

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

Determinación de la zona activa en señales de scanning-MUP con técnicas de procesamiento de imagen.



Grado en Ingeniería
en Tecnologías de Telecomunicación

Trabajo Fin de Grado

Miguel Juániz López

Javier Navallas Irujo

Pamplona, 1 de Julio de 2019

Resumen

Este proyecto trata sobre el desarrollo y evaluación de dos algoritmos que proponen una mejora en la fase de análisis y purga de soluciones de la técnica de multiscanning-EMG con una sola aguja. Esta técnica obtiene señales de scanning que contienen información de la actividad eléctrica de las unidades motoras registrada en diferentes posiciones de un corredor lineal. Los algoritmos desarrollados, basándose en las soluciones, serán capaces de detectar donde se encuentran estas posiciones con respecto al territorio de la unidad motora. Clasificarán estas soluciones como válidas cuando el scanning-MUP contenga al interior del territorio. Uno de ellos será capaz además de delimitar esta zona activa. El otro las clasificará en tres grupos atendiendo a la proveniencia de los potenciales que la componen.

Palabras clave

Unidad Motora, electromiografía, scanning-EMG, potencial de unidad motora, territorio de unidad motora.

Abstract

This project tackles the development and evaluation of two algorithms to improve the phase of analysis and purge of solutions in single-needle multiscanning-EMG. This technique obtains scanning-MUP signals that contain information of the electrical activity of the motor units recorded in different positions along a linear corridor. The developed algorithms will be able, based on the solutions, to determine the location of the territory of the motor unit within this corridor. Additionally, they classified this solutions as valid when the scanning-MUP comprises the territory of the interior of the territory. One of the algorithms will also be able to estimate this active zone. The other algorithm classifies the solutions into three groups according to the origin of the potentials that compose them.

Keywords

Motor unit, electromyography, scanning-EMG, motor unit potential, motor unit territory.

Contenido

Capítulo 1. Introducción	6
1.1 Contexto	6
1.2 Objetivo del proyecto	6
1.3 Organización de la memoria	6
Capítulo 2. Estado del arte	7
2.1 Introducción	7
2.2 La unidad motora	7
2.2.1 Anatomía de la unidad motora.	7
2.2.2 Registro EMG de la unidad motora.	9
2.3. Técnica scanning-EMG con aguja de trigger	10
2.3.1 Preparación del registro	10
2.3.2 Proceso de registro	11
2.3.3 Procesado de señal.....	12
2.3.4 Resultados del scanning EMG	14
2.4. Técnica multiscanning-EMG con aguja de trigger.....	19
2.4.1 Proceso de registro	19
2.4.2 Resultados	20
2.5. Técnica multiscanning-EMG con una sola aguja	20
2.5.1 Proceso de registro	21
2.5.2 Obtención de las señales de scanning.....	21
Capítulo 3. Métodos de detección de la zona activa de la señal	27
3.1 Simulación de señales	27
3.1.1 Modelo del músculo.....	27
3.1.2 Modelo del reclutamiento y disparo.....	29
3.1.3 Modelo de la señal EMG	29
3.2 Gradiente espacial.....	31
3.2.1 Objetivo	31
3.2.2 Implementación	31
3.2.3 Purga de las máscaras	42
3.2.4 Evaluación del método.....	47
3.3 Punto de inflexión	52
3.3.1 Objetivo	52
3.3.2 Implementación	52
Capítulo 4. Conclusiones y líneas futuras	62
4.1 Conclusiones.....	62

4.2 Líneas futuras	62
Bibliografía	63

Capítulo 1. Introducción

1.1 Contexto

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

1.2 Objetivo del proyecto

La finalidad de este proyecto es proponer mejoras para el método de multi-scanning con una sola aguja desarrollado en esta misma universidad dentro del grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica. Concretamente, se centrará en obtener una máscara más precisa de la señal del potencial de unidad motora y la clasificación de las señales que obtiene la técnica dependiendo de si contienen o no una señal perteneciente a la zona activa de la unidad motora. Además de tratar de proporcionar una estimación más precisa del tamaño y localización de la unidad motora dentro del músculo.

1.3 Organización de la memoria

En el capítulo 2 se realizará una introducción a las señales electromiográficas, su generación, registro y descomposición. Además se repasará el estado del arte de las técnicas de scanning-EMG actuales con especial atención a la técnica multiscanning con una sola aguja. El capítulo 3 trata de explicar los dos métodos que se proponen como mejora a la anterior técnica además del análisis de sus resultados y cómo diversos parámetros afectan a estos resultados. Finalmente, el capítulo 4 se utilizará para presentar las conclusiones e introducir posibles líneas futuras.

Capítulo 2. Estado del arte

En este capítulo se realizará una breve descripción del sistema neuromuscular y la formación de las señales electromiográficas (EMG) en las unidades motoras y su proceso de registro. Se presentarán técnicas de registro de estas señales, de las cuales se prestará especial atención a la desarrollada en la Universidad Pública de Navarra y a la que este trabajo propone mejoras.

2.1 Introducción

El scanning EMG es una de las técnicas que permite registrar la distribución temporal y espacial de la actividad eléctrica de una unidad motora, permitiendo el estudio de la estructura y funcionamiento de las unidades motoras. En este capítulo, se describe la técnica de scanning EMG en detalle, desde el punto de vista técnico y clínico. En la sección 2 se dará una breve descripción de la anatomía y fisiología de la unidad motora. La técnica de scanning con dos agujas, el proceso de registro, el procesado de señal necesario y los resultados son descritos en la sección 3. En la sección 4 se describirá la técnica multiscanning-EMG con dos agujas y se pasará por último, en la sección 5 a explicar la mejora en la técnica quitando una de las agujas, que dará como resultado la técnica multiscanning-EMG con una aguja.

2.2 La unidad motora

La unidad motora es el bloque funcional básico del músculo esquelético y el objetivo del scanning EMG. En esta sección, se describen los conceptos principales de la anatomía y fisiología de la unidad motora.

2.2.1 Anatomía de la unidad motora.

La unidad motora está formada por una neurona motora, su axón y el conjunto de fibras musculares inervadas por este. El axón conecta la neurona motora con el músculo y una vez llega a éste se ramifica uniéndose a las fibras musculares en las denominadas uniones neuromusculares, como se aprecia en la figura 1. Estas uniones neuromusculares están distribuidas aproximadamente en la mitad de la sección longitudinal del músculo en la llamada zona de inervación.

La señal eléctrica que ordena la contracción de un músculo, el potencial de acción, se propaga a través del axón hasta llegar a las uniones neuromusculares. Entonces, el estímulo eléctrico se convierte en una señal química que induce un potencial de acción en las fibras musculares. Este potencial de acción único (single fibre action potential (SFAP)) se propaga en ambos sentidos hacia los extremos de la fibra muscular, produciendo una contracción en la propia fibra. Las fibras de la unidad motora, se contraen de forma sincronizada cuando reciben la orden de la motoneurona a través de las ramificaciones de su axón.

Viendo el músculo longitudinalmente, las fibras musculares se extienden de forma paralela entre dos uniones músculo-tendón. La mayoría de las uniones entre la motoneurona y el músculo se dan en la parte central de las fibras. Los potenciales de acción se propagan a través de las fibras musculares a cierta velocidad de conducción; esta velocidad está relacionada directamente con el diámetro de la fibra. La vista de la sección transversal del músculo (Fig. 2) muestra que las fibras pertenecientes a la misma unidad motora ocupan solo una región de la sección transversal; esta región será llamada territorio de unidad motora (motor unit territory, (MUT)), y generalmente es de forma irregular, aproximadamente redondeada. En estos territorios, las fibras de la misma unidad motora se mezclan con fibras provenientes de otras unidades motoras. Por lo tanto, territorios de diferentes unidades motoras se solapan. El tamaño y forma del territorio de una única unidad motora es considerablemente constante a lo largo de la unidad motora.

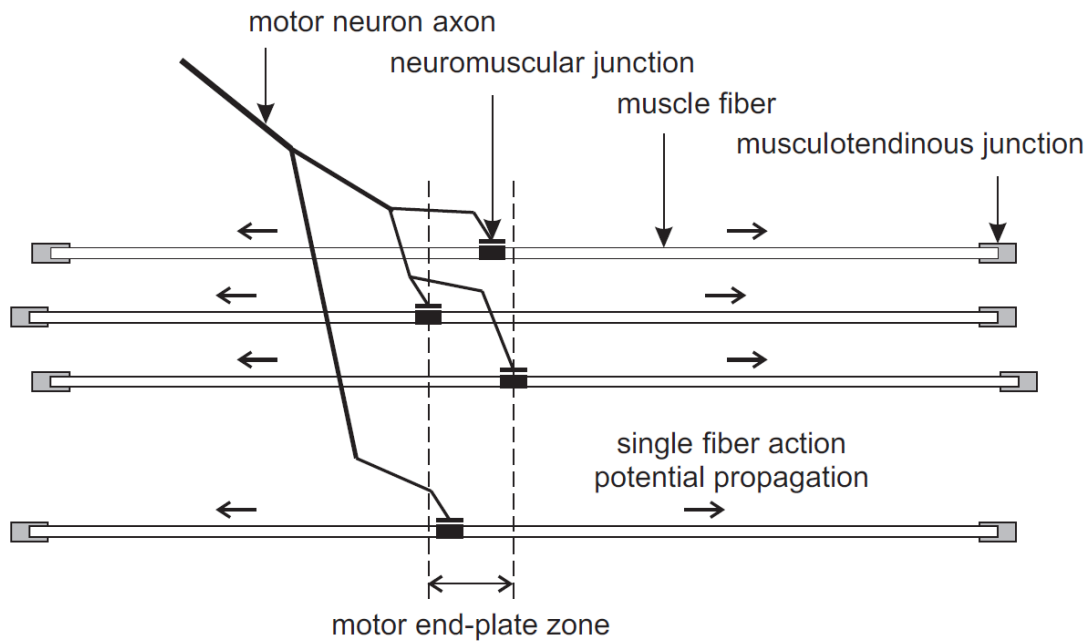


Fig 1: Representación esquemática de una unidad motora con el axón de la motoneurona dividiéndose para inervar las fibras musculares (extraído de [1]).

Abundantes estudios basados en la absorción de glucógeno han demostrado que el número de fibras de unidad motora varía mucho no solo entre músculos sino también dentro del mismo músculo, en el cual el número de fibras puede variar hasta en un factor de 10.

Dados el número de las fibras de unidad motora y el área del MUT se puede calcular la densidad de fibras. La densidad de fibras parece ser independiente de la longitud de las unidades motoras y constante a lo largo de estas. La densidad de fibras puede variar entre diferentes tipos de unidad motora, siendo las más pequeñas las que menos densidad tienen.

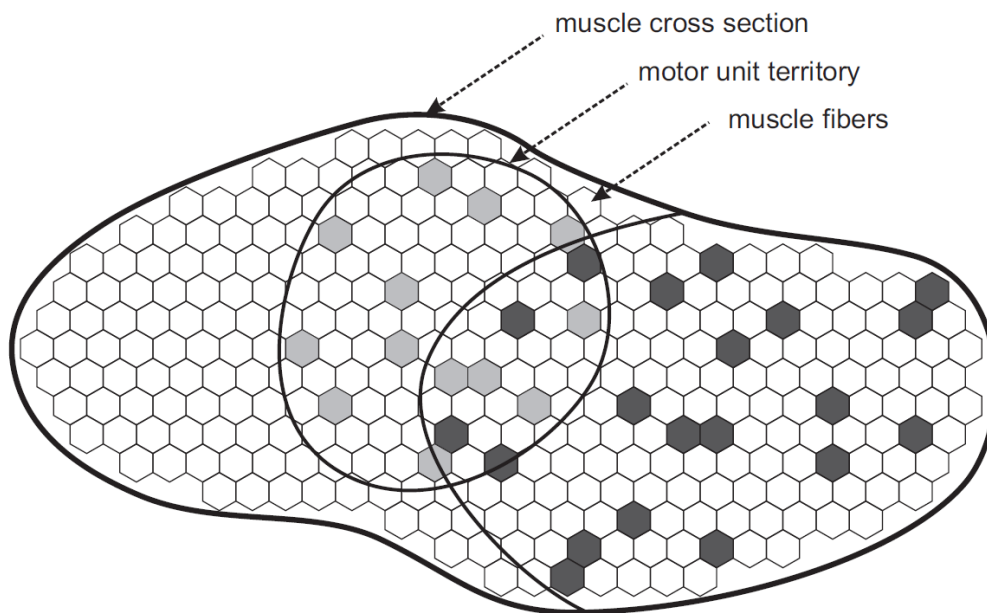


Fig 2: Representación esquemática de dos unidades motoras con territorios que se solapan dentro de la sección del músculo, y sus fibras musculares correspondientes (extraído de [1]).

Respecto a la distribución espacial de las fibras, determinados estudios sugieren la existencia de huecos en el territorio y cierto grado de agrupación en la distribución de las fibras de las unidades motoras. La agrupación espacial puede estar relacionada con el patrón de ramificación del axón desarrollado durante el desarrollo del sistema neuromuscular.

