

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

# Técnicas avanzadas de scanning-EMG



Grado en Ingeniería  
en Tecnologías de Telecomunicación

## Trabajo Fin de Grado

Adrián Eciolaza Ferrando

Javier Navallas Irujo

Pamplona, 4 de Julio de 2016





# Resumen

Este proyecto trata de conseguir la simulación realista de señales electromiográficas (EMG). Para ello, se llevará a cabo la realización e implementación de funciones que permitan simular técnicas de *scanning* EMG utilizadas en la realidad como el *scanning* simple, el *scanning* con N promediados, o técnicas no implementadas como el *multiscanning*. Con estas funciones se realizarán diversos experimentos con el fin de calcular la influencia de distintos parámetros (nivel de contracción voluntario, longitud de la ventana de *multiscanning*, distancia de las unidades motoras al corredor del electrodo de *scanning*...) en la obtención de registros EMG. Además, se realizará un estudio de la obtención de registros de *multiscanning* a partir del cálculo de los trenes de disparo respecto a la descomposición de una señal EMG registrada en un electrodo de *trigger*.

# Palabras clave

Unidad Motora, Electromiografía, Scanning-EMG, Potencial de unidad motora, Trenes de disparo.

# Abstract

This project aims to achieve realistic simulation of electromyographic signals (EMG). To do so, functions that simulate EMG scanning techniques will be implemented, some of them used in reality such as simple scanning and N scanning average, or techniques not implemented as multiscanning. With these functions, several experiments will be performed in order to calculate the influence of different parameters (maximum voluntary contraction, length of multiscanning window, distance from the motor unit to the scanning electrode corridor, etc.) in EMG records. In addition, a study of multiscanning records will be made from the obtention of firing trains through the decomposition of an EMG signal recorded on a trigger electrode.

# Keywords

Motor Unit, Electromyography, Scanning-EMG, Motor Unit Potential, Firing pattern.



# Indice

<b>Capítulo 1. Introducción.....</b>	<b>7</b>
1.1 Contexto.....	7
1.2 Objetivo del proyecto.....	7
1.3 Organización de la memoria .....	7
<b>Capítulo 2. EMG: generación, registro y descomposición.....</b>	<b>8</b>
2.1 El músculo esquelético: anatomía y fisiología .....	8
2.2 La unidad motora .....	9
2.2.1 Anatomía de la unidad motora .....	9
2.2.2 Fisiología de la unidad motora .....	11
2.2.2.1 Reclutamiento .....	11
2.2.2.2 Frecuencia de disparo .....	12
2.3 Señales EMG.....	12
2.3.1 Potencial de acción intracelular y potencial de acción de fibra simple .....	12
2.3.2 Motor Unit Potential .....	12
2.3.3 EMG.....	14
2.3.4 Tipos de registro y electrodos.....	14
2.3.5 Scanning-EMG .....	15
2.3.6 Proceso de registro .....	17
2.4 Descomposición .....	17
<b>Capítulo 3. Simulación del scanning-EMG.....</b>	<b>19</b>
3.1 Modelo del músculo.....	19
3.2 Modelo del electrodo.....	22
3.3 Modelo de disparo .....	22
3.4 Obtención del MUP .....	22
3.5 Obtención de la señal EMG .....	23
<b>Capítulo 4. Obtención de registros de scanning-EMG avanzados.....</b>	<b>25</b>
4.1 Scanning simple.....	25
4.2 Scanning promediado .....	27
4.2.1 Influencia del número de descargas promediadas, N, en el tiempo y calidad de los registros.....	28
4.3 Multiscanning.....	29
4.3.1 Influencia de la longitud de la ventana de registro, L, en el número de descargas y en el tiempo total de registro .....	31
4.3.2 Influencia de la MCV en la calidad de la señal .....	33

<b>Capítulo 5. Evaluación de la técnica de multiscanning.....</b>	<b>35</b>
5.1 Relación entre el número de unidades motoras activas y la MVC .....	35
5.2 Solapamiento global frente al solapamiento de unidades motoras activas .....	35
5.3 Determinación de la calidad del registro .....	37
5.4 Relación entre la distancia del centro de la unidad motora al electrodo y la calidad del registro .....	38
5.5 Relación entre el tamaño de la unidad motora y la calidad del registro .....	40
5.6 Estudio de la calidad del registro en función de la longitud de la ventana de registro y el MVC.....	41
5.6.1 Descripción del experimento .....	41
5.6.2 Análisis de resultados.....	42
5.6.2.1 SNR vs MVC .....	42
5.6.2.2 SNR vs L .....	43
5.6.2.3 L vs MVC.....	44
5.6.3 Análisis para niveles bajos de MVC.....	45
<b>Capítulo 6. Automatización de la obtención de registros de scanning múltiples con referencia .....</b>	<b>48</b>
6.1 Descomposición: aspectos generales.....	48
6.2 Estudio del rendimiento de la técnica de multiscanning .....	53
6.2.1 Análisis de resultados.....	54
6.3 Post procesado .....	54
6.4 Estudio del rendimiento de la técnica de multiscanning y la calidad de los registros en función de la MVC.....	56
6.4.1 Descripción del experimento .....	56
6.4.2 Implementación .....	56
6.4.3 Análisis de Resultados .....	57
6.5 Limitaciones del post procesado.....	63
<b>Capítulo 7. Conclusiones y líneas futuras. ....</b>	<b>64</b>
7.1 Conclusiones.....	64
7.2 Líneas futuras .....	64
<b>Capítulo 8. Bibliografía.....</b>	<b>65</b>

# Capítulo 1. Introducción

## 1.1 Contexto

Este trabajo fin de grado se ha desarrollado en la Universidad Pública de Navarra, concretamente en el área de Teoría de la Señal y Comunicaciones, dentro del Grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica.

## 1.2 Objetivo del proyecto

La finalidad de este proyecto es la implementación de un sistema que permita la simulación realista de registros de *scanning* de señales electromiográficas (EMG). A partir de un *toolbox* en el entorno Matlab proporcionado por el Grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica se emulará y estudiará el registro de estas señales, y se desarrollarán nuevas funciones que permitan la implementación de técnicas no existentes en la realidad como el *multiscanning*. Se estudiará también el efecto de diversos parámetros del registro y de los músculos en la calidad de los registros obtenidos.

## 1.3 Organización de la memoria

En el capítulo 2 se realizará una introducción a las señales electromiográficas, su generación registro y descomposición. El capítulo 3 trata de introducir el *toolbox* de simulación que se usará a lo largo del proyecto, describiendo su estructura y los modelos utilizados. El capítulo 4 describe la realización e implementación de funciones que permitan el registro de señales EMG, tales como el *scanning* simple, el *scanning* con promediados y el *multiscanning*. Los capítulos 5 y 6 tratan de la evaluación de la calidad el registro de estos sistemas a partir de la extracción de múltiples *scannings*, realizando el estudio con los trenes de disparo conocidos (capítulo 5) y obteniendo estos trenes de disparo a partir de la descomposición de una señal registrada en un electrodo de *trigger* (capítulo 6). Finalmente, el capítulo 7 sirve para presentar las conclusiones e introducir posibles líneas futuras.

## Capítulo 2. EMG: generación, registro y descomposición

Las señales electromiográficas (EMG) son señales eléctricas producidas por un músculo durante el proceso de contracción. En este capítulo se tratará de hacer una introducción a la naturaleza de éstas señales, su generación, registro y descomposición. Para ello, antes de empezar es necesario una breve explicación de la anatomía y fisiología del músculo esquelético.

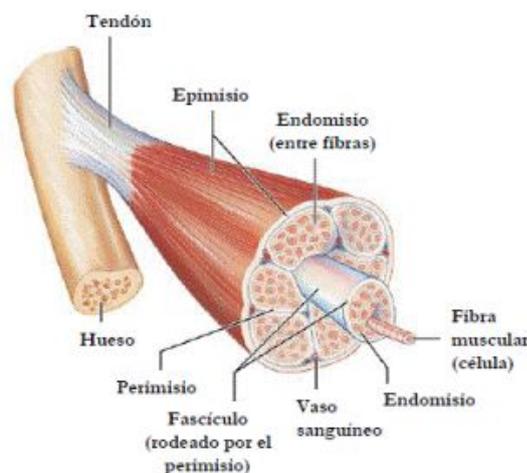
### 2.1 El músculo esquelético: anatomía y fisiología

El músculo esquelético es un músculo estriado de contracción voluntaria. Está unido al esqueleto mediante tendones, y está formado por fibras musculares. Las fibras musculares son alargadas, de forma aproximadamente cilíndrica con un diámetro de entre 10 y 80  $\mu\text{m}$ , y sitúan sus núcleos en la periferia. Se extienden en toda la longitud del músculo, hasta la unión con los tendones.

Estas fibras están rodeadas por una capa de tejido conjuntivo que las une entre sí. Las fibras se reúnen en fascículos primarios (Fig. 1), rodeados por otra capa de tejido conjuntivo denominada perimio, y agrupándose éstos en fascículos secundarios protegidos por el epimio, la capa más gruesa del tejido conjuntivo. El epimio se prolonga formando los tendones y las aponeurosis, cuya función es unir el músculo al hueso.

Las fibras musculares están formadas principalmente por:

- Sarcolema: membrana celular que recorre toda la fibra muscular y en su extremo se fusiona al tendón.
- Miofibrillas: es una estructura que atraviesa las células del tejido muscular y les da la propiedad de contracción y de elasticidad. Los espacios entre las miofibrillas están llenos de líquido intracelular denominado sarcoplasma que contiene grandes cantidades de potasio, magnesio y fosfato.
- Núcleos: están situados en la periferia del interior, en este caso existen varios núcleos para una misma célula muscular.
- Retículo sarcoplasmático: que rodea a las miofibrillas.



- Fig. 1: Estructura de un músculo esquelético (extraído de [1]).

Como se explicará posteriormente, la función de la actividad muscular se basa en la contracción de las fibras musculares, causado por la recepción en éstas de un impulso eléctrico enviado desde una neurona motora. Para que esto ocurra, la neurona motora debe contactar a las fibras musculares mediante la ramificación de su axón dentro del músculo que acabará conectado a la fibra muscular en la denominada unión neuromuscular.

## 2.2 La unidad motora

Para la explicación del funcionamiento de la actividad muscular, es necesario la introducción del concepto de unidad motora.

### 2.2.1 Anatomía de la unidad motora

La unidad motora (UM) es la unidad funcional más pequeña dentro del músculo esquelético. Está formada por una neurona motora, su axón y el conjunto de fibras musculares que éste inerva. Como se aprecia en la Fig. 2, el axón se ramifica una vez llegado al músculo, uniéndose a las fibra musculares en las uniones neuromusculares. Éstas se distribuyen en la llamada zona de inervación, la cual está posicionada aproximadamente en el centro del músculo.

Si vemos el corte transversal del músculo (Fig. 3), se puede observar como las fibras musculares de una misma unidad motora ocupan una parte del área total del músculo. Esta región se define como territorio de unidad motora. Esta región es irregular, pudiendo tener una forma parecida a la de un óvalo. Es importante destacar que un territorio de unidad motora no contiene únicamente fibras musculares de la propia unidad motora, sino que también contiene fibras pertenecientes a otras unidades motoras, de lo cual se puede deducir que diferentes territorios de unidades motoras estarán solapados unos con otros, como se aprecia en la Fig. 3. Dentro de un músculo, el área de los territorios de las unidades motoras suele estar distribuido de manera exponencial, existiendo una mayor proporción de territorios pequeños que grandes.

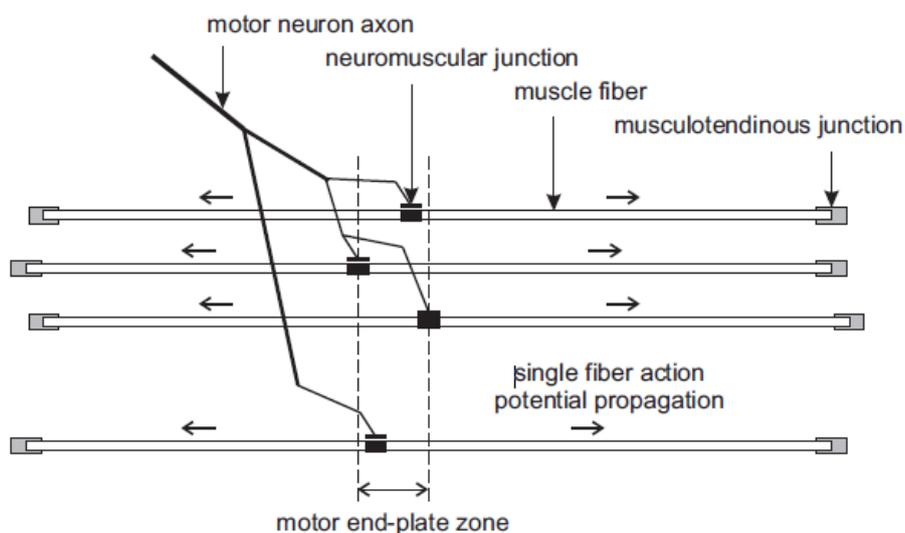


Fig. 2: Sección longitudinal de un músculo (extraído de [2]).

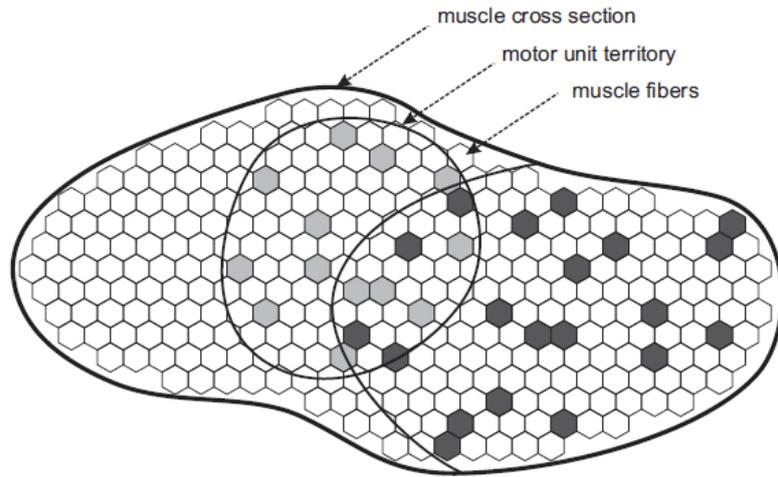


Fig. 3: Sección transversal de un músculo esquelético (extraído de [2]).

Un parámetro que permite caracterizar una unidad motora es la densidad de fibras de unidad motora. Se puede calcular sabiendo el número de fibras inervadas por la unidad motora y el área del territorio de la unidad motora. Dentro de un músculo, la densidad de fibras en las unidades motoras considerarse aproximadamente constante, aunque hay estudios que muestran cierta dependencia con el tipo de fibras. Si la densidad se considera constante, el número de fibras de las unidades motoras muestra una distribución exponencial proporcional a la de las áreas de los territorios.

Las unidades motoras están subdivididas en pequeños territorios llamados fracciones, probablemente asociados a los fascículos del músculo. Los axones se ramifican de nuevo llegados a estas fracciones, haciendo que la posición de la zona de inervación de las distintas fibras varíe ligeramente entre fracciones (Fig. 4).

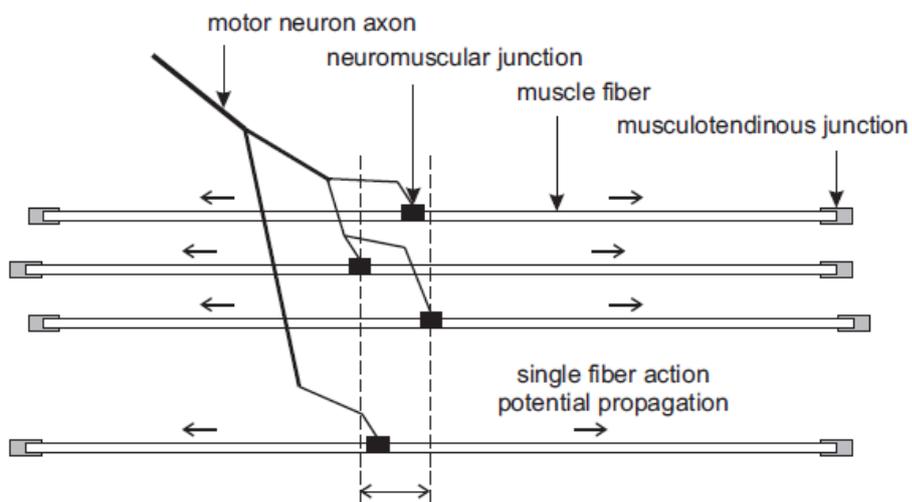


Fig. 4: Variación de la posición de las zonas de innervación para una misma fracción (extraído de [2]).

## 2.2.2 Fisiología de la unidad motora

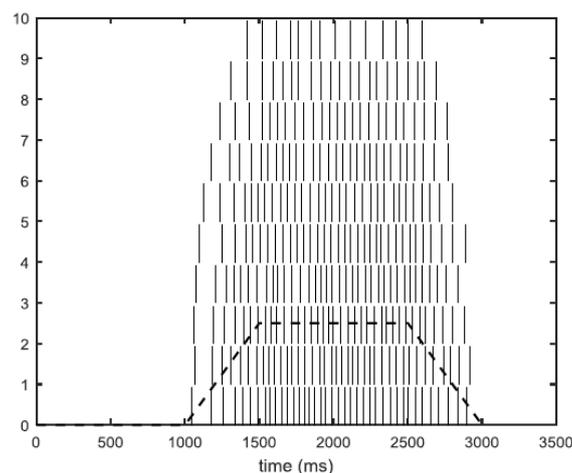
Las neuronas motoras son las encargadas del control de la actividad muscular ya que están directamente conectadas a las fibras musculares mediante el axón. El conjunto de neuronas motoras que inervan a un solo músculo están posicionadas en columnas longitudinales del asta de la médula espinal y son conocidas como el *pool* de motoneuronas [2]. Este pool de motoneuronas recibe la orden de movimiento del cortex motor modulada por el cerebelo y de diferentes receptores periféricos. En respuesta a estas entradas, el pool produce los trenes de disparo de las diferentes unidades motoras que finalmente comandan la activación del músculo.

Para graduar y modular la intensidad de la actividad muscular se combinan los efectos de cuatro procesos: el reclutamiento progresivo de las unidades motoras, la modulación de la frecuencia de disparo de las unidades motoras, la sincronización entre pares de unidades motoras y el impulso común. Nos centraremos ahora en los dos primeros, por ser los esenciales para comprender el problema que nos ocupa.

### 2.2.2.1 Reclutamiento

El reclutamiento es la selección por parte del sistema nervioso central de las unidades motoras que deben entrar en funcionamiento cuando se requiere un determinado nivel de fuerza en el músculo.

En una contracción muscular, el número de unidades motoras reclutadas, y por tanto activas, depende del nivel de contracción voluntario. Este nivel se suele medir como un porcentaje del nivel de contracción voluntario máximo (% MCV). Las primeras unidades motoras reclutadas son siempre las más pequeñas, ya que contienen menor número de fibras musculares, lo que permite movimientos más suaves para niveles de contracción bajos. A medida que se aumenta el nivel de contracción voluntario, aumenta el número de unidades motoras reclutadas, siendo las más grandes las últimas en entrar en acción. Esta organización progresiva del reclutamiento se suele denominar “el principio del tamaño” [3].



*Fig. 5: Simulación de trenes de disparo para diferentes UMs para un MCV del 25%. Se aprecia como al aumentar el MCV aumenta el reclutamiento de UMs, y como éstas aumentan su frecuencia de disparo.*

El reclutamiento de unidades motoras también varía según el músculo, necesitando músculos más pequeños mayores niveles de contracción para reclutar todas sus UMs, al contrario que músculos más grandes, que necesitarían menor nivel de contracción para que todas sus unidades motoras sean reclutadas. Esto depende del grado de control fino del nivel de fuerza producida que requiera el músculo.

En la Fig. 5 se muestra el proceso de reclutamiento de un músculo concreto. La rampa discontinua muestra el nivel de contracción voluntaria en un movimiento, aumentando progresivamente el nivel de contracción (rampa ascendente), manteniendo un nivel de fuerza determinado durante un tiempo y su posterior relajación (rampa descendente).

### **2.2.2.2 Frecuencia de disparo**

Como se ha explicado anteriormente, para la contracción de un musculo, es necesario el disparo de las motoneuronas. La frecuencia con la que se realiza este disparo depende directamente del nivel de contracción voluntario. A mayor % de MCV, mayor frecuencia de disparo. Es importante destacar que las unidades motoras que han sido reclutadas antes (las más pequeñas) tendrán generalmente mayor frecuencia de disparo que las reclutadas posteriormente.

Como la contracción muscular puede durar un tiempo determinado, es necesario el constante disparo de las motoneuronas, formándose así trenes de disparos para cada unidad motora activa (Fig. 5).

## **2.3 Señales EMG**

### **2.3.1 Potencial de acción intracelular y potencial de acción de fibra simple**

Las neuronas motoras generan impulsos eléctricos que se propagan a lo largo de los axones hasta llegar a una terminación nerviosa que los une a las fibras musculares, formando la unión neuromuscular.

Normalmente, la membrana plasmática de una fibra muscular mantiene una diferencia de potencial entre el medio intracelular y extracelular de  $-80\text{mV}$ , siendo el interior más negativo que el exterior. Una vez llegado a la unión neuromuscular, el impulso eléctrico del axón ocasiona la liberación de acetilcolina en el espacio sináptico y esto, a su vez, ocasiona la polarización y despolarización de la membrana de la fibra. Esta despolarización local genera dos potenciales de acción intracelulares (IAPs) que se propagan por las fibras musculares en ambos sentidos (Fig.6). La propagación de estos potenciales intracelulares crea a su vez un potencial eléctrico en el medio extracelular, conocido como potencial de acción de fibra simple (SFAP), que podrá ser registrado con un electrodo. Este potencial viaja hasta los tendones, donde se extingue.

### **2.3.2 Motor Unit Potential**

El potencial de unidad motora (MUP) se define como la suma de los SFAPs de cada fibra muscular (Fig.6) perteneciente a esa unidad motora.

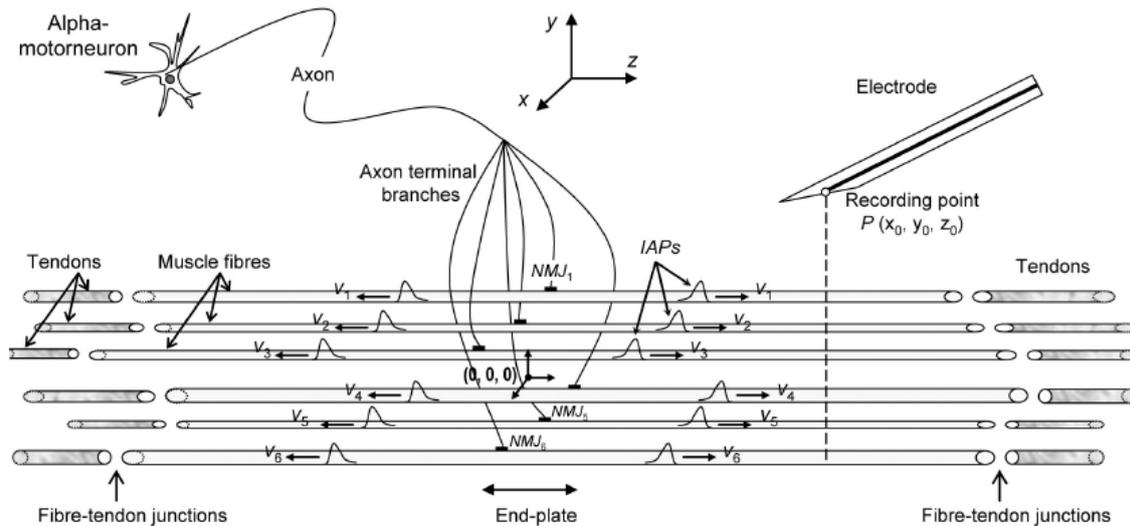


Fig. 6: Propagación de los IAPs a través de las fibras musculares (extraído de [4]).

Es importante destacar la influencia de la geometría del electrodo respecto a las fibras musculares pertenecientes a la unidad motora. Ya que el electrodo solo se desplazará sobre un corredor perpendicular a la piel, los potenciales adquiridos pueden estar muy cerca de las fibras que están disparando, registrando MUPs de gran amplitud, o al contrario, podrá haber registros con muy pocas fibras musculares activas cerca, siendo sus MUPs correspondientes pequeños.

En la superposición de los SFAPs se pueden producir desalineamientos causados principalmente por tres razones: la diferencias en la posición de las uniones neuromusculares, las diferencias en el instante de inicio de la despolarización y las diferencias en la velocidad de conducción de las fibras musculares.

Las zonas de inervación suelen estar posicionadas en el medio de las fibras musculares, ya que la conexión con el axón es establecida cuando la fibra aún está creciendo hacia ambos lados. Aun así, estas posiciones varían de fibra a fibra, pudiendo estar unas más cerca del electrodo que otras.

