



## Análisis de la influencia del posicionamiento del electrodo de referencia en señales electromiográficas.

### BREVE DESCRIPCIÓN

En este TFG vamos a cuantificar la contribución de los potenciales de campo lejano en las M-waves registradas sobre los músculos del cuádriceps mediante la estimulación del nervio femoral.

Autor: Pablo Ramos Láinez

Tutor: Javier Rodríguez Falces

# Agradecimientos

Realizar este Trabajo de Fin de Grado ha sido solamente posible gracias a la ayuda de varias personas:

Para comenzar, gracias a mis padres que me han apoyado siempre con mis proyectos e ideas, me han inculcado desde pequeño los valores del trabajo y la constancia y sin los cuales, no hubiese tenido la motivación suficiente para pasar por uno de los retos más duros que se ha cruzado en mi vida, siendo este, la carrera de Ingeniería en Tecnologías de Telecomunicación.

Gracias a mi hermana pequeña que, en el afán de superarme, lo consigue y me hace ponerme las pilas y seguir renovando mi conocimiento en favor de nuestra competitividad fraternal.

A mis amigos y familia que han conseguido hacer más llevadero este periodo de mi vida.

Y por último, no por ello menos importante, gracias de corazón a mi tutor, Javier Rodríguez Falces que mediante todo el proceso me ha instruido, dado los recursos necesarios para mi avance y me ha dado pautas muy apreciadas tanto para mi futuro profesional como para el personal.

# Índice

Lista de abreviaciones	4
Lista de figuras	5
Lista de tablas	7
Resumen	8
Capítulo 1-Introducción y objetivos	9
1.1 Contexto	10
1.2 Objetivos	10
1.3 Hipótesis	10
Capítulo 2-Fundamentos fisiológicos	11
2.1 Introducción	11
2.2 Sistema nervioso	11
2.3 Sistema motor	12
2.4 Musculo	12
2.4.1 Fibra muscular	12
2.4.1.1 Sistema energético ATP-PC	13
2.4.1.2 Sistema energético de la Glucólisis anaeróbica	13
2.4.1.3 Sistema energético aeróbico u oxidativo	13
2.4.2 Vasto lateral, Vasto medial, Recto femoral	13
2.5 Unidad motora	14
2.6 Señales biomédicas	15
2.6.1 Registro muscular superficial y factores que posibilitan su ejecución	15
2.7 Contracción evocada	16
2.8 Potencial de acción	17
2.9 Modelo de la señal EMG evocada(M-wave)	20
2.10 Generación de campo cercano y campo lejano en el medio conjuntivo	21
Capítulo 3-Material y procedimiento experimental	22
3.1 Introducción	23
3.2 Colaboradores	23
3.3 Instrumentación	23
3.3.1 Máquina de extensión de cuádriceps	24
3.3.2 Sistema de adquisición y amplificación de señales biomédicas	25
3.3.3 Estimulador	26
3.3.4 Electrodo	27
3.3.5 Acondicionamiento	29
3.3.6 Herramientas software	30
3.4 Método experimental	31
3.4.1 Introducción y estado del arte	31
3.4.2 Identificación de la dirección de las fibras musculares y la zona de inervación	31
3.4.3 Sistemas de referencia ipsilateral y contralateral	32
Capítulo 4-Análisis de datos	35
4.1 Introducción	35
4.2 M-wave	35

4.3 Parámetros de estudio	36
4.4 Análisis estadístico	38
Capítulo 5-Resultados	39
5.1 Configuración ipsilateral y contralateral	39
5.1.1 Sistema de referencia ipsilateral y contralateral	39
5.1.2 Sistema de referencia más lejano	40
5.1.3 Verificación del sistema de referencia ipsilateral y contralateral en otros músculos.	41
5.2 Cuantificación de la contribución del campo lejano a la M-wave	41
5.3 Resultados en plexo braquial	43
Capítulo 6-Discusión de los resultados	45
6.1 Influencia de la ubicación del electrodo de referencia en las características de la M-wave	45
6.2 Fenómenos por los que se hace tangible la presencia de campo lejano.	45
Capítulo 7-Conclusiones y líneas futuras	46
7.1 Conclusiones	46
7.2 Líneas futuras	47
Bibliografía	48

## Lista de abreviaciones:

AP	Action Potential
CE	Conformité Européenne (certificado europeo)
CMAP	Compound Muscle Action Potential
ECG	Electrocardiograma
EEG	Electroencefalograma
EMG	Electromiograma
FDA	Food an Droug Administration
ISTIM	Intensidad de estimulación
MUAP	Motor Unit Action Potential
MUP	Motor Unit Potential
M-WAVE	Señal Compuesta del Músculo (señal mioelectrica)
UM	Unidad Motora
UPNA	Universidad Pública de Navarra
VL	Vasto lateral
VM	Vasto medial
RF	Recto femoral
SEMG	Electromiograma de registro de Superficie
SFAP	Single Fiber Action Potential
SNC	Sistema nervioso central
SNP	Sistema nervioso periférico
TFG	Trabajo de fin de grado

# Índice de figuras

Figura 1: Sistema nervioso (aférente y eferente)	11
Figura 2: Fibra muscular	13
Figura 3: Cuadriceps femoral	14
Figura 4: Partes de una unidad motora completa	15
Figura 5: Generación de una contracción evocada	17
Figura 6: Perfil temporal del potencial de acción	18
Figura 7: Propagación del potencial de acción	18
Figura 8: Esquema de la generación del SFAP	19
Figura 9: Consecuencias de la variación de parámetros en el SFAP	19
Figura 10: Representación del MUAP	20
Figura 11: Modelo de generación de señales evocadas	20
Figura 12: Forma de propagación de la M-wave	21
Figura 13: Diagrama de radiación del cuadrupolo comparada	21
Figura 14: Propagación y extinción del cuadrupolo	22
Figura 15: Diagrama de interconexión del sujeto con la instrumentación	24
Figura 16: Máquina de extensión de cuádriceps modificada	25
Figura 17: Sistema de adquisición MP36	26
Figura 18: Estimulador DS7A	26
Figura 19: Electrodo de estimulación	27
Figura 20: Electrodo de captación	27
Figura 21: Configuración de los electrodos de estimulación del nervio femoral. El cátodo (a) y el ánodo (b)	28
Figura 22: Configuración de los electrodos de estimulación del plexo braquial. El cátodo (a) y el ánodo (b)	29
Figura 23: Configuración esquemática de la disposición de electrodos de registro	29
Figura 24: Software de monitorización BIOPAC	30
Figura 25: Localización de la zona de inervación del nervio femoral	31

Figura 26: Arreglos experimentales utilizados para registrar las M-waves en varias ubicaciones seleccionadas sobre la pierna derecha en respuesta a la estimulación del nervio femoral, con el electrodo de referencia colocado en la rótula “ipsilateral” derecha (a) y en la rótula “contralateral” izquierda (b). En el vasto lateral (VL), vasto medial (VM) y recto femoral (RF) se colocó un electrodo sobre la zona de inervación: este es el llamado electrodo de "vientre", también denominado aquí electrodo “VLP”. En el VL, se colocó un electrodo distalmente más allá del músculo (VLD). A tener en cuenta que, en la gráfica (a), el electrodo del tendón patelar (R.patella) se colocó adyacente al electrodo de referencia de la rótula derecha. El sistema de referencia ipsilateral (a) es el que se usa normalmente para registrar las llamadas M-waves (a), donde actúa el electrodo del “tendón” como el electrodo de “referencia” y se coloca en la misma extremidad que los electrodos de estimulación.

32

Figura 27: Localización de los electrodos de referencia en terminaciones carpianas 33

Figura 28: Configuración experimental utilizada para registrar las M-waves en varias ubicaciones seleccionadas sobre el brazo izquierdo en respuesta a la estimulación del plexo braquial, con el electrodo de referencia colocado en la zona carpiana “ipsilateral” izquierda (a) y en la muñeca “contralateral” izquierda (b). En el biceps (B), se colocó un electrodo sobre la zona de inervación: este es el llamado electrodo de "vientre", también denominado aquí electrodo “BP”. En el biceps, también se colocó un electrodo distalmente más allá del músculo (BD). El sistema de referencia ipsilateral (a) es el que se usa normalmente para registrar las llamadas M-waves (a), donde actúa el electrodo del “tendón” como el electrodo de “referencia” y se coloca en la misma extremidad que los electrodos de estimulación.

34

Figura 29: Muestra de M-wave 35

Figura 30: Definición de parámetros de la M-wave 36

Figura 31: Ejemplos representativos de M-waves registradas en varias ubicaciones sobre la pierna derecha en respuesta a la estimulación del nervio femoral utilizando la rótula ipsilateral derecha (a), la rótula contralateral (b) o la zona carpiana contralateral como sitios de referencia. Cada gráfico comprende M-waves registradas en 2 sitios sobre el músculo estimulado, el vasto lateral (VL, trazas superiores) y en 2 ubicaciones a lo largo de la parte inferior de la pierna (trazas inferiores).

39

Figura 32: Ejemplos representativos de M-waves registradas en varias ubicaciones sobre la pierna derecha: a) vasto lateral, b) vasto medial, c) recto femoral, en respuesta a la estimulación del nervio femoral utilizando la rótula contralateral como zona de referencia. Cada gráfico comprende M-waves registradas en 4 sitios sobre el músculo estimulado, el vasto lateral (VL, trazas superiores) y en 2 ubicaciones a lo largo de la parte inferior de la pierna (trazas inferiores). Todo ello haciendo referencia a -IZ con el electrodo más proximal, -DX siendo los electrodos más distales aumentando según la numeración y -BM como el electrodo más distal.

41

Figura 33: Potenciales en ipsilateral y contralateral incluyendo el potencial del tendón en éste último. Los potenciales se registraron desde el VL (a.1 y a.2), VM (b.1 y b.2) y RF (c.1 y c.2) en respuesta a la estimulación del nervio femoral (siendo los índices numéricos referencia a distintos sujetos). Las M-waves del tendón del vientre se registraron desde la zona de inervación (vientre) de la VL, VM y RF con el electrodo de referencia colocado en la rótula

derecha. Las ondas M del vientre y del tendón se registraron desde la zona de inervación y el tendón patelar derecho, respectivamente, con el electrodo de referencia colocado en la rótula izquierda. 42

Figura 34: M-wave procedente de la estimulación del plexo braquial en configuración ipsilateral y contralateral 44

## Lista de tablas

**Tabla 1** - Media  $\pm$  valores de desviación estándar de la amplitud pico a pico (AmpliPP) y latencia del pico final-negativo (LatencyNEG) para las M-waves del vientre y el tendón (electrodo de referencia colocado en la rótula izquierda). \* Indica una diferencia significativa en AmpliPP entre las M-waves del vientre y el tendón. N indica el número de individuos. 42

**Tabla 2** – Valores medios de los parámetros de la M-wave para la configuración ipsilateral (electrodo de referencia colocado en la rótula derecha) y para las M-waves en configuración contralateral (electrodo de referencia colocado en la rótula izquierda). † Indica una diferencia significativa en AmpliSECOND entre las ondas del vientre y el tendón del vientre. N indica el número de individuos 43

**Tabla 3** – Contribución porcentual de las componentes de campo lejano a la M-wave 43

# Resumen

La anatomía (ciencia que estudia la estructura, forma y relaciones de las diferentes partes del cuerpo de los seres vivos) de las partes motoras del cuerpo humano está formada por grupos musculares a los que irrigan de actividad eléctrica de manera conjunta comúnmente las vías nerviosas adyacentes a dicho grupo muscular. Así mismo, cada grupo muscular, compuesto por músculos independientes ofrece un número de fibras musculares que se agrupan para formar lo que se conoce como unidades motoras que se excitan y contraen por la irrigación eléctrica antes mencionada.

La electromiografía (EMG) es el resultado del registro de potenciales eléctricos resultantes del reclutamiento o activación de unidades motoras. Vamos a tener en cuenta señales generadas mediante la electroestimulación externa.

Un potencial de acción que se propaga a lo largo de una fibra muscular genera una distribución de potencial de campo cercano (que emerge de una fuente cuadrupolar) que disminuye su amplitud a medida que el electrodo se aleja de los generadores. Por lo tanto, si el electrodo del tendón (referencia) está lo suficientemente lejos de los generadores en movimiento, registrará un potencial insignificante. Sin embargo, tanto el vientre como los electrodos de referencia podrían captar la actividad eléctrica que surge de la terminación de los potenciales de acción pues en la extinción del potencial de acción en la unión fibra-tendón genera un potencial de campo lejano que emerge de una fuente dipolar.

En estudios electrofisiológicos que preceden al presente, las M-waves (siendo éstas las señales mioeléctricas compuestas del músculo) registradas en la configuración ipsilateral se obtienen restando las contribuciones monopares de los electrodos del vientre y del tendón. Se ha demostrado que el electrodo del tendón no se puede considerar como una referencia "indiferente", pero registra la actividad que surge de la estimulación eléctrica de los nervios motores (Kincaid et al., 1993, Brashear y Kincaid, 1996). Abordamos este problema estudiando por separado la actividad en los sitios del vientre y los tendones para la estimulación del nervio femoral al hacer referencia a cada sitio a la rótula contralateral (izquierda).

En el presente proyecto se han cuantificado dichas componentes (en configuración ipsilateral y contralateral) registrando resultados similares en sujetos diferentes en la totalidad de los casos. Durante el estudio se produjo la estimulación de las unidades motoras del grupo muscular asociado al nervio de estimulación y se produjeron cambios sustanciales al desplazar el electrodo de tierra a zonas más alejadas de la zona de estimulación. Dichos cambios son reflejados con más profundidad de detalle a lo largo del proyecto y en la discusión.

Los resultados reflejan que: (1) La contribución de componentes de campo lejano supone un 30% de la amplitud total registrada en la recogida de datos del registro del vientre en configuración monopolar. (2) La configuración bipolar ipsilateral al no presentar casi la contribución del campo lejano es un buen registro a la hora de presentar la información de la estimulación local sin el ruido que el mismo genera. (3) La configuración monopolar con referencia contralateral es capaz de representar de manera bastante más fidedigna todas las componentes generadas por el proceso de electrogénesis en el medio conjuntivo humano y nos ofrece una información más representativa del suceso real de los potenciales que coexisten en el tejido.

Como conclusión, en este proyecto se ha establecido que la configuración ipsilateral presenta la una buena capacidad para representar el comportamiento local al músculo mientras que la configuración contralateral, es una representación más fiel a la realidad de los potenciales que se encuentran en dicho músculo.

# Capítulo 1:

## Introducción y objetivos

---

### 1.1 Contexto

El presente proyecto cubre parte del área englobada dentro del grupo de investigación de Ingeniería Biomédica, adscrito al Área de Teoría de la Señal y Comunicaciones 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.

Como tal, constituye un estudio experimental sobre humanos, es la continuación de varios proyectos anteriores cuyo objetivo es el de entender la generación y propagación de la señal M-wave y se encuadra correctamente en dicho campo dada la validez del desarrollo por el cual se demuestra que los procedimientos por los cuales ampliamente ha sido entendida y representada no siempre han sido los oportunos.