2.2.2 Registro EMG de la unidad motora.

La actividad eléctrica muscular puede ser capturada mediante registros intramusculares o superficiales. Los intramusculares son realizados, normalmente, mediante electrodos de aguja. Dependiendo del tipo de aguja y del proceso de registro EMG se puede medir la actividad de las fibras musculares mediante el registro de SFAPs; la actividad de las unidades motoras mediante el registro de potenciales de unidad motora (motor unit potentials (MUPs)); o la actividad global del músculo completo mediante el registro del patrón de interferencia.

2.2.2.1 MUPs obtenidos con aguja concéntrica.

Los MUPs reflejan propiedades de la estructura de las unidades motoras, ya que están formados por la superposición de SFAPs de una misma unidad motora. Las características del MUP dependen del número y la posición relativa de las fibras musculares que generan los SFAPs.

El número de fibras musculares, especialmente dentro de la zona de captación del electrodo determina el tamaño del MUP resultante. El desalineamiento de los SFAPs produce un incremento de la complejidad de la forma de onda del MUP resultante. Este desalineamiento temporal puede ser causado por la dispersión espacial de las uniones neuromusculares, la dispersión temporal de la despolarización de las uniones neuromusculares y por diferencias en la velocidad de propagación de las fibras musculares.

2.2.2.3 Técnicas EMG multipunto

En las técnicas anteriormente mencionadas los registros son realizados utilizando electrodos con un solo canal, por lo tanto toda la información es registrada en una única localización espacial. Usando multielectrodos, se pueden obtener registros de diferentes localizaciones simultáneamente, aumentando el alcance de la técnica.

Si se usan multielectrodos con puntos de registro alineados a lo largo de la longitud de la aguja, el eje principal de la aguja definirá un corredor de registro. Es común posicionar el corredor perpendicular a las fibras musculares, haciendo que estas posiciones de registro reúnan información de diferentes regiones de la sección del músculo o de la unidad motora bajo estudio.

El scanning EMG se ha desarrollado como una extensión de las técnicas multielectrodo, permitiendo una mayor flexibilidad tanto en el intervalo espacial entre registros como en el tipo de electrodo usado. En este caso, cualquier tipo de electrodo de aguja convencional puede utilizarse.

2.3. Técnica scanning-EMG con aguja de trigger

En esta sección, se introducirá la técnica de scanning EMG clásica, con dos agujas, una de registro y otra de trigger, además de los resultados que ésta genera, ya que son los que mejor describen el comportamiento de la unidad motora.

2.3.1 Preparación del registro

El objetivo principal del scanning EMG es registrar la actividad eléctrica de una unidad motora desde diferentes posiciones del corredor de scanning cuando el electrodo de aguja pasa a través del MUT. Un aspecto importante es que, a pesar de que se hace un solo registro en cada posición, todos los registros tienen que estar sincronizadas con los disparos de la unidad motora. Para extraer los instantes de disparo de la unidad motora, se inserta una segunda aguja llamada de trigger (Fig. 3).

Como la aguja de scanning se mueve a lo largo del corredor de scanning, la geometría relativa de las fibras de la unidad motoras en relación con la región activa del electrodo cambia; por lo tanto, los MUPs registrados serán diferentes. De todas formas, como la aguja de trigger está en una posición fija, todos los MUPs registrados por la aguja de scanning estarán sincronizados con el patrón de disparo de la unidad motora.

Las señales provenientes tanto de la aguja de trigger como de la de scanning son amplificadas, digitalizadas y transmitidas a un ordenador con un software EMG específico (Fig. 4). Este software deberá proporcionar una manera de establecer un voltaje umbral para la señal registrada en el electrodo de trigger. Cada vez que la señal sobrepase el umbral de voltaje, el software de scanning realiza tres operaciones:

1. Registra una traza de la señal de scanning contenida entre unos límites predefinidos de una ventana temporal, por ejemplo, un buffer almacenando muestras varios milisegundos antes y después del evento de disparo.

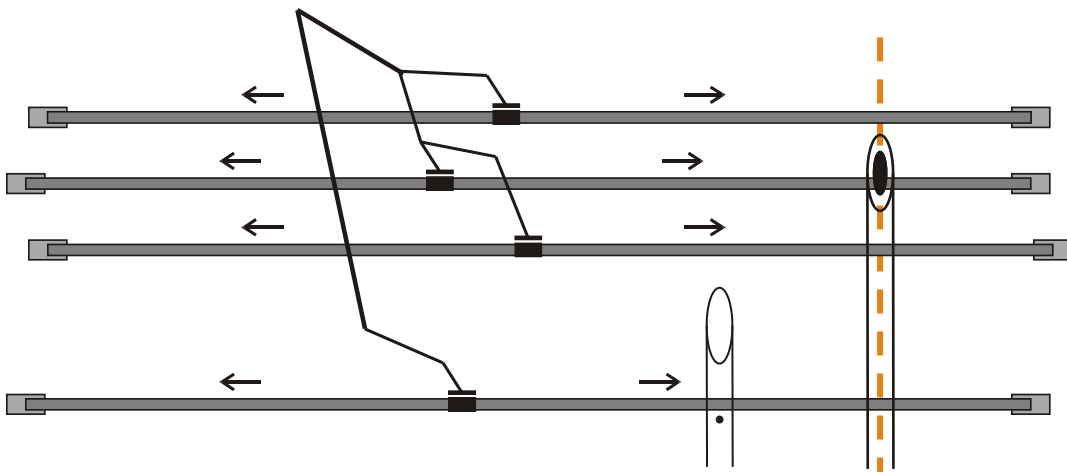


Fig 3: Representación esquemática del proceso de registro con la aguja de trigger en una posición fija y la aguja de scanning moviéndose a lo largo del corredor atravesando el MUT (extraído de [3]).

2. Manda una instrucción al controlador del micromotor para que avance un escalón. Tras esto, espera hasta que ocurra un nuevo paso por el umbral. Este controlador es el encargado de transformar las instrucciones de software en señales eléctricas que ordenan al motor avanzar una distancia predefinida, por ejemplo, 50 μm .

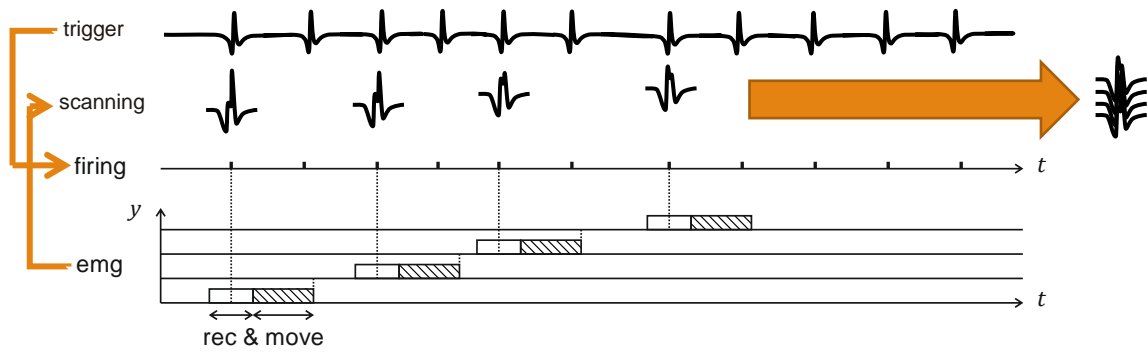


Fig 4: Esquema del registro en scanning-EMG (extraído de [3]).

La señal registrada es de naturaleza bidimensional (Fig. 6(a)); la primera dimensión representa la posición espacial del sensor en el corredor y la segunda dimensión representa la duración temporal del MUP registrado. Ambas dimensiones son discretizadas, la dimensión espacial en función de la longitud de cada escalón y la temporal en función del tiempo de muestreo, es decir, la inversa de la frecuencia de muestreo del sistema. Por lo tanto, la señal puede ser vista como una colección de MUPs provenientes de la misma unidad motora, donde cada traza es un MUP individual registrado en una posición diferente a lo largo del corredor, pero también una imagen de la distribución espaciotemporal del potencial eléctrico generado por la unidad motora.

2.3.2 Proceso de registro

En el primer paso, la aguja de trigger, es insertada para registrar la actividad proveniente de una unidad motora durante una leve contracción voluntaria (máximo voluntary contraction (MVC) bajo). El electromiografista deberá esperar hasta que se alcance una forma de onda de amplitud estable libre de interferencias provenientes de otras unidades motoras. Después, la aguja debe mantenerse en una posición fija para asegurar la estabilidad del registro durante el resto del proceso. El umbral de voltaje del trigger tiene que estar ajustado correctamente para que se registre un evento de registro cada vez que la unidad motora dispare.

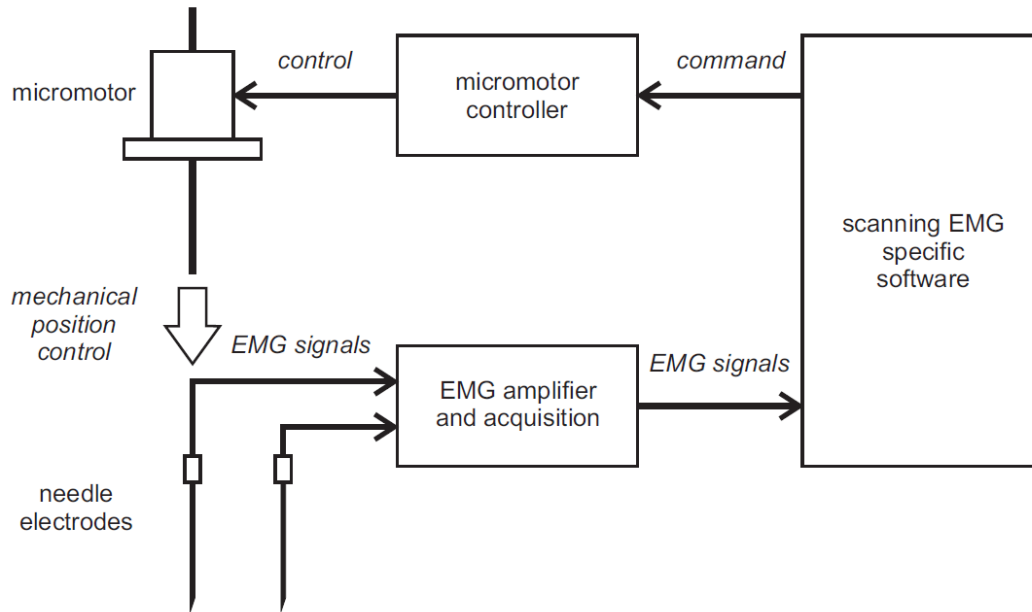


Fig 5: Representación esquemática del sistema de scanning EMG, formado por adquisición (agujas y amplificador), procesado y sistemas de control (Micromotor y controlador) (extraído de [1]).

La aguja de scanning es insertada a pocos centímetros del electrodo de trigger en dirección de las fibras musculares (20 mm recomendables). La punta del electrodo tiene que estar afilada para asegurar el movimiento suave a través del corredor. El electrodo tiene que ser insertado tan perpendicular como sea posible a las fibras musculares para registrar la sección trasversal del músculo. Una vez introducida la aguja, el electromiografista debería moverla hasta encontrar actividad eléctrica sincronizada con la registrada con la aguja de trigger. Para obtener buenos registros y asegurar que la aguja de scanning está completamente dentro del MUT, esta actividad debería satisfacer el mismo criterio que se aplica a los registros estándar; si se utiliza una aguja concéntrica para el scanning, la señal registrada debería tener una gran amplitud y un tiempo de subida corto.

Una vez la aguja de scanning está dentro del MUT, el electromiografista debería introducir la aguja hasta que alcance una posición en la que prácticamente no se detecte la actividad de la unidad motora. Esto asegura el haber cruzado completamente el MUT. Este proceso de elegir la señal de referencia y buscar la sincronización con la actividad de referencia con la aguja de scanning no debería durar más de un minuto.

El siguiente paso es conectar físicamente la aguja de scanning al motor paso a paso, el cual debería estar correctamente sujeto. El soporte estará fuertemente sujeto a la piel durante el registro para asegurar que no se mueva. Una vez iniciado el registro, el motor tira de la aguja en pequeños incrementos hasta que la señal registrada tiene poca amplitud o la aguja sale de la piel. El proceso completo debería durar menos de 5 minutos.

2.3.3 Procesado de señal

La señal de scanning EMG es registrada inicialmente como una señal en bruto (Fig.6 (a)) que tiene que ser post-procesada para obtener una versión más limpia, libre de ruido e interferencias. Hay dos pasos en la mejora de la señal en bruto. Primero, se aplica un filtro temporal en cada traza. Para eliminar el ruido base producido por la aguja o el movimiento del músculo se puede utilizar un filtro paso bajo o paso banda. La señal resultante (Fig. 6 (b)) presenta un perfil más suave en la dimensión espacial con menos picos y más pequeños. Los

ajustes de los filtros como por ejemplo el orden o las frecuencias de corte, dependerán de la aguja de registro y deberán cumplir las recomendaciones para los registros convencionales utilizando agujas.