Dentro de una misma unidad motora, los diámetros de las distintas fibras musculares pueden diferir, haciendo que varíe la velocidad de propagación de los SFAP por la fibra. Se suele considerar una relación proporcionalmente directa entre el diámetro de una fibra y su velocidad de propagación [2].

Las diferentes longitudes de las ramificaciones del axón hasta las fibras musculares hacen que el impulso eléctrico proveniente de la neurona motora llegue en distintos instantes de tiempo, lo que provoca diferentes instantes de despolarización para distintas fibras. En realidad, este efecto puede considerarse despreciable debido a que la velocidad de propagación del impulso por el axón es muy alta y también debido a que las ramificaciones del axón se producen al final de este, por lo que la diferencia de longitudes de las ramificaciones no son demasiado grandes.

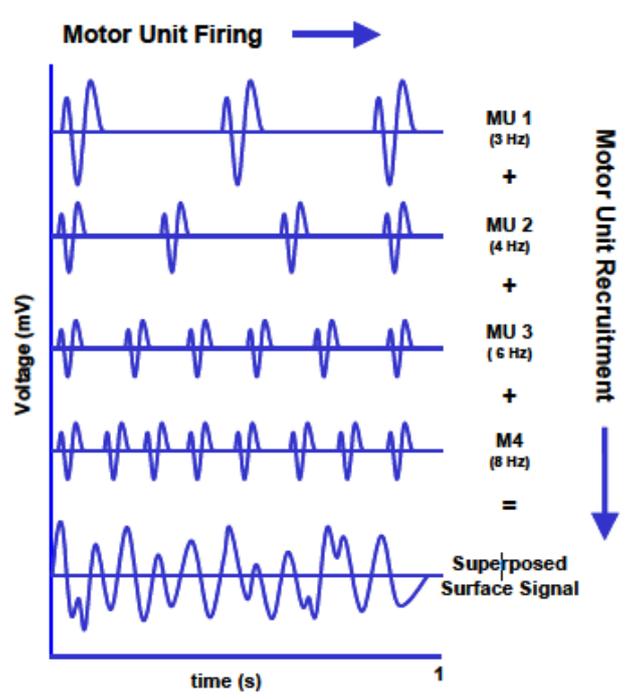


Fig. 7: Ejemplo de formación de una señal EMG convolucionando cada MUP de una UM por su correspondiente tren de disparo y sumándolos. Por simplificación se suponen los MUP de las diferentes UM iguales cuando en realidad no lo son (extraído de [5]).

Todas estas diferencias generan un desalineamiento de los SFAPs que provoca que lleguen en diferentes instantes de tiempo a la posición del electrodo y afecta así en la forma, complejidad, duración y amplitud del MUP.

### 2.3.3 EMG

Teóricamente, la señal EMG completa se puede describir como la suma de las convoluciones de los MUPs de cada unidad motora con sus propios trenes de disparo. Esto es: si se mantiene estacionario el electrodo de registro, cada vez que dispare una UM concreta se registrará el MUP correspondiente; por ello, la contribución de cada UM es la convolución de su tren de disparos por el MUP; y la señal EMG total será la suma de las contribuciones de cada UM activa (Fig. 7).

### 2.3.4 Tipos de registro y electrodos

La actividad eléctrica de un determinado músculo puede ser registrada usando electrodos intramusculares o de superficie.

Los electrodos de superficie son capaces de captar un mayor volumen de registro, aunque solo son capaces de captar músculos superficiales ya que la atenuación de tejidos cutáneos y subcutáneos es muy elevada.

Los electrodos intramusculares cubren una zona de registro menor, ya que son de pequeño tamaño y están situados muy cerca de las fibras musculares. Esto hace que la amplitud de las

señales registradas sea mayor, y que los efectos de desalineamiento temporal sean más notables. Los registros intramusculares se realizan normalmente con electrodos de aguja. Dependiendo del tipo de aguja empleada, se pueden medir la actividad de las fibras musculares registrando el SFAP mediante agujas de fibra simple o la actividad de la unidad motora registrando el MUP mediante agujas concéntricas. A diferencia de los electrodos de fibra simple o concéntricos, existen también multielectrodos que permiten realizar registros simultáneos en diferentes posiciones.

### 2.3.5 Scanning-EMG

El scanning-EMG se basa en el registro de la actividad eléctrica de una unidad motora en diferentes posiciones mediante un electrodo de aguja (conocido como electrodo de *scanning*) que recorre en un corredor lineal el territorio de la unidad motora. La inserción de la aguja se realizará perpendicular a la piel. Una vez realizado el registro en una de las posiciones, el electrodo se desplazará una distancia (normalmente 50  $\mu\text{m}$ ) hacia el exterior y volverá a registrar.

Como se va a realizar un registro en cada posición, es muy importante conocer los instantes de disparo de la unidad motora deseada para sincronizar la ventana temporal del electrodo de *scanning* con los instantes de tiempo en los que ésta dispara. Para ello será necesario el uso de un segundo electrodo (conocido como electrodo de *trigger*); está aguja mantendrá su posición y registrará la actividad de una sola fibra (idealmente) para poder identificar los instantes de disparo de una UM. Este proceso se observa en la Fig. 8.

Tanto el electrodo de *trigger* como el de *scanning* deberán ir conectados a un ordenador que mediante un software determinado se encargará de:

- Guardar un registro de la señal de *scanning* en una ventana temporal sincronizada respecto al disparo de la UM.
- Mandar una orden para que el electrodo de *scanning* se desplace una posición.
- Espera a que ocurra un nuevo disparo de la unidad motora para realizar un nuevo registro.

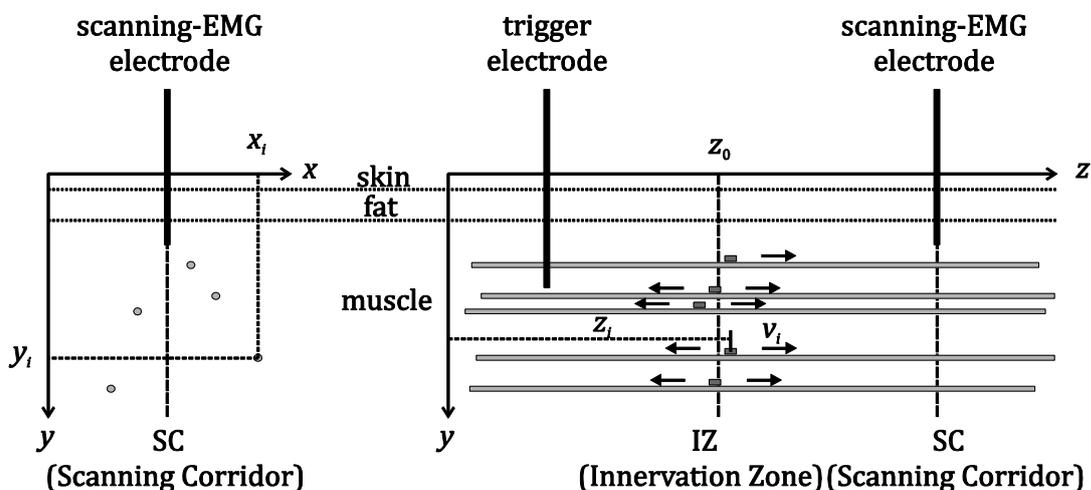


Fig. 8: Esquema de registro de un scanning EMG

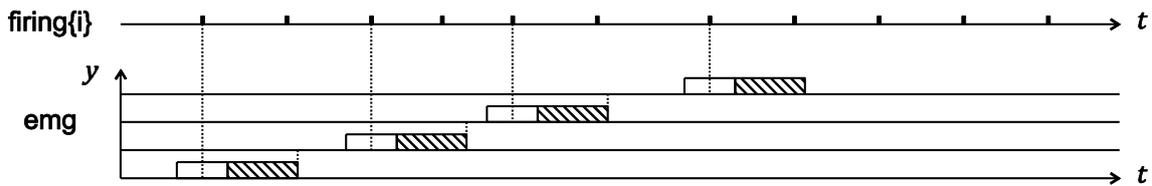


Fig. 9: Esquema conceptual de un scanning EMG real. El electrodo registra en una ventana temporal respecto al instante de disparo de la UM (rectángulo blanco). Tras un tiempo de espera (rectángulo rayado) mientras el electrodo se desplaza a la siguiente posición, se espera al siguiente disparo para realizar el siguiente registro.

La señal resultante será una representación bidimensional del MUP variando la amplitud en función del espacio y del tiempo. Sin embargo, en general se supondrán las diferentes señales de EMG registradas para cada posición del electrodo (Fig. 10(a)).

En general, en condiciones normales de registro, la señal de EMG registrada será una señal contaminada por ruido y otras interferencias, por lo que será necesario un procesamiento de esta para su posterior análisis. El primer paso es el realizado de un filtro paso bajo o paso banda aplicado en la dimensión temporal que elimine el ruido producido por la aguja o por el movimiento del músculo (Fig. 10(b)). Pese a esto, es muy probable que sigan existiendo interferencias generadas por el disparo de otras unidades motoras. Por lo que será necesario otro filtro, en este caso uno de mediana aplicado en la dimensión espacial, para intentar reducir estas contribuciones (Fig. 10(c)).

Normalmente, los estudios de señales de scanning-EMG se realizan para niveles de contracción voluntaria bajos con el objetivo de evitar el disparo de demasiadas UM y obtener una forma de la señal menos contaminada. Los MUPs registrados en cada posición serán diferentes debido a la proximidad o no de diferentes fibras musculares de la unidad motora respecto al electrodo, o a la posibilidad de que otras unidades motoras estén disparando simultáneamente.

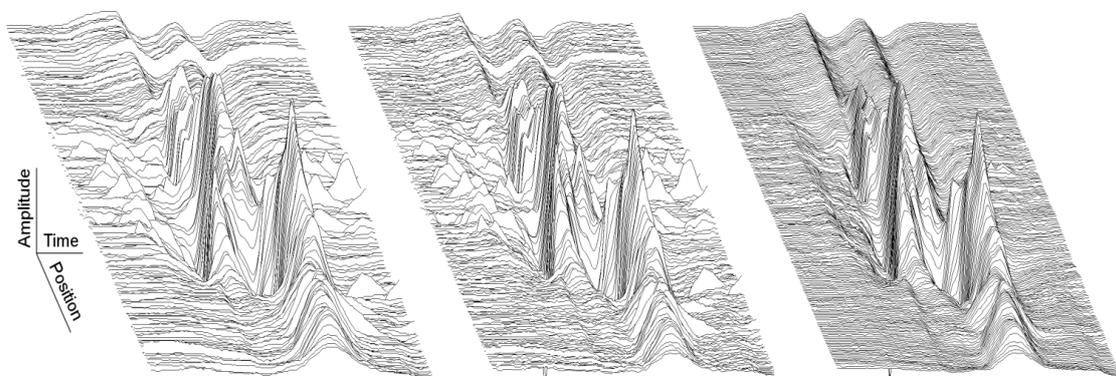


Fig. 10: a) Señal obtenida en un scanning EMG. b) Señal obtenida tras el primer filtrado c) Señal obtenida tras el segundo filtrado (extraído de [2]).

### 2.3.6 Proceso de registro

El primer paso es la inserción de un electrodo de aguja o de fibra única que registre la actividad de una unidad motora con un nivel de contracción no muy elevado. Una vez encontrada una posición en la que se observe una forma de onda de una unidad motora que no sea interferida por otras UMs, se fija ese electrodo en esa posición para el resto del proceso.

A continuación se inserta el electrodo de *scanning* separado unos 20 milímetros del electrodo de *trigger*. Este electrodo debe ser colocado lo más perpendicularmente posible a las fibras musculares. Una vez insertado, el electrodo se moverá hasta la localización de actividad eléctrica sincronizada con la información proveniente del electrodo de *trigger*. Cuando esto ocurra nos encontraremos en el territorio de la unidad motora. Una vez dentro del territorio, nos seguiremos desplazando penetrando más en el músculo hasta una posición en la que dejemos de registrar actividad, lo cual significa que estamos fuera del territorio de la UM.

Una vez delimitado el territorio, se conectará el electrodo de *scanning* al motor que retirará paso a paso el electrodo hacia fuera registrando antes la actividad en cada posición.

## 2.4 Descomposición

Es necesaria la obtención de los trenes de disparo de las unidades motoras observadas a la hora de realizar un scanning-EMG. En el método habitual, esto se hace mediante la detección de los disparos de la UM fijando un umbral sobre la señal de *trigger*. Sin embargo, en el multiscanning queremos extraer más de un tren de disparos, dado que queremos obtener el registro de varias UMs de forma simultánea. Estos trenes de disparo se obtendrán a partir de la descomposición de la señal EMG registrada en el electrodo de *trigger*.

El funcionamiento básico de la descomposición es la asociación de formas de onda detectadas periódicamente con posibles MUPs, lo que lleva a la determinación de los instantes de disparo de cada UM detectada dentro del registro EMG.

A continuación, se describen los principales pasos de la descomposición de señales EMG (Fig.11):

- Preprocesado: se trata de un filtrado que elimina el ruido de fondo y elimina la línea de base, facilitando el uso de umbrales para la detección de disparos.
- Detección de los MUPs y extracción de características: se fragmenta la señal en segmentos que contienen los posibles potenciales de las unidades motoras. A continuación se caracterizan estos fragmentos para poder clasificarlos posteriormente.
- Clasificación: Se agrupan aquellos fragmentos de señal que comparten determinadas características. Se trata de una clasificación no supervisada.
- Obtención de prototipos y patrones de disparo: se obtienen los tiempos de disparo de los MUPs clasificados en cada grupo y se obtiene un representante de estos por grupo.
- Resolución de superposiciones: Es probable que varias unidades motoras hayan disparado en instantes de tiempo cercanos, superponiéndose sus potenciales. Una vez obtenidos los prototipos, se intentarán buscar combinaciones de estos que puedan corresponder a la forma de onda detectada.

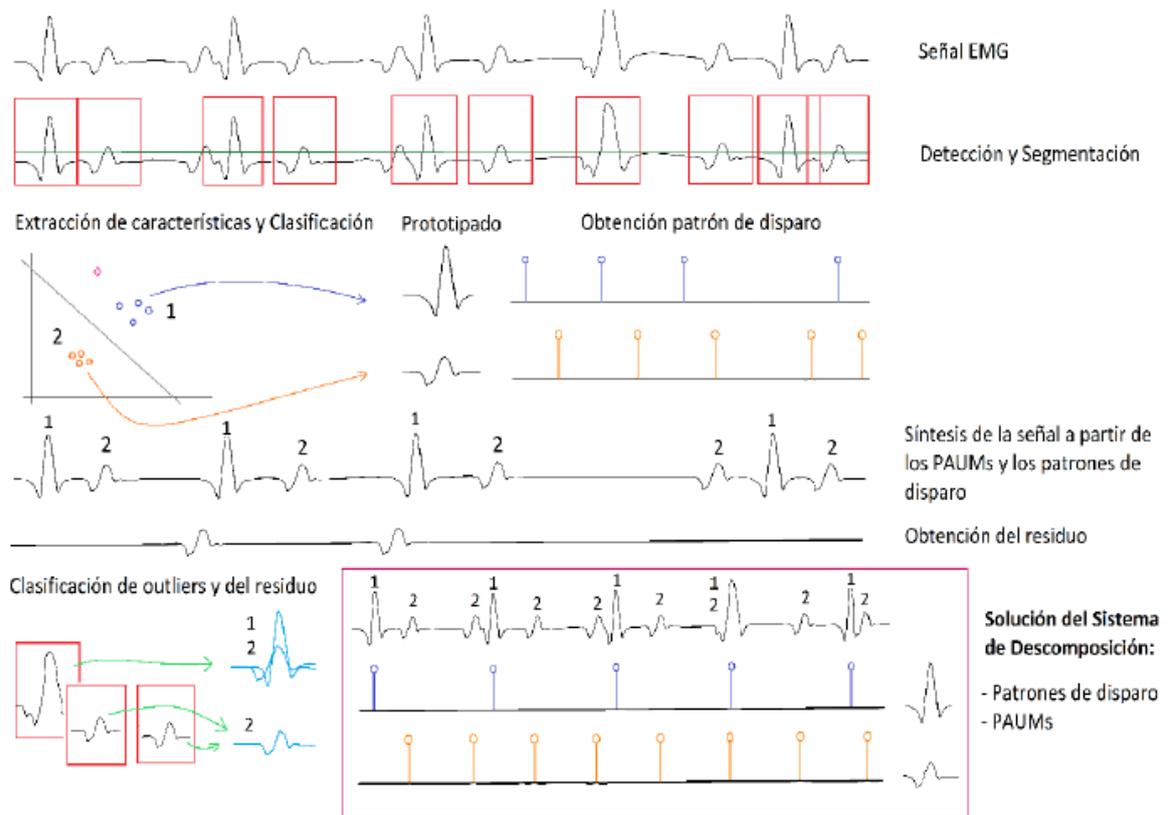


Fig. 11: Proceso de descomposición de una señal EMG. [extraído de [6]]

## Capítulo 3. Simulación del scanning-EMG

Este capítulo trata de explicar el funcionamiento de un sistema de simulación de *scanning* de señales electromiográficas (EMG) que será utilizado a lo largo del trabajo, a partir de un *toolbox* en Matlab proporcionado por grupo de investigación de Ingeniería Biomédica. Nos centraremos en el funcionamiento de los algoritmos desarrollados, las estructuras de datos empleadas y los diagramas de bloques.

Previamente a la formación de la señal EMG, será necesario obtener los modelos del músculo y del electrodo y los trenes de disparo y los potenciales de cada unidad motora, como muestra la Fig. 12, que es un esquema de las funciones y estructuras de datos disponibles en el *toolbox* y su modo de empleo.

### 3.1 Modelo del músculo

Antes de realizar la simulación del músculo, será necesario definir correctamente los parámetros de éste. Lo haremos en la variable `muscle`, y se fijarán campos como la dimensión del músculo (`dim`), el número de unidades motoras (`num`) y sus radios (`mutr`), la densidad de fibras (`mufd`), velocidad de conducción de las unidades motoras (`mu cv`) y la posición de la zona de inervación (`mepp`).

Una vez definidos estos parámetros, la simulación del músculo se realizará mediante la función `sim_muscle_independent` (si queremos simular el músculo sin tener en cuenta las fracciones) o `sim_muscle_independent_fractions` (teniéndolas en cuenta).

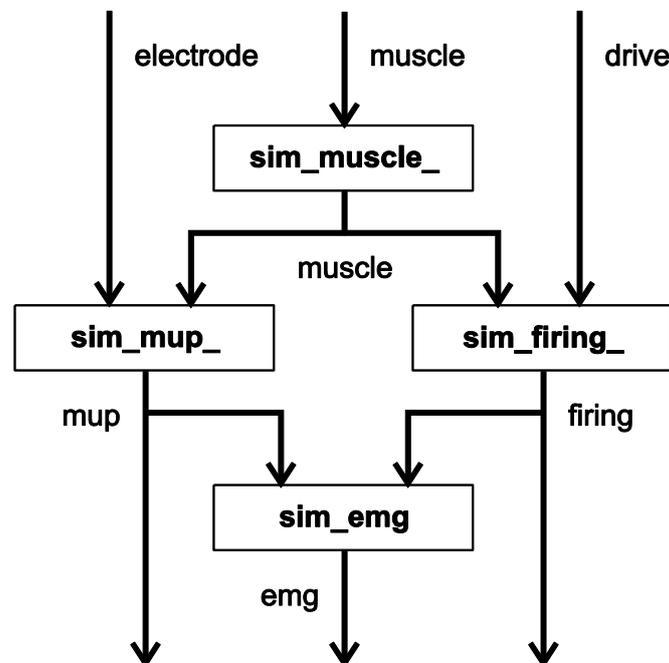


Fig. 12: Diagrama de bloques de la simulación de una señal EMG

Esta función devolverá en diferentes campos de la variable `muscle`, parámetros como el número de UMs del músculo, matrices con los centros y los radios de éstas y posición y velocidad de conducción de las fibras musculares.

A continuación se detallan todos los campos de la estructura de datos `muscle` (● campos de entrada / o campos de salida):

*Tabla 1: Campos de entrada y salida de la estructura `muscle`*

Campos	Descripción
● <code>mun</code>	Número de unidades motoras.
● <code>dim</code>	Dimensiones del músculo.
○ <code>mutc</code>	Matriz de centros de las UMs.
● <code>mutr_min</code>	Radio de la UM más pequeña.
● <code>mutr_max</code>	Radio de la UM más grande.
○ <code>mutr</code>	Matriz de radios de las UMs.
● <code>mufd</code>	Densidad de fibras de las UMs.
● <code>mucv_min</code>	Velocidad de conducción media de la UM más pequeña.
● <code>mucv_max</code>	Velocidad de conducción media de la UM más grande.
● <code>mucv_cov</code>	Coefficiente de variación de la velocidad de conducción de las UMs.
○ <code>mucv</code>	Vector de velocidades de conducción de las UMS .
● <code>mepp_med</code>	Media de la zona de inervación.
● <code>mepp_wid</code>	Dispersión de la zona de inervación.
● <code>mepp_fra</code>	Dispersión de las zona de inervación intra-fracción.
● <code>mten_wid</code>	Dispersión de la unión músculo-tendinosa.
● <code>miod</code>	Dispersión del inicio de la depolarización.
● <code>mufr</code>	Radio de las fracciones.
● <code>mufs</code>	Probabilidad de que una fracción sea silente.
○ <code>fpos</code>	Matriz de posiciones de las fibras musculares.
○ <code>fmep</code>	Vector de posiciones de las uniones neuromusculares de las fibras.
○ <code>fmcv</code>	Vector de velocidades de conducción de las fibras.
○ <code>fiiod</code>	Vector de inicios de la depolarización de las fibras.
○ <code>ften</code>	Matriz de posiciones de las uniones músculo-tendinosas de las fibras.
○ <code>finn</code>	Vector de identidad de las UMs que inervan a las fibras.

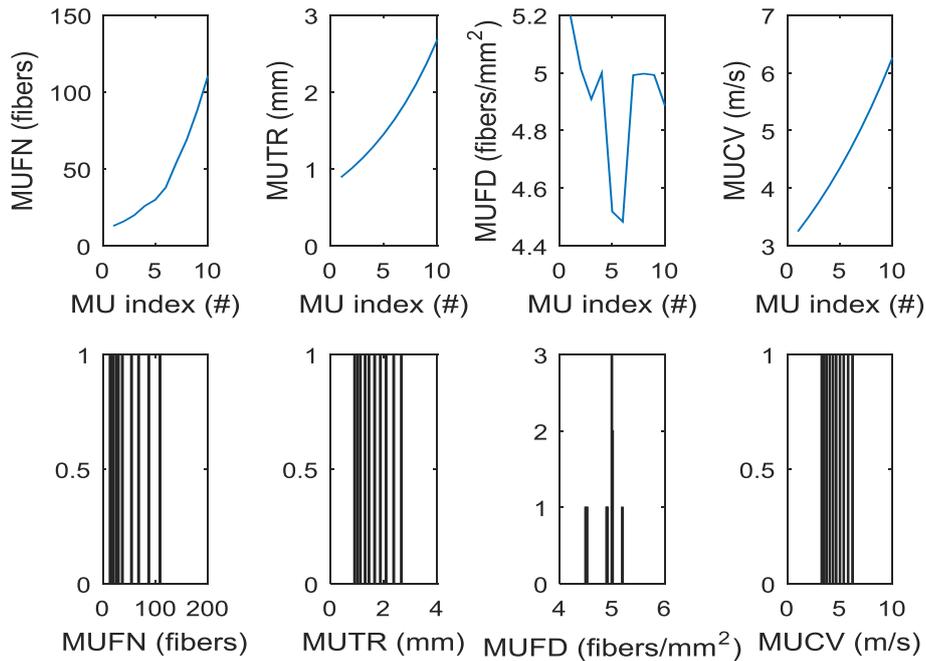


Fig. 13: Gráficas del número de fibras de las UM (MUFN), de su radio (MUTR), de su densidad de fibras mm<sup>2</sup> (MUFN) y su velocidad de conducción (MUCV) de un músculo simulado.

Para la visualización de forma sencilla de las propiedades del músculo, se utiliza la función `sim_plot_mu_distributions` (Fig.13).

Mediante la función `sim_plot_mu_architecture` podremos ver la distribución espacial de las fibras musculares de la unidad motora elegida, tanto en el eje longitudinal como transversal (Fig. 14).

