectadas débilmente por cambios en los niveles de fuerza muscular o de carga (Bilodeau et al, 1991; Cechetto. et al., 2001; Hagberg y Ericsson, 1982; Inbar et al., 1986; Merletti et al., 1984; Petrofsky y Lind, 1980a, 1980b; Viitasalo y Komi, 1978).⁷
- En el segundo caso (CF2), MNF y MDF aumentan a medida que aumentan los niveles de fuerza muscular (Doheny et al, 2008;. Gander y Hudgins, 1985;

Gerdle et al, 1990;. Hagberg y Ericsson, 1982; Hagberg y Hagberg, 1989; Moritani y Muro, 1987; Muro et al, 1982;. Van Boxtel y Schomaker , 1984).

- En el tercer caso (CF3), MNF y MDF disminuyen a medida que aumentan los niveles de fuerza muscular (Kaplanis et al, 2009;.. Rainoldi et al, 1999).

Cada uno de los dos primeros casos se encuentra en ocho publicaciones, mientras que el tercer caso sólo se encuentra en dos publicaciones. Sin embargo, el tercer caso se encuentra en el estudio más reciente (Kaplanis et al., 2009), que utiliza los datos de la EMG registrados a partir de 94 sujetos (los datos EMG son más grandes en comparación con otras publicaciones).

Reference	N	Age	Muscle	ID	Force levels	RT	Filter	CF
Viitasalo & Komi (1978)	7	-	RF,VL,VM	-	-	-	-	1
Petrofsky & Lind (1980a)	8	22-52	FCR	40	5-100%MVC	3	-	1
Petrofsky & Lind (1980b)	10	23.2±2.3	BR	40	10, 20, 40, 60, 80, 100%MVC	3	-	1
Hagberg & Ericsson (1982)	4	21-24	BB,BR,BL	20	5, 10, 15, 20, 25, 30, 40, 50, 80%MVC	3-5	0.2-2000	1,2
Muro et al. (1982)	5	32.5±8.2	BB	-	0.25, 0.5, 1, 2, 3kg	10	-	2
Merletti et al. (1984)	26	22.6±6.4	FDI	10	20, 80%MVC	3-5	30-350	1
Van Boxtel & Schomaker (1984)	19	18-32	FL,CS	15	20, 40, 60, 80%MA	3	3-520	2
Gander & Hudgins (1985)	6	20-40	BB	-	1-10Nm	8.2	-	2
Inbar et al. (1986)	9	30-40	BB,ED	35	30, 50, 70, 90%MVC	6	1-1000	1
Moritani & Muro (1987)	12	26.3±2.5	BB	6	0-80%MVC	5	< 520	2
Hagberg & Hagberg (1989)	14	36±8	TZ	30	0-100%MVC	10-15	5-500	2
Gerdle et al. (1990)	9	30-40	BB	-	20, 40, 60, 80, 100%MVC	1-2	-	2
Bilodeau et al. (1991)	14	30.2±7.8	TB,AN	6	10, 20, 40, 60, 80%MVC	3	16-800	1
Rainoldi et al. (1999)	10	30.2±6.1	BB	10	10, 30, 50, 70%MVC	30	10-450	3
Cechetto et al. (2001)	12	31.1±10	BB	40	20, 30, 40, 50, 60%MVC	5	0.1-3000	1
Doheny et al. (2005)	12	24.8±2.8	BB,BR,TB	10	10, 20, 30, 40, 50, 60, 70%MVC	8	20-450	2
Kaplanis et al. (2009)	94	5-69	BB	10	10, 30, 50, 70, 100%MVC	5	20-500	3

Table 2. A survey of the experimental conditions in related works about the effect of muscle force on MNF and MDF in chronological order. Note that CF is one of three conflicting cases for muscle force effect; MA is maximum amplitude; FCR is flexor carpi radialis; BL is brachialis; FL is frontalis; CS is corrugator supercilii; ED is extensor digitorum; TZ is trapezius; TB is triceps brachii; AN is anconeus.

Se pueden argumentar varias razones para los resultados contradictorios presentados anteriormente.

En primer lugar, los diferentes músculos estudiados tienen diferente composición y distribución de fibras musculares, y también hay diferencias en los efectos del tejido del filtro (Farina et al., 2002). El espectro de potencia EMG puede ser cambiado por ambos. Además, la diferencia de sujetos de género puede producir las diferencias de diámetros de las fibras y tipos (Sabbahi et al., 1981). Por lo tanto, la diferencia en el tipo y la distribución de las fibras musculares debe ser una de las razones principales, aunque existen también resultados contradictorios en el mismo músculo, el bíceps braquial. En segundo lugar, las ubicaciones de los electrodos sobre el músculo son diferentes en los experimentos por lo que esto podría ser otra razón.

En tercer lugar, la distancia entre electrodos (ID) de los electrodos de superficie bipolares puede ser otra posible razón de los resultados contradictorios. Sin embargo, basándose en la observación a lo largo la tabla 2, las diferentes distancias entre electrodos también se encuentran en el mismo lugar.

En cuarto lugar, Bilodeau et al. (1992) concluyeron diferentes resultados entre los dos géneros en la MDF, pero no para la MNF. La diferencia en la capa de pliegue de la piel es el principal contribuyente a las diferencias entre los dos sexos en ese estudio. Por otro lado, Kaplanis et al. (2009) encontró que no existen diferencias significativas entre los valores basados en el género y la edad.

Otras posibles razones son el número limitado y diferente de los sujetos (, 4-94 sujetos), el nivel de fuerza exhibida (% MVC o el peso en kg), el rango de ángulo de la articulación (0-150 grados de extensión), la diferencia de tiempo de grabación (1-30s), la existencia de fatiga que resulta de los tiempos de grabación más largos (Lariviere et al., 2001), y el método de análisis estadístico utilizado.

Para confirmar el efecto de la fuerza muscular en MNF y MDF, la relación entre la MNF (y también MDF) y el nivel de fuerza muscular fue reevaluado por los nuevos datos de la EMG (Phinyomark et al., 2012c). Figs. 1 (a), 1 (c) y 1 (e) ilustran la relación entre el nivel de la fuerza muscular y MNF en ángulo constante, mientras que las Figs. 1 (b), 1

(d) y 1 (f) muestran la relación entre el nivel de carga muscular y MDF en la misma condición.

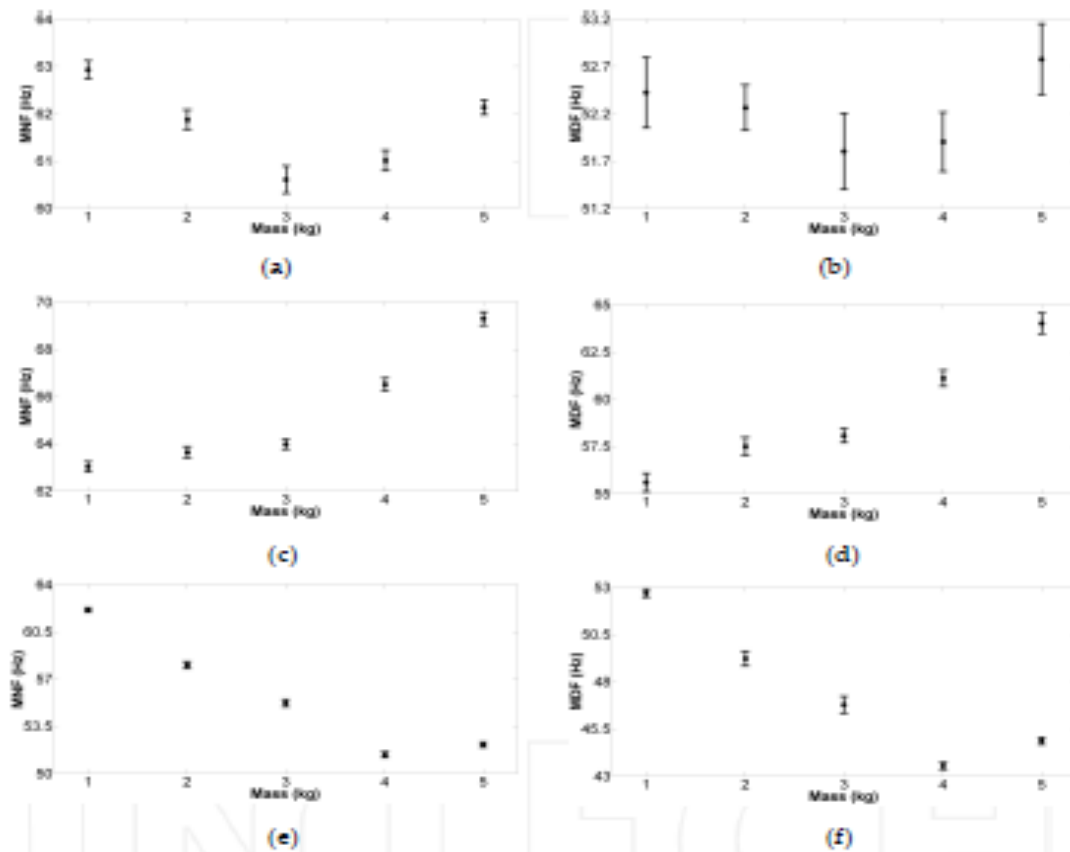


Figure 1. (a, c, e) MNF and (b, d, f) MDF of EMG signals recorded at a constant joint angle (90°) as a function of muscle force (1-5 kg) for three subjects. (a-b) the first case in muscle force effect or CF1 (c-d) the second case in muscle force effect or CF2 (e-f) the third case in muscle force effect or CF3. The error bars shown are given by the standard deviation of the mean value.

Se encontraron tres casos conflictivos en ciertos experimentos sobre el efecto de la fuerza muscular en MNF y MDF. Varias variables antropométricas relacionadas obtenidas a partir de los voluntarios deben estar orientadas a encontrar las posibles razones (Phinyomark et al., 2012c). El estudio preliminar mostró que ciertas variables antropométricas tienen una correlación con los resultados contradictorios, como la longitud del pie, de la mano, la masa corporal, y el alcance de agarre.

Con el fin de modificar las MNF y MDF para obtener resultados consistentes, se debe hacer una modificación de los valores tradicionales de MNF y MDF. En diferentes artículos (Thongpanja et al, 2010) hemos averiguado que si usamos la transformada

rápida de Fourier (FFT) de forma consecutiva, en lugar de realizarla una vez para toda la señal, podemos encontrar una relación entre la MNF(y MDF) y el nivel de la fuerza muscular en la gama media de las características de series consecutivas para todos los ensayos y sujetos, como se muestra en la figura 2. Estos resultados no se pueden hallar con las tradicionales MNF y MDF. Para aplicar esto, son necesarias cinco variables estadísticas, las cuales son, media, mediana, varianza, RMS y curtosis.

Los resultados mostraron que se pueden hallar datos consistentes en todos los sujetos mediante la aplicación de las variables media y la mediana (Thongpanja et al., 2011, 2013).

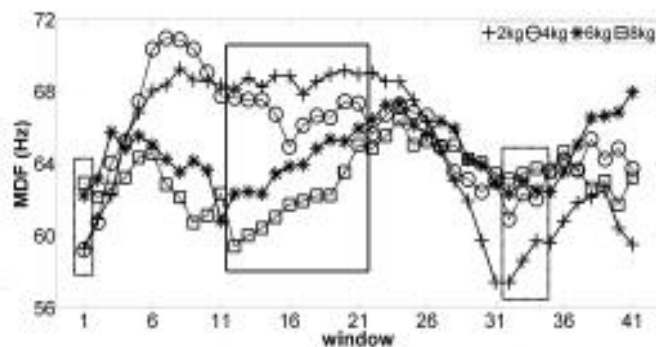


Figure 2. The consecutive MDF feature series computed from the EMG signals recorded from the biceps brachii during dynamic muscle contractions (0-150 degrees of extension). Four load levels are applied: 2, 4, 6 and 8 kg. The FFT is computed using the window size of 512 samples and window overlapping of 64 samples. Note that the second case exists in the beginning and the end ranges (the dashed line boxes) and the third case exists in the middle range (the solid line box).

4.5. EFECTO DE LA GEOMETRÍA DEL MÚSCULO EN LA MEDIA Y LA MEDIANA DE LA FRECUENCIA

La geometría muscular es otro factor importante que afecta significativamente a la MNF y a la MDF. En general, el efecto de la geometría muscular incluyendo la configuración del electrodo, diámetro de la fibra y el espesor del tejido subcutáneo ha sido evaluada a consecuencia de los cambios en el ángulo de articulación o la longitud muscular (Merletti et al., 1999).

El cambio en dichos factores puede variar producir un espectro EMG variable en el tiempo. En la literatura, existen dos casos diferentes para el efecto de la geometría del músculo sobre MNF y MDF.

En el primer caso, MNF y MDF no se ven afectados por los cambios en el ángulo de las articulaciones o la longitud del músculo (Sato, 1976). Numerosos estudios mostraron que no hay un cambio significativo en el espectro de potencia de las señales de EMG adquiridos del bíceps braquial bajo carga constante, mientras variaba el ángulo articular. También pasa lo mismo en las señales de EMG grabadas desde el trapecio, deltoides y los infraespinosos (Gerdle et al., 1988).

En el segundo caso, MNF y MDF aumentan a medida que la longitud del músculo o el ángulo de la articulación (grados de extensión) disminuyen (Inbar et al, 1987 Shankar et al, 1989). Este caso existe en la mayor parte de los estudios de señales EMG adquiridas del bíceps braquial (Cechetto et al, 2001; Doheny et al, 2008; Moritani et al., 1988; Okada, 1987; Potvin, 1997), y se puede encontrar también para señales EMG adquiridas de otros músculos, como el tibial anterior, el supinador largo (Doheny et al., 2008), y el tríceps braquial (Doheny et al., 2008; Okada, 1987) (Merletti et al., 1993).

El segundo caso, sin embargo, se encuentra más frecuentemente en los estudios recientes en comparación con el primer caso.

Las condiciones de los experimentos para varios estudios están resumidas en la Tabla 3. La diferencia en las condiciones experimentales pueden ser las razones de los resultados contradictorios que se presentan en la literatura.

Reference	N	Age	Muscle	ID	Force levels	Joint angles	Filter	CG
Gerdle et al. (1988)	23	20-30	TZ,DT, IF,BB	-	-	45°, 65°, 90°	-	1
Moritani et al. (1988)	12	-	BB	-	-	30°-150°	-	2
Merletti et al. (1993)	10	-	TA	-	-	0°, 15°, 30°, 45°	-	2
Polvin (1997)	15	24±3	BB	30	7kg	0°-140°	15-450	2
Cechetto et al. (2001)	12	31.1±10	BB	40	20, 30, 40, 50, 60%MVC	50°, 70°, 90°, 110°, 130°	0.1-3000	2
Doherty et al. (2008)	12	24.8±2.8	BB,BR, TB	10	10, 20, 30, 40, 50, 60, 70%MVC	45°, 60°, 75°, 90°, 105°, 120°	20-450	2

Table 3. A survey of the experimental conditions in related works about the effect of muscle geometry (joint angle) on MNF and MDF in chronological order. Note that CF is one of the two conflicting cases for the muscle geometry effect; DT is Deltoid; IF is infraspinatus.

En primer lugar, los tipos de músculos y las ubicaciones de los electrodos sobre el músculo son diferentes en los experimentos. Doherty et al. (2008) mencionó que este factor es una de las razones por las que pasa lo que hemos mencionado en el segundo caso. Sin embargo, los resultados contradictorios se encuentran también en el mismo músculo, el bíceps braquial.

En segundo lugar, Cechetto et al. (2001) propusieron que la distancia entre electrodos (ID) puede ser la posible razón de los resultados contradictorios. Sin embargo, observando la tabla 3, con tres distancias diferentes (10, 30 y 40 mm) tenemos el problema del segundo caso.

Como las razones mencionadas anteriormente no son concluyentes, la principal razón de los resultados contradictorios deberían ser los cambios de fuerza muscular en relación a la longitud del músculo. Se utilizó el mismo peso en todos los ángulos en la mayoría de los estudios, por lo tanto, los cambios en MNF y MDF no se deben a cambios en la longitud del músculo, o ángulo de la articulación, sino solamente a los cambios en la fuerza muscular. En trabajos futuros, señales de EMG se deberán medir desde el músculo bajo una fuerza constante (cargas variables) mientras que los ángulos articulares varíen.

Para confirmar el efecto de la geometría del músculo en MNF y MDF, la relación entre la MNF (y también MDF) y el codo del ángulo de la articulación fue evaluado de nuevo por datos similares EMG utilizados en la Sección 4. Las figuras 3 (a), 3 (c) y 3 (e) ilustran la relación entre el ángulo de la articulación y MNF con carga constante, mientras que las Figs. 3 (b), 3 (d) y 3 (f) muestran la relación entre el ángulo de la articulación y MDF en la misma condición.

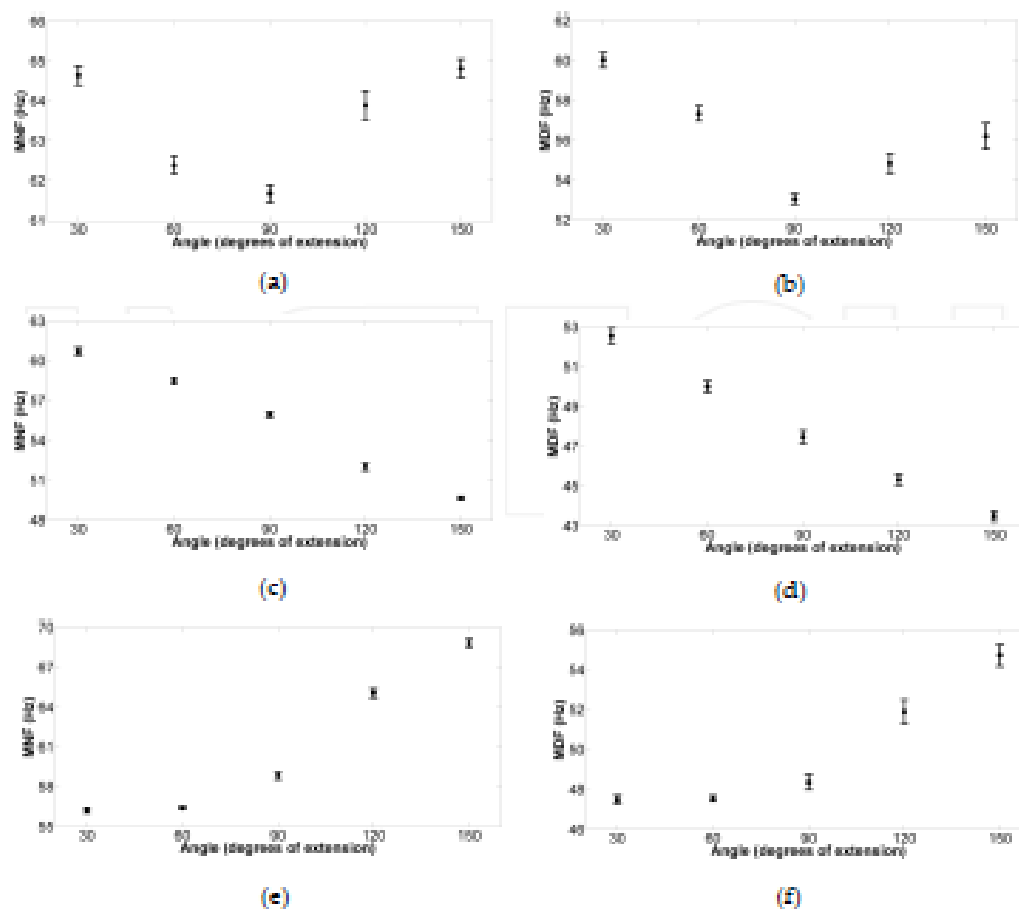


Figure 3. (a, c, e) MNF and (b, d, f) MDF of EMG signals recorded at a constant muscle force (3 kg) as a function of elbow joint angles (30-150 degrees of extension) for three subjects. (a-b) the first case in muscle geometry effect or CG1 (c-d) the second case in muscle geometry effect or CG2 (e-f) the third case in muscle geometry effect or CG3. The error bars shown are given by the standard deviation of the mean value.

Tres casos conflictivos fueron encontrados en estos experimentos en relación al efecto del ángulo de la articulación del codo en MNF y MDF. Los resultados son el objeto dependiente. Es similar a los tres casos conflictivos que se encontraron en el efecto de la fuerza muscular en MNF y MDF. En el tercer caso, MNF y MDF aumentan a medida

que la longitud del músculo o ángulo de la articulación (grados de flexión) aumentan también, como se puede observar en las Figs. 3 (e) y 3 (f).