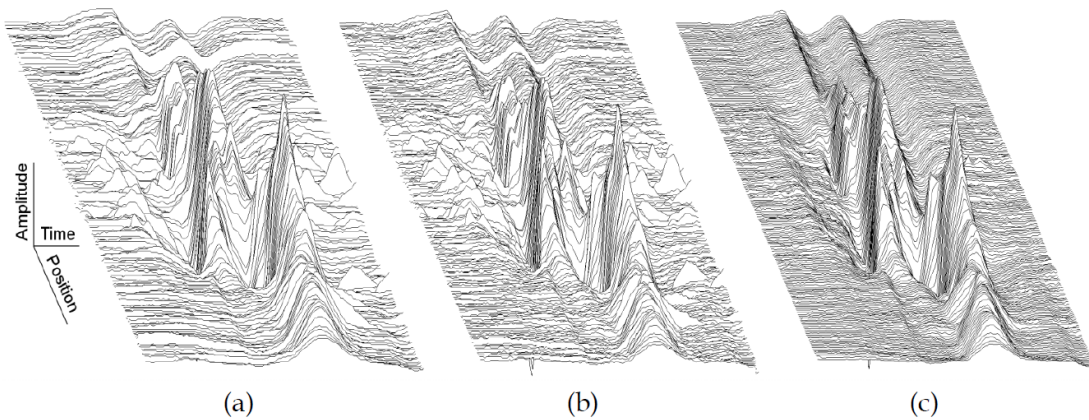


Fig 6: Representación tridimensional de la señal de scanning EMG: (a) señal en bruto, (b) la señal previa filtrada en el dominio temporal, y (c) la señal previa filtrada en el dominio espacial (extraído de [1]).

Seguirá habiendo interferencias significativas debido a la activación de otras unidades motoras, representadas por MUPs superpuestos dispersos a lo largo del MUP que está siendo registrado. Sin embargo, las descargas superpuestas no están sincronizadas con la unidad motora que se está analizando. Por lo tanto, estas descargas interferentes no se repiten de una forma sistemática y, si lo hacen, los MUPs superpuestos suelen encontrarse entre dos tramas no afectadas en el dominio espacial. Por esta razón, se aplica un filtrado de mediana a la dimensión espacial durante el segundo paso del procesado. Los filtros de mediana mantienen los cambios suaves de la actividad de la unidad motora eliminando todos los artefactos generados por otras unidades motoras (Fig. 6(c)).

Aunque el filtro mediana es una técnica muy útil y rápida para eliminar la interferencia del MUP, su influencia no es despreciable. Cuanto mayor sea el tamaño del filtro mediana, mayor será la reducción de la amplitud de los picos de interferencia comparado con la señal en bruto pero más información de la señal se perderá. En [4] se desarrolla un estudio sobre la mejora que supondría utilizar en el filtrado de la señal de scanning una aproximación por mínimos cuadrados como filtrado de la señal.

En este estudio se utiliza una implementación del algoritmo de MLSS como filtrado en la dimensión espacial de la señal de scanning, ya que un filtro de mediana de 3, 5 o 7 puntos es efectivo contra los artefactos de otras unidades motoras pero distorsiona la forma de onda original. El algoritmo sigue los pasos representados en el diagrama de bloques de la figura 7.

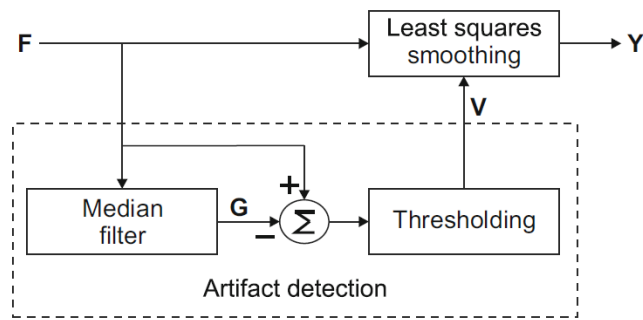


Fig 7: Diagrama de bloques del algoritmo MLSS (extraído de [4]).

La señal entra al algoritmo y se le realiza un filtro mediana que eliminará los artefactos. A la señal original se le resta esta señal filtrada; la señal diferencia será de amplitud alta en las muestras en las que había algún artefacto y baja en las que no. La señal diferencia es umbralizada para crear una máscara de puntos en la que aquellas muestras que superan el umbral se considerarán contaminadas. Así se tiene una máscara de las muestras válidas y las que no lo son.

Con la información de las muestras libres de ruido, se realiza una aproximación polinómica, eventanando la señal bidimensional, a la señal original por el procedimiento de mínimos cuadrados generando así una versión suavizada de la señal de entrada pero conservando la forma de onda de ésta.

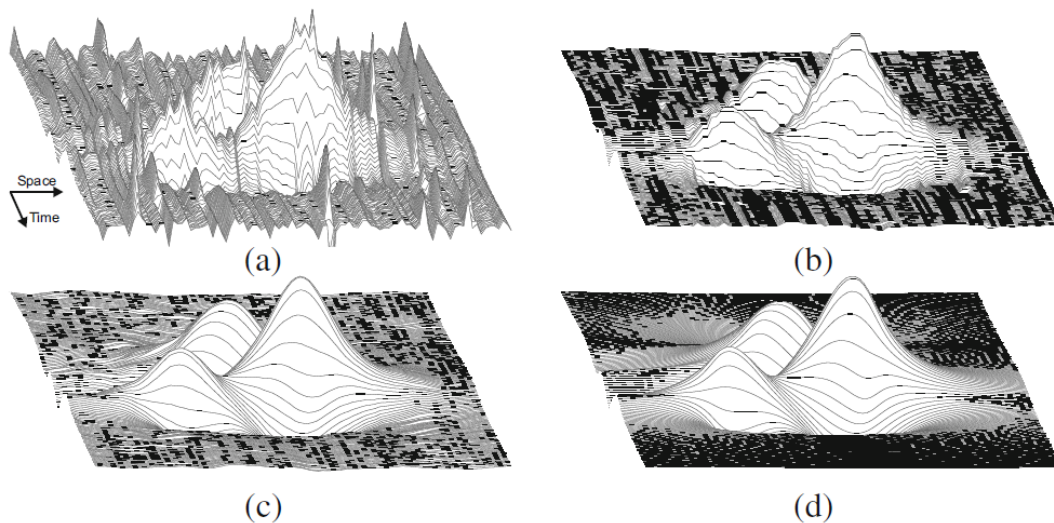


Fig 8: (a) Señal original contaminada por ruido en la dimensión espacial. (b) Misma señal tras un filtrado mediana de 7 puntos. (c) Señal ideal simulada. (d) Señal obtenida con el algoritmo MLSS (extraído de [4]).

2.3.4 Resultados del scanning EMG

El scanning EMG proporciona una información sobre el territorio y la disposición de las fibras musculares dentro de la unidad motora a través de la distribución espaciotemporal de la actividad eléctrica de una unidad motora, información que otras técnicas EMG no pueden ofrecer. Ahora se introducen algunos aspectos clave para la interpretación cualitativa de las señales de EMG y algunos parámetros para un análisis cuantitativo.

2.3.4.1. Interpretación de la señal de scanning EMG

Una señal de scanning EMG es una colección de MUPs registrados en diferentes posiciones de un corredor de scanning. Por lo tanto, una señal de scanning EMG puede ser interpretada como una imagen de la distribución espaciotemporal de los potenciales eléctricos generados por una unidad motora. La figura 11 muestra una señal bidimensional como un mapa de curvas de nivel que nos permite distinguir entre los picos y valles correspondientes con las fases negativa y positiva de los MUPs. En esta figura, se han seleccionado las señales de cuatro posiciones del corredor, las cuales representan los MUPs registrados en estas posiciones.

La aguja de registro está formada por un electrodo de referencia (la cánula o revestimiento de la aguja) y un electrodo de medida (la zona activa en la punta de la aguja) que dan como salida un potencial de diferencia entre el potencial visto en la zona activa y el potencial de referencia. El potencial de referencia es un promediado del potencial que se ve en diferentes posiciones de la cánula (el revestimiento). En la figura 9 se puede observar esta composición de la aguja y el potencial que da como salida.

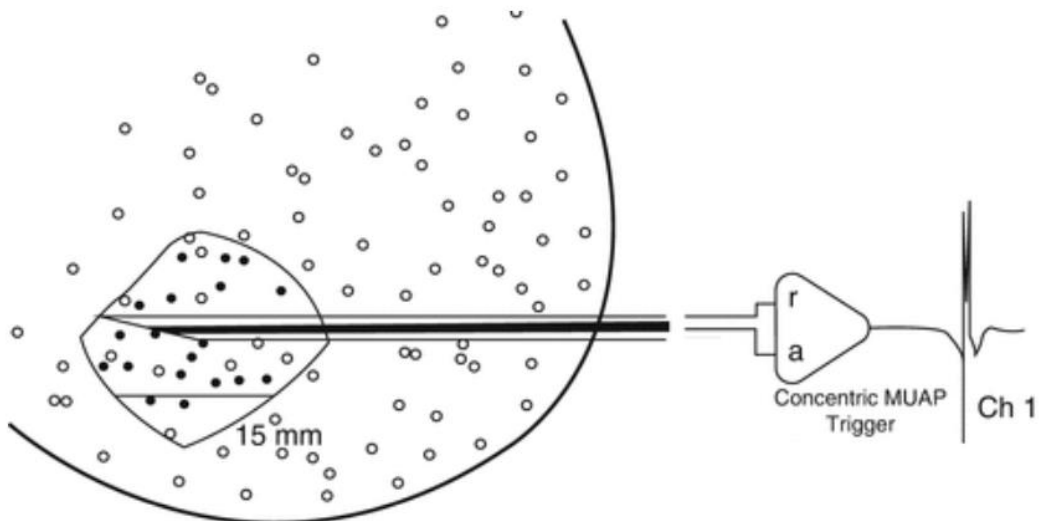


Fig 9: Aguja conectada al amplificador cuya salida es igual a la diferencia entre el potencial de referencia (r) y el de medida en la zona activa(a) (extraído de [2] y a su vez de [6]).

Como ya se ha mencionado, el registro comienza cuando el electromiografista considera que la aguja ha atravesado el MUT. Por lo tanto, esta parte del registro, la parte inicial, se realiza en posiciones en las que la zona activa de la aguja está fuera del MUT (Fig. 10 (a)) y captará un potencial muy bajo. Sin embargo, la cánula, está cruzando por completo el MUT. Por lo tanto, el potencial de salida será igual al visto por la cánula, pero invertido. A esta parte de la señal se le llamará a partir de ahora zona de cánula. Este potencial será invariante ya que la longitud de cánula cruzando el MUT no cambia, hasta que la zona activa entra en el MUT (Fig. 10 (b)). En este momento, el potencial captado por la zona activa es mucho mayor que el de referencia, por tanto, la salida del amplificador será prácticamente este potencial. Y esta parte del registro es la que realmente interesa desde el punto de vista clínico y será la llamada zona activa de la señal. Conforme la aguja se va moviendo por el interior del MUT hacia el centro de este, el voltaje captado será mayor. Pero conforme se aleje del centro irá disminuyendo la salida del amplificador, hasta el punto en el que la zona activa ya haya recorrido por completo el MUT y salga de este (Fig. 10(c)). A partir de este punto ya no se captará señal ni en la zona activa ni en el electrodo de referencia, por lo tanto, se producirá la desaparición del MUP en el registro.

