

E.T.S. de Ingeniería Industrial, Informática y de
Telecomunicación

**Estudio de la potenciación eléctrica en el biceps braquial
causada por contracciones voluntarias de diferente
intensidad y duración**



Grado en Ingeniería
en Tecnologías de Telecomunicación

Trabajo Fin de Grado

Daniel Vera Cabello
Javier Rodríguez Falces
Pamplona, 19 de Junio de 2015



Agradecimientos

Este Trabajo Fin de Grado ha sido posible gracias a la inestimable ayuda de diferentes personas en diferentes aspectos.

En primer lugar y ante todo, quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mi director, Javier Rodríguez Falces. Durante todo el proceso me ha guiado, apoyado y dado consejos muy valiosos que me serán de gran ayuda en mi futuro profesional.

En segundo lugar, quería agradecer a mis padres y hermanas su confianza, amor y buenos consejos. Sin vosotros no estaría hoy aquí.

Por último, no por ello menos importante, a mis amigos, especialmente a Ainara, Garbiñe, Ines y Yelko, con los que empecé esta etapa de mi vida y aunque ya termina, nuestra amistad durará para siempre.

Abstract

The record of the electrical potential generated by a muscle under a contraction is known as Electromyographic signal (EMG). In this research only superficial EMG are obtained under external stimulation, generating M-wave signals. The M-wave signals are a compound of action potential of EMGs formed when all muscle fibers are evoked synchronously. They have two phases; the first phase reflects the propagation of the evoked potentials by the fiber and the second one, shows the extinction of the action potential at the tendon. M-wave records are obtained under monopolar configuration given the fact no information is hidden. The tests were performed on the biceps brachii and two protocols were carried out: intensity protocol and duration protocol. The most outstanding results are: (1) Similar biceps behavior for both protocols. (2) Different amplitude behavior for each phase: the amplitude of the first phase decreases after the contraction for a later recovery whereas the second phase amplifies after the contraction and then recovers. (3) Enlargement of the conduction velocity after the contraction. It therefore follows that the first phase of the M-wave signal reflects changes of the fiber muscle membrane more reliably than the second phase.

Key words

M-wave Potentiation, EMG, Biceps Brachii, conduction velocity, voluntary contractions.

Índice

Introducción y objetivos	10
1 Resumen:	10
2 Contexto:	11
2.1 Objetivos:	11
2.2 Hipótesis:	11
Fundamentos fisiológicos	12
1 Introducción:	12
2 Sistema nervioso	12
3 Transmisión del impulso nervioso:	14
3.1.1 Cerebro	14
3.1.2 Médula espinal.....	14
3.1.3 Motoneurona o neurona motora	15
3.1.4 Unidad motora	15
3.2 Sinapsis.....	16
4 Organización del músculo	18
4.1 Músculo	18
4.2 Fibras musculares.....	18
5 Potenciales.....	21
5.1 Potencial de acción intracelular	21
5.2 Potenciales extracelulares:	23
6 Contracciones	24
6.1 Mecanismo de contracción voluntaria y su modelado eléctrico	25
6.2 Mecanismo de control de la M-wave y su modelado eléctrico	26
7 Factores que afectan a los potenciales extracelulares.....	27
7.1 Cambios en la estructura del músculo.	28
7.2 Cambios en las propiedades de la membrana del músculo	28
7.3 Cambio en la velocidad de conducción.....	28
Procedimientos experimentales:.....	29
1 Introducción:	29
2 Sujetos:	29

3	Material:	29
3.1	Montaje para la medición de fuerza de flexión del bíceps:	30
3.2	Sistema de adquisición y amplificación de señales biomédicas:	31
3.3	Herramientas de Software:	32
3.4	Estimulador:	32
3.5	Electrodos:	33
3.5.1	Estimulación:	33
3.5.2	Registro de señales electromiográficas	35
3.6	Acondicionamiento:	37
3.7	Escalera de reclutamiento:	37
3.8	Contracción voluntaria máxima:	38
3.9	Protocolos	39
3.9.1	Protocolo de intensidad:	39
3.9.2	Protocolo de duración:	41
	Análisis de datos:	44
1	Introducción:	44
2	Músculo implicado:	44
3	M-Wave:	45
3.1	Parámetros de estudio:	45
3.2	Amplitud de la primera fase:	46
3.3	Amplitud de la segunda fase:	46
3.4	Duración de la primera fase:	47
3.5	Duración de la segunda fase:	48
3.6	Área de la primera fase:	48
3.7	Área de la segunda fase:	49
3.8	Fmean:	50
3.9	Velocidad de conducción:	51
	Resultados	52
1	Resultados	52
1.1	Protocolo intensidad	52
1.1.1	Amplitud M-wave	52
1.1.2	Duración de la M-wave	52
1.1.3	Área de la M-wave	54

1.1.4	Fmean y velocidad de conducción.....	54
1.2	Protocolo duración	55
1.2.1	Amplitud M-wave	55
1.2.2	Duración de la M-wave	56
1.2.3	Área de la M-wave	56
1.2.4	Fmean y velocidad de conducción.....	57
2	Discusión.....	58
2.1	Potenciación de la M-wave tras contracciones condiciones para distintas duraciones e intensidades.....	58
2.2	Posibles mecanismos tras la potenciación de la primera y segunda fase de la M-wave	59
	Conclusiones.....	61
	Líneas futuras	62
	Bibliografía.....	63

Índice de figuras

Figura 1 : Esquema de la división sistema nervioso.	12
Figura 2 : Relación sistema nervioso central y periférico.....	13
Figura 3 : Esquema transmisión del impulso nervioso.....	14
Figura 4 : Estructura de motoneurona.	15
Figura 5 : Esquema conexión medula espinal y fibras musculares mediante unidades motoras.....	16
Figura 6 : Esquema de la sinapsis	17
Figura 7 : Esquema músculo.....	18
Figura 8 : Estructura fibra muscular.	19
Figura 9 : Estructura miofibrilla	20
Figura 10 : Estructura sarcómero.	20
Figura 11 : Estructura sarcómero dependiendo del estado del músculo (rojo actina y azul miosina).	21
Figura 12 : Perfil temporal del potencial de acción.....	22
Figura 13 : Propagación del potencial hacia el tendón.	23
Figura 14 : Esquemas de captación del potencial de fibra simple (SFAP, a), potencial de unidad motora (MUAP, b) y de la señal electromiográfica de superficie (EMG) (c).....	24
Figura 15 : Esquema contracción voluntaria	25
Figura 16 : Esquema de generación EMG.....	26
Figura 17 : Esquema contracción externa	27
Figura 18 : Modelo generación señales M-waves	27
Figura 19 : Disposición para protocolo.....	29
Figura 20 : Estimulador y máquina de adquisición.....	30
Figura 21 : Transductor de fuerza.....	30
Figura 22 : Montaje medición fuerza	31
Figura 23 : Unidad de captación MP36 de BIOPAC System.....	31
Figura 24 : Interfaz del software BIOPAC StudentLab Pro	32
Figura 25 : Estimulador DS7AH.....	33
Figura 26 : Cable D185-HB4-2.....	33
Figura 27 : Electrodo de estimulación	34

Figura 28 : Disposición de los electrodos de estimulación.....	35
Figura 29 : Electrodo de registro de señales EMG.	35
Figura 30 : Configuración de electrodos de registro.	36
Figura 31 : Configuración de electrodos de registro.	37
Figura 32 : Escalera de reclutamiento teórica.....	38
Figura 33 : Escalera de reclutamiento y contracción máxima real de señal mecánica	38
Figura 34 : Esquema protocolo intensidad.....	40
Figura 35 : Captura protocolo intensidad al 70%.....	41
Figura 36 : Esquema protocolo duración	42
Figura 37 : Captura protocolo duracion a 30s	43
Figura 38 : Disposición de las fibras para bíceps (a) y vasto lateral (b).....	44
Figura 39 : Señal M-wave	45
Figura 40 : Esquema amplitud primera fase M-wave	46
Figura 41 : Esquema amplitud segunda fase M-wave.....	47
Figura 42 : Esquema duración primera fase M-wave.....	47
Figura 43 : Esquema duración segunda fase M-wave	48
Figura 44 : Esquema área primera fase M-wave.....	49
Figura 45 : Esquema área segunda fase M-wave	49
Figura 46 : Esquema F mediana M-wave.....	50
Figura 47 : Esquema desfase entre M-waves con distinta configuración monopolar.	51
Figura 48 : Resultado amplitud primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo intensidad	52
Figura 49 : Resultado duración primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo intensidad	53
Figura 50 : Resultado área primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo intensidad	54
Figura 51 : Resultado Fmean a) y velocidad de conducción b) de la M-wave protocolo intensidad	54
Figura 52 : Resultado amplitud primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo duración.....	55
Figura 53 : Resultado duración primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo duración.....	56
Figura 54 : Resultado área primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo duración.....	57

Figura 55 : Resultado Fmean y velocidad de conducción de la M-wave protocolo duración 57

Introducción y objetivos

1 Resumen:

La señal electromiográfica (EMG) se conoce como el registro de los potenciales eléctricos generado por el músculo cuando se contrae. Cuando la contracción muscular se obtiene mediante la aplicación de un estímulo externo generado artificialmente, la señal EMG resultante se conoce como M-wave. Por tanto, las M-waves son las señales eléctricas resultantes de la activación sincrona de todas las fibras del músculo. Las M-waves contienen dos fases claramente diferenciadas; la primera fase refleja la propagación de los potenciales de la fibra, mientras que la segunda fase se genera debido a la extinción del potencial de acción por el tendón.

La potenciación eléctrica se define como el aumento de la amplitud de la M-wave que se observa después de una contracción voluntaria previa. Los mecanismos causantes de la potenciación de la M-wave no están claros. Estudios científicos atribuyen esta potenciación fundamentalmente a factores de dos tipos: uno fisiológico (el aumento transitorio de la velocidad de conducción de las fibras musculares) y otro geométrico (el acortamiento transitorio del músculo después de una contracción).

Con el fin de clarificar el fenómeno de la potenciación, el protocolo experimental se dividió de dos partes. En la primera, los sujetos realizaron contracciones voluntarias sostenidas a las siguientes intensidades: 10, 30, 50, 70, 90 and 100% de la contracción voluntaria máxima (MVC). Después de cada contracción se evocaron varias M-waves para estudiar la potenciación. En la segunda parte, los sujetos realizaron contracciones voluntarias máximas con duraciones: 1s, 3s, 6s, 10s, 30s, y 60s. Después de cada contracción se evocaron varias M-waves para examinar la potenciación.

Los resultados más destacados fueron: (1) Inesperadamente, se observó que la primera fase decreció en ambos protocolos (fenómeno inverso a la potenciación); (2) la segunda fase incrementa después de todas las contracciones independiente de su duración e intensidad (excepto para la del 10%); (3) la potenciación de la 2ª fase se recupera muy rápidamente (15s); (4) velocidad de conducción incrementa después de todas las contracciones independientemente de su duración e intensidad

Los resultados del presente proyecto ratificaron que la amplitud de la segunda fase de la M-wave aumenta rápida y significativamente después de las contracciones. Sin embargo, inesperadamente, se observó que la primera fase decreció en ambos protocolos y esto podría atribuirse a un factor geométrico.

2 Contexto:

El presente proyecto se engloba dentro del grupo de investigación de Ingeniería Biomédica perteneciente al Departamento de Eléctrica y Electrónica de la Universidad Pública de Navarra. Una de las líneas de investigación de este grupo es la caracterización del sistema neuromuscular mediante métodos de estimulación eléctrica y contracción voluntaria.

El presente Trabajo Fin de Grado (TFG) constituye un estudio experimental del grupo sobre humanos, al que preceden los siguientes proyectos: *“Estudio del efecto de la fatiga en la señal eletromiográfica”* de Gonzalo Rocamador, *“Influencia de la distancia interelectrodo, tipo de contracción y músculo, en el espectro de la señal electromiográfica durante contracciones isométricas de intensidad creciente”* de Óscar Toril, *“Comparación de las curvas de reclutamiento de unidades motoras extraídas con M-waves monopolares y bipolares”* de Leire Erro y *“Estudio de la potenciación eléctrica en el cuádriceps durante contracciones voluntarias máximas sostenidas en configuraciones monopolar y bipolar”* de Olivia Rodríguez Martín.

Con este proyecto se pretende realizar un análisis de señales electromiográficas, para ello se realizarán experimentos sobre una muestra de 10 sujetos con la instrumentación biomédica disponible en el centro.

2.1 Objetivos:

El objetivo principal es cuantificar separadamente la potenciación de la primera y segunda fase del M-wave en el bíceps braquial causada por contracciones voluntarias de diferente intensidad y duración.

Con este protocolo experimental (análisis independiente de 1º y 2º fase) se pretende clarificar el papel y/o la importancia de la velocidad de conducción y de la geometría del músculo-tendón en el fenómeno de la potenciación.

2.2 Hipótesis:

Las hipótesis principales son:

(1) La primera fase de la M-wave no se verá potenciada para contracciones cortas de igual o menor duración a 10s (puesto que estas contracciones no inducen cambios fisiológicos relevantes en la fibra) pero si puede obtener una elongación para duraciones mayores (puesto que estas contracciones si inducen cambios fisiológicos relevantes en la fibra).

(2) La segunda fase de la M-wave se potenciará tras contracciones iguales o más cortas a 10s aunque también puede aumentar para duraciones mayores.

Fundamentos fisiológicos

1 Introducción:

En este capítulo se detallarán los conceptos básicos sobre fisiología para el correcto entendimiento del TFG. En primer lugar, se realizará una breve explicación del sistema nervioso, tanto de su composición como de su funcionamiento y en segundo lugar, se detallará la fisiología del músculo y todo lo relacionado a esta.

2 Sistema nervioso

El sistema nervioso es un conjunto de órganos y una red de tejidos nerviosos cuya unidad básica son las neuronas. Tiene tres funciones básicas:

- (1) La función sensitiva es la que siente determinados estímulos o cambios, tanto interior del organismo (por ejemplo, aumento de acidez en sangre) como del exterior (por ejemplo, una gota de lluvia que cae en la piel).
- (2) La función integradora se encargará de analizar, guarda y tomar decisiones tras el estímulo.
- (3) La función motora se encargará de responder ante este estímulo mediante contracciones musculares o secreciones glandulares.

El sistema nervioso lo podremos dividir en dos grandes secciones: sistema nervioso central y sistema nervioso periférico (Figura 1).

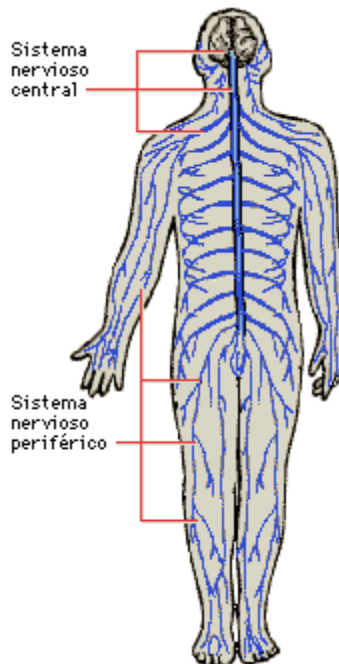


Figura 1 : Esquema de la división sistema nervioso.

El sistema nervioso central está formado por el encéfalo y la médula espinal; en él se integra y relaciona la información sensitiva aferente, se generan los pensamientos y emociones y se forma y almacena la memoria. La mayoría de impulsos nerviosos que generan contracción muscular y secreción glandular se origina en este.

El sistema nervioso central está conectado a receptores sensitivos, los músculos y las glándulas de la zona periférica del organismo mediante el sistema nervioso periférico.

La figura 2 muestra de un modo más ilustrativo esta relación.

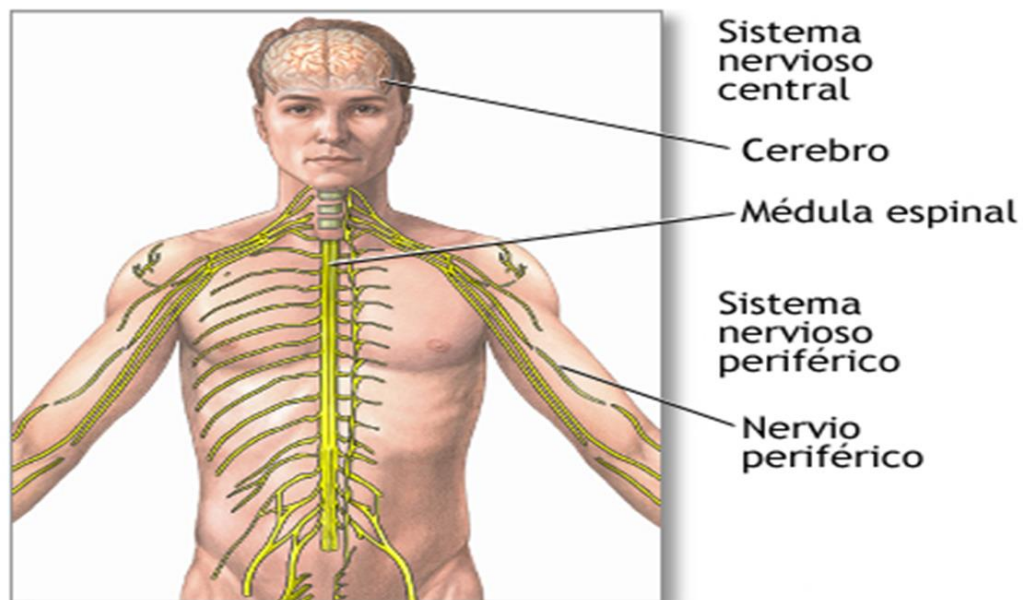


Figura 2 : **Relación sistema nervioso central y periférico.**

Existen dos tipos de comunicaciones entre estos sistemas: las vías aferentes y las vías eferentes. Las vías eferentes serán las encargadas de llevar la información del sistema nervioso central a los distintos órganos o sistemas del cuerpo. Y las vías aferentes encargadas del sentido inverso. Para este estudio se toman muestras en las vías eferentes.

Dependiendo en que parte se ejecute la respuesta, podremos dividir el sistema nervioso periférico en dos: el sistema nervioso somático y el sistema nervioso autónomo. El primero se encargará de funciones voluntarias mientras que el segundo tratará funciones involuntarias.

Para concluir, teniendo en cuenta que, el objetivo principal de este documento es cuantificar separadamente la potenciación de la primera y segunda fase del M-wave en el bíceps braquial causada por contracciones voluntarias, este proyecto va a centrar su análisis en el sistema nervioso somático.