Con el fin de modificar la MNF y MDF para tener resultados consistentes, se debe hacer una modificación de las tradicionales MNF y MDF. En las figs. 4 (a) y 4 (b) se puede ver la muestra en el dominio del tiempo de las señales EMG medidas al mismo nivel de fuerza constante con los ángulos de la articulación del codo a 30° y 150° de extensión, respectivamente. Se encontró que, en los ángulos de articulación de codo estrechos, es decir, 30° de extensión, la distribución de amplitudes positivas y negativas es asimétrica, sin embargo, en los ángulos de articulación de codo anchos, es decir, 150° de la extensión, la distribución de amplitud positiva y negativa es simétrica.

El espectro de potencia de cada una de las muestras se muestra en las Figs. 4 (c) y 4 (d). Basándose en la observación de la distribución, si la señal de EMG se normaliza estableciendo el valor más alto a 1 y el valor más bajo a -1 para una señal asimétrica, la línea de base EMG debe desplazarse lejos de la verdadera línea de cero, como se puede observar en la figura 5 (a). Por otro lado, la línea de base EMG no debe ser desplazada lejos de la verdadera línea de cero en el caso de una señal simétrica normalizada, como se puede observar en la Fig. 5 (b).

Por lo tanto, los valores de las MNF y MDF que se calculan a partir de las señales normalizadas EMG medidas en los ángulos pequeños de las articulaciones deben disminuir, mientras que los valores de las MNF y MDF que se calculan a partir de las señales normalizadas EMG medidas en ángulos de las articulaciones más grandes deben ser lo mismo que antes. Se puede observar en las figuras 5 (c) y 5 (d). Como finalización, los resultados consistentes existen en todos los sujetos (sujeto-independiente). El caso consistente es el segundo caso. En un trabajo futuro, la evaluación de este hallazgo se haría con una gran muestra de datos EMG.

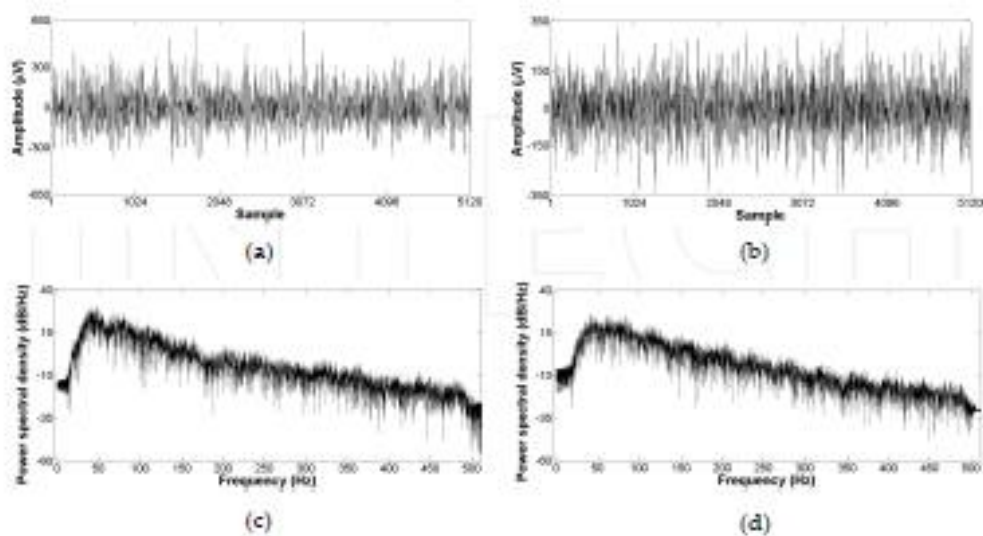


Figure 4. Samples of raw EMG signals recorded from the biceps brachii at (a) 30° and (b) 150° of extension in time-domain, and their power spectrum at (c) 30° and (d) 150° of extension. Note that a constant force (3kg) is performed for each angle.

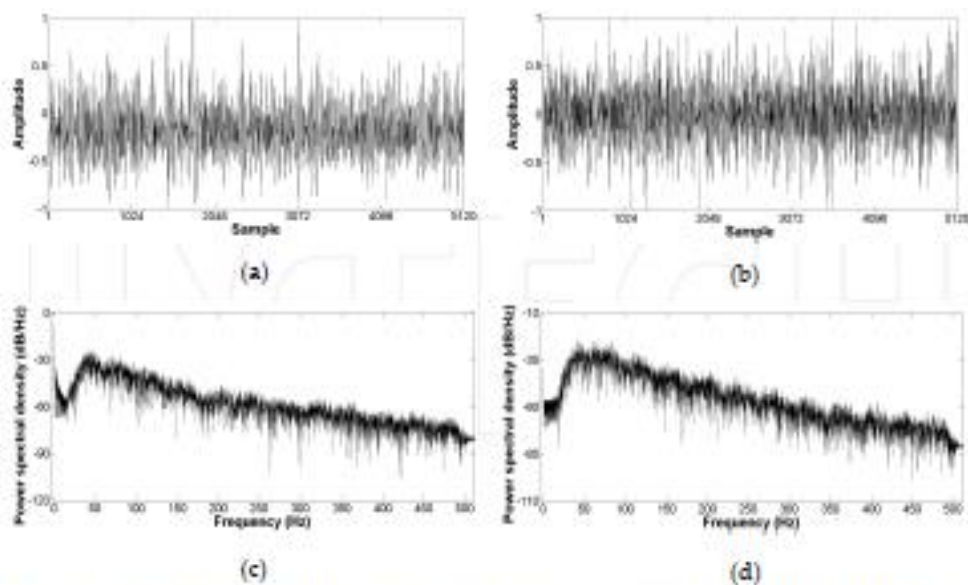


Figure 5. Samples of normalized EMG signals recorded from the biceps brachii at (a) 30° and (b) 150° of extension in time-domain, and their power spectrum at (c) 30° and (d) 150° of extension. Note that a constant force (3kg) is performed for each angle.

4.6. CONCLUSIÓN Y FUTURAS TENDENCIAS

La media de la frecuencia (MNF) y la mediana de la frecuencia (MDF) son dos útiles y populares características del dominio de frecuencia para el análisis de la electromiografía tanto en aplicaciones clínicas como de ingeniería. MNF y MDF son

usadas como las mejores herramientas para detectar la fatiga muscular usando señales EMG.

En este capítulo, se ha presentado y confirmado la efectividad de la MNF y la MDF bajo condiciones experimentales, a pesar de que los efectos de la fuerza muscular y la geometría del músculo en MNF y MDF son inconcluyentes. Sin embargo, las posibles razones de los resultados contradictorios en ambos casos se han descrito y discutido en detalle, junto con las posibles técnicas para hacer que los resultados para MNF y MDF sean consistentes, como se menciona a continuación.

- Para el efecto de la fuerza muscular, la selección de las MNF y MDF dependientes del tiempo y se debe aplicar a los datos de la EMG crudas. Como resultado, MNF y MDF deben aumentar a medida que la fuerza muscular o la carga aumenta
- Para el efecto de la geometría del músculo o el ángulo de la articulación, la técnica de normalización debe aplicarse a los datos de la EMG crudas también. Como resultado, MNF y MDF deben aumentar a medida que la longitud del músculo o el ángulo de la articulación (grados de extensión) disminuyen.

Juntándolo todo, las MNF y MDF extraídas de la señal de EMG son las variables óptimas para identificar la fatiga muscular, en particular para la contracción muscular estática. Sin embargo, para la contracción muscular dinámica, lo que se recomienda es la aplicación instantánea de MNF y MDF.

Las recomendaciones anteriores pueden ser útiles para la mayoría de aplicaciones en electromiografía, tales como la interacción persona-ordenador (HCI), la ergonomía, la terapia ocupacional y la ciencia del deporte. Además, la aplicación de ambas técnicas, pueden hacer que las características de la MNF y la MDF sean los índices universales que puedan identificar todos los factores, incluyendo la fuerza muscular, la geometría muscular y fatiga muscular.

5. ENSAYOS

5.1. PRUEBA 1

Descripción de variables

A continuación, vamos a hacer una pequeña descripción de las variables utilizadas en el análisis de esta primera prueba. Algunas, como la media y la mediana, ya han sido definidas en puntos anteriores del documento, por lo que su descripción será breve.

-Contracción máxima voluntaria: Es la media aritmética de tres repeticiones, en la que el voluntario realiza una prueba en la que aplica su máxima fuerza sobre un dinamómetro.

-Media: Es una frecuencia media que se calcula como la suma de producto de la potencia EMG y la frecuencia dividida por la suma total de la potencia del espectro

-Mediana: MDF es una frecuencia a la que el espectro de potencia EMG se divide en dos regiones con igual amplitud.

-Escala de actividad física: Ponderable del 1 al 5, muestra el deporte que el voluntario realiza a la semana. Nivel 1 es que se desplaza en coche y ni siquiera camina. En el nivel 2 anda a diario a ritmo lento. Con un nivel 3 camina a un paso moderadamente rápido todos los días. En el nivel 4, el voluntario hace deporte dos veces por semana y para finalizar en el nivel 5, se realiza actividad física en tres o más ocasiones a la semana.

-Escala de fatiga: Mide la fatiga registrada por el voluntario después de realizar el ejercicio. Es un número del 1 al 10 y depende de las sensaciones del paciente, por lo que no es un dato objetivo, sino subjetivo de cada persona en particular.

Descripción de la prueba

Nuestro experimento consta de dos partes. En esta primera prueba, lo que hicimos fue hacer realizar a cada uno de nuestros diez voluntarios un ejercicio con un handgrip, que consistía en realizar una apertura de movimiento durante un minuto. Durante ese tiempo, gracias a los electrodos, hemos podido observar la fatiga muscular que tuvo cada individuo y además de eso, les dijimos que dieran una señal o aviso cuando ellos sintiesen que su actividad fuera a caer, ya que, con todo esto, podríamos comparar las sensaciones de los voluntarios con los datos objetivos que nos ofrecían los electrodos.

Debido a que la información que nos proporcionaba el sistema de electromiografía estaba en voltios, ya que mide la diferencia de potencial, les propusimos hacer una prueba previa donde durante tres veces, donde tenían que aplicar su fuerza máxima en un dinamómetro durante dos o tres segundos. Gracias a esto, podemos tener una referencia clara de la fuerza que han aplicado en la prueba del handgrip.

Documentación a rellenar por el voluntario

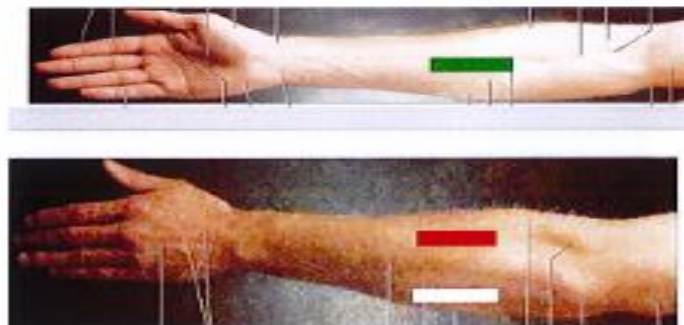
A continuación, mostraremos un ejemplo real, de los formularios que los voluntarios debían rellenar para realizar el experimento

DATOS OBJETIVOS

Denominación	Valor	Unl.	Observaciones
Número			
Fecha prueba			
Lugar prueba			
Apellidos			
Nombre			
Teléfono			
Email			
Sexo			Masculino=1; Femenino=2
Fecha nacimiento			
Tabaco			Cigarrillos diarios
Mano dominante			1=derecha; 2=izquierda
Altura		cm	
Peso		kg	
Longitud mano		cm	
Nº veces deporte			

ELECTRODOS

Dinamómetro:	34'7	kg.
	32'8	
	32'7	
	#(DIV/0!)	



Esta primera página, como se puede ver en la imagen, consistía en rellenar datos personales como el nombre el DNI o el teléfono, por una parte. Posteriormente seguimos con la parte que consiste en sus características físicas como puede ser el peso la altura y la longitud de la mano, sin olvidarnos de cuál es su mano dominante. La hoja finaliza con las tres medidas que se realizaron antes con el dinamómetro para calcular su fuerza máxima, y la posición que tienen los electrodos en el brazo del voluntario, poniendo cada color en la misma posición, para que la prueba sea lo más comparativa posible.

¿Cómo de fatigado te has sentido al realizar el ejercicio?

Número de voluntario:		Nombre y apellidos:	
-----------------------	--	---------------------	--

Esfuerzo referido	Prueba 1	Prueba 2
0 Nada, inapreciable		
0,5 Extremadamente débil		
1 Muy débil		
2 Débil o ligero		
3 Moderado		
4 Algo duro		
5 Duro		
6		
7 Muy duro		
8		
9	X	
10 Extremadamente duro		

En esta segunda hoja, preguntamos al voluntario cuánta fatiga ha tenido al realizar el ejercicio, midiendo el grado de dureza en una escala del 0 al 10.

¿En qué zona del brazo has sentido más fatiga?

Número del voluntario:		Fecha y lugar	
------------------------	--	---------------	--

Tiempo de caída de rendimiento:

Señalar dónde se ha sentido más fatiga



En esta tercera hoja, anotamos cuándo el voluntario nos señala que su rendimiento va a caer bruscamente, y posterior al ejercicio, ellos anotan las zonas donde se han sentido más sometidos muscularmente.

Número de voluntario		Fecha y hora:			
Escala actividad física					
Código	1	2	3	4	5
Actividad	Casa/coche/trabajo	Pasear por la calle casi a diario	Caminar deprisa por la calle casi a diario	Gimnasio/deporte al menos 2 veces por semana	Gimnasio/deporte tres o más veces por semana
Marcar con X			X		

En esta cuarta hoja, preguntamos al voluntario sobre la actividad física que realiza semanalmente siendo 1 Casa/coche/trabajo y 5 Gimnasio/deporte tres o más veces a la semana para luego poder efectuar comparaciones con los resultados.

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO MEDIANTE EL CUAL PEDIMOS SU AUTORIZACIÓN PARA SER INCLUIDO EN EL ESTUDIO QUE CONSISTE EN LA VALORACIÓN DE LA ELECTROMIOGRAFÍA COMO TÉCNICA DE EVALUACIÓN DE LA FATIGA MUSCULAR EN CIRUGÍA LAPAROSCÓPICA

E] equipo de investigación, al cual represento, pretendo realizar un estudio para demostrar la utilidad de la electromiografía en la valoración del esfuerzo muscular en cirugía laparoscópica.

Para poder llevar a cabo este proyecto solicitamos su participación, que consistirá en dar su autorización para registrar una mínima anamnesis clínico / laboral, obtener datos antropométricos, cumplimentar un cuestionario, realizar los ensayos prediseñados, y obtener imágenes y movimientos del brazo, antebrazo y mano, mientras realiza las tareas.

Su colaboración supondrá dedicar aproximadamente 30 minutos de su tiempo en dividida la actividad en dos jornadas, sin ninguna molestia física para usted. La recompensa a su esfuerzo será la satisfacción de facilitar el perfeccionamiento de nuevos procedimientos de valoración de la fatiga muscular en cirugía, en beneficio tanto de los profesionales CMI como del propio paciente.

Garantizamos que sólo se utilizará esta información para la finalidad de este Proyecto de Investigación y a partir de su aceptación en la participación del estudio. En todo momento sus datos identificativos permanecerán disociados de la base de datos del análisis, y se guardará su privacidad de acuerdo a la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. Recordamos que su participación es voluntaria y podrá solicitar abandonar el estudio en cualquier momento si así lo desea.

Nombre del candidato: SARA AGÜEROS DÍEZ

DNI: 72182804 H

Firma del voluntario:

Firma del investigador:

Fecha: 8 de enero de 2016

Estoy satisfecho/a con la información recibida; he podido formular las preguntas que he creído convenientes, se han aclarado todas mis dudas y comprendo el procedimiento que va a seguirse en este estudio.

Y por último un documento donde el paciente nos ofrece su consentimiento para ser incluido, donde de acuerdo a ley de Protección de Datos de Carácter Personal, estos últimos sólo serán utilizados en nuestro trabajo.

Tabla donde se recogen los datos

Con todo esto, después de realizar las pruebas con todos los voluntarios, recogimos los datos en una hoja de Excel para poder realizar comparaciones y sacar algunas conclusiones.

Número	Fecha	Lugar prueba	Nombre y apellidos	Teléfono	Email	Sexo
Fat -01	08/03/2016	Laboratorio		6,5E+08		Femenino
Fat -02	08/03/2016	Laboratorio		6,58E+08		Femenino
Fat -03	08/03/2016	Laboratorio		6,39E+08		Masculino
Fat -04	09/03/2016	Laboratorio		6,29E+08		Masculino
Fat -05	09/03/2016	Laboratorio		6,96E+08		Masculino
Fat -06	09/03/2016	Laboratorio		6,54E+08		Masculino
Fat -07	15/03/2016	Laboratorio		6,65E+08		Femenino
Fat -08	15/03/2016	Laboratorio		6,06E+08		Masculino
Fat -09	15/03/2016	Laboratorio		6,2E+08		Masculino
Fat -10	15/03/2016	Laboratorio		6,6E+08		Femenino

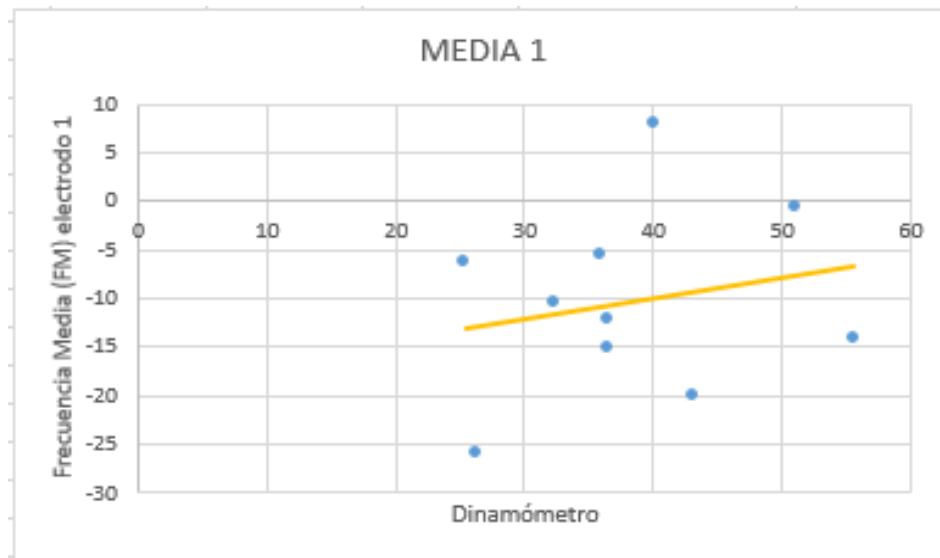
Fecha Nacimiento	Cigarrillos diario	Altura	Peso	Longitud mano	Escala actividad física	Dinamómetro			Media din.
	0	172	60	18		3	31,7	32,8	32,7
	0	158	47	16,5		3	27,3	24,1	24,9
	0	171	69	19		5	49,2	58	59,6
	0	182	73	19,5		5	50	52,9	50,3
	0	170	60	18		5	38,6	36,9	33,9
	0	172	78,8	19		5	33,4	39,7	36,3
	3	162	50	18		4	33,2	39	35,9
	0	180	85	19		5	40,6	40,9	38,9
	0	188	74	20		5	44,2	40,5	45
	5	164	52	17		2	27,2	27,6	24,2

Nivel de fatiga (1-10)	Caída rendimiento(seg)	MEDIA	1	2	3	MEDIANA	1	2	3
9	27		-10,5026	-24,3186	-34,3842		-12,9299	-30,2517	-40,3274
5	36		-6,3392	-23,1639	-41,6919		-4,6088	-25,7919	-51,1333
8	24		-14,1633	-17,1013	-22,2502		-16,2267	-20,5004	-29,5409
8	40		-0,73453	-16,8259	-12,5119		-3,4977	-25,4466	-16,3955
8	28		-15,2151	-25,6278	-39,0608		-25,6415	-32,683	-48,1231
7	37		-12,2415	-11,9573	-21,2219		-13,5445	-14,1876	-25,3309
5	20		-5,68	-1,8465	-26,0844		-7,674	-6,7599	-32,0408
4	25		7,9979	-13,2655	-0,92943		18,5481	-14,7425	2,6827
5	21		-20,1609	1,2882	-39,2107		-27,17	0,80835	-47,2756
8	13		-25,9314	-18,623	-30,4195		-29,8654	-27,1192	-38,3588

En la imagen anterior, enseñamos la tabla de recogida de datos de todos los voluntarios, con los respectivos cálculos de la media y la mediana que se hacen gracias al programa diseñado en Matlab. Con esto, vamos a realizar las pertinentes comparaciones entre las variables que consideramos más importantes a la hora de sacar conclusiones.