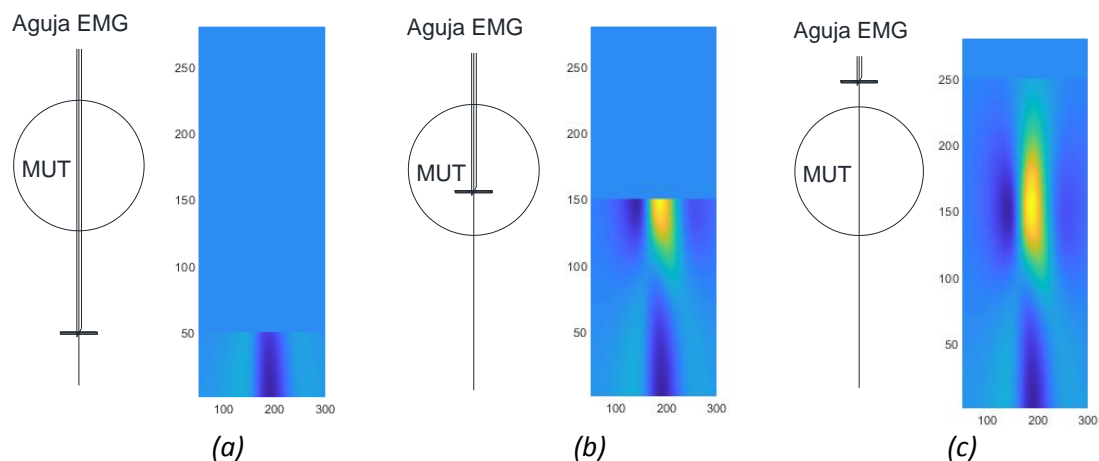


Fig 10: Proceso de registro

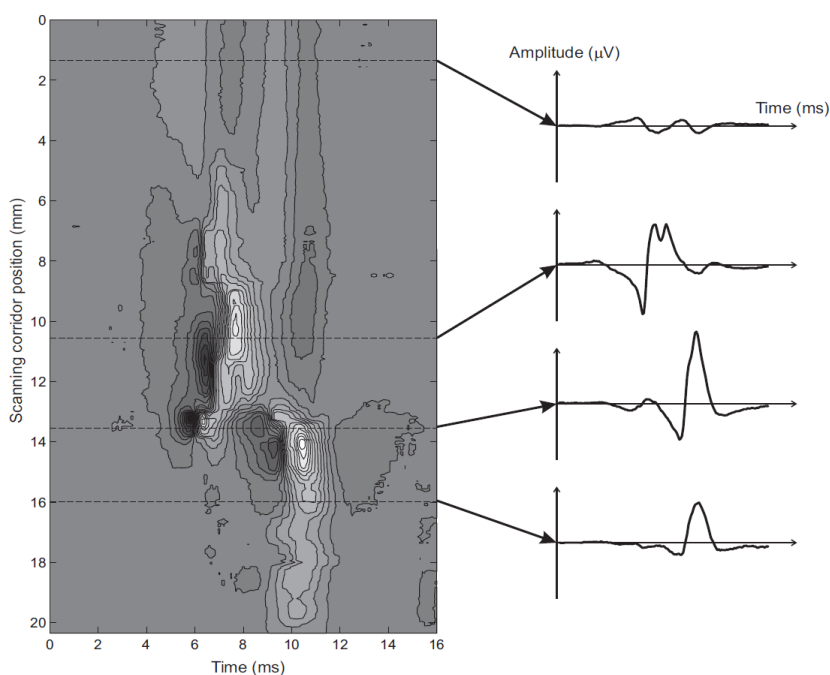


Fig 11: Representación topográfica de la señal de scanning EMG en un mapa de curvas de nivel (izquierda) y MUPs seleccionados de diferentes posiciones a lo largo del corredor (derecha), con MUP que está más arriba como claro ejemplo del efecto de la cánula (extraído de [1]).

Cuando la parte activa del electrodo entra en el MUT, el campo eléctrico registrado crece y adquiere la forma de un MUP convencional (segundo de los 4 MUPs en la Fig. 8). Conforme se mueve la aguja a través del corredor de scanning, la forma de onda de los MUP cambia drásticamente, reflejando cambios en la disposición geométrica del conjunto de generadores, es decir, el conjunto de las fibras de la unidad motora.

A lo largo del registro aparecen regiones de alta actividad separadas por regiones donde la amplitud cae considerablemente. Las regiones de alta actividad separadas espacial o temporalmente entre sí, se llaman fracciones de unidad motora o simplemente fracciones, y las regiones de poca o nula actividad se llaman áreas silentes.

Claramente, las fracciones corresponden a regiones cercanas a las fibras de la unidad motora bajo estudio, mientras que las áreas silentes corresponden a regiones en el MUT sin fibras de la misma, o regiones fuera de la unidad motora. Esta distribución de las fibras de la unidad motora,

en la cual las fibras no están distribuidas uniformemente durante el MUT, cumple con la suposición de la existencia de huecos dentro de éstas.

2.3.4.2. Análisis y parametrización de la señal

La cuantificación de las formas de onda EMG establece un criterio objetivo para comparar señales de diagnósticos posteriores. Algunos parámetros ya han sido propuestos para cuantificar las formas de onda, la mayoría basados en características que no pueden ser observadas en registros EMG convencionales. Es importante decir que cada trama de las señales de scanning siguen siendo MUPs, por lo tanto, se pueden calcular parámetros de los MUPs convencionales como amplitud, área, duración, índice de tamaño etc. Sin embargo, se centrará la atención en parámetros que exploten la naturaleza bidimensional espaciotemporal de la señal a lo largo del corredor.

2.3.4.2.1 Longitud de la sección de la unidad motora

La longitud de la sección transversal de la unidad motora es definida como la máxima distancia entre tramas con una amplitud de al menos 50 μm . Esta distancia representa una estimación de la longitud del corredor de scanning que está dentro del MUT. La longitud de la sección transversal de la unidad motora puede ser definida alternativamente como la longitud entre las dos trazas más distantes las cuales tienen un 15% de amplitud del máximo de la señal completa. Sin embargo, esta definición tiende a sub o sobreestimar la distancia medida ya que esta es relativa al mayor MUP registrado durante el proceso.

La longitud medida puede ser usada como un límite inferior para estimar el diámetro de los MUTs. Hay que tener en cuenta que no es posible la estimación real del diámetro del territorio con este parámetro ya que no se sabe si el registro se ha realizado cruzando por el máximo arco del territorio (Fig. 13).

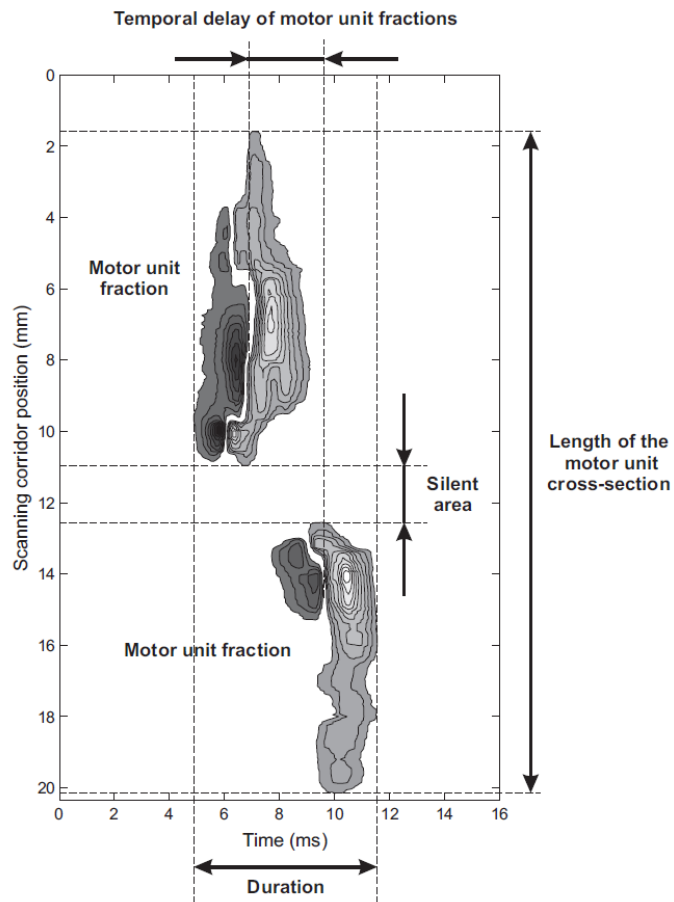


Fig 12: Parametrización de la señal multiscanning tras eliminar la parte en la que no se supera el umbral de los $50\mu\text{V}$ (extraído de [1]).

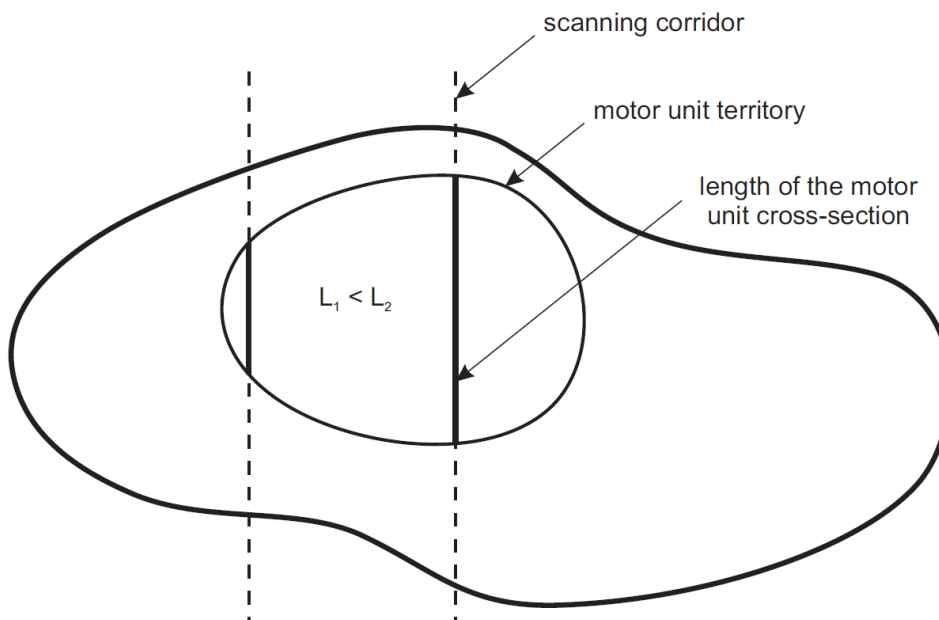


Fig 13: Ilustración del problema que se presenta en la estimación del diámetro del territorio: ¿cómo se sabe que está cruzando por la zona de máximo arco? (extraído de [1]).

2.4. Técnica multiscanning-EMG con aguja de trigger

La técnica de scanning-EMG es desarrollada con el objetivo de registrar la actividad eléctrica de una sola unidad motora. Es bastante precisa en este aspecto, por eso se ha utilizado para describir las características de los MUPs, pero si se quiere hacer un registro más general del músculo al completo sería necesario la búsqueda manual de todas las unidades motoras y su posterior registro, con los problemas de invasividad que esto supone, ya que habría que realizar registros de minutos con sus correspondientes inserciones de ambas agujas para cada unidad motora.

VanDijk [5] fue el primero en documentar una variante de esta técnica, la técnica de multiscanning-EMG, la cual busca registrar potenciales de varias unidades motoras con un solo registro.

2.4.1 Proceso de registro

En esta técnica también se utilizan dos agujas como mínimo, una de scanning y una, o más, de trigger. Pero en este caso, con la de trigger no se busca registrar la actividad de una unidad motora concreta, sino que se registra toda la actividad presente en un punto determinado de la sección muscular. El objetivo es que en este punto se registren MUPs de varias unidades motoras y puedan ser aislados (Fig. 14 (trigger emg)).

El proceso de registro es similar al de la técnica de scanning-EMG en cuanto a la implementación física. Se introducen ambas agujas, la de trigger se deja fija, y la de scanning va registrando una cantidad de tiempo en cada posición del corredor. Lo que cambia es ese tiempo que está registrando, ya que, antes, con un pequeño intervalo de tiempo ya era posible registrar el MUP correspondiente al disparo que registra el trigger. Pero en este caso, al no necesitar una sincronización instantánea, se realizan registros de 300 ms a 1 s (Fig. 14 (emg zona gris)) que después serán procesados con la ayuda del registro completo del electrodo fijo.

Finalizada la fase invasiva del proceso de registro, se pasa a la descomposición de los MUPs de las diferentes unidades motoras. Del registro de referencia se obtienen los instantes de disparo de cada unidad motora (Fig. 14 (firing)) mediante un proceso de descomposición que se basa en clasificar los diferentes pulsos identificando su unidad motora de referencia. Estos instantes de disparo harán la función que tenía en la técnica de scanning la aguja de trigger, definir el instante temporal en el que inventanar el registro de scanning para obtener el MUP registrado en una posición determinada del corredor, proveniente de una unidad motora determinada (Fig. 14 (rectángulos blancos dentro de las zonas grises)). Si en una misma posición se registran varios MUPs provenientes de la misma unidad motora, se realiza un promediado de estos que representará un único MUP detectado en esta posición.

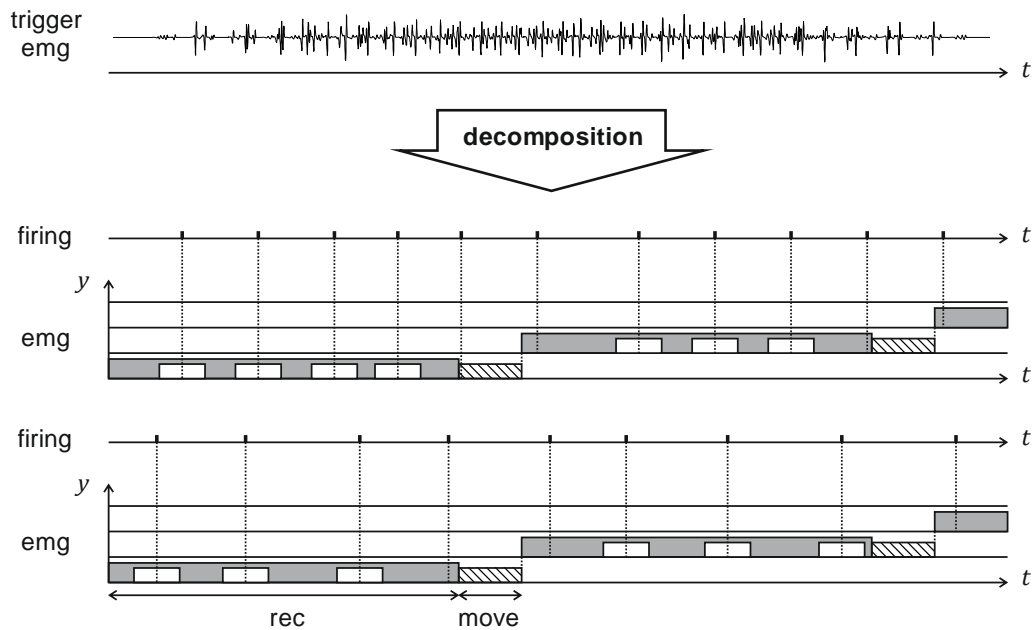


Fig 14: Esquema del proceso de registro del multiscanning-EMG (extraído de [3]).