Cabe destacar que la justificación y la motivación del proyecto radica en:

- (1) - El montaje del ipsilateral es el método estándar utilizado por la mayoría de los laboratorios de EMG para registrar las respuestas de los nervios motores de la superficie. Su método asume que la actividad eléctrica registrada surge en el sitio del electrodo activo, que se encuentra sobre el punto motor en el vientre muscular. El electrodo de referencia, colocado en el tendón del músculo, se ha considerado tradicionalmente como inactivo eléctricamente o indiferente.
- (2) - Necesidad de caracterizar las componentes de campo lejano y campo cercano de manera independiente para poder discriminar la información no necesaria a voluntad de los requisitos de la aplicación que se requiera
- (3) - La mayoría de los estudios previos en los que se caracterizan las componentes de campo lejano son de actividad voluntaria y no evocada
- (4) - Sólo 3/4 artículos de que analizan este tipo de componentes con M waves (Solomonow, 1994; Farina, 2002; Selvanayagam, 2012)
- (5) - Todos los estudios sobre campo lejano con M-waves muestran los datos en configuración de electrodos de registro en bipolar (Solomonow, 1994; Farina, 2002; Selvanayagam, 2012). Esto es un error grave porque por definición, la configuración bipolar elimina gran parte del mismo. De hecho, el propia Farina muestra que hay mucho menos potencial de campo lejano en double-differential que en single-differential

Este Trabajo Fin de Grado supone la culminación del Grado de Ingeniería en Tecnologías de Telecomunicación de la Universidad Pública de Navarra y en él se aplican los conocimientos adquiridos en las asignaturas de Teoría de la Señal de dicho grado.

## 1.2 Objetivos

Los objetivos del presente estudio fueron:

- (1) Cuantificar la contribución real del electrodo del tendón a la M-wave en configuración monopolar provocada por la estimulación del nervio femoral.
- (2) Examinar los efectos del cambio de la ubicación del electrodo de referencia desde la posición ipsilateral a la extremidad contralateral sobre las características generales de la M-wave.
- (3) Investigar e identificar los potenciales de campo lejano en las M-waves registradas sobre los músculos del cuádriceps.

## 1.3 Hipótesis

La hipótesis principal de este proyecto es que tanto la metodología funcional como la colocación convencional de los electrodos de referencia a la hora de establecer el entorno de experimentación para proveernos de datos representativos sobre la constitución de las M-waves, no presenta las capacidades mínimas de fiabilidad para conseguir otorgar datos representativos de los sucesos electromagnéticos que están teniendo lugar en los electrodos de recepción ya que los diferenciales de potencial se anulan con la consecuente pérdida de información. Información perdida que resulta crucial para la correcta comprensión de la generación y transmisión de la señal generada y las variaciones en su comportamiento.

Debido a la gran cantidad y tamaño de los músculos inervados por el nervio femoral, planteamos la hipótesis de que el potencial de "referencia" del tendón tendría una amplitud comparable a la M-wave del vientre en configuración ipsilateral. Para abordar estos objetivos, se realizaron grabaciones en varios sitios seleccionados en la pierna derecha utilizando, primero, la referencia ipsilateral y luego la referencia contralateral.

Todo ello se efectuará en configuración **monopolar**, ya que la configuración bipolar no permite ver la parte no propagante de la M wave.

# Capítulo 2:

## Fundamentos fisiológicos

---

### 2.1 Introducción

En este apartado se va a presentar la parte más biológica que va a regir el camino del estudio en cuestión. Con esto, se pretende ahondar en la comprensión de los órganos y tejidos de los seres vivos y su funcionamiento.

### 2.2 Sistema nervioso

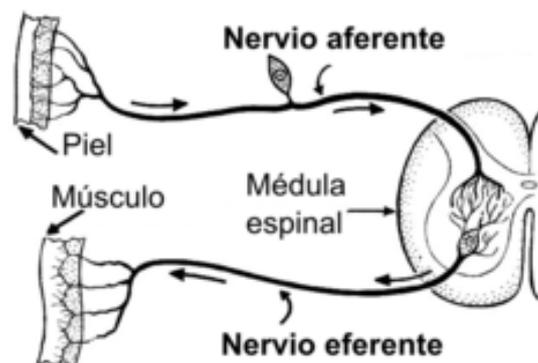
La composición del sistema nervioso consta de un conjunto de órganos y una red de tejidos nerviosos cuya unidad más básica son las neuronas.

Las neuronas son células especializadas, cuya función data de la coordinación de las acciones de los animales por medio de señales eléctricas y químicas que son transmitidas desde un punto concreto a otro del organismo. El sistema nervioso se puede estudiar desde distintos puntos de vista, por ejemplo, puede ser dividido en sistema nervioso central (SNC, cerebro + médula) y sistema nervioso periférico (SNP, nervioso).

Otra manera de estudiarlo y desde un punto de vista más incluyente, abarcando la mayoría de los animales, es siguiendo la estructura funcional de los reflejos estableciéndose la división entre sistema nervioso sensitivo o aferente, encargado de incorporar la información desde los receptores, y en sistema motor o eferente, que lleva la información de salida hacia los efectores.

Los axones constituyen las fibras nerviosas siendo la rama larga eferente, que transmite, el potencial de acción ya sea de excitación o de inhibición a través de una o más sinapsis. Los axones también pueden recibir entradas a través de sinapsis axoaxónicas, que se realizan entre dos axones, pero las funciones de salida de axones son predominantes.

La conducción del impulso nervioso es el desplazamiento del potencial de acción generado por cambios en la permeabilidad a iones a lo largo de la axolema (membrana del axón) de las fibras nerviosas, ayudado por las células de sostén que rodean como una vaina al axón.



## 2.3 Sistema motor

Referente al sistema motor, su función es la de generar el movimiento de las distintas partes del cuerpo mediante una conversión de señales eléctricas en fuerza contráctil en los diferentes grupos musculares. El sistema motor humano es el responsable de la planificación, coordinación y ejecución de todos los movimientos.

La totalidad de los movimientos corporales requieren para llevarse a cabo de la correcta interacción de las diferentes estructuras del sistema nervioso motor. Este sistema y las estructuras de las que está compuesto están estructurados de forma jerárquica de tal manera que las órdenes parten de un nivel superior y llegan a niveles inferiores. El sistema muscular se engloba en el sistema motor ya que da movilidad y estabilidad al esqueleto y a la parte del sistema nervioso central cuya función es la de inervar dichos músculos.

## 2.4 Músculo

El músculo es un tejido corporal formado por un 75% de agua y un 20 % de proteínas (de las que incurriremos más al detalle en puntos posteriores). El 5% restante corresponde a otras sustancias como grasas, glucógeno, sodio, potasio, calcio y fósforo. Su principal característica es su capacidad de contraerse y dilatarse. Dichos movimientos son realizados como una respuesta generada por el sistema nervioso.

Existen tres tipos de tejidos musculares: liso, cardíaco y esquelético. Este último es el encargado de realizar los movimientos de los esqueletos axial y apendicular, y de mantener la postura corporal.

Llevando la atención al músculo esquelético cuya actividad será la que tome parte en el estudio, está compuesto por fibras rodeadas de una membrana celular. Los músculos esqueléticos son de actuación voluntaria, forman parte del control consciente y por ello están inervados a partir del sistema nervioso central. Estos músculos están unidos al esqueleto mediante unos tejidos conjuntivos llamado tendones. Las contracciones del músculo esquelético producen el movimiento de los distintos huesos, cartílagos y por tanto de la masa corporal asociada a esa parte del cuerpo.

### 2.4.1 Fibra muscular

La fibra muscular o miocito es la unidad funcional y estructural del músculo. Es una célula fusiforme y multinucleada con capacidad contráctil muy pequeña formada por proteínas complejas. Es el resultado de la simbiosis de varias células por lo que hablamos de una célula multinucleada. Está envuelta por una membrana denominada sarcolema, mientras que la región interior se denomina sarcoplasma (citoplasma).

El sarcoplasma muscular contiene varias miofibrillas, compuestas de miofilamentos de dos tipos, gruesos y delgados, que adoptan una disposición regular. Cada miofilamento grueso

contiene varios cientos de moléculas de la proteína miosina. Los filamentos delgados contienen dos cadenas de la proteína actina. Las miofibrillas están formadas de hileras que alternan miofilamentos gruesos y delgados con sus extremos traslapados. Durante las contracciones musculares, estas hileras de filamentos se deslizan una sobre otra por medio de puentes cruzados que actúan como ruedas. La energía que requiere este movimiento procede de mitocondrias densas que rodean las miofibrillas.

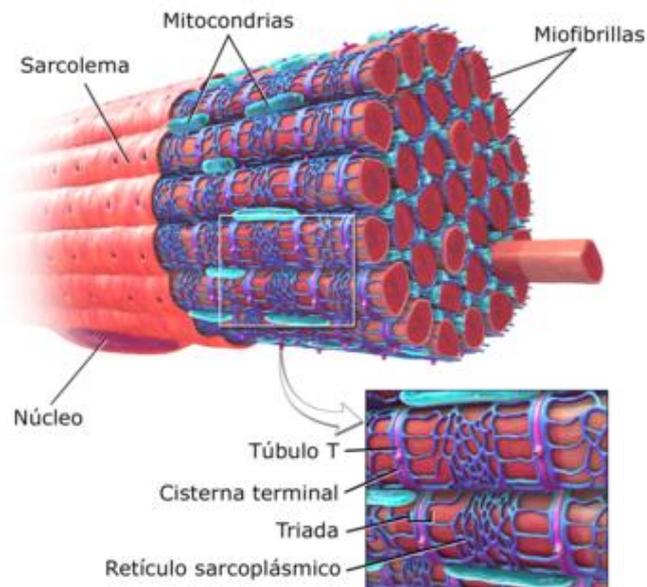


Figura 2 - Fibra muscular

#### 2.4.1.1 Sistema energético ATP-PC

Es anaeróbico aláctico. Emplea las reservas musculares de ATP y fosfocreatina, no precisa oxígeno y no genera ácido láctico. Produce gran cantidad de energía en poco tiempo, pero las reservas son muy limitadas.

#### 2.4.1.2 Sistema energético de la Glucólisis anaeróbica

Degrada la glucosa obteniendo energía sin la presencia de oxígeno, produciendo ácido láctico como sustancia de desecho.

#### 2.4.1.3 Sistema energético aeróbico u oxidativo

Es el sistema principal, se realiza en las mitocondrias de la célula y produce gran cantidad de energía. Requiere la presencia de oxígeno y produce como productos de desecho CO<sub>2</sub> y H<sub>2</sub>O. Es el método de obtención de energía que predomina en las actividades de larga duración y baja intensidad.

### 2.4.2 Vasto lateral, Vasto medial, Recto femoral

Este estudio basa su teoría casi plenamente en un grupo muscular, el cuádriceps femoral, que se encuentra en la cara anterior del fémur [ver Fig.3] y está compuesto por VL, VM y RF (además del vasto intermedio pero éste no es tan accesible desde la superficie).

El cuádriceps femoral recibe este nombre porque está formado por cuatro partes bien diferenciadas. Estas son: El recto femoral, vasto lateral, vasto medial y el vasto intermedio. Estos cuatro músculos convergen en un tendón muy grueso, que se inserta en la base y los lados de la rótula, para así constituir el ligamento.

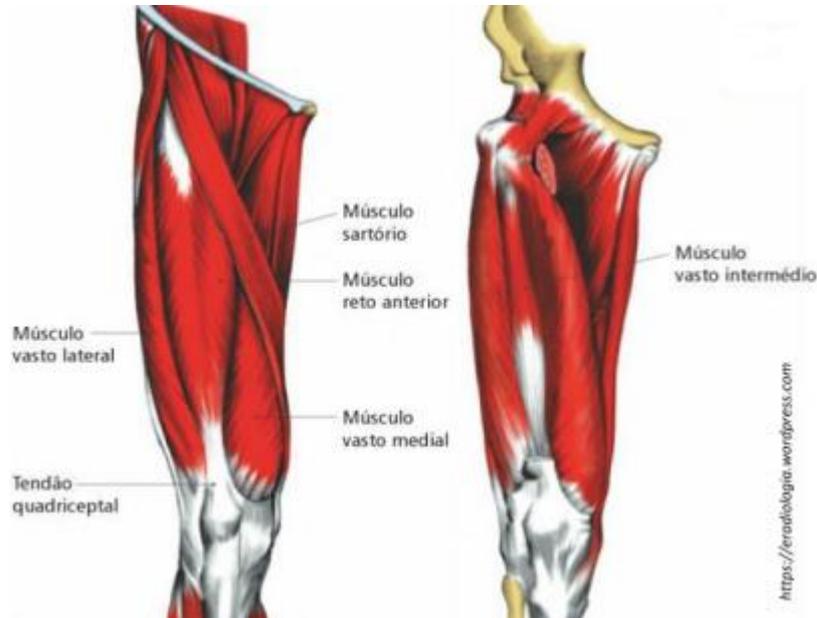


Figura 3 - Cuadriceps femoral.

Este grupo muscular se compone de los músculos más grandes y potentes del sistema, lo cual lo hace de por sí una de las razones de la elección de dichos músculos para la estructuración del proyecto además de que es un músculo fusiforme, es decir las fibras musculares que recorren dichos músculos son paralelas, esto permite estudiar de forma sencilla parámetros como la velocidad de conducción, otra razón es que son músculos largos lo cual facilita la colocación de los electrodos de superficie.

## 2.5 Unidad Motora

La composición de las unidades motoras (UM) datan de una neurona motora y el conjunto de fibras musculares que inervadas por dicha neurona a través del axón [ver Fig.4]. La señal eléctrica que va a producir el movimiento se genera en la corteza cerebral motora, llega a neuronas motoras situadas en el tronco encefálico y por último se traslada a la médula espinal donde se encuentran las neuronas motoras que forman la unidad motora.

La situación física de la neurona motora se encuentra en la médula espinal. A su vez la medula espinal se encuentra cubierta por la corteza espinal, protegida por las vértebras. Desde cada vértebra se ramifican los nervios raquídeos o nervio espinal que distribuyen de axones tanto motores como sensoriales al resto del cuerpo humano.

Una sola neurona motora establece contacto con un promedio de 150 fibras musculares, esto significa que la activación de una neurona provoca la contracción simultánea de unas 150 fibras musculares las cuales se contraen y relajan al mismo tiempo.

Los axones son prolongaciones de las neuronas, especializados en la conducción del impulso nervioso. Los axones motores transmiten el impulso a un conjunto de fibras musculares.