MEDIA VS DINAMÓMETRO

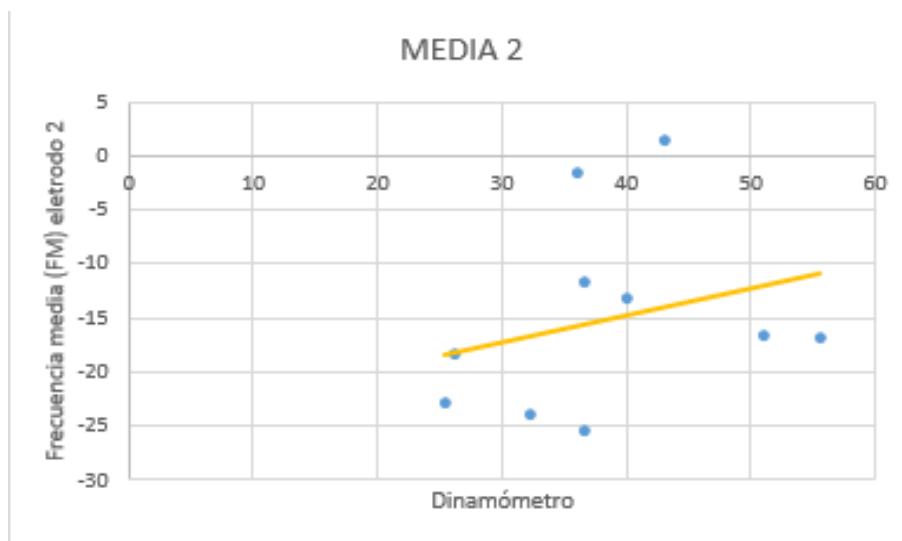
En este primer análisis vamos a comparar los resultados que nos dieron los distintos electrodos durante la prueba, con la fuerza máxima de cada individuo en el dinamómetro.



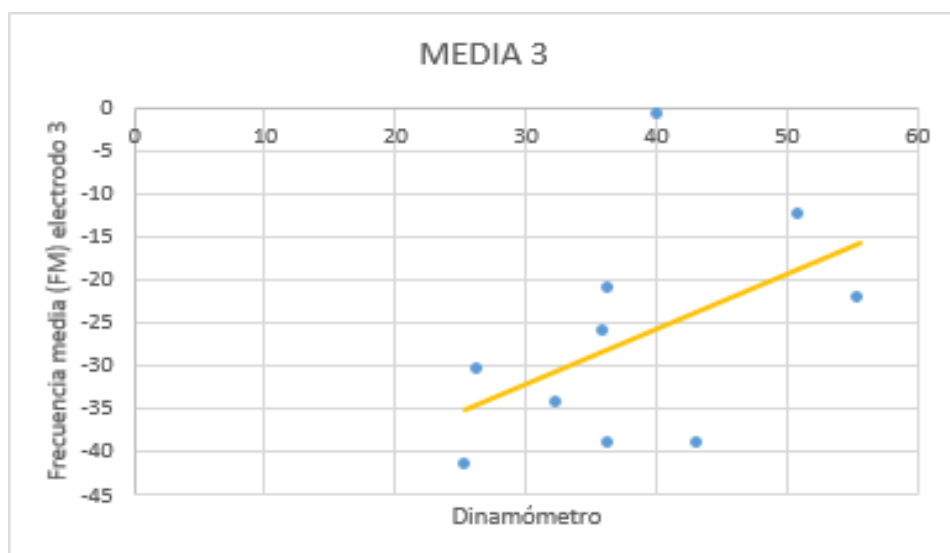
En esta primera figura, están expuestos los resultados del primer electrodo con respecto a la media de la fuerza máxima de cada individuo.

Como podemos ver, la línea de tendencia nos indica que, a rasgos generales, una mayor capacidad de contracción máxima significa una menor fatiga en el desarrollo del ejercicio de resistencia. No obstante, hay excepciones, como algún voluntario al que el resultado de la media le da positivo. Esto sólo tiene sentido si pensamos que, en el inicio del ejercicio de resistencia, este voluntario no estuvo utilizando esta zona del brazo, y conforme se iba fatigando, usaba esta zona como respuesta a la fatiga de las demás zonas utilizadas en el ejercicio. También cabe destacar que los individuos que tienen sus datos de media próximos a cero, indican una baja actividad en el transcurso

del ejercicio con el handgrip.



Con el segundo electrodo, la tendencia es la misma que en el primero, añadiendo que, parece haber una mayor uniformidad en la nube de puntos, siendo la conclusión la misma, cuanto más fuerza de contracción máxima mejor resistencia al realizar el ejercicio de resistencia. Como ya comentamos antes, hay un individuo cuyo electrodo marca una media positiva, y argumentamos que la razón es la misma que en el electrodo 1.

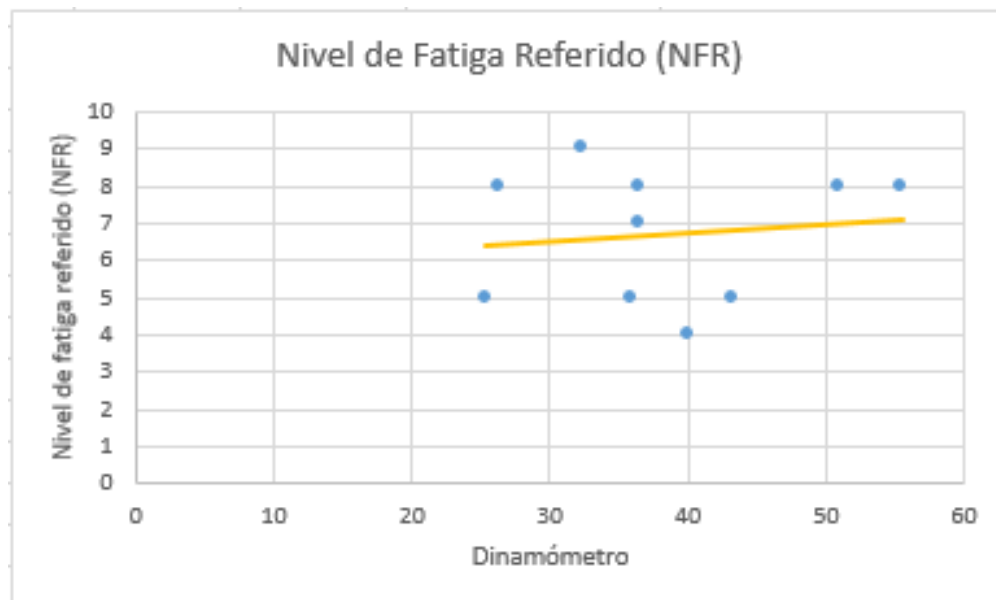


Finalizamos la comparación con el tercer electrodo, donde se puede observar que la pendiente de la línea de tendencia es mucho más pronunciada que en los electrodos

anteriores, lo cual refuerza los indicios que teníamos en los electrodos 1 y 2 donde decíamos que a mayor poder contracción muscular máxima, más resistencia a la fatiga presentan los individuos. Sin embargo, hay un individuo cuyo valor es muy próximo a cero en este electrodo, y nos ha dado problemas en los anteriores aportándonos datos positivos en el primer electrodo, esto puede ser debido a que el voluntario tenía bastante bello corporal en los brazos, y quizás era más difícil que condujese la electricidad.

Por lo demás, podemos aseverar de una forma general que los individuos que presentan una mayor fuerza de contracción máxima, son luego más resistentes a los ejercicios de resistencia realizados con el handgrip.

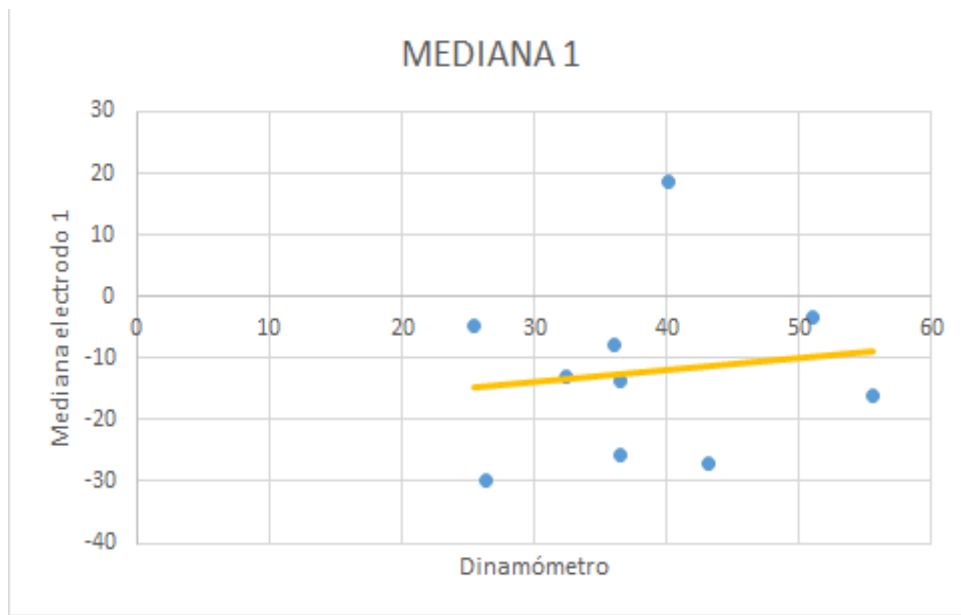
DINAMÓMETRO VS NIVEL DE FATIGA



En esta comparación, podemos ver que la línea de tendencia va en un ligero aumento, lo que quiere decir, que los voluntarios que presentaban una mayor contracción

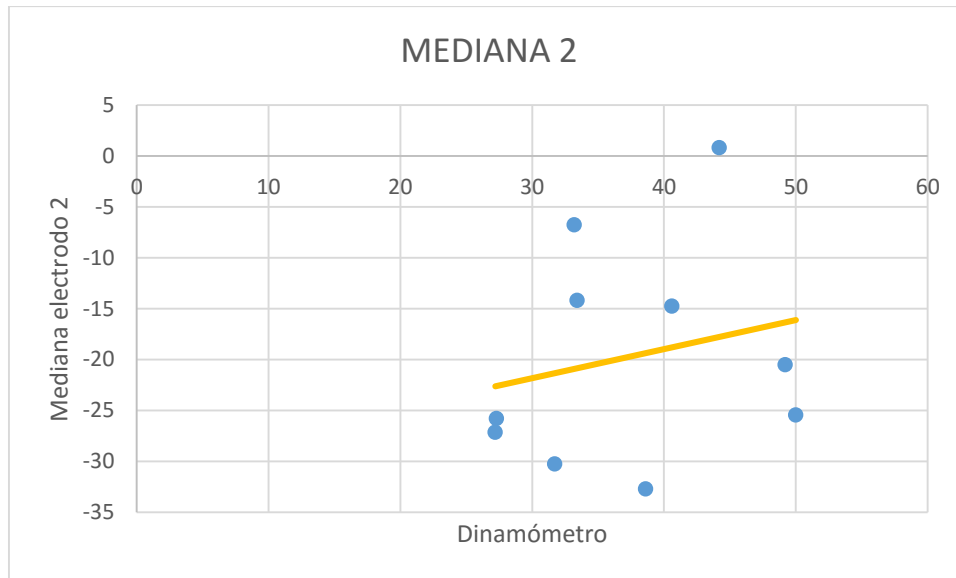
máxima voluntaria, también indicaban que el nivel de fatiga sufrido en la prueba de resistencia había sido mayor.

DINAMÓMETRO VS MEDIANA

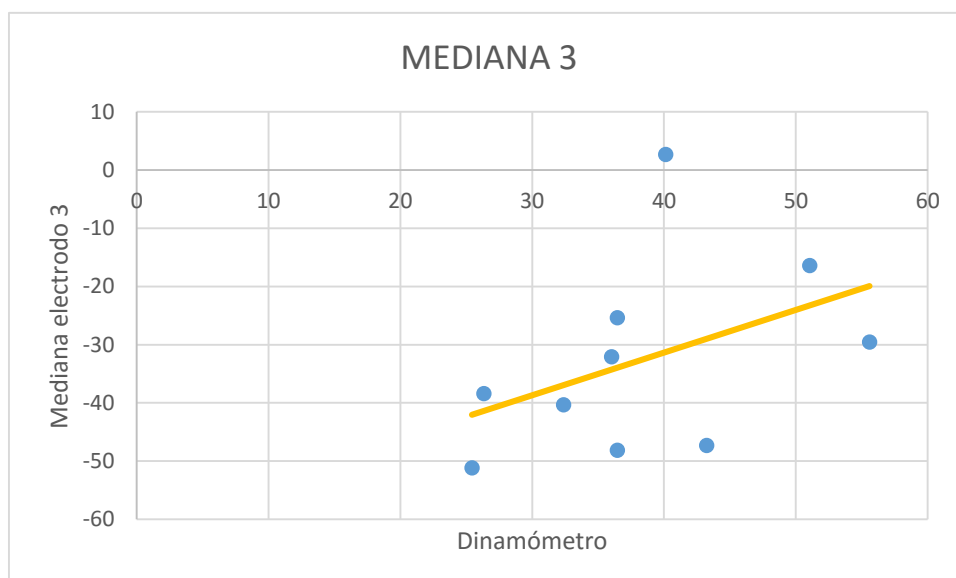


En esta primera figura, están expuestos los resultados del primer electrodo con respecto a la mediana de la fuerza máxima de cada individuo.

En el primer electrodo, observamos unos resultados muy parecidos a los analizados anteriormente con el método de la media. De la gráfica se puede deducir que en términos generales, una mayor contracción máxima voluntaria, es sinónimo de una menor fatiga en un ejercicio de resistencia. Sin embargo, hay un voluntario cuya mediana es positiva. Esto se explica debido a que al iniciar el ejercicio, la fuerza no la hacía con la parte donde estaba colocado el electrodo, y a medida que transcurría el tiempo y se fatigaba más, hacía trabajar la zona del Electrodo 1, para así compensar la pérdida de rendimiento por la aparición de fatiga en las otras zonas.

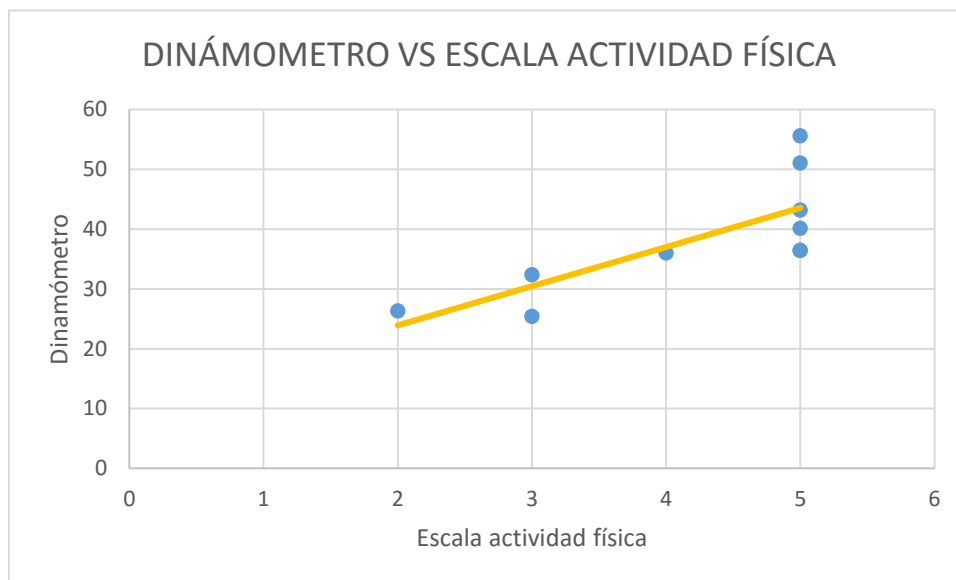


Analizando esta segunda parte, se puede observar que la pendiente de la gráfica es mayor que en el primer electrodo, por lo que confirma que a mayor contracción máxima voluntaria, menor es la fatiga, algo que venimos comprobando tanto en la comparación del dinamómetro con la media como en el primer electrodo de la mediana.



Para finalizar, tenemos el electrodo tres, donde como sucedía en el estudio de la media y la contracción máxima voluntaria, la pendiente de la recta es la de mayor valor, refrendando todo lo dicho hasta ahora.

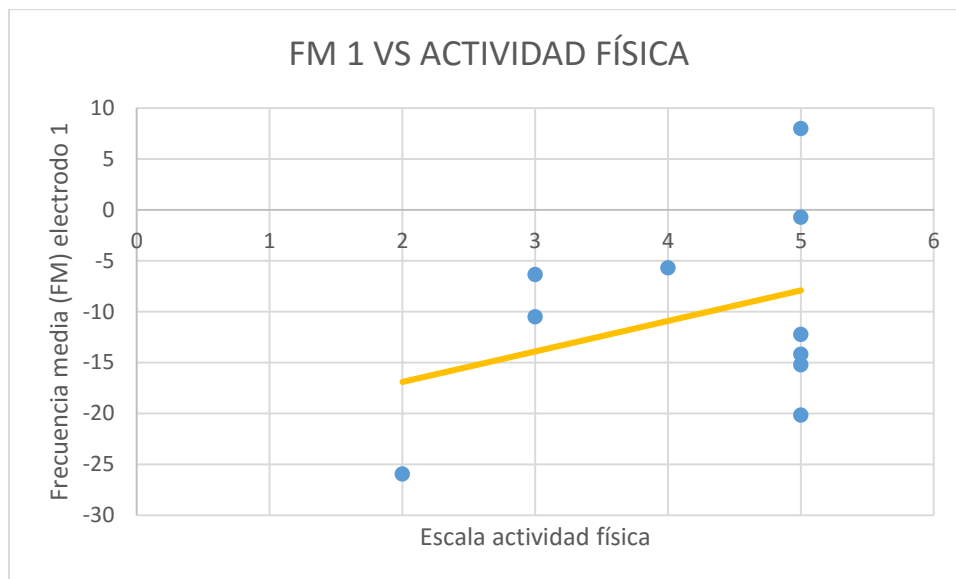
DINÁMOMETRO VS ACTIVIDAD FÍSICA



En esta comparación, lo que hemos querido observar, es si hay alguna relación directa entre el deporte que los voluntarios realizan semanalmente y su contracción máxima voluntaria. Podemos ver que el individuo con un 2 en la escala de actividad física, es decir, que camina a un paso lento por la calle, es el que menos contracción máxima voluntaria presenta. También hay que decir que los cuatro voluntarios con menor fuerza son mujeres, algo normal, sin embargo sí se puede apreciar que cuanto mayor es su actividad física, también la fuerza se ve incrementada. Como resumen podemos aseverar de una forma general, que normalmente, cuanto mayor es la actividad física, mayor es la contracción máxima voluntaria.

FRECUENCIA MEDIA (FM) ELECTRODO 1 VS ACTIVIDAD FÍSICA

A continuación, vamos a realizar una comparación entre la frecuencia media de los voluntarios en el electrodo 1 y la actividad física que realizan.

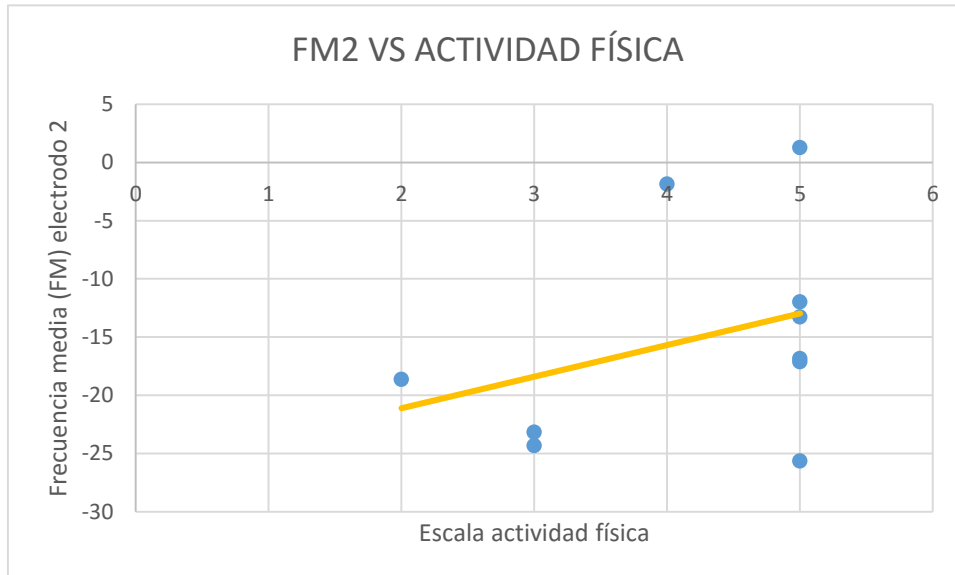


En este primer electrodo observamos que la pendiente de la recta es positiva, por lo que en general, nos confirma que a mayor actividad física, menor es la fatiga que sufren los voluntarios. Destacamos que, en el caso del voluntario cuya actividad física es la menor de todas, coincide con el valor más alto de FM1, lo cual nos quiere decir que es el que más se ha fatigado al realizar el ejercicio., refrendando la teoría de que los individuos que realizan deporte con más asiduidad se fatigan menos.