2.4.2 Resultados

La figura 15 muestra la viabilidad de esta técnica. Estos registros fueron realizados por Van Dijk [5]. Se puede observar como la técnica permite localizar los MUT de varias unidades motoras con un único registro.

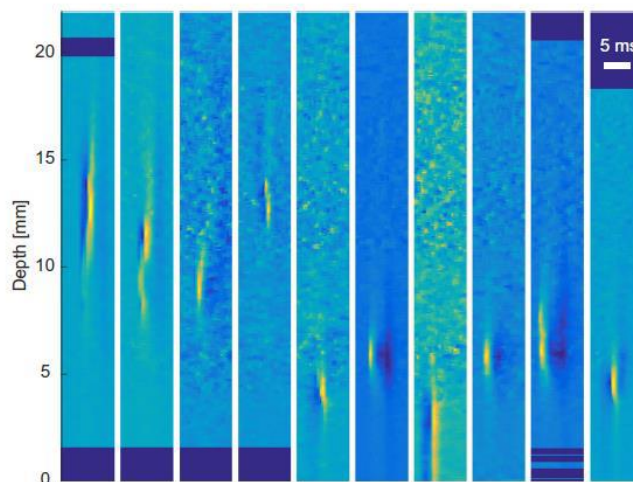


Fig 15: Resultados multiscanning-EMG (extraído de [5]).

En [6] se demostró que esta técnica está altamente afectada por el MVC. A mayor MVC, más MUPs de diferentes unidades motoras se solapan en el registro, por lo que se necesitarán registros más largos en cada posición para tener una mayor probabilidad de que aparezcan MUPs aislados de interferencias de otras unidades motoras.

2.5. Técnica multiscanning-EMG con una sola aguja

En las técnicas de multiscanning-EMG se ha reducido el número de inserciones necesarias para poder registrar la actividad de diferentes unidades motoras, pero aun así, es necesario el uso de un electrodo de trigger como mínimo, si no son más. Este hecho sigue siendo excesivamente invasivo teniendo en cuenta que la información de ambos electrodos es la misma, registrada en

distinta posición pero siguen siendo los disparos de varias unidades motoras. Por lo que se contempla la posibilidad de prescindir de la aguja de referencia y obtener toda la información únicamente de la de scanning [2].

2.5.1 Proceso de registro

De forma similar a las técnicas anteriormente descritas la aguja de scanning se introduce de forma perpendicular en el músculo y se va retirando de este en pasos de $50\mu\text{m}$. En cada posición el registro dura entre 300 ms y 1 s de duración. Se realizará el registro entero y posteriormente la señal será tratada para obtener la actividad proveniente de cada unidad motora.

2.5.2 Obtención de las señales de scanning

A partir del conjunto de todos los registros en todas las posiciones del corredor, se pasará por tres fases:

1. Descomposición de los registros cortos y prototipado de los MUPs(Fig. 16 (a)).
2. Enlazado de prototipos (Fig. 16 (b)).
3. Purga (Fig. 16 (c)).

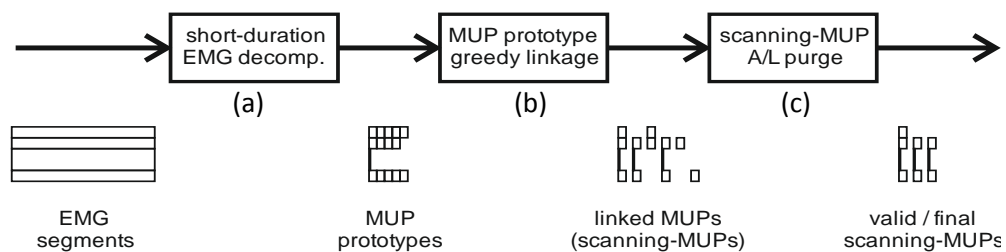


Fig 16: Fases de la obtención de las señales de scanning (extraído de [3]).

2.5.2.1 Descomposición en registros cortos

Los numerosos sistemas de descomposición que han sido desarrollados con el objetivo de obtener los trenes de disparos y los MUPs han sido concebidos para su uso en registros de larga duración por lo que en esta técnica no podrá ser usado ninguno de ellos.

En este caso, la fase de descomposición se realizará implementando el sistema PHC (penalized hierarchical clustering), que consta a su vez de cuatro fases:

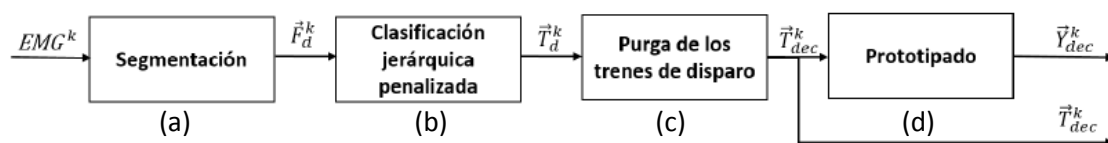


Fig 17: Diagrama del método PHC (extraído de [2]).

- **Segmentación** (Fig. 17 (a)): es el proceso que busca la obtención de segmentos de señal que puedan corresponder a MUPs.
- **Clasificación jerárquica penalizada** (Fig. 17 (b)): en la fase de clasificación se implementa el sistema de clustering jerarquizado para agrupar todos los segmentos de señal que correspondan a MUPs procedentes de la misma unidad motora. Basándose en la forma de onda de los segmentos se agruparán aquellos más parecidos.

- **Purga de los trenes de disparo** (Fig. 17 (c)): en cada grupo de segmentos se tiene la forma de onda de todos ellos y el número de disparos de la unidad motora que los genera. Debido al sistema utilizado, pueden surgir más grupos que unidades motoras está registrando el electrodo por lo que se realiza una purga en la que se descartan grupos con un número de disparos menor que un umbral. Esto se puede dar en el caso de que coincidan dos disparos de dos unidades motoras diferentes y se genere un potencial suma de ambos que no se puede asociar con ningún otro potencial, ya que no se parece a ninguno.
- **Prototipado** (Fig. 17 (d)): tras la purga de agrupaciones, se obtendrá un MUP prototipo representante de cada grupo como resultado del promediado de todos los MUPs obtenidos.

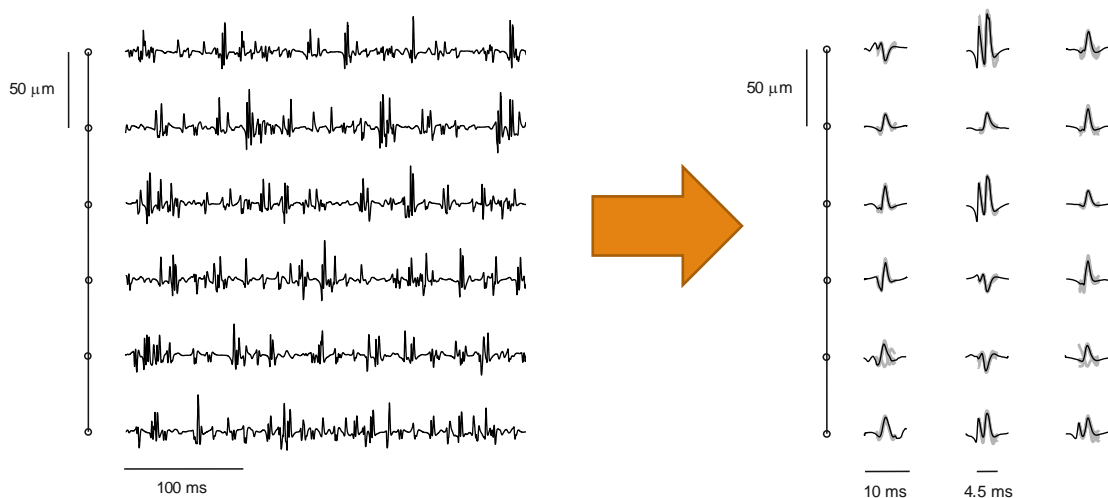


Fig 18: Entrada y salida de la fase de descomposición (extraído de [3]).

Partiendo de los registros en cada posición, tras esta fase, se tendrá para cada posición de scanning una serie de potenciales procedentes cada uno de una unidad motora diferente, fruto del promediado de todos los potenciales hallados procedentes de la misma unidad motora sin necesidad de un electrodo de referencia que indique si una unidad motora está disparando o no (Fig. 18).

2.5.2.2 Enlazado de prototipos

El objetivo de esta fase es el de, a partir de los prototipos obtenidos en la fase anterior, obtener una serie de señales de scanning-MUP (procedente cada una de una unidad motora), como si de un scanning-EMG tradicional sobre esta unidad motora se tratara. Para ello, el algoritmo busca unir los potenciales que provengan de las mismas unidades motoras (Fig. 19).

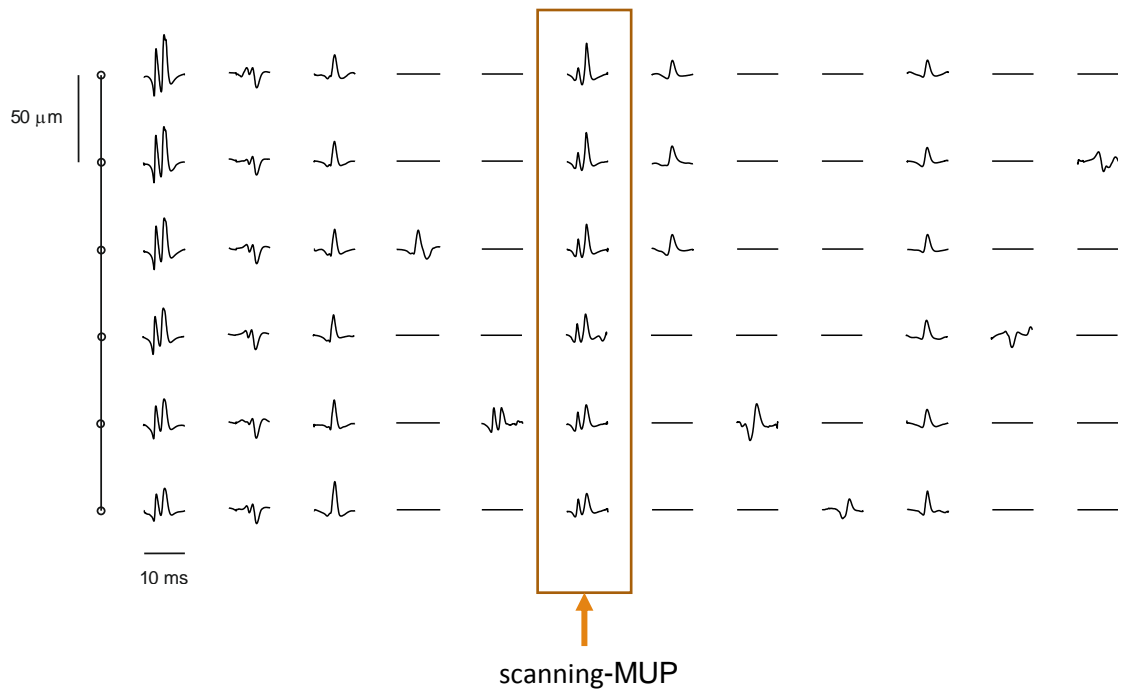


Fig 20: Resultado tras el proceso de enlazado (extraído de [3]).

En la figura 20 se puede ver el resultado de este proceso de enlazado: se ve cómo los potenciales claramente similares son alineados correctamente, pero también se puede observar cómo hay algunos potenciales que se quedan sin enlazar con ningún otro potencial, solo con trazas fantasmas.

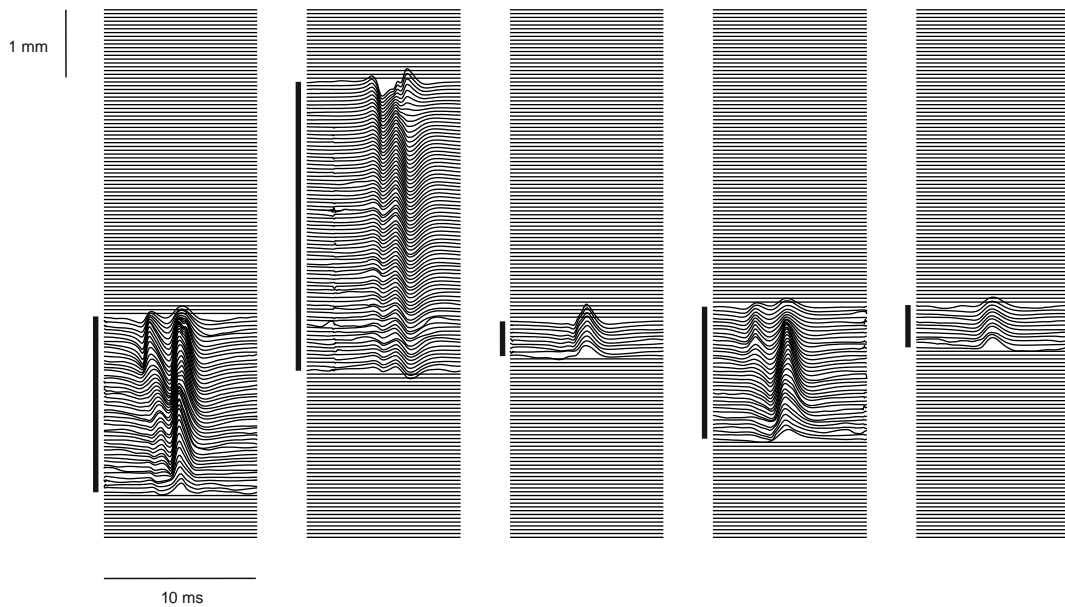


Fig 21: Ejemplos de señales de scanning formadas al alinear todos los potenciales enlazados como provenientes de la misma unidad motora (extraído de [3]).