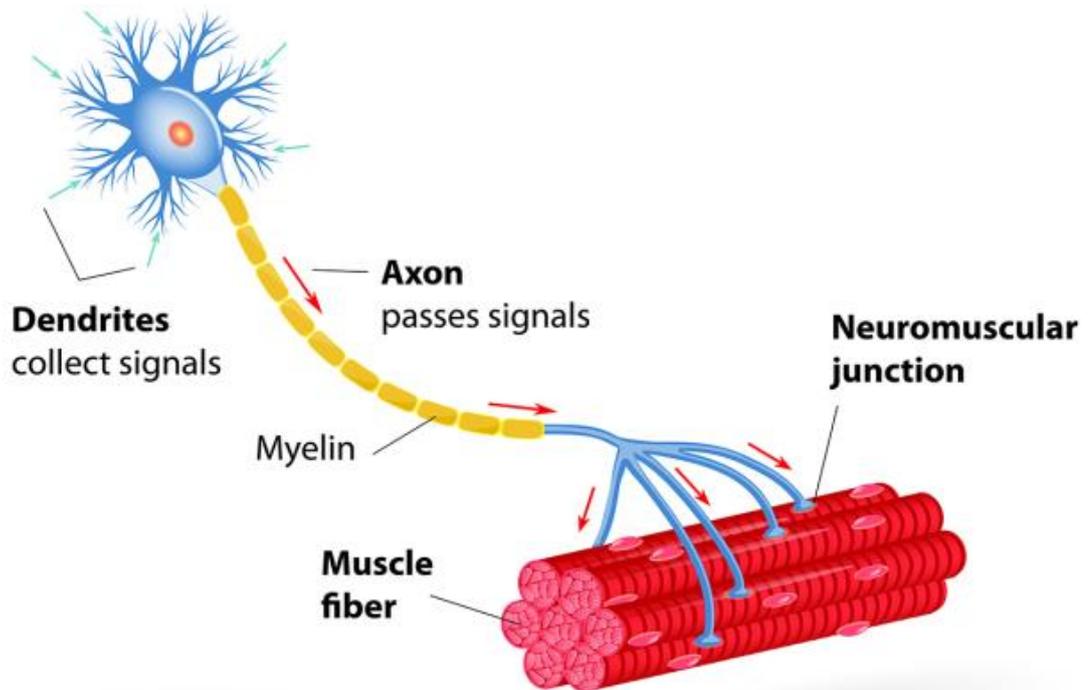


Figura 4 - Partes de una unidad motora completa.

## 2.6 Señales biomédicas

El estudio de este proyecto se centra en un tipo de señal de entre el conjunto total de señales biomédicas existentes (bioacústicas, biomagnéticas, bioeléctricas, bioópticas, biomecánicas o de bioimpedancia) las señales bioeléctricas. La fuente de estas señales son las variaciones del potencial existente en la membrana celular. Las señales bioeléctricas se clasifican según su naturaleza y características, algunas de las más conocidas son el electrocardiograma ECG, el electroencefalograma EEG o el electromiograma EMG. En este proyecto el estudio se centra únicamente en técnicas de análisis de EMGs.

### 2.6.1 Registro muscular superficial y factores que posibilitan su ejecución.

El método más común de medida y a su vez, el menos invasivo consiste en el registro de actividad por medio de electrodos de superficie. Al no ser invasivos los experimentos pueden ser llevados a cabo por otras personas a parte de médicos, sin riesgo hacia el sujeto.

La corriente eléctrica transferencia en tejido vivo conjuntivo es efectuada mediante el movimiento de iones a través del electrolito. Los electrodos de superficie son usados para medir la diferencia de potencial causada por esta migración de iones.

La base de la comunicación celular reside en la diferencia de cargas entre un lado de la membrana y otro. Esto es posible gracias a la distribución de los iones sodio y potasio. Ambos minerales son esenciales para la intervención en varios mecanismos celulares fundamentales como la contracción muscular, transmisión de impulsos nerviosos e intercambios moleculares en las células. Al ser tan importantes, existe un equilibrio natural de los mismos en el organismo animal y por tanto generan un electrolito estable. Ambos son cationes siendo el sodio el catión más abundante en el líquido extracelular y el potasio, el principal presente en el interior de las células.

Al realizar la recogida de datos, los electrodos superficiales en contacto directo con la piel reciben una señal sEMG. Los electrodos miden la diferencia entre dos puntos situados en la dirección de propagación del potencial de acción (motivo de discusión en partes posteriores de este mismo proyecto+). Durante el registro de las distintas señales sEMG, los electrodos de superficie recogen la información de múltiples unidades motoras, ofreciendo menos resolución que los electrodos de aguja. Las componentes espectrales obtenidas están fuertemente relacionadas con la distancia de entre las fibras musculares activas y el punto de detección del electrodo.

Uno de los factores que suponen un papel muy importante en el registro de señales es el conjunto de condiciones de estado de la piel. Mientras que el nivel absoluto de impedancia de la piel no es un factor crítico, la estabilidad de la impedancia en el tiempo y la variabilidad de esta entre los distintos electrodos tiene efectos considerables en los niveles de ruidos de la señal EMG obtenida. Por ello conviene preparar la piel para minimizar sus posibles efectos negativos sobre los resultados, dos tratamientos indispensables son: afeitar el vello de la zona de estudio y limpiar e incluso exfoliar la piel de células muertas.

## 2.7 Contracción evocada

Para conseguir ejecutar un correcto reclutamiento de las UMs, se puede recurrir a dos tipos de estímulos. Por una parte, se puede proceder por la estimulación voluntaria que requiere de la intervención del sujeto pero en este proyecto se va a utilizar de manera única la otra forma de estimulación consiguiendo contracciones evocadas.

A las inducciones de estímulos eléctricos externos a la actividad nerviosa de origen intracorporea las llamamos contracciones evocadas. Con esto se es capaz de conseguir el control que se ejerce sobre la señal de disparo de la motoneurona. Al mandar un pulso rectangular de corta duración y suficiente amplitud de corriente se consigue activar de forma sincrónica todas las fibras de las distintas UMs que hayan sido inervadas.

La manera de realizar una contracción evocada por estímulo nervioso de manera convencional hay que seguir los siguientes pasos [ver Fig.5]:

- 1) Generación de un estímulo eléctrico en forma de señal bipolar de breve duración (1 mseg) y amplitud de corriente constante (de 0 a 400mA), que se origina en un estimulador eléctrico biomédico. El estimulador lo transmite por un cable apantallado hasta un ánodo y un cátodo que se colocarán sobre el músculo a estimular (en este estudio será importante incurrir en las virtudes y deficiencias de dicha configuración bipolar contra la monopolar).

2) A razón de la presencia del estímulo eléctrico, se produce una diferencia de potencial en el nervio a estimular y afecta a todas las unidades motoras cuyos axones se encuentren en la zona de inervación de dicho nervio.

3) Los axones inervan sus fibras conectadas, 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 deslizan hacia adentro entre los filamentos de miosina debido a fuerzas de atracción resultantes de fuerzas mecánicas, químicas y electrostáticas complejas generadas por la interacción de los puentes cruzados de los filamentos de actina.

El mismo mecanismo contráctil de las fibras musculares que da lugar a una contracción voluntaria es en el que se basa la contracción evocada. La única diferencia es que el estímulo eléctrico es externo y por tanto parametrizable.

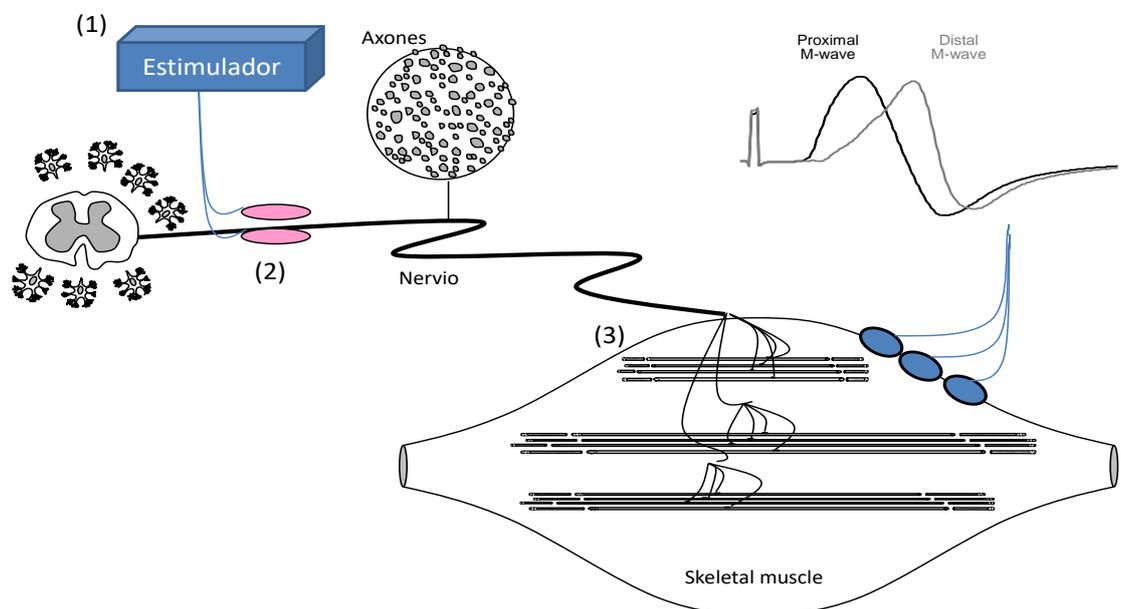


Figura 5 - Generación de una contracción evocada.

## 2.8 Potencial de acción

El potencial de acción (también llamado impulso eléctrico) recorre la membrana celular y, en función de la amplitud de este potencial, se darán diferentes eventos [ver Fig.6].

Si se parte de un estado de reposo (1), éste permanecerá inalterable hasta que el estímulo que le llegue sea mayor que un valor umbral (2). En el caso de que si se supere dicho umbral se generará un potencial de acción (3).

Partiendo de un estado de reposo (1), a menos que el valor umbral (2) se superado por un estímulo, este permanecerá inalterable. En caso contrario, si el estímulo supera el valor umbral, esto dará lugar a un potencial de acción.

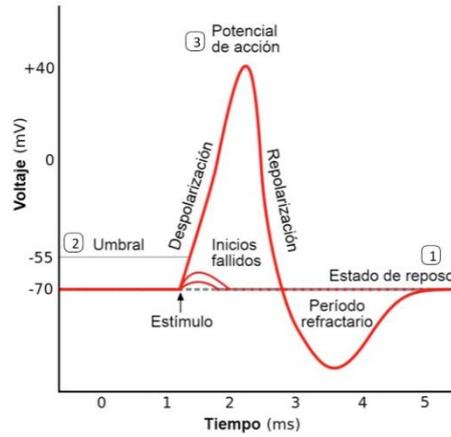


Figura 6 - Perfil temporal del potencial de acción

La propagación del potencial se produce desde la unión neuromuscular hacia los extremos del músculo, en dirección al tendón.

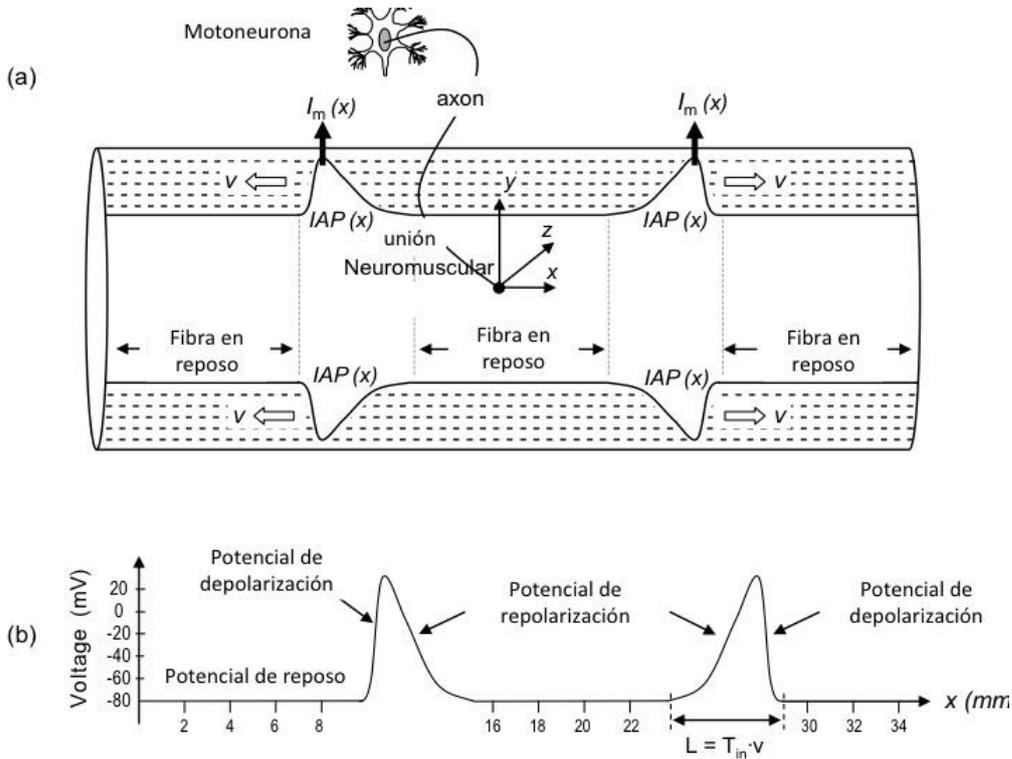


Figura 7 - propagación del potencial de acción

En el potencial de acción de fibra simple (SFAP, *Single Fiber Action Potential*), en teoría sólo se obtiene la señal de una única fibra.

La señal de recogida puede variar en función de la colocación del electrodo, lo cual depende de ciertos parámetros como la distancia a la que se encuentra el electrodo de la fibra que se está midiendo, representado por  $r$  en la Figura 9. Esto se traduce en que, el módulo del potencial

voltaico se verá mermado de manera proporcional de manera exponencial con la distancia del electrodo de recogida con respecto de la fibra.

La señal SFAP puede verse modificada en sus parámetros según a longitud que separa la unión neuromuscular con el electrodo ( $x_0$ ), ya que supone un cambio en la amplitud y la forma de la señal que se obtiene al estar relativamente cerca tanto del *end-plate* o del tendón. También es posible apreciar un cambio en la velocidad de propagación, lo que se conoce como delay de la señal.

Además, el diámetro de la propia fibra es un factor determinante en la forma de la señal SFAP ya que, como se puede presuponer, se obtendrá una mayor amplitud cuanto mayor sea el diámetro de la fibra.