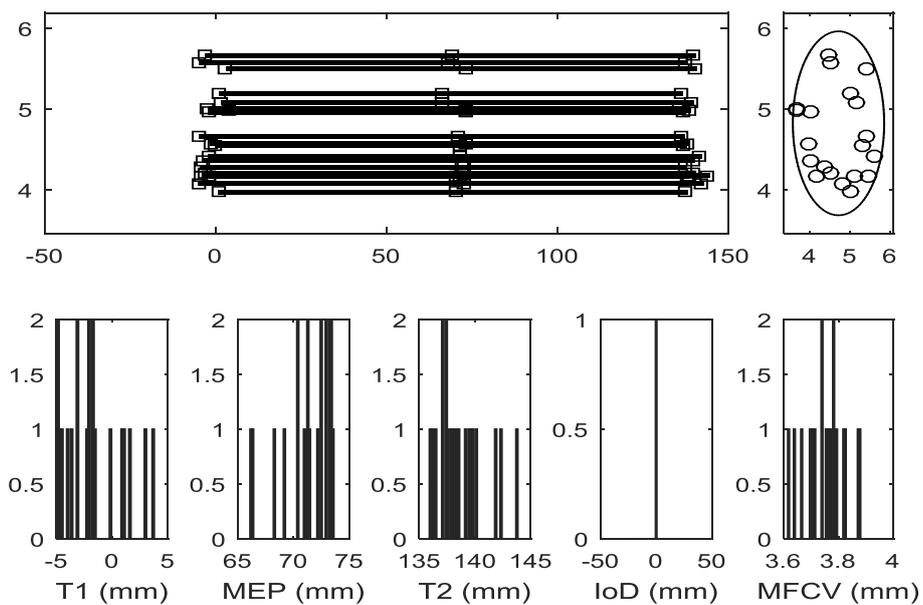


Fig. 14: Función `sim_plot_mu_architecture`

## 3.2 Modelo del electrodo

Antes de poder medir ningún potencial, será necesario fijar los parámetros del electrodo a utilizar. Se realizará en la variable `electrode` y se definirán campos como el tipo de electrodo (`electrode.type`), su frecuencia de muestreo (`electrode.fsam`), la posición en los ejes `x,y,z` (`electrode.pos`) y además el desplazamiento del electrodo en el eje `y` y para cada medición.

A continuación se detallan todos los campos de la estructura de datos `electrode` (• campos de entrada / o campos de salida).

Tabla 2: Campos de entrada y salida de la estructura `electrode`

Campos	Descripción
• <code>Type</code>	Tipo del electrodo (concéntrico o de fibra simple). Determina el modelo que se utilizará para la simulación de los potenciales registrados.
• <code>Fsam</code>	Frecuencia de muestreo (Hz)
• <code>Init_pos</code>	Posición inicial
• <code>Incr_ied</code>	Desplazamiento del electrodo entre posiciones
• <code>Num_chan</code>	Número de canales
o <code>Pos</code>	Vector con las posiciones de registro del electrodo.

## 3.3 Modelo de disparo

Como se ve en el esquema de la Fig. 12, una vez obtenido el músculo, podremos lograr una simulación de los trenes de disparo de las UMs. Para ello necesitamos definir las frecuencias máximas y mínimas de disparo de las UMs y el nivel de máxima contracción voluntaria (MCV).

La función `sim_firing_fuglevand` reproduce el proceso de reclutamiento y devuelve los diferentes trenes de disparo de las UMs del músculo.

Este proceso puede ser visualizado usando `sim_plot_firing` (Capítulo 1, Fig.5):

## 3.4 Obtención del MUP

Siguiendo el esquema de la Fig. 12, una vez obtenido el modelo del electrodo y del músculo podemos obtener el MUP generado por cada UM. Lo haremos mediante la función `sim_mup_needle_concentric` (Fig. 15).

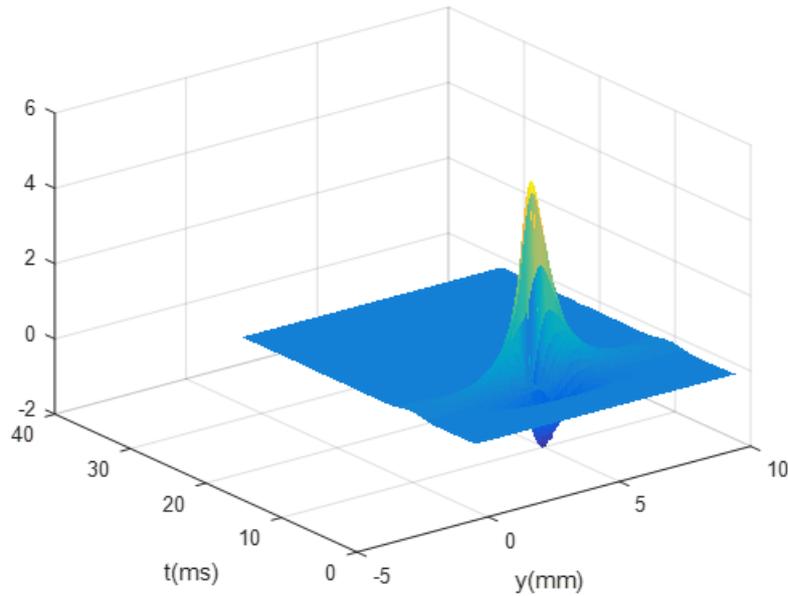


Fig. 15: Visualización de un MUP ejemplo

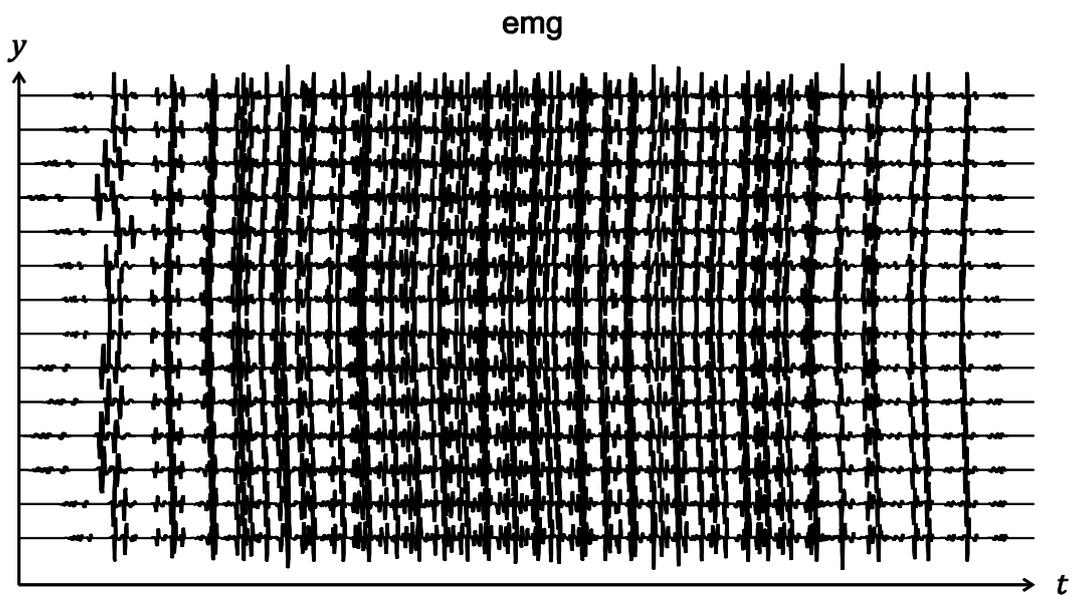
Usando la función `sim_mup_needle` podremos obtener en una estructura cell-array los MUPs de todas las UMs que conforman el músculo. Dentro de cada celda, una matriz representa los valores del potencial bidimensional de scanning-EMG del MUP en función del tiempo y de la posición.

Realizando la simulación de la señal de scanning de una UM de esta forma, no se reproduce totalmente la técnica utilizada en la realidad en el *scanning*-EMG, ya que estamos aprovechando las capacidades de nuestro *toolbox* de simulación para simular un registro limpio del potencial de la UM sin tener en cuenta la actividad de las UMs vecinas que producen artefactos si disparan cerca de la UM que queremos registrar. En realidad, la señal EMG está compuesta por registros más cortos realizados en las distintas posiciones en distintos instantes de tiempo. Como se contemplará en siguientes capítulos, será el objetivo de este proyecto el implementar la simulación de registros de *scanning*-EMG realistas a partir de la señal de EMG completa. Por ello se presenta a continuación la simulación del patrón de interferencia de la señal EMG completa.

### 3.5 Obtención de la señal EMG

Continuando con el esquema de la Fig. 12, una vez obtenidos los modelos del músculo, del electrodo y de los disparos, será posible obtener la señal EMG. Para ello se realizará la convolución de los trenes de disparo de las unidades motoras con sus correspondientes MUPs, y sumándolos para cada posición de medida del electrodo. Este proceso es realizado en la función `sim_emg`. En este punto dispondríamos de una forma de simular el registro EMG compuesto por la actividad de todas las UM tal y como se observaría de forma simultánea en todos los puntos de registro del *scanning*.

Para su representación de forma sencilla, esta señal se podrá visualizar en forma de *raster* mediante la función `sim_plot_emg_raster`.



*Fig16. Representación de la señal EMG en forma de raster. Cada señal en el eje y corresponde al registro de una señal en una posición del electrodo.*

## Capítulo 4. Obtención de registros de scanning-EMG avanzados

En este capítulo, se tratará de introducir un conjunto de funciones que tratan de obtener una aproximación del registro de señales de *scanning*-EMG, con el fin de obtener resultados más parecidos a los medidos en la realidad. Además, estas funciones servirán para comprobar el comportamiento de estas señales frente a la variación de determinados parámetros como el MCV o la longitud de la ventana de registro.

### 4.1 Scanning simple

Este algoritmo trata de representar el proceso de registro de una señal de *scanning*-EMG real. Este proceso se describe gráficamente en la Fig. 17. Para ello, se realizará un registro en cada posición del corredor, haciendo un enventanado (rectángulo hueco en la Fig. 17) de la señal EMG respecto a un instante de disparo de la unidad motora que se está registrando previamente conocido. El siguiente registro será realizado en la siguiente posición del corredor, una vez cumplido el tiempo de espera correspondiente al cambio de posición del electrodo (rectángulo rayado en la Fig. 17).

La implementación del algoritmo se realizará por pasos:

- Primero, se calculará la señal EMG para la primera posición del electrodo mediante la función `sim_emg_channel`.
- Una vez obtenida la señal, se comprobará si el disparo sobre el que se va a realizar el registro es válido. Para que un disparo sea determinado válido, debe cumplir que el inicio de la ventana de registro sea posterior a la suma del final de la ventana anterior más el tiempo de espera; si no lo es, se realizará la comprobación con disparos posteriores hasta encontrar uno válido.
- Se realizará el enventanado en torno al disparo válido de acuerdo a la longitud de ventana definida y a la frecuencia de muestreo del electrodo.

Una vez realizado esto, el sistema pasará a la siguiente posición de registro donde volverá a calcular la señal EMG, comprobar la validez de los disparos y posteriormente realizar su enventanado. Este proceso se repetirá hasta que se complete el registro para todas las posiciones del electrodo.

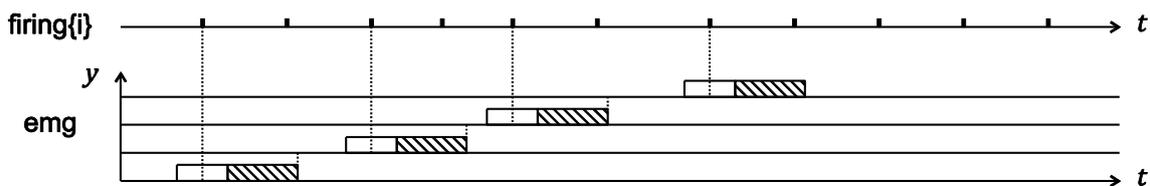


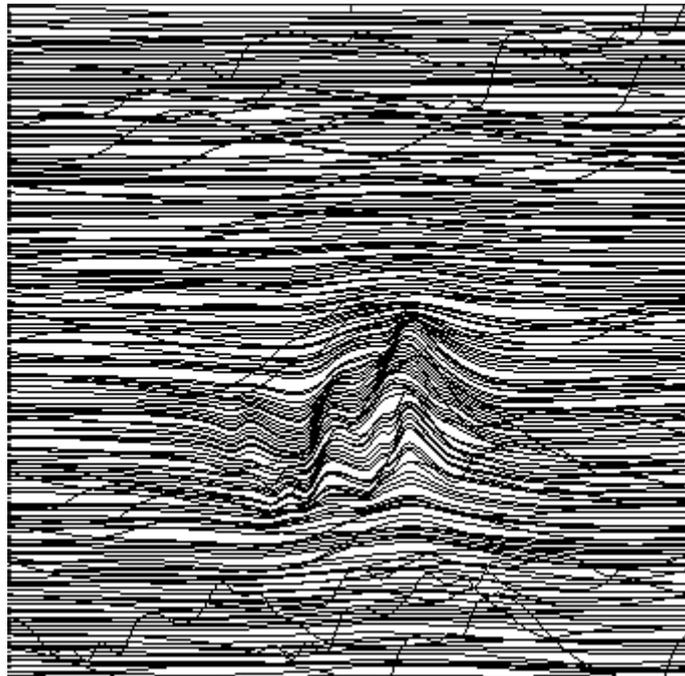
Fig17. Esquema de registro de la función `sim_scanning_simple`

La función responde al prototipo:

```
mup_ = sim_scanning_single(mup, firing, T, T_, W, M, ind)
```

Para su correcto funcionamiento, la función necesita las siguientes variables de entrada:

- `mup`: estructura *cell-array* que contiene los MUPs ideales de cada UM, sin interferencias de otras unidades motoras.
- `electrode`: matriz Nx3 que contiene la información del electrodo, tanto las N posiciones en los ejes x,y,z (en mm) donde se realizarán los registros como la frecuencia de muestreo de estos.
- `T`: estructura *cell-array* que contiene los instantes de disparo ideales (en ms) de las unidades motoras del músculo. Los trenes de disparo de esta variable se utilizarán para calcular la señal EMG.
- `T_`: estructura *cell-array* que contiene los instantes de disparo (en ms) sobre los que se realizarán los registros. En el último capítulo, estos trenes de disparo serán obtenidos mediante un algoritmo de descomposición, y serán diferentes respecto a los trenes de disparo ideales.
- `W`: *array* que define la longitud temporal de la ventana (en ms) relativa al tiempo en el que se produce el disparo de la unidad motora. `W(1)` define el instante de inicio de la ventana y admite valores negativos (se podrá realizar el registro desde instantes temporales anteriores al disparo). `W(2)` define el final de la ventana.
- `M`: fija el tiempo de espera (en ms) en el cual el sistema no puede registrar la señal de *scanning*-EMG debido al cambio de posición del electrodo.
- `ind`: indica las unidades motoras sobre las que se ejecutará la función y de las que se obtendrán los registros de *scanning*-EMG correspondientes. Por defecto lo hará para todas.



*Fig. 18: Ejemplo de registro obtenido para la función `sim_scanning_single` para un MVC de 2%.*

La función devolverá como argumento de salida una estructura *cell-array* con los registros de scanning-EMG calculados para las unidades motoras deseadas.

Con la función `sim_emg_raster` se representarán los registros adquiridos con estas funciones (Fig. 18).

## 4.2 Scanning promediado

El funcionamiento de esta función es similar a la anterior. En este caso, para cada posición del electrodo se realizará un número N de registros (rectángulos blancos) que se promediarán y tras un tiempo de espera (rectángulo rayado) se pasará a la siguiente posición del corredor. Este proceso se puede observar en la Fig. 19.

El promediado se realizará tanto para media como para mediana. Al realizar este promediado se conseguirá reducir el nivel de interferencias provocado por el disparo simultáneo de otras unidades motoras cercanas a la unidad motora observada.

La función responde al prototipo:

```
[mup_median, mup_mean, tim] = sim_scanning_n_average_(mup,  
electrode, T, T_real, E, W, M, N, ind)
```

Para su correcto funcionamiento, la función necesita las siguientes variables de entrada:

- `mup`: estructura *cell-array* que contiene los MUPs ideales de cada UM, sin interferencias de otras unidades motoras.
- `electrode`: matriz Nx3 que contiene la información del electrodo, tanto las N posiciones en los ejes x,y,z (en mm) donde se realizarán los registros como la frecuencia de muestreo de estos.
- `T`: estructura *cell-array* que contiene los instantes de disparo ideales (en ms) de las unidades motoras del músculo. Los trenes de disparo de esta variable se utilizarán para calcular la señal EMG.
- `T_`: estructura *cell-array* que contiene los instantes de disparo (en ms) sobre los que se realizarán los registros. En el último capítulo, estos trenes de disparo serán obtenidos mediante un algoritmo de descomposición, y serán diferentes respecto a los trenes de disparo ideales.
- `W`: *array* que define la longitud temporal de la ventana (en ms) relativa al tiempo en el que se produce el disparo de la unidad motora. `W(1)` define el instante de inicio de la ventana y admite valores negativos (se podrá realizar el registro desde instantes temporales anteriores al disparo). `W(2)` define el final de la ventana.
- `M`: fija el tiempo de espera (en ms) en el cual el sistema no puede registrar la señal de scanning-EMG debido al cambio de posición del electrodo.
- `N`: define el número de disparos sobre los que se realizarán registros y su posterior promediado para cada posición del electrodo.
- `ind`: indica las unidades motoras sobre las que se ejecutará la función y de las que se obtendrán los registros de scanning-EMG correspondientes. Por defecto lo hará para todas.

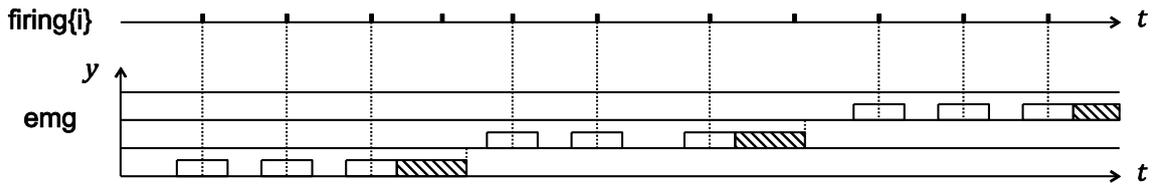


Fig. 19: Esquema de registro de la función `sim_scanning_average`.

La función devolverá como argumentos de salida dos estructuras `cell-array`, correspondientes a los registros promediados con media o con mediana.

La comprobación de la validez de los disparos se realizará de igual forma que en la función anterior, cuando un disparo sea determinado válido, la función realizará un número N de registros y los promediará, pasando a la siguiente posición de registro tras el tiempo de espera.

#### 4.2.1 Influencia del número de descargas promediadas, N, en el tiempo y calidad de los registros

Para registros del tipo `sim_scanning_single` y `sim_scanning_average` será posible obtener el tiempo teórico total de registro mediante la siguiente fórmula:

$$\hat{T} = M + W + \mu \left( N - \frac{1}{2} \right)$$

donde N es el número de descargas promediadas, W es el tamaño de la ventana,  $\mu$  es la diferencia de tiempo media entre los disparos de la unidad motora y M es el tiempo de espera debido al cambio de posición del electrodo en el corredor. Nótese que el caso de scanning simple, el registro clásico, no es más que un scanning promediado con N=1.

La relación entre el número de promediados y el tiempo total de registro será lineal, con un incremento apreciable en la Fig. 20.

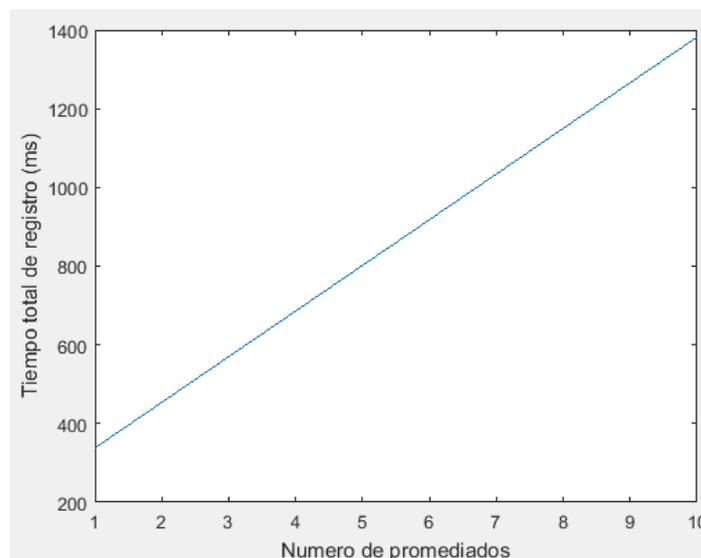
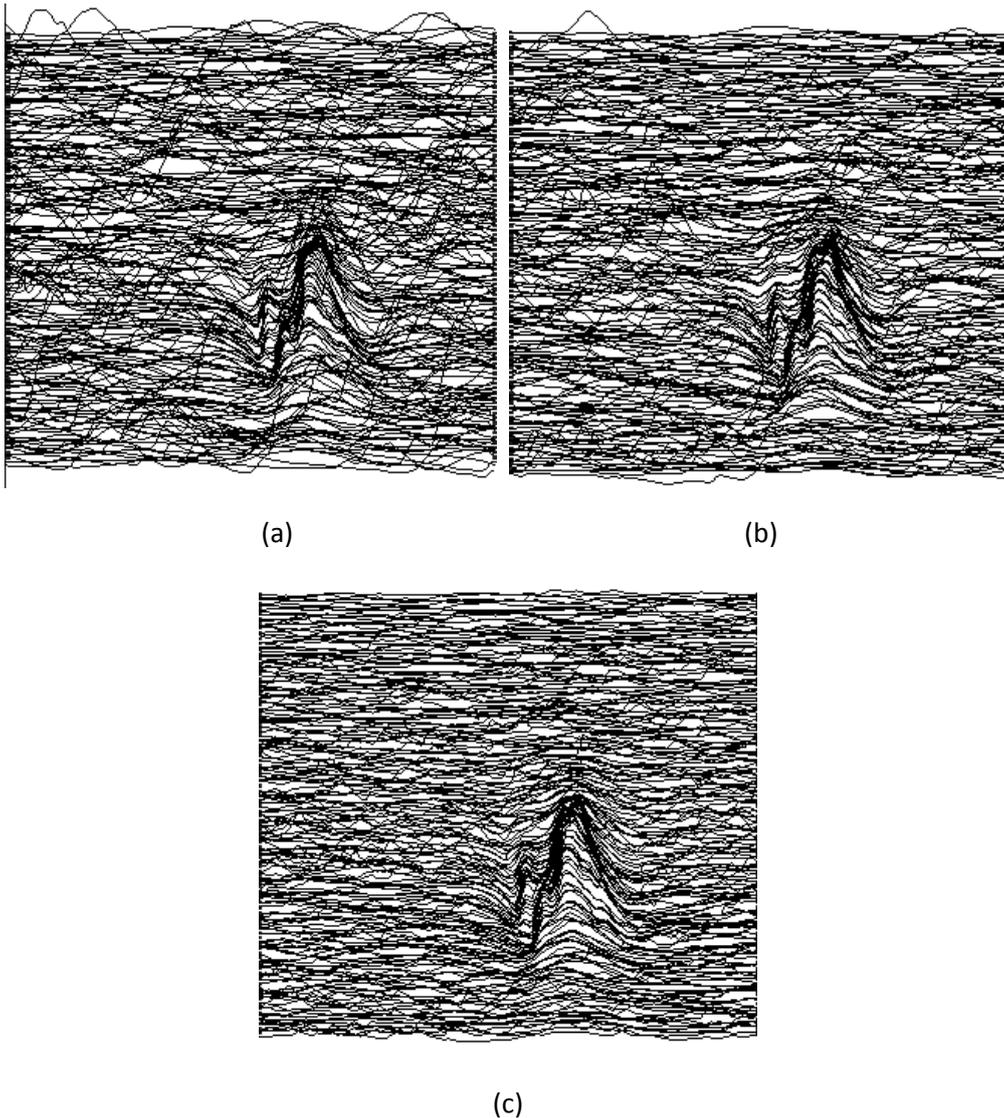


Fig. 20: Tiempo de registro (ms) frente al número de promediados



*Fig. 21: Obtención del mismo potencial sin promediados(a), con promediado de  $N=3$  (b) y  $N=7$ (c) para un MVC del 5%. Promediado realizado con mediana.*

En la Fig. 21 se puede apreciar el efecto del número de promediados sobre el nivel de ruido de un registro. Como se ha comentado anteriormente, un aumento del número de promediados conseguirá disminuir el ruido provocado por el solapamiento de los potenciales de otras unidades motoras.

### 4.3 Multiscanning

Esta función representa el registro de un *multiscanning* EMG. Al igual que en las funciones anteriores, el sistema realizará registros para los diferentes canales del electrodo. Para cada canal, el sistema registrará la señal con una longitud de ventana  $L$  (rectángulos huecos grandes en la Fig. 22) y seleccionará ventanas en torno a los disparos que se identifiquen dentro de esta ventana (rectángulos huecos pequeños en la Fig. 22). Una extraídas las ventanas, se promediarán y el sistema pasará a la siguiente posición de registro una vez cumplido un tiempo de espera  $M$  (rectángulos rayados en la Fig. 22).