También tenemos otros casos en los que los pacientes están en el nivel 3 o 4 de actividad física, y presentan un valor inferior de FM1 respecto de individuos con nivel 5 de actividad física. Bien, esto puede significar dos cosas: la primera es que no hay gran diferencia entre hacer mucho o algo de deporte a la hora de realizar este tipo de ejercicio para medir la fatiga. La otra es que pueden haber utilizado otras partes del brazo que se medirían en los electrodos 2 y 3, y la parte del antebrazo correspondiente al electrodo 1 no ha sido muy utilizada por estos pacientes.

Como final, cabe destacar un individuo cuyo FM1 es positivo, lo que quiere decir que al inicio del ejercicio no utilizaba esta parte del antebrazo, y a medida que avanzaba, iba usando esta parte del brazo para poder aguantar el esfuerzo, produciendo actividad en esta parte del antebrazo, donde al inicio del ejercicio no había.

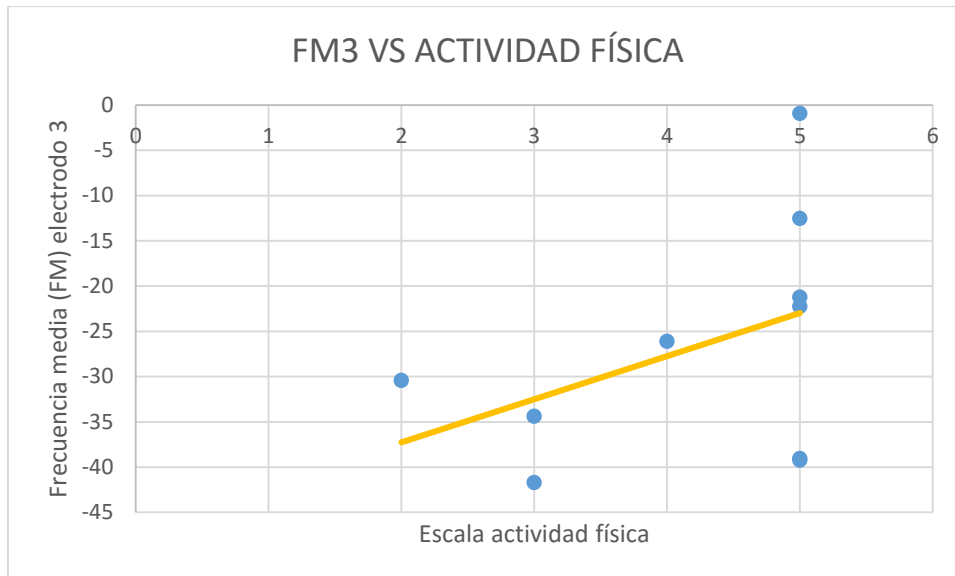
FRECUENCIA MEDIA (FM) ELECTRODO 2 VS ACTIVIDAD FÍSICA



Pasamos a analizar la FM del electrodo 2 con respecto a la actividad física. Los resultados en este electrodo no son muy concluyentes. Si bien, la pendiente de la recta es positiva, con lo que podemos afirmar que a mayor actividad física la fatiga en el individuo es menor, hay casos que se contradicen. Hay un individuo cuya AF es 4, que tiene menor fatiga que la mayoría de personas que tienen un 5. Además de esto, el voluntario con nivel de AF 2, tiene menor fatiga que los individuos con nivel 3 y uno de nivel 5, con lo que la prueba aquí no nos da unas conclusiones claras.

Esto lo podemos achacar a que cada individuo a la hora de realizar el ejercicio, utiliza las partes del antebrazo que le resultan más cómodas para poder aguantar lo mejor posible el ejercicio.

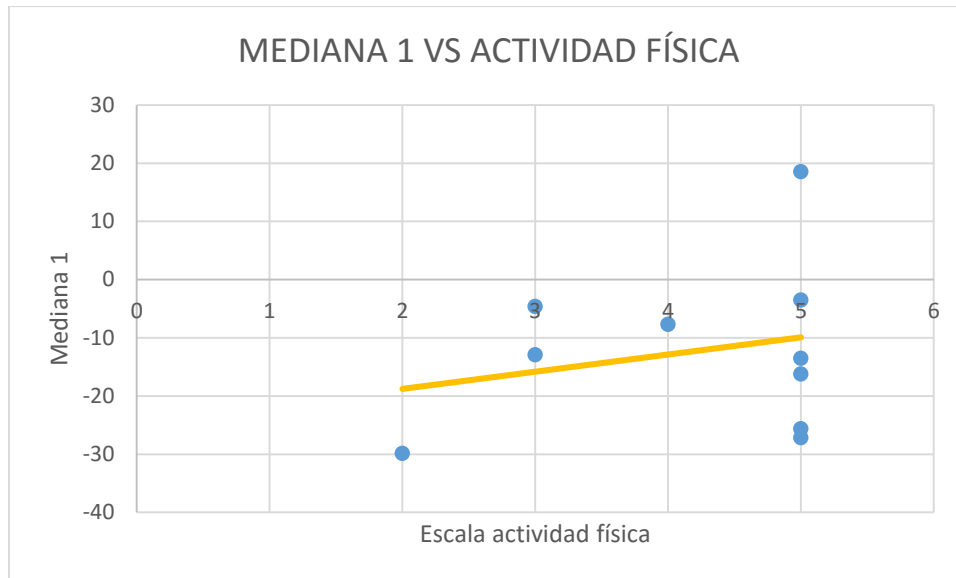
FRECUENCIA MEDIA (FM) ELECTRODO 3 VS ACTIVIDAD FÍSICA



Finalizando con el análisis del tercer electrodo, podemos decir que estos datos son más concluyentes son mayores que los del electrodo 2. La pendiente de la recta es positiva, lo cual se confirma en los tres electrodos, y nos viene a decir que a mayor actividad física menor fatiga. Ahora bien, en esta gráfica podemos ver que todos los individuos, a excepción de uno, cuya AF es 5, tienen una fatiga menor que los demás. Creemos que estos datos son más concluyentes ya que el valor FM3 de los voluntarios con AF 2,3 y 4, son mucho mayores que en los anteriores electrodos, algo que parece lo más lógico desde un primer momento.

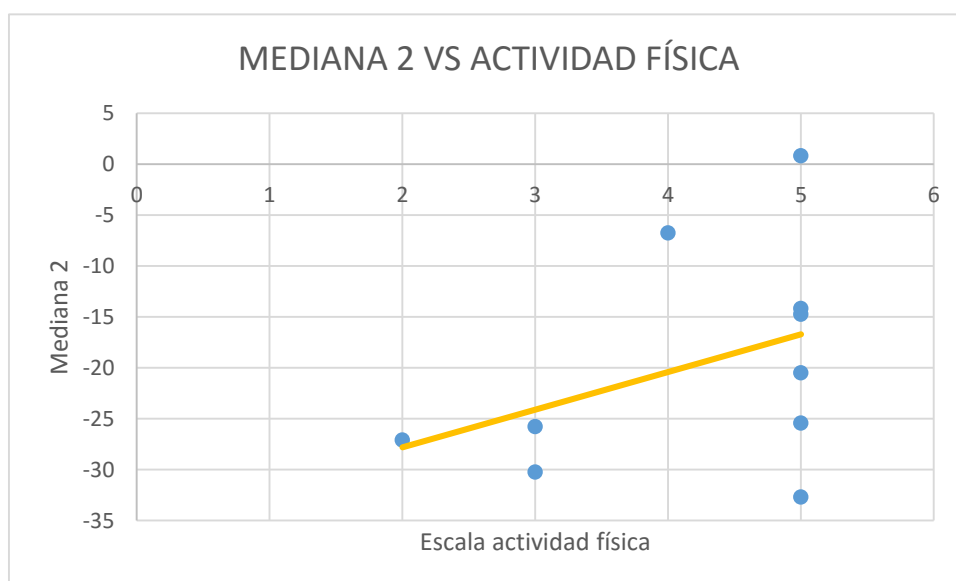
MEDIANA ELECTRODO 1 VS ACTIVIDAD FÍSICA

En esta comparación de la mediana en el electrodo 1 frente a la actividad física observamos que la pendiente de la recta vuelve a ser positiva como en las comparaciones anteriores, lo que refrenda que a mayor actividad física, menor fatiga muscular. Sin embargo en los resultados entre los diferentes pacientes en este electrodo no hay mucha diferencia entre los individuos con una actividad física moderada en comparación con los que realizan deporte con más frecuencia



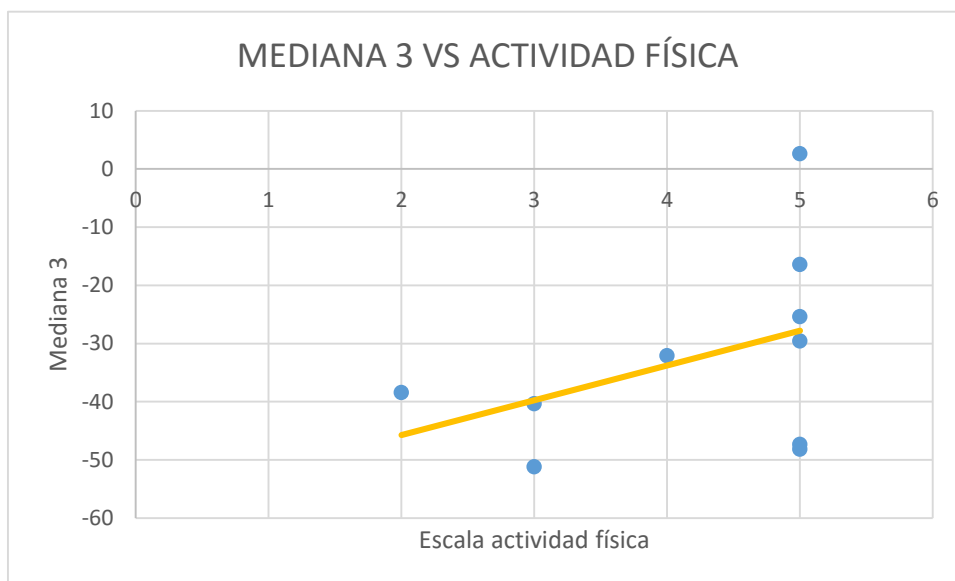
Lo más destacable en esta gráfica es el individuo con una AF 2 que parece que tiene una fatiga bastante mayor que los otros voluntarios. También es sorprendente la mediana de un individuo con AF 5, cuyo valor es significativamente alto, lo que nos viene a decir que al inicio del ejercicio no utilizó esta parte del antebrazo para realizar el ejercicio, y a medida que transcurría el tiempo, su actividad en dicha zona creció considerablemente.

MEDIANA ELECTRODO 2 VS ACTIVIDAD FÍSICA



Analizando este segundo electrodo, tenemos resultados similares a los que describimos en el electrodo 1. El nivel de fatiga de los individuos es similar, pese a ser la pendiente de la recta positiva. Hay una ligera tendencia a que los individuos con AF 5 se fatiguen menos que los demás a excepción del individuo con AF 4 cuya fatiga muscular es significativamente menor que en los demás voluntarios.

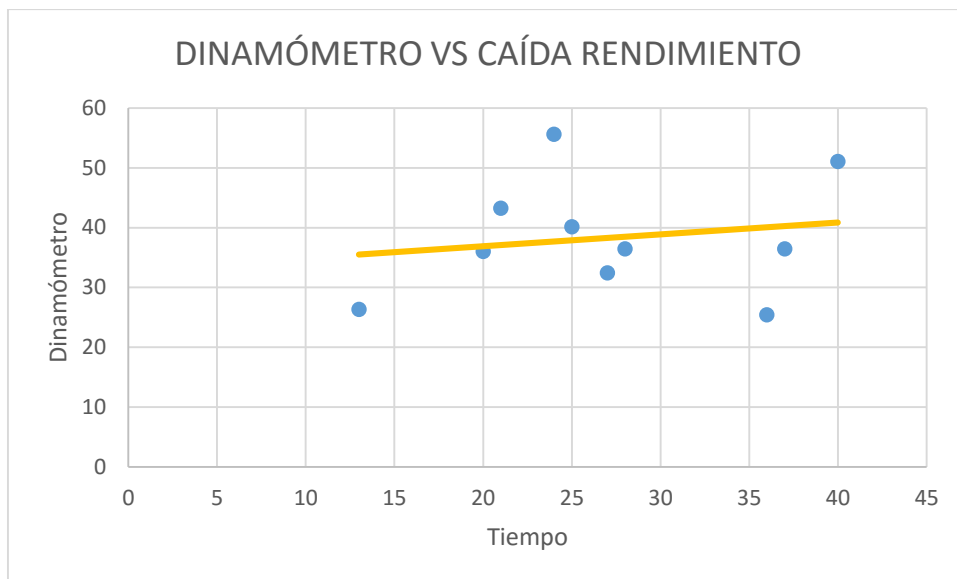
MEDIANA ELECTRODO 3 VS ACTIVIDAD FÍSICA



De este tercer electrodo se extraen comparaciones bastante claras. Para empezar, la pendiente de la recta es positiva y claramente mayor que en los dos casos anteriores. Por otra parte vemos como la mayoría de los voluntarios con AF 5 tienen menor fatiga que los individuos cuya AF es 2,3 y 4, lo cual es indicativo de que a mayor actividad física, menor fatiga muscular.

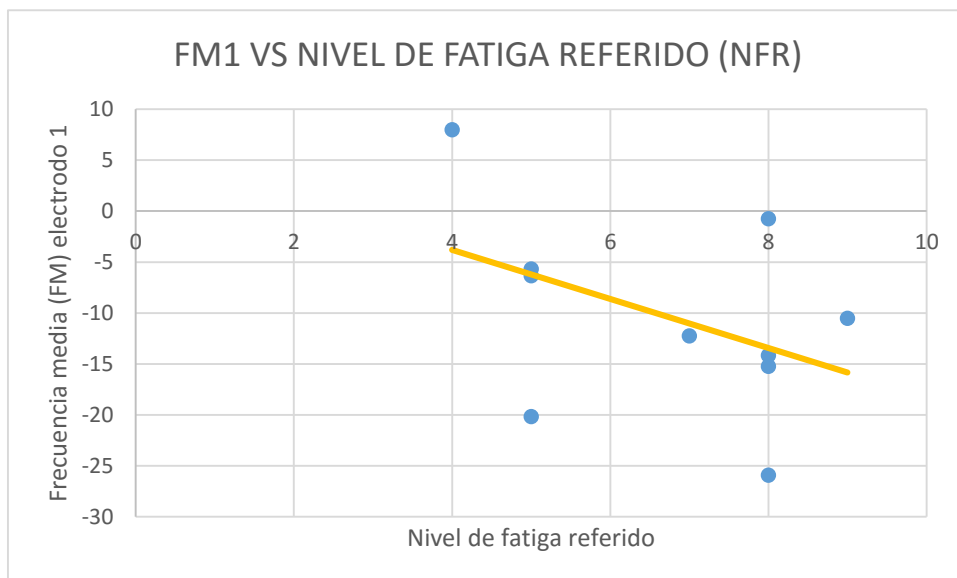
DINAMÓMETRO VS CAÍDA DE RENDIMIENTO

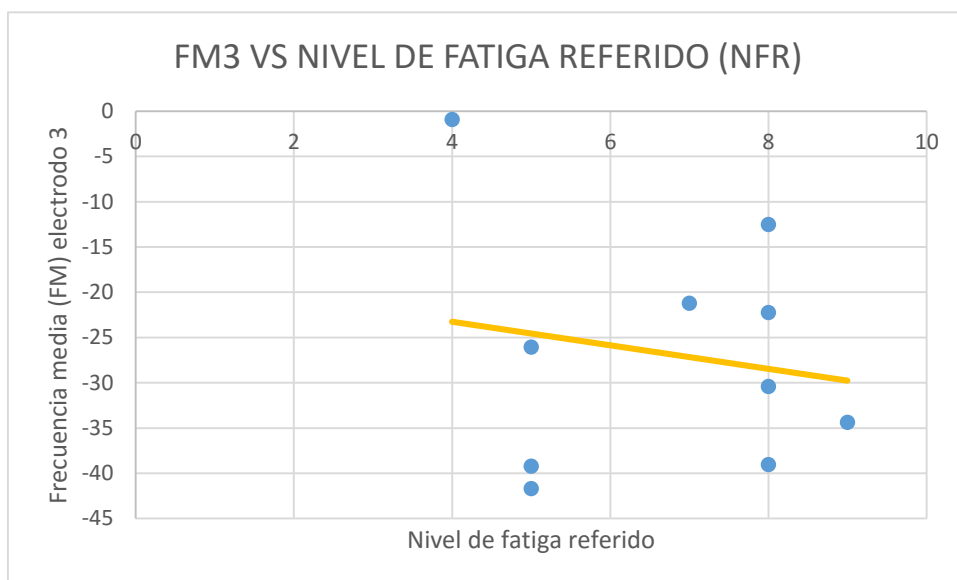
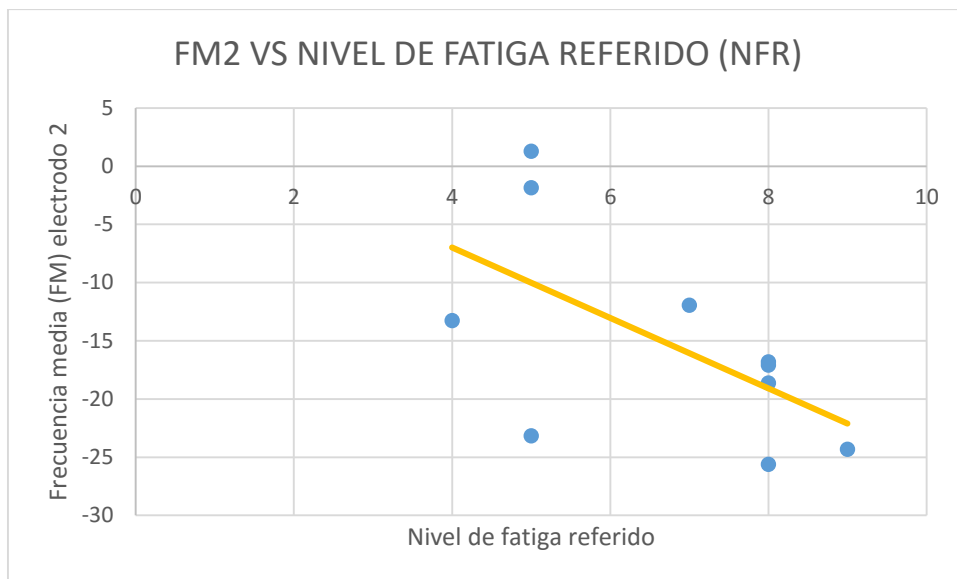
En la gráfica siguiente, hemos comparado la contracción máxima voluntaria de los diferentes voluntarios, con el tiempo en el que ellos apreciaban una bajada importante de su rendimiento al realizar el ejercicio.



Como podemos ver, la recta prácticamente es horizontal, con una ligera pendiente positiva. La conclusión que sacamos de este diagrama es que, no hay una relación muy clara entre la contracción máxima voluntaria del individuo y su percepción en la caída de rendimiento, con lo que no podemos sacar nada en claro en esta comparación.