3 Transmisión del impulso nervioso:

Tras esta breve explicación del sistema nervioso, se profundizará en el proceso de transmisión del impulso nervioso producido en el sistema nervioso central al sistema nervioso periférico y como se excita el sistema muscular. Los distintos componentes del sistema nervioso (Figura 3) se describen a continuación:

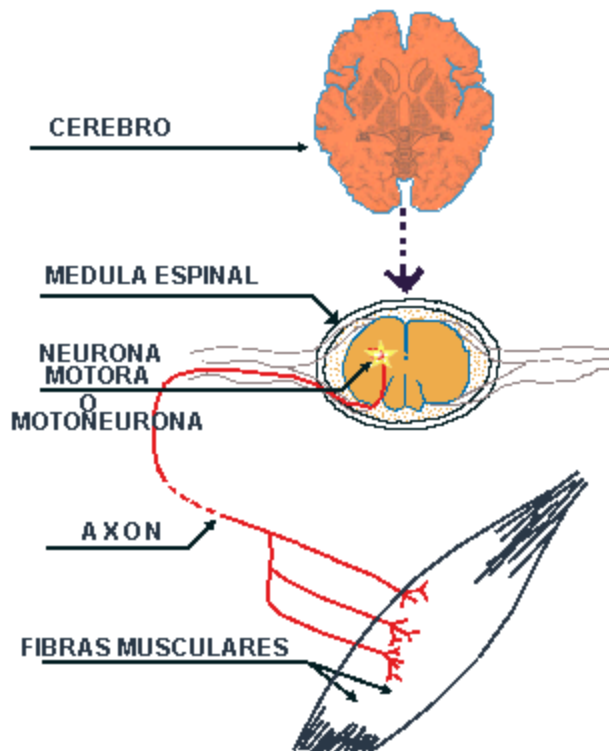


Figura 3 : Esquema transmisión del impulso nervioso

3.1.1 Cerebro

El cerebro es el órgano del sistema nervioso encargado de las funciones sensitiva, integradora y motora. En él se generan los impulsos nerviosos que provocan una reacción muscular. Para enviar estos impulsos nerviosos, el cerebro lo envía a la médula espinal y ésta se encarga del envío hacia los diferentes músculos.

3.1.2 Médula espinal

La médula espinal es una estructura alargada a través de la cual el cerebro se comunica con las diferentes partes del organismo, por ello, es la encargada de comunicar y enviar los ordenes (impulsos) que genera el cerebro hacia las fibras musculares.

Para realizar esa comunicación de la médula espinal salen neuronas motoras que llegan hasta las fibras musculares.

3.1.3 Motoneurona o neurona motora

Las motoneuronas son neuronas ubicadas en las astas de la médula espinal encargadas de la activación y contracción de los músculos esqueléticos. Está compuesta por el soma o cuerpo celular, el axón y las dendritas. Ver Figura 4.

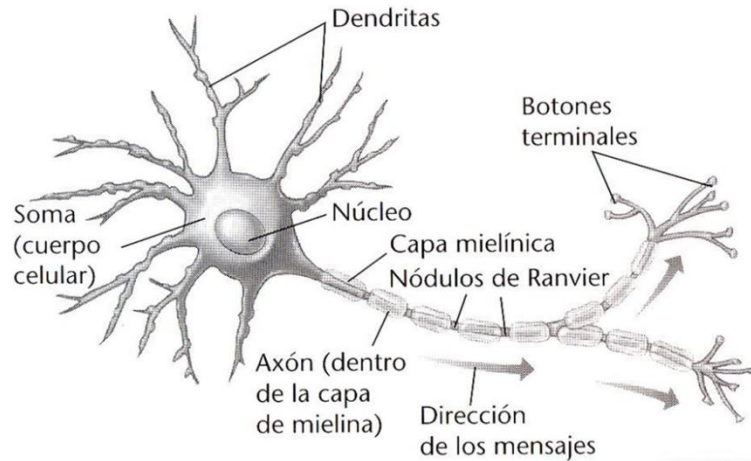


Figura 4 : **Estructura de motoneurona.**

- El soma contiene el núcleo de la célula y es del que emergen el axón y las dendritas.
- El axón es una prolongación de las neuronas especializadas en conducir el impulso nervioso desde el soma hacia otra célula. Está cubierto por mielina, una lipoproteína que permite la transmisión de los impulsos nerviosos y es producida por las células de Schwann.
- Las dendritas son prolongaciones ramificadas, bastantes cortas, que reciben estímulos de un axón y lo envían al soma de otra motoneurona. Además, tienen una función de alimentación celular.

A cada músculo llegan varias motoneuronas y cada una de estas excitará a varias fibras musculares. Al conjunto de motoneurona y fibra muscular se denominará unidad motora.

3.1.4 Unidad motora

La unidad de control funcional y estructural del músculo esquelético es la unidad motora. Corresponde a un sistema formado por una neurona motora y las fibras musculares que ella inerva. La Figura 5 muestra la conexión entre la médula espinal y las fibras musculares mediante tres unidades motoras, estas están formadas por una motoneurona que nace en la médula espinal y cuyas dendritas terminan en fibras musculares (no necesariamente continuas entre sí).

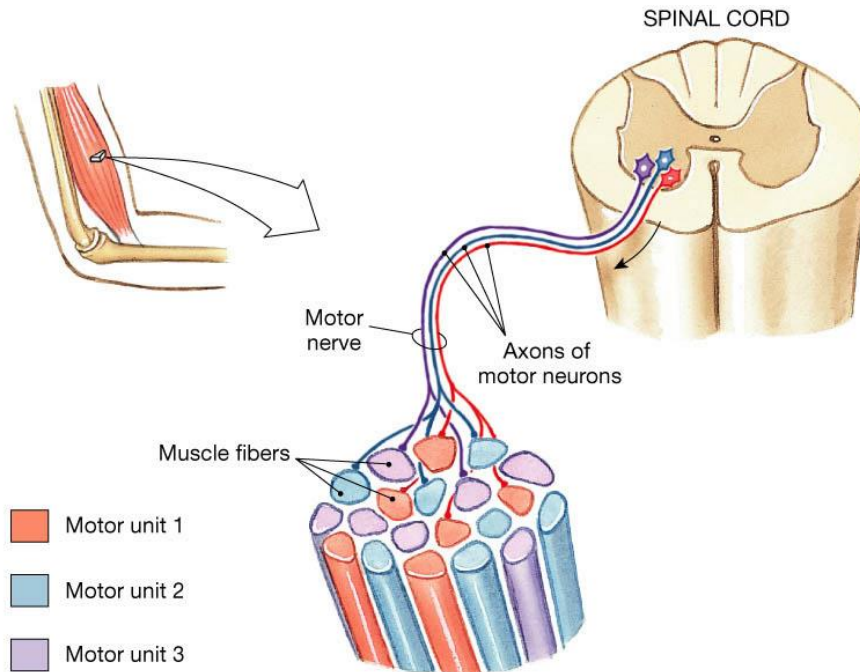


Figura 5 : Esquema conexión medula espinal y fibras musculares mediante unidades motoras

En los diferentes músculos el número de unidades motoras varía según las características funcionales del músculo. Hay neuronas que sólo inervan 5 fibras musculares (músculos extraoculares) mientras que otras inervan hasta 100 (músculo temporal). Los músculos que reciben mayor inervación, es decir, están controlados por un mayor número de unidades motoras son los que realizan movimientos más finos. Los músculos extraoculares, por ejemplo, están controlados por casi 200 unidades motoras.

Considerando características anatómicas y funcionales se distinguen tres tipos de unidades motoras:

- **lentas:** la motoneurona es de cuerpo pequeño, árbol dendrítico poco desarrollado, axones de diámetro reducido y velocidad de conducción baja. Inervan fibras musculares tipo I, de contracción lenta.
- **rápidas y resistentes a la fatiga:** las motoneuronas son grandes, con árbol dendrítico desarrollado, axones gruesos y de alta velocidad de conducción. Inervan fibras musculares del tipo 2a, blancas, de contracción rápida.
- **rápidas fatigables:** las motoneuronas presenta características estructurales similares a las del grupo anterior pero inervan fibras musculares del tipo 2b, de contracción rápida, pero fatigables.

Para poder transmitir el mensaje entre la motoneurona y las fibras musculares se produce el proceso conocido como sinapsis.

3.2 Sinapsis

La sinapsis será el proceso encargado en comunicar la respuesta producida por sistema nervioso central (transportada por las motoneuronas) al músculo. Están separadas por lo que se conoce como el espacio sináptico, tal y como se observa en la Figura 6. Cuando a la

motoneurona le llega un impulso proveniente del axón, libera neurotransmisores que se unirán a receptores específicos en la neurona, desencadenando una corriente eléctrica en ésta, denominada potencial de acción.

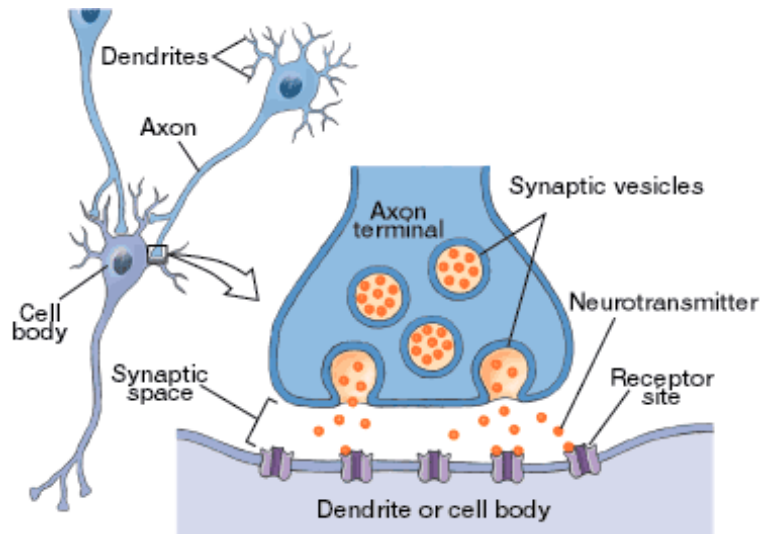


Figura 6 : Esquema de la sinapsis

El punto de unión entre la fibra nerviosa y la fibra muscular se conoce como punto de inervación o *end-plate* en inglés, y es ahí donde se produce la transmisión del impulso o sinapsis. Es importante destacar que el punto de inervación de un mismo músculo no tiene por qué estar emplazado en el mismo lugar.

4 Organización del músculo

La principal función del sistema muscular es el movimiento del esqueleto, así como el de mantener el cuerpo firme y estable.

4.1 Músculo

El cuerpo humano está formado por aproximadamente 650 músculos, la mayoría de ellos controlados por el sistema nervioso. Existen tres tipos de músculos:

- **Músculo esquelético o estriado.** Responsable del movimiento del esqueleto, del glóbulo ocular y de la lengua.
- **Músculo liso.** Estimulado por el sistema nervioso autónomo. Se localiza principalmente en los órganos internos.
- **Músculo cardíaco.** Encargado de bombear la sangre a través del sistema circulatorio, se localiza en el corazón. Su funcionamiento es involuntario y rítmico, sin estimulación nerviosa.

El músculo esquelético es el que interesa para la comprensión del trabajo, y será para el que se profundizará. No sólo cumple la función de dotar al cuerpo de movimiento, también hace de unión entre el hueso y la articulación. Además, supone aproximadamente un 90% del músculo total del cuerpo humano.

El tejido muscular está compuesto por un grupo de fascículos, cada uno de estos a su vez contiene varias fibras musculares agrupadas y cada una de estas fibras individuales contiene cientos de miofibrillas (Figura 7).

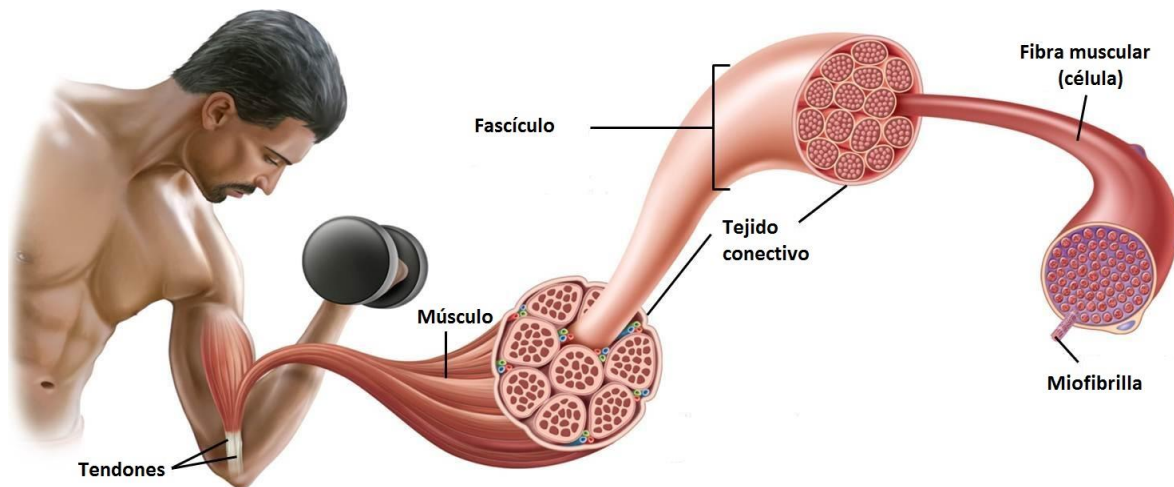


Figura 7 : Esquema músculo

4.2 Fibras musculares

La fibra muscular o miocito, es una célula fusiforme y multinucleada con capacidad contráctil y de la cual está compuesto el tejido muscular (Figura 8).

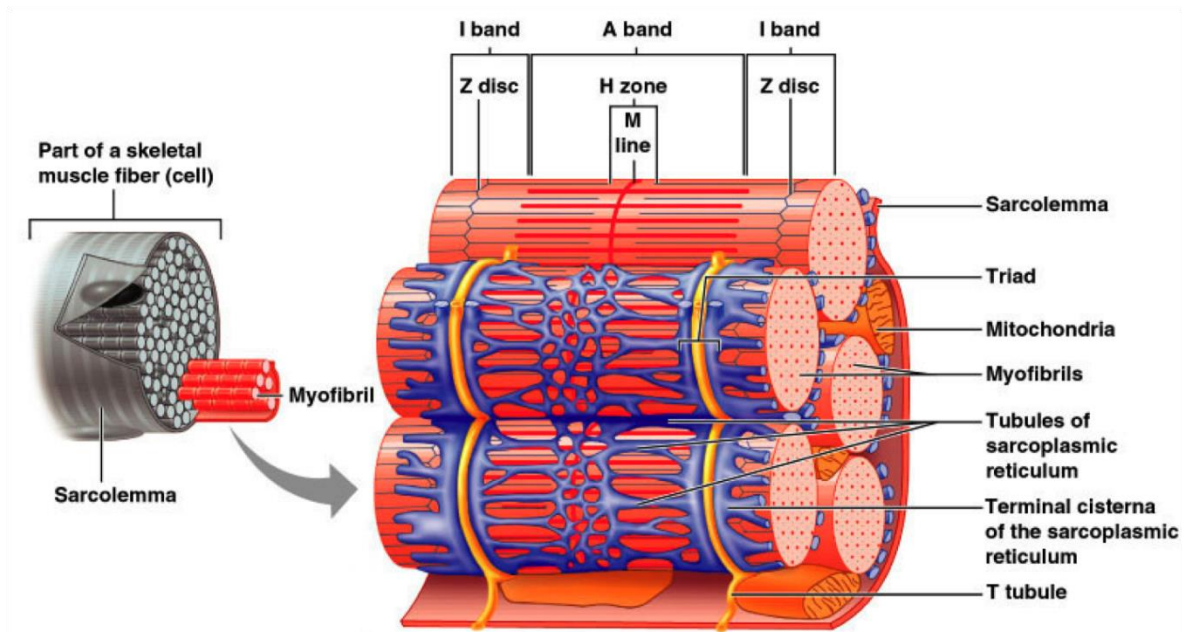


Figura 8 : Estructura fibra muscular.

Las fibras musculares pueden presentar unas dimensiones muy variables: longitud entre 0.1 - 10 cm y diámetro entre 10-100 micras. En la estructura de una fibra muscular se pueden distinguir el sarcolemma, el sarcoplasma, mitocondrias, las miofibrillas y los núcleos.

El sarcolemma, también llamado membrana muscular, está formado por la membrana celular y una lámina basal externa. Presenta una serie de invaginaciones, denominadas túbulos T, que se prolongan hasta situarse en estrecha relación con el retículo endoplasmático. El sarcoplasma difiere de las otras células por la presencia de una proteína capaz de fijar el oxígeno transportado por la sangre. Las mitocondrias se localizan en la proximidad de las miofibrillas. Su número es variable dependiendo del tipo de fibra esquelética. Y se encargarán de suministrar la mayor parte de la energía necesaria.

Las miofibrillas son unas finas estructuras cilíndricas (1 micra de diámetro) de naturaleza proteica y son los elementos responsables de la contracción muscular. Están dispuestas paralelamente al eje longitudinal de la fibra, a la cual recorren de punta a punta, uniéndose finalmente al sarcolemma (Figura 9). Las miofibrillas se dividen en segmentos regulares denominados sarcómeros.

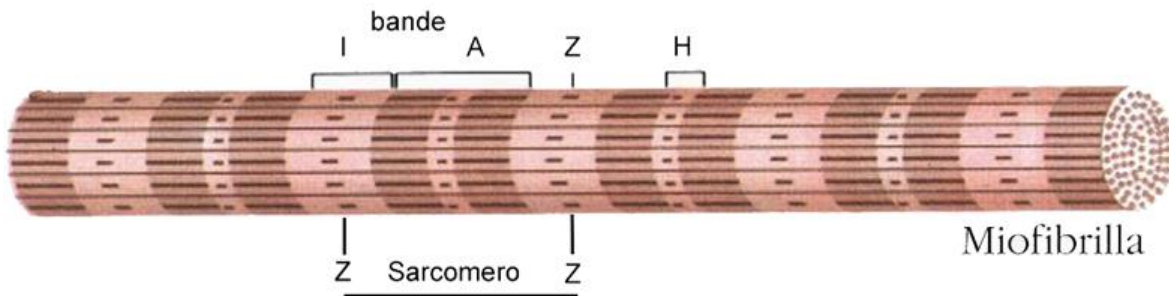


Figura 9 : Estructura miofibrilla

El sarcómero es la unidad anatómica y funcional (más pequeña) del músculo estriado (Figura 10). Se encuentra limitado por dos líneas Z con una zona A (anisótropa) y dos semizonas I (isótropas).

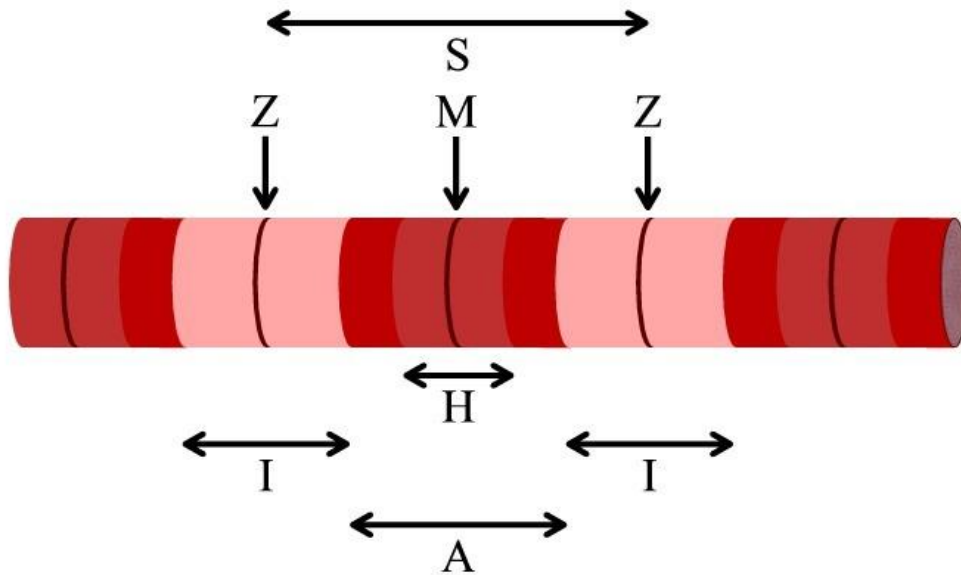


Figura 10 : Estructura sarcómero.