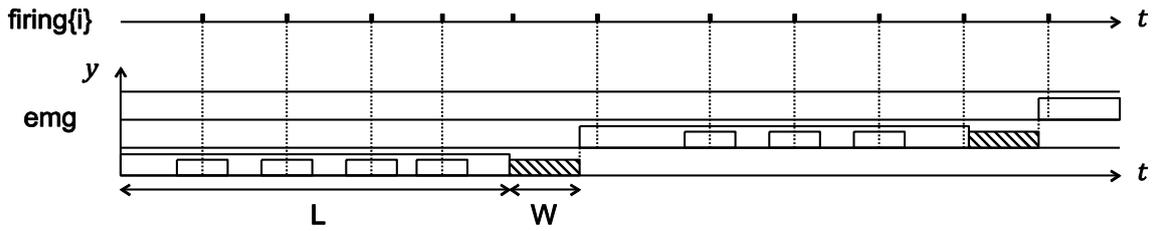


Fig. 22: Esquema de registro de la función `sim_scanning_multi`

La ventaja de este método es que, en cada posición de registro, podemos extraer información sobre tantas UMs como trenes de disparos seamos capaces de identificar. Esto permitiría el registro simultáneo de más de una señal de scanning en una sola inserción.

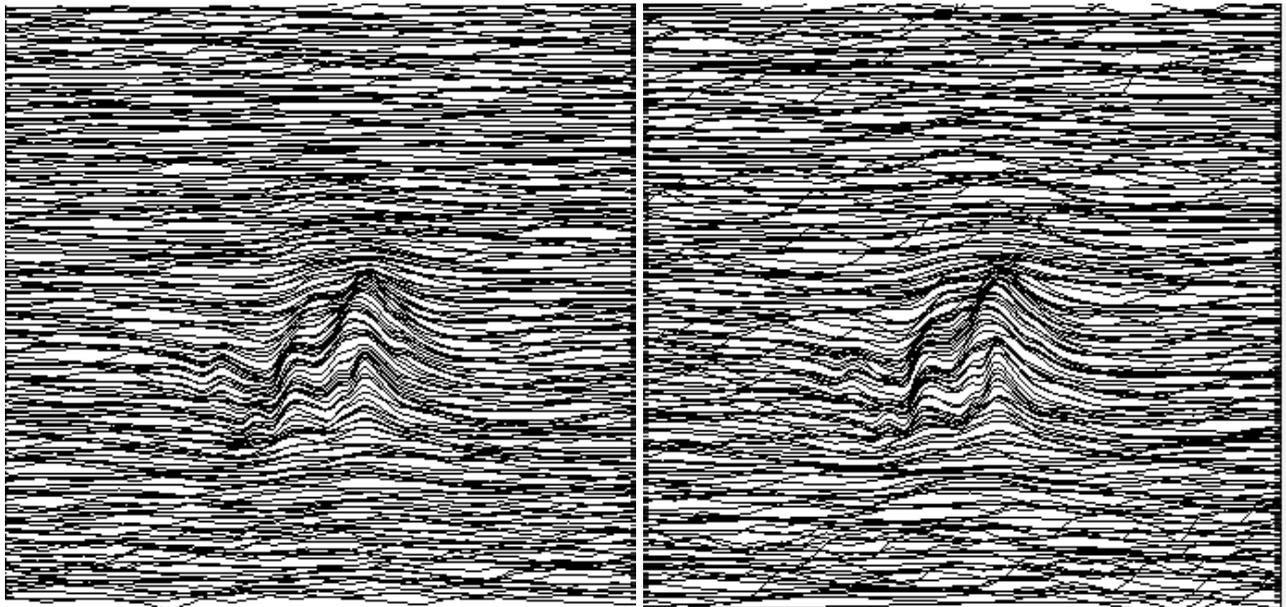
La función responde al prototipo:

```
[mup_median, mup_mean, stats] = sim_scanning_multi_(mup,
electrode, T, T_, E, W, M, L, ind)
```

Para su correcto funcionamiento, la función necesita las siguientes variables de entrada:

- `mup`: estructura *cell-array* que contiene los MUPs ideales de cada UM, sin interferencias de otras unidades motoras.
- `electrode`: matriz  $N \times 3$  que contiene la información del electrodo, tanto las  $N$  posiciones en los ejes  $x, y, z$  (en mm) donde se realizarán los registros como la frecuencia de muestreo de estos.
- `T`: estructura *cell-array* que contiene los instantes de disparo ideales (en ms) de las unidades motoras del músculo. Los trenes de disparo de esta variable se utilizarán para calcular la señal EMG.
- `T_`: estructura *cell-array* que contiene los instantes de disparo (en ms) sobre los que se realizarán los registros. En el último capítulo, estos trenes de disparo serán obtenidos mediante un algoritmo de descomposición, y serán diferentes respecto a los trenes de disparo ideales.
- `W`: *array* que define la longitud temporal de la ventana (en ms) relativa al tiempo en el que se produce el disparo de la unidad motora.  $W(1)$  define el instante de inicio de la ventana y admite valores negativos (se podrá realizar el registro desde instantes temporales anteriores al disparo).  $W(2)$  define el final de la ventana.
- `M`: fija el tiempo de espera (en ms) en el cual el sistema no puede registrar la señal de *scanning*-EMG debido al cambio de posición del electrodo.
- `L`: define la longitud de la ventana de registro (en ms)
- `ind`: indica las unidades motoras sobre las que se ejecutará la función y de las que se obtendrán los registros de *scanning*-EMG correspondientes. Por defecto lo hará para todas.

La función devolverá como argumentos de salida dos estructuras *cell-array*, correspondientes a los registros promediados con media o con mediana. Además, esta función devolverá una variable adicional, `stats`, que contendrá el número de descargas sobre las que se han realizado los promediados para cada posición del electrodo.



(a)

(b)

Fig. 23: Comparativa entre las versiones de promediado con mediana (a) y media (b) de `sim_scanning_multi` para un tiempo de ventana de registro ( $L$ ) de 1000 ms

Como se ha explicado anteriormente, el promediado en las funciones `sim_scanning_average` y `sim_scanning_multi` se realizará tanto para media como para mediana.

Normalmente el promediado con mediana suele obtener un registro de mayor calidad (Fig. 23), ya que es capaz de descartar valores de ruido que difieran mucho de lo esperado, mientras que con la media estos artefactos de ruido son incluidos siempre en el promediado.

### 4.3.1 Influencia de la longitud de la ventana de registro, $L$ , en el número de descargas y en el tiempo total de registro

La relación entre la longitud de la ventana de registro ( $L$ ) y el número de descargas sobre las que se realiza promediado en esa ventana es una relación lineal, cuanto mayor es la ventana de registro mayor es el número de descargas promediadas.

La función `sim_scanning_multi` devuelve como argumento de salida la variable `stats`, que contiene el número de disparos promediado para cada canal, realizando la media para todos los canales obtendremos el número de descargas promediadas medio por canal que se obtiene en el *multiscanning*.

Este número de descargas podrá ser comparado con el valor teórico para comprobar su correcto funcionamiento. El valor teórico del número de descargas puede ser calculado como

$$\hat{N} = \frac{L - W}{\mu}$$

donde  $L$  es el tiempo de la ventana de registro,  $W$  es el tamaño de la ventana y  $\mu$  es la diferencia de tiempo media entre los disparos de la unidad motora.

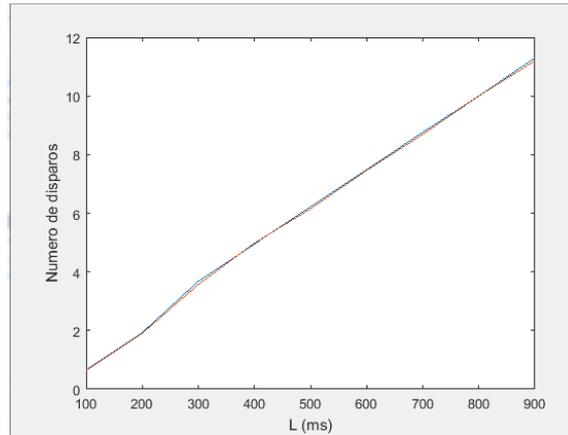


Fig. 24: Longitud de la ventana de registro ( $L$ ) frente al número de disparos promediados por ventana.

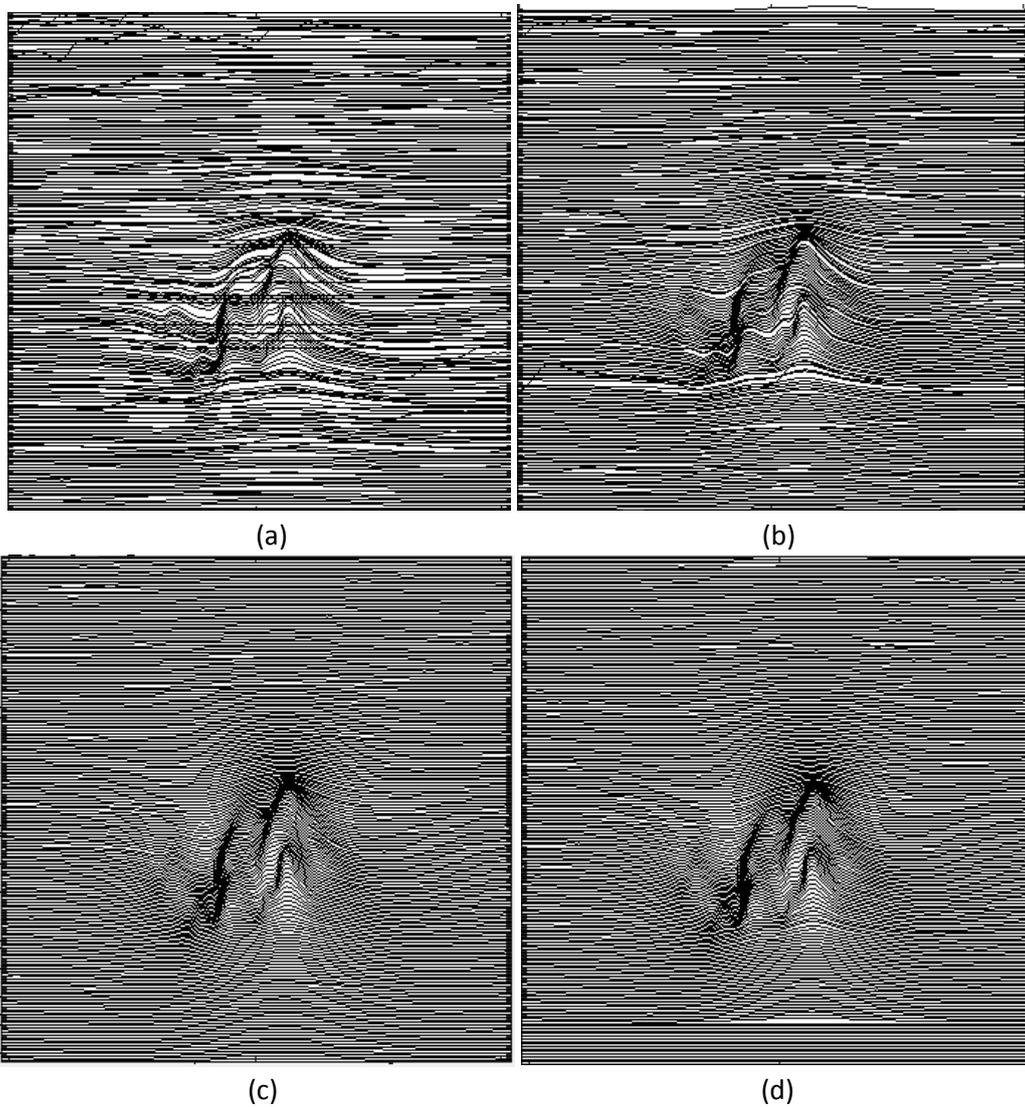


Fig. 25: Efecto de la longitud de la ventana de multiscanning en la limpieza de la señal. Multiscannings realizados para  $L=300$  ms (9 (a)),  $L=500$  ms (9(b)),  $L=1000$  ms (9(c)) y  $L=1300$  ms (9(d)). MVC de 1.5 % para todos los casos.

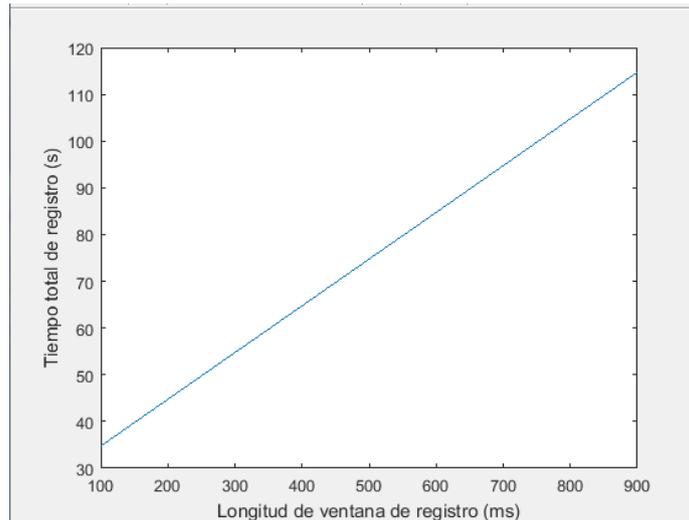


Fig. 26: Longitud de la ventana de registro ( $L$ ) frente al tiempo total de registro

En la Fig. 24 se muestra la comparativa entre el número de descargas real (azul) y el número de descargas teórico (rojo). Se aprecia como la diferencia entre ellas es mínima.

En la Fig. 25 se muestra la demostración del efecto de la longitud de la ventana de *multiscanning* en el nivel de interferencia del registro. En este caso concreto, para una  $L$  de 300 ms (Fig. 27(a)), existen tiempos de registro para los que el sistema no capta ningún disparo en el tiempo de ventana y se observan trazas nulas. Se puede apreciar también una gran mejora tanto en el paso de  $L=300$  a  $L=500$  (Fig. 25(b)) como en el paso de  $L=500$  a  $L=1000$  (Fig. 25(c)). Para el caso  $L=1300$  (Fig. 25(d)) no se aprecia una gran mejora, ya que una  $L$  de 1000 ms ya que suele garantizar suficientes disparos para obtener un registro limpio (para niveles de MVC no muy altos).

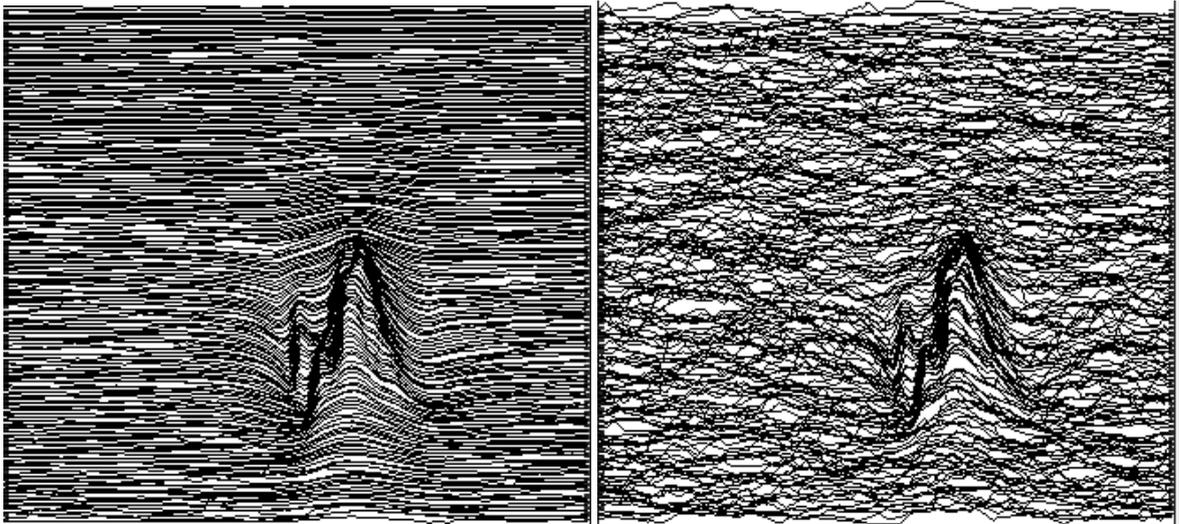
La relación entre la longitud de la ventana de registro y la duración total del tiempo de registro será también lineal, como se aprecia en la Fig. 26:

### 4.3.2 Influencia de la MCV en la calidad de la señal

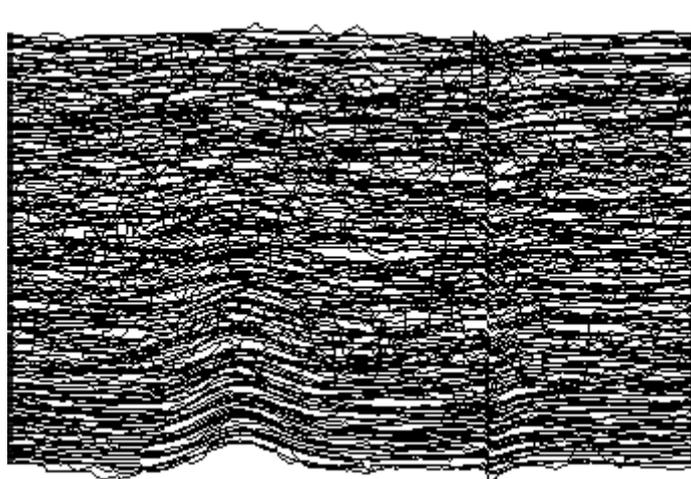
Un aumento del MCV reducirá la separación temporal entre los sucesivos disparos de las motoneuronas y aumentará el número de UMs activas. Al existir un más UMs activas y con un mayor número de disparos, la probabilidad de que otra unidad motora esté disparando al mismo tiempo que la unidad motora observada aumenta, aumentando a su vez el grado de interferencia (solapamiento de los potenciales de las distintas unidades motoras) y alterando la forma de onda de la señal obtenida (Fig.27).

Para unidades motoras pequeñas, estas interferencias pueden dificultar gravemente la visualización de sus MUPs, ya que al estar formadas por un número de fibras musculares mucho menor, la amplitud de sus MUPs es menor frente a la de los MUPs de unidades motoras de mayor tamaño.

Este efecto también ocurrirá para unidades motoras a una gran distancia del corredor del electrodo (Fig. 28), ya que sus amplitudes serán menores que las de UMs más cercanas, observándose el potencial con una amplitud mucho menor y con un mayor grado de ruido.



*Fig. 27: Obtención de la misma señal de scanning para un MVC del 3%(a) y un MVC del 10% (b) para un parámetro L de 1000 ms y promediado de mediana.*



*Fig. 28: Registro del MUP de una unidad motora alejada del corredor del electrodo de scanning para un parámetro L de 600 ms y promediado de mediana.*

## Capítulo 5. Evaluación de la técnica de multiscanning

En este capítulo se realizarán una serie de experimentos con la finalidad de medir la calidad de un registro de *scanning* (mediante la SNR) variando parámetros del sistema como la longitud de la ventana en el *multiscanning*, y parámetros del músculo como la posición de la unidad motora al electrodo o el MVC.

### 5.1 Relación entre el número de unidades motoras activas y la MVC

Con el fin de observar el proceso de reclutamiento de las unidades motoras, se simularán sucesivos *firings* con aumentos progresivos del MVC. El resultado se puede observar en la Fig. 29, donde se observa un crecimiento exponencial del número de unidades motoras activas conforme aumenta el MVC.

Para un MVC de 70% se habrán reclutado todas las unidades motoras de dicho músculo; a partir de este nivel, el reclutamiento de unidades motoras habrá terminado y un aumento del MVC sólo supondrá un aumento de la frecuencia de disparo de cada unidad motora.

### 5.2 Solapamiento global frente al solapamiento de unidades motoras activas

Como se ha explicado en capítulos anteriores, los territorios de distintas unidades motoras están solapados unos con otros. De cara a la realización de registros de *scanning* será interesante poder observar este solapamiento con el fin de intuir cuántas unidades motoras de las que conforman el músculo podrían causar interferencias sobre la unidad motora observada a la hora de realizar el registro.

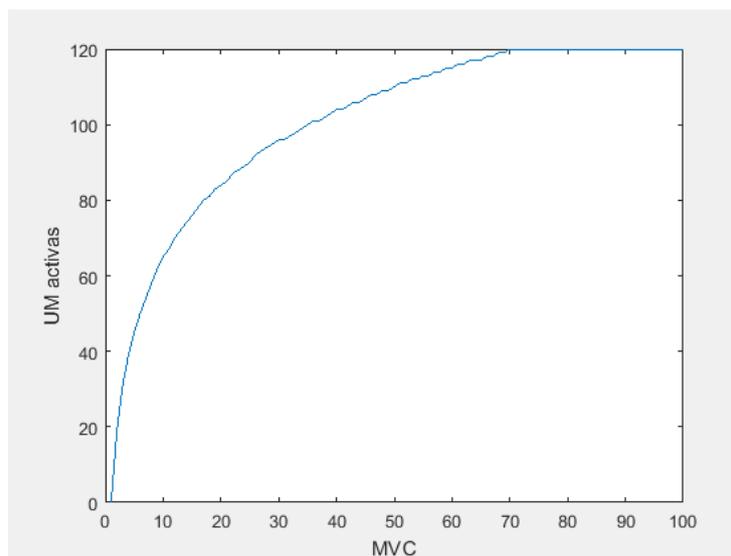


Fig. 29: Proceso de reclutamiento de un músculo de 120 unidades motoras.

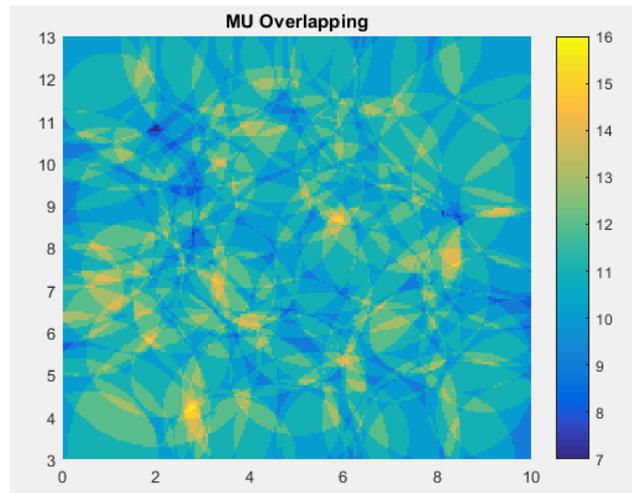
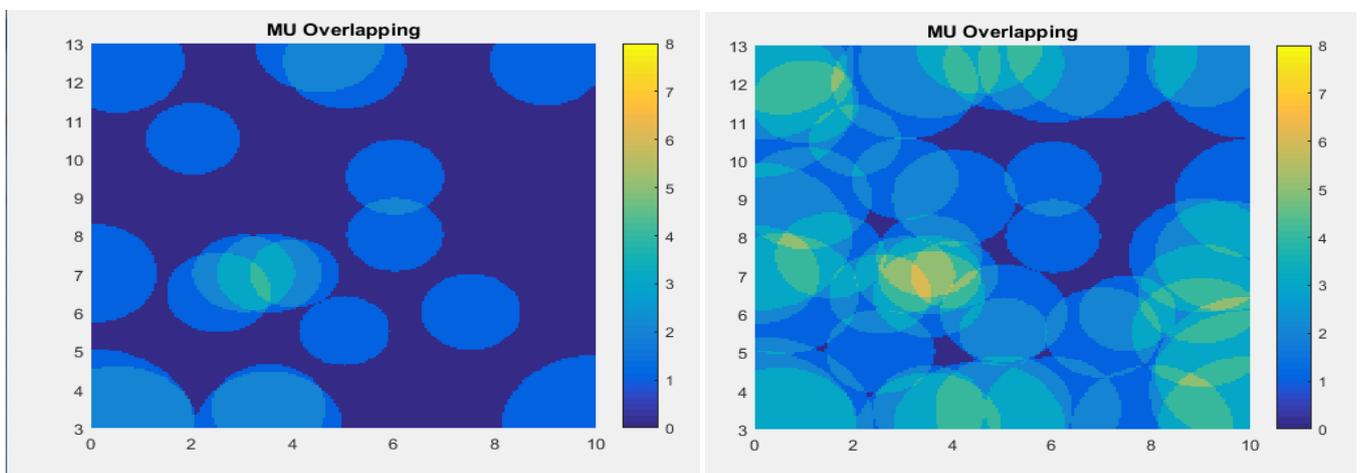
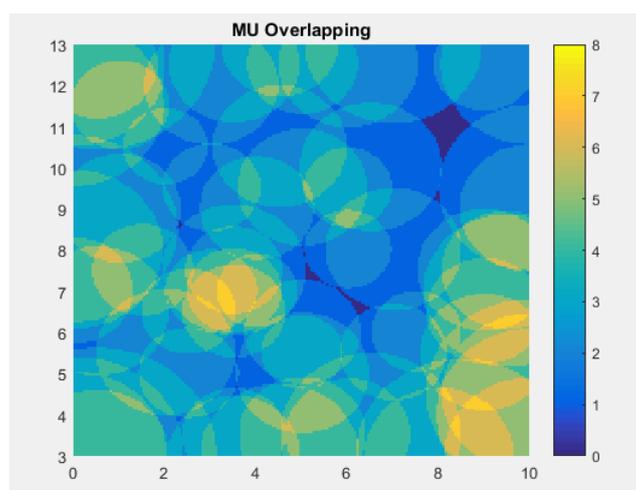


Fig.30: Solapamiento real de las unidades motoras en un músculo de 120 unidades motoras



(a)

(b)



(c)

Fig. 31: Solapamiento de las unidades motoras activas del músculo para un aumento progresivo del MVC, 2%(a), 6%(b), 10%(c)

En la Fig. 30 se observa cómo para un músculo de 120 unidades motoras el nivel de solapamiento puede variar desde 7 hasta 16 unidades motoras coexistiendo en la misma región del músculo.