2.5.2.3 Purga

En las soluciones de la fase de enlazado anterior puede haber varias situaciones en las que la señal obtenida sea una parte de la señal de scanning total de la unidad motora que se está representando. Por ejemplo, en una solución tener la mitad más profunda de las trazas de un MUP y en otra solución, según el algoritmo diferente a la anterior, tener la otra mitad de la misma señal de scanning.

El objetivo del scanning es la señal registrada en las posiciones en las que el electrodo está dentro del MUT, que es lo que definimos como zona activa de la señal. Por lo tanto, si el tramo que se divide es esta zona, o hay soluciones en las que solo se representan potenciales registrados por la cánula de la aguja, la solución no será válida al no estar representando la actividad de la unidad motora.

El algoritmo greedy-exchange obtiene un gran número de soluciones, y por eso es necesaria esta fase, para descartar las señales que no representen unidades motoras. Esta purga se afronta como un problema de clasificación de las soluciones. Habrá tres etiquetas diferentes para clasificar estas soluciones:

1. Aquellas que incluyen los potenciales registrados en el MUT (las objetivo)
2. Aquellas en la que la aguja no atraviesa el MUT, pero el corredor está cerca.
3. El resto. Es decir, soluciones parciales, de cánula, tramos cortos, etc.

Para clasificar estas soluciones, tras una comparación entre qué parámetros producen una mayor separabilidad en la clasificación se utilizan dos: el rango de la señal, es decir, la diferencia entre al máximo y el mínimo de la señal en la traza de mayor amplitud, y la longitud de la solución en número de trazas.

En el caso del parámetro de longitud, surgen varias soluciones compuestas por la zona activa de la señal y la de cánula, formando señales muy largas, o incluso soluciones con solo potenciales de cánula. Estas señales serán clasificadas como válidas sin serlo, por lo tanto se realiza un enmascarado de la solución basada en un filtrado paso banda y un umbral calculado como un 2% de la máxima amplitud de la solución.

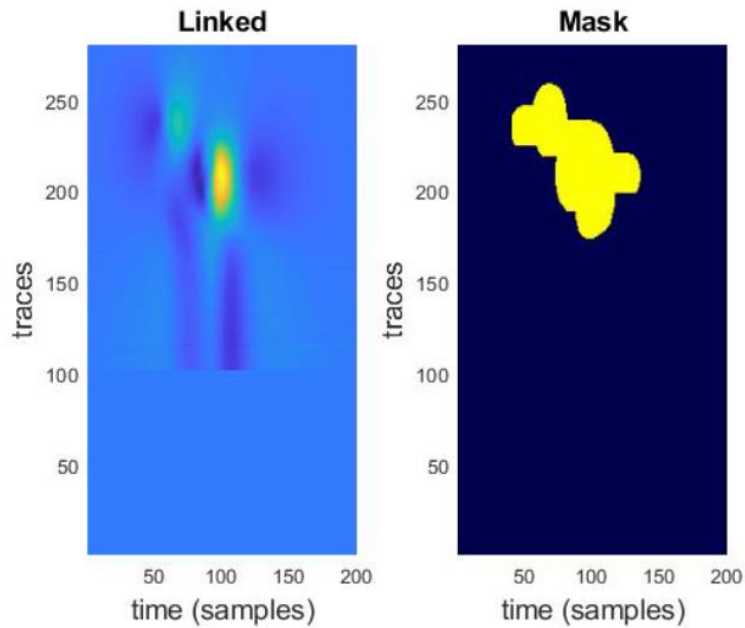


Fig 22: Señal enlazada y su correspondiente máscara (extraído de [1]).

Sobre las señales enmascaradas se calcularán los parámetros mencionados.

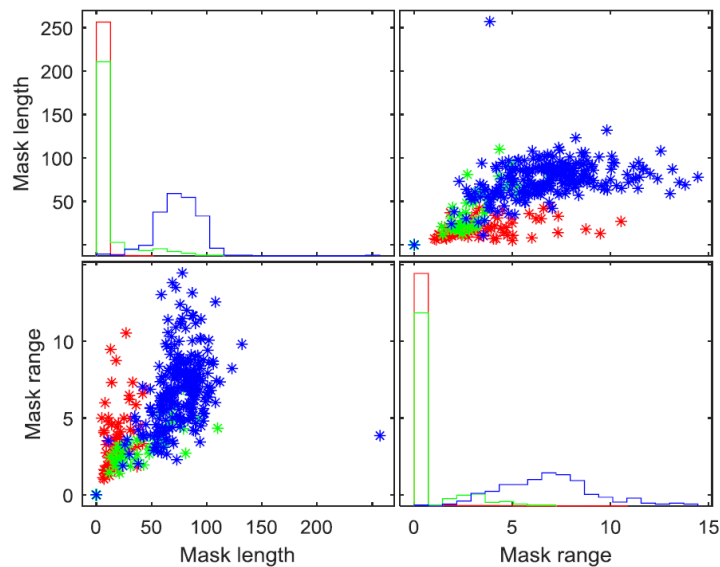


Fig 23: Histogramas y diagramas de dispersión para los parámetros de longitud de señal enmascarada y rango de esta misma señal (extraído de [2]).

Las distribuciones de los parámetros de longitud y rango de las soluciones se representan en la figura 23. Las azules son las correspondientes a las señales objetivo; las verdes a parte de aquellas en las que la aguja no cruza el MUT pero pasan cerca; y las rojas al resto de soluciones. Mediante el uso de dos umbrales, uno para cada parámetro se realizará una clasificación de las soluciones.

En este punto, y a la vista de los resultados, se plantea un estudio específico de la fase de purga con el objetivo de encontrar un método que obtenga unos parámetros óptimos para la clasificación correcta de todas las soluciones posibles de la fase de enlazado. Que sea capaz de

clasificar de forma automática y actuar en consecuencia (descartar cuando se precise) señales formadas por solo trazas de la zona activa, formadas por trazas de potenciales de cánula o formadas por ambas, además de localizar soluciones erróneas producidas por prototipos aislados. En el caso de las soluciones que incluyan zona activa y zona de cánula, que sea capaz de quedarse con la zona activa. Y que sea lo suficientemente preciso para estimar la posición de los límites del MUT en puntos de la profundidad del corredor de scanning.

Capítulo 3. Métodos de detección de la zona activa de la señal

Como ya se ha dicho anteriormente, el punto en el que se encuentra este método es en el de, a partir de la señal obtenida tras el enlazado, determinar la zona activa de la señal, si la hay, y a partir de las características de esta zona realizar una purga desechando las señales que no representen realmente un MUP. Además de poder detectar y por consiguiente descartar la zona de cánula de las señales formadas por señal y cánula, o la señal completa si ésta está formada solo de cánula.

Se presentan dos métodos a utilizar en este punto, uno con el objetivo de detectar la zona activa de la señal y realizar una purga y el otro con el objetivo, solo, de realizar de purga o clasificación del tipo de señales que se obtienen. El procesado que aplican ambos se realiza en la dimensión espacial, ya que la temporal no es tan crítica y una vez delimitada en posición la señal que está dentro del MUT es fácil establecer un umbral que delimite la señal en el eje temporal.

3.1 Simulación de señales

Para observar y analizar el rendimiento del sistema, además de mejorar sus prestaciones, es necesario realizar la evaluación de éste en un entorno simulado. Sin la simulación, sería necesaria la descomposición manual y por tanto subjetiva de un experto, por lo tanto las señales EMG son simuladas a partir de un músculo totalmente conocido y parametrizado, el cual permite evaluar la precisión del algoritmo.

3.1.1 Modelo del músculo

Los músculos simulados para la realización de los experimentos serán de forma circular de diámetro igual a 7 mm. En cada uno habrá 120 unidades motoras de diferente diámetro según una distribución exponencial, siendo la más pequeña de 1.96 mm² y la más grande de 22.48 mm². [11]

La disposición de las unidades motoras se realiza de tal manera que el solapamiento de estas es más o menos constante en toda la sección del músculo. Si el área de la unidad motora cae parcialmente fuera del músculo se recorta y se agranda el diámetro de la unidad para mantener el área que le corresponde.

La densidad de fibras de las unidades motoras es igual en todas, 10 fibras por mm², por lo tanto, el número de fibras dependerá del área de las unidades motoras, con 50 fibras en la más pequeña y 200 en la de mayor tamaño. La longitud de las fibras es de 140 mm.

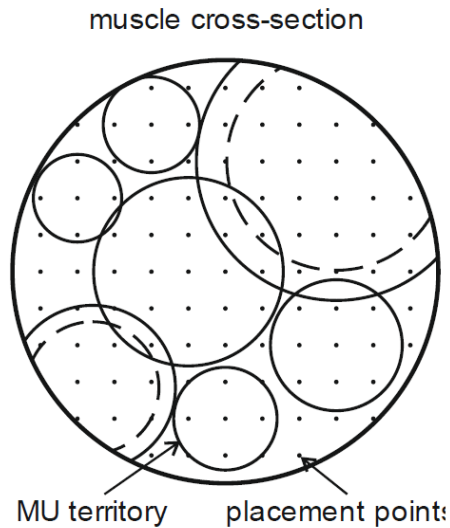


Fig 24: Sección del músculo simulado (extraído de [2]).

Las velocidades de conducción de las fibras de las unidades motoras siguen distribuciones gaussianas con un coeficiente de variación de 0.1 m/s y una media que depende de la sección de la unidad motora, yendo desde 3.25 m/s en la más pequeña y 6.25 m/s en la más grande.

Anteriormente se ha visto que dentro de la misma unidad motora hay diferentes fracciones, correspondientes a cada ramificación del axón de la motoneurona, por lo que el área del músculo se dividirá en celdas hexagonales que simulan estas fracciones.

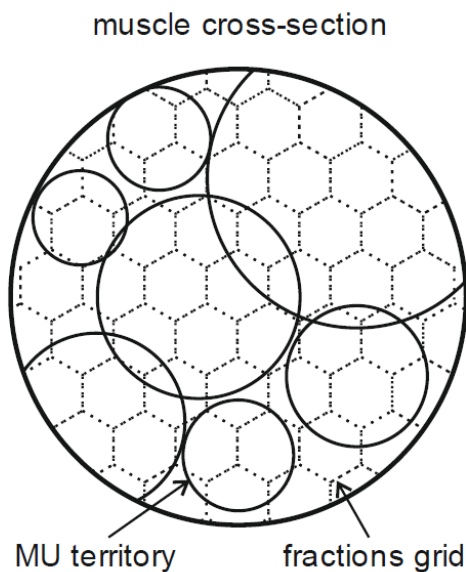


Fig 25: Sección del músculo con las fracciones (extraído de [2]).

También se ha mencionado anteriormente que las uniones neuromusculares varían de posición ligeramente dentro de la propia fracción y también entre diferentes ramificaciones del axón.

3.1.2 Modelo del reclutamiento y disparo

El modelo de reclutamiento y de disparo de las unidades motoras ha sido modelado siguiendo los trabajos de Fuglevand [11] y DeLuca [12].