El sarcómero está formado por actina y miosina (Figura 11). En la banda A del sarcómero se encuentran los filamentos de miosina, responsables de la contracción muscular. La contracción del músculo consiste en el deslizamiento de los miofilamentos finos de actina sobre los miofilamentos de miosina (miofilamentos gruesos), todo esto regulado por la intervención nerviosa y la participación del calcio.

En la banda I del sarcómero pueden distinguirse los filamentos de actina (filamento fino) que nacen de los discos Z, donde existe la alfa actinina, que es la proteína que une la actina y la titina. Esta última es una proteína elástica (la más grande del organismo), y posee dos funciones:

- Mantiene a la miosina en su posición.
- Debido a que tiene una parte elástica que actúa como resorte recuperando la longitud de la miofibrilla después de la contracción muscular.

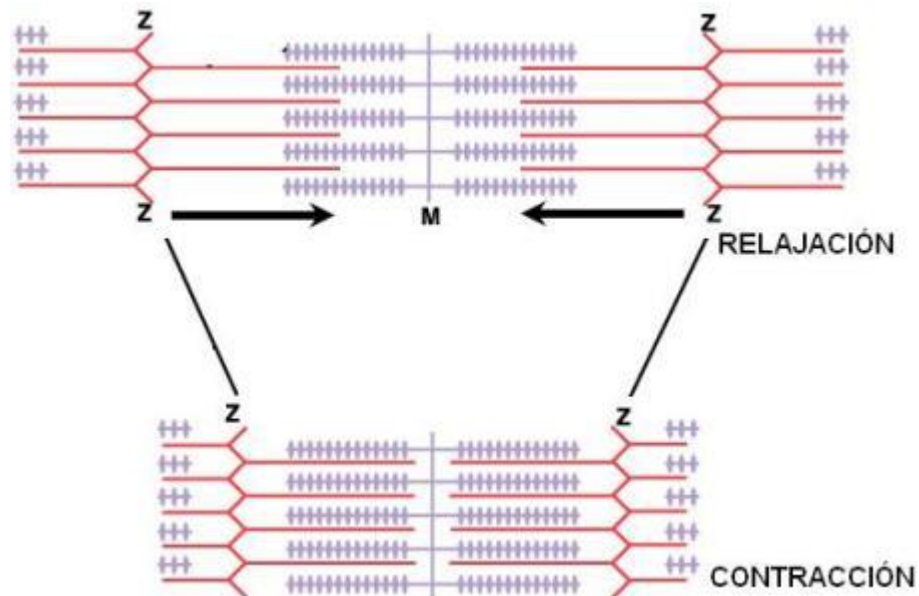


Figura 11 : Estructura sarcómero dependiendo del estado del músculo (rojo actina y azul miosina).

5 Potenciales

Hasta ahora solo se ha explicado cómo se comunica el sistema nervioso con los músculos. En este apartado se explicarán los conocimientos necesarios para el entendimiento de los potenciales producidos en los músculos y su captura.

5.1 Potencial de acción intracelular

El potencial de acción intracelular o impulso eléctrico es una señal que se origina en el sistema nervioso central, se va transmitiendo por la medula espinal y llega finalmente a la

unidad motora, donde la motoneurona le transmite este potencial a las fibras musculares a través de la placa motora (unión entre motoneurona y fibra muscular).

Las motoneuronas están recubiertas por una membrana y tienen una cierta carga eléctrica en reposo. Esta carga es menor dentro de la membrana que fuera. En el momento que la carga eléctrica del interior de la motoneurona es mayor que en el exterior se produce una inversión de polaridad en la célula y a ese cambio de carga se conoce como potencial de acción.

Para que se produzca esa inversión de polarización entre el interior y exterior de la motoneurona se necesita un cambio de concentración de iones, Sodio (Na^+), Potasio (K^+)... Las neuronas tienen en su membrana unos canales iónicos por donde permiten el paso de estos iones; en un estado de reposo, la salida de iones Na^+ es mayor que la entrada de K^+ al interior permitiendo esa polarización negativa. Esta salida-entrada se produce mediante la bomba de sodio-potasio.

Al recibir un estímulo, por un canal iónico se permite la entrada de Na^+ del exterior al interior y, por tanto, la motoneurona se irá volviendo más positiva. Esto se producirá hasta que se llegue a un valor umbral, momento en el que la motoneurona es lo suficientemente positiva como para la apertura de otro canal iónico que permitirá la entrada de muchísimo más Na^+ del exterior en poco tiempo. Este momento se llamará Despolarización y se habrá producido un cambio polarización en la motoneurona. Esto durará hasta que se consiga un valor máximo de voltaje en el interior que producirá el cierre de los canales que permitían la entrada de Na^+ y se volverá a expulsar mediante la bomba sodio-potasio hasta recuperar su estado normal. Para acelerar este proceso, se abre un canal de potasio para sacar más rápido K^+ al exterior. Ese momento se llamará Repolarización.

La Figura 12 muestra el perfil del potencial de acción en cada uno de los estados descritos.

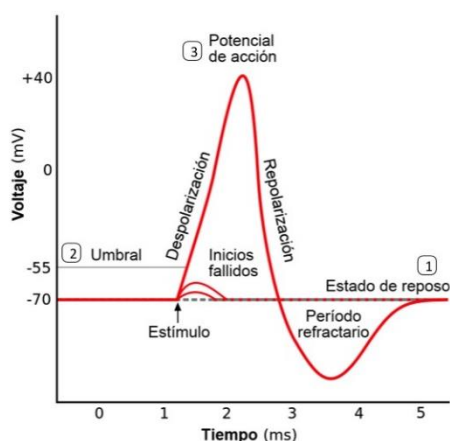


Figura 12 : Perfil temporal del potencial de acción.

El potencial varía muy rápido y se propaga desde la unión neuromuscular hacia los extremos del músculo, en dirección al tendón. Durante este camino, se producen los 3 cambios ya nombrados y que se pueden apreciar en la Figura 13.

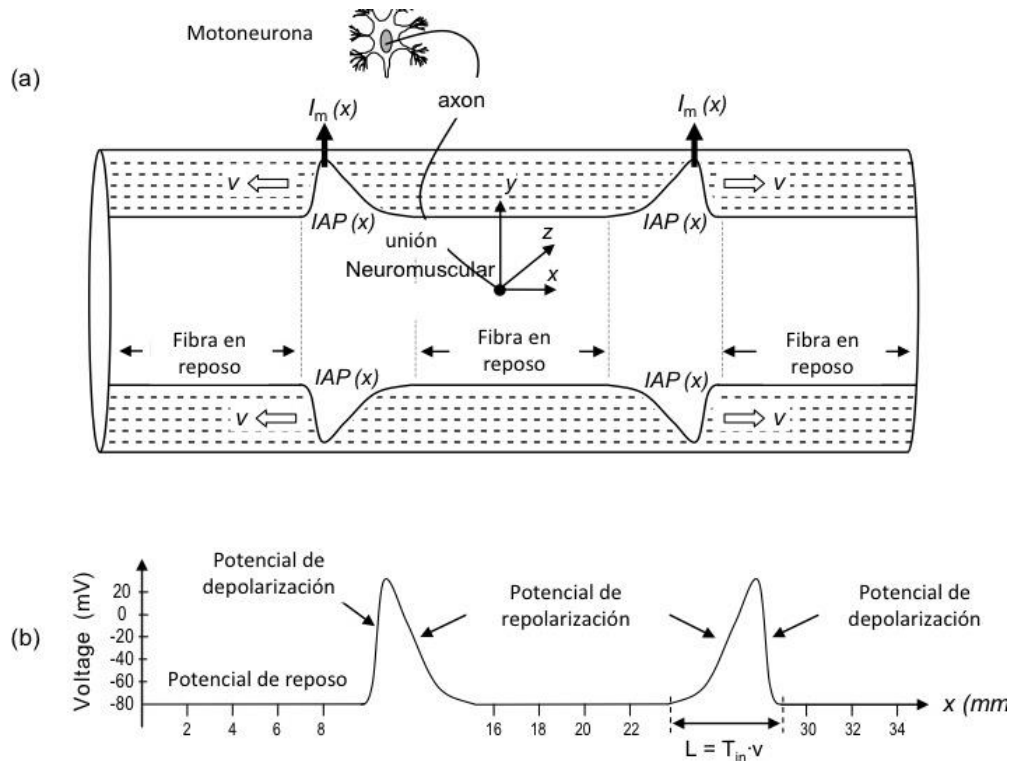


Figura 13 : Propagación del potencial hacia el tendón.

5.2 Potenciales extracelulares:

El potencial intracelular no es el potencial real que se mide; se medirá el potencial de acción extracelular, que es el potencial que registra el electrodo como resultado de la propagación del potencial intracelular por la fibra.

La medición de estos potenciales podría realizarse para una única fibra, una unidad motora o el músculo completo.

La Figura 14 muestra los tres esquemas de captación. La Figura 14 a) muestra la obtención de potencial extracelular de fibra simple, Figura 14 b) muestra la obtención del potencial extracelular de unidad motora (MUAP) y Figura 14 c) muestra la obtención del potencial extracelular de registro señal electromiográfica. Como se puede observar, los tres esquemas están relacionados ya que el primero se basa en la captación del potencial en una única fibra muscular, el segundo captará el potencial de acción de una unidad motora, y por tanto, de las fibras musculares que enerve; y por último, el esquema de registro de señal electromiográfica capta el potencial de acción de todo el músculo y, por tanto, de todas las unidades motoras que lo componen.

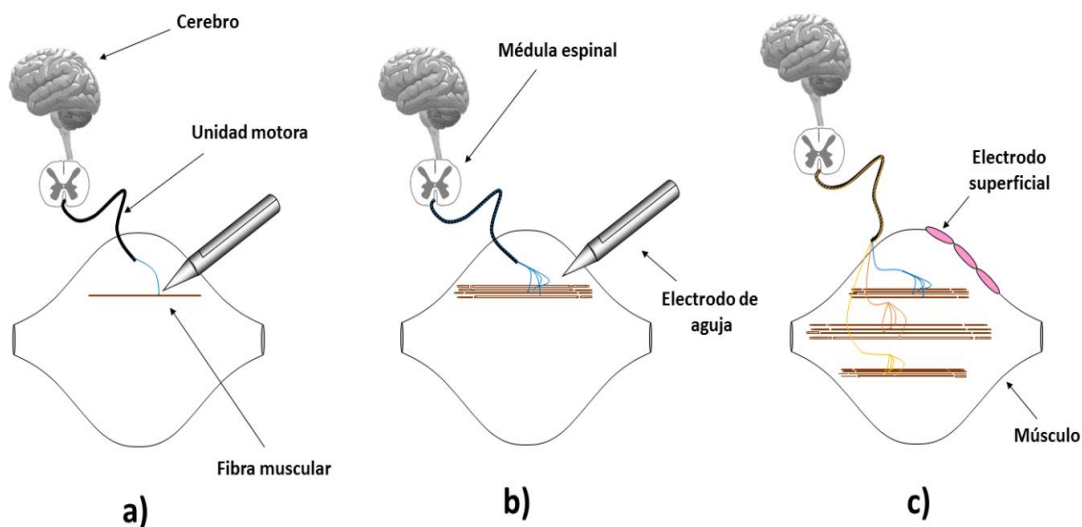


Figura 14 : Esquemas de captación del potencial de fibra simple (SFAP, a), potencial de unidad motora (MUAP, b) y de la señal electromiográfica de superficie (EMG) (c)

En este estudio, se realizará una captación de señales M-wave mediante el registro de señal electromiográfica para obtener una M-wave global del músculo sabiendo que, la señal obtenida se verá atenuada por el efecto de la piel y grasa entre el electrodo y el músculo.

6 Contracciones

Como se ha comentado, se pueden obtener dos tipos de señales EMG: las sEMG o las M-wave, el registro de una u otra dependerá del tipo de contracción que se genere.

Si la contracción es voluntaria, la señal se origina en el sistema nervioso central y viaja hasta llegar al músculo. La señal viaja a una velocidad determinada que denominaremos velocidad de conducción de la fibras muscular (MFCV).

Si por el contrario la señal es evocada de forma externa, el estímulo provoca la excitación de un nervio cercano que enviará la señal hasta llegar al músculo a una cierta MFCV.

La principal diferencia entre ambas radicará en el sincronismo en el que llegan los estímulos de las distintas motoneuronas a las fibras que activan. Esto se explicará más adelante aunque resumiendo las señales sEMG son asíncronas mientras que las M-wave son síncronas.

Además de esta distinción de como provocar una contracción, se distinguirán dos tipos de contracciones según como se realice. Si existe una variación de la longitud de las fibras, las articulaciones se mueven y la tensión generada durante el ejercicio se denominará contracción dinámica, mientras que si el músculo permanece en una posición estática denominaremos contracción isométrica.

Para este estudio solo se realizan contracciones isométricas.

6.1 Mecanismo de contracción voluntaria y su modelado eléctrico

Una contracción voluntaria sigue los siguientes pasos mostrados en la Figura 15

- (1). El área motora del cerebro genera la orden de movimiento.
- (2). El encéfalo recibe la orden manda potenciales de acción que viajan por la médula espinal.
- (3). El potencial de acción originado en el sistema nervioso central llega a una motoneurona alfa, que a su vez la propaga a su propio axón.
- (4). Una dendrita de la motoneurona alfa inerva una fibra muscular, cada disparo de la motoneurona genera una despolarización que se propaga en las direcciones opuestas hasta el final de la fibra muscular.
- (5). Los filamentos de actina se superponen a los filamentos de miosina, provocando la contracción.

Un músculo esquelético puede variar en el número de unidades motoras que lo forman, puede estar formado por unas pocas, o por cientos, las cuales a su vez constan de numerosas fibras inervadas por el axón terminal de una sola motoneurona. La contracción voluntaria y controlada de estos músculos se ejecuta modulando el número de UMs reclutadas y la velocidad de disparo de las motoneuronas. Estos dos factores son determinados por la actividad sináptica celular de la motoneurona.

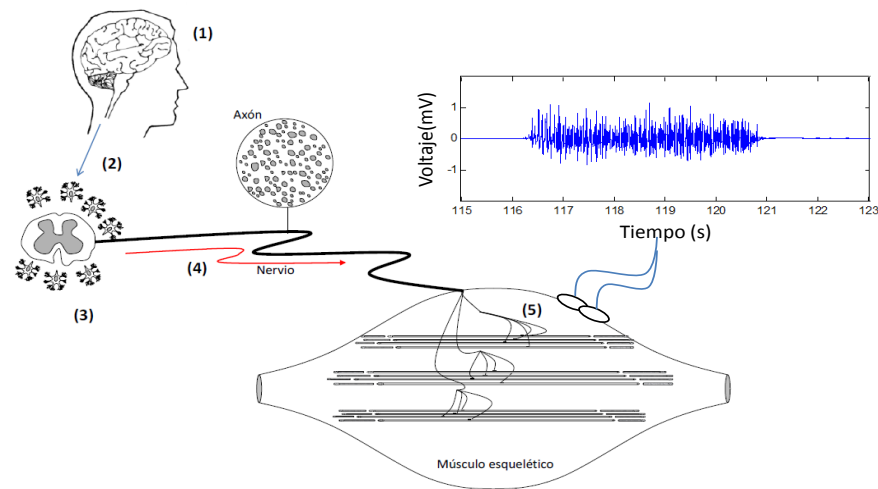


Figura 15 : Esquema contracción voluntaria

Las señales EMG son todas las señales generadas en los músculos voluntarios, excepto reflejos, de manera consciente por el cerebro. Para ello se generan trenes de pulsos con distintas frecuencias de disparo para cada motoneurona. Los potenciales de acción generados por una motoneurona en una unidad motora para cada fibra no están sincronizados, lo que provoca que el sumatorio de los potenciales en una unidad motora no sea la señal generada por la motoneurona.

La señal obtenida por una contracción voluntaria es la suma de potenciales de acción asíncronos, se trata de una señal estocástica, con una función de densidad de probabilidad aproximadamente Gaussiana.

La siguiente Figura 16 es un esquema de cómo se obtiene una EMG voluntaria.

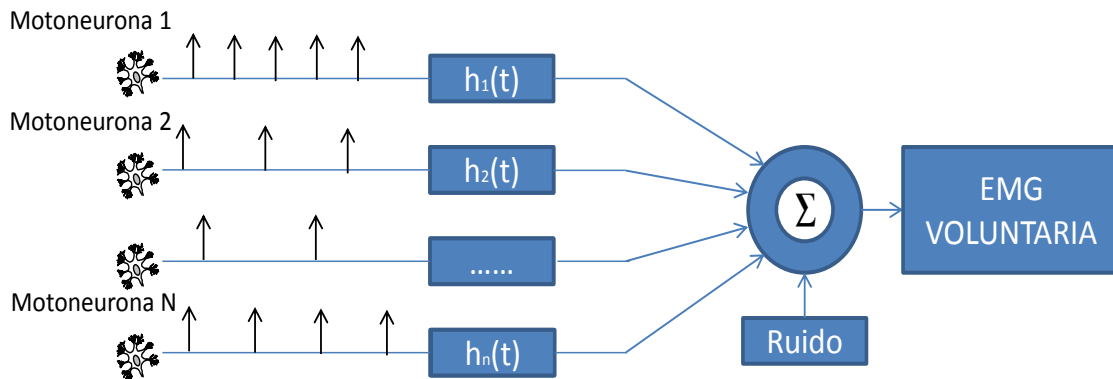


Figura 16 : Esquema de generación EMG

6.2 Mecanismo de control de la M-wave y su modelado eléctrico

La señal M-wave se genera del sumatorio de todos los potenciales dentro de un músculo generados de manera externa y, por tanto, llegan de manera síncrona. Esto se consigue enviando pulsos cuadrados de corta duración y suficiente amplitud para activar y sincronizar todas las fibras de cada unidad motora inervadas.

El sincronismo de estas señales hace que la señal evocada sea un buen indicador de la respuesta del músculo y nos permite estudiar las propiedades periféricas del sistema neuromuscular.

Los pasos que se realizan para generar una contracción evocada por estímulo eléctrico nervioso se detallan en la Figura 17

- (1). Se genera un estímulo eléctrico de breve duración (1mseg) y de intensidad constante (de 0 a 400mA), en un estimulador eléctrico biomédico. El estimulador lo transmite por un cable apantallado hasta un ánodo y un cátodo que se colocarán sobre el nervio a estimular.
- (2). El estímulo eléctrico genera una diferencia de potencial en el nervio que afecta a todas las unidades motoras cuyos axones se encuentren en dicho nervio.
- (3). Los axones inervan sus fibras correspondientes, empezando desde el centro de la fibra, desde donde se propaga en las direcciones opuestas hasta el final de la fibra muscular.
- (4). Los filamentos de actina se superponen a los filamentos de miosina, provocando la contracción.