FRECUENCIA MEDIA (FM) VS NIVEL DE FATIGA REFERIDO(NFR)

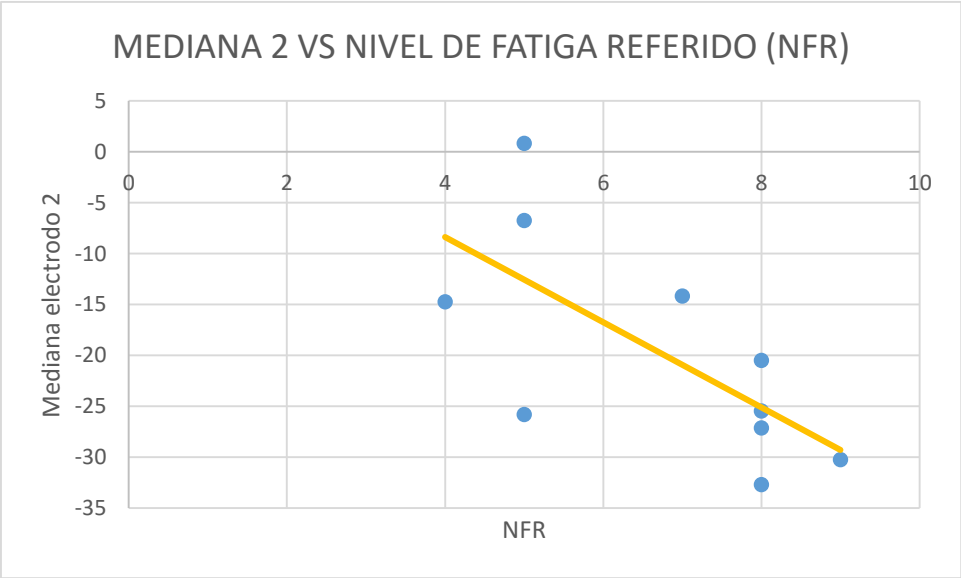
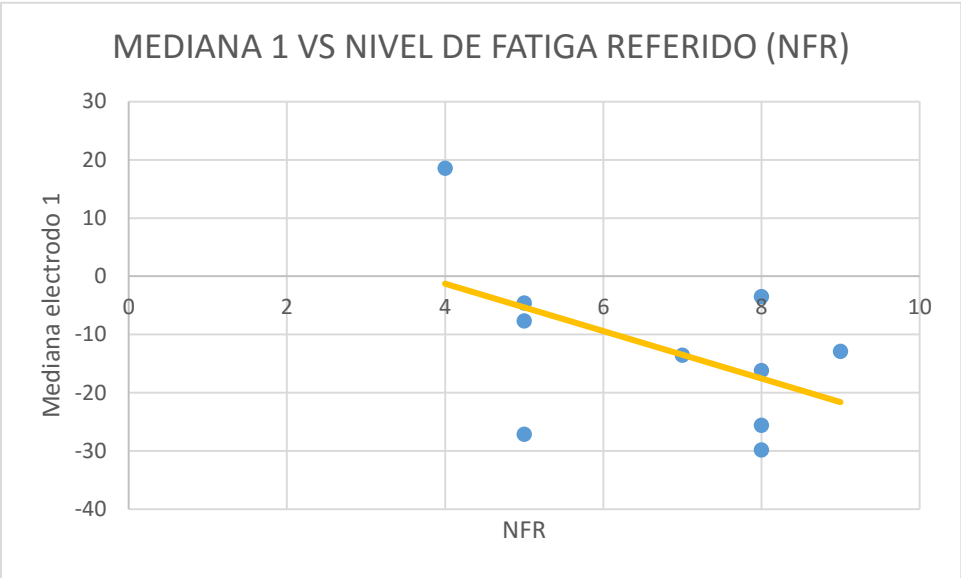


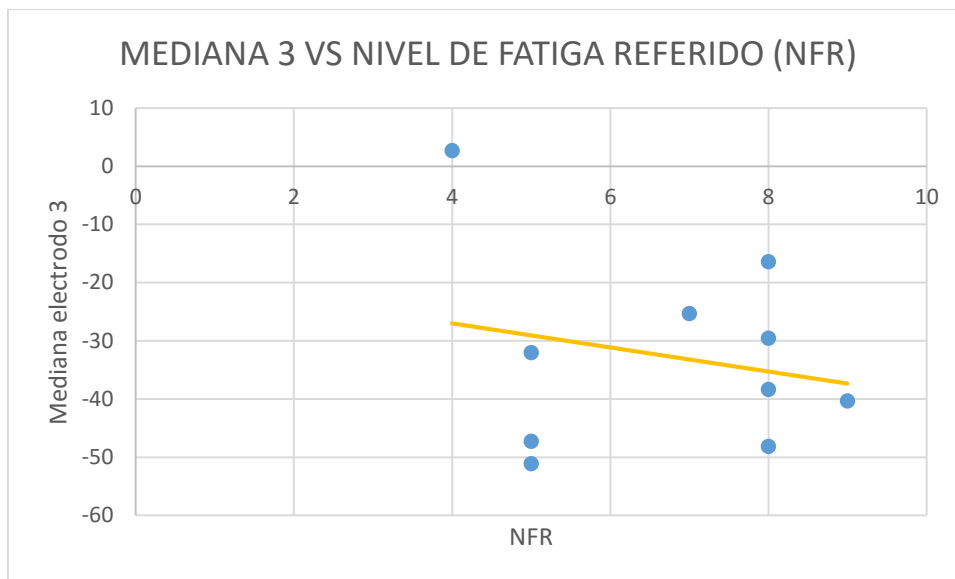


En estas tres gráficas, donde comparamos la FM de los individuos con respecto al nivel de fatiga que ellos indicaron al finalizar la prueba, hemos decidido analizarlas conjuntamente ya que los resultados son muy similares en las tres.

Las pendientes de las rectas son negativas y de valor similar, lo que nos quiere decir que los individuos que mostraron una mayor fatiga con los electrodos, también lo indicaron al finalizar la prueba.

MEDIANA VS NIVEL DE FATIGA REFERIDO (NFR)





Como en el caso de la media, hemos decidido analizar las tres gráficas juntas ya que las conclusiones que podemos sacar de ellas son muy similares.

Las pendientes de las rectas son negativas, donde destaca la del electrodo dos, que tiene un valor considerablemente más alto que las otras dos. A grandes rasgos, podemos ver que los individuos que mostraron una mayor fatiga con los electrodos, también lo indicaron al finalizar la prueba.

COMPARACIÓN SUBJETIVA

A continuación, vamos a hacer una comparación entre la fatiga que dijeron tener los individuos y la detectada por los electrodos para ver si las sensaciones aportadas por los voluntarios concuerdan con los datos obtenidos. Primero comenzaremos con la media para luego finalizar con la mediana.

MEDIA

Voluntario	Electrodo 1		Electrodo 2		Electrodo 3	
	Media	Esfuerzo referido	Media	Esfuerzo referido	Media	Esfuerzo referido
1	-0,73453		-16,8259	X	-12,5119	X
2	-15,2151		-25,6278	X	-39,0608	
3	-10,5026		-24,3186	X	-34,3842	X
4	-20,1609		1,2882		-39,2107	X
5	-25,9314	X	-18,623		-30,4195	X
6	-5,68		-1,8465	X	-26,0844	
7	-12,2415	X	-11,9573		-21,2219	X
8	7,9979		-13,2655	X	-0,92943	
9	-6,3392	X	-23,1639		-41,6919	
10	-14,1633		-17,1013	X	-22,2502	X

Viendo la tabla de manera general, parece que la fatiga indicada por los voluntarios, concuerda en gran medida por los datos reportados por la electromiografía. Tenemos a los voluntarios 1,3,4,5,7,8 y 10 que acertaron totalmente ya que las zonas donde los electrodos mostraban que había más fatiga, también fue donde ellos sintieron más cansancio. También podemos meter en este grupo al individuo 2, que, aunque nos indicó la zona donde la fatiga era más alta, sí que dijo que se cansó en una zona donde el método de la media da un valor bastante alto. En el otro lado tenemos a los individuos 6 y 9, cuyas sensaciones no concuerdan con los datos aportados por la electromiografía.

En general podemos decir que en esta prueba la correlación entre los voluntarios y los datos EMG tienen una correlación grande ya que el 80% de ellos notó más fatiga en las zonas donde los electrodos así lo muestran.

MEDIANA

	Electrodo 1		Electrodo 2		Electrodo 3	
Voluntario	Media	Esfuerzo referido	Media	Esfuerzo referido	Media	Esfuerzo referido
1	-3,4977		-25,4466	X	-16,3955	X
2	-25,6415		-32,683	X	-48,1231	
3	-12,9299		-30,2517	X	-40,3274	X
4	-27,17		0,80835		-47,2756	X
5	-29,8654	X	-27,1192		-38,3588	X
6	-7,674		-6,7599	X	-32,0408	
7	-13,5445	X	-14,1876		-25,3309	X
8	18,5481		-14,7425	X	2,6827	
9	-4,6088	X	-25,7919		-51,1333	
10	-16,2267		-20,5004	X	-29,5409	X

Con el método de la mediana, vemos unos resultados similares a los vistos con el método de la media. La mayoría de voluntarios reportaron fatiga en las zonas donde los electrodos indicaban que este fenómeno era grande. Los únicos voluntarios que no aciertan en la correlación de sus sensaciones con los datos EMG son los individuos 6 y 9, como sucedía con la media.

Por lo general podemos decir que tanto los métodos de la media y la mediana son válidos para medir la fatiga muscular ya que existe una gran correlación entre las sensaciones de fatiga aportadas por los individuos y los datos que podemos obtener a través de la electromiografía.

5.2. PRUEBA 2**Definición de variables**

En esta segunda prueba, las variables que utilizamos para medir la fatiga muscular, son las mismas que las de la prueba 1, por lo que no nos detendremos a definirlas ya que ya lo hicimos previamente.

Descripción de la prueba

La prueba comienza tomando una serie de datos del individuo, que sirven solamente para identificarle, ya que en la prueba uno se realizó este trabajo. Después de la toma de datos, pasamos a explicarle el proceso de la prueba. Ésta consiste en tres ejercicios, todos ellos realizados con unas herramientas herramientas que los cirujanos utilizan para operar en quirófano.

El primer ejercicio consistía en darle la vuelta a una serie de letras y números, y colocarlos en su lugar correspondiente. El segundo versaba sobre introducir un cordel por el interior de cuatro anillas. Por último, en el tercero, había que enrollar un cordón sobre un pivote. Como ya hemos dicho antes, todos los ejercicios había que realizarlos con las pinzas de cirujano. (FOTO)

Después de explicar las pruebas a los individuos, procedemos a conectarles los electrodos para detectar la fatiga muscular. La conductividad eléctrica de unos y otros era diferente, por lo que en los voluntarios que no funcionaban todos los electrodos, fueron al baño a humedecerse la zona, para mejorar así la conductividad.

Cuando todo funciona correctamente, conectamos la cámara de vídeo y comienza la prueba. Al finalizar todos los ejercicios, procedemos a retirar los electrodos al individuo y le indicamos que nos rellene la escala en la que muestra su nivel de esfuerzo referido y las zonas donde ha sentido más fatiga.

Para finalizar, le despedimos mostrando nuestra gratitud por colaborar con nosotros.

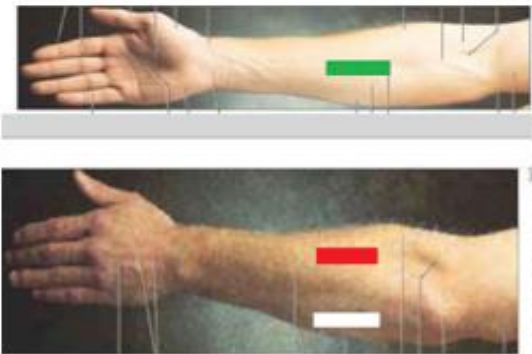
Documentación a rellenar

A continuación, presentamos la documentación que el voluntario tuvo que rellenar al iniciar, y al finalizar la prueba.

En esta primera hoja, cogemos los datos del individuo para identificarle, y también hemos añadido la posición en la que se colocan los electrodos.

DATOS OBJETIVOS DEL VOLUNTARIO

Denominación	Valor	Uni.	Observaciones
Número			
Fecha prueba			
Lugar prueba			
Apellidos			
Nombre			



En la segunda hoja está la escala que indica el nivel de esfuerzo referido y las zonas donde los individuos sentían más fatiga.

ESCALA DE ESFUERZO REFERIDO

Esfuerzo referido	Prueba 2
0 Nada, inapreciable	
0,5 Extremadamente débil	
1 Muy débil	
2 Débil o ligero	
3 Moderado	
4 Algo duro	
5 Duro	
6	
7 Muy duro	
8	
9	
10 Extremadamente duro	

Tiempo

Señalar las zonas donde se ha sentido más fatiga:



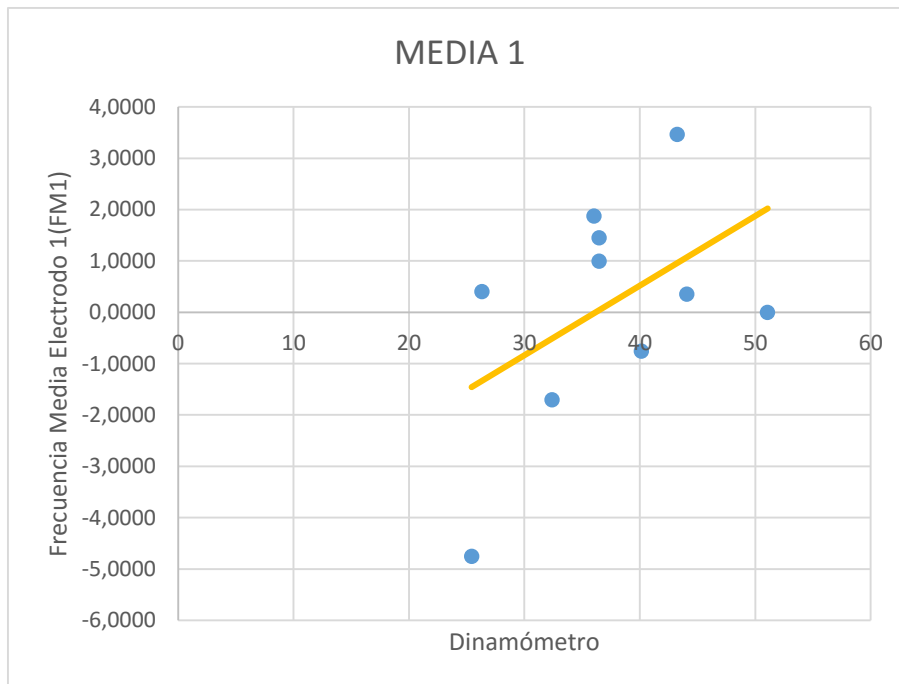
Tabla completa con los datos

Nº	Tiempo	Esfuerzo refe	Media de la frecuencia			Mediana de la frecuencia		
			Elect.1	Elect. 2	Elect. 3	Elect. 1	Elect. 2	Elect. 3
1	12'45"	3	-0,1618	0,9588	-0,2651	0,0140	2,0249	-0,3667
2	14'35"	2	0,5030	0,1645	0,3172	1,4490	0,5359	0,8386
3	9'27"	3	-0,9166	-1,9015	-1,7113	-1,7060	-3,7738	-2,6048
4	8'27"	1	1,5396	-0,3193	-0,4539	3,4640	0,0001	0,1467
5	11'27"	1	0,0967	0,5655	0,0459	0,4048	0,6301	0,2403
6	11'18"	2	0,6279	0,6815	0,0010	1,8733	0,5752	0,1053
7	9'11"	3	0,0901	-0,3477	0,1506	0,9984	0,2167	0,8075
8	10'45"	2	-0,3069	-0,0331	0,2933	-0,7532	0,1788	0,8113
9	11'18"	0	-2,5150	0,1159	0,0366	-4,7521	0,5898	0,0505
10	6'29"	0	0,2463	0,2023	0,3598	0,3536	0,5853	1,1076

Estos son los datos que obtuvimos de la segunda prueba, pero serán necesarios algunos datos, como la contracción máxima voluntaria o la escala de actividad física, que obtuvimos en la primera prueba.

MEDIA VS DINAMÓMETRO ELECTRODO 1

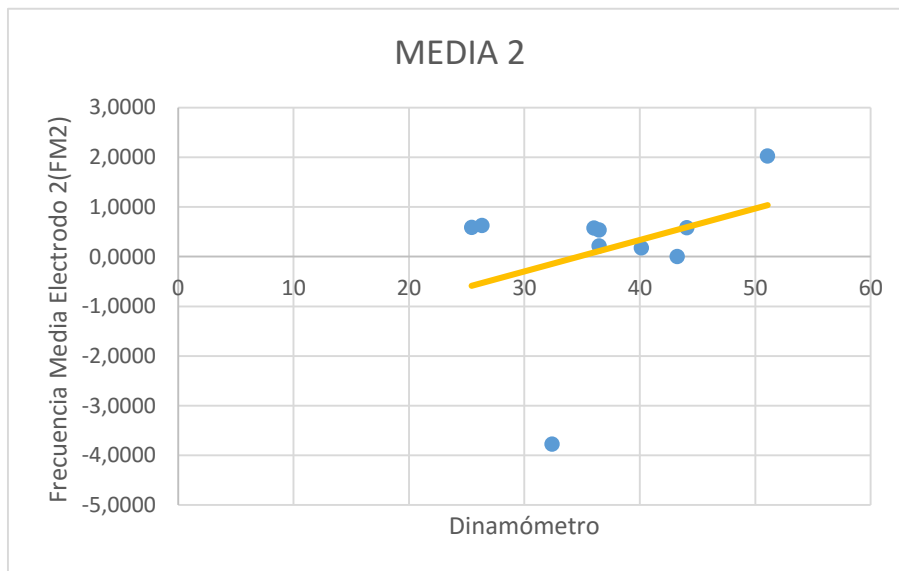
Comenzamos comparando la media de la frecuencia del electrodo 1 con la contracción máxima voluntaria de los individuos.



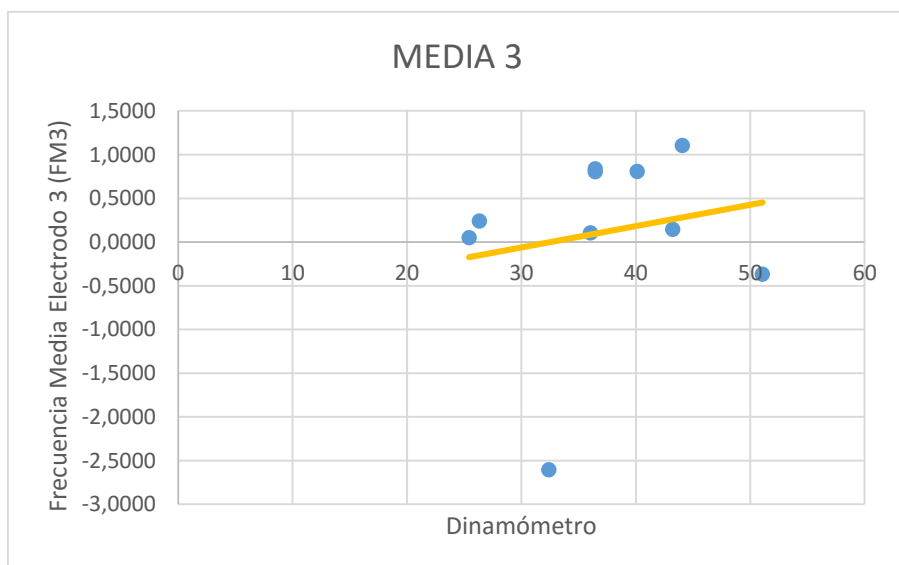
En esta primera gráfica, están representados los datos de la fatiga registrada en el electrodo 1, frente a la contracción máxima voluntaria de cada individuo.

Como se puede apreciar, la recta tiene una pendiente positiva muy fuerte, lo que nos quiere decir, que los voluntarios con una mayor contracción máxima voluntaria tienen una mejor capacidad para resistir la fatiga. Esto se puede ver claramente en el individuo que parece estar algo más aislado de la nube de puntos. Este voluntario es el que más fatiga tiene y el que menos fuerza máxima presenta, por lo que podemos

suponer que nuestras aseveraciones son ciertas.



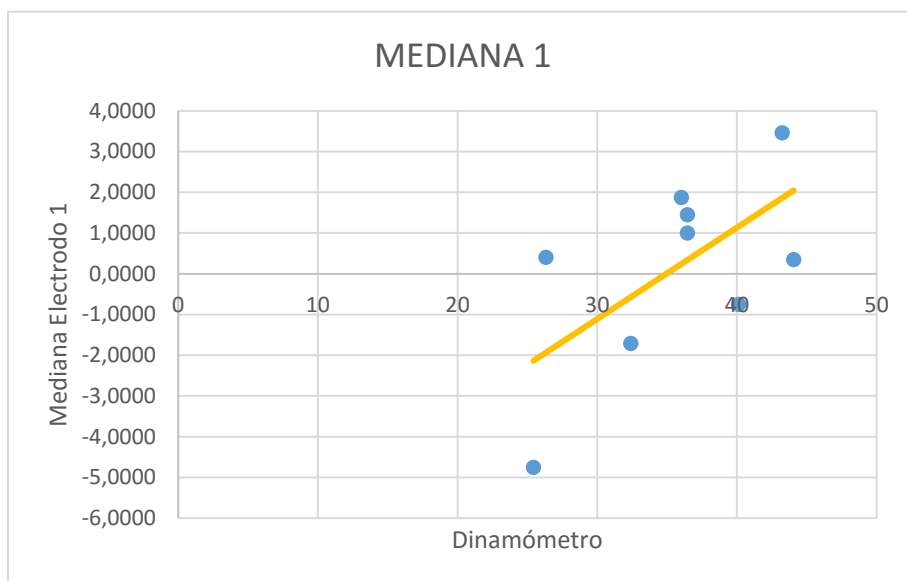
La tendencia en este segundo electrodo sigue siendo positiva, aunque con una pendiente menor. A mayor capacidad de contracción máxima, mayor resistencia a la fatiga, pero no tan claramente como en el electrodo uno ya que la pendiente de la recta en esa gráfica era claramente mayor que en esta.