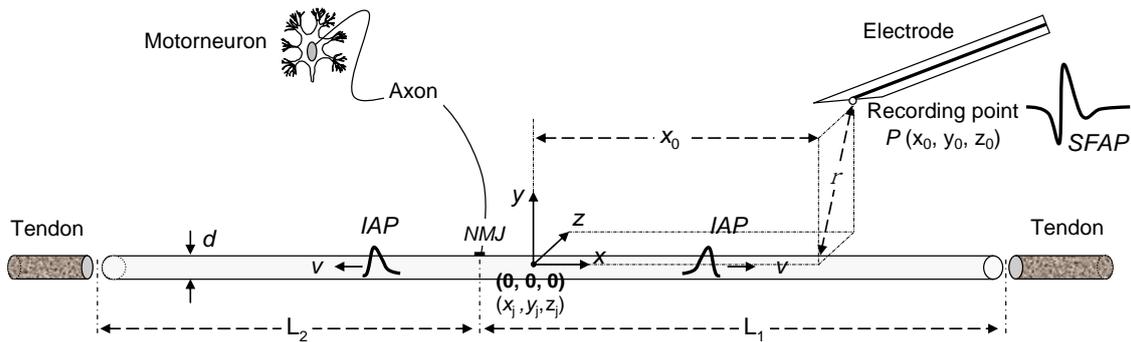


Figura 8: Esquema de la generación del SFAP

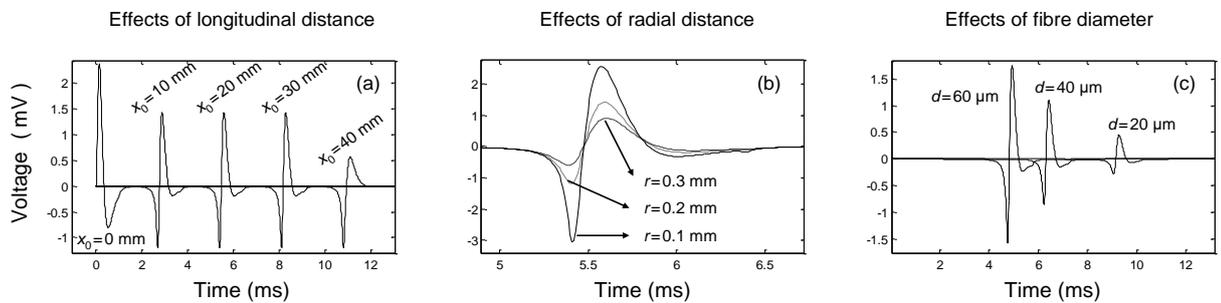


Figura 9: Consecuencias de la variación de parámetros en el SFAP

El Potencial de Acción de una Unidad Motora (MUAP, *Motor Unit Action Potential*) es el resultante de la suma de los potenciales de acción de cada una de las fibras musculares de una misma unidad motora.

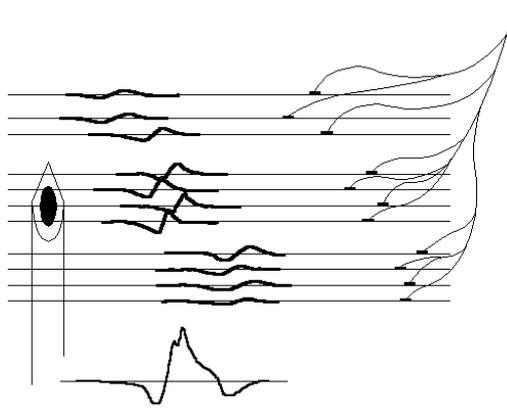


Figura 10: Representación del MUAP

El electromiograma superficial (sEMG) es el registro de la actividad eléctrica muscular sobre la superficie de la piel. Como se ha explicado anteriormente, a partir de la suma de SFAPs se consigue la señal MUAP, y será la suma de varias MUAPs lo que dará como resultado la señal que se obtenga con electrodos superficiales.

## 2.9 Modelo de la señal EMG evocada (M-wave)

La señal *M-wave* es la señal electromiográfica recogida superficialmente que surge en respuesta a un estímulo eléctrico.

La interpretación de las M-waves es compleja debido a que hay que tener en cuenta todos los factores anteriores a la hora de su análisis.

El análisis de esta señal permite extraer conclusiones sobre las propiedades periféricas del sistema neuromuscular.

El modelo de generación y detección de una señal *M-wave* [ver Fig.11] (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.

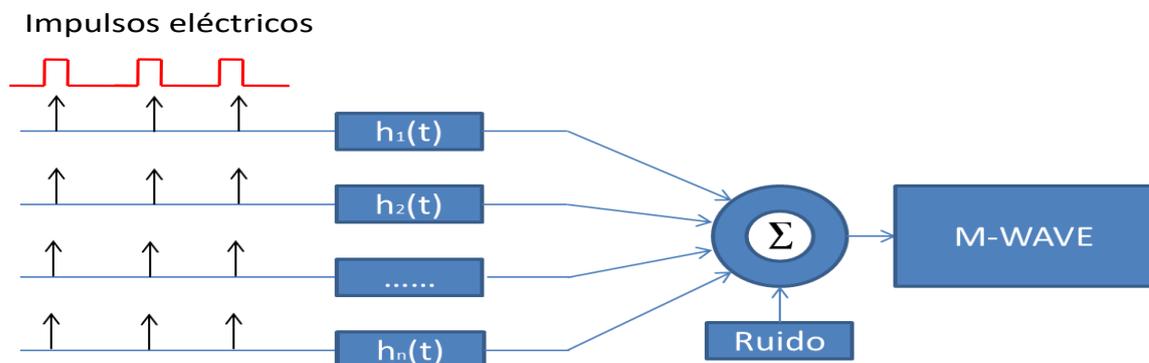


Figura 11 - Modelo de generación de señales evocadas

## 2.10 Generación de campo cercano y campo lejano en el medio conjuntivo

La generación de la M-wave mediante la generación de potenciales de acción de manera no evocada, da lugar a una llamada fuente de corriente cuadrupolar [ver Fig.12]. El cuadrupolo a menudo se conceptualiza como una combinación de dos dipolos orientados espalda con espalda, de modo que los dos polos negativos de cada dipolo son adyacentes (+ - +)

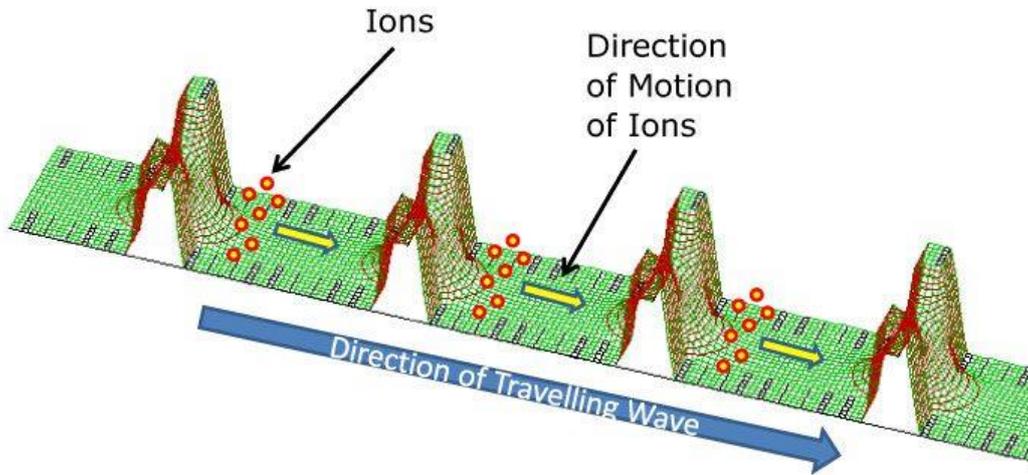


Figura 12 - Forma de propagación de la M-wave

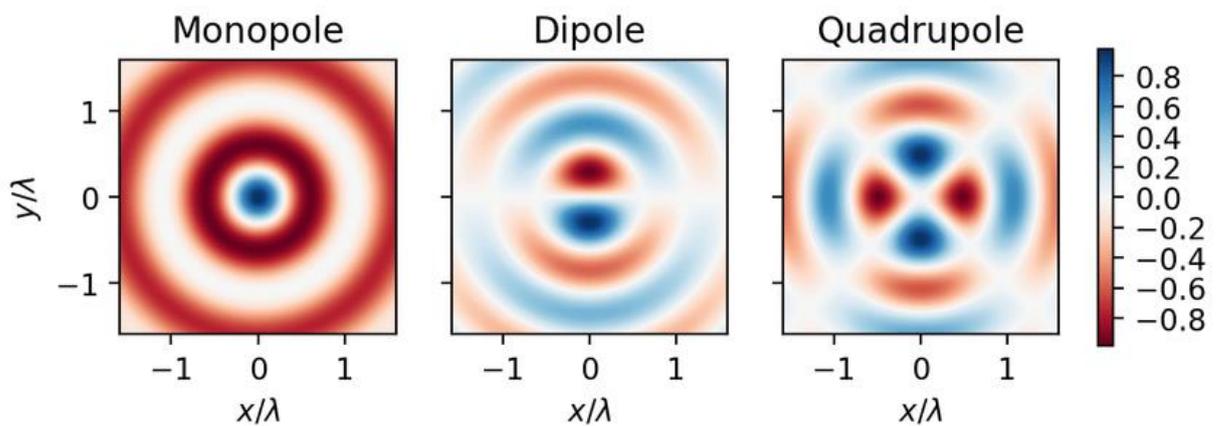


Figura 13 - Diagrama de radiación del cuadrupolo comparada

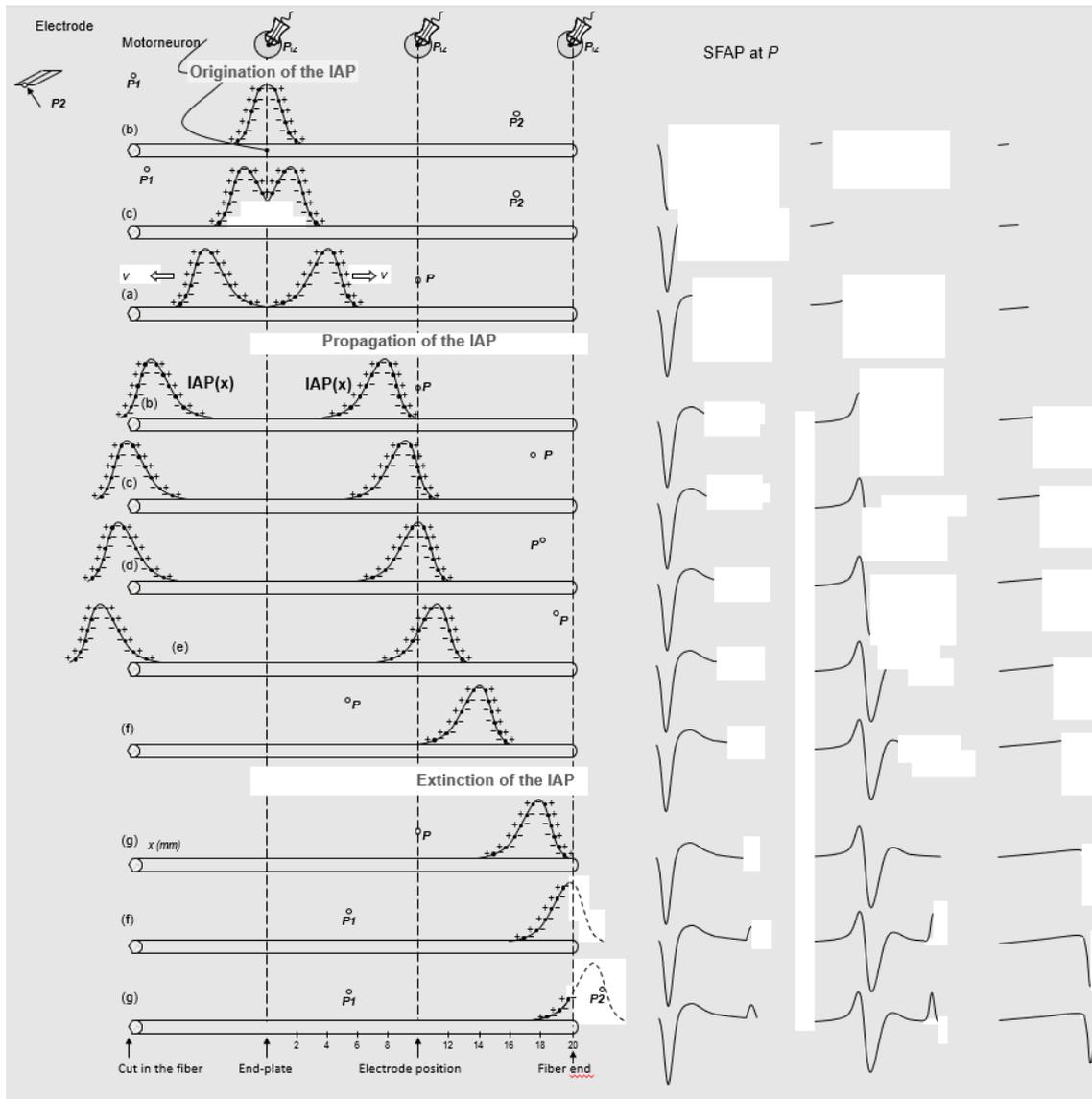


Figura 14 - Propagación y extinción del cuadrupolo

No solo la extinción del potencial cercano es el fenómeno de lo que emerge del potencial de campo lejano causado por la conversión momentánea del cuadrupolo en un dipolo [ver Fig.14], sino que hay otras causas que evocan fuentes dipolares "reales" que incluyen:

(a) generación o bloqueo de un AP de propagación (potencial de acción de propagación), (b) alteración en la velocidad de conducción del impulso, (c) curvatura en un nervio o fibra muscular que produce un cambio en la dirección de propagación de AP, y (d) cambio abrupto en Diámetro de tejido excitable o resistencia intracelular.

## Capítulo 3:

# Material y Procedimiento experimental

---

### 3.1 Introducción

Este capítulo será el encargado de la explicación y exposición de la infraestructura, instrumentación y metodología utilizados para la ejecución de los pasos protocolarios que han tenido lugar en la Universidad Pública de Navarra (UPNA), así como datos por sobre los sujetos sobre los que se llevaron a ejecución dichos procesos.

### 3.2 Colaboradores

Para la realización del presente estudio, fue requerido que diversos voluntarios se sometieran a los ejercicios y pruebas realizados en el laboratorio de señales biomédicas de la UPNA.

Los sujetos objeto de estudio de este experimento son 13 hombres y mujeres en un estado saludable cuya edad comprende el rango de 21 a 27 años.

### 3.3 Instrumentación

La infraestructura que nos va a permitir llevar nuestros análisis a cabo se compone de una serie de instrumentos con características de índole reconocida cuya fiabilidad y comportamiento de renombre, los han dotado de merecer reconocimientos y certificaciones oportunas que los acreditan con validez representativa en la región en que se opera (como el distintivo CE).

La elección de la instrumentación utilizada conforma un papel fundamental, ya que de el posterior procesamiento de los datos recogidos depende de manera plena de la misma. Se necesita que el sujeto esté óptimamente sujeto a la silla de pruebas para evitar fluctuaciones de la señal por movimiento.

De entre el equipamiento necesario, es esencial la presencia de un estimulador [ver Fig.15-(a)] que envíe un impulso por unos electrodos específicos ubicados de tal manera que estimulen el nervio del sujeto. Posteriormente la señal de los músculos será recogida por unos electrodos de captación que la enviarán a la máquina de adquisición [ver Fig.15-(b)], y de ahí se envía al ordenador para procesarla. A continuación, se explican los detalles más relevantes de cada uno de los elementos.