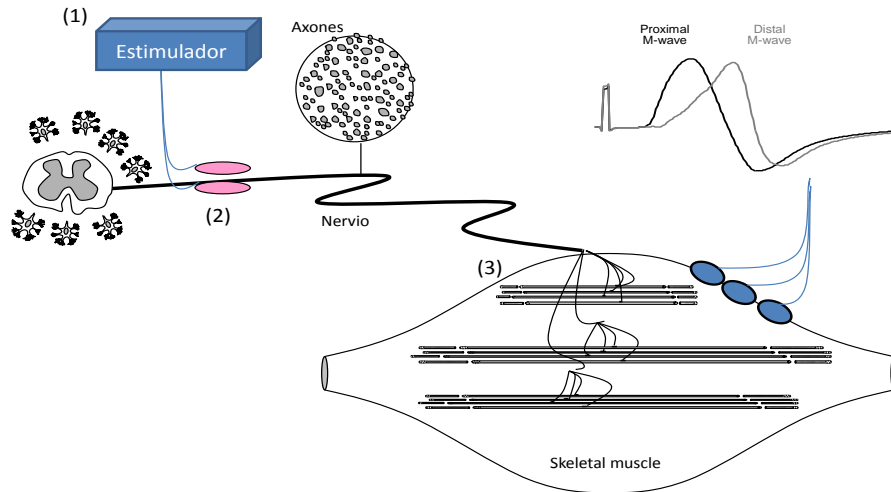


Figura 17 : Esquema contracción externa

Existen diferentes técnicas de estimulación eléctrica para generar *M-waves*, este trabajo ha centrado la atención en la estimulación del nervio periférico, la estimulación eléctrica se realizara con electrodos de superficie emitiendo un pulso monopolar.

En la Figura 18 se muestra el modelo de generación y detección de una señal *M-wave*. En ella se muestra como el tren de impulsos nerviosos generados por la motoneurona está sincronizado. La suma sincrónica de estos potenciales genera una señal muy diferente a la señal voluntaria.

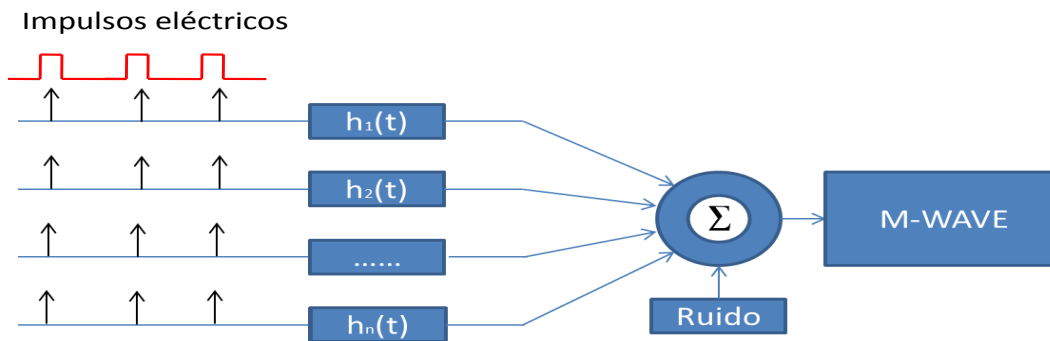


Figura 18 : Modelo generación señales M-waves

7 Factores que afectan a los potenciales extracelulares

Existen varios factores que podrían cambiar el potencial extracelular.

Para entender estos factores, es necesario explicar que las señales M-wave se dividen en dos fases: una primera fase que da información sobre la propagación del impulso sobre el músculo, mientras que la segunda fase informa sobre la extinción de esta sobre el tendón. En posteriores capítulos se explicará profundamente estos conceptos.

Los factores a explicar son: cambios en la estructura del músculo, cambios en las propiedades de la membrana del músculo, cambio en la velocidad de conducción de las fibras musculares.

7.1 Cambios en la estructura del músculo.

Un acortamiento en la estructura del músculo podría ser un factor que ayudase al aumento de la potenciación de la M-wave.

El cambio en la estructura del músculo, produciría un acortamiento del músculo y por tanto, un aumento en el diámetro de la fibra. Este aumento provocará un aumento de la MFCV pero también aumenta la temperatura que mejora la propagación de la señal por el músculo, lo que implica una mejora en la primera fase.

7.2 Cambios en las propiedades de la membrana del músculo

La primera fase de la señal M-wave se puede modificar por el cambio en las propiedades de la membrana en contracciones condicionadas.

Uno de los posibles motivos de este cambio puede ser provocado por la mejora de la bomba sodio-potasio que mejoraría la amplitud de los potenciales. Esto produciría cambios profundos en la forma de los potenciales, incluyendo un alargamiento general y un aumento de sus “negative after-potentials” (Lüttgau, 1965, Hanson, 1974; Metzger and Fitts, 1986; Lännergren and Westerblad, 1987).

7.3 Cambio en la velocidad de conducción

Un aumento o reducción de la MFVC producirá un cambio en la M-wave. La hipótesis de “supernormal” de MFCV de “*McGill and Lateva (2011)*” dicta un aumento progresivo en el aumento de la MFVC durante las primeras descargas de las unidades motoras tras un periodo de inactividad de 1s. Este factor provocaría un aumento de amplitud en la primera y segunda fase.

En siguientes capítulos, se evaluará el impacto de estos dos factores en el fenómeno de la potenciación de las M-waves.

Procedimientos experimentales:

1 Introducción:

En este capítulo se detallará las características de los sujetos seleccionados, los materiales utilizados para el experimento y los protocolos que se han realizado.

2 Sujetos:

El estudio se ha podido realizar gracias a la participación de nuevos sujetos, ya que no existía registro de bíceps braquial.

Han participado un total de 10 personas, de las que cabe señalar las siguientes características. Primero, todos los individuos eran varones y de complexión similar; segundo, todos tenían buen estado de salud; y, por último, en el momento del estudio, presentaba edades comprendidas entre los 24 y 30 años.

Con el fin de que el protocolo sea lo más fiable posible, previo a éste, se les realiza una sesión de familiarización a los sujetos y se les pide que dos días previos a la realización del experimento no realicen ningún esfuerzo físico de intensidad alta.

3 Material:

El uso correcto del material y la buena disposición del usuario, llevará al buen funcionamiento del protocolo y, en consecuencia, una recogida de señal fiable.

En la siguiente Figura 19 se muestra la disposición típica para el protocolo.

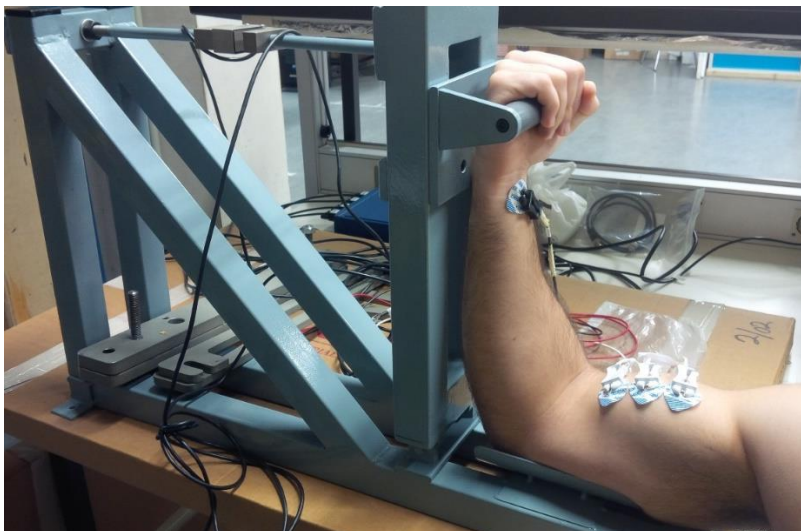


Figura 19 : Disposición para protocolo

Para llevar a cabo el protocolo va ser necesario un estimulador (Figura 20) que envíe un impulso hacia los electrodos situados en el plexo braquial y el deltoides, los cuales inervarán al bíceps braquial. La señal producida por el bíceps será recogida por electrodos de registro y estos la enviarán a la máquina de adquisición



Figura 20 : Estimulador y máquina de adquisición

La máquina de adquisición enviará estas señales eléctricas al ordenador y también, la señal producida por la resistencia que ejerce la máquina de bíceps ante el estímulo del usuario. A continuación se explica más detalladamente los distintos elementos.

3.1 Montaje para la medición de fuerza de flexión del bíceps:

El departamento de Investigación Biomédica del Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la UPNA diseñó la máquina para contracción de bíceps y se llevó a cabo con la colaboración del Colegio Salesianos.

La máquina se adecuó para poder obtener la señal de fuerza mediante un transductor (Figura 21).

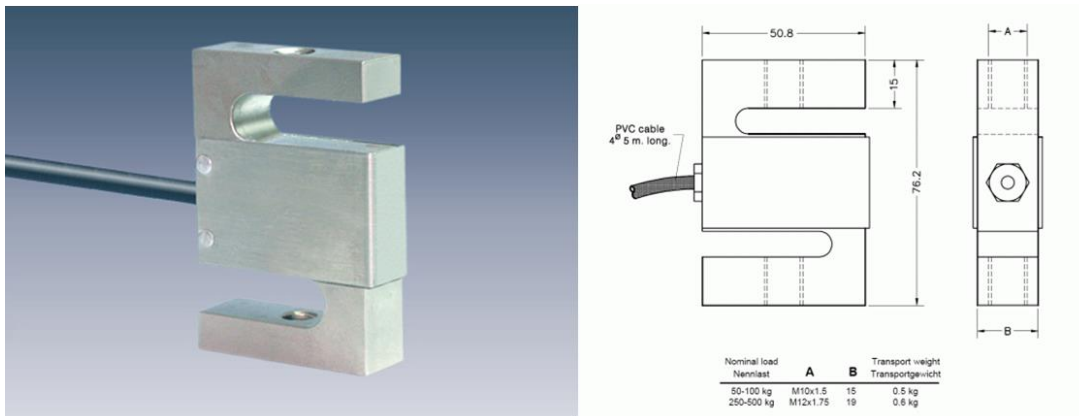


Figura 21 : Transductor de fuerza

La máquina está formada por el transductor, un apoyadero, el soporte y un agarre ajustable en vertical para adaptarse a cada usuario. La morfología de la máquina junto con el agarre ajustable permite obtener una posición de 90° entre el antebrazo y el bíceps para cada usuario.

En la Figura 22 se puede ver una foto de la máquina.

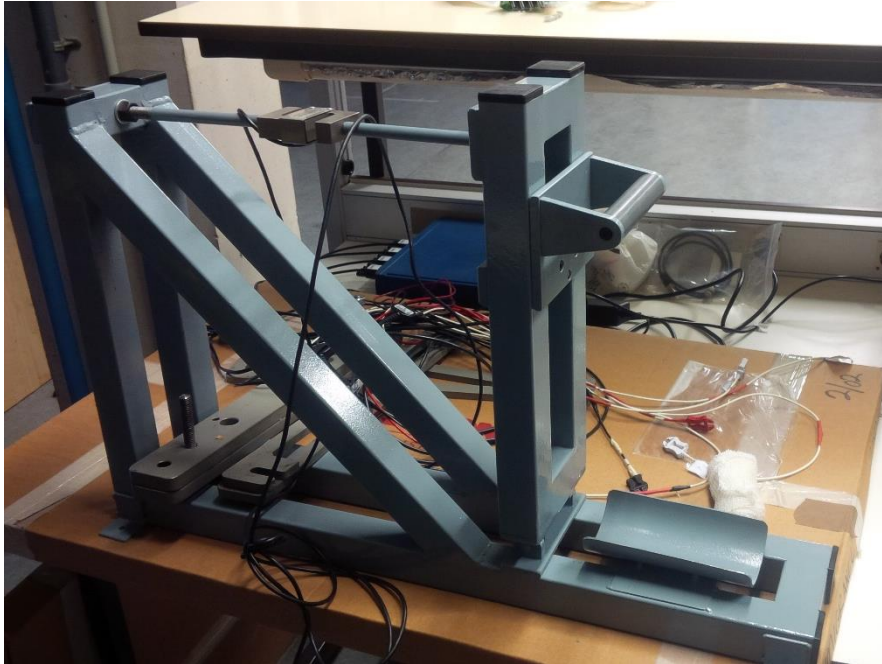


Figura 22 : Montaje medición fuerza

3.2 Sistema de adquisición y amplificación de señales biomédicas:

La adquisición de señales se obtiene mediante una unidad MP36 de BIOPAC Systems Inc. (Figura 23).

Se utilizarán los 4 canales a una tasa de adquisición de 5 KHz con un filtro paso banda de 0.5 a 100 Hz. Este recibirá las señales analógicas por las distintas entradas, ya sea mediante captura independiente o conjunta, las digitaliza y las enviará al ordenador.

El aparato permite recibir señales de electrodos, transductores y otros dispositivos de entrada/salida. Para el experimento se han usado electrodos.



Figura 23 : Unidad de captación MP36 de BIOPAC System

3.3 Herramientas de Software:

La unidad de captación envía las señales al ordenador en tiempo real y un software propietario, *BIOPAC StudentLab Pro*, será el encargado de su reproducción. Esta herramienta se ha usado para la visualización de las señales generadas y su posterior exportación para realizar los análisis.

En la Figura 24 se muestra la interfaz del software usada durante los experimentos. En ella se observa cómo funcionan los 4 canales simultáneamente. Los 3 primeros canales muestran las señales eléctricas mientras que el cuarto muestra la señal generada mecánicamente. Además, la herramienta es capaz de crear filtros en tiempo real que se usaran para la correcta adquisición de las señales EMG.

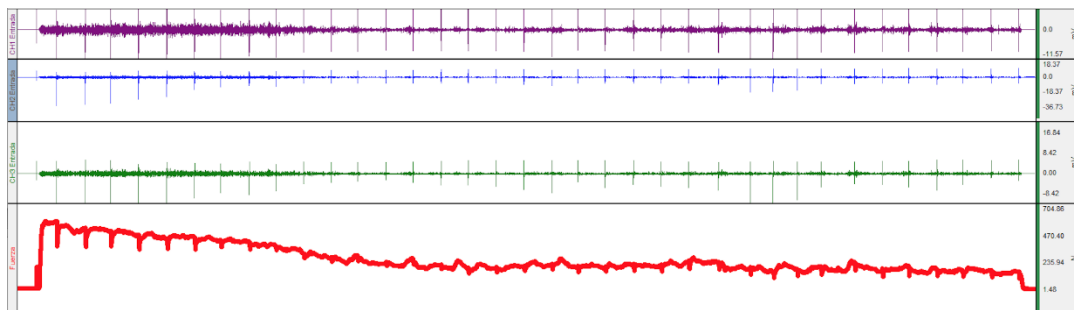


Figura 24 : Interfaz del software BIOPAC StudentLab Pro

Tras haber obtenido correctamente las señales, se procederá a guardarlas en el formato del software propietario, que es “.acq”. Además, se exportaran las señales en formato tipo “.mat” para poder procesarlas con Matlab y obtener los parámetros deseados de las señales M-wave de todos los sujetos.

3.4 Estimulador:

Como estimulador se ha empleado el DS7AH de Digitimer. Este estimulador proporciona pulsos de corriente continua de alto voltaje para una duración determinada en simulaciones transcutáneas para la investigación de la actividad eléctrica del tejido nervioso y muscular. El estimulador DS7AH es una variación del estimulador DS7A para facilitar las estimaciones profundas de los nervios perineos o los músculos de mayor tamaño como los cuádriceps.

Sus características permiten una corriente de salida variable entre 0 a 1 Amperio (duración del pulso 200 μ s) para valores de tensión continua menor que 100 V hasta los 400V. Por último, la duración de los pulsos puede variar entre los 50 μ s a 2 ms (divido en 6 saltos, doblando al anterior).

Además, el estimulador tiene internamente un sistema de protección para limitar el nivel de energía de salida.

La Figura 25 muestra la representación del estimulador.



Figura 25 : Estimulador DS7AH

El cable que conecta los electrodos de estimulación al estimulador es el D185-HB4 de 4 metros que termina en un par de conectores DIN 42 802-1. Como característica destacan por tener coloreado de rojo la conexión positiva y de negro la negativa. Se conectarán al ánodo y cátodo respectivamente. La Figura 26 muestra una representación de estos últimos.

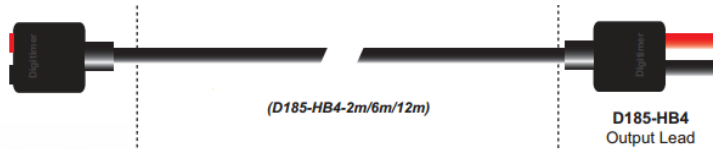


Figura 26 : Cable D185-HB4-2

3.5 Electrodo:

Los electrodos de biopotencial son unos sensores (transconductores) que se utilizan para medir potenciales dependientes del tiempo.

3.5.1 Estimulación

Los electrodos para la estimulación elegidos son los modelos RE-PLY de Uni-Patch. Son electrodos de gel sólido reutilizables y autoadhesivos.

Para la estimulación del bíceps braquial, se ha colocado el electrodo que actuará de cátodo en la fosa supraclavicular derecha donde estimulará el plexo braquial. Este electrodo será de tipo circular y de 5.08 cm de diámetro. En deltoides del mismo lado, se colocará un electrodo de forma rectangular de dimensiones 5.08x10.16 cm que actuará como ánodo. La Figura 27 muestra ambos electrodos.



Figura 27 : Electrodos de estimulación

Siempre se utilizará electrodos nuevos para cada usuario para evitar comprometer la prueba.

3.5.1.1 Disposición de los electrodos de estimulación:

La correcta disposición de los electrodos es fundamental para obtener una buena estimulación de todas las fibras musculares del bíceps. Con ayuda de un pen-electrode, se estimulará el plexo braquial en distintos puntos bajo una misma corriente de intensidad y se irá observando cuando se produce la máxima contracción involuntaria en el bíceps, momento en el que marcaremos el punto y compararemos con otras posiciones hasta asegurar que es el punto de máxima inervación para el bíceps braquial.

Se ha elegido estimular el plexo braquial porque este inerva el nervio músculo-cutáneo que activará todas las fibras del bíceps braquial. Se descartó la opción de inervar directamente en el bíceps braquial ya que no aseguraba la activación completa de todas las fibras y porque al estar tan cerca del punto donde se empieza la estimulación, el impulso introducido contaminaría las señales EMG que se quieren capturar.

La Figura 28 muestra cómo se coloca el cátodo en la fosa supraclavicular y el ánodo en el deltoides del mismo lado tras obtener los puntos de trabajo. La elección de poner el cátodo y ánodo en el mismo lado se debe a querer evitar que pase la estimulación por zonas como el corazón.



Figura 28 : Disposición de los electrodos de estimulación.

3.5.2 Registro de señales electromiográficas

Los electrodos elegidos para la captación de las señales EMG son electrodos de espuma “Kendall 100 series”. Estos se caracterizan por ser electrodos de superficie, de pequeño tamaño con forma de lágrima para facilitar la colocación y posterior eliminación.

La espuma de los electrodos es resistente a líquidos y tirones, el hidrogel en ellos, ofrece adhesividad y conductividad.

Se colocan tres electrodos en la zona del bíceps braquial, un cuarto en la muñeca que usaremos de referencia, siempre utilizando electrodos nuevos.

La Figura 29 muestra un electrodo de registro.



Figura 29 : Electrodo de registro de señales EMG.

3.5.2.1 Disposición de los electrodos de registro:

La captación de las señales EMG se hará mediante los electrodos de captación descritos anteriormente.