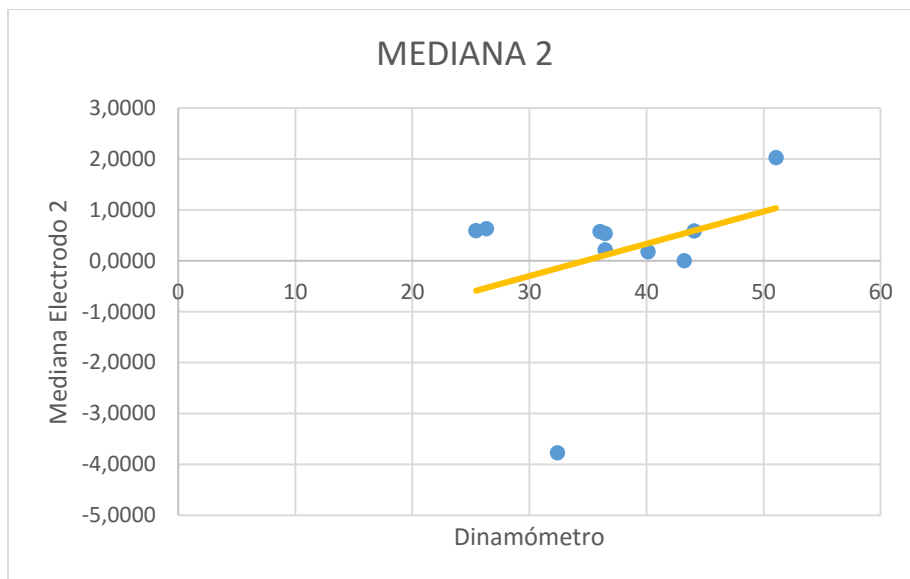
En el electrodo 3, se repite la tendencia mostrada en los electrodos 1 y 2. La pendiente de la recta es positiva, aunque no mucho por otra parte, sin embargo, es suficiente para afirmar que los individuos con una mayor MVC tienen más resistencia a la fatiga.

MEDIANA VS DINAMÓMETRO

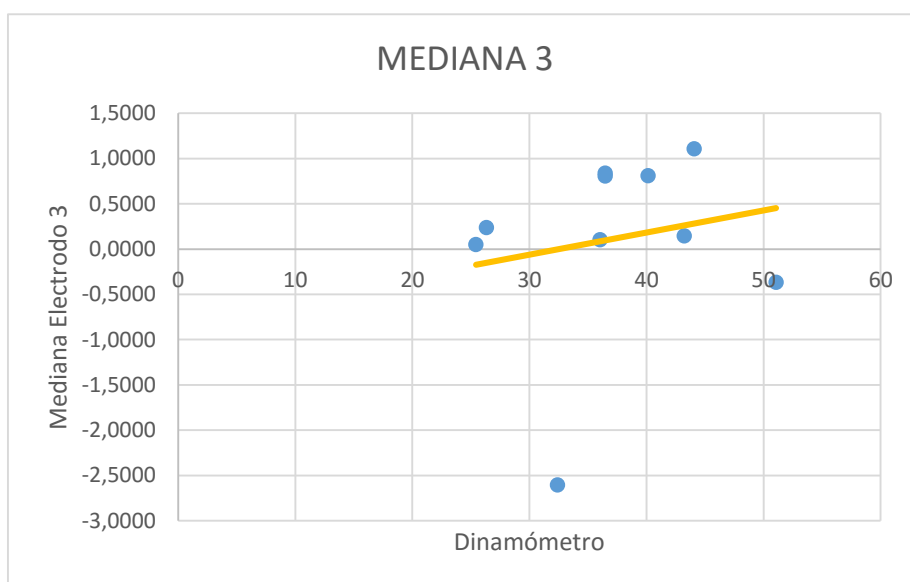
En esta segunda comparación, analizamos la mediana de la frecuencia frente a la contracción máxima voluntaria de los individuos.



En el primer electrodo se aprecia que la pendiente de la recta de tendencia es positiva, con un valor muy alto, lo que nos indica que cuanto más elevado sea el valor de la contracción máxima voluntaria, el individuo aguantará mucho mejor la fatiga. Como ya hicimos en el electrodo 1 de la frecuencia media, nos hemos fijado en el voluntario que se fatigó más. Además de ser el que más fatiga sufrió, es el que menos MVC tiene, por lo que claramente son variables dependientes entre ellas a la hora de determinar la resistencia a la fatiga de un individuo.

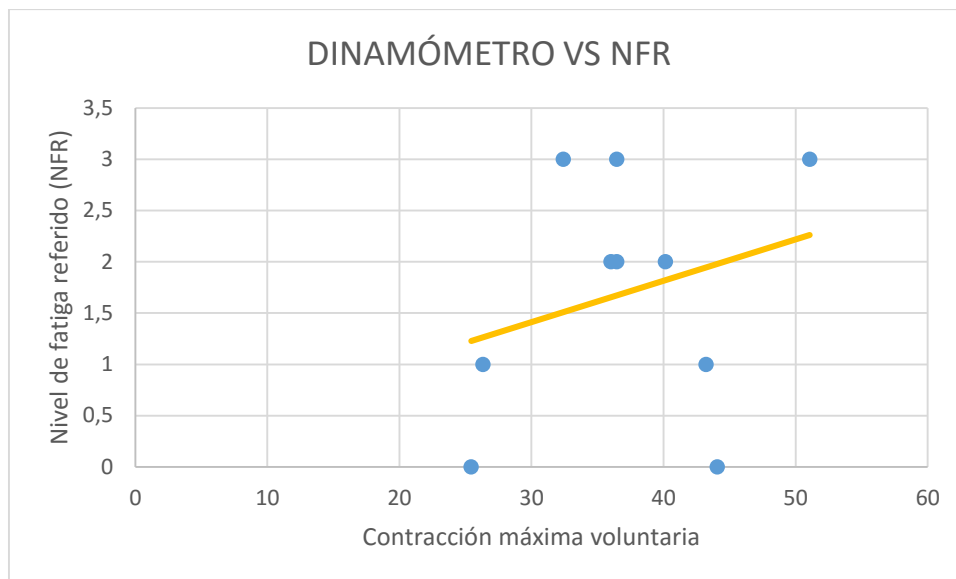


En este segundo electrodo, la tendencia sigue siendo positiva, aunque de menos valor. Seguimos con la misma idea que observamos en el electrodo 1, a más MVC, mayor resistencia a la fatiga. Por otra parte, si nos fijamos en el individuo con mayor MVC, resulta que también es el que menos se fatigó de todos, con lo cual, esto refuerza nuestra suposición anterior.



En el tercer electrodo, la tendencia sigue siendo la misma que en los dos anteriores, por lo que no comentaremos mucho más al respecto.

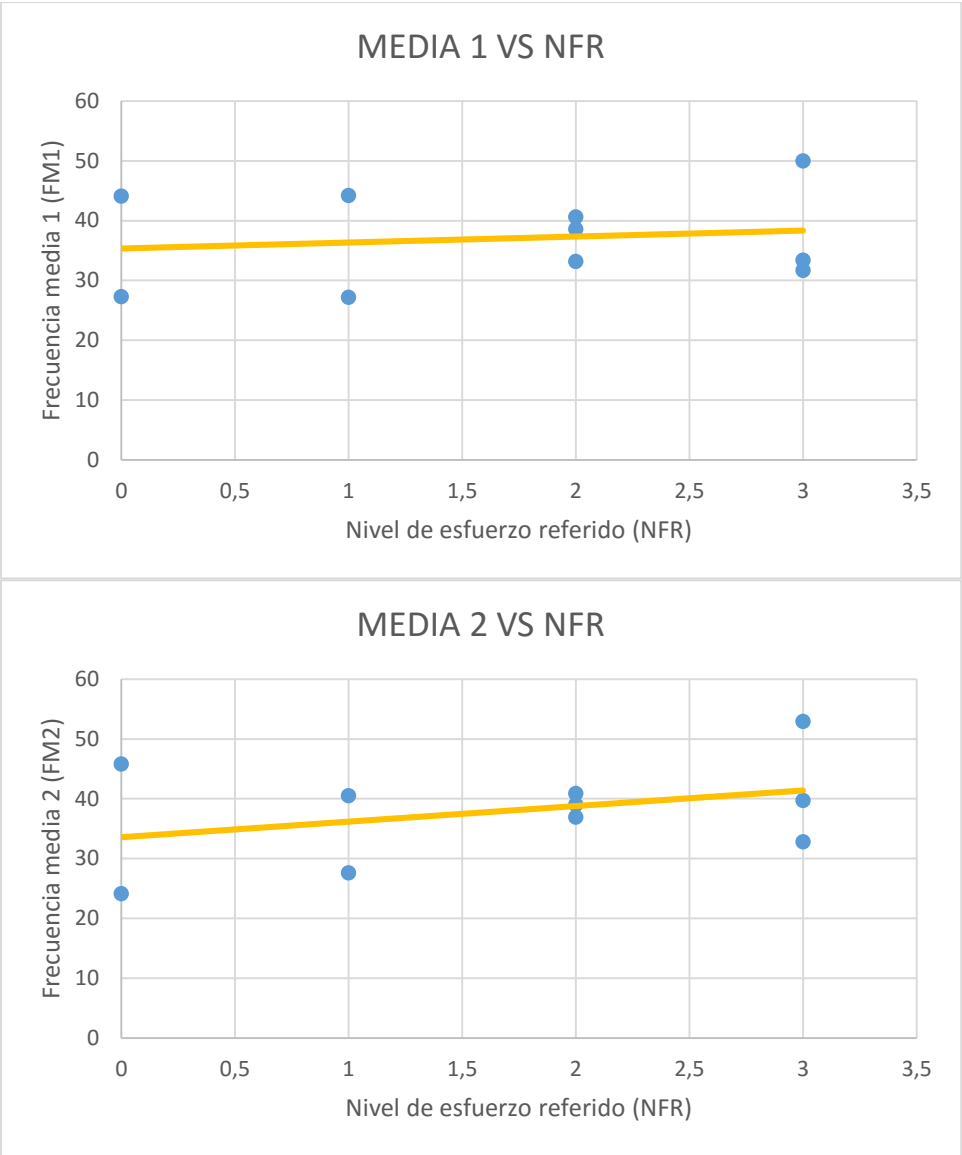
DINAMÓMETRO VS NIVEL DE FATIGA REFERIDO NFR

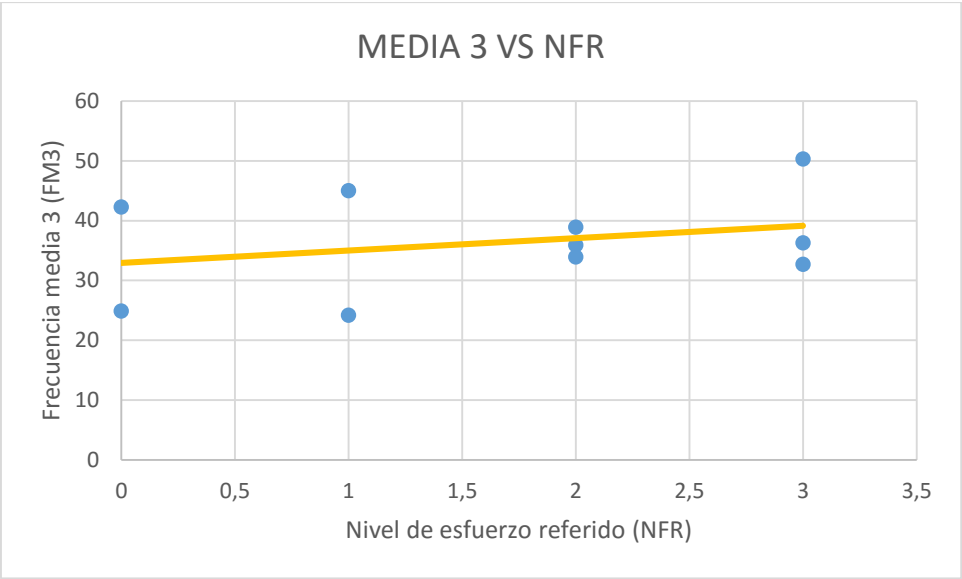


En esta comparación, podemos ver que la línea de tendencia va en aumento, lo que quiere decir, que los voluntarios que tenían una mayor contracción máxima voluntaria, también indicaban al finalizar la prueba que habían sentido más fatiga.

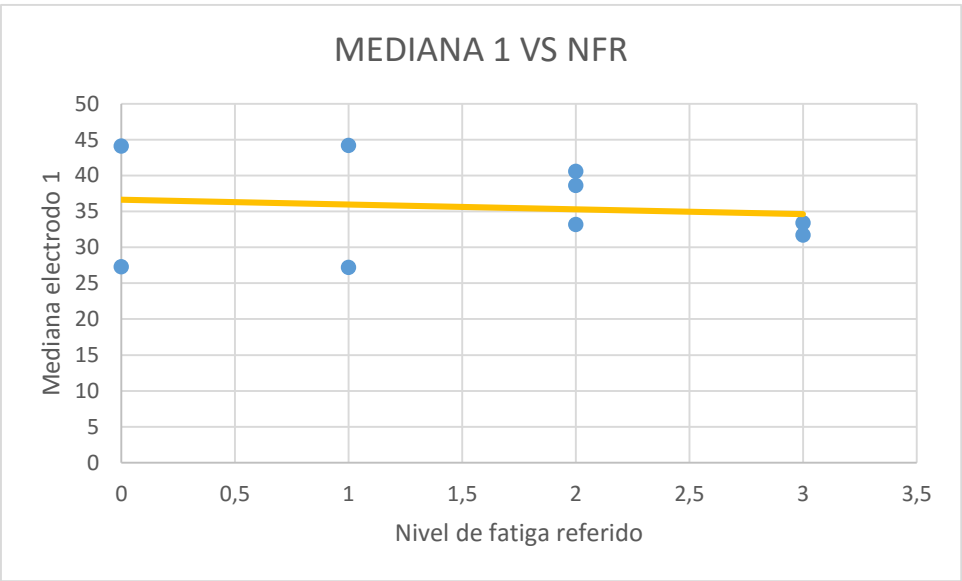
NIVEL DE FATIGA REFERIDO(NFR) VS FRECUENCIA MEDIA

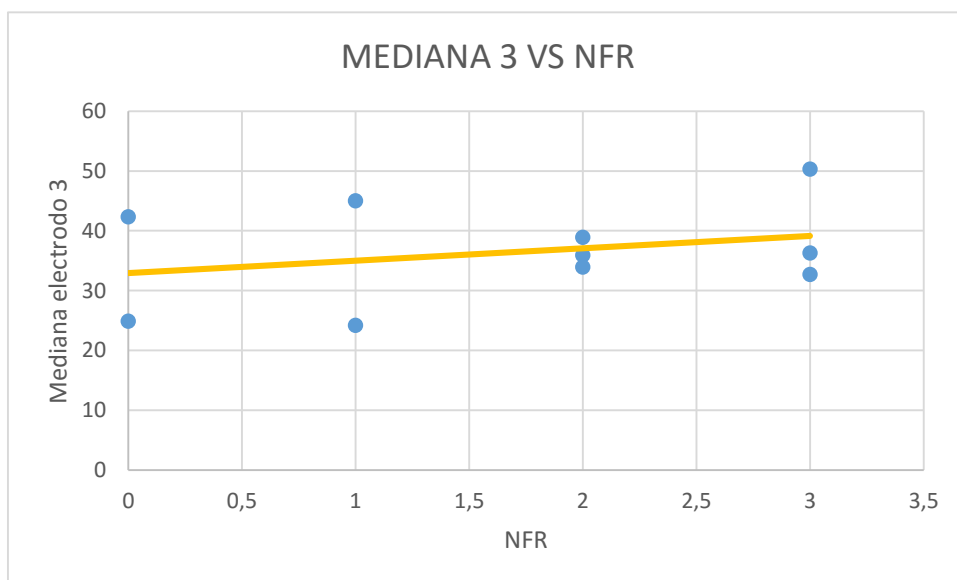
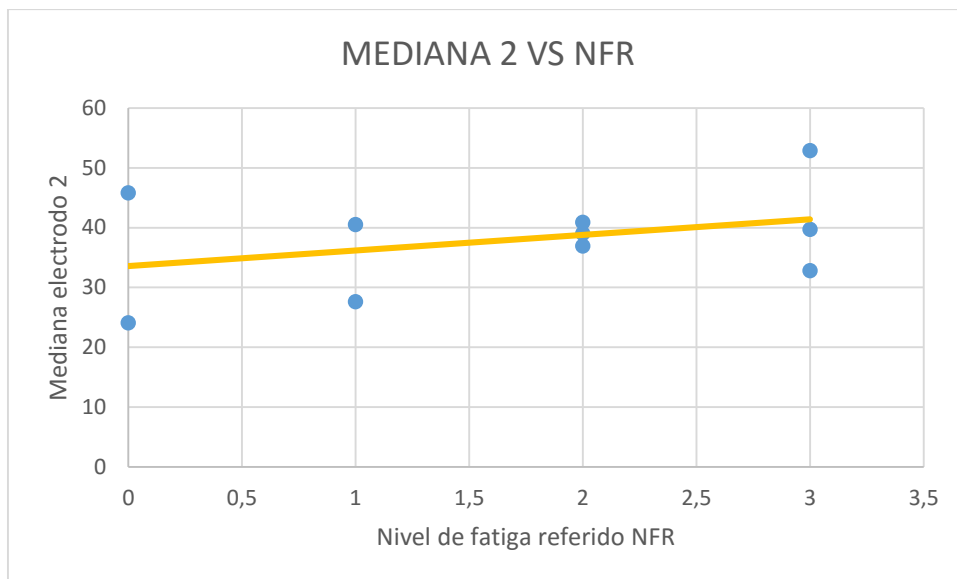
Viendo estas tres gráficas, donde se compara la media de la frecuencia con el nivel de fatiga referido, tenemos ciertas contradicciones. Acorde con lo observado en el electrodo 1, la pendiente de la recta es positiva, lo cual nos indica que los voluntarios que sufrieron más fatiga, en los test de esfuerzo referido dijeron que no habían sentido prácticamente nada, por tanto, estamos ante algo ilógico. Los electrodos 2 y 3 muestran datos que tienen más concordancia. Las pendientes de sus rectas son negativas, lo cual quiere decir, cuanto mayor es la fatiga del individuo, mayor es el número en su respuesta en la escala de esfuerzo referido, algo que tiene bastante lógica. La discordancia del electrodo 1 puede ser debido a que los voluntarios no utilizaron la zona que cubre dicho electrodo de una forma muy notoria.