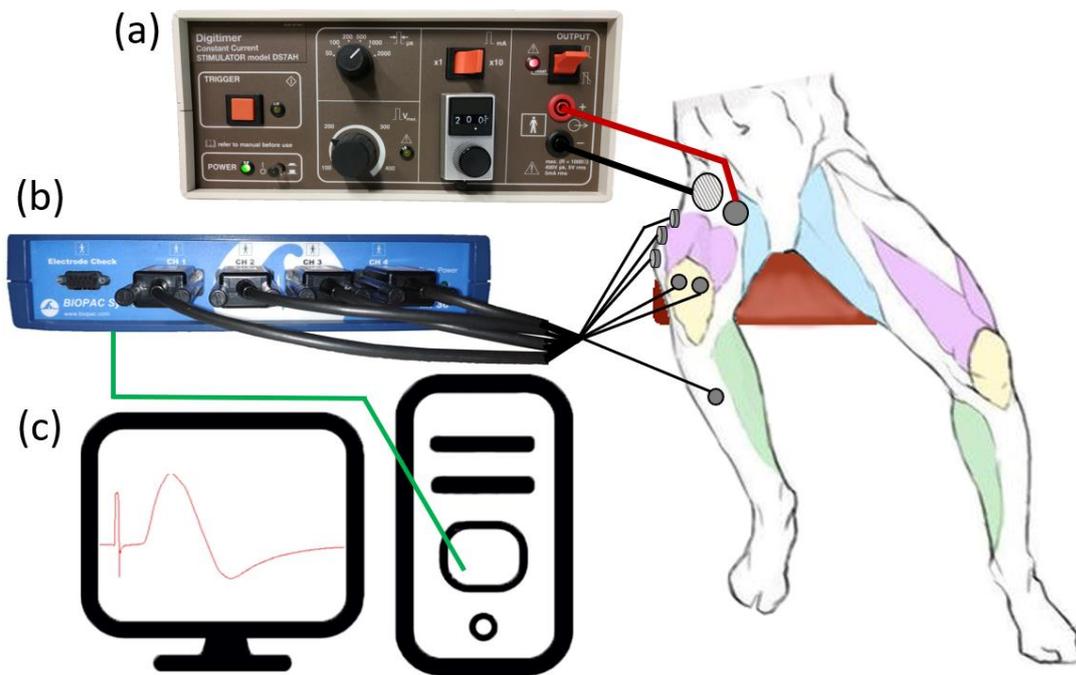


Figura 15 – Diagrama de interconexión del sujeto con la instrumentación

### 3.3.1 Máquina de extensión de cuádriceps

En septiembre de 2012 el grupo de investigación biomédica del departamento de Ingeniería eléctrica y Electrónica de la UPNA, adquirió una máquina de extensión de cuádriceps: “LOLEG Extension”.

El grupo de investigación ha conseguido a lo largo de varios proyectos realizar diferentes modificaciones para la adecuación de la silla a los requerimientos que suponen los experimentos con señales EMG que se llevan en el departamento.

Las características principales de la máquina son:

- Ángulo de entrenamiento ajustable a la constitución física de cada usuario.
- Estructura reforzada, para mayor seguridad y protección.
- Garantiza movimientos libres, estables y naturales.
- Adapta las cargas de trabajo, tanto para principiantes como para usuarios avanzados.
- Diseñado para el ejercicio biomecánico óptimo.

La última mejora que se ha realizado a la máquina ha sido la incorporación, por parte de otro proyectando de unas cinchas, o correas de sujeción, para asegurar la posición del sujeto [ver Fig.16]. De esta forma se logra una posición óptima a la hora de ejecutar el protocolo de fatiga y evita la movilidad durante la misma. Es importante asegurar el ángulo de flexión de la rodilla para conseguir una contracción lo más isométrica posible.



Figura 16 - Máquina de extensión de cuádriceps modificada.

### 3.3.2 Sistema de adquisición y amplificación de señales biomédicas

El proceso de adquisición se realiza mediante una unidad MP36 de *BIOPAC Systems Inc.* Dicho dispositivo es poseedor de un hardware el cual incluye un microprocesador encargado de las operaciones de la recogida, procesado y transmisión de datos. Se utilizarán los 4 canales a una tasa de adquisición de 5000Hz con un filtro paso banda de 0.5 a 100Hz [ver Fig.10].

Este dispositivo recibe las señales de entrada analógicas, las digitaliza y las envía al ordenador. Tiene capacidad de recogida de hasta cuatro canales, pudiendo realizar la captura de manera independiente. El dispositivo permite recibir señales de electrodos, transconductores, u otros dispositivos de entrada/salida.



Figura 17 - Sistema de adquisición MP36.

### 3.3.3 Estimulador

Con relación al origen del estímulo que servirá para generar la excitación evocada del sujeto, se va a requerir del estimulador de corriente constante DS7AH de *Digitimer*. Este dispositivo es capaz de generar pulsos de alto voltaje en corriente constante y de breve duración (en concreto tiene una reducción programada de tiempo a  $200 \mu\text{s}$ ) para la estimulación transcutánea. Está diseñado específicamente para la investigación de la actividad eléctrica nerviosa y/o muscular.

Este modelo es una modificación del modelo original DS7A, lo que le permite obtener valores más altos de corriente que su antecesor (cuya limitación era de 100mA). El estimulador puede variar su corriente constante de salida desde 1 mA hasta 1 A, la duración de los pulsos toma valores desde  $50 \mu\text{s}$  a 0.2 ms y el voltaje varía hasta un máximo de 400 V.

Tanto su antecesor como éste, cuentan tanto con el certificado "Conformité Européenne" (CE) como con la aprobación como dispositivo autorizado por la "Food an Droug Administration" (FDA).

Además, otra de sus características y grandes virtudes es que mediante un trigger accesible en el panel frontal se puede llevar a cabo con flexibilidad la parametrización del TTL de la señal.



Figura 18 - Estimulador DS7A

### 3.3.4 Electrodo

Los electrodos de biopotencial son unos sensores (transconductores) que se utilizan para medir biopotenciales generados en el cuerpo. Los dos tipos de electrodos usados son los de estimulación y los de captación.

Se han escogido para proceder a la estimulación de potencial los electrodos RE-PLY de la empresa *Uni-Patch*, son electrodos específicos para la estimulación eléctrica, autoadhesivos y reutilizables. Se han elegido dos tamaños distintos para la estimulación [ver Fig.19].



Figura 19 - Electrodo de estimulación

Para la captación de la señal electromiográfica se emplearon electrodos de espuma modelo *Kendal™* serie 100. Son pequeños electrodos con cierta forma de lágrima para facilitar la extracción del revestimiento y del sujeto [ver Fig.20].



Figura 20 - Electrodo de captación.

La disposición de los electrodos tanto en el caso de los electrodos de estimulación como en los de captación es fundamental para poder procesar la señal deseada. Por ello, se procede a explicar de manera gráfica y simple el conjunto de la selección de las posiciones elegidas que se han llevado a ejecución para el curso de este proyecto.

El juicio de selección de los mismos se ha ejecutado en tanto a la disposición de los patrones de dispersión de las ramas nerviosas implicadas [ver Fig.24], aunque un factor a tener en cuenta es la variabilidad intrínseca de los sujetos.

### Estimulación

Por comodidad para la instrumentación y por seguir un patrón los experimentos se han realizado en la pierna derecha de los sujetos, lo cual no es determinante para los resultados. Los electrodos de estimulación tienen como función inervar el nervio femoral, para ello se coloca el cátodo en la zona inguinal [ver Fig.13-(a)], y el ánodo en el glúteo del mismo lado [ver Fig.13-(b)].

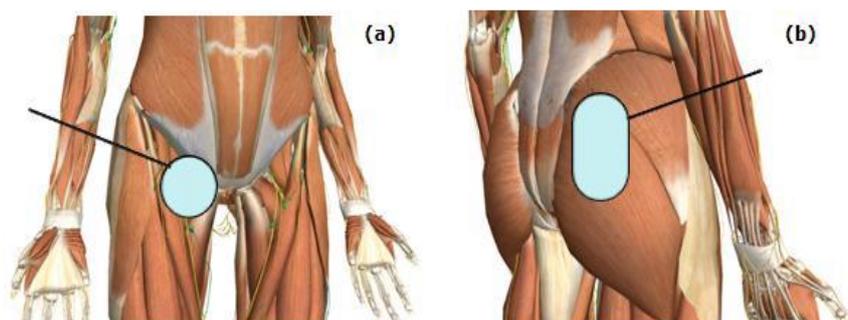


Figura 21 - Configuración de los electrodos de estimulación del nervio femoral. El cátodo (a) y el ánodo (b).

De manera supletoria, para sostener que los resultados experimentales no están sometidos a factores relativos localmente solo a la zona inervada por el nervio femoral, el estudio abarca y procede a la comprobación de la misma hipótesis sobre grupos musculares del tren superior corporal. En este caso, los elegidos son los directamente ligados a la zona de inervación del plexo braquial, en cuyo caso, ánodo y cátodo serán dispuestos de manera análoga a la configuración anteriormente explicada de la siguiente forma:

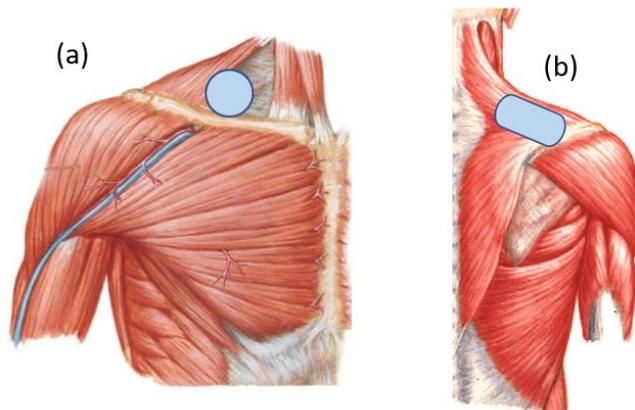


Figura 22 - Configuración de los electrodos de estimulación del plexo braquial. El cátodo (a) y el ánodo (b).

### Registro EMG

El registro de la señal electromiográfica se hará mediante los electrodos de superficie vistos en los apartados anteriores. Para llevar a cabo la prueba se han colocado electrodos en el músculo tanto en el vasto lateral [ver Fig.22] como en otras áreas de interés de las que se va a hablar en los siguientes apartados con más lujo de detalles.



Figura 23 - Configuración esquemática de la disposición de electrodos de registro.

### 3.3.5 Acondicionamiento

Para realizar la prueba en condiciones óptimas con la configuración planteada, se ha de tener en cuenta que la fiabilidad de las señales está condicionada a las propiedades y la correcta adaptación de los electrodos a la superficie de contacto a lo largo de la duración de las pruebas.

Por este motivo, es más que conveniente rasurar la zona que va a estar en contacto con los electrodos justo antes de la colocación de los mismos. Además, se ha de frotar un algodón de manera minuciosa por la zona rasurada para eliminar células muertas pues, de esta manera se minimiza el impacto de la impedancia de la piel sobre los electrodos, además de maximizar las propiedades de adherencia de los mismos y, en definitiva, se consigue un incremento de rigor en la recogida de datos.

También es posible y en según qué casos, conveniente añadir gel conductor para maximizar el contacto de los electrodos o exfoliar la piel.

Tras seguir el protocolo anunciado, se procederá a colocar al sujeto sobre la silla para realizar la prueba.

### 3.3.6 Herramientas software

El dispositivo MP36 antes mencionado envía las señales digitalizadas en tiempo real al ordenador que vaya a procesar dichos datos mediante el software creado por la misma empresa que el dispositivo de adquisición. El software empleado en este caso es *BIOPAC StudentLab Pro* versión 3.7.3 [ver Fig.23]. Esta herramienta ha sido usada para monitorizar los experimentos, visualizar de forma simple las señales generadas, y para exportar y guardar las señales para análisis posteriores más exhaustivos.

El software elegido tiene la capacidad de añadir opciones de filtrado en tiempo real, convenientes para la correcta adquisición de las señales EMG.

Una vez registradas las señales, estas se guardan en formato “.acq” propio del *software* de BIOPAC. Asimismo, el *software* permite la conversión de señal a formato MATLAB (*MATrix LABORatory*). Con los datos en formato “.mat”, se continuó con una etapa de procesamiento de señal a través de varios scripts realizados en dicho *software*.

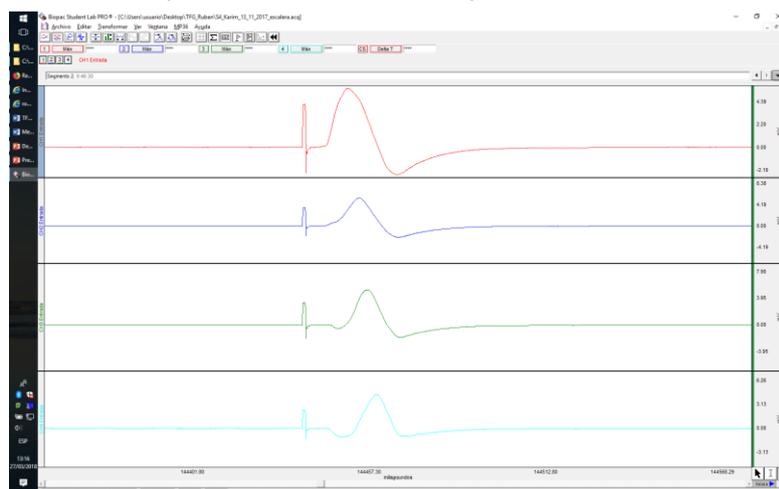


Figura 24 - Software de monitorización de BIOPAC.

## 3.4 Método Experimental

### 3.4.1 Introducción y estado del arte

Hasta ahora, numerosos artículos en el campo de la investigación sobre la descripción del comportamiento de la actividad de estimulación muscular han desarrollado un sistema en el que a veces, en artículos como: Solomonow, 1994; Farina, 2002; Selvanayagam, 2012, la descripción formal de la ubicación de los electrodos de referencia (tierra) se toma a la ligera con la presunción de que los puntos anatómicos como tendones y ligamentos son considerados como eléctricamente inalterables. Mientras tanto, en otros artículos como en [Kincaid et al., 1993] y [Brashear and Kincaid, 1996], se considera que, al producir un campo electromagnético, el tejido en proximidad también se podrá ver afectado por la generación de componentes en campo lejano. Aun así, la elección más común de puntos de referencia en experimentos cuyo objetivo es obtener señales de EMG por medio de electrodos de superficie, se utilizan puntos como los descritos anteriormente.

En este estudio se va a comparar de manera exhaustiva los resultados procedentes tanto de la configuración tradicional ipsilateral con respecto de la contralateral que detallaremos a continuación.

### 3.4.2 Identificación de la dirección de las fibras musculares y la zona de inervación

Para proceder a la ejecución de los experimentos, es necesaria la determinación de tanto la disposición de (1) la zona de inervación y localización de sus zonas más proximales a la médula para la colocación de los electrodos de estimulación y (2) la dirección de las fibras musculares que nos facilita información sobre las situaciones óptimas donde deben situarse los electrodos de captación de la señal.

La determinación de la dirección de las fibras se efectuó mediante unas pocas contracciones preliminares para las que los participantes, sentados cómodamente en la máquina de extensión de cuádriceps [ver Fig.16] con un ángulo de rodilla de 90 ° y un ángulo de tronco-muslo de 100 °. La movilidad de la parte superior del cuerpo se mantuvo limitada por dos arneses cruzados para los hombros y un cinturón en la parte inferior del abdomen.