La disposición de los electrodos de registro se hará de tal manera que obtengamos una configuración de registro monopolar. Se adopta esta configuración porque la bipolar elimina información de la M-wave al restar dos señales y da resultados ficticios a cambio de mejorar la relación señal-ruido. Como se ha demostrado en estudios anteriores, la relación

señal-ruido producida en configuración monopolar es aceptable y, por tanto, adecuada para la utilización.

Para obtener las señales en configuración monopolar, se colocarán 3 de estos electrodos en el bíceps braquial de modo que se obtengan 3 señales a distinta distancia y todas estarán referenciadas a un cuarto electrodo colocado en la muñeca.

Para la correcta colocación de estos electrodos, se probará bajo la estimulación de un impulso a una intensidad constante distintos puntos dentro del bíceps braquial hasta que se encuentre el que mayor amplitud de M-Wave devuelve, se marcará y se comprobarán otras zonas hasta que se halle el punto que devuelva la mayor amplitud de M-wave. En ese punto se pondrá el electrodo central y se colocarán los electrodos proximal y distal con una configuración inter-electrodo de 20 mm como se observa en la Figura 30

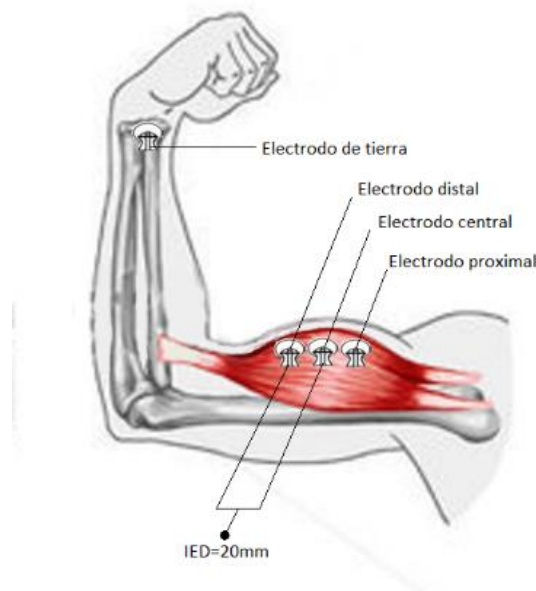


Figura 30 : Configuración de electrodos de registro.

El cuarto electrodo se coloca en la muñeca para poder medir las señales en configuración monopolar. Al estar el electrodo en la muñeca no recibe señal eléctrica del impulso y se puede considerar tierra. De esta manera, se evita la configuración bipolar y se adopta la configuración monopolar deseada.

La Figura 31 muestra la disposición en una prueba real.



Figura 31 : Configuración de electrodos de registro.

3.6 Acondicionamiento:

Días previos a la realización del experimento, se acompaña a los sujetos al laboratorio para explicarles el protocolo y que se familiaricen con las herramientas de trabajo. Tras explicarles y mostrarles cómo funciona el estimulador y las herramientas de captación, se les realiza una sesión de prueba para que se acostumbren a distintas intensidades y duraciones de cara a la realización del experimento. Para ello, se les pide que hagan varias pruebas de fuerza máxima, pruebas de intensidad variable y duración variable.

El día de la prueba se les rasura la zona donde colocaremos los electrodos, tanto de estimulación como de captación, tenga o no bello el sujeto. Este procedimiento se realiza para eliminar el bello, si es necesario, y para quitar una fina capa de zonas muerta de modo que la impedancia de la piel sobre los electrodos sea mínima. Además, se les pasará por esas zonas un algodón para retirar los desechos.

Tras esto, se le colocarán al sujeto los electrodos y se unirán estos a las herramientas de trabajo. El sujeto deberá sentarse en la silla próxima a máquina de bíceps y colocará su brazo en ella. Se ajustará adecuadamente está a cada usuario.

3.7 Escalera de reclutamiento:

Antes de proceder con el experimento, se necesita saber la intensidad a la que se va a estimular al usuario. El valor de este impulso no es un valor arbitrario, si no que se elegirá el nivel de estimulación (amplitud del pulso de corriente) necesario para excitar todas las unidades motoras del músculo. Este nivel de estimulación se conoce como Intensidad Supramaximal. A partir de este nivel supramaximal, un aumento en la intensidad de corriente ya no producirá un aumento de la amplitud de la M-wave.

La escalera de reclutamiento se basa en ir aumentando el estímulo inducido en el usuario hasta que la amplitud de la M-wave se estabilice, será en ese momento con un incremento

de 10 mA como margen de seguridad el valor que se usará en la posterior prueba (Figura 32).

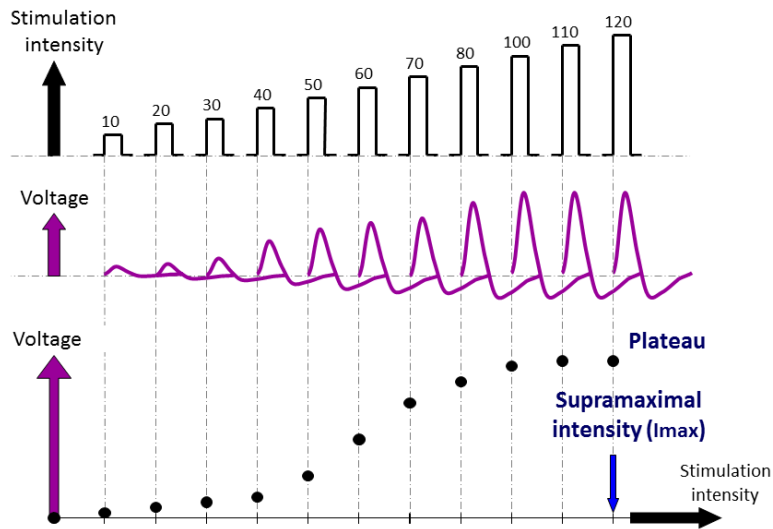


Figura 32 : Escalera de reclutamiento teórica

3.8 Contracción voluntaria máxima:

Tras realizar la escalera, como en los protocolos usaremos contracciones voluntarias máximas, se le pedirá al usuario que realice dos contracciones ejerciendo su máxima fuerza. A este valor lo denominaremos MVC ("Maximal Voluntary Contractions").

Las Figuras 33 muestran la escalera de reclutamiento antes nombrada

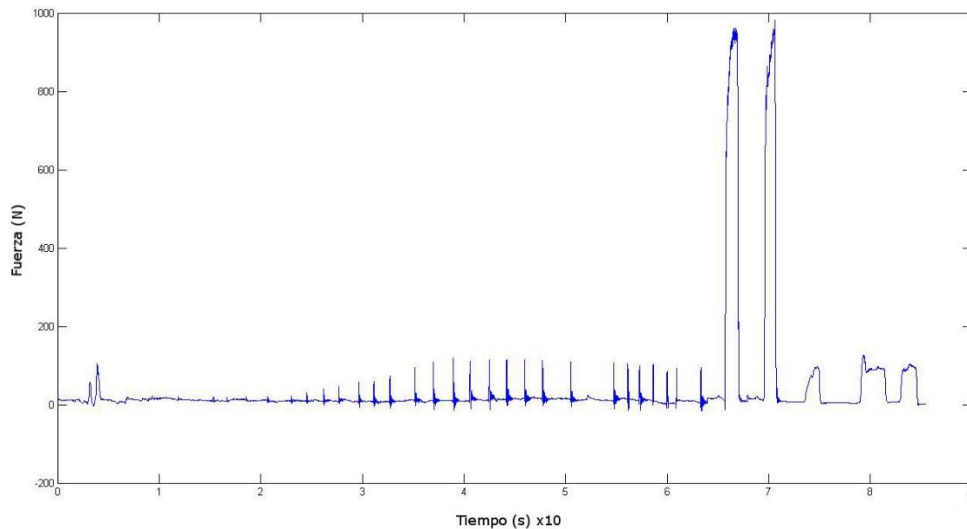


Figura 33 : Escalera de reclutamiento y contracción máxima real de señal mecánica

3.9 Protocolos

A los sujetos se les va a someter a dos protocolos, uno denominado “Protocolo de intensidad” que implicará aumentar la fuerza ejercida por el usuario hasta llegar a MVC, y el otro denominado “Protocolo de duración” que consistirá en aumentar la duración de la prueba con máxima fuerza.

Para la realización de ambos protocolos será necesario haber cumplido las restricciones antes descritas y la escalera de reclutamiento.

3.9.1 Protocolo de intensidad:

El protocolo de intensidad se puede dividir tres fases.

La primera fase, fase de control, consistirá en estimular al usuario mediante tres impulsos con intensidad supramaximal y provocarán la respuesta involuntaria del músculo en reposo. A estas tres respuestas las denominaremos “Pre” y serán necesarias para comparar la respuesta del músculo antes y después de una contracción voluntaria.

La segunda fase, fase de contracción, consistirá en una contracción voluntaria sostenida del usuario a una cierta intensidad que se le habrá comunicado previamente y que sabrá calcular mediante la visualización a tiempo real de la señal mecánica en el monitor mediante la herramienta de software. El usuario deberá ejercer esta contracción durante 4s.

La tercera fase, fase de recuperación, consistirá en la aplicación de 9 estímulos con valor supramaximal aplicados 1s, 3s, 7s, 11s, 15s, 19s, 23s, 1minuto y 2 minutos.

Estos estímulos se denominarán “Post” y los compararemos con las señales “Pres” obtenidas anteriormente para ver la evolución de las M-Waves tras una contracción de 4s a una cierta intensidad.

La Figura 34 muestra el esquema del protocolo de intensidad.

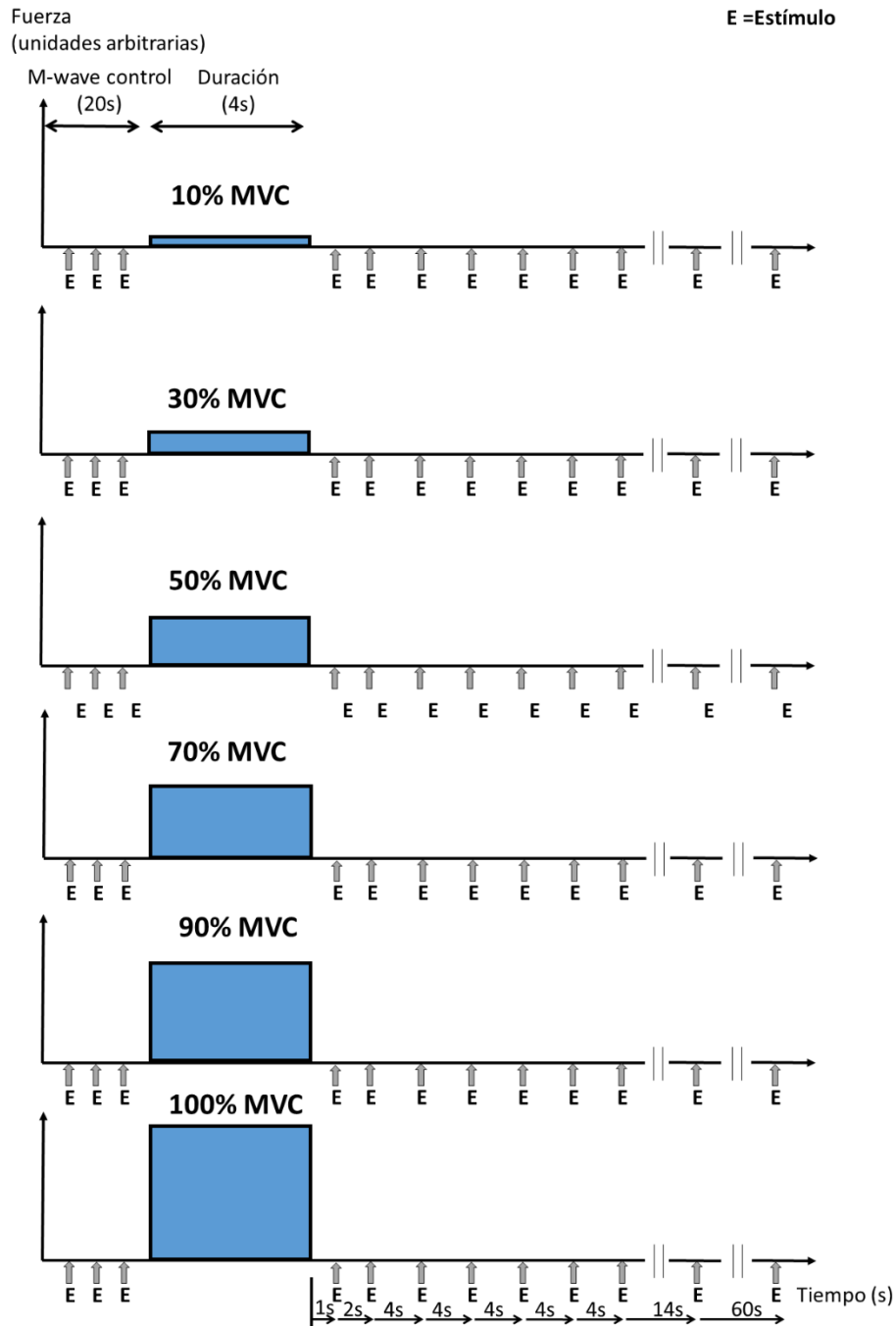


Figura 34 : Esquema protocolo intensidad

Tras acabar las 3 fases, concluirá el protocolo de intensidad para una cierta intensidad y se esperará 5 minutos hasta repetir el protocolo aumentando la intensidad.

El protocolo se realizará para las siguientes intensidades: 10, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 y 100% de la MVC.

La Figura 35 muestra la captura de las señales EMG producidas por el protocolo de intensidad al 70% en un usuario.

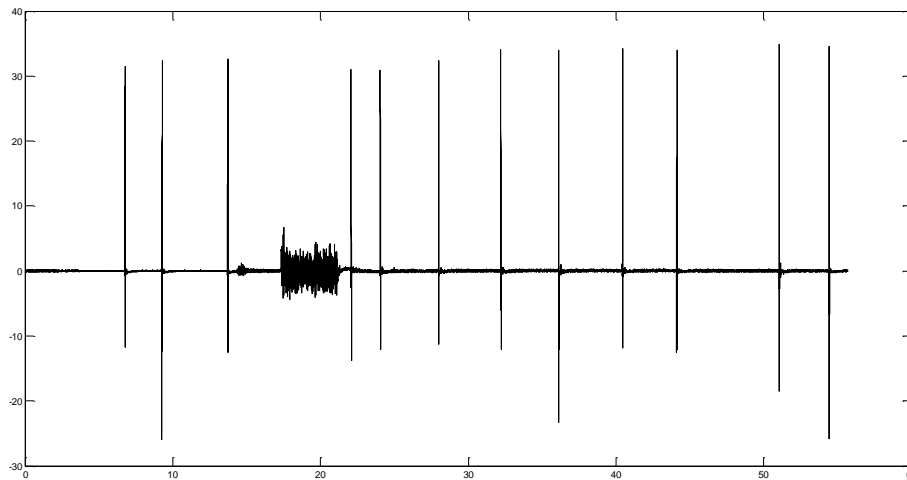


Figura 35 : Captura protocolo intensidad al 70%

3.9.2 Protocolo de duración:

El protocolo de duración lo dividiremos en tres fases como el protocolo de intensidad.

La primera fase, fase de control, consistirá en estimular al usuario mediante tres impulsos con intensidad supramaximal y provocarán la respuesta involuntaria del músculo en reposo. A estas tres respuestas las denominaremos "Pre" y serán necesarias para comparar la respuesta del músculo antes y después de una contracción voluntaria.

La segunda fase, fase de duración, consistirá en una contracción voluntaria sostenida a fuerza maximal (MVC) durante una duración limitada, en este caso, el usuario no necesitará de la ayuda del monitor ya que se busca que haga realmente su MVC y no un objetivo marcado.

La tercera fase, fase de recuperación, consistirá en la aplicación de 9 estímulos con valor supramaximal aplicados 1s, 3s, 7s, 11s, 15s, 19s, 23s, 1minuto y 2 minutos.

Estos estímulos se denominarán "Post" y los compararemos con las señales "Pres" obtenidas anteriormente para ver la evolución de las M-Waves.

La Figura 36 muestra el esquema del protocolo de duración.

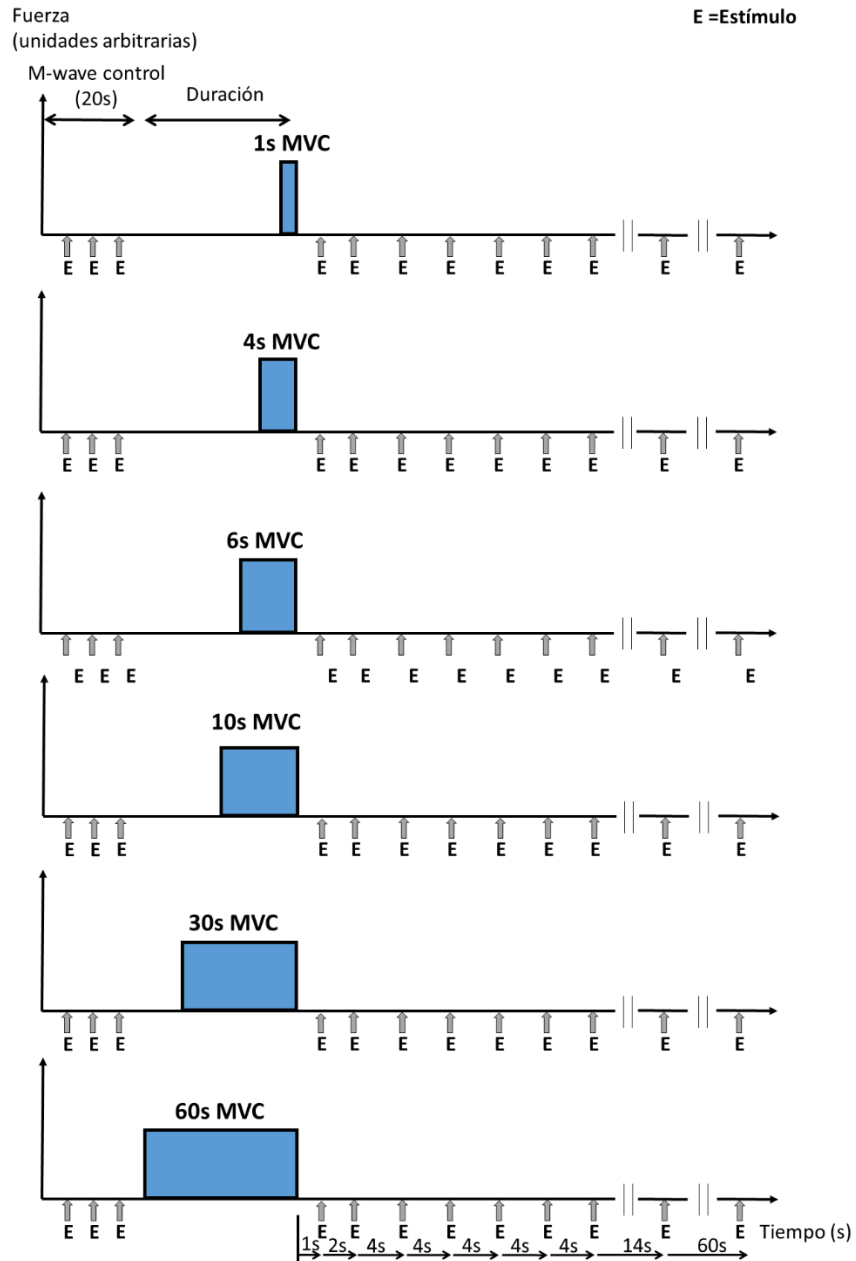


Figura 36 : Esquema protocolo duración

Tras acabar las 3 fases, concluirá el protocolo de duración para una cierta duración y se esperará 10 minutos hasta repetir el protocolo aumentando la duración.