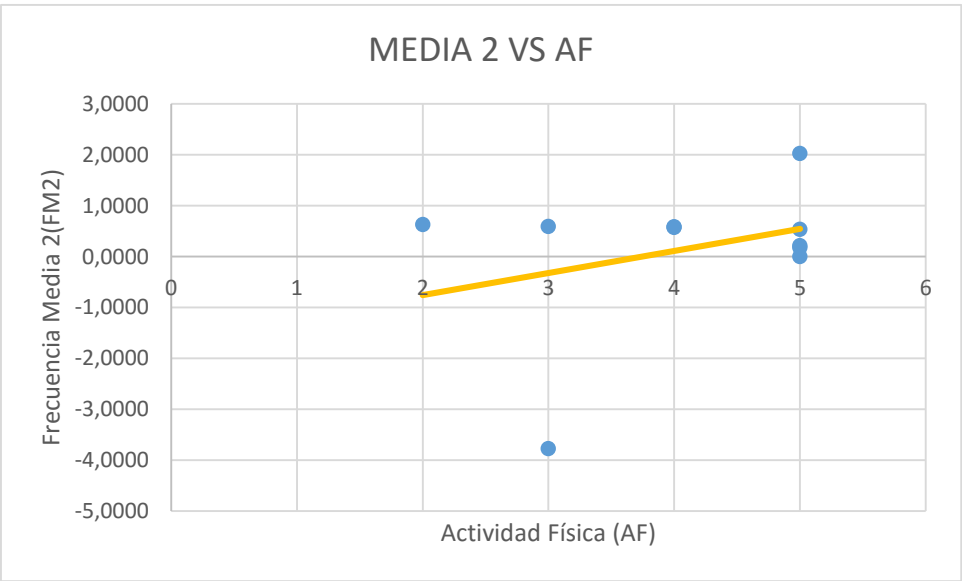
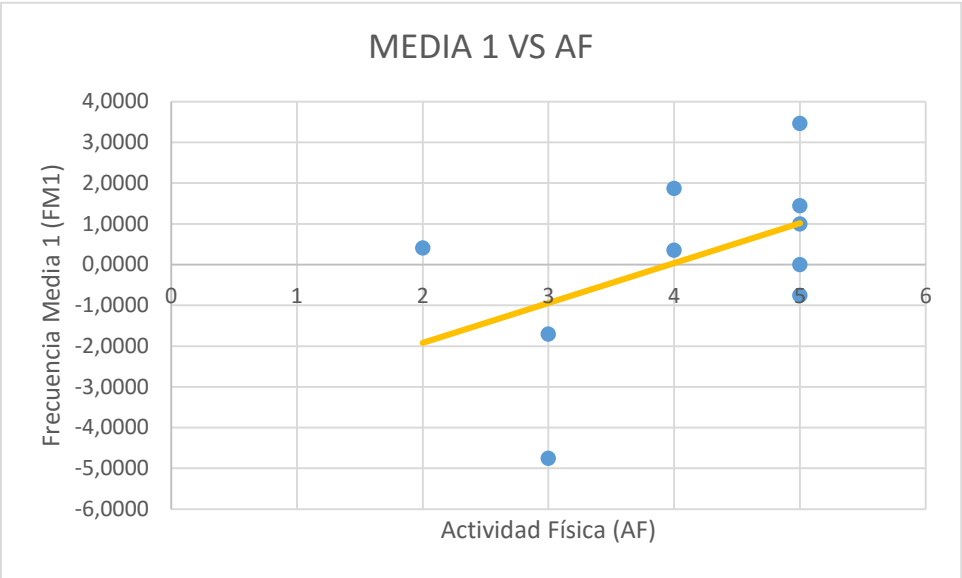
NIVEL DE FATIGA REFERIDO (NFR) VS MEDIANA

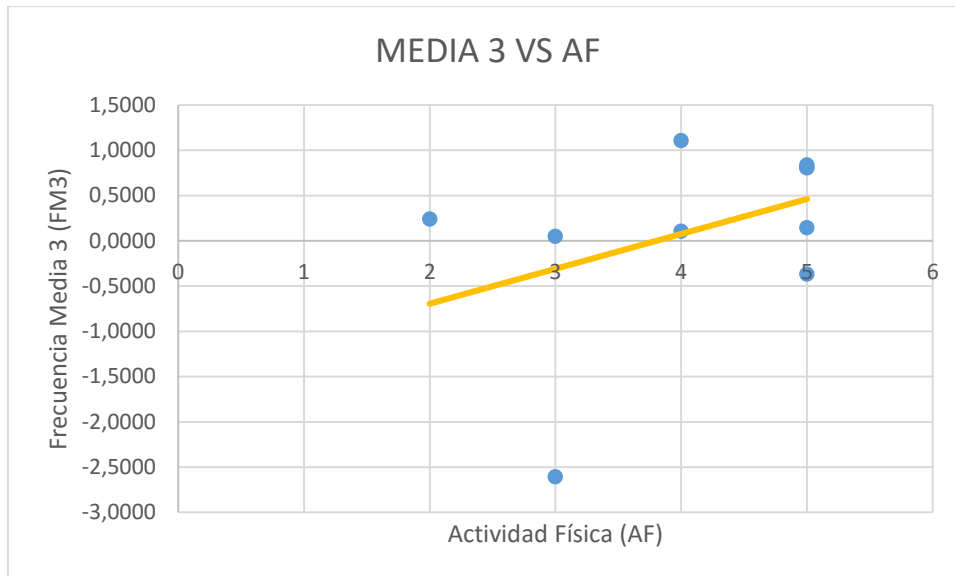




En la comparativa de la mediana de la frecuencia con el nivel de esfuerzo referido, tenemos resultados similares a los que obtuvimos con la media. El electrodo 1 muestra resultados que no tienen demasiado sentido ya que la tendencia de la recta es positiva. Sin embargo, en los electrodos 2 y 3, la pendiente es negativa, algo que también ocurría en la comparación de la media con el NFR. Por tanto, podemos concluir que como conclusión general en el caso de la mediana, a mayor fatiga muscular, los pacientes indicaban que habían tenido que realizar más esfuerzo para completar la prueba.

FRECUENCIA MEDIA VS ACTIVIDAD FÍSICA

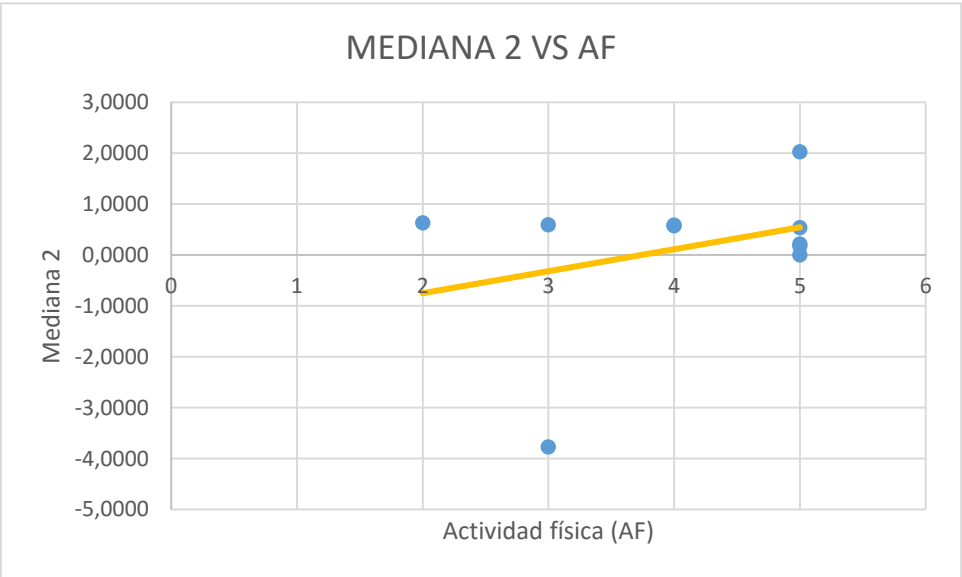
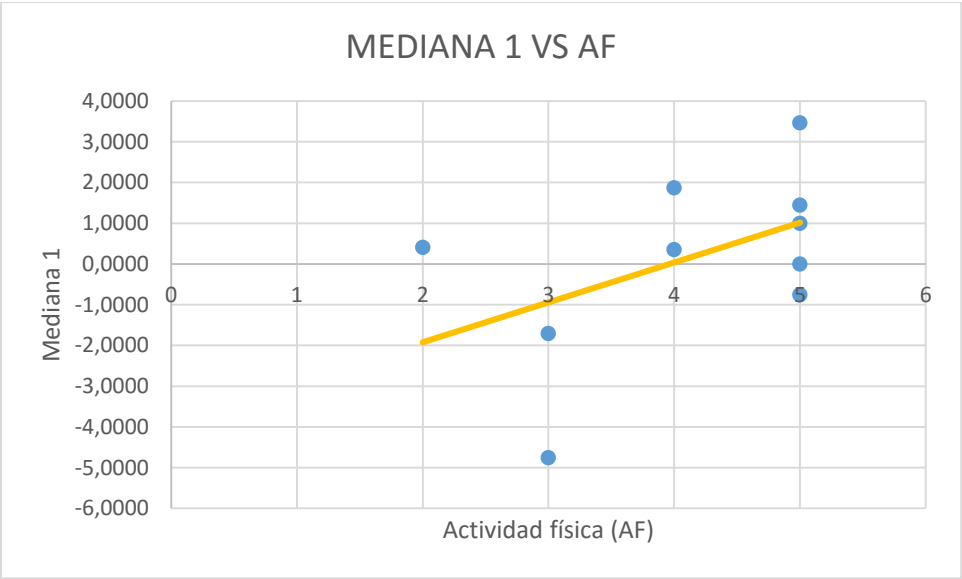


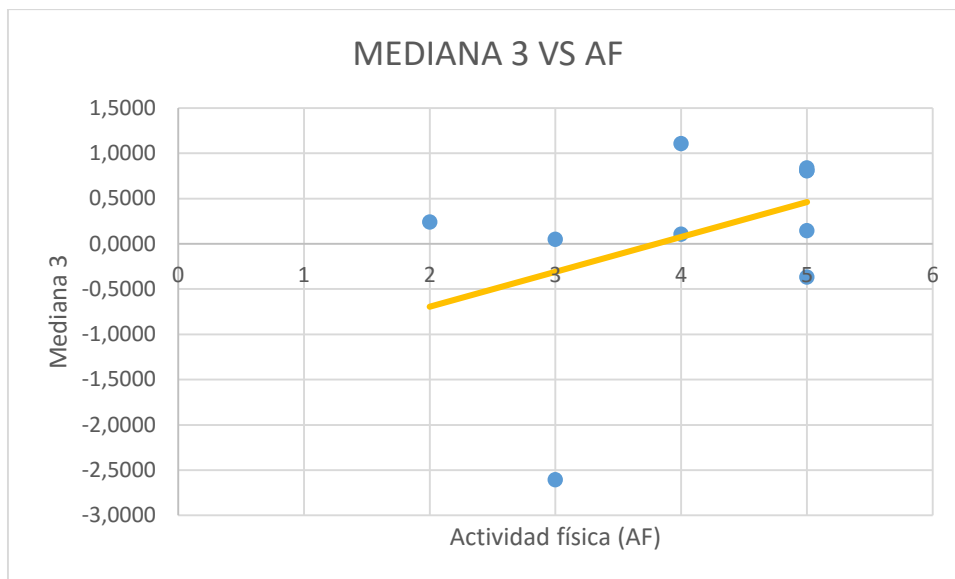


Arriba tenemos la comparación de la escala de actividad física de los individuos con su nivel de fatiga. Debido a que las conclusiones de los tres electrodos son muy similares, realizaremos el análisis de manera conjunta.

La pendiente en las tres gráficas es positiva, siendo la menos positiva la del electrodo 2. Esto quiere decir que, a mayor actividad física, mayor es la resistencia a la fatiga de los individuos, algo bastante coherente desde un primer punto de vista. Se puede ver que la persona que mejor soportaba la fatiga es uno de los individuos que tenían un 5 en la escala de actividad física. Por el contrario, la persona que más se fatigó, tenía un 3 en la escala de actividad física. Esto quiere decir que grosso modo, a mayor actividad física, mejor resistencia, pero que, en casos particulares, alguien con un 2 en la escala de actividad física, puede fatigarse menos que alguien con un 3.

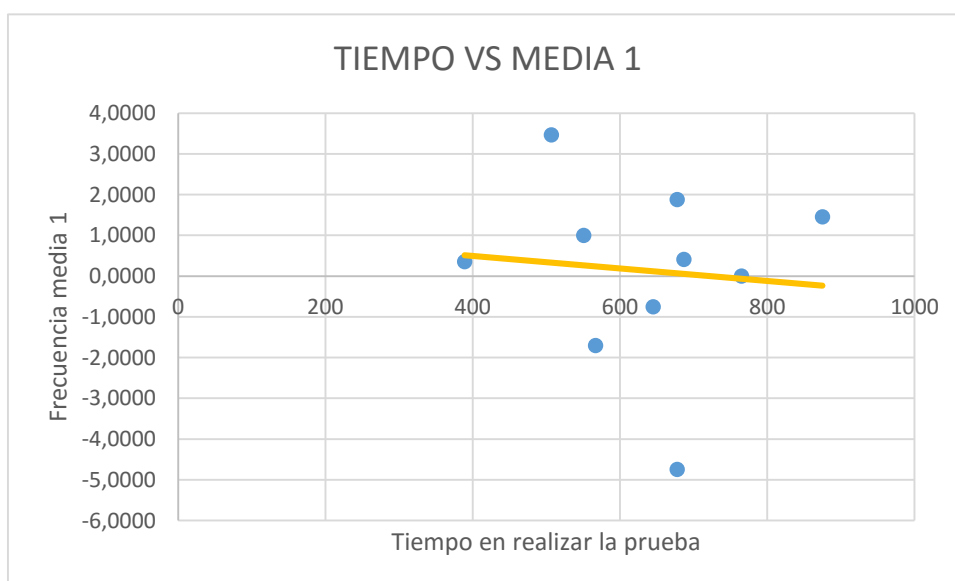
MEDIANA VS ACTIVIDAD FÍSICA (AF)

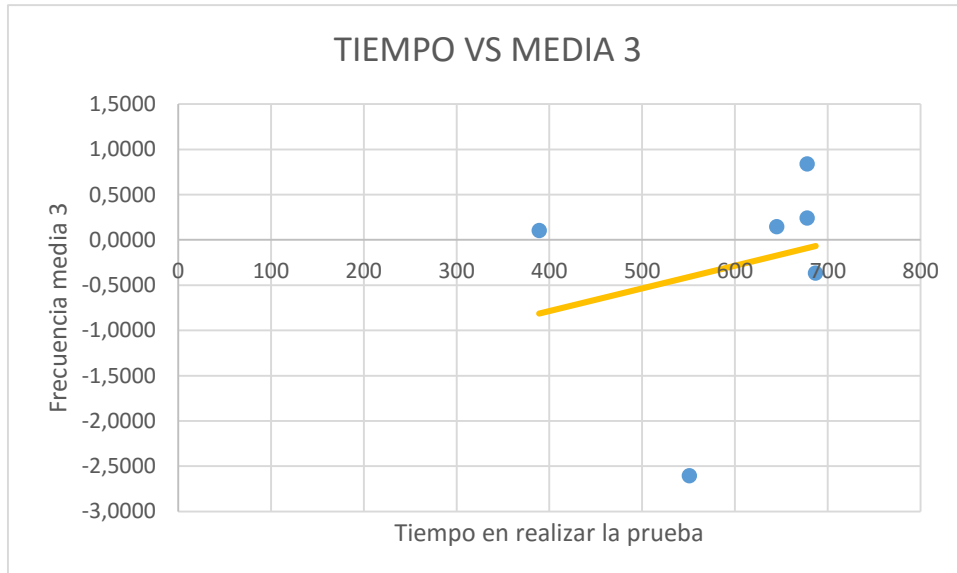
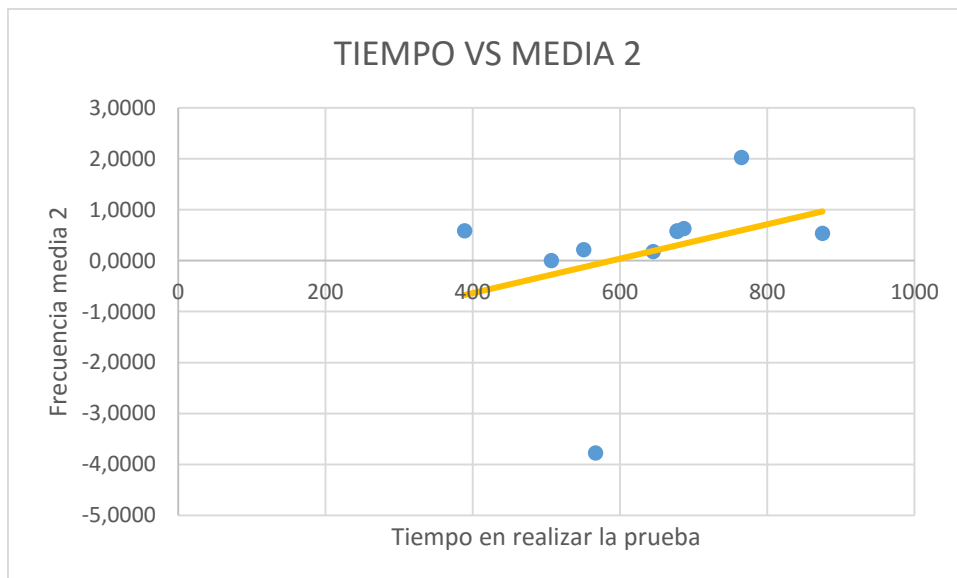




Al realizar esta comparación, nos vuelve a pasar lo mismo que en el caso de la Media. Las pendientes de las gráficas de los tres electrodos son positivas, con lo que, como norma general, los individuos que practican deporte más regularmente, tendrán más facilidad para soportar la fatiga. Pero como ya dijimos antes, alguien con una escala de actividad física nivel 1, puede soportar mejor la fatiga que alguien con un nivel 4, aunque esto no sea la norma general.

TIEMPO VS FRECUENCIA MEDIA

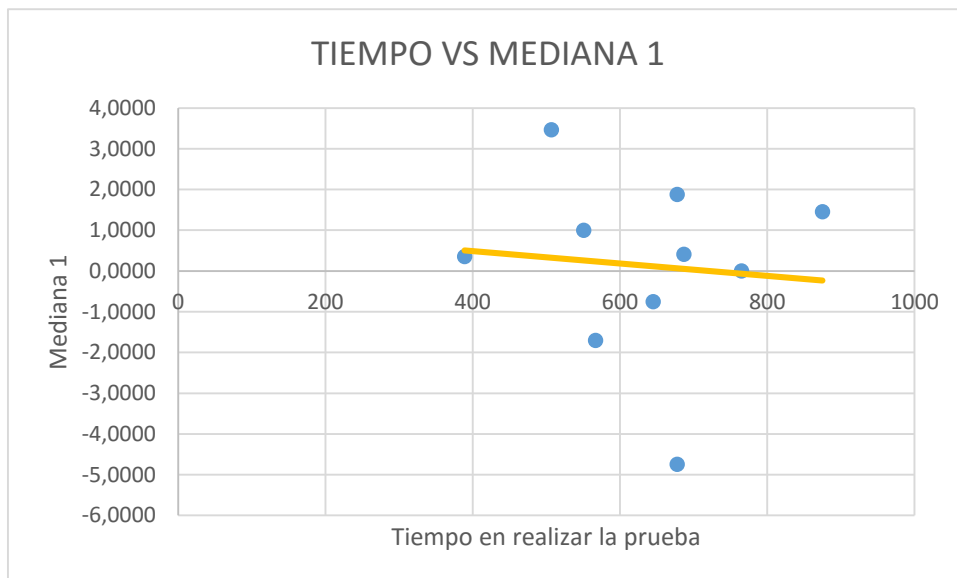


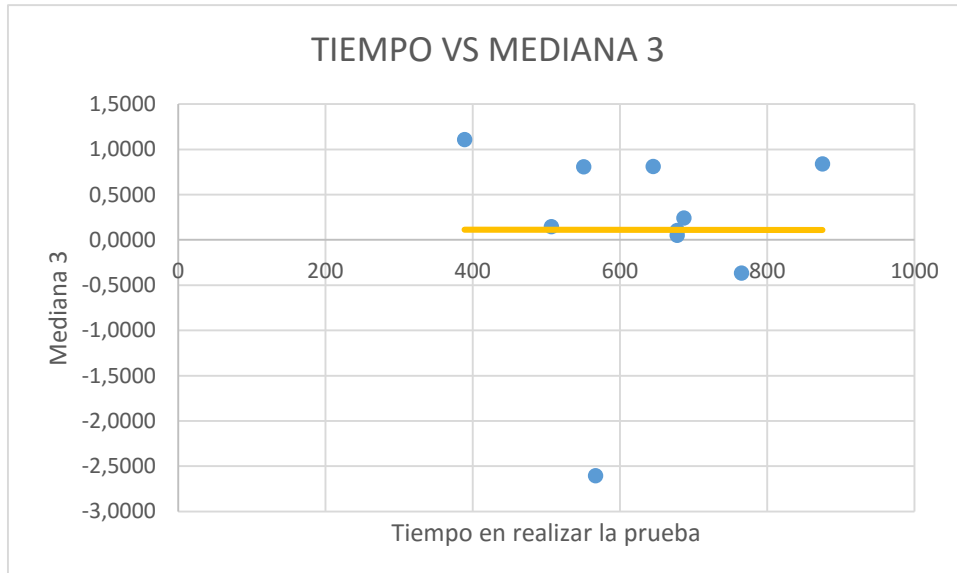
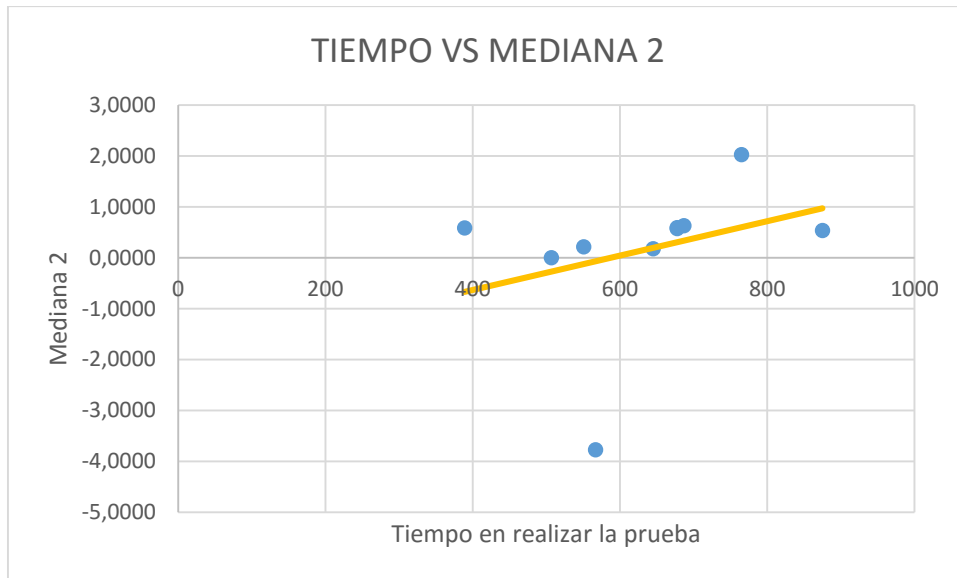


Viendo en perspectiva las tres gráficas, no se sacan conclusiones claras de esta comparación. En el primer electrodo la pendiente es negativa, lo que expresa que los voluntarios que tardaron menos en realizar la prueba, se fatigaron menos que los que tardaron más. En cambio, la pendiente cambia para los electrodos 2 y 3, expresando

que los voluntarios que emplearon más tiempo en realizar la prueba fueron los que se fatigaron menos. Al no haber una tendencia general de los tres electrodos, no podemos sacar ninguna conclusión clara y podemos decir que estas variables no dependen la una de la otra.