Este nivel de solapamiento es la razón por la que los registros de *scanning* se realizan para niveles de contracción no muy elevados. Para estos niveles, el porcentaje de unidades motoras activas es bajo, por ello el solapamiento producido por otras unidades motoras será menor y facilitará la obtención de señales más limpias.

Aumentando progresivamente el MVC, será posible la visualización del aumento del solapamiento de las unidades motoras activas de un músculo determinado para dicho nivel de contracción.

En la Fig. 31 se observa cómo contemplando únicamente las unidades motoras activas, para niveles de MVC bajos, el nivel de solapamiento disminuye considerablemente, disminuyendo a su vez el nivel de las interferencias y facilitando la obtención de señales más limpias. Para un MVC del 2%, el solapamiento máximo será de 4 unidades motoras, un número muy inferior frente a las 16 unidades motoras solapadas que en realidad podría haber en ese mismo músculo si estuviesen todas activas.

Hay que recordar, además, que en niveles de MVC bajos la frecuencia de disparo de las UMs será menor, con lo que la probabilidad de que se generen interferencias por parte de las UMs que se solapan espacialmente también baja.

### 5.3 Determinación de la calidad del registro

Con el fin de poder obtener un parámetro con el que caracterizar la calidad de la señal, se calculará su relación señal a ruido.

La potencia total de la señal se calculará teniendo en cuenta todas las posiciones del electrodo y todos los instantes temporales, de forma que:

$$P_x = \frac{1}{W} \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^W |x[k, n]|^2$$

donde  $x[k, n]$  es el MUP ideal sin interferencias,  $K$  es el número de posiciones de registro del electrodo y  $W$  es la longitud de la ventana de registro.

A su vez, contando con los MUPs ideales, podremos compararlos con los obtenidos mediante el *multiscanning* para determinar el nivel de error que se obtiene al extraer las señales con este método. Este error será producido por el solapamiento de potenciales de otras unidades motoras que disparan en un tiempo similar al de la unidad motora observada. La potencia de error total se podrá calcular de la siguiente forma:

$$P_e = \frac{1}{W} \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^W |\hat{x}[k, n] - x[k, n]|^2$$

donde  $\hat{x}[k, n]$  es la señal obtenida mediante el multiscanning.

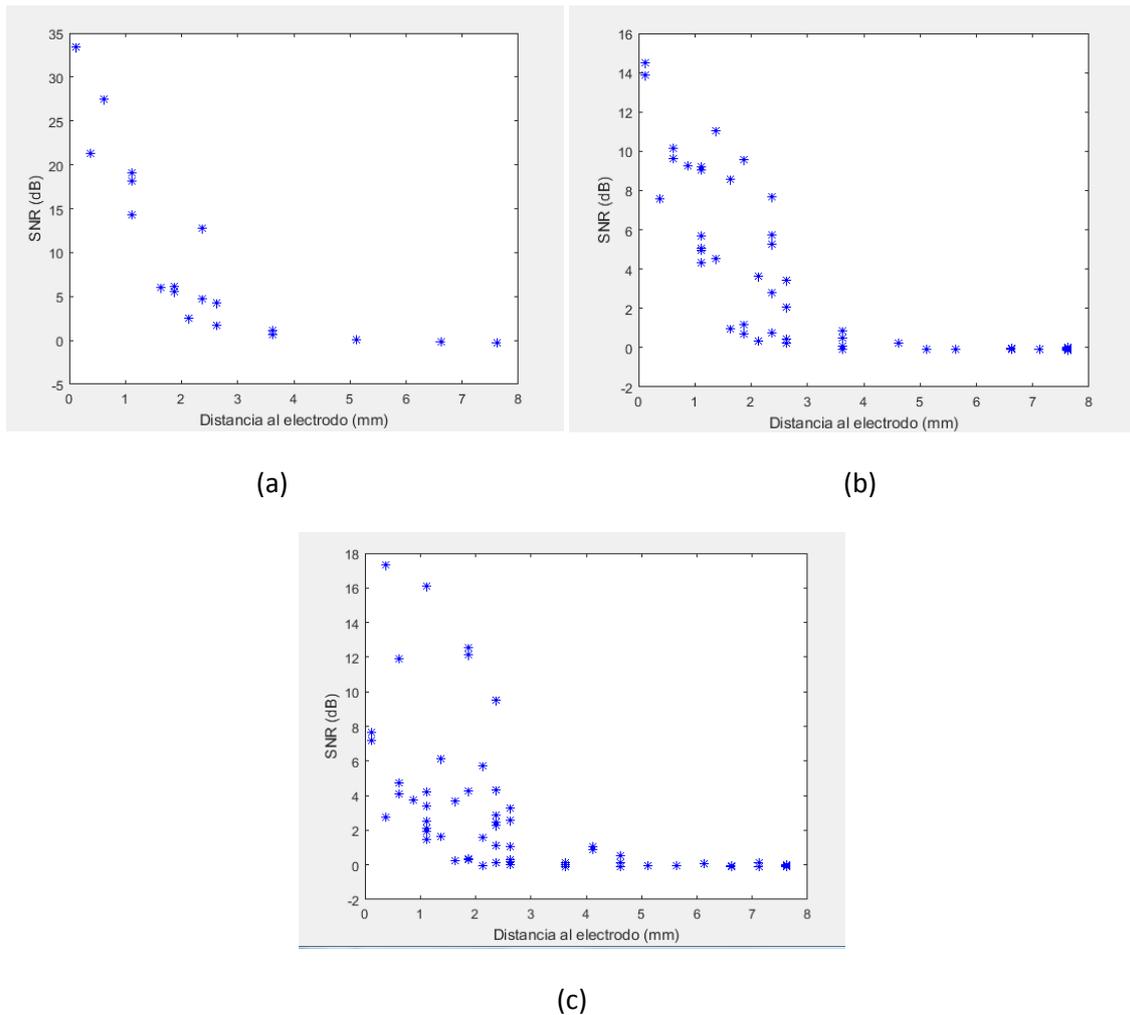


Fig. 32: Distancia al electrodo vs SNR (simulación de un músculo con 120UMs al 2% de MVC(a), al 5% (b) y al 10%(c))

La SNR será entonces:

$$SNR(dB) = 10\log\frac{P_x}{P_e}$$

## 5.4 Relación entre la distancia del centro de la unidad motora al electrodo y la calidad del registro

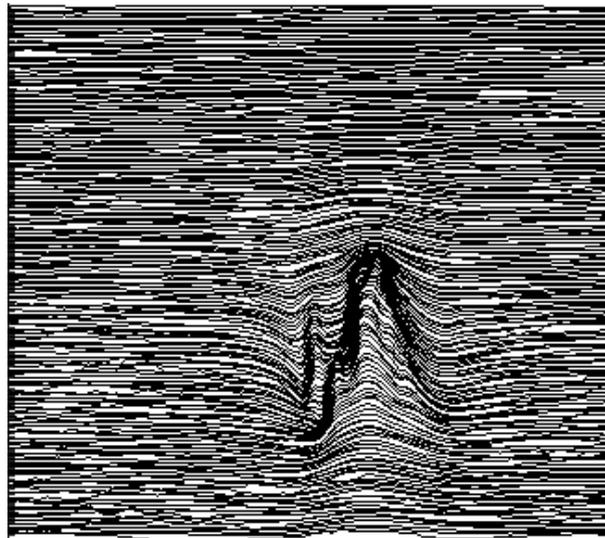
Como se ha explicado en capítulos anteriores, la posición del electrodo respecto a las unidades motoras es muy influyente en la amplitud de las señales de *scanning* obtenidas. Los potenciales de las unidades motoras sufren una atenuación al propagarse por el músculo, por ello, cuanto más cerca este situado el electrodo respecto a la unidad motora mayor será la amplitud del potencial registrado, y a su vez, mejor relación señal a ruido se obtendrá.

Esta relación se puede observar en las gráficas de la Fig. 32. La correlación entre la SNR y la distancia de las unidades motoras al corredor del electrodo es muy alta. Cuanto más lejos éstas estén, más difícil será su visualización. Si nos fijamos en la unidad motora más cercana al electrodo (visible en las 3 gráficas), podemos observar cómo un aumento del MVC de 2 al 5%, supone una disminución de la SNR de esa unidad motora desde 34 a 15 dB, y que un aumento

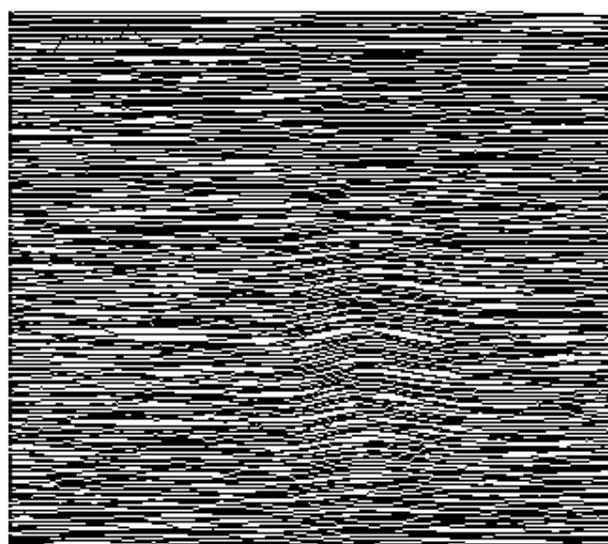
del 5 al 10% supone una disminución de 15 a 7 dB. La aparición de nuevas unidades motoras con SNR altas (de hasta 18 dB en la Fig32.(c)) se debe a la activación de unidades motoras que no lo estaban para niveles más bajos de MVC. Debido al proceso de reclutamiento, estas unidades motoras activadas más tarde serán más grandes, y por lo general tendrán mayor SNR.

Para unidades motoras grandes, es posible obtener valores de SNR altos que hagan que la señal se registre correctamente para distancias al electrodo de hasta 2,5-2,7 mm. Para unidades motoras más pequeñas, esta distancia disminuye; esto es: deben estar más cerca del corredor de *scanning* para resultar en registros de buena calidad.

Esta relación también se puede apreciar en las figuras 33 y 34, donde obteniendo el mismo potencial de la misma unidad motora, se observan claras diferencias en la forma de la señal cuando la distancia al electrodo es de 0.8 mm (Fig. 33) y 2.6 mm (Fig. 34)



*Fig. 33. Multiscanning realizado para una distancia de 0.8 mm del electrodo al centro de la unidad motora*



*Fig. 34. Multiscanning realizado para una distancia de 2.6 mm del electrodo al centro de la misma unidad motora de la figura 5.*

## 5.5 Relación entre el tamaño de la unidad motora y la calidad del registro

Teóricamente, también es posible determinar una relación entre el tamaño de la unidad motora y la calidad de la señal del *multiscanning*. Cuanto mayor es el tamaño de una unidad motora, mayor es el número de fibras que ésta contiene, aumentando a su vez la amplitud de su correspondiente potencial de unidad motora y haciéndolo más inmune frente a las interferencias de otras unidades motoras.

Observando la gráfica de la figura 35, es posible determinar que existe una relación entre el tamaño de unidad motora y la calidad de la señal: las unidades motoras con mejor SNR son las que tienen un mayor número de fibras. Sin embargo, que una unidad motora tenga un gran tamaño no garantiza un registro libre de interferencias. En la gráfica se observan unidades motoras de menor tamaño (menor número de fibras) con SNRs mejores que unidades motoras de mucho mayor tamaño.

Observando las gráficas de las figuras 32 y 35 y comparándolas, es posible deducir que para el registro de una señal con el menor número de interferencias posible, es mucho más importante la distancia del centro de la unidad motora respecto al electrodo que el propio tamaño de estas UMs. Se podría decir que el tamaño de la UM impone un límite a la SNR que se puede lograr, pero que para acercarnos a ese límite el centro del territorio de la UM debe estar cerca del corredor de registro.

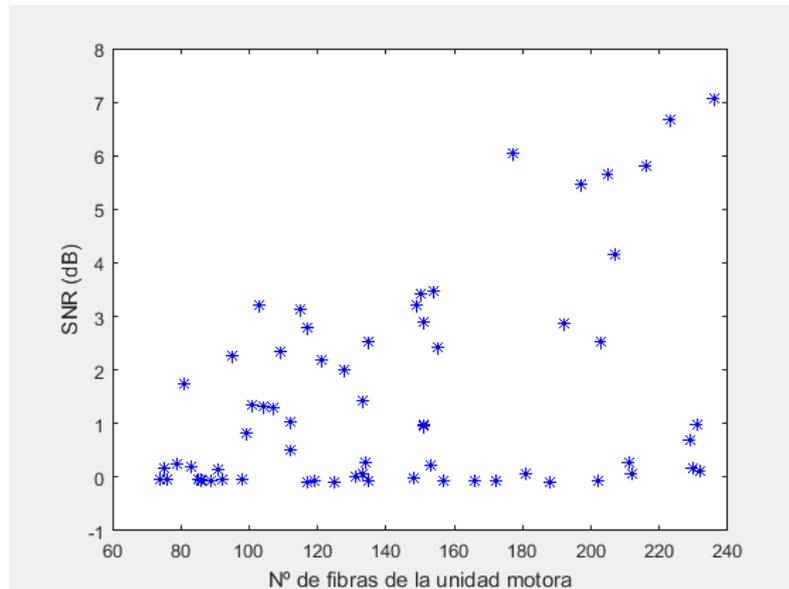


Fig. 35: Relación entre el número de fibras de una unidad motora y la SNR obtenida mediante el multiscanning.

## 5.6 Estudio de la calidad del registro en función de la longitud de la ventana de registro y el MVC

El objetivo de este experimento es el análisis de la influencia del nivel de contracción del músculo (MVC) y la longitud de la ventana de registro (L) en el registro de *multiscanning*. Se parte de la hipótesis de que, si bien más actividad muscular supone mayor grado de interferencias, quizás el aumento de la longitud del registro pueda compensarlo por disponer de un mayor número de descargas para el promediado.

### 5.6.1 Descripción del experimento

Se generarán 10 músculos que cumplan la condición de que su unidad motora más pequeña esté situada en su totalidad dentro del territorio del músculo y no en los bordes.

Se realizará la simulación de los registros de *scanning* definiendo la posición del electrodo en el eje x de forma que pase por el centro de la unidad motora más pequeña, con el objetivo de registrar una unidad motora activa para niveles de contracción bajos, como ocurre en la realidad.

Se calcularán distintas realizaciones variando los siguientes parámetros:

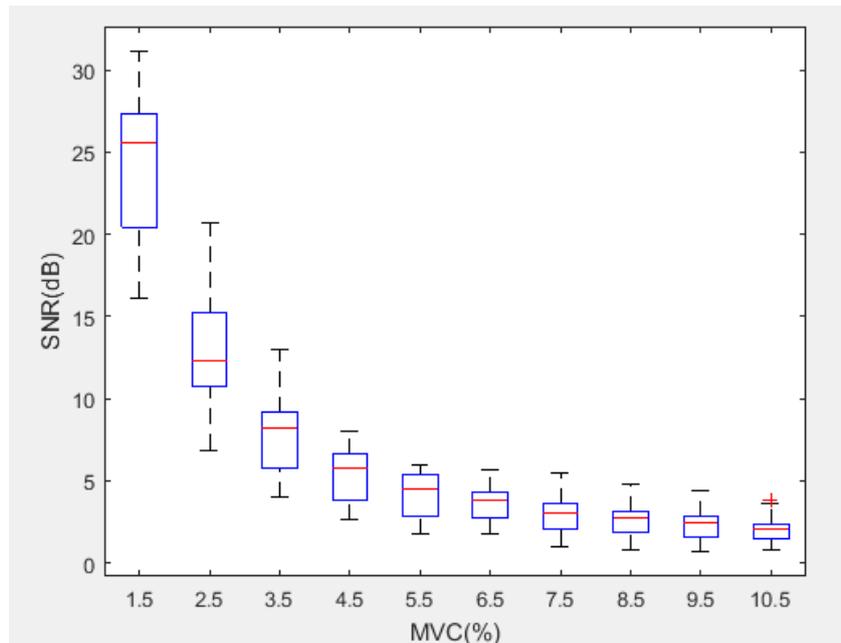
- MVC: El nivel de contracción voluntario. Como se ha explicado en otras ocasiones, al aumentar el MVC aumentará el número de unidades motoras reclutadas y la frecuencia de disparo de éstas, aumentando el nivel de interferencias y disminuyendo la relación señal a ruido. Este aumento de interferencias puede comprobarse en las figures posteriores. En este primer experimento la variación del MVC irá desde 1.5 a 10.5%, con incrementos de 1%.
- L: La longitud de la ventana. El sistema realizará el número máximo de promediados que sea posible dentro de esta ventana. Al realizar más promediados se espera que se reduzcan las interferencias producidas por otras unidades motoras y aumente la calidad y limpieza de la señal, así como su SNR.
- Músculos: Para cada combinación de L y MVC se realizarán distintas realizaciones para un número de músculos (10 para este experimento) generados anteriormente.
- Trenes de disparo: Para cada combinación de L, MVC y músculo se realizarán simulaciones de distintos trenes de disparo (10 en este caso), que fijarán los disparos de las distintas unidades motoras y a su vez el nivel de interferencias provocado por éstas.

Para cada una de estas realizaciones se calculará el SNR y el RMS del error del registro de *scanning* de su primera unidad motora, obtenido con promediados de media y mediana, con el objetivo de caracterizar la calidad del registro realizado y poder ver las relaciones de L y MVC con las que se pueden obtener señales de *scanning* válidas.

## 5.6.2 Análisis de resultados

### 5.6.2.1 SNR vs MVC

Observando los resultados vemos cómo un aumento del MVC, supone una reducción de la SNR. Este resultado es previsible debido al aumento de unidades motoras reclutadas y a la frecuencia de disparo de éstas, aumentando el número de interferencias conforme aumenta el MVC.



*Fig.36 Resultados la SNR de los registros de multiscanning para L= 1000ms (promediado realizado con mediana)*

La mayor variación de SNR entre incrementos del MVC se produce en los saltos del 1.5 a 2.5 y del 2.5 a 3.5. Si observamos este incremento en la Fig. 29, podemos ver que en este intervalo el proceso de reclutamiento sigue una curva más abrupta que en el resto de intervalos, significando esto un mayor incremento de unidades motoras activas respecto al resto de intervalos, y disminuyendo considerablemente la SNR.

También es destacable como la variabilidad de los resultados disminuyen conforme aumenta el MVC. Para MVCs bajos podrán existir realizaciones en las que ninguna unidad motora cercana dispare al mismo tiempo que la observada, o realizaciones en las que si disparen. La existencia o no de estas pocas interferencias podrá provocar una gran variabilidad para MVCs bajos como se aprecia en la Fig. 36. En el caso de MVCs altos, el grado de interferencia provocado por la actividad de muchas UMs asegura que todos los registros se empobrecen.

Si observamos los resultados para un solo músculo, podremos comprobar la variabilidad que provoca la realización de distintos trenes de disparo. Como se aprecia en la Fig. 37, esta variabilidad es muy reducida. Si comparamos esta variabilidad con la de la Fig. 36 (realizada para todos los músculos y todos los trenes de disparo), podemos deducir que la gran variabilidad de ésta proviene en mayor parte por el hecho de realizar el experimento para varios músculos, más que por el hecho de realizarlo para distintos trenes de disparo.

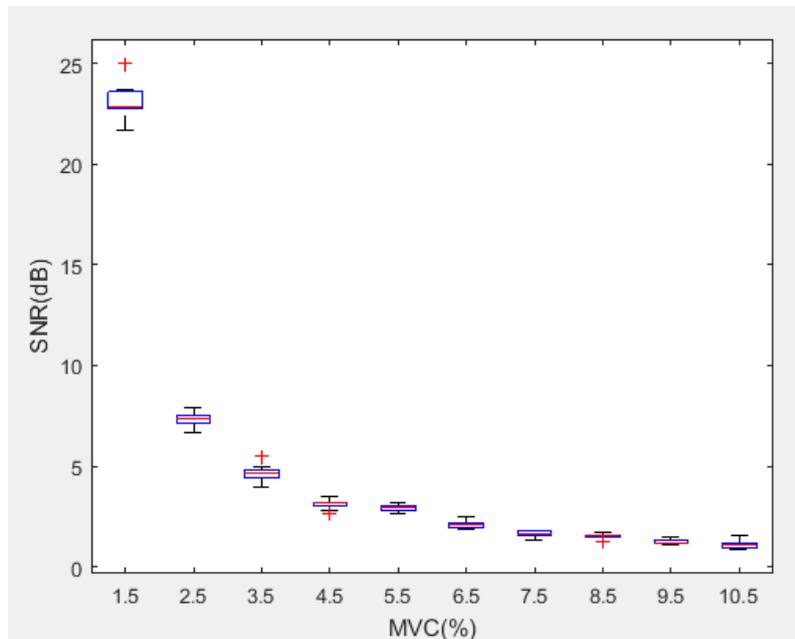


Fig. 37: Variabilidad de la SNR calculada a partir de distintos trenes de disparo para un mismo músculo.  $L=1000$  ms y promediado realizado con mediana.

### 5.6.2.2 SNR vs L

Un aumento de la longitud de la ventana en el *multiscanning*, aumentará el número de disparos de la unidad motora observada, que fijará el número de promediados que se realizarán. Al aumentarse el número de promediados, se reducirá el nivel de interferencias y mejorará la SNR, como se puede apreciar en la Fig.38.

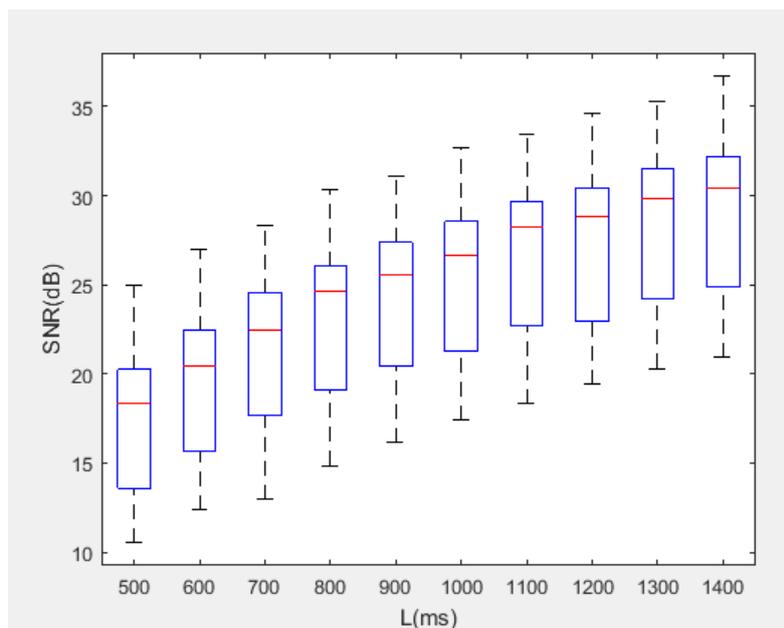


Fig. 38: Resultados de la SNR de los registros de multiscanning para un valor del MVC de 1.5% (promediado realizado con mediana)

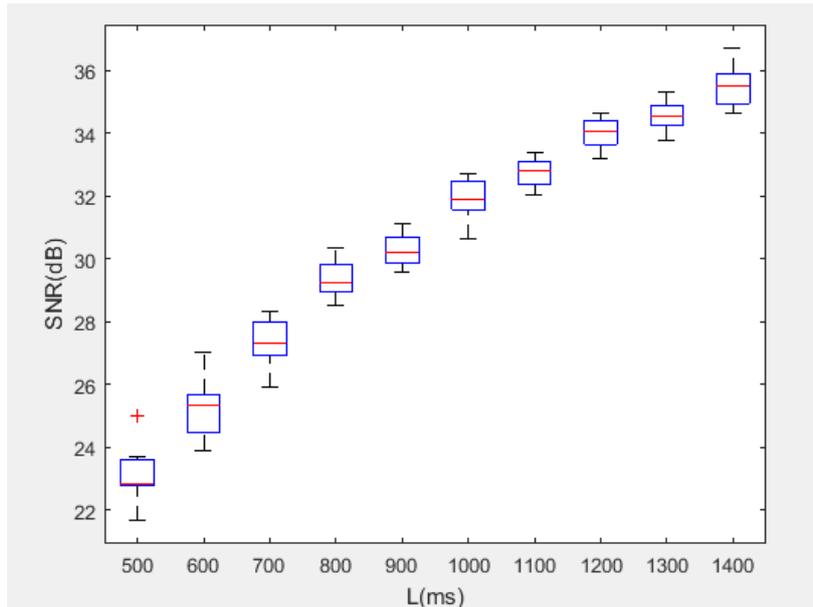


Fig. 39: Variabilidad de la SNR calculada a partir de distintos trenes de disparo para un mismo músculo. MVC de 1.5 % y promediado realizado con mediana

También es posible observar el efecto de la variabilidad de los trenes de disparo comentado anteriormente, en esta ocasión frente a la longitud de la ventana de *multiscanning* (Fig. 40). Al igual que en la Fig.37, esta variabilidad es muy reducida.