El protocolo se realizará para las siguientes duraciones: 1, 4, 6, 10, 30, 60 segundos.

La Figura 37 muestra la captura de las señales EMG producidas por el protocolo de duración para una duración de 30s.

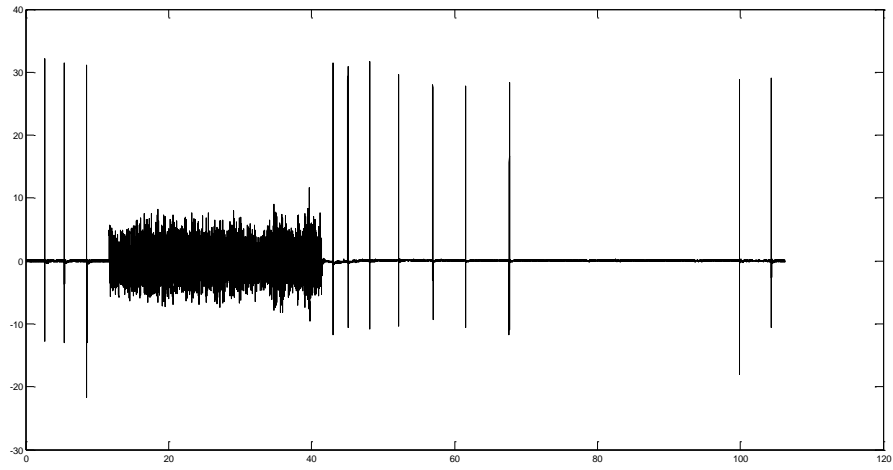


Figura 37 : Captura protocolo duracion a 30s

Análisis de datos:

1 Introducción:

Antes de describir los parámetros a analizar, se va a realizar una breve introducción del músculo implicado.

2 Músculo implicado:

El estudio se ha realizado sobre el bíceps braquial.

El bíceps es un músculo fusiforme o musculo longitudinal, es decir, sus fibras se orientan en la dirección formando husos de fibras que finalizan en los tendones, los cuales se ubican en cada extremo del músculo.

Se quiere comprobar si el bíceps braquial tiene un comportamiento similar a otros músculos con distinta configuración de las fibras musculares como el vasto lateral ya estudiado, que es un músculo bipenniforme y, por tanto, sus fibras salen de un tendón central. Estas fibras intentan seguir el sentido longitudinal del tendón central, haciéndolo diagonalmente, y entre las propias fibras paralelamente.

La Figura 38 muestra la disposición de las fibras del músculo trabajado a) y del vasto lateral b)

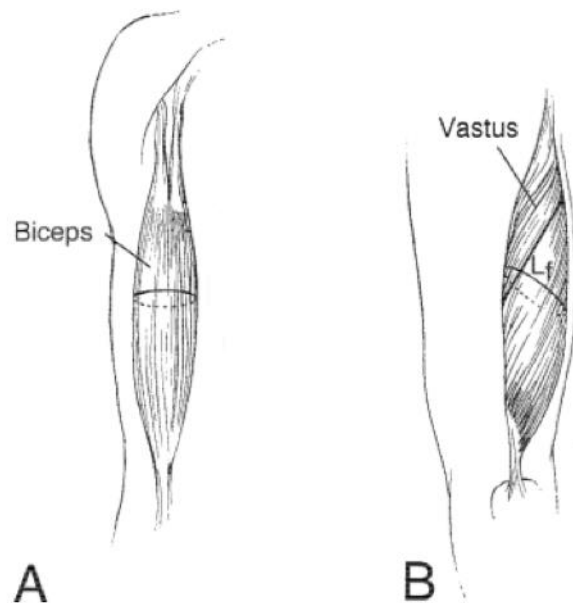


Figura 38 : Disposición de las fibras para bíceps (a) y vasto lateral (b)

3 M-Wave:

Con una estimulación artificial en configuración monopolar sobre el bíceps braquial conseguiremos activar las unidades motoras del músculo de manera síncrona. La suma de todos los potenciales de la estimulación de esas unidades motoras induce a una señal que se denominará señal M-wave.

La M-wave, por tanto, será el potencial de un músculo para una estimulación determinada que active las fibras musculares de manera síncrona.

Para este estudio, se obtendrán M-wave maximales obtenidas al activar todas las fibras musculares del bíceps.

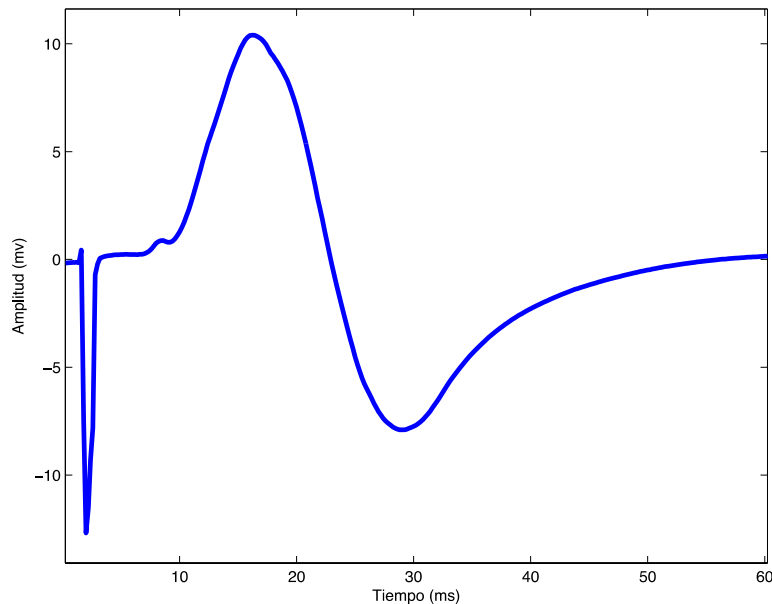


Figura 39 : Señal M-wave

En la Figura 39, se observa el estímulo enviado por el artefacto y seguidamente la señal M-wave evocada por este en el músculo de manera involuntaria.

La señal M-wave puede separarse en dos fases, la primera fase que muestra la propagación de los potenciales de acción de las fibras musculares y la segunda fase que representa la extinción de estos potenciales en el tendón.

Sobre esta señal se estudiarán los parámetros para este proyecto.

3.1 Parámetros de estudio:

El estudio se ha centrado en 8 parámetros obtenidos de las señales M-wave del bíceps braquial. Estos parámetros se han obtenido para las tres configuraciones aunque una vez obtenido los resultados se observa idéntico comportamiento. Por esto y por claridad, solo se reportará datos de la configuración central.

3.2 Amplitud de la primera fase:

La amplitud de la primera fase de la M-Wave informa de la propagación del potencial de acción de las fibras musculares en el momento captado por el electrodo. Es un parámetro que suele estar poco contaminado por la extinción del potencial de acción en el tendón y, por tanto, bastante fiable (Figura 40).

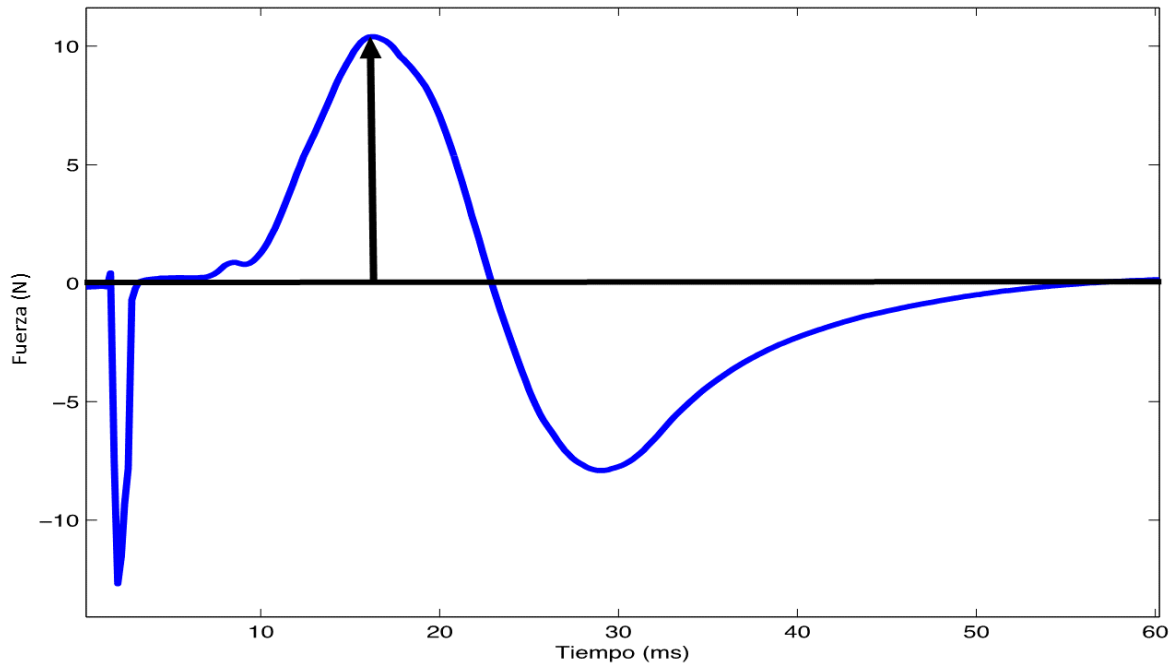


Figura 40 : Esquema amplitud primera fase M-wave

3.3 Amplitud de la segunda fase:

La amplitud de esta segunda fase da la información relativa a la extinción del potencial en el tendón. Además, aportará información relativa a la contaminación de la primera fase (Figura 41).

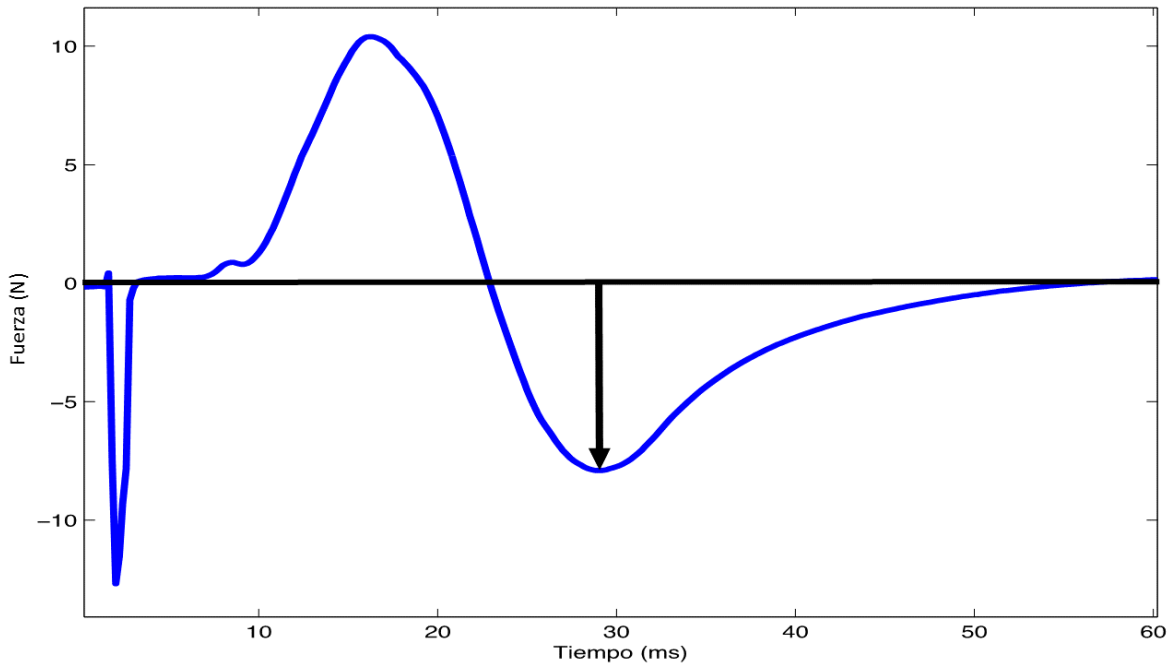


Figura 41 : Esquema amplitud segunda fase M-wave

3.4 Duración de la primera fase:

La duración de la primera fase indica la duración de la propagación del potencial. Es un parámetro importante para el cálculo de la velocidad de conducción de las fibras musculares(Figura 42) .

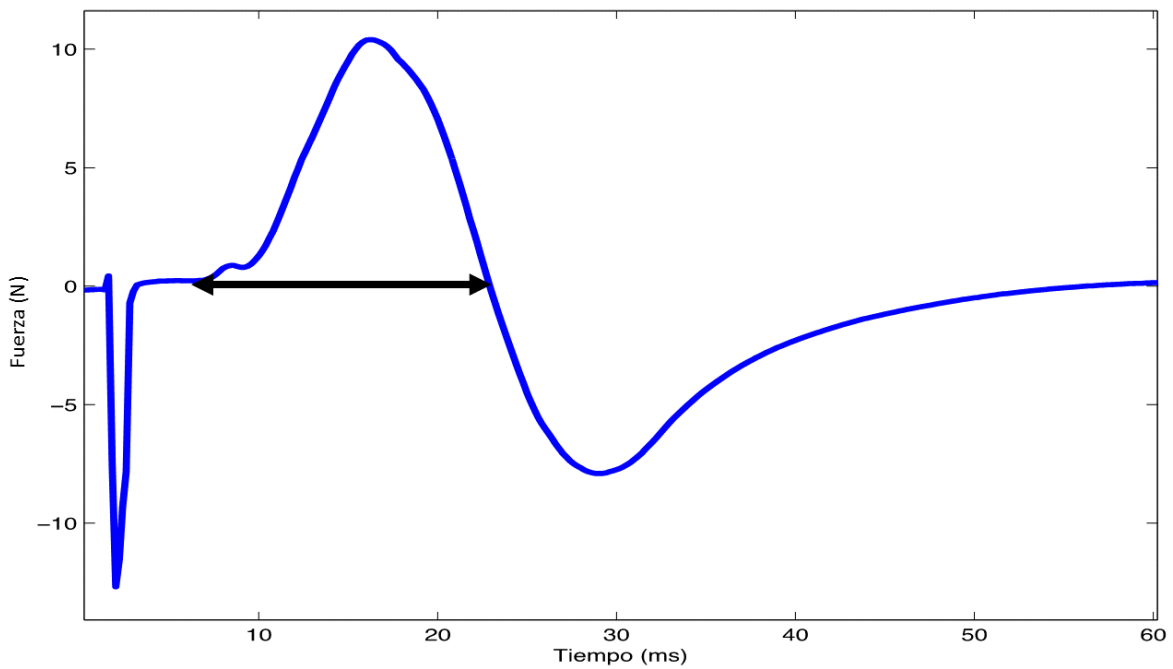


Figura 42 : Esquema duración primera fase M-wave

3.5 Duración de la segunda fase:

La duración de la segunda fase, por su contra, informa la duración de la extinción del potencial de las fibras musculares por el efecto del tendón (Figura 43).

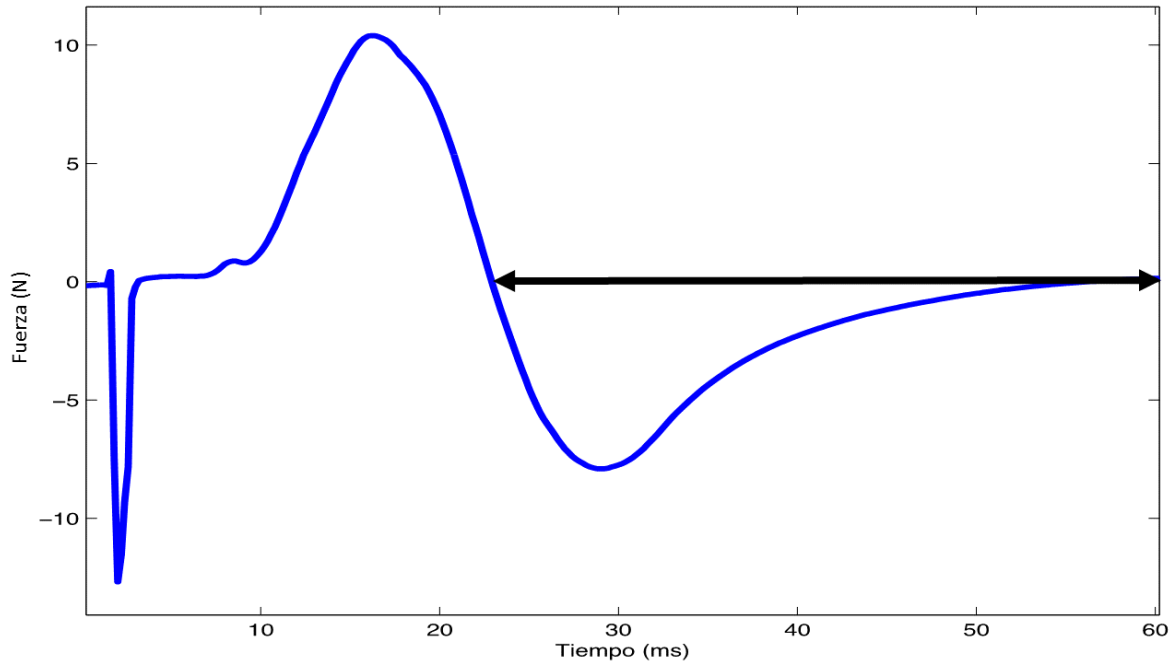


Figura 43 : Esquema duración segunda fase M-wave

3.6 Área de la primera fase:

El área de la primera fase se incorpora al estudio como un parámetro complementario a los anteriores. Con esta medida se obtiene una relación entre la amplitud y la duración de la primera fase, es decir, entre la amplitud y duración de la propagación del potencial, permitiendo observar el comportamiento general de la primera fase (Figura 44).