TIEMPO VS MEDIANA





Volvemos a tener el mismo caso que en la comparación del tiempo con la mediana. En el electrodo 1 la pendiente es negativa, indicando que los voluntarios que tardaron más en realizar la prueba se cansaron más. En cambio, en el electrodo 2 pasa al contrario al cambiar la pendiente, fatigándose más los pacientes que tardaron menos

en realizar la prueba. Y si observamos el electrodo 3, vemos que tenemos una recta horizontal, con lo que podemos concluir que las variables no tienen relación entre sí.

COMPARACIÓN SUBJETIVA

En esta comparación, nuestra tarea será corroborar que las zonas donde los voluntarios dijeron que sintieron más fatiga, se corresponde con los resultados aportados con la electromiografía.

Primero haremos una comparación con la media y posteriormente lo haremos con la mediana.

MEDIA

A continuación, mostraremos una tabla donde mostraremos las zonas donde la electromiografía indicó que el voluntario sufría fatiga, y las zonas donde los individuos dijeron que sintieron ese cansancio.

Voluntario	Electrodo 1		Electrodo 2		Electrodo 3	
	Media	Esfuerzo referido	Media	Esfuerzo referido	Media	Esfuerzo referido
1	-0,1618		0,9588	X	-0,2651	
2	0,5030		0,1645	X	0,3172	
3	-0,9166		-1,9015		-1,7113	
4	1,5396		-0,3193		-0,4539	X
5	0,0967		0,5655		0,0459	
6	0,6279		0,6815	X	0,0010	
7	0,0901		-0,3477	X	0,1506	X
8	-0,3069		-0,0331	X	0,2933	
9	-2,5150		0,1159		0,0366	
10	0,2463		0,2023		0,3598	

En esta primera tabla vemos cómo los resultados aportados por la electromiografía no se corresponden en gran medida con las sensaciones de los voluntarios. La mitad de los individuos indicaron que sintieron más fatiga en la zona cubierta por el electrodo 2, y en sólo dos de los cinco fue captada por el electrodo. En cuanto al electrodo 3, de los dos voluntarios que dijeron tener fatiga, sólo en un caso fue detectado por la

electromiografía. Además de esto, voluntarios que electromiográficamente reportaban fatiga y sin embargo al finalizar la prueba no reportaron nada, por lo que los resultados no son muy concluyentes. Cabe destacar que, en esta prueba, la fatiga era muy leve, por lo que era difícil percibirlo para los individuos.

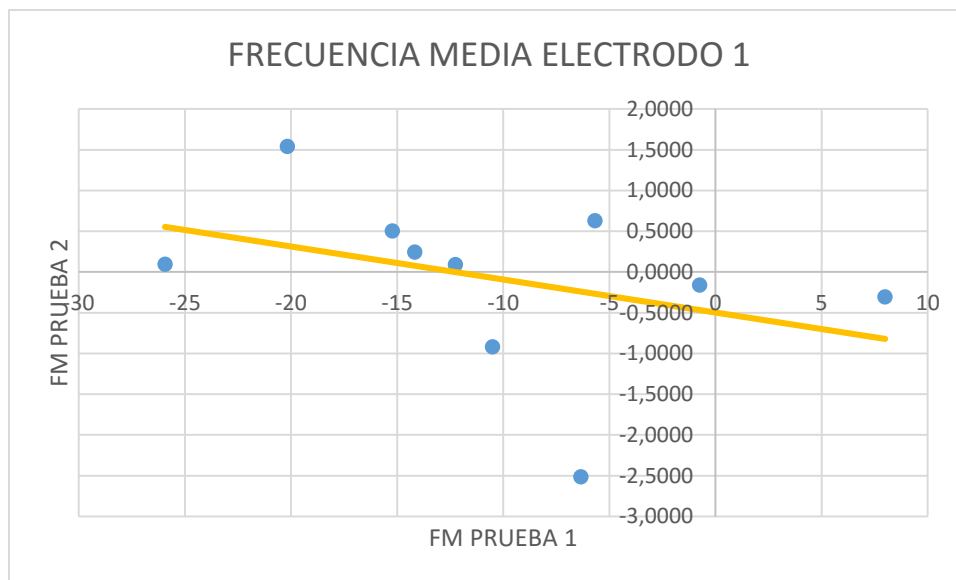
MEDIANA

Voluntario	Electrodo 1		Electrodo 2		Electrodo 3	
	Media	Esfuerzo referido	Media	Esfuerzo referido	Media	Esfuerzo referido
1	0,0140		2,0249	X	-0,3667	
2	1,4490		0,5359	X	0,8386	
3	-1,7060		-3,7738		-2,6048	
4	3,4640		0,0001		0,1467	X
5	0,4048		0,6301		0,2403	
6	1,8733		0,5752	X	0,1053	
7	0,9984		0,2167	X	0,8075	X
8	-0,7532		0,1788	X	0,8113	
9	-4,7521		0,5898		0,0505	
10	0,3536		0,5853		1,1076	

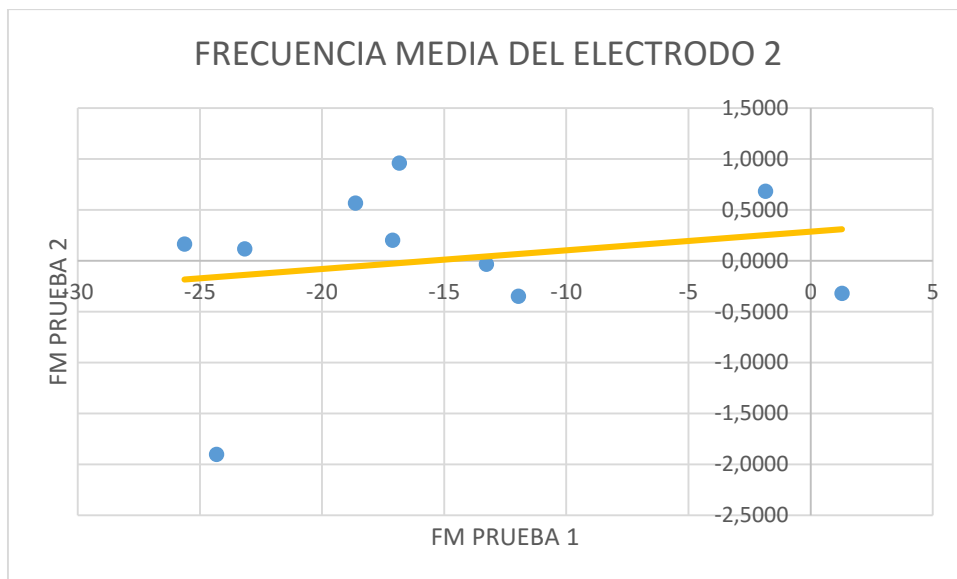
En esta segunda tabla se hace una comparación de las sensaciones de fatiga de los individuos y los datos arrojados por el método de la mediana mediante la electromiografía. El resultado es que ninguno de los voluntarios que dijeron tener fatiga en las respectivas zonas de los electrodos coincidía con los datos de la electromiografía. Además de esto, hay zonas donde los electrodos indicaban fatiga y los voluntarios dijeron no tenerla, por lo que este método parece poco válido para analizar la fatiga. También es cierto que como hemos dicho antes, la fatiga de esta segunda prueba es muy baja, por lo que tampoco se pueden sacar unas conclusiones muy claras acerca del empleo de estos métodos en el análisis de la fatiga muscular.

COMPARACIÓN RESULTADOS FATIGA PRUEBA 1 Y PRUEBA 2

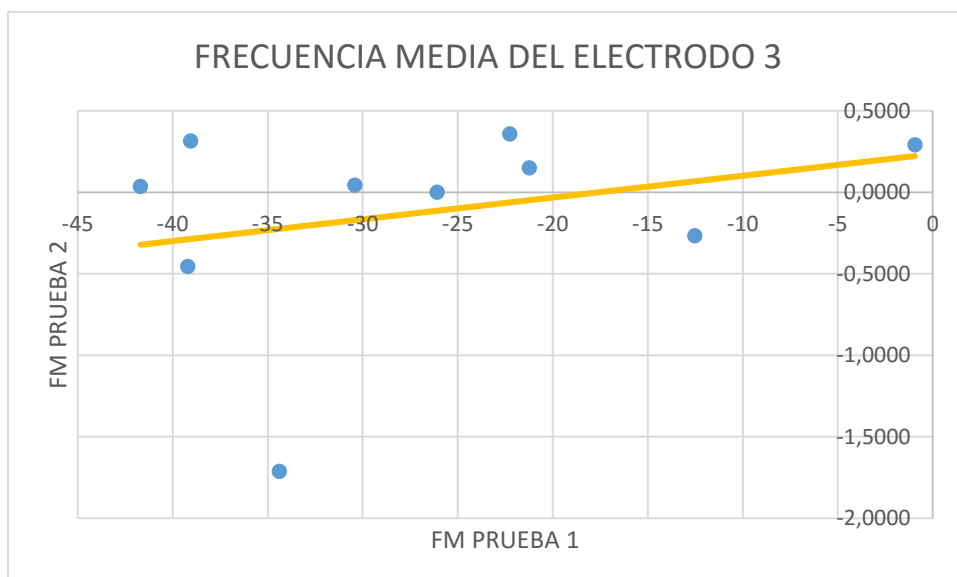
MEDIA



En este primer electrodo, aparecen unos resultados un tanto contradictorios ya que, según la tendencia de la gráfica, los voluntarios que se fatigaron más en la primera prueba tienen una mejor resistencia en la segunda, con lo cual no parece que tenga mucho sentido. Esta falta de coherencia puede achacarse a que la zona del electrodo 1 no fue muy utilizada en los voluntarios al realizar la prueba 2, y esto añadido a que la fatiga en dicha prueba no fue muy grande, nos hace tener esta recta con pendiente negativa.



En el segundo electrodo vemos cómo la pendiente de la recta cambia con respecto al primero. Esto nos indica que los voluntarios que sufrieron más fatiga en la prueba 1, también tienen menos aguante en la segunda, por lo que parece que los datos que nos aporta el electrodo 2 son más lógicos que los del 1. Por otra parte, vemos que la pendiente de la recta no es muy pronunciada y es debido a que, en la segunda prueba, los voluntarios no se fatigaron de una manera tan clara como en la primera.



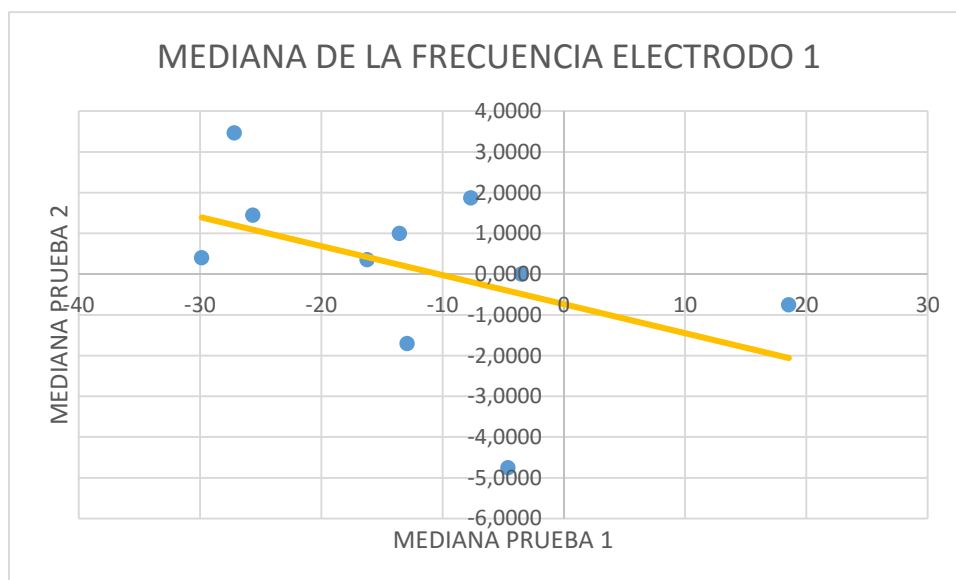
Este tercer electrodo continúa en la misma línea que el segundo, es decir, los voluntarios que sufrieron más fatiga en la primera prueba son los que sufren más en la

segunda. La pendiente no es muy pronunciada, pero es suficiente para confirmar lo anterior.

Como conclusión podemos decir que la zona que cubre el electrodo 1, no fue muy utilizada por los voluntarios en la segunda prueba debido a los incoherentes resultados que nos aporta la pendiente de la recta. No es así en los electrodos 2 y 3, donde, aunque las pendientes no son muy pronunciadas, sus tendencias sí nos indican que los voluntarios que más fatiga tuvieron en la prueba 1, también la sufrieron en la prueba 2.

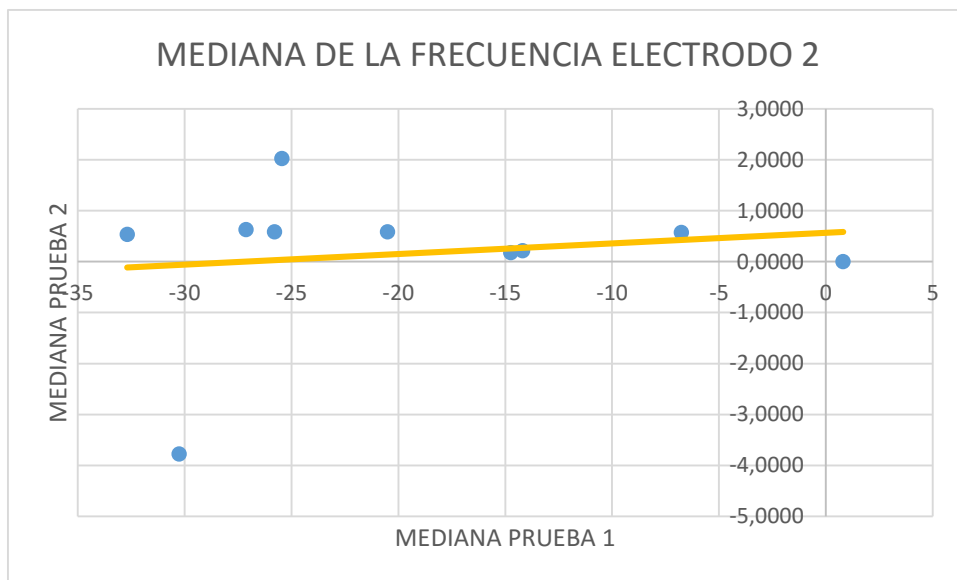
Como ya hemos dicho antes, que los valores de las pendientes de las rectas no sean muy elevados, es debido a la diferencia de fatiga en los voluntarios entre las dos pruebas.

MEDIANA

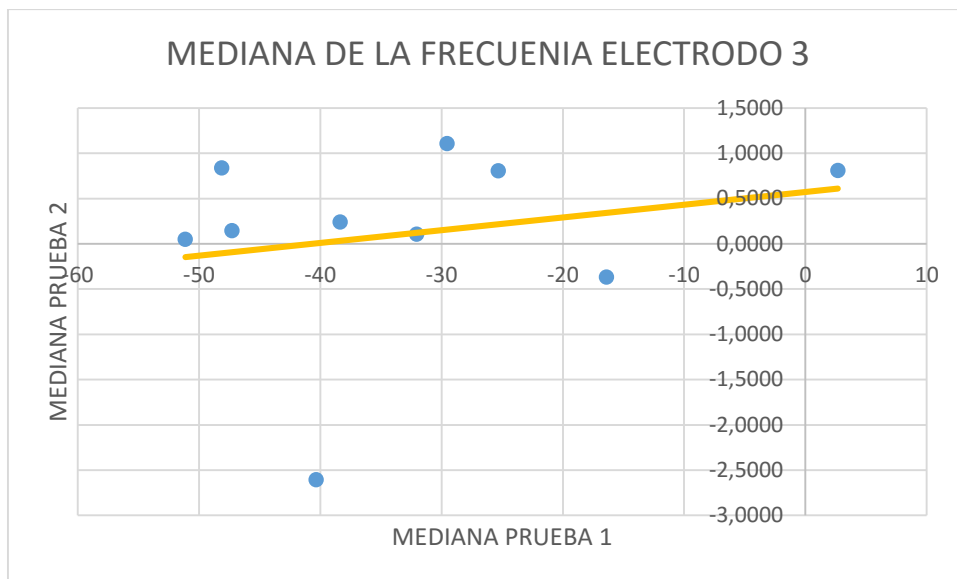


En este primer electrodo, nos pasa algo similar a lo que ya comentamos antes en el caso de la media. La pendiente de la recta es negativa, lo que nos quiere decir es que los voluntarios que tuvieron más fatiga en la prueba 1, tienen menos fatiga en la prueba 2, lo cual parece un tanto incoherente. La explicación que le podemos dar a

estos resultados, es que, en la segunda prueba, la zona del electrodo 1 no fue utilizada por los voluntarios.



Como pasaba en la media, la tendencia en el electrodo 2 cambia, y pasa a ser positiva, queriéndonos decir que los voluntarios que tenían más fatiga en la primera prueba siguen siendo los que más se fatigaron en la segunda. La pendiente no es muy significativa, pero como ya dijimos antes esto es debido a la diferencia de valores, en cuanto a fatiga, existentes entre la prueba 1 y la prueba 2.



En este tercer electrodo, se puede decir lo mismo que en el segundo, lo único que cambia es que la pendiente de este último es un poco mayor, aunque no afecta de manera significativa.

La conclusión general en la comparación de la mediana es similar a la que se hizo con la media. La zona del electrodo 1 no fue muy utilizada por los voluntarios en la segunda prueba y eso hace que la pendiente sea negativa. En los electrodos 2 y 3, la pendiente es positiva lo cual como venimos repitiendo nos indica que los voluntarios que tuvieron más fatiga en la prueba 1, son los que más se cansan en la prueba 2.

6.CONCLUSIONES

- En la primera prueba tuvimos un ejercicio donde la fatiga muscular era muy notoria. Ésta consistía en, durante un minuto, ejecutar un handgrip sin parar a la máxima velocidad posible. Esto nos dio datos altos de fatiga para todos los individuos y pudimos concluir que los datos EMG de la media y la mediana eran coherentes con las sensaciones que los individuos reportaban al finalizar la prueba.
- En la segunda prueba, la fatiga existente no fue muy notoria. La prueba consistía en tres ejercicios, todos ellos realizados con una herramienta que utilizan los cirujanos en sus operaciones. El primero era dar la vuelta a unas letras con la herramienta nombrada, y colocarlas en su lugar correspondiente. El segundo consistía en hacer pasar un hilo por cuatro anillas, estando éstas en forma de cuadrado. Y, por último, en el tercero, había que enroscar un cordel en su totalidad en un pivote pequeño. Como decíamos antes, los resultados de esta prueba no fueron muy concluyentes ya que, aunque los voluntarios tardaron más tiempo en realizar la prueba, la intensidad del ejercicio era bastante menor, por tanto, los datos que reportó la EMG eran algo confusos. Sin embargo, las sensaciones de ligera fatiga de los individuos, sí que coincidían con los datos reportados por los métodos de la media y la mediana.
- Con todo esto podemos concluir que los métodos de la media y la mediana son aptos para medir la fatiga muscular. En la prueba 1, la mayoría de las sensaciones aportadas por los individuos coincidían con los datos EMG, y en la prueba 2, aunque las sensaciones no coincidían tanto con los resultados como en la prueba 1, lo podemos achacar a la baja fatiga sufrida por los voluntarios, y esto refrenda la validez de estos métodos ya que el cansancio que se producía en esta prueba era muy bajo.

7.BIBLIOGRAFÍA

- The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis
- The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography
- Cifrek clinical biomechanics
- Muscle Fatigue and Time-Dependent Parameters of the Surface EMG Signal
- <http://es.slideshare.net/TeresaPrezDisla/ciruga-mnimamente-invasiva-29615306>
- <http://www.teknon.es/web/aleix-vidal/cirugia-minimamente-invasiva>
- http://www.enietopodologos.com/Public/articulos/instrumental_en_cirugia_mis.pdf
- <http://www.elsevier.es/es-revista-cirugia-espanola-36-articulo-ergonomia-cirugia-laparoscopica-su-importancia-90135008>
- <http://www.scielo.org.co/scielo.php>
- http://www.bvs.sld.cu/revistas/mil/vol35_4_06/mil08406.htm