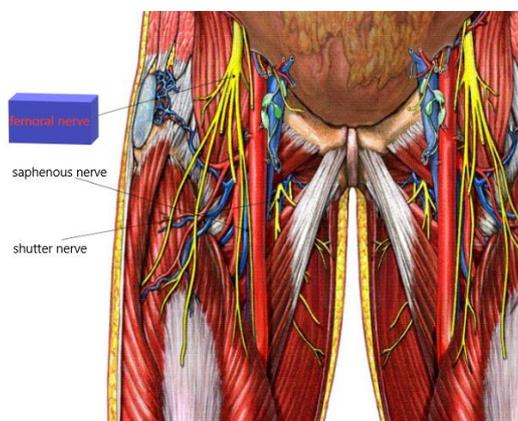


Figura 25 - Localización de la zona de inervación del nervio femoral

### 3.4.3 Sistemas de referencia ipsilateral y contralateral

Comparamos las M-waves registradas por el montaje estándar ipsilateral cuando el electrodo colocado en la rótula derecha actúa como electrodo de referencia [ver Fig.24-(a)] a las recogidas en configuración contralateral (con los electrodos de referencia más alejados de la zona de estimulación) [ver Fig.24-(b)], es decir, cuando los electrodos de vientre o tendón se referenciaron por separado a un electrodo ubicado en un sitio distante (situado en la extremidad opuesta).

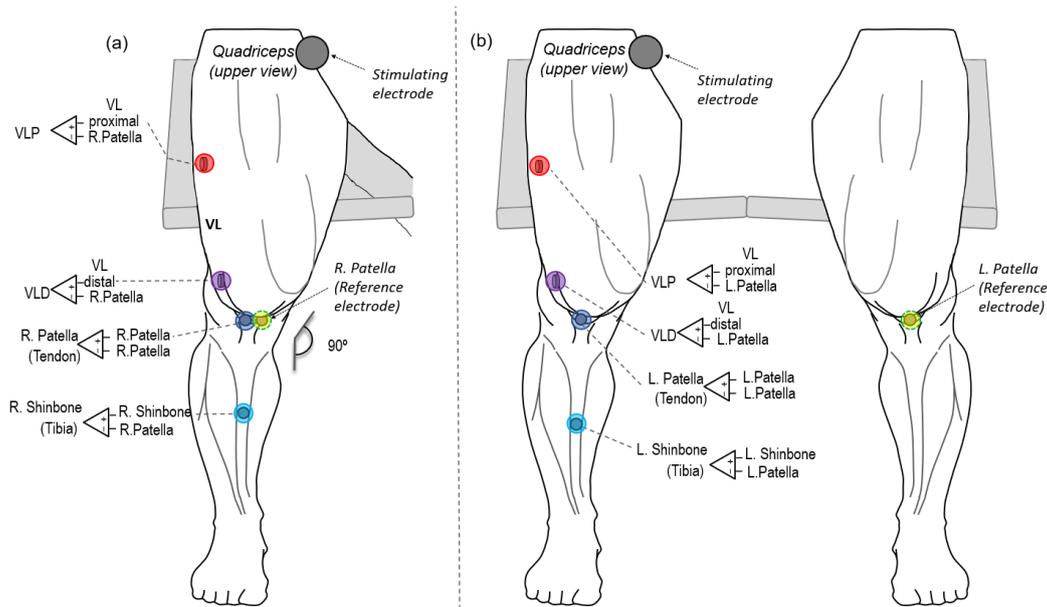


Figura 26 – Arreglos experimentales utilizados para registrar las M-waves en varias ubicaciones seleccionadas sobre la pierna derecha en respuesta a la estimulación del nervio femoral, con el electrodo de referencia colocado en la rótula “ipsilateral” derecha (a) y en la rótula “contralateral” izquierda (b). En el vasto lateral (VL), vasto medial (VM) y recto femoral (RF) se colocó un electrodo sobre la zona de inervación: este es el llamado electrodo de “vientre”, también denominado aquí electrodo “VLP”. En el VL, se colocó un electrodo distalmente más allá del músculo (VLD). A tener en cuenta que, en el esbozo (a), el electrodo del tendón patelar (R.patella) se colocó adyacente al electrodo de referencia de la rótula derecha. El sistema de referencia ipsilateral (a) es el que se usa normalmente para registrar las llamadas M-waves (a), donde actúa el electrodo del “tendón” como el electrodo de “referencia” y se coloca en la misma extremidad que los electrodos de estimulación.

Tras ello, el experimento era repetido no solo en el vasto lateral cuya configuración está representada en la figura 34, sino que también se recogieron las señales embebidas al recto femoral y vasto medial

Ambos sistemas tienen virtudes y defectos a la hora de representar según la información que se necesite, quedando constatado que el sistema de referencia ipsilateral permite representar los potenciales de acción generados por la estimulación muscular mientras que el sistema de referencia contralateral permitió: (1) el registro individual de la actividad eléctrica en cada uno de los sitios especificados, y (2) la captura de potenciales de campo lejano en toda su extensión.

Tras esto, para corroborar que lo anteriormente es cierto, ha de llevarse el electrodo de referencia a la zona más distal de los electrodos de estimulación. A una zona que se le considere lo más eléctricamente estable y por tanto al punto más lejano dentro de lo que la anatomía humana permite con respecto de la zona de estimulación. Así, la zona carpiana, fue elegida como la situación óptima, específicamente en dos puntos, donde los músculos "Extensor digitorum", "Extensor carpi ulnaris" y "Extensor digiti minimi" exponen las terminaciones de sus fibras musculares en su parte más distal como podemos apreciar en la siguiente figura:

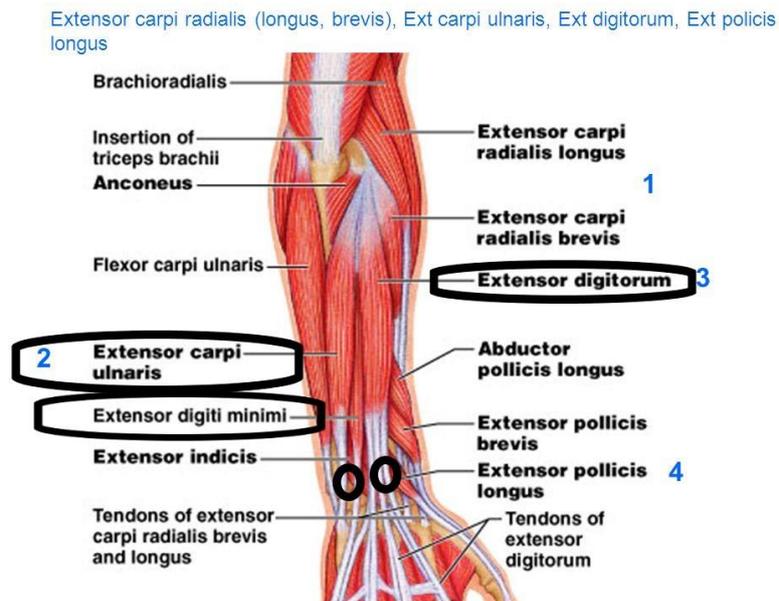


Figura 27 - Localización de los electrodos de referencia en terminaciones carpianas

De manera supletoria, para la constatación de que los resultados obtenidos en el experimento no se veía condicionada a factores situacionales o morfológicos del tejido conjuntivo o de los grupos musculares escogidos en recepción, se reprodujo la misma situación en este caso, sobre grupos musculares del tren superior, en este caso, todos aquellos que quedan inervados por el plexo braquial, centrando los electrodos de recepción en bíceps y los músculos extensores copiando la disposición del experimento en estimulación del nervio femoral tanto para configuración ipsilateral [ver Fig.28-(a)] como para configuración contralateral [ver Fig.28-(b)].

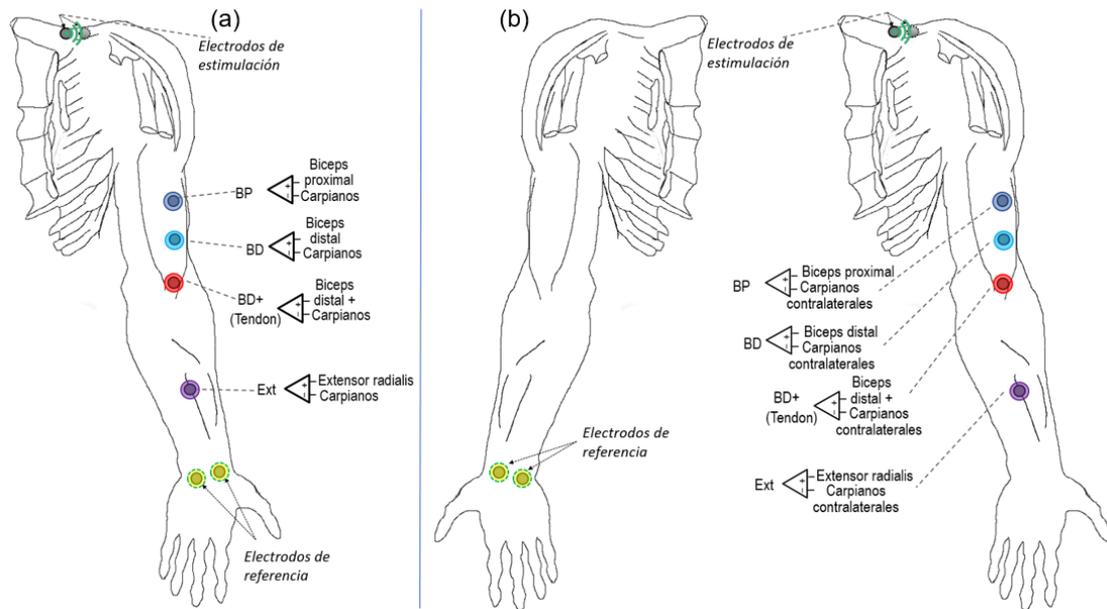


Figura 28 – Configuración experimental utilizada para registrar las M-waves en varias ubicaciones seleccionadas sobre el brazo izquierdo en respuesta a la estimulación del plexo braquial, con el electrodo de referencia colocado en la zona carpiana “ipsilateral” izquierda (a) y en la muñeca “contralateral” izquierda (b). En el biceps (B), se colocó un electrodo sobre la zona de inervación: este es el llamado electrodo de “vientre”, también denominado aquí electrodo “BP”. En el biceps, también se colocó un electrodo distalmente más allá del músculo (BD). El sistema de referencia ipsilateral (a) es el que se usa normalmente para registrar las llamadas M-waves (a), donde actúa el electrodo del “tendón” como el electrodo de “referencia” y se coloca en la misma extremidad que los electrodos de estimulación.

# Capítulo 4:

## Análisis de datos

---

### 4.1 Introducción

En este apartado se procederá a la explicación de las particularidades de los parámetros de estudio.

### 4.2 M-Wave

Como hemos visto en puntos anteriores, al potencial eléctrico generado por la contracción de fibras musculares mediante una inducción evocada, se le denomina M-wave. Dicho potencial eléctrico, es consecuente al sumatorio de los potenciales de todas las fibras que han sido reclutadas en el momento de la estimulación [ver Fig-11].

En función de la forma adquisición de estos potenciales, se cuantificará en apartados posteriores cómo hace variar a la señal obtenida de manera sustancial, llegando a ser alguna de ellas totalmente inconsistente a la hora de conseguir reproducir el comportamiento real de la actividad eléctrica.

Observando una muestra de una M-wave [ver Fig.27], es apreciable la existencia de un artefacto inicial cuyo potencial no es despreciable debido al inicio de la inducción del estimulador, lo cual sirve como momento de referencia temporal desde donde pocos instantes después (unos 8 ms) se localiza el potencial referente a la actividad muscular.

Con respecto a la forma de la señal referente a la M-wave propiamente, es posible la distinción de dos fases: (1) fase positiva al comienzo de esta, la cual se corresponde con la propagación de los potenciales de acción de las fibras musculares, (2) fase negativa que ocurre posteriormente y representa la extinción de estos potenciales en el tendón.

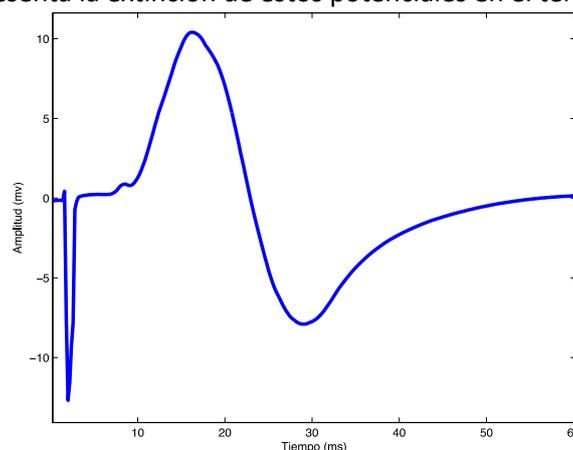


Figura 29 – Muestra de M-wave

Existen ventajas a la hora de estudiar la M-wave en lugar de la EMG voluntaria pero la principal es que en el estudio de M-waves, el reclutamiento acompasado de todas las fibras musculares, mientras que en una EMG voluntaria presentará un reclutamiento inicial de las fibras tipo I y a medida que se vaya incrementando la fuerza se irán reclutando las fibras tipo II para reemplazarlas.

De esta forma, al comparar entre distintas M-waves, se realizará una comparación entre todas las fibras que se han podido reclutar en cada una de ellas.

## 4.3 Parámetros de estudio

Este estudio va a caracterizar la influencia de la contribución de campo lejano en las componentes de la M-wave, así que se va a proceder a comparar la amplitud máxima o el valor pico que tiene el mismo con respecto de la M-wave. Para ello, se ha de usar configuración bipolar para cuantificar la M-wave y tras ello, sacar las componentes individuales del vientre y el tendón. Se ha de recordar que cada uno de estos parámetros se estudiará para cada uno de los 3 músculos: el RF, el VL y para el VM.

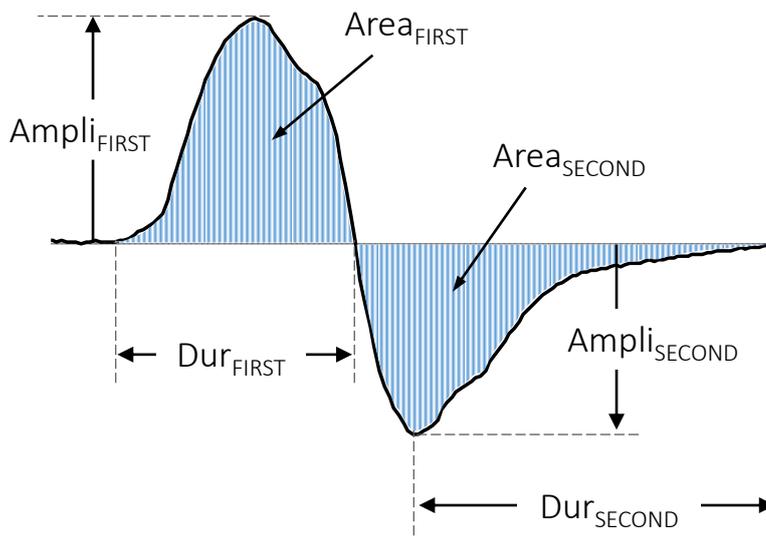


Figura 30 – Definición de parámetros de la M-wave

### - Amplitud de la primera fase ( $Ampli_{FIRST}$ ):

Amplitud de la primera fase o amplitud de pico, es el voltaje medido desde la línea de base hasta el pico positivo. Es el parámetro más fiable para cuantificar la potenciación eléctrica. Es uno de los parámetros menos contaminados por la extinción del potencial de acción en el tendón.