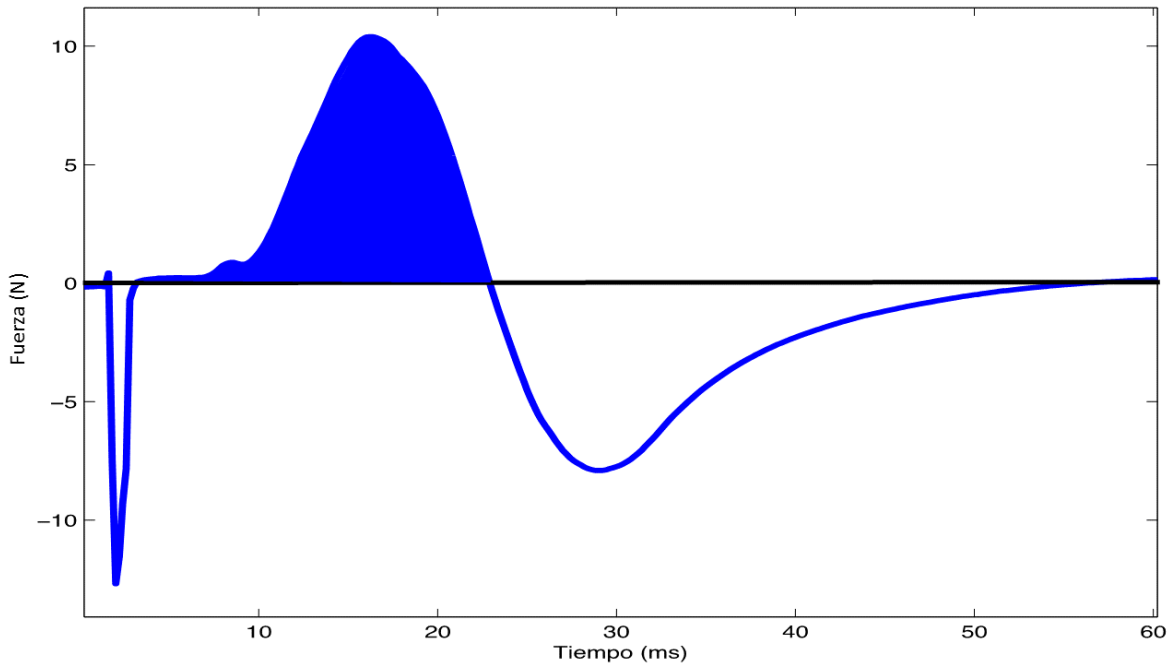


Figura 44 : Esquema área primera fase M-wave

3.7 Área de la segunda fase:

El área de la segunda fase se incorpora al estudio como otro parámetro complementario a los anteriores. Con esta medida se obtiene una relación entre la amplitud y la duración de la segunda fase, es decir, de la extinción de la señal por la acción del tendón (Figura 45).

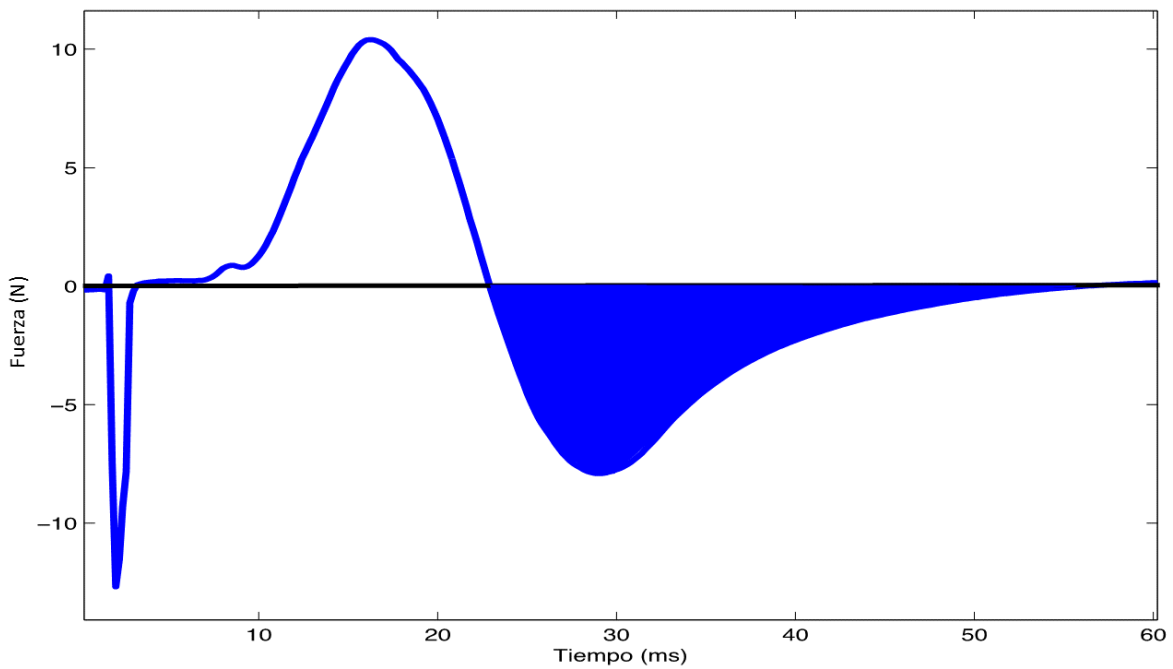


Figura 45 : Esquema área segunda fase M-wave

3.8 Fmean:

La frecuencia mediana se define como la frecuencia que divide el potencial del espectro en dos regiones con igual potencia o área bajo la curva.

Su fórmula viene descrita por:

$$\int_0^{f_{med}} S(f)df = \int_{f_{med}}^{\infty} S(f)df$$

Para realizarla se transformará la señal al dominio frecuencial mediante una transformada rápida de Fourier (FFT) y eliminaremos el tiempo entre potenciales de acción sucesivos para que aparezcan como una función periódica en el tiempo. Como los potenciales de acción en el tiempo son una combinación de senos-cosenos, en la frecuencia aparecerán como deltas y la obtención de todas ellas nos dará el espectro en frecuencia como aparece esquemáticamente (sería una señal discreta y no continua como en la figura) en la Figura 46.

Tras ello, se verá para que frecuencia los sumatorios de series de Fourier son iguales de 0 a la frecuencia y de la frecuencia hasta que termine la señal, a esa frecuencia se conoce como la frecuencia mediana.

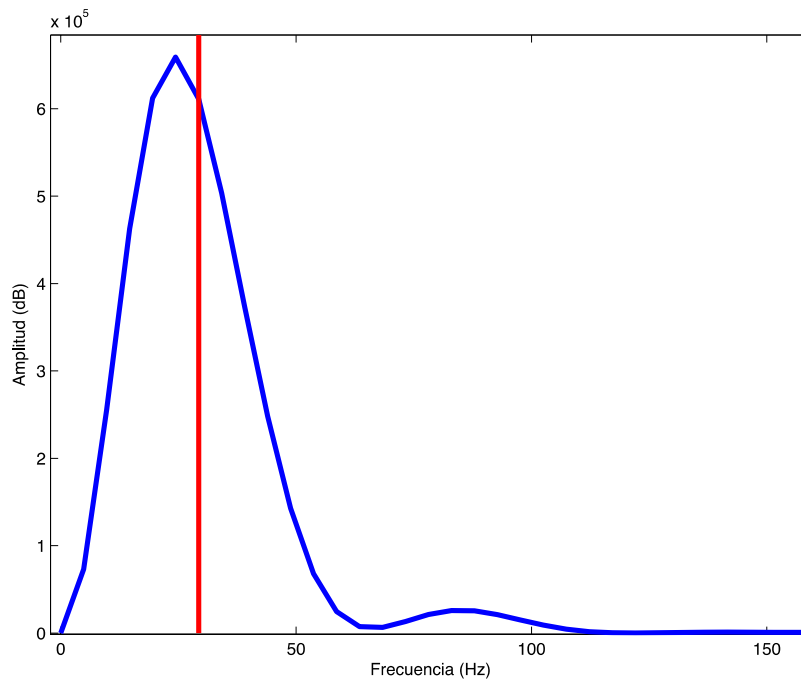


Figura 46 : Esquema F mediana M-wave

Esta medida ayuda al análisis del efecto producido por la fatiga y al reclutamiento de las unidades motoras. Además, se sabe que cambios en la MFCV dan como resultado cambios en la frecuencia (cuando aumenta la MFCV también aumenta la frecuencia)

3.9 Velocidad de conducción:

A la velocidad a la que viaja un potencial de acción a lo largo de una fibra del músculo se conoce por velocidad de conducción.

Para obtener la MFCV se detectará la amplitud máxima de la primera fase de dos señales M-wave obtenida de distinta configuración dentro de la fibra muscular, siempre central-distal o central-proximal, y el retardo obtenido entre esos dos puntos. Para obtener ese tiempo se usará la correlación cruzada entre las señales y una vez hallado, sabiendo que la distancia entre los electrodos de captación en el bíceps braquial ante la configuración monopolar antes descrita dista de 20 mm, se obtendrá la MFCV como la división del retardo (desfase) y la distancia entre los electrodos.

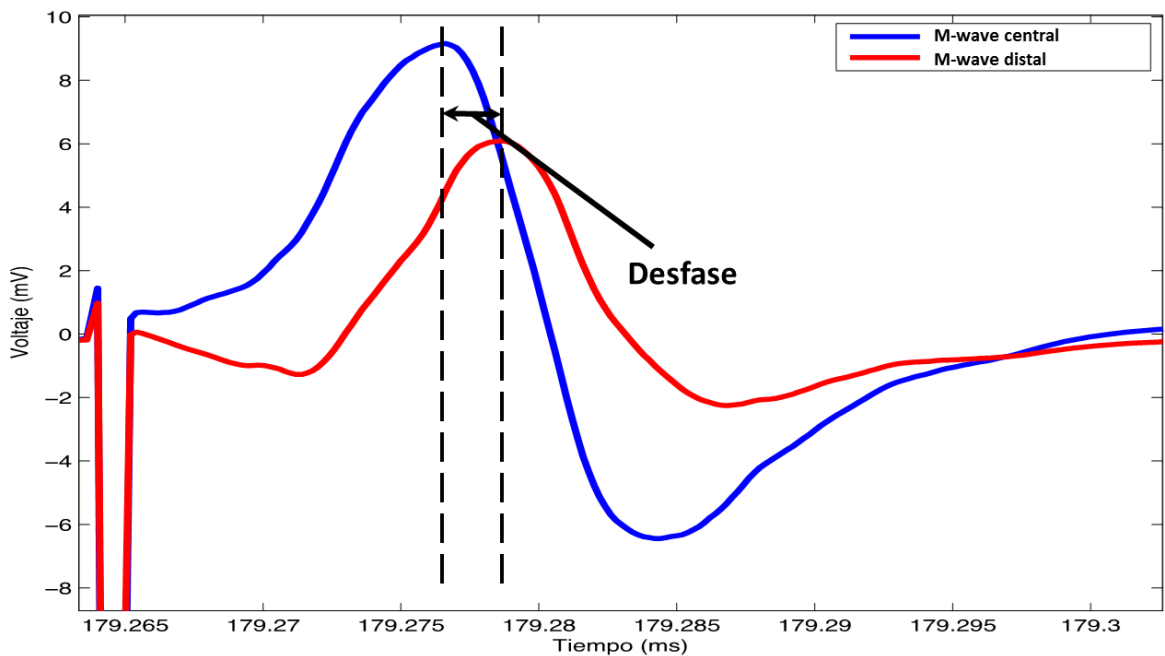


Figura 47 : Esquema desfase entre M-waves con distinta configuración monopolar.

En la Figura 47 se puede observar el desfase entre la M-wave monopolar central y la M-wave monopolar distal usado para el cálculo de la velocidad de conducción.

Resultados

1 Resultados

Como se ha comentado, las M-waves se han registrado en tres localizaciones (electrodos) del bíceps braquial pero se ha observado que se comporta de igual manera para las 3 localizaciones, por tanto, en los puntos posteriores para mayor claridad solo se hará alusión al electrodo central.

Las gráficas que se detallan a continuación muestran los datos obtenidos relativos al valor obtenido en la fase de control que representará el 100%.

1.1 Protocolo intensidad

1.1.1 Amplitud M-wave

La amplitud de la M-wave se comporta de distinta manera para la fase I y la fase II. Para las distintas intensidades vemos en la Figura 48 a) como la amplitud de la primera fase sufre un decremento tras la contracción para luego recuperarse mientras que en la Figura 48 b) se observa como la amplitud de la segunda fase aumenta bruscamente tras la contracción para luego recuperarse. También se aprecia que esos efectos se producen más fuertemente para intensidades altas, mientras que para intensidades bajas no son casi apreciables.

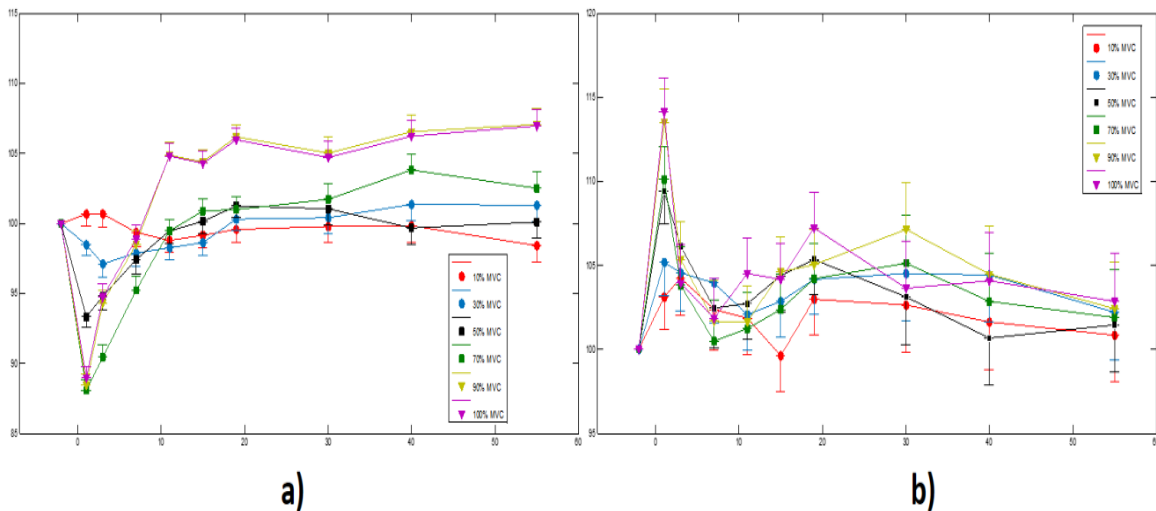


Figura 48 : Resultado amplitud primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo intensidad

1.1.2 Duración de la M-wave

La duración de las fases de la M-wave también sufre distinto comportamiento para una misma intensidad.

Como se aprecia en la Figura 49 a), la primera fase de la M-wave aumenta su duración tras la contracción para rápidamente recuperarse, mientras que la segunda fase sufre un efecto

opuesto, se acorta bruscamente tras la contracción para recuperarse rápidamente (Figura 49 b).

Como en el caso de la amplitud, estos efectos se producen para intensidades altas mientras que para intensidades bajas son casi inapreciables.

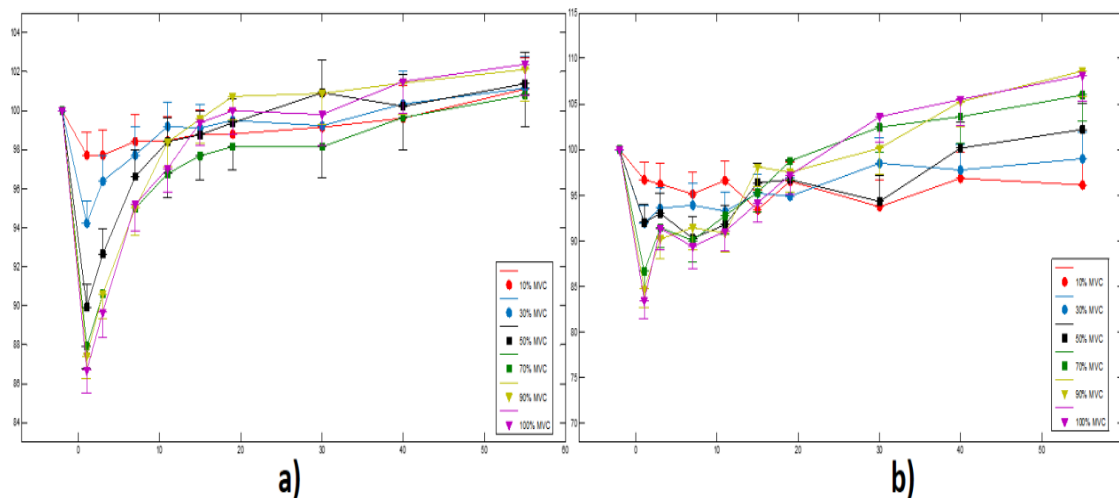


Figura 49 : Resultado duración primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo intensidad

1.1.3 Área de la M-wave

El área de las dos fases se comporta de una manera similar aunque sufre un decremento mucho más fuerte tras la contracción en la primera fase como se puede observar en la Figura 50 a) mientras que la segunda fase sufre un decremento mínimo tras la contracción para recuperarse rápidamente, Figura 50 b).

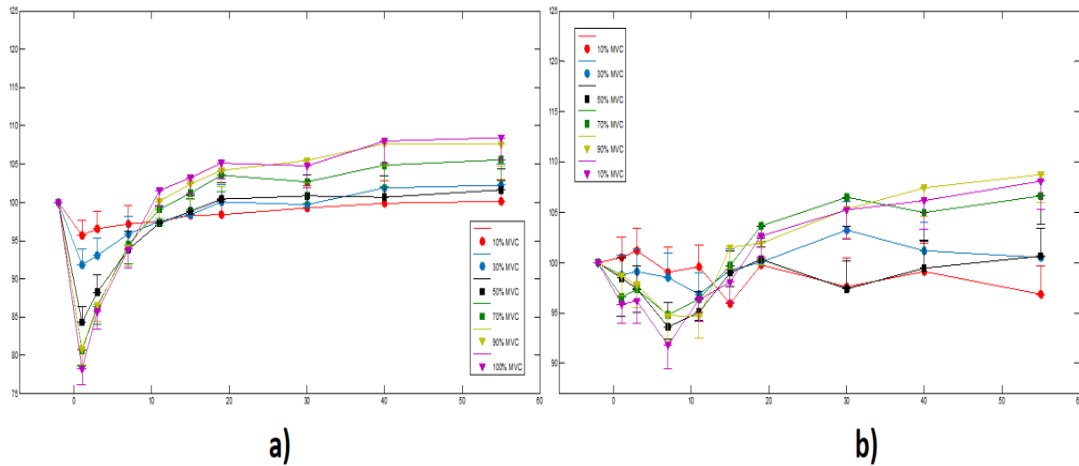


Figura 50 : Resultado área primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo intensidad

1.1.4 Fmean y velocidad de conducción

La frecuencia mediana sufre un aumento brusco para intensidades altas tras la contracción voluntaria para luego recuperarse rápidamente (Figura 51 a)) y la velocidad de conducción sufre un aumento tras la contracciones para todas las intensidades aunque se ve un aumento más brusco para las intensidades altas como se puede apreciar en la Figura 51 b).