### 5.6.2.3 SNR frente a L y MVC

Podremos observar también la variación de la SNR conforme varían ambos parámetros a la vez, con el fin de poder determinar si existe alguna relación entre ellos que garantice cierto mínimo de calidad.

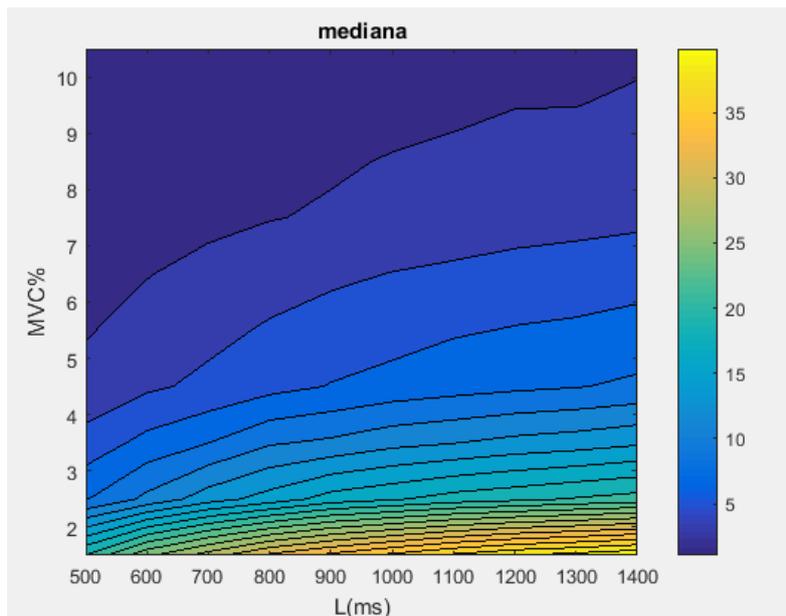


Fig. 40: SNR (dB) frente a L y MVC

En la Fig. 40, se aprecia cómo el MVC es un factor mucho más influyente en la calidad de la señal que la longitud de la ventana del *multiscanning*, dentro de los rangos estudiados. Para MVCs superiores al 7% será difícil conseguir un registro de buena calidad, aunque tengamos una ventana de mucha duración. Para valores de MVCs bajos, se podrán conseguir registros de buena calidad a partir de los 700 ms.

### 5.6.3 Análisis para niveles bajos de MVC

Con el objetivo de conseguir resultados más precisos, se realiza una segunda versión del experimento, ésta vez se varían los valores del MVC desde 1,5 a 3,5 con incrementos de 0,2 para obtener más resolución en la zona donde se produce mayor variación del SNR. Los valores de L, el número de músculos y los trenes de disparo realizados por músculo permanecerán igual que en el anterior experimento.

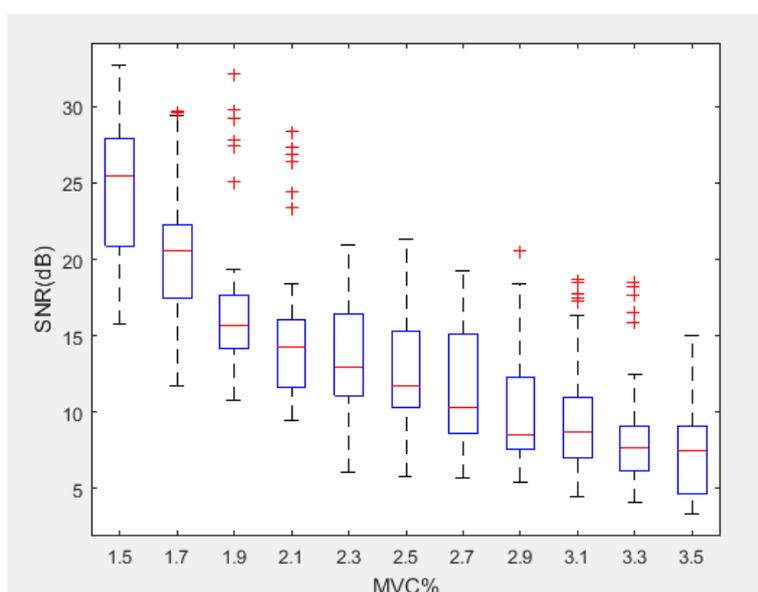


Fig. 41: Resultados del segundo experimento para  $L=1000$  ms.

En la Fig. 41, se puede observar cómo para incrementos tan pequeños como del 0,2%, las variaciones de la SNR son muy notables, pudiendo disminuir la mediana hasta 5 dBs de un nivel de contracción a otro.

Para estos valores de MVC, el número de unidades motoras solapadas puede ser muy pequeño. Si se da el caso de que ninguna de estas unidades motoras cercanas a la unidad motora observada no dispara al mismo tiempo, se podrán producir valores atípicos de SNR muy alta, como se pueden observar en la figura 15 para MVCs de 1.9 o 2.1.

Será interesante también ver el incremento de unidades motoras reclutadas en este intervalo para poder comprender la gran variación de la SNR entre intervalos consecutivos. En la Fig. 42 se observa como para incrementos del 0.2 % se pueden llegar a activar hasta 4 unidades motoras más, pudiendo aumentar notablemente el grado de interferencias si una de estas 4 unidades motoras se encuentra cerca de la unidad motora observada.

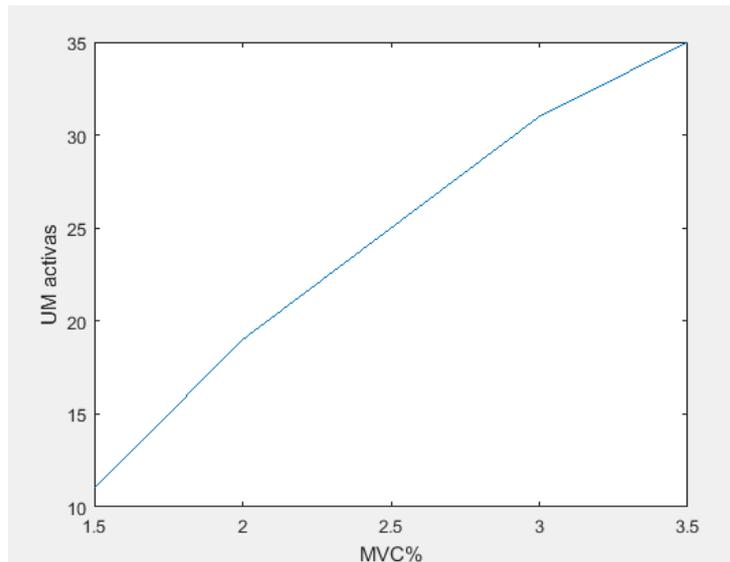


Fig. 42: Reclutamiento de unidades motoras para un intervalo de MVC del 1.5 al 3.5 %.

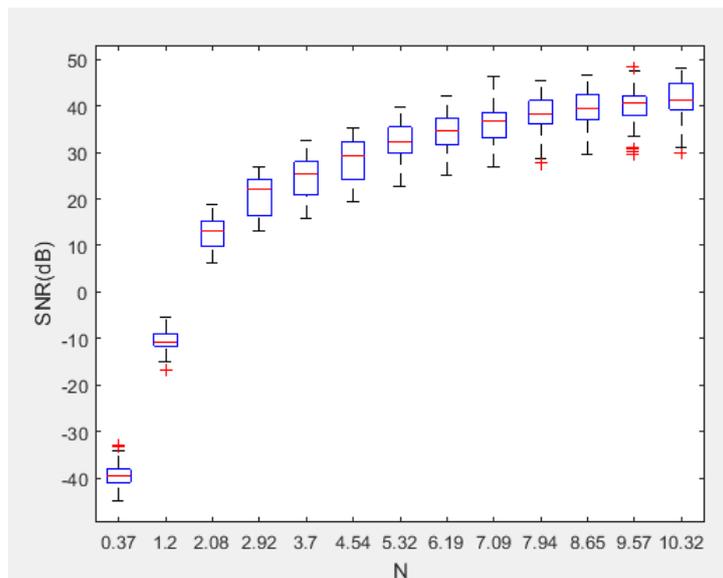
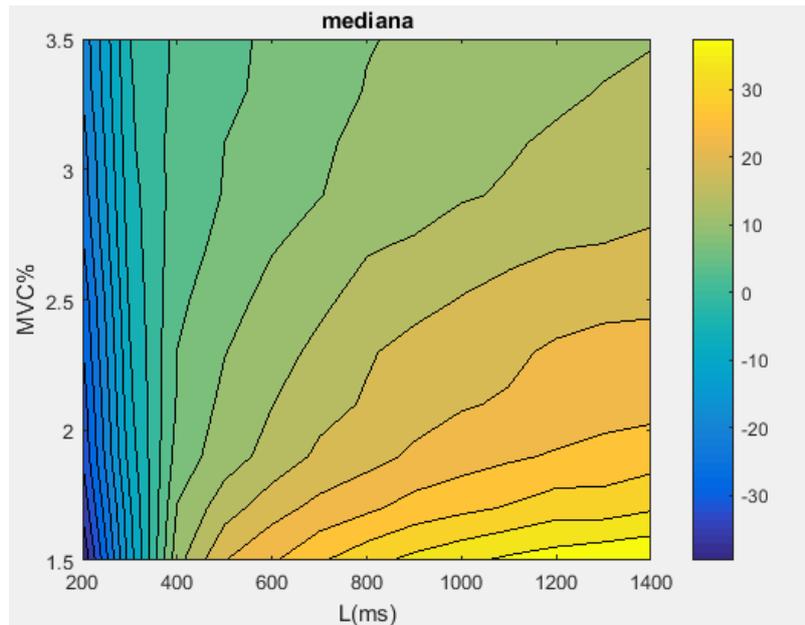


Fig. 43: Resultados del segundo experimento frente al número de disparos sobre los que se realiza el promediado. MVC fijado a 2,5.

Podemos obtener también la relación de la SNR frente el número de disparos sobre los que se realiza el promediado, como se observa en la Fig. 43. Para los casos en los que no hay disparos suficientes, como 0.37 (que corresponde a una L de 200 ms) o 1.2 (L de 300ms), la relación señal a ruido es muy baja, ya que existirán posiciones del electrodo en las que no capte ningún disparo valido con las que realizar el promediado. La señal en dichas posiciones valdrá 0, lo que supondrá una gran disminución del valor total de la SNR del registro. Por tanto no será posible realizar registros para valores de L tan bajos



*Fig. 44: L vs MVC para el segundo experimento*

Podemos observar también la SNR atendiendo a la variación de ambos parámetros (L y MVC) a la vez, tal y como se representa en la Fig. 44. Se puede observar cómo para valores de L pequeños (200-400 ms), para cualquier MVC, resulta imposible conseguir señales de buena calidad, debido a que el número de promediados es insuficiente.

Un aumento de L en el intervalo 400-1000 ms puede suponer un aumento de la calidad del registro notable, y a partir de los 1000 ms la mejora de la SNR se produce de forma mucho más lenta.

## Capítulo 6. Automatización de la obtención de registros de scanning múltiples con referencia

Hasta ahora, la simulación de los registros de *multiscanning* se ha realizado a partir de los trenes de disparos ideales. En cambio, a partir de ahora, los trenes de disparos serán obtenidos a partir de la descomposición automática de un registro EMG de aguja obtenido por un electrodo de *trigger*.

### 6.1 Descomposición: aspectos generales

Como se ha mencionado antes, el electrodo de *trigger* será el encargado de registrar la actividad del músculo para obtener los trenes de disparo de las unidades motoras. Este electrodo es una aguja concéntrica, que registrará la actividad electromiográfica (como en la Fig. 45) durante todo el proceso de registro del *multiscanning*. Posteriormente se tratará de descomponer el registro asociando posibles formas de onda con posibles potenciales de unidades motoras.

Antes de introducir la señal obtenida por el electrodo de *trigger* en el algoritmo de descomposición, ésta será filtrada consiguiendo que el algoritmo de descomposición mejore el rendimiento (Fig. 46).

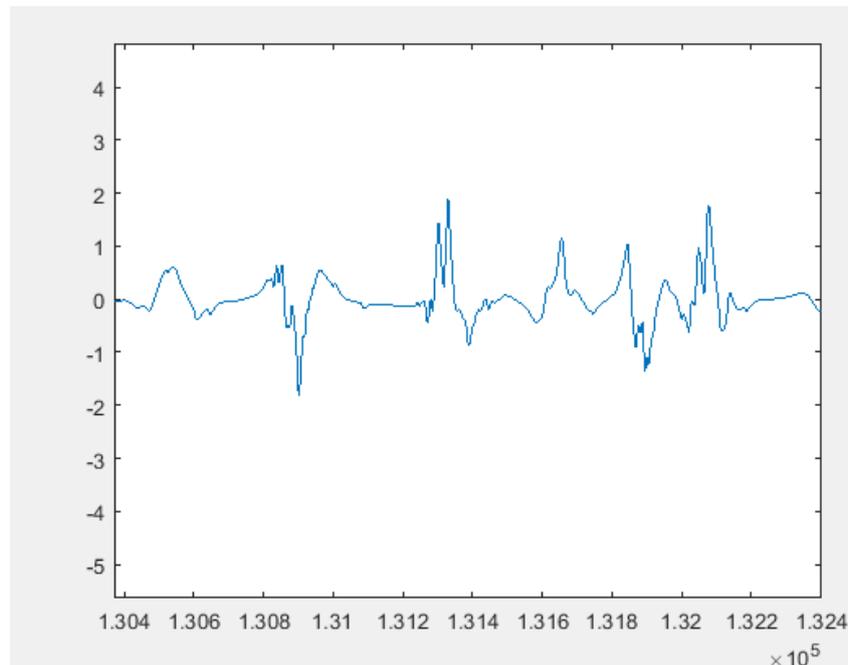


Fig. 45: Extracto de señal de EMG obtenida por el electrodo de *trigger* antes del filtrado

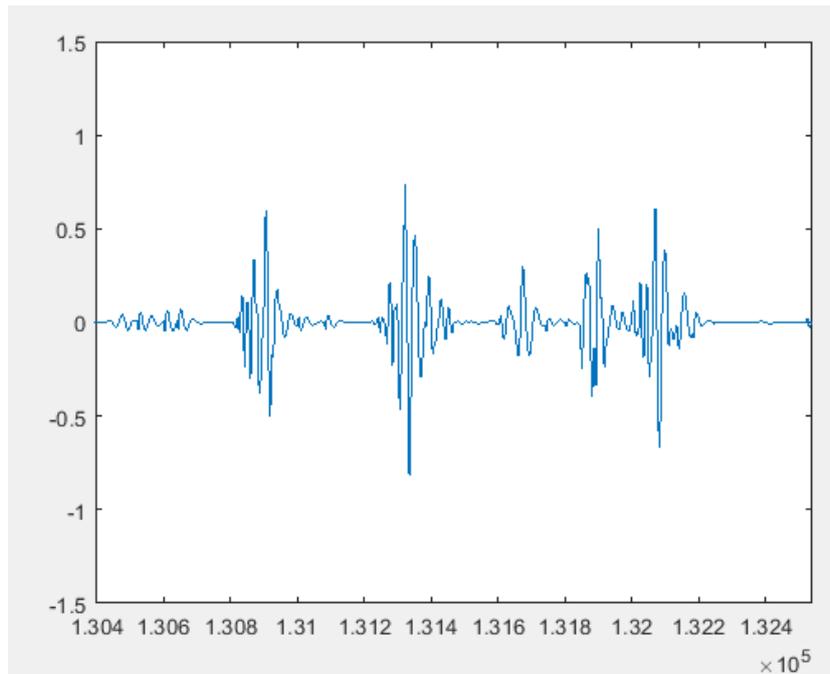


Fig. 46: Misma señal de EMG obtenida por el electrodo de trigger tras el filtrado

En un entorno simulado como el que nos ocupa, conociendo los trenes de disparo reales podremos compararlos con los obtenidos mediante la descomposición, y obtener una serie de parámetros que permitan conocer el éxito del proceso. Estos son:

- TP (verdaderos positivos): Disparos que el sistema identifica correctamente.
- FP (falsos positivos): Se trata de disparos que el sistema ha identificado pero que no debería haberlo hecho, ya que en realidad no han ocurrido. Pueden resultar muy perjudiciales para el registro de *scanning* ya que se realizará en torno a un momento en el que la unidad motora no ha disparado, por lo que lo único que proporcionarán es ruido.
- FN (falsos negativos) Se trata de disparos que el sistema no ha identificado y que en realidad han ocurrido. De cara al registro este tipo de errores, si bien afectan a la calidad de la señal, no son tan perjudiciales ya que solo suponen un número menor de disparos sobre los que se realiza el promediado.
- AC (*accuracy*): Porcentaje de disparos identificados correctamente, definido como:

$$AC = \frac{TP}{TP + FP + FN}$$

El sistema de descomposición reconoce determinadas formas de onda que se repiten a lo largo de la señal EMG y las asigna como un determinado potencial de unidad motora. La Fig. 47 muestra la superposición de un determinado potencial repetido a lo largo del EMG.

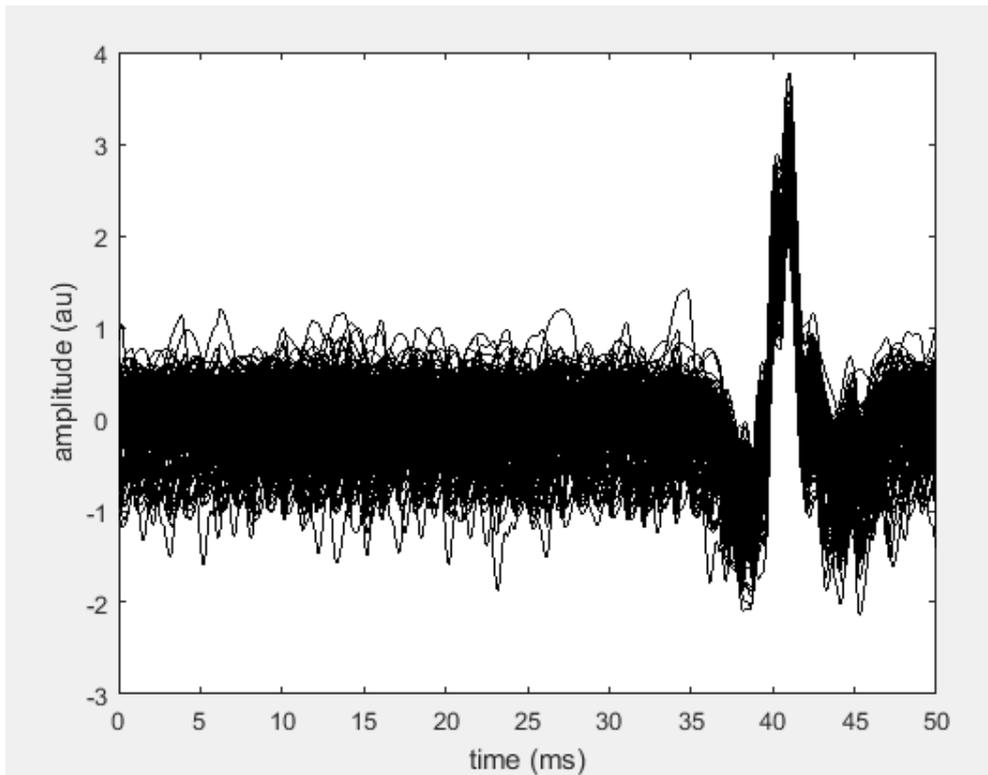


Fig. 47 Superposición de una forma de onda detectada

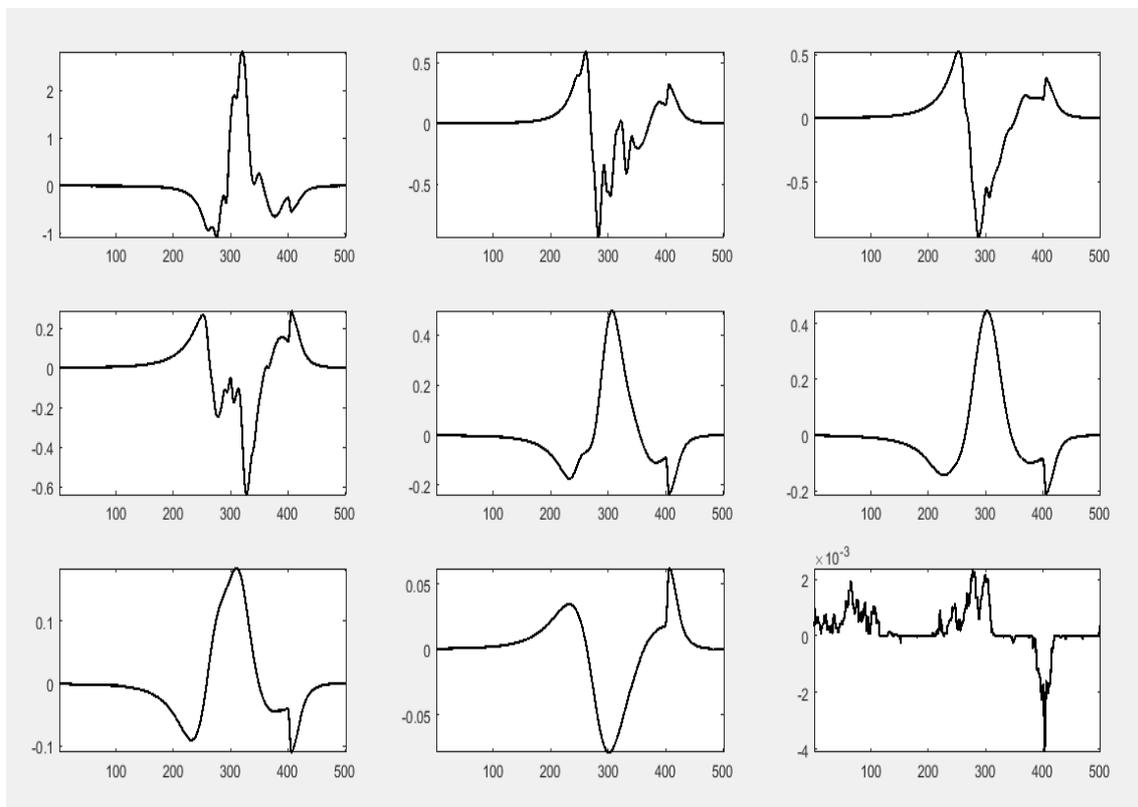


Fig. 48: Potenciales adquiridos por el sistema de descomposición para un MVC del 2%

0.98	0.8	0.02
0.4	0.5	0.02
0.05	0.002	0.003

Fig. 49: Valores del accuracys (AC) para los potenciales obtenidos en la figura 49.

Los potenciales de mayor amplitud, corresponden habitualmente a unidades motoras más cercanas al electrodo de *trigger* y son los que normalmente mayor porcentaje de éxito tienen en su descomposición (caso 1 de las figuras 48 y 49).

Para un MVC del 2%, el sistema suele reconocer en torno a 10-12 potenciales de unidades motoras diferentes, de los cuales en torno a 4-7 son lo suficientemente precisos como para realizar un *scanning* correcto. Estas 4-7 unidades motoras que reconoce correctamente suelen ser además las que están posicionadas más cerca del electrodo de *trigger*.

El correcto funcionamiento del algoritmo de descomposición depende en gran medida del nivel de contracción y del número de unidades motoras activas que estén cercanas del electrodo de *trigger*. Para el caso concreto de la Fig.50, para un MVC del 2% el sistema registra hasta 14 trenes de disparo de unidades motoras, 7 de los cuales superan un *accuracy* del 0.8.