### - Amplitud de la segunda fase ( $Ampli_{SECOND}$ ):

La amplitud de la segunda fase de la M-wave hace referencia a la extinción del potencial de acción en el tendón. Se ha estimado oportuno incluirlo en el trabajo ya que puede proporcionar información complementaria a la amplitud positiva.

- *Duración de la primera fase ( $Dur_{FIRST}$ ):*

La duración de la primera fase hace referencia al tiempo que tarda en propagarse el estímulo a lo largo de la fibra. Este parámetro da una idea sobre la velocidad de conducción de la fibra en la fase de propagación.

- *Duración de la segunda fase ( $Dur_{SECOND}$ ):*

Es el tiempo que tarda en extinguirse el estímulo por acción del tendón. Este parámetro da una idea sobre la velocidad de conducción de la fibra en la fase de extinción.

- *Área de la primera fase ( $Area_{FIRST}$ ):*

El área es otro parámetro que se incorporó al estudio con el objetivo de reconocer si existe tanto un incremento de la amplitud como un ensanchamiento en el tiempo de la señal en la fase de propagación, debido a la velocidad de conducción.

- *Área de la segunda fase ( $Area_{SECOND}$ ):*

Representa un incremento de la amplitud así como un ensanchamiento en el tiempo de la señal en la fase de extinción, debido a la velocidad de conducción en dicha fase.

- *Frecuencia mediana ( $F_{median}$ )*

La frecuencia mediana se define como la frecuencia que divide el espectro de potencia 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). Posteriormente se calcula el espectro en potencia. Por último, se calcula la frecuencia mediana como la frecuencia que divide el espectro de potencia en dos regiones con igual área bajo la curva.

El parámetro más importante de cara a nuestro estudio es la amplitud de pico o de primera fase, ya que como hemos citado anteriormente, es el parámetro más fiable para cuantificar la potenciación eléctrica por estar menos contaminado por voltaje de campo lejano.

## 4.4 Análisis estadístico

Con el fin de cuantificar la contribución del potencial real del electrodo de la patella a la propia m-wave (contribución de potenciales de campo lejano no propagantes), se necesita realizar un análisis estadístico de los resultados.

El análisis espectral de las M-waves se realizó mediante una ventana que comprendía todo el curso temporal de la M-wave. Se aplicó una transformada de Fourier (fft) de 512 puntos (procesamiento de ventanas de Hamming) en esta longitud de ventana. Las frecuencias medias (Fmedian) y medias (Fmean) del espectro de potencia de M-wave se calcularon según la definición de Stulen y DeLuca (1981).

Nuestros resultados han confirmado, al igual que con las pruebas de Kolmogorov-Smirnov, que cada uno de los parámetros de la M-wave analizados en el estudio actual, se distribuyen normalmente. Las diferencias en Amplitudpp y Latencia entre el vientre y las M-waves del tendón (registradas con el sistema de referencia contralateral) se examinaron utilizando un ANOVA de una vía. Las diferencias en los parámetros de M-wave (AmpliFIRST, DurFIRST, AreaFIRST, AmpliSECOND, DurSECOND, AreaSECOND, Fmean y Fmedian) entre el vientre y las M-waves del vientre (registradas, respectivamente, con el sistema de referencia ipsilateral y contralateral) se examinaron utilizando vía ANOVA. Las diferencias en Amplitudpp y Latencia entre la rótula, la tibia y las M-waves de la tibia (registradas con el sistema de referencia contralateral) se examinaron utilizando un ANOVA de una vía. La significancia se fijó en  $p < 0,05$ . Los datos se presentaron como media  $\pm$  SD.

Además, se han procedido a identificar las contribuciones en términos porcentuales de manera que podamos determinar la magnitud de las componentes en campo lejano parasitando nuestras M-waves.

# Capítulo 5:

## Resultados

### 5.1 Configuración ipsilateral y contralateral

#### 5.1.1 Sistema de referencia ipsilateral y contralateral

Vamos a comparar los potenciales captados por los electrodos de superficie comparando los referentes a la configuración ipsilateral de los mismos contra la configuración contralateral mediante la estimulación del nervio femoral cuya descripción físico-topológica ha sido descrita anteriormente [ver Fig.26].

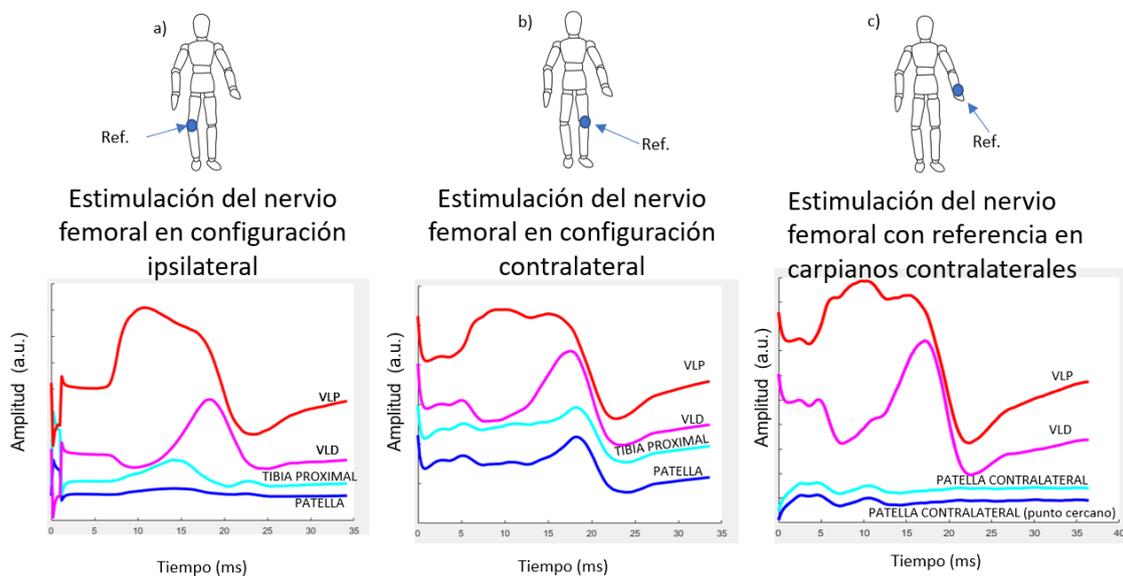


Figura 31 – Ejemplos representativos de M-waves registradas en varias ubicaciones sobre la pierna derecha en respuesta a la estimulación del nervio femoral utilizando la rótula ipsilateral derecha (a), la rótula contralateral (b) o la zona carpiana contralateral como sitios de referencia. Cada gráfico comprende M-waves registradas en 2 sitios sobre el músculo estimulado, el vasto lateral (VL, trazas superiores) y en 2 ubicaciones a lo largo de la parte inferior de la pierna (trazas inferiores).

Se puede ver que el contenido eléctrico de todas las M-waves varió enormemente cuando el electrodo de referencia se movió de la rótula derecha a la izquierda.

Primero, cuando el electrodo de referencia se colocó en la rótula derecha, cerca de un electrodo activo en la misma zona [tendón patelar en la Fig. 31 (a)], se registró un potencial relativo a cero por este electrodo activo [curva azul marino en la Fig. 31 (a)]; sin embargo, al mover el electrodo de referencia a la rótula izquierda, se observó una M-wave distinta en el tendón patelar derecho [curva azul marino en la Fig. 31 (b)]. Por lo tanto, la rótula derecha no era un sitio eléctricamente inactivo.

En segundo lugar, independientemente de la ubicación del electrodo de referencia (rótula izquierda o derecha), se pudo observar que los potenciales no eran nulos en lugares alejados del músculo estimulado, sin embargo, solo cuando se usa el electrodo de referencia

contralateral (gráfico b) se pudo apreciar que las M-waves en la rótula, tibia y pie tenían algunas similitudes en forma y tamaño.

En tercer lugar, utilizando la rótula derecha como sitio de referencia, los potenciales fueron casi cero entre el artefacto del estímulo y el inicio de la M-wave (intervalo entre las líneas discontinuas verticales en la gráfica a), mientras que con el electrodo de referencia contralateral (gráfica b), distintos corto Los picos de latencia surgieron en este intervalo, que tenía la misma latencia en todos los sitios de grabación.

Finalmente, con el electrodo de referencia contralateral, es visualmente mucho más fácil reconocer otros picos positivos distintos que emergieron en latencias más largas (gráfico b); además, con este electrodo de referencia se podría apreciar que los picos tenían latencias similares en todas las ubicaciones de grabación.

### 5.1.2 Sistema de referencia más lejano

Tras esto, para corroborar que las zonas más lejanas a la estimulación presentan una perturbación más baja de su potencial voltaico, se intentó mover el punto de referencia lo más lejos posible dentro de lo que la anatomía humana permite con respecto a la zona de estimulación. Así, la zona carpiana fue elegida como la situación óptima, específicamente en dos puntos, donde los músculos extensores exponen su zona más distal como podemos apreciar en detalle en la figura 25.

En pos de ver la comparación del potencial voltaico de la patella más alejada en comparación con el potencial de la zona carpiana, se han reservado 2 canales en la figura 31-c).

Es coherente tras ver en los resultados descritos en la gráfica c) de la figura 31 el afirmar que la perturbación del potencial voltaico de la patella más alejada en comparación con el potencial de la zona carpiana más lejana es insignificante, por ello, mostramos dos canales en esta gráfica por lo que la evidencia es clara, asumiendo que la zona carpiana más alejada es el mejor punto de referencia en el que nos podemos apoyar ligados a las limitaciones del cuerpo físico del sujeto experimental, se puede concluir con el supuesto de que la rodilla contralateral a la estimulación es un punto de tierra muy fidedigno.

*- ¿Pero podríamos ir más allá de eso?*

En este experimento, también se ha intentado dar a las mediciones una precisión aun mayor al tratar de hacer referencia como un elemento externo al sujeto con características electromagnéticas inamovibles antes de la influencia del campo creado por la estimulación superficial de los electrodos. Pero debido a la diferencia de las características topológico-fisonómico-electromagnéticas del objeto externo, la medición terminó incluyendo una cantidad de ruido de carácter considerablemente alto que impidió cualquier tipo de análisis de calidad ni podría considerarse una referencia valiosa de la realidad.

### 5.1.3 Verificación de Sistema de referencia ipsilateral y contralateral en otros músculos

Mismos resultados fueron obtenidos tras la realización total de las pruebas en un total de 13 sujetos. Además la aparición de estos nuevos potenciales no es marginal al vasto lateral antes estudiado, sino que presenta su aparición en todos y cada uno de los músculos estudiados como podemos ver a continuación en la figura 32.

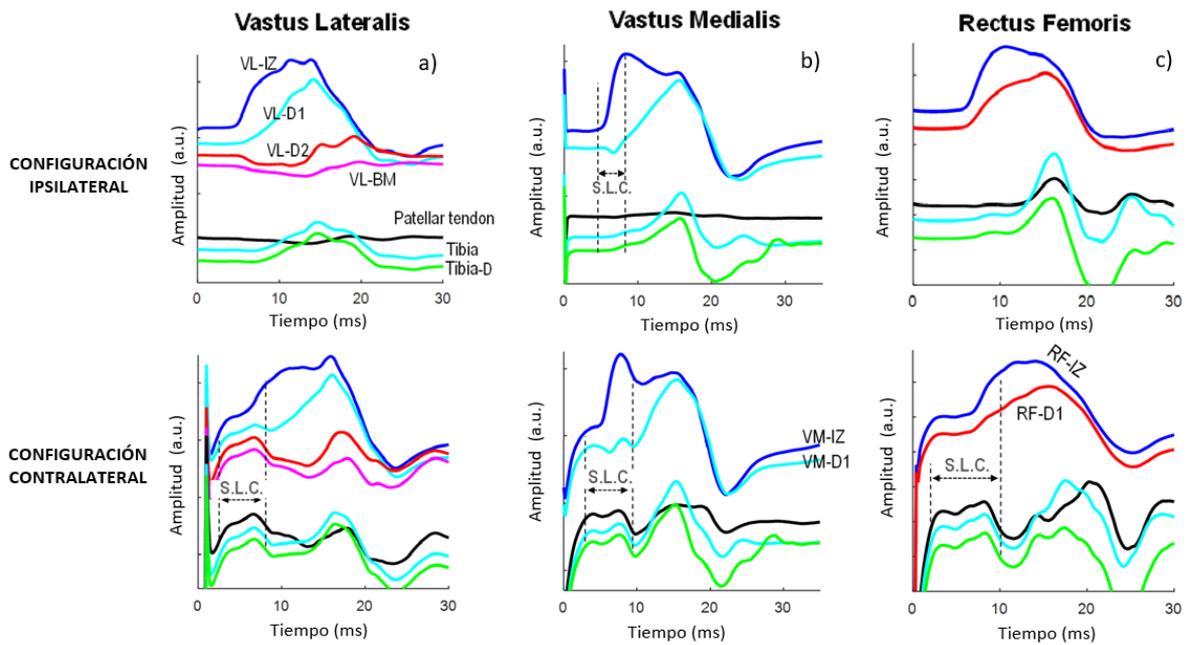


Figura 32 - Ejemplos representativos de M-waves registradas en varias ubicaciones sobre la pierna derecha: a) vasto lateral, b) vasto medial, c) recto femoral, en respuesta a la estimulación del nervio femoral utilizando la rótula contralateral como zona de referencia. Cada gráfico comprende M-waves registradas en 4 sitios sobre el músculo estimulado, el vasto lateral (VL, trazas superiores) y en 2 ubicaciones a lo largo de la parte inferior de la pierna (trazas inferiores). Todo ello haciendo referencia a -IZ con el electrodo más proximal, -DX siendo los electrodos más distales aumentando según la numeración y -BM como el electrodo más distal.

## 5.2 Cuantificación de la contribución del campo lejano a la M-wave

Para concluir con los resultados, se ha cuantificado la amplitud máxima con la que las componentes de campo lejano contribuyen a la estimulación local de la M-wave obteniendo los siguientes resultados:

N=13	AmpliPP (mV)		LatencyNEG (ms)	
	Belly	Tendon	Belly	Tendon
M waves				
Muscles				
Vastus Lateralis	19.9 ± 6.3	4.8 ± 1.4 *	24.5 ± 4.3	24.6 ± 5.4
Vastus Medialis	18.2 ± 6.3	4.8 ± 1.4 *	23.9 ± 4.1	23.8 ± 5.7
Rectus Femoris	21.4 ± 7.1	4.8 ± 1.4 *	22.8 ± 3.4	22.6 ± 6.2

Tabla 1 - Media ± valores de desviación estándar de la amplitud pico a pico (AmpliPP) y latencia del pico final-negativo (LatencyNEG) para las M-waves del vientre y el tendón (electrodo de referencia colocado en la rótula izquierda). \* Indica una diferencia significativa en AmpliPP entre las M-waves del vientre y el tendón. N indica el número de individuos.