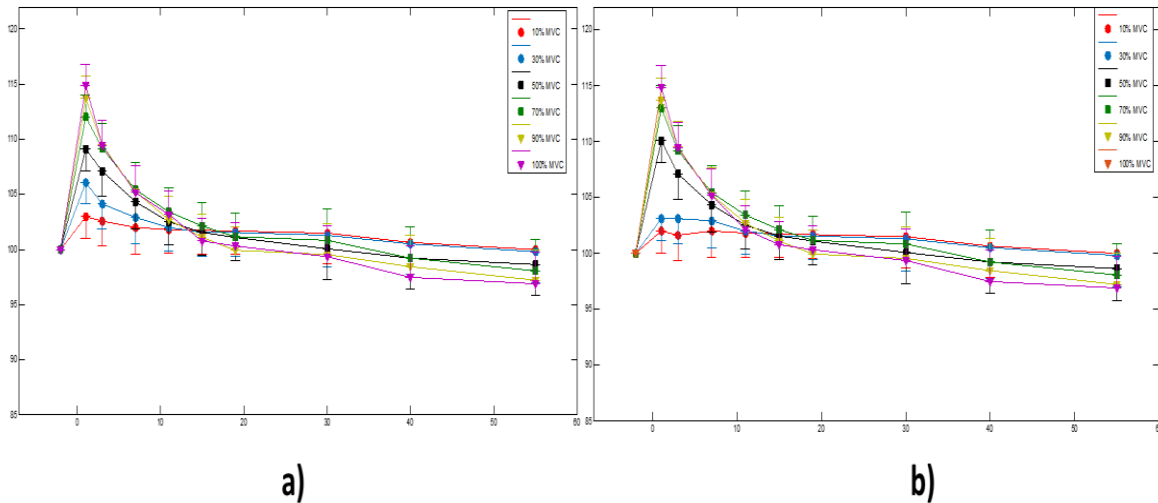


Figura 51 : Resultado Fmean a) y velocidad de conducción b) de la M-wave protocolo intensidad

1.2 Protocolo duración

1.2.1 Amplitud M-wave

La amplitud de la M-wave se comporta de distinta manera para cada fase. Para las distintas duraciones vemos en la Figura 52 a) como la amplitud de la primera fase sufre un decremento tras la contracción para luego recuperarse mientras que en la Figura 52 b) se observa como la amplitud de la segunda fase aumenta bruscamente tras la contracción para luego recuperarse. También se aprecia que esos efectos se producen más fuertemente para duraciones cortas, mientras que para duraciones largas no son casi apreciables.

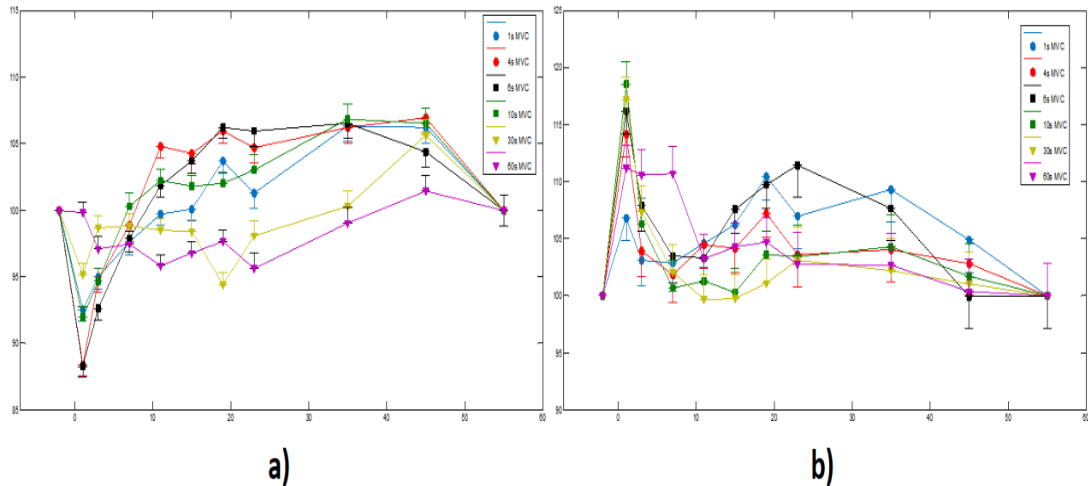


Figura 52 : Resultado amplitud primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo duración

1.2.2 Duración de la M-wave

La duración de las fases de la M-wave también sufre distinto comportamiento para una misma duración.

Como se aprecia en la Figura 53 a), la primera fase de la M-wave aumenta su duración tras la contracción para rápidamente recuperarse, mientras que la segunda fase sufre un efecto opuesto, se acorta bruscamente tras la contracción para recuperarse rápidamente, Figura 53 b).

Como en el caso de la amplitud, estos efectos se producen para duraciones bajas mientras que para duraciones altas son casi inapreciables.

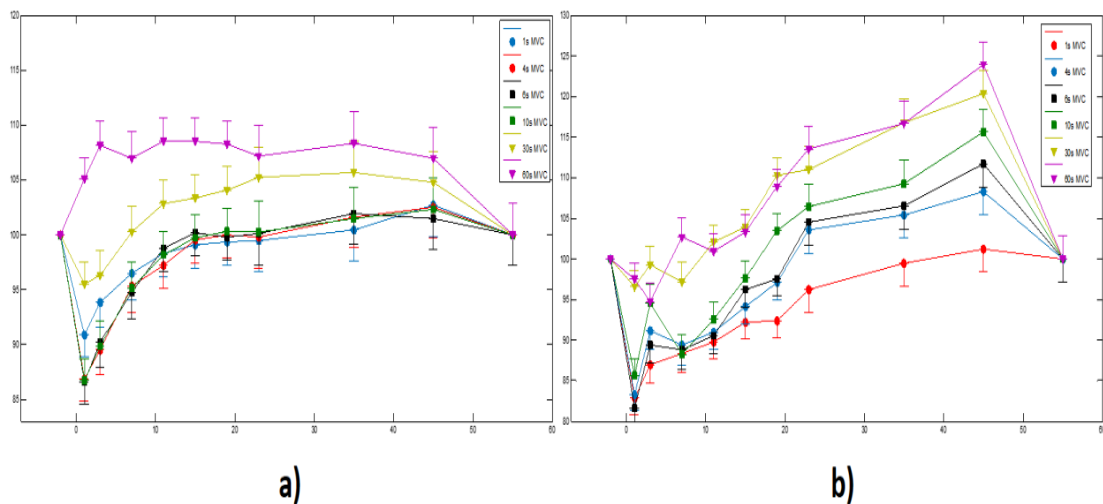


Figura 53 : Resultado duración primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo duración

1.2.3 Área de la M-wave

El área de las dos fases se comporta de una manera similar aunque sufre un decremento mucho más fuerte tras la contracción en la primera fase como se puede observar en la Figura 54 a) mientras que la segunda fase sufre un decremento mínimo tras la contracción para recuperarse rápidamente, Figura 54 b).

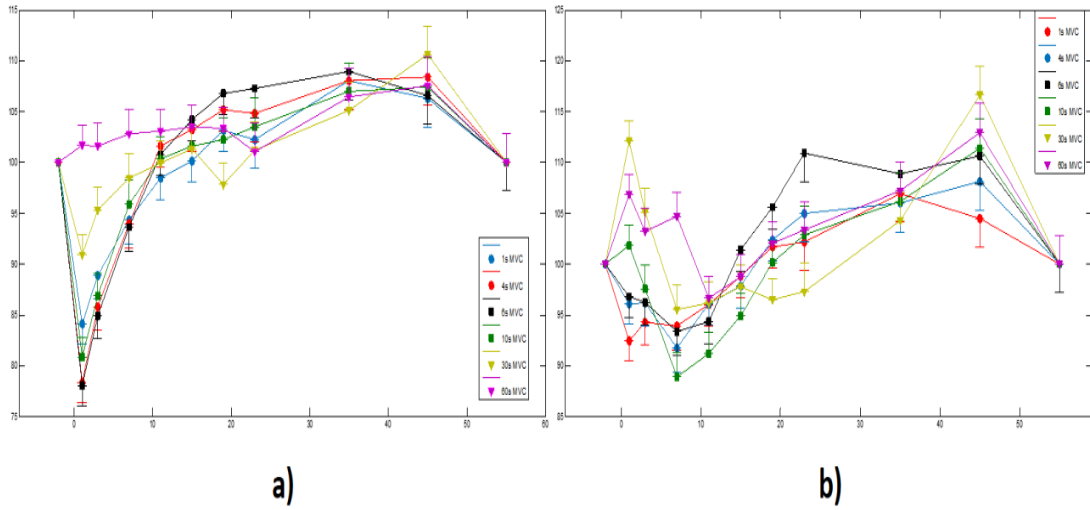


Figura 54 : Resultado área primera fase a) y segunda fase b) de la M-wave protocolo duración

1.2.4 Fmean y velocidad de conducción

La frecuencia mediana sufre un aumento brusco para duraciones bajas tras la contracción voluntaria para luego recuperarse rápidamente (Figura 55 a)) y la velocidad de conducción sufre un aumento tras la contracciones para todas las duraciones aunque se ve un aumento más brusco para las duraciones largas como se puede apreciar en la Figura 55 b).

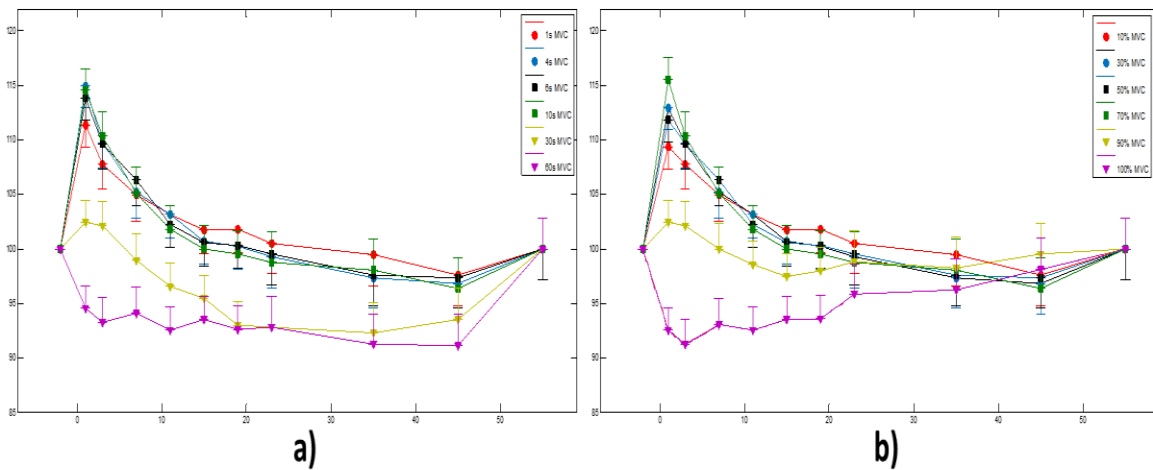


Figura 55 : Resultado Fmean y velocidad de conducción de la M-wave protocolo duración

2 Discusión

Se va a llevar a cabo una breve discusión centrada en el distinto comportamiento de la primera fase y la segunda fase de M-wave.

De manera amplia, los resultados más importantes que pueden extraerse de este estudio son: por un lado, se obtiene que la amplitud de la primera fase de la M-wave sufre un decremento en la amplitud para contracciones voluntarias de corta duración (10s o menos) e intensidades altas (más del 30%) mientras que, la amplitud de la segunda fase se incrementa después de todas las MVC independientemente de la intensidad o duración, aumentando progresivamente con MVCs de entre 1s a 10s de duración e intensidades de 10% a 100%. Por otro lado, se observa que ambas fases mantienen ese efecto de disminución o aumento de la amplitud durante un periodo breve de tiempo (7 segundos). Además, cabe señalar que la duración de la segunda fase disminuye progresivamente para intensidades superiores al 30% y duraciones entre 1s y 10s, efecto que comparte con la primera fase. Por último, se encuentra que, tanto la primera como la segunda fase recuperan rápidamente sus valores iniciales pasados unos segundos de la contracción voluntaria.

La velocidad de conducción y la F_{mean} se comportan de la misma manera, sufren un incremento para todas las intensidades y para las duraciones hasta 30s, para duraciones mayores (contracciones fatigables) se produce un decremento de ambas.

2.1 Potenciación de la M-wave tras contracciones condiciones para distintas duraciones e intensidades.

La primera fase, sufre un decremento de amplitud y un acortamiento en la duración después de contracciones voluntarias de intensidad elevada y duraciones cortas como también ocurre con el área, más concretamente para intensidades superiores al 30% y duraciones menores a 60s, mientras que la frecuencia mediana y la velocidad de conducción de la M-wave sufren un aumento. El decremento en la amplitud de la primera fase fue totalmente inesperado y está en contradicción con todos los estudios previos realizados en el vasto lateral y en el tibial anterior, en donde se muestra que la amplitud de la primera fase no está afectada por las contracciones (Javier Rodríguez Falces, "M-wave potentiation after voluntary contractions of different durations and intensities in the tibialis anterior"). Este decremento observado es todavía más sorprendente si se tiene en cuenta que ocurrió en paralelo con un aumento en la velocidad de conducción (factor que está demostrado que aumenta la amplitud de la M-wave).

Contrario a la primera fase, la segunda fase sufre un aumento brusco de amplitud y un acortamiento en la duración. En concreto la amplitud de la segunda fase aumentó tras contracciones con intensidad mayor del 30% y para contracciones máximas con duraciones desde 1s hasta 60s mientras que el acortamiento se produce ante intensidades superiores al 30% y para contracciones máximas con duraciones menores a 30s. Este aumento de amplitud puede indicar que la potenciación de la segunda fase es proporcional al número

de unidades motoras activadas durante las contracciones condicionadas ya que se reclutan progresivamente.

2.2 Posibles mecanismos tras la potenciación de la primera y segunda fase de la M-wave

La interpretación de la reducción de la primera fase no es fácil. Se sabe que esta fase se genera debido a la propagación del potencial de acción por la fibra, y por tanto, es difícil imaginar un factor en la membrana de la fibra que pudiera causar este decremento en la amplitud de la primera fase.

El aumento de la amplitud de la segunda fase viene acompañado de un aumento en la velocidad de conducción para todas las intensidades y duraciones. Algunos estudios proponen que un aumento transitorio en la velocidad de conducción podría explicar el incremento de la amplitud. Esta teoría se basa en el trabajo de "McGill y Lateva (2011)" que encontró un aumento en la velocidad de conducción para las primeras descargas de las unidades motoras tras un periodo de inactividad de 1s. En este estudio, esa teoría parece no ser adecuada puesto la amplitud de las 2ª fase crece incluso después de contracción de 60s, ese crecimiento no puede deberse a la velocidad de conducción

Otro posible motivo para este comportamiento podría ser un cambio en la fisiología de la membrana pero como la rápida recuperación y que el incremento se produce tras 1s desde la contracción nos indica que el efecto podría producirse por un mecanismo o factor que cambie rápidamente tras la contracción que por un cambio en la fisiología.

Aunque en otros estudios se ha visto que tras 1 s desde la contracción la longitud de los fascículos del músculo vuelve a longitud inicial, podría ocurrir un cambio en las fibras individuales. Un acortamiento transitorio en estas fibras podría demostrar el aumento de amplitud y la disminución de la duración. De hecho, un acortamiento transitorio de la longitud de las fibras tras una contracción puede proveer una explicación razonable de los resultados obtenidos.

- Primero, tras MVC condicionadas cortas (duración de 10s o menos) un acortamiento de las fibras podría venir acompañado con un aumento de la velocidad de conducción (caudado por el incremento del diámetro de la fibra y/o la acumulación de potasio en los túbulos T) que podría influir en el abrupto decremento de la duración y el repentino aumento de la amplitud de la segunda fase.
- Segundo, tras MVC largas el acortamiento de las fibras musculares ocurriría en paralelo con un decremento de la MFCV dado por la fatiga. Sin embargo, aunque estos dos procesos coexisten el impacto del acortamiento de la fibra en las características de la segunda fase de la M-wave sería más fuerte ya que la segunda fase refleja la extinción de la potenciación en el tendón y, por tanto, es más sensible a cambios en la longitud de la fibra.

La primera fase resulta de la propagación del potencial sobre la fibra mientras la segunda refleja la extinción de la fuente en el tendón. Por tanto, si hubiese cambios en la arquitectura que duren algunos segundos tras la contracción afectarían más a la segunda fase comparada con la primera.

Conclusiones

En el presente TFG, se ha estudiado el fenómeno de la potenciación eléctrica en el bíceps braquial, analizando de forma separada los cambios en la magnitud de la primera y segunda fase. Para ello la primera tapa del estudio estaba basada en un protocolo de intensidad y la segunda en un protocolo de duración.

La primera conclusión que puede extraerse del estudio, en consonancia con estudios anteriores, es que se observó un aumento de la segunda fase de la M-wave después de contracciones de diferentes intensidades y duraciones. Este aumento difícilmente puede atribuirse a la velocidad de conducción ya que el aumento se produjo incluso en presencia de una disminución de la misma.

En segundo lugar, a diferencia de los resultados obtenidos en trabajos previos, se observó una disminución de la primera fase de la M-wave después de contracciones de diferentes intensidades y duraciones. Esta disminución es difícil de atribuir a un factor de la membrana física.

En tercer lugar, se ha comprobado que la velocidad de conducción sufre un aumento para todas las intensidades y para duraciones menores a 30s, para contracciones sostenidas superiores a 30s sufre un decremento. Además, se observó que tras una fase de recuperación la velocidad de conducción se recupera a valores similares a los de control. Estos cambios fueron corroborados por parámetros analizados de la M-wave como la duración, el área o la frecuencia, lo que da más robustez a los resultados.

Por último, no por ello menos importante, se ha demostrado que el comportamiento de las amplitudes de la primera y segunda fase de la M-wave no es el mismo. Este resultado pone de relieve el error sistemático que comenten los investigadores al centrar su atención únicamente en la amplitud pico-pico de la M-wave.

Líneas futuras

Para concluir este TFG, en línea con los párrafos anteriores, pueden plantearse dos líneas de investigación futura que arrojen más luz sobre este tema, especialmente, en lo que respecta a los resultados más novedosos. Por un lado, aumentar el número de sujetos ayudaría a comprobar si los comportamientos observados se mantienen para una muestra mayor de personas. Por otro lado, el grupo analizado en este estudio estaba determinado por varones de un rango de edad con poca variación y, en este sentido, se podría ampliar el estudio considerando otros rangos de edad, género o estado de salud y verificar si las conclusiones obtenidas pueden ser extrapolables a otro tipo de sujetos. Además, se va a investigar el origen del decremento de la amplitud de la primera fase realizando el experimento estimulando distintas posiciones del plexo braquial y variando las posiciones de los electrodos EMG de registro.

Bibliografía

Referencias bibliográficas

1. **Hanson, J. (1974)**. The effects of repetitive stimulation on the action potential and the twitch of rat muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 90, 387-400.
2. **Lännergren, J. y Westerblad, H. (1987)**. The temperature dependence of isometric contractions of single, intact fibres dissected from a mouse foot muscle. *J Physiol*, Sep; 390:285–293.
3. **Lüttgau, H. C. (1965)**. The effect of metabolic inhibitors on the fatigue of the action potential in single muscle fibres. *Journal of Physiology*, 178, 45-67.
4. **McGill, K. C. y Lateva, Z. C. (2011)**. History dependence of human muscle-fiber conduction velocity during voluntary isometric contractions. *J Appl Physiol* 111: 630-641.
5. **Metzger, J. M. y Fitts, R.H. (1986)**. Fatigue from high-and low-frequency muscle stimulation: role of sarcolemma action potentials. *Experimental Neurology* 93, 320-333
6. **Rodriguez-Falces, J., Duchateau, J. y Baudry, S. (2015)** M-wave potentiation after voluntary contractions of different durations and intensities in the tibialis anterior. *Documento de trabajo*.

Fuentes de información

1. Covidien <http://www.covidien.com/>
2. Digitimer Ltd <http://digitimer.com/>
3. Medi-Stim <http://www.medi-stim.com/>
4. Universidad Nacional de Colombia <http://unal.edu.co/>
5. Universidad Centroccidental Lisandro Alvarado <http://www.ucla.edu.ve/>
6. DeMedicina <http://demedicina.com>