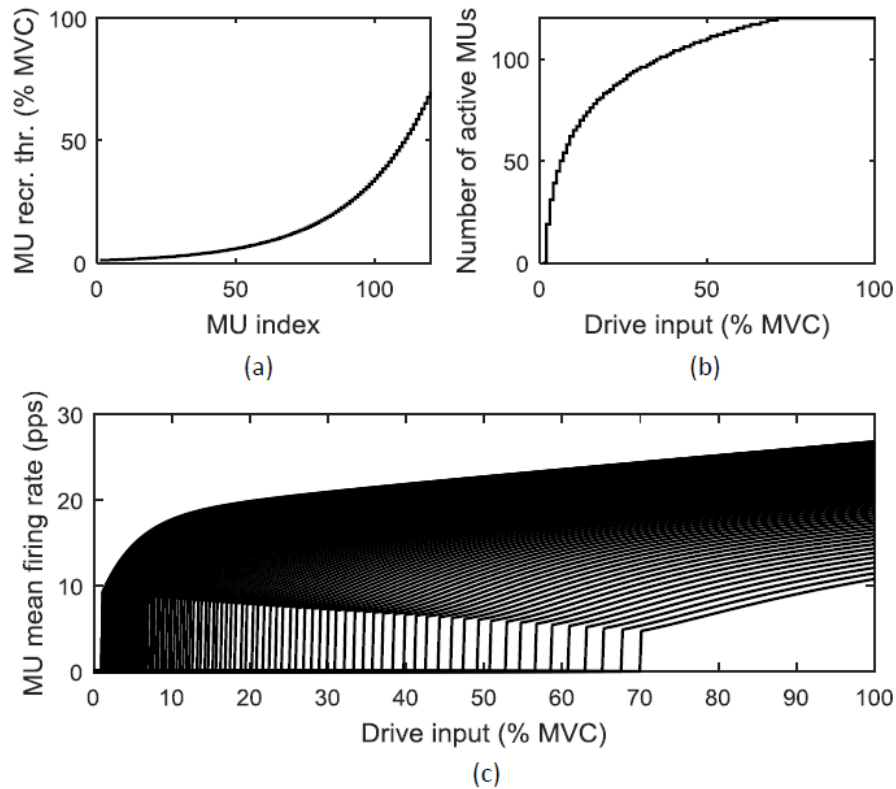


Fig 26: a) Curva de reclutamiento simulada siguiendo el modelo de Fuglevand. El índice de las unidades motoras está ordenado respecto al tamaño de su territorio, siendo la primera unidad motora la de menor tamaño. b) Número de unidades motoras reclutadas respecto al nivel de contracción voluntario. c) Frecuencia de disparo de todas las unidades motoras respecto al nivel de contracción (extraído de [2]).

3.1.3 Modelo de la señal EMG

Los MUPs de cada unidad motora se calculan como la suma de los SFAPs de cada una de sus fibras. El MUP será dependiente de la geometría del electrodo respecto a las fibras musculares. A este potencial se le resta la señal registrada por la cánula, que actúa como referencia. Para modelar la cánula se divide ésta en una serie de puntos y se calcula el potencial observado que se vería desde cada uno de ellos y se promedian.

El músculo es de 7 mm de radio como ya se ha comentado, y el corredor de scanning lo recorre entero, es decir 14 mm. Se establecen posiciones de registro cada 50 μm lo que da lugar a 280 posiciones y por tanto 280 trazas. En cada posición se convolucionan los MUPs con los trenes de disparo de las unidades motoras para la simulación. La frecuencia de muestro es de 20KHz.

De cada señal simulada se tendrá información de la unidad motora cuya actividad está representando. Entre esta información se encuentra la posición de los límites superior e inferior de la unidad motora. Estas posiciones estarán presentes en la señal de scanning simulada independientemente de si el corredor atraviesa el MUT o de por donde lo haga. Estos límites son los que el algoritmo explicado en el siguiente apartado pretende estimar.

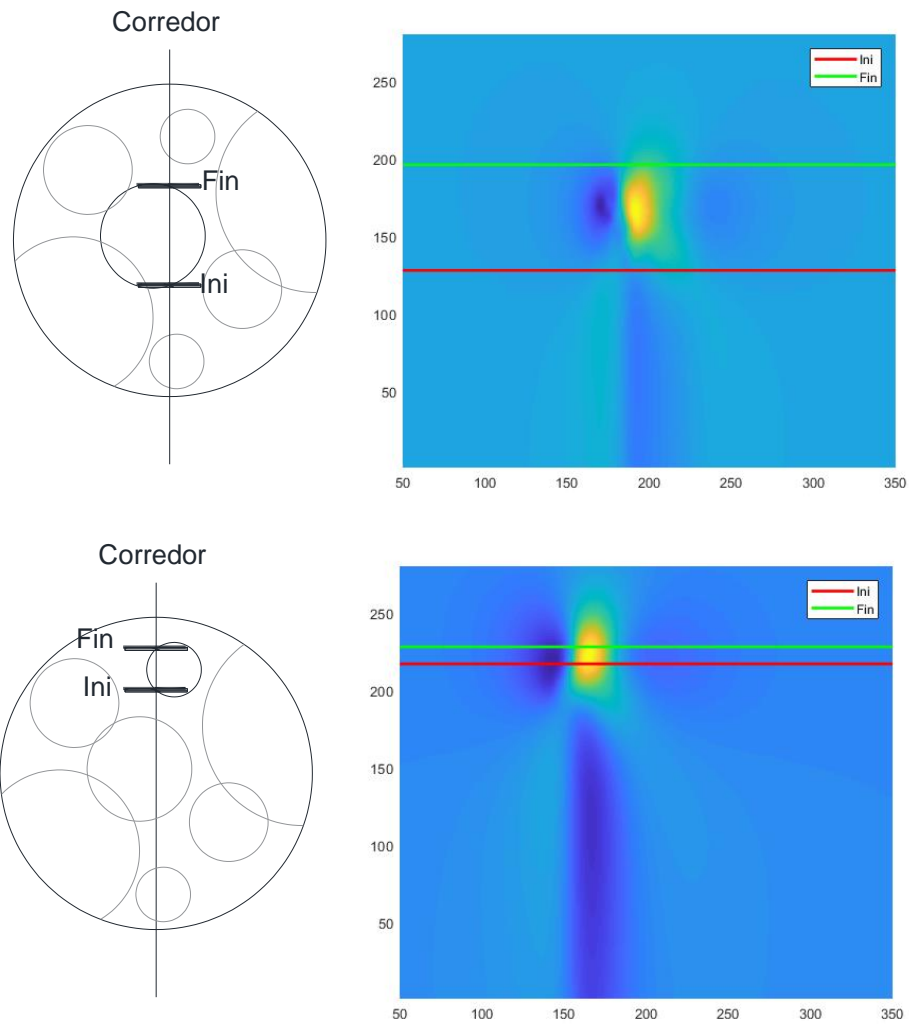


Fig 27: Sección músculo simulado y límites de dos unidades motoras.

3.2 Gradiente espacial

3.2.1 Objetivo

El objetivo de este método es el de detectar la zona activa de la señal en la dimensión espacial si las tramas que contiene son las tomadas en posiciones del corredor en el que la aguja está dentro del MUT.

Como ya se ha mencionado, el proceso de registro pasa por tres partes (Fig.10): registro de cánula, que da lugar a zona de cánula; registro en la zona activa, que da lugar a la zona activa; y el registro fuera del MUT, que da lugar a una zona sin señal. Esta forma de señal se daría en un registro ideal, pero debido al método de multiscanning con una aguja y concretamente a la fase de enlazado, pueden darse señales que no incluyan todas las zonas, dando lugar a señales formadas por solo señal activa o solo señal de cánula o por ambas e incluso trazas sueltas o mezcladas con trazas provenientes de otras unidades motoras.

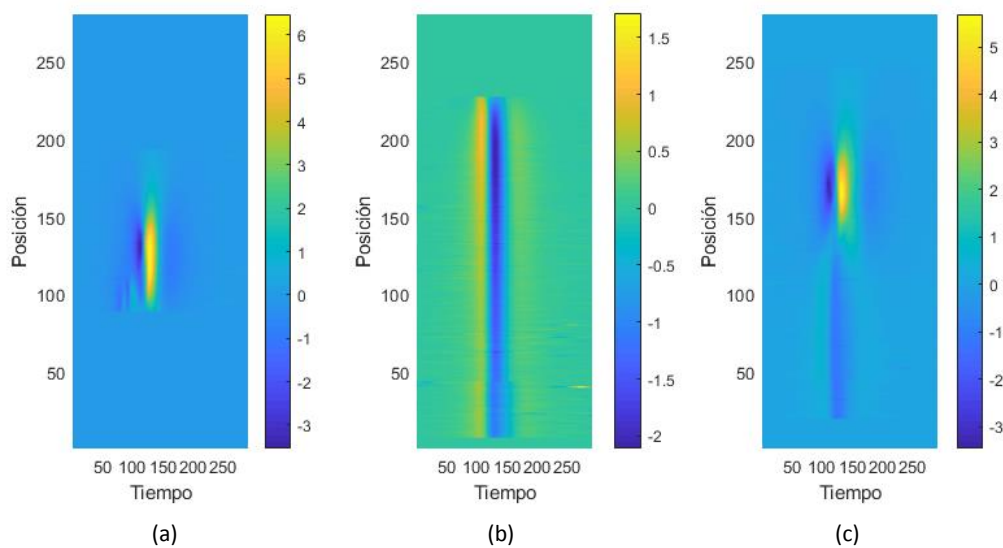


Fig 28: Tres posibilidades de señales enlazadas: (a) Solo tramas de señal activa, (b) solo tramas de señal de cánula y (c) combinación de ambas, señal del corredor casi completo

Se puede observar que la zona de cánula es constante en el espacio, ya que el promediado es muy similar porque, aunque se mueva la aguja, sigue habiendo la misma longitud de cánula inmersa en el MUT.

Por lo tanto, si se analiza el gradiente espacial, es decir, la derivada del MUP con respecto a la posición de la aguja, se verá que en la zona de cánula esta derivada será aproximadamente igual a cero. En la posición en la que empieza a aparecer la señal válida (dentro del MUT), el gradiente de posición se volverá no nulo, por lo tanto, marcará el límite entre señal y cánula.

3.2.2 Implementación

Para la descripción del diseño del método se hará uso de un diagrama de flujo (Fig. 30) y posteriormente se explicará cada fase del proceso completo que recorren las señales enlazadas desde que entran al algoritmo hasta que éste calcula como salida los límites inferiores y superiores en posición de la parte de la señal que realmente refleja la actividad de la unidad motora.

Un paso previo es el filtrado de las señales enlazadas en la dirección espacial con un kernel gaussiano vertical de tamaño 5×1 y $\sigma=5$ para filtrar el ruido producido por el algoritmo de enlazado y que no se produzcan picos falsos en el gradiente espacial. En la figura 29 se puede observar el efecto del filtrado.

En esta figura se observa los perfiles de la señal vistos desde el eje de posición. La forma de onda azul sería el máximo de la señal en cada trama y el rojo el mínimo. Esta señal filtrada es la que entra en el sistema que se representa en el diagrama de flujo de la figura 30.