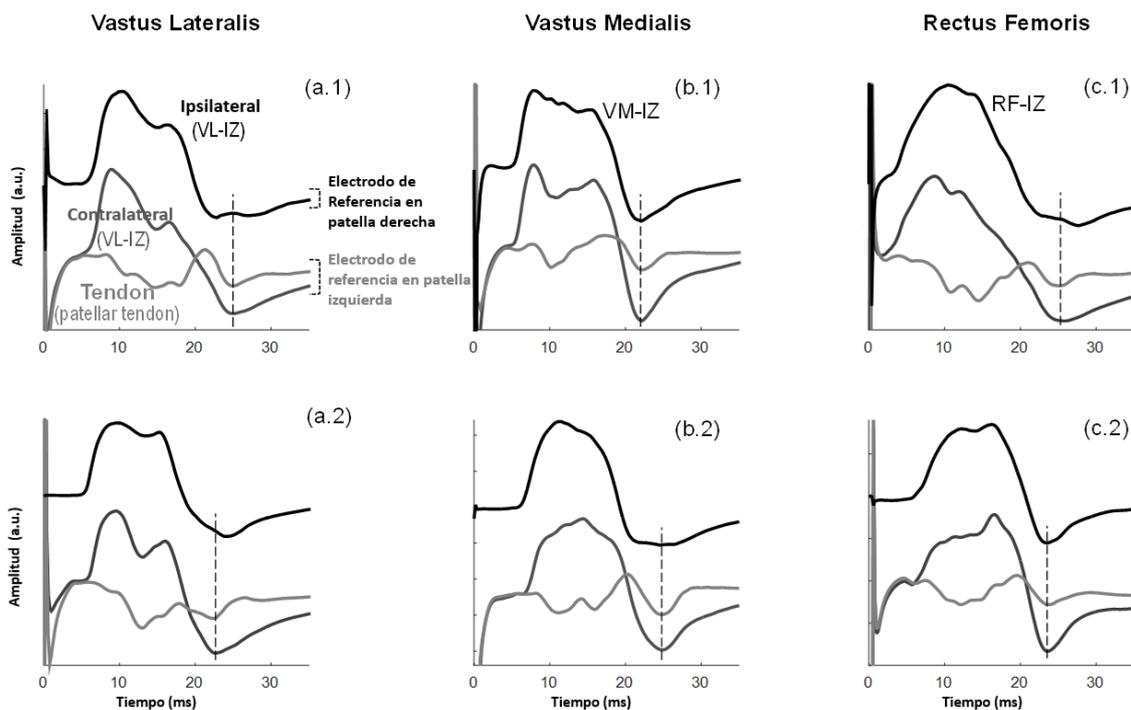


Figura 33 – Potenciales en ipsilateral y contralateral incluyendo el potencial del tendón en éste último. Los potenciales se registraron desde el VL (a.1 y a.2), VM (b.1 y b.2) y RF (c.1 y c.2) en respuesta a la estimulación del nervio femoral (siendo los índices numéricos referencia a distintos sujetos). Las M-waves del tendón del vientre se registraron desde la zona de inervación (vientre) de la VL, VM y RF con el electrodo de referencia colocado en la rótula derecha. Las ondas M del vientre y del tendón se registraron desde la zona de inervación y el tendón patelar derecha, respectivamente, con el electrodo de referencia colocado en la rótula izquierda.

N=13	AmpliFIRST (mV)		AmpliSECOND (mV)		DurFIRST (mV)		DurSECOND (mV)	
	Contralateral	Ipsilateral	Contralateral	Ipsilateral	Contralateral	Ipsilateral	Contralateral	Ipsilateral
M waves								
Muscles								
Vastus Lateralis	11.0 ± 3.4	11.0 ± 3.1	8.9 ± 3.2	8.4 ± 3.2 †	11.5 ± 3.9	11.4 ± 3.8	24.3 ± 6.5	25.3 ± 6.8
Vastus Medialis	10.3 ± 3.2	10.2 ± 3.0	7.9 ± 2.1	6.8 ± 2.3 †	13.2 ± 3.7	13.0 ± 3.9	25.5 ± 6.1	24.8 ± 6.6
Rectus Femoris	15.0 ± 3.7	15.0 ± 3.8	6.4 ± 1.7	5.7 ± 2.7 †	12.3 ± 3.9	12.2 ± 3.2	23.7 ± 5.9	24.2 ± 6.1

M waves	AreaFIRST (mV)		AreaSECOND (mV)		Fmedian (Hz)		Fmean (Hz)	
	Contralateral	Ipsilateral	Contralateral	Ipsilateral	Contralateral	Ipsilateral	Contralateral	Ipsilateral
Muscles								
Vasto lateral	73.4 ± 12.9	74.5 ± 12.3	89.3 ± 13.6	80.6 ± 13.4 *	51.2 ± 8.6	52.3 ± 10.8	53.2 ± 9.2	53.3 ± 10.2
Vasto medial	70.1 ± 11.9	72.2 ± 12.9	83.9 ± 12.7	76.0 ± 11.5 *	49.3 ± 10.2	48.2 ± 9.1	54.3 ± 11.1	53.2 ± 10.3
Recto femoral	92.5 ± 13.9	95.7 ± 14.6	75.3 ± 11.1	65.8 ± 13.2 *	45.3 ± 9.6	46.3 ± 9.3	52.3 ± 10.4	52.3 ± 9.4

Tabla 2 - Valores medios de los parámetros de la M-wave para la configuración ipsilateral (electrodo de referencia colocado en la rótula derecha) y para las M-waves en configuración contralateral (electrodo de referencia colocado en la rótula izquierda). † Indica una diferencia significativa en AmpliSECOND entre las ondas del vientre y el tendón del vientre. N indica el número de individuos

De lo cual se puede establecer que las contribuciones en términos porcentuales quedan como:

% contribución media del tendón al total	% amplitud media del campo lejano con respecto de la m-wave
27%	36%
% contribución máxima del tendón al total	% amplitud máxima campo lejano con respecto de m-wave
34%	45%

Tabla 3 – Contribución porcentual de las componentes de campo lejano a la M-wave

Quedando así, como la contribución media del campo lejano en el orden de magnitud del 30% de la amplitud total recogida. Estos datos son susceptibles de presentar cambios según las condiciones del sistema y presentan una variabilidad notable.

## 5.3 Resultados en plexo braquial

Todas las pruebas fueron repetidas no solo con el grupo muscular escogido para la realización del presente TFG, sino con otros del tren superior corporal. Para mostrar equivalencia en resultados, podemos analizar el mismo comportamiento en la zona de inervación del plexo braquial. Para ello, se usaron las configuraciones desglosadas en la figura 26.

Al realizar las pruebas, los resultados vuelven a coincidir presentando componentes en campo lejano al realizar la recogida de datos en monopolar, presentando tanto componentes de baja

latencia como, de manera acentuada, el efecto shoulder, asegurando así, que no es un fenómeno que afecte de manera local al grupo muscular seleccionado para el proyecto, sino que se da para cualquier grupo muscular del cuerpo a elegir.

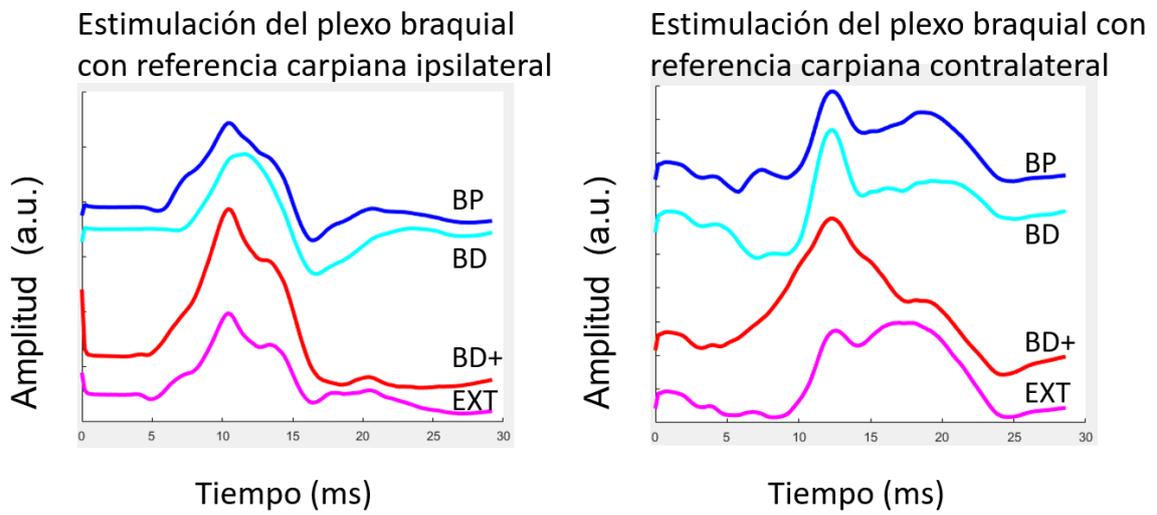


Figura 34 – M-wave procedente de la estimulación del plexo braquial en configuración ipsilateral y contralateral

# Capítulo 6:

## Discusión de los resultados

---

El motivo de estudiar y caracterizar las contribuciones de campo lejano en la M-wave resultantes de la estimulación eléctrica transcutánea del nervio femoral es el fomento de la mejor comprensión acerca de la influencia de factores que degraden o aporten información relevante o no procedente de la electrogénesis que se produce en el tejido conjuntivo y afecta a la M-wave.

El presente proyecto trata de clarificar y cuantificar dichas contribuciones y para ello se han estudiado diferentes formas de estimulación y la manera en la que éstas representan la realidad variando diversos factores, siendo el más importante la localización de los electrodos de referencia con respecto de los de estimulación.

### 6.1 Influencia de la ubicación del electrodo de referencia en las características de la M-wave

Encontramos que cambiar el electrodo de referencia de la rótula derecha a la izquierda no produjo cambios significativos en las características generales de la M-wave registrada sobre la zona de inervación.

De hecho, la amplitud y el área de la primera fase de la M-wave se vieron poco o moderadamente afectadas por la ubicación del electrodo de referencia, ya que el pico principal del potencial del tendón se produjo durante la primera fase, concretamente durante el declive del potencial del vientre. En contraste, la segunda fase se atenuó al colocar el electrodo en la rótula derecha (configuración ipsilateral).

La reducción en la amplitud y área de la segunda fase fue una consecuencia natural del hecho de que el pico final (negativo) de los potenciales del vientre y el tendón coincidieron en la latencia. Por lo tanto, cuando estos potenciales se restaron para formar la M-wave en configuración ipsilateral, sus segundas fases se cancelan parcialmente.

### 6.2 Fenómenos por los que se hace tangible la presencia de campo lejano.

Como hemos detallado antes, y de manera gráfica es fácilmente comprensible por la figura 14, la extinción del potencial cercano es el fenómeno de lo que emerge del potencial de campo lejano causado por la conversión momentánea del cuadrupolo en un dipolo. **Por tanto, ante la extinción del potencial de la M-wave en los tendones de la patella, se produce un dipolo al que conocemos como “efecto shoulder”.**

Sin embargo, existen más factores que producen fuentes dipolares. Entre ellas, se encuentran:

(a) generación o bloqueo de un AP de propagación, (b) alteración en la velocidad de conducción del impulso, (c) curvatura en un nervio o fibra muscular que produce un cambio en la dirección de propagación de AP, y (d) cambio abrupto en Diámetro de tejido excitable o resistencia intracelular.

En nuestro caso, creemos que, debido a la curvatura de la forma de la pelvis de un ser humano sentado (y la curvatura que produce el hombro con respecto al patrón de inervación del plexo braquial), teniendo en cuenta la propuesta para la configuración de la localización de los electrodos que se ha elegido, además de la extinción de los AP en los tendones, podrán generar situaciones donde se produzcan dipolos, de modo que **es posible incluso ver un potencial de campo lejano antes de ver el campo cercano a la estimulación del vientre en configuración contralateral**. Nos referimos a los **componentes de baja latencia**. El comportamiento de dicho fenómeno está el descrito en la *figura31 b) y c), 3-7ms*.

## Capítulo 7:

# Conclusiones y líneas futuras

---

### 7.1 Conclusiones

Examinamos las M-waves registradas en los músculos del cuádriceps utilizando dos ubicaciones de referencia diferentes: la rótula ipsilateral (derecha) y contralateral (izquierda). La adopción del sistema de referencia contralateral permitió el registro separado de los potenciales en los sitios del vientre (zona de inervación) y tendón (rótula derecha), y también el registro de potenciales de campo lejano.

Se encontró que la M-wave del tendón tenía una amplitud pequeña / moderada (<30%) en comparación con la M-wave registrada en el vientre de los músculos del cuádriceps. Además, el cambio del electrodo de referencia de la rótula ipsilateral a la contralateral solo afectó la amplitud y el área de la segunda fase de la M-wave, mientras que la magnitud de la primera fase no se modificó.

La importancia relativa de los potenciales de campo cercano y campo lejano en las M-waves del cuádriceps fue diferente con los electrodos de referencia ipsilateral y contralateral. Con el sistema de referencia ipsilateral, las M-waves estaban compuestas principalmente por señales de campo cercano, aunque también pueden contener algunos componentes de campo lejano de baja amplitud. Con el sistema de referencia contralateral, los electrodos activos detectaron todas las señales de campo lejano generadas como resultado de la estimulación del nervio femoral en toda su extensión, además de la actividad de campo cercano. Estas señales de campo lejano incluían componentes de baja latencia, así como otros picos distintos que coincidían en latencia con el shoulder de las M-waves.

## 7.2 Líneas futuras

Para las posibles ramas de investigación que prosigan la trayectoria de estudio que nos concierne, se van a declarar ciertos puntos a tener en cuenta.

Como hemos podido comprobar, al generar un campo eléctrico inducido en el tejido, no solo potenciamos el reclutamiento muscular sino también generamos ciertas componentes en campo lejano que parasitan la señal. Sería muy conveniente proseguir con el estudio de los mismos e intentar hallar la forma de minimizar y a ser posible suprimir su generación mediante técnicas de desarrollo aun no planteadas.

Otra consideración a tener en cuenta han de ser las posibles implicaciones en el campo de la bio-medicina de lo anteriormente descrito. Este estudio se dedica a la caracterización y cuantificación, pero no al estudio de la implicación de dichas señales al ámbito profesional.

Además, se consideraría interesante la investigación y cuantificación en otros grupos musculares de los conceptos vistos en este proyecto y su investigación en presencia de fatiga muscular.

# Bibliografía

- [1] The influence of the reference electrode location on M-wave characteristics in the quadriceps
- [2] Plonsey, 1969; Stegeman et al, 1979
- [3] Dumitru\_1991\_Far-field potentials in muscle
- [4] Rodriguez-Falces J,Place N. Recruitment order of quadriceps motor units: femoral nerve vs. direct quadriceps stimulation.
- [5] Farina\_2004\_Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals
- [6] Kincaid\_1996\_The influence of the reference electrode on CMAP configuration
- [7] Solomonow\_1994\_Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles
- [8] Van\_Dijk\_2000\_A convenient method to reduce crosstalk in surface EMG
- [9] Alberto\_ISNM\_Stimolazione Elettrica