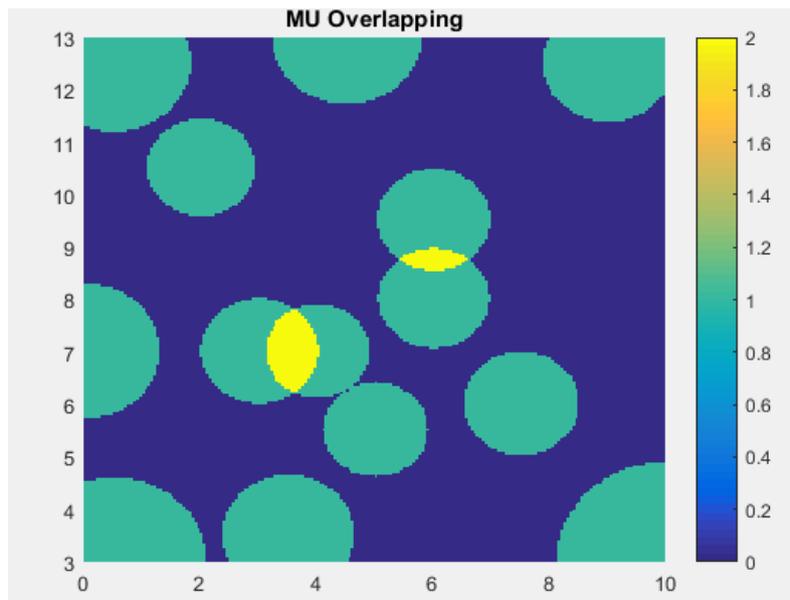
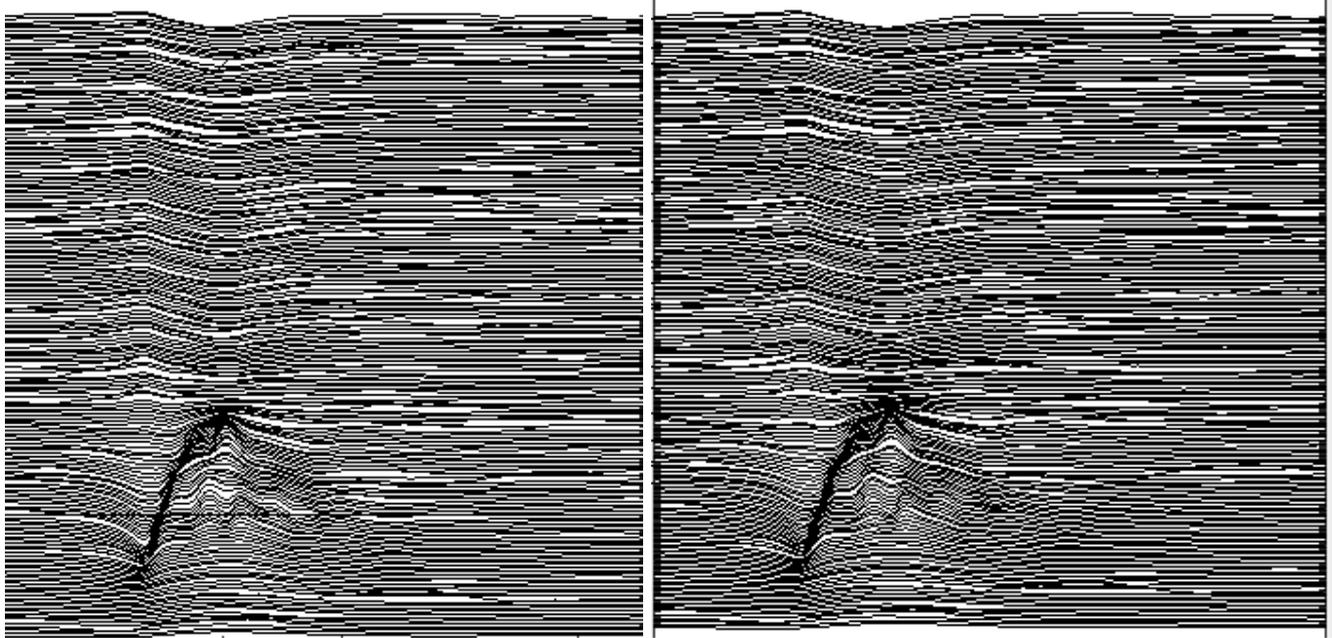


Fig. 50: Solapamiento para un MVC del 2%

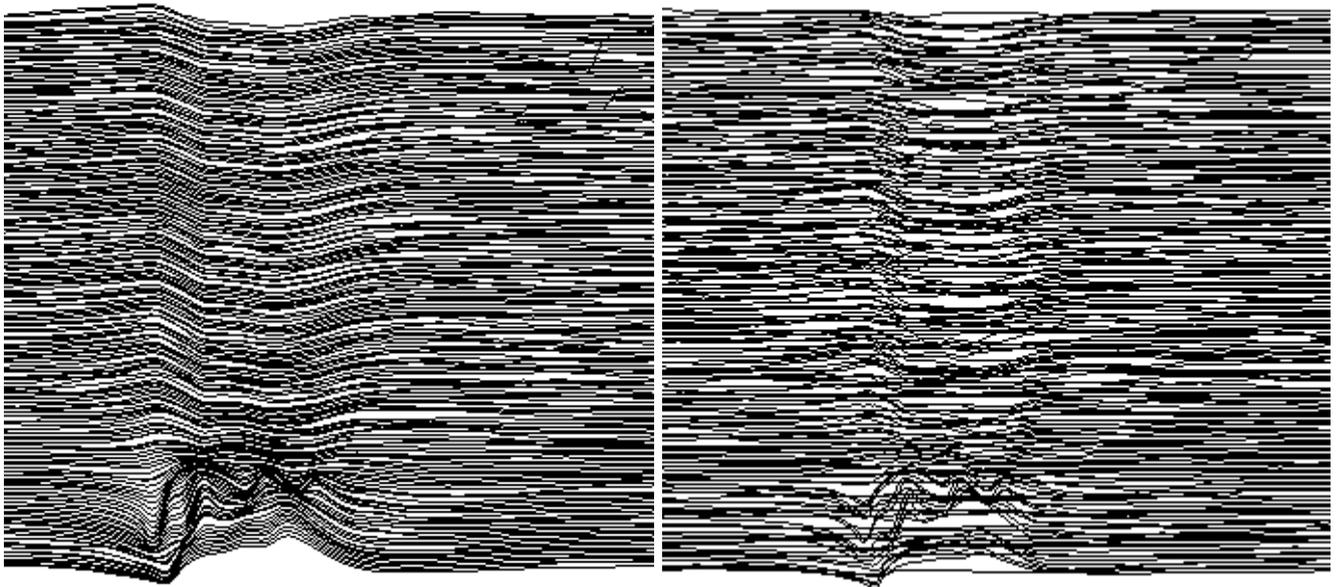
Para valores de *accuracy* mayores de 0,9 (Fig. 51) la señal obtenida mediante el registro con descomposición será muy parecida a la obtenida mediante los trenes de disparos ideales. Para valores menores, se empieza a notar el efecto del ruido introducido por los falsos positivos, y el efecto producido por los falsos negativos, que puede hacer que para determinados puntos de registro no haya suficientes disparos para realizar el promediado (como ocurre en los últimos canales de la figura 52).



(a)

(b)

*Fig. 51: Scanning realizado con el tren de disparos ideal (a), y scanning realizado con el tren de disparos calculado mediante descomposición con un accuracy de 0,92*



(c)

(d)

*Fig. 52: Scanning realizado con el tren de disparos ideal (a), y scanning realizado con el tren de disparos calculado mediante descomposición con un accuracy de 0,4(b)*

## 6.2 Estudio del rendimiento de la técnica de multiscanning

Como un primer acercamiento a la obtención de registros mediante este método, se realizará un experimento simple obteniendo un registro para las unidades motoras de un solo músculo, con el fin de observar cuántas son reconocibles y la calidad de los registros de éstas. Para ello se usará el algoritmo de descomposición de Montreal [7] para extraer los trenes de disparo de las unidades motoras. El electrodo de *scanning* estará situado en un corredor a lo largo del centro del músculo. El electrodo de *trigger* también estará posicionado en el centro del músculo, y en el eje transversal se encontrará alejado 20 mm del electrodo de *scanning*. Se calculará el *accuracy* para cada tren de disparos obtenidos por el sistema de descomposición y la SNR de la señal de *scanning* de cada una de las UMs obtenidas a partir de los respectivos trenes de disparo.

Con el objetivo de reducir el tiempo de computo del experimento, se ha reducido el tiempo de movimiento de la aguja a 130 ms, suficiente para poder realizar un *multiscanning* con  $L=500$  ms a partir de un registro de 300 s.

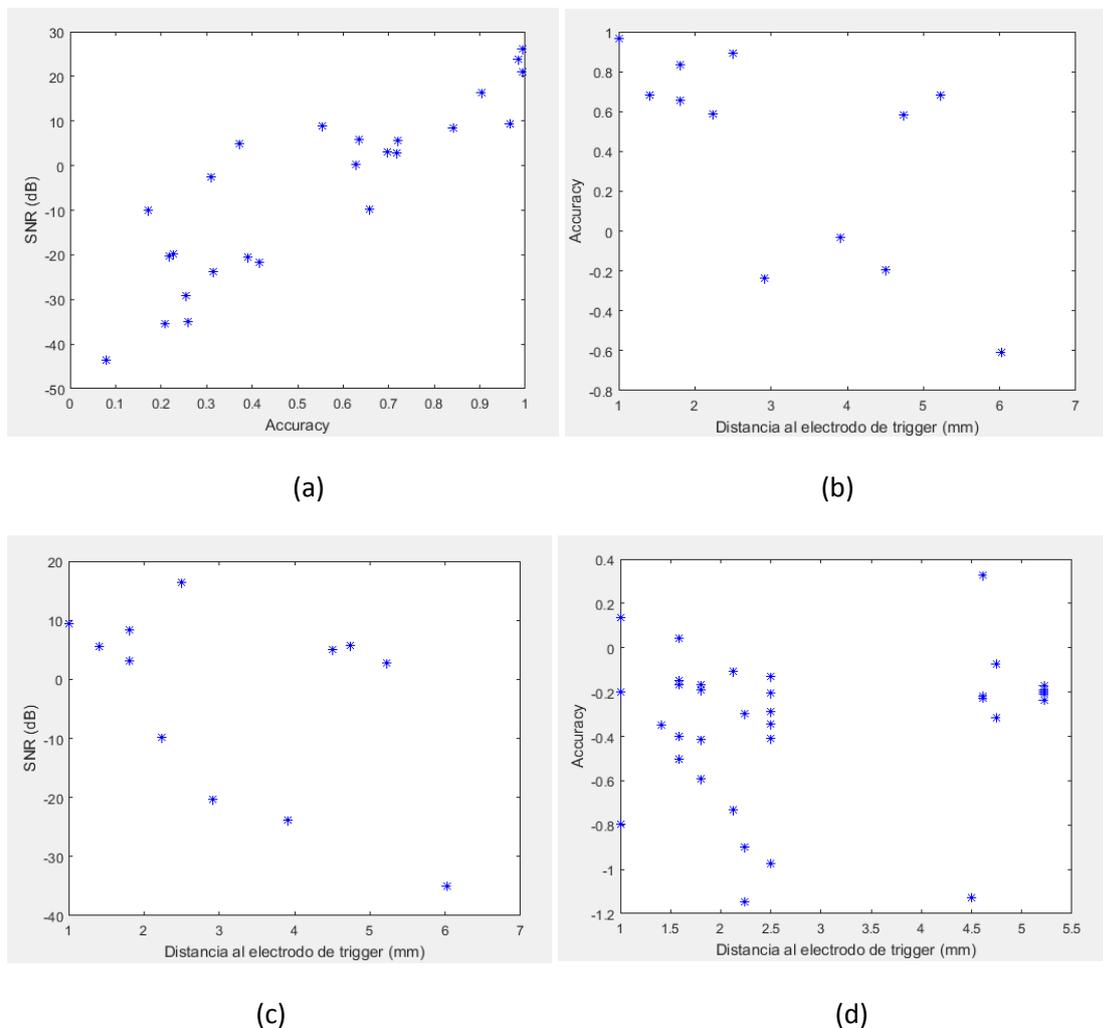


Fig. 53: Accuracy vs SNR (a), Accuracy vs distancia al electrodo de trigger para un MVC del 2% (b), SNR vs Distancia al electrodo de trigger(c), Accuracy vs distancia al electrodo de trigger para un MVC del 3% (d)

## 6.2.1 Análisis de resultados

En la Fig. 53 (a) se aprecia la relación entre el *accuracy* y la SNR. Como es natural, a mayor porcentaje de aciertos, más disparos correctos se han identificado, por lo que aumentará la calidad de la señal y su SNR. En un principio, sin aplicar ningún tipo de post procesado, para valores de *accuracy* menores de 0.8, la probabilidad de realizar un registro de buena calidad es baja.

También es posible observar la relación entre la SNR y la distancia de las unidades motoras al electrodo de *trigger* (Fig. 53(b)), y entre la SNR y el *accuracy* (Fig.53(c)). A mayor distancia respecto al electrodo de *trigger*, mayor atenuación sufren los MUPs asociados a las unidades motoras. Cuanto menor sea la amplitud de estos potenciales más dificultades tendrá el algoritmo de *scanning* para descomponerlos, obteniendo trenes de disparo con menor *accuracy* y haciendo que disminuya la SNR.

Si aumentamos el MVC, el algoritmo de descomposición será incapaz de descomponer correctamente las señales, ya que habrá un aumento de interferencias provocado por el aumento de unidades motoras reclutadas y de la frecuencia de disparo de éstas. Además, como el electrodo de *trigger* se trata de una aguja concéntrica registrará más actividad, y registrando a su vez más interferencias. Sin aplicar ningún tipo de filtrado, será imposible el uso de la descomposición para MVCs mayores del 3%, como se puede apreciar en la Fig. 53(d).

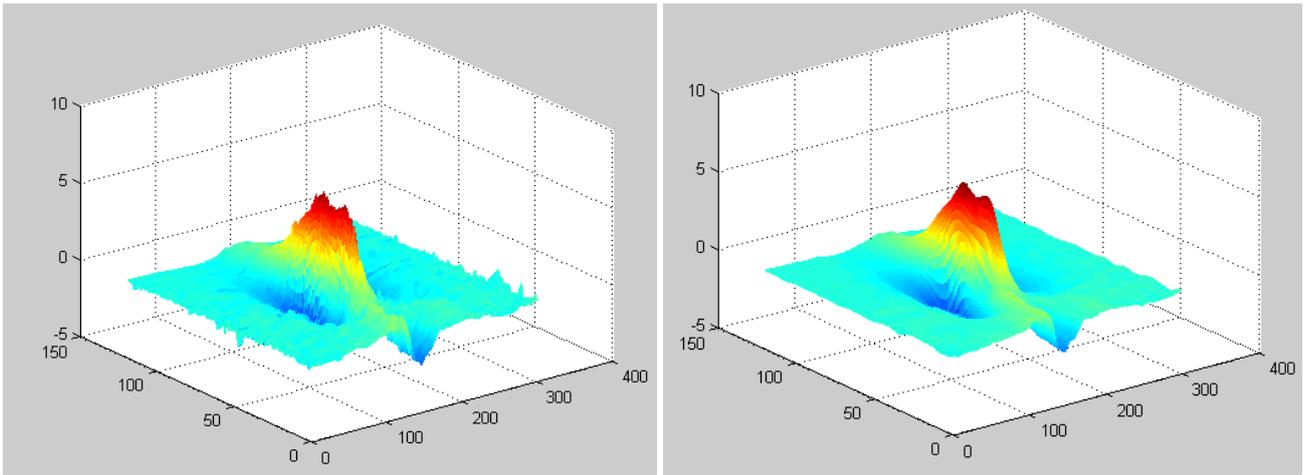
## 6.3 Post procesado

El procesado realizado a la señal de *scanning* está basado en un filtrado de Savitzky–Golay en lugar del clásico filtrado de mediana (descrito brevemente en el apartado 2.3). Dicho procesado detecta las posiciones del registro que están contaminadas con ruido e intenta eliminarlo mediante la aplicación del citado filtro. El primer paso es detectar las posiciones del electrodo y los instantes temporales en los que la señal está contaminada con ruido. Para ello se realiza la diferencia entre la señal de *scanning* obtenida y un filtrado espacial de mediana de esta propia señal. Aplicando a dicha diferencia un umbral de decisión, se determinará que partes de la señal están contaminadas.

Sean detectadas como contaminadas o no, todas las posiciones están afectadas en mayor o menor medida por ruido. Por ello se realizará el filtrado de Savitzky–Golay para todas las posiciones espacio-temporales y no solo para las detectadas contaminadas. Así pues para cada muestra, a partir de una ventana centrada en ella, se sustituirá su valor por el resultado de ajustar un polinomio utilizando la información de las muestras de la ventana detectadas como no contaminadas.

Esta mejora puede apreciarse visualmente en la Fig. 54 donde se observa una clara disminución del ruido una vez aplicado el procesado, pudiéndose obtener resultados muy similares al potencial ideal.

Para el experimento anterior, en la Fig. 55 se observa cómo el post procesado introduce una mejora en la relación señal a ruido de unos 20-30 dB, llegando a ser de hasta 40 dB en algunos casos. El uso de este post procesado ha resultado clave para la obtención de registros de *multiscanning* de calidad.



(a)

(b)

Fig. 54: MUP antes del procesado (a), MUP tras procesado(b)

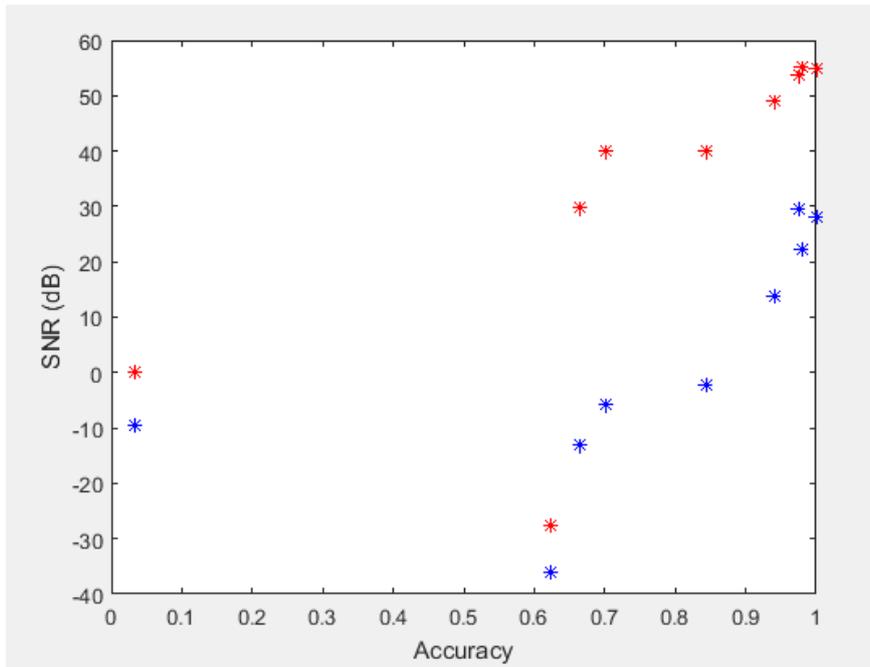


Fig. 55: SNR vs Accuracy. Pre procesado (azul) vs Post procesado (rojo)

## 6.4 Estudio del rendimiento de la técnica de multiscanning y la calidad de los registros en función de la MVC

### 6.4.1 Descripción del experimento

Para un número de músculos generados previamente, situando tanto los electrodos de *scanning* como de *trigger* en el centro de dichos músculos, se realizarán registros de *multiscanning* para diferentes niveles del MVC y para todas las unidades motoras activas con el objetivo de:

- Observar el número de potenciales de unidades motoras (y el tamaño de éstas) limpios que se pueden conseguir mediante este método.
- Establecer un nivel de MVC óptimo para el que se puedan observar más (y mejores) potenciales de las unidades motoras.
- Establecer posibles factores limitantes a la hora de realizar un registro mediante este método, ya sea la distancia de las unidades motoras al electrodo de *trigger*, las distancias al corredor de *scanning*, el ruido provocado por otras unidades motoras, o limitaciones propias del algoritmo de descomposición.

Para cada realización del experimento se seguirán los siguientes procedimientos:

- Simulación de la señal EMG registrada en el electrodo de *trigger*.
- Descomposición de la señal de *trigger* y obtención de los trenes de disparo.
- Alineamiento de los trenes de disparo (real y descompuesto)
- Simulación del registro de *multiscanning* a partir de los trenes descompuestos
- Post-procesado basado en el filtrado de Savitzky–Golay
- Cálculo de las SNRs

### 6.4.2 Implementación

Se realizará una realización para cada músculo y para cada MVC, y tanto el número de músculos como el número de niveles de MVC serán 10. El MVC variará desde 1 hasta 10. Por tanto, en el experimento se simularán 100 realizaciones.

Al tratarse de un experimento largo y con varios procedimientos de alta carga computacional, debido a limitaciones dadas por el tiempo de simulación, se fijará el tiempo de la ventana de multiscanning a 500 ms y el tiempo de espera a 150 ms, suficiente para conseguir disparos independientes respecto a los anteriores al tiempo de espera.

El algoritmo de descomposición obtendrá los trenes de disparos de las unidades motoras respecto a las formas de onda que el haya identificado como posibles MUPs. Debido al retardo de propagación y a la forma de determinar el instante de disparo del algoritmo de descomposición, estos instantes de disparo no coincidirán con los instantes de disparo ideales. Para poder realizar un cálculo correcto de la SNR, será necesario entonces realizar un proceso de correlación para alinear temporalmente los trenes de disparos obtenidos mediante la descomposición con los trenes de disparo ideales.

Una vez alineados, se realizará la simulación del *multiscanning* tanto para los trenes de disparo obtenidos con la descomposición como para los trenes de disparo ideales para poder

compararlos y obtener una medida del rendimiento del proceso. El promediado del *multiscanning* se realizará tanto con la media como con la mediana.

Obtenidos los registros de *scanning*, éstos se procesarán de la manera que se ha explicado anteriormente, a partir del filtrado de Savitzky–Golay.

El último paso será calcular las relaciones señal a ruido para todas las unidades motoras obtenidas mediante la descomposición, en su versión de mediana, media y tras el procesado.

Para su posterior análisis, para cada realización del experimento se guardaran en estructuras *cell-array* los siguientes parámetros:

- *Accuracy* de los trenes de disparo de las unidades motoras obtenidas por el algoritmo de descomposición.
- Distancia de cada unidad motora al electrodo de *trigger*.
- Distancia de cada unidad motora al corredor del electrodo de *scanning*.
- Número de falsos positivos, falsos negativos, verdaderos positivos para cada descomposición.
- Número de promediados realizados en cada *multiscanning*.
- Relaciones señal a ruido calculados a partir de los trenes de disparo descompuesto e ideales, con promediados realizados con media o mediana y sin procesado y con procesado.

### 6.4.3 Análisis de Resultados

Se representan el número unidades motoras detectadas cuya SNR tiene un valor superior a 10 dB (Fig. 56 (a)) y 15 dB (Fig. 56 (b)). Valores de SNR superiores a estos suelen asegurar un registro del potencial con un grado de ruido bajo. El número de potenciales de unidades motoras limpios que vamos a poder obtener dependerá principalmente de dos parámetros, del número de unidades motoras activas (y cercanas al corredor de *scanning* y/o al electrodo de *trigger*) para un nivel de contracción determinado y del nivel de interferencias producido por el resto de unidades motoras activas.

Los valores de SNR vistos en la gráfica anterior están relacionados con los valores de *accuracy* que se obtienen en algoritmo de descomposición (Fig. 56(c))

Observando la gráfica 56 (b), podemos deducir que en un principio, el mejor rango de MVC para realizar un *multiscanning* sería entre 3 y 4. Para este rango, el promedio del número de potenciales de unidades motoras que se podría llegar a obtener sería de 10, lo cual supondría una gran ventaja frente a las técnicas de *scanning* usadas actualmente. Pese a que convencionalmente es mejor realizar registros de *scanning* para niveles de MVC bajos, en el caso del *multiscanning* parece más eficiente aumentar el nivel hasta el 3-4 %. En estos niveles, el número de unidades motoras activas es lo suficientemente bajo para que la interferencia provocada por estas no sea demasiado alta y no perjudique el registro del electrodo de *scanning* y la descomposición, y lo suficientemente alto para que existan varias unidades motoras cerca del corredor del electrodo de *scanning*, lo que facilite su registro.

Es también posible observar el valor máximo de SNR que se puede obtener para los diferentes valores de MVC (Fig. 56(d)); esto es: el valor de la SNR obtenida para la unidad motora que ha sido mejor registrada en cada inserción. Como es lógico, cuanto menor sea el nivel de

MVC se conseguirán niveles de SNR mayores, aun así, es preciso destacar que incluso a niveles de SNR altos como el 10%, se podrían conseguir señales de hasta 30 dB de calidad (Fig. 57).

En la Fig. 58 se observa la relación entre la distancia la distancia de la unidad motora al electrodo de *trigger* y su *accuracy*. En la mayoría de ocasiones, las unidades motoras más cercanas obtendrán mejores resultados, aunque se da el caso de que el sistema reconoce con gran eficacia unidades motoras alejadas hasta 5 mm. Esto puede ser debido a que la descomposición se está realizando para señales EMG de duración elevada (130 ms), facilitando al algoritmo el reconocimiento de determinadas formas de onda.

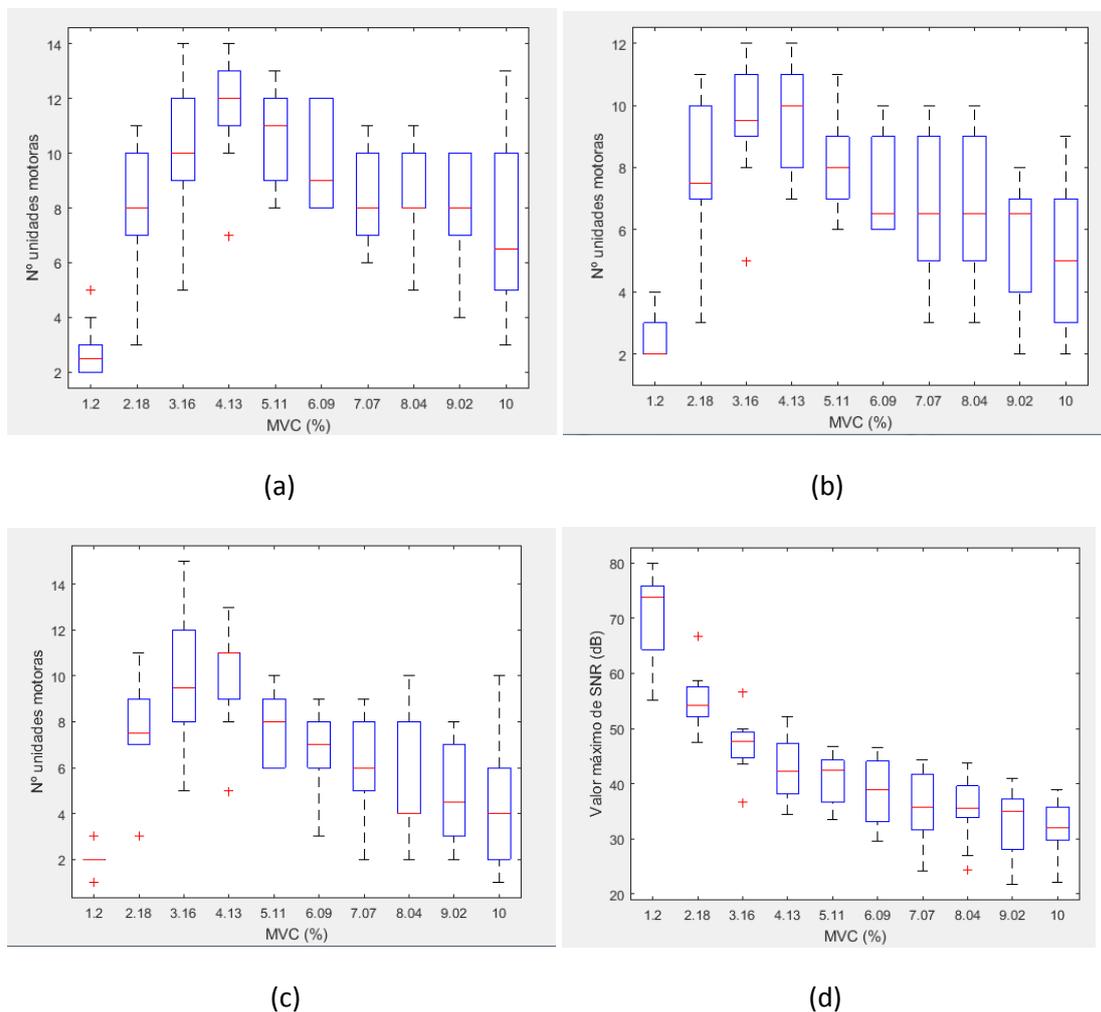


Fig. 56: Número de unidades motoras con SNR mayor que 10 dB para distintos niveles de MVC (SNR calculadas tras procesado) (a), Nº unidades motoras con SNR mayor que 15 dB para distintos niveles de MVC. (SNR calculadas tras procesado) (b), Fig. Número de unidades motoras detectadas con valores de accuracy superiores a 0,5 para diferentes valores de MVC (c), Valores máximos de SNR obtenidos para diferentes MVC(%) (d)

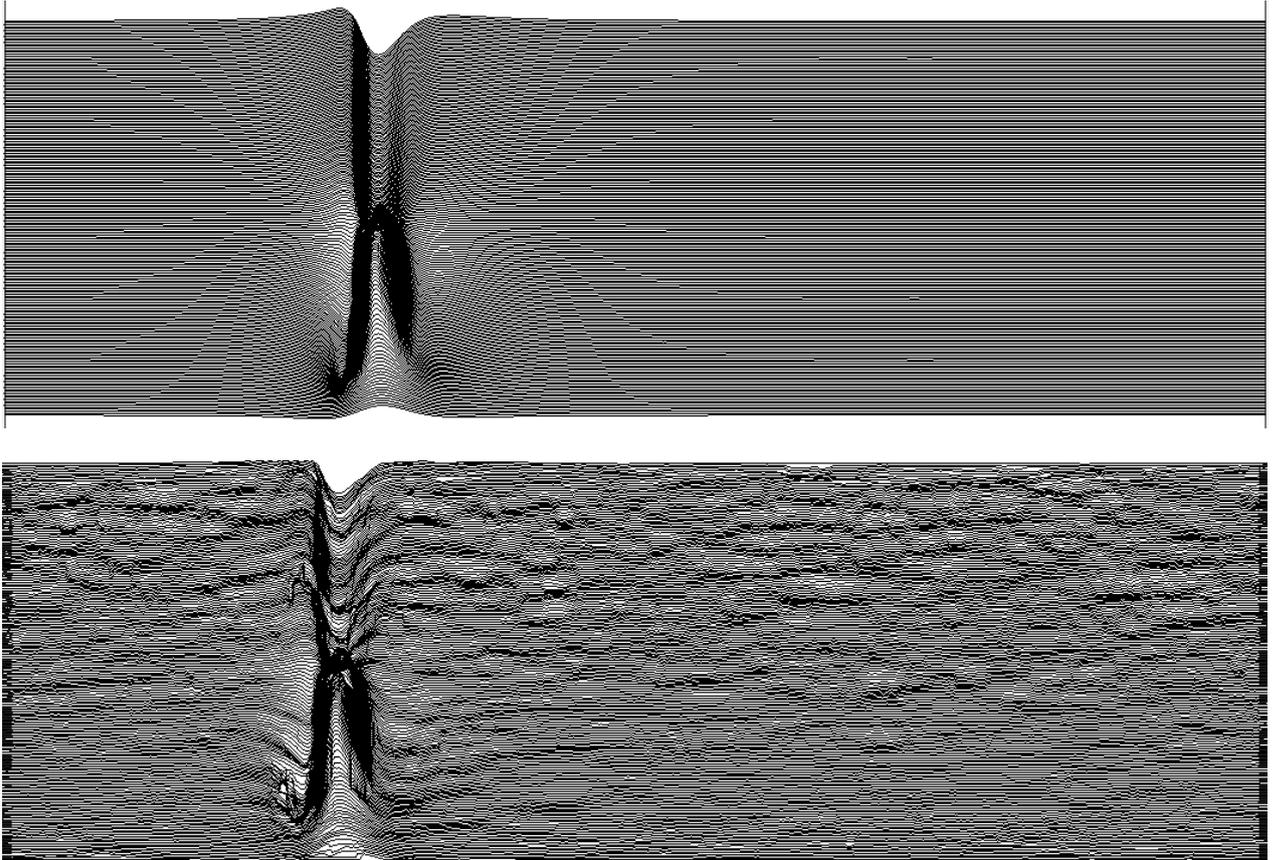


Fig. 57: Potencial ideal de una unidad motora con 223 fibras musculares (arriba) y mismo potencial registrado para un MVC del 10% (abajo)

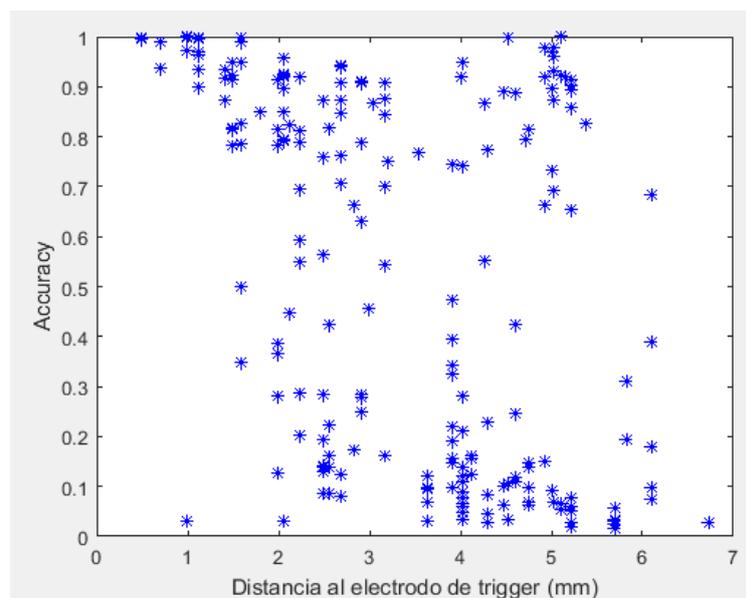


Fig. 58: Valores de accuracy respecto a la distancia de la unidad motora al electrodo de trigger para un valor fijo de MVC de 3,16.

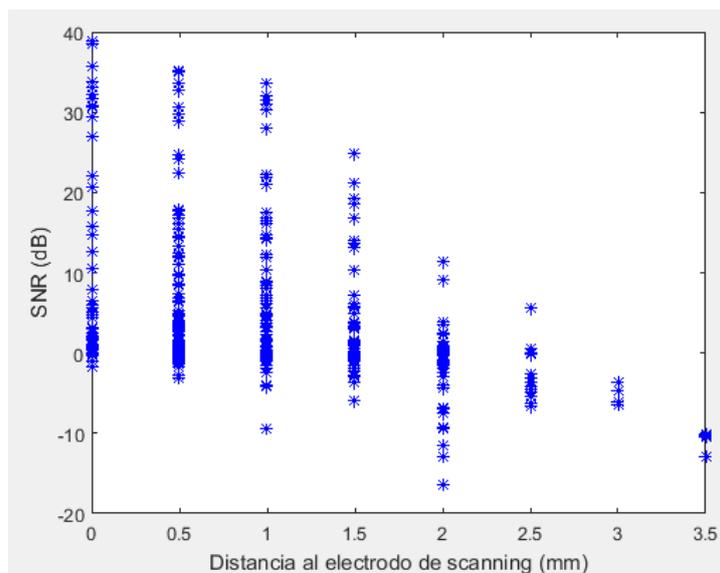


Fig. 59: Valores de SNR para cada unidad motora obtenida mediante la descomposición y respecto a su distancia al electrodo de scanning. MVC fijado a 3,16. La separación de las unidades motoras cada 0.5 mm se debe al modelo de simulación.

En la Fig. 59 se muestran los diferentes valores de SNR en función de la distancia de las unidades motoras al corredor del electrodo de *scanning* (agrupando los resultados de los 10 diferentes músculos para un mismo nivel de MVC, 3,16 % en este caso). La gran variabilidad del valor de las SNRs para unidades motoras que están a la misma distancia del electrodo de *scanning* puede deberse a la posible diferencia en sus tamaños (y proporcionalmente la diferencia en la amplitud de los potenciales) o a la existencia de unidades motoras que el sistema ha identificado varias veces con valores del *accuracy* muy pequeños.

La Fig. 60 muestra la influencia del número de falsos positivos en la SNR. Como se ha explicado anteriormente en el capítulo, un falso positivo puede ser muy perjudicial debido a que el sistema está realizando un registro cuando la unidad motora en realidad no está disparando. Sin embargo en la figura se puede observar como para un número no demasiado elevado de falsos positivos, este efecto no es demasiado perjudicial y es posible conseguir valores altos de la SNR. Esto es debido a que al realizar el promediado con la mediana se consiguen eliminar valores demasiado alejados del valor esperado. Conforme aumentan los falsos positivos llega un punto en que la proporción de descargas erróneas sea tan alta que la mediana es incapaz de filtrarlos, disminuyendo entonces la SNR.

Se observa también el efecto de los falsos negativos sobre la SNR (Fig. 61). Cada falso negativo significa un disparo que el sistema no ha detectado pero que si ha ocurrido, traduciéndose esto en un promediado menos realizado en el *multiscanning*. En las posiciones del electrodo en las que hay suficientes promediados correctos, el efecto de los falsos negativos será menos notable. Sin embargo, si se producen varios falsos negativos en una posición en la que existen pocos verdaderos positivos, no se podrán realizar promediados suficientes y el valor de la SNR podrá disminuir considerablemente. El efecto de los falsos negativos se reduce cuanto mayor es el valor de la ventana L.

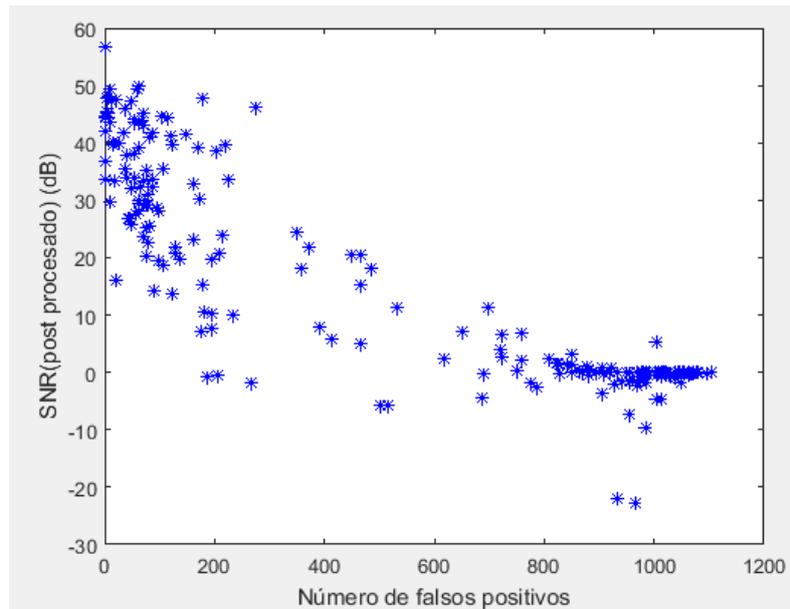


Fig. 60: SNR post *procesado* frente al número de falsos positivos. MVC fijada a 3,16.

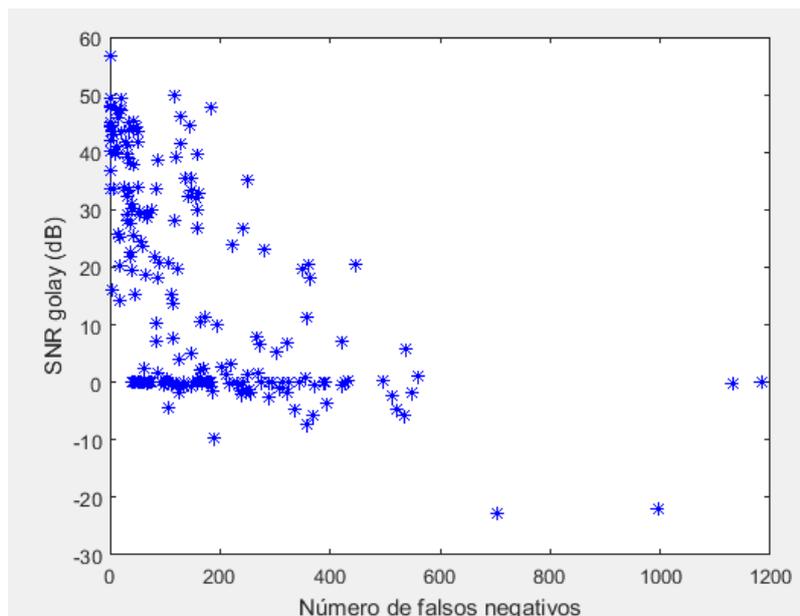


Fig. 61: SNR post *procesado* frente al número de falsos negativos. MVC fijado a 3,16.

También será posible obtener la relación entre la amplitud del potencial detectado por el algoritmo de descomposición y su *accuracy* (Fig. 62). A mayor amplitud detectada, más facilidades tendrá el algoritmo para identificar correctamente el potencial de una unidad motora.

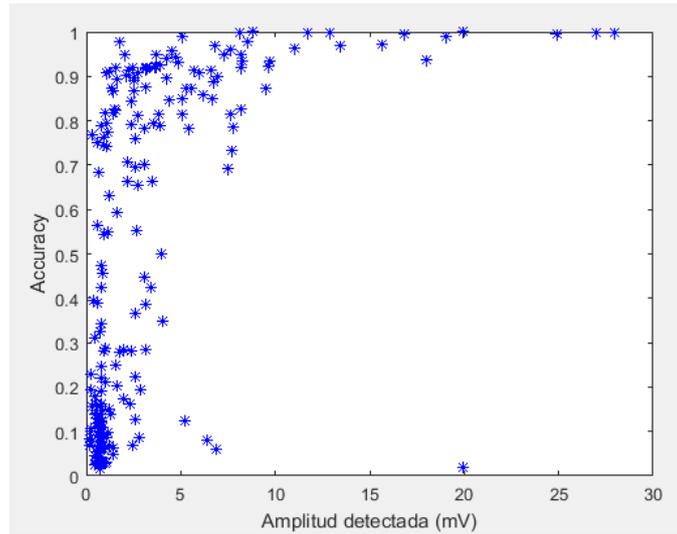


Fig. 62: Amplitud detectada por el algoritmo descomposición frente al accuracy.

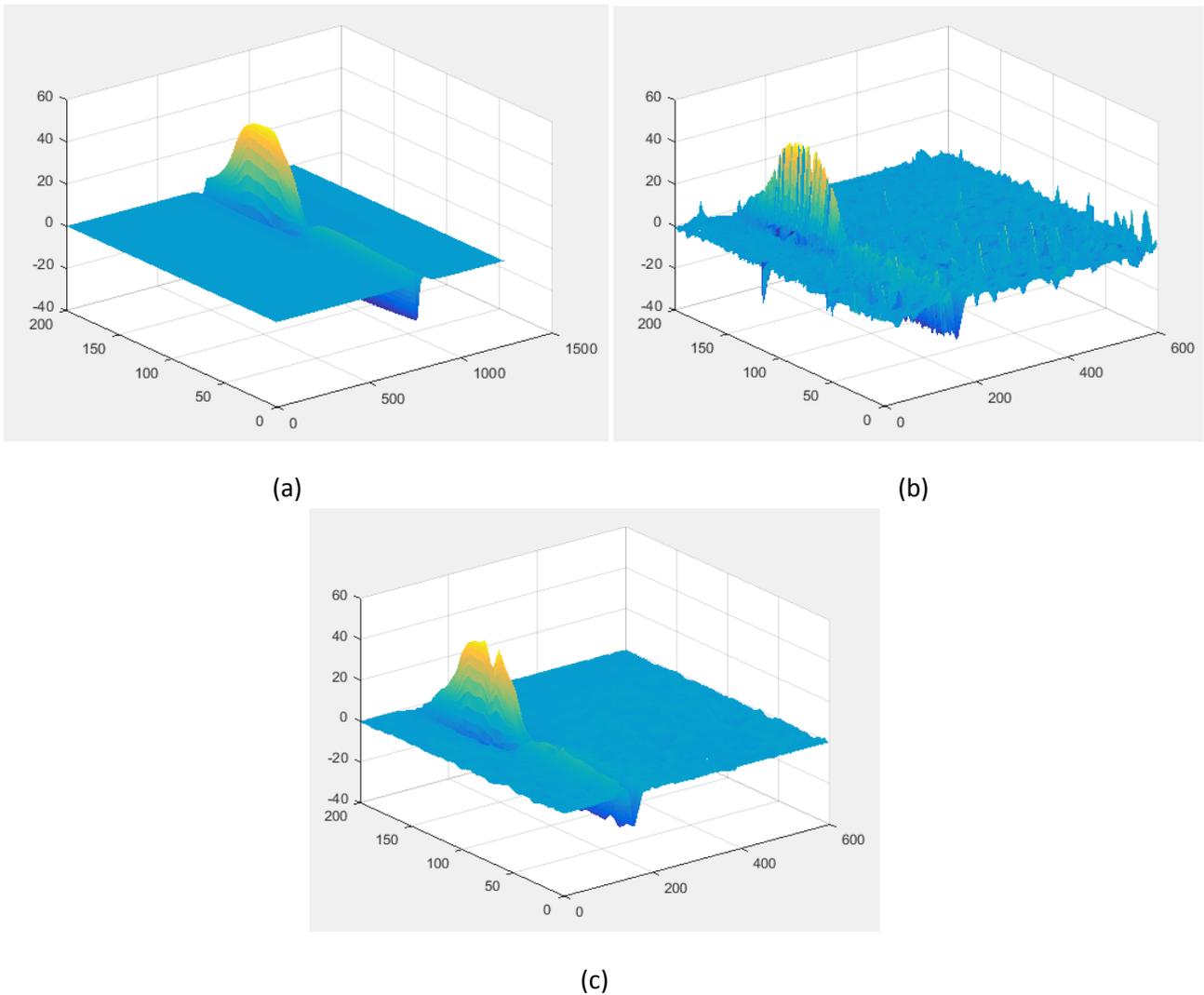


Fig. 63: Obtención de un potencial a un nivel de MVC del 10% y L de 500 ms, potencial ideal (a), potencial obtenido en el multiscanning (b) y potencial tras el procesado (c)

## 6.5 Limitaciones del post procesado

El procesado es muy útil ya que elimina una gran parte de los artefactos de ruido producidos a la hora de realizar un *scanning*. Sin embargo, existirán ocasiones en las que el sistema devuelva señales con niveles altos de SNR, pero cuya forma de onda no se corresponde completamente con la original. Como se ha explicado al comienzo del capítulo, este procesado realiza para la detección de las muestras contaminadas la diferencia entre la señal obtenida y un filtrado de mediana de esta señal, consiguiendo recuperar la señal en posiciones del electrodo en las que esta diferencia es muy alta. Si se produjesen varias posiciones del electrodo consecutivas en las que el *multiscanning* no detecta ningún disparo, el procesado determinará esas posiciones como correctas, y no será capaz de recuperar esa forma de onda para esas posiciones (Fig. 63 para posiciones del electrodo en torno a 120).

Como se ha explicado anteriormente, por limitaciones de tiempo de simulación debidas a la extensión y complejidad del experimento, estas señales son obtenidas para un tiempo de ventana de *multiscanning*  $L = 500$  ms, si se aumentase este tiempo de ventana, aumentaría el número de promediados y a su vez la eficacia del procesado, consiguiendo obtener potenciales de más unidades motoras en el proceso.

# Capítulo 7. Conclusiones y líneas futuras.

## 7.1 Conclusiones

Uno de los objetivos de este proyecto era el desarrollo e implementación de funciones que permitan obtener registros de *scanning* EMG realistas, tales, como el *scanning* simple, el *scanning* promediado y el *multiscanning*. Esto ha sido realizado satisfactoriamente, obteniendo mediante estas funciones registros cuyos potenciales de unidades motoras tienen formas de onda y niveles de ruido similares a los obtenidos en la realidad.

Se ha realizado también un estudio de los efectos de determinados parámetros como el nivel de contracción, la longitud de la ventana al *multiscanning* o la distancia al electrodo de *trigger* o *scanning*, que permiten delimitar la efectividad de estos registros de *scanning* y optimizarlos.

Se ha comprobado también cómo, en principio, la aplicación de una técnica no utilizada en la realidad como el *multiscanning* puede ser muy beneficiosa, ya que es posible conseguir la visualización de varias unidades motoras simultáneamente. Se ha estudiado también la obtención de los trenes de disparo mediante un algoritmo de descomposición y su efecto final en los registros de *scanning*.

Además se ha podido comprobar el efecto del post procesado, siendo este muy satisfactorio, consiguiendo la eliminación de gran parte del ruido y contribuyendo a la recuperación de algunos potenciales de unidades motoras cuyo análisis hubiese sido inviable de otro modo.

## 7.2 Líneas futuras

El siguiente paso sería comprobar la eficacia del *multiscanning* en un entorno real, comprobando si el método de registro funciona de acuerdo a las simulaciones realizadas o si existen efectos no contemplados en el modelo de simulación.

Por limitaciones debidas al tiempo de simulación, en el último capítulo no ha sido posible estudiar el efecto de registros de *multiscanning* para una L mayor de 500 ms. Aumentando este tiempo, aumentaría considerablemente el número de disparos descompuestos sobre los que realizar el promediado, aumentando también el efecto del procesado y provocando esto una mejora en la limpieza de los registros obtenidos y en el número de unidades motoras observadas.

## Capítulo 8. Bibliografía

- [1] [Online] Accesible a día de 01-07-2016: <http://www.anatolandia.com/2013/10/conceptos-generales-musculos-esqueleticos.html>
- [2] Rodriguez-Falces, Javier; Malanda, Armando; Navallas, Javier. EMG Modeling. Intech Open Access Publisher, 2012.
- [3] Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. Science, 126(3287), 1345-1347.
- [4] Rodriguez, Javier; Navallas, Javier; Malanda, Armando. Teaching a master student how to model the electrical potentials produced by the muscle. International Journal of Engineering Education, 2010, vol. 26, no 6, p. 1391.
- [5] Konrad, Peter. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography, 2005, vol. 1, p. 30-35
- [6] Sara Gomez Arnaiz; TFG - Diseño e implementación de un sistema de descomposición automática de señales EMG.
- [7] Florestal, J. R., Mathieu, P. A., & Malanda, A. (2006). Automated decomposition of intramuscular electromyographic signals. IEEE Trans. Biomed. Engineering, 53(5), 832-839.