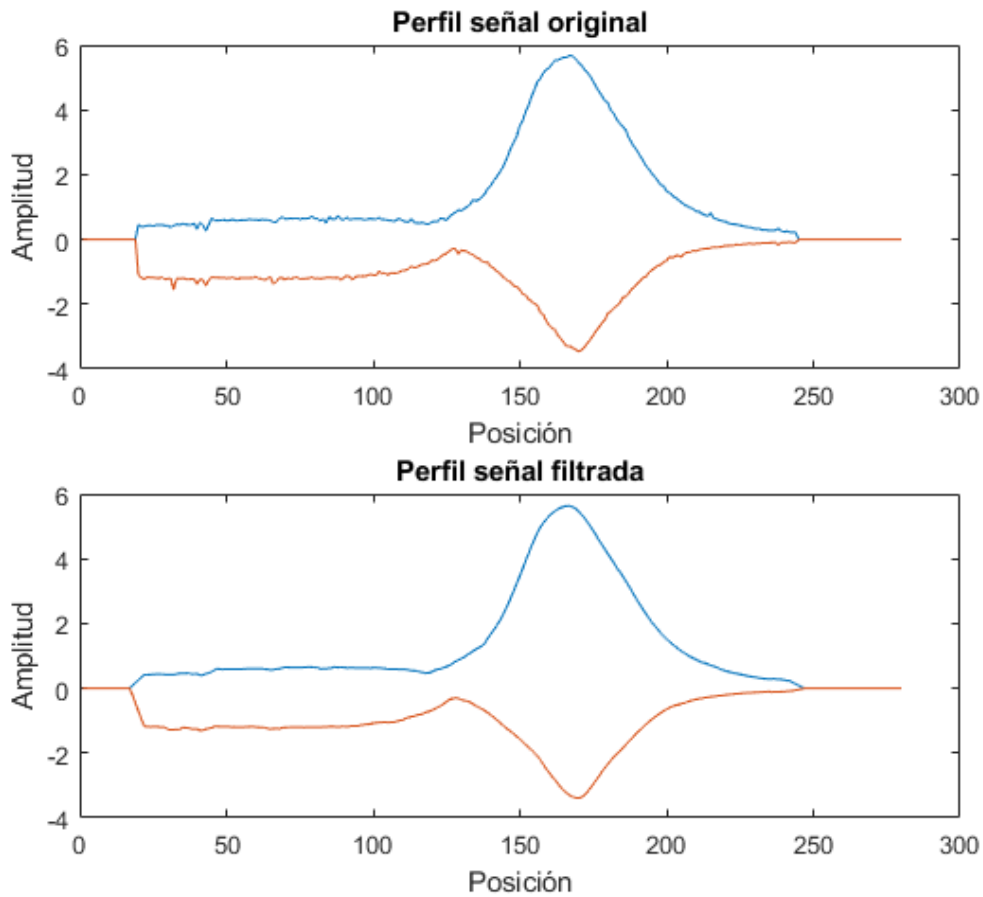


Fig 29: Perfiles filtrados

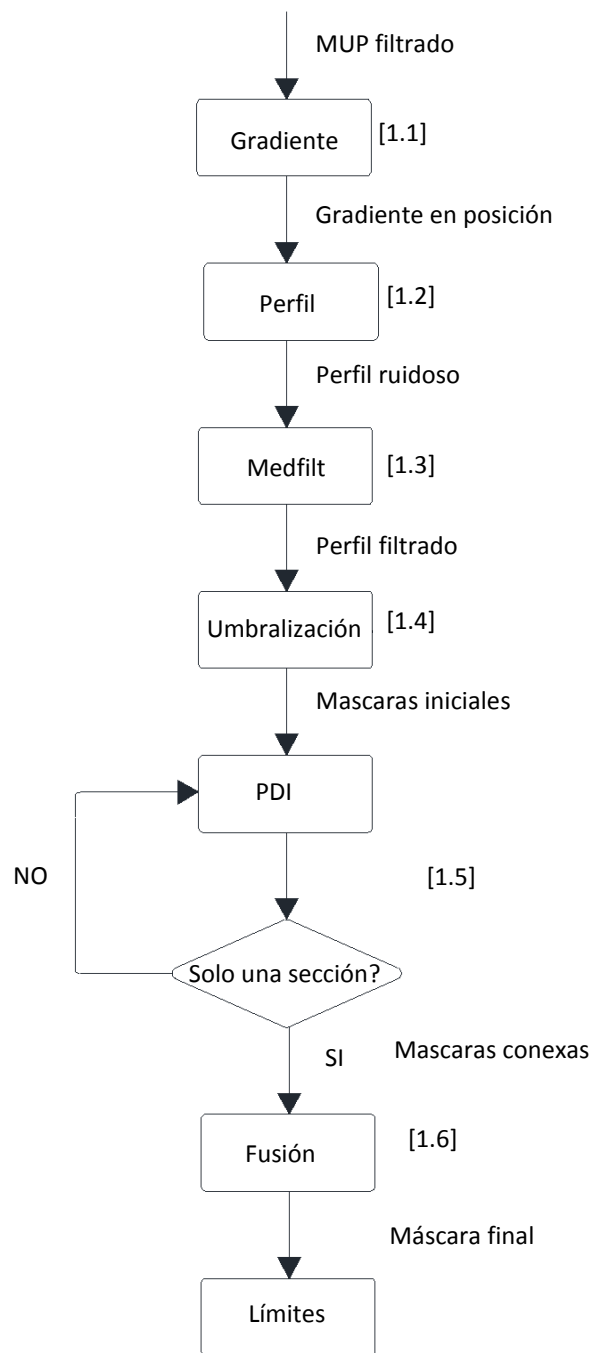


Fig 30: Diagrama de flujo del método del gradiente.

[1.1] Gradiente en la dimensión de posición

A partir de estas señales, se obtiene sus gradientes espacial y temporal. El gradiente se obtiene como convolución de la imagen de señal con los kernel de Sobel. Esto representa una aproximación de las derivadas en tiempo y en posición del MUP. Y se calcula como:

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} * MUP[n, k] = \frac{dMUP[n, k]}{dn} = G_n \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ +1 & +2 & +1 \end{bmatrix} * MUP[n, k] = \frac{dMUP[n, k]}{dk} = G_k \quad (2)$$

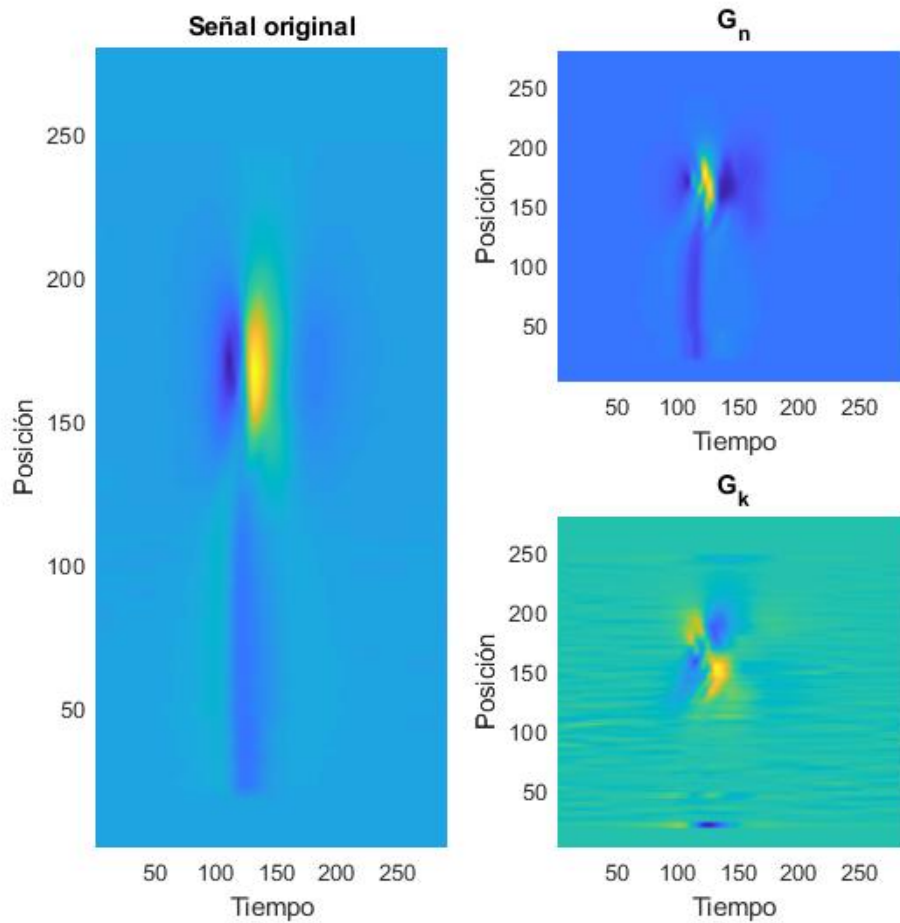


Fig 31: Gradientes MUP

Del gradiente en posición se obtiene un perfil en cada dirección. Es decir, se obtendrá un perfil respecto al eje de tiempo y otro respecto al de posición. El perfil (no confundir con el perfil de UM) será representación del rango de la señal en cada trama.

$$Perfil[n] = \text{máx}[G_k[n, k], n] - \text{mín}[G_k[n, k], n] \quad (3)$$

$$Perfil[k] = \text{máx}[G_n[n, k], k] - \text{mín}[G_n[n, k], k] \quad (4)$$

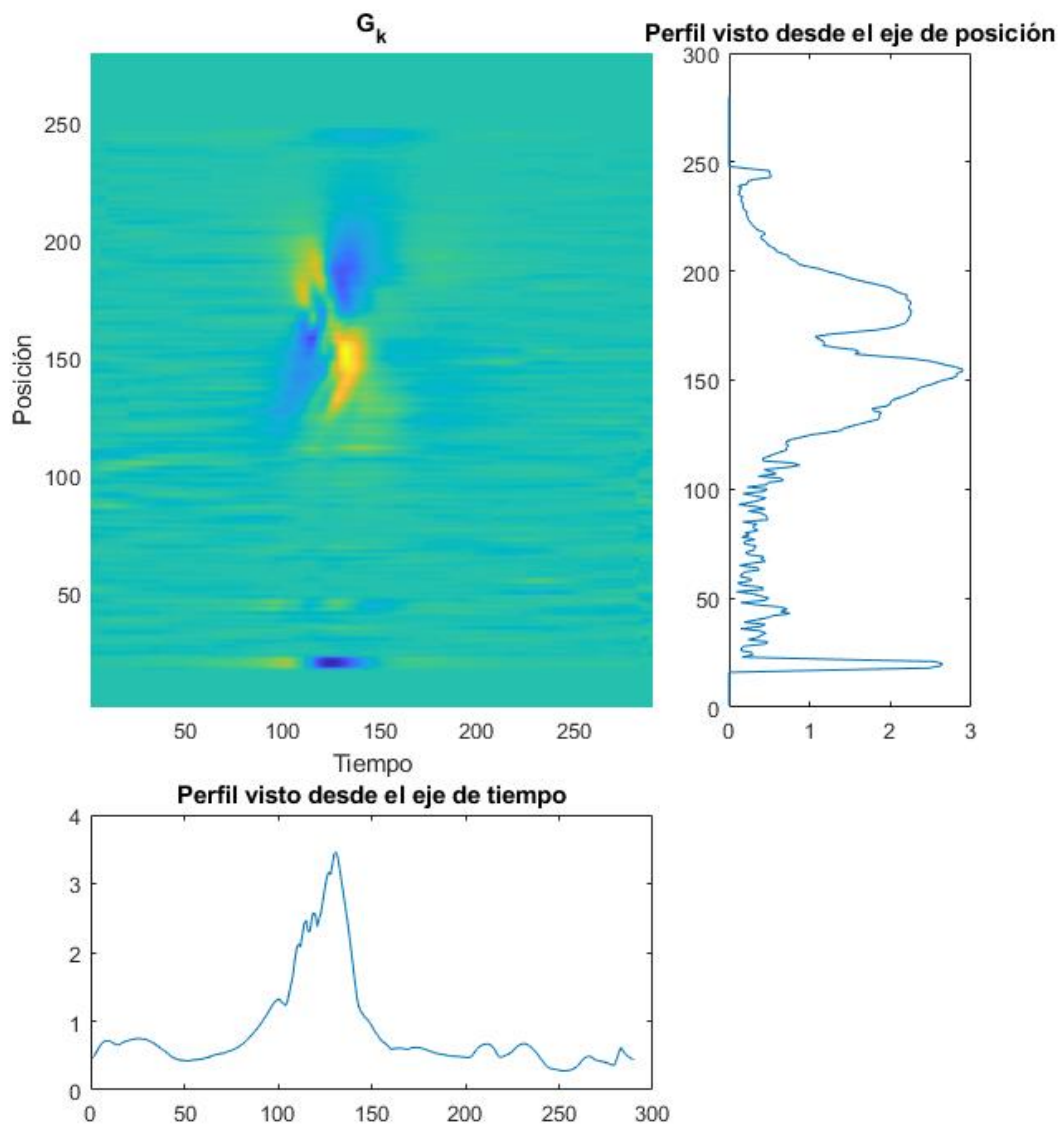


Fig 32: Perfiles del gradiente de posición.

Se aprecia en la figura que los perfiles son una proyección en ambos ejes de la forma de onda. Y sabemos que es el rango de señal. En las figuras y durante el resto de la descripción del proceso se utilizará como ejemplo una señal formada por zona activa y cánula ya que su distinción es el objetivo inicial en el desarrollo del proceso.

[1.2] Perfil

Para el cometido de obtener los límites espaciales de la zona activa solo se tratará el perfil visto desde el eje de posición del gradiente en posición, ya que, como se ha explicado, es el que permite diferenciar la zona activa de la zona de cánula.

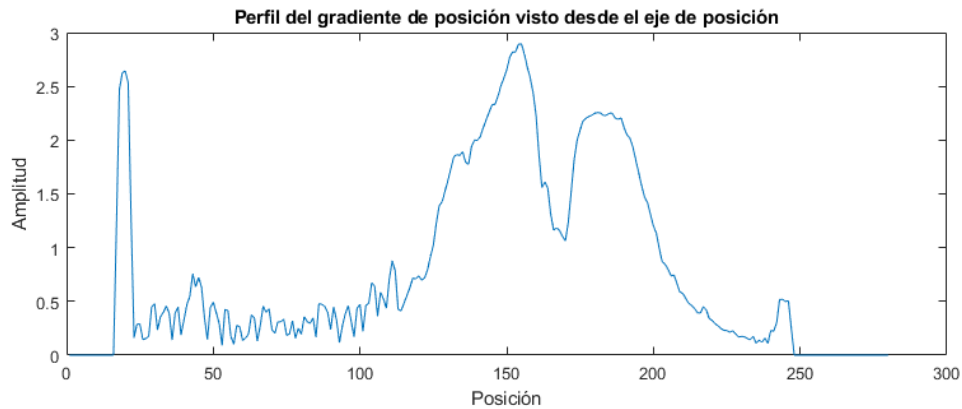


Fig 33: Perfil del rango de señal visto desde el eje de posición.

Como se ve en la figura 33, hay un ruido notable producido por el gradiente, que no es otra cosa que una derivada en la dimensión espacial de la señal, que, a pesar del filtrado previo no desaparece. El gradiente produce picos debidos a la no exactitud del enlazado. Cabe observar que conforme se aumenta el porcentaje del MVC el algoritmo de enlazado es menos preciso y por tanto el ruido será mayor.

Este efecto se acentúa en los extremos de la señal. Cuando el algoritmo de enlazado no enlaza ninguna muestra en una o más posiciones de la aguja, la señal de salida en esta posición tendrá un cero. Por lo tanto, cuando se pase de esta posición a una en la que sí que se haya encontrado una muestra válida se reproducirá una pendiente muy pronunciada que se traducirá en un pico en el gradiente (Pico en torno a la muestra 20 de la Fig. 33).

[1.3] Filtro mediana

Para reducir el efecto de este ruido en la posterior umbralización se aplicará al perfil un filtrado mediana de tamaño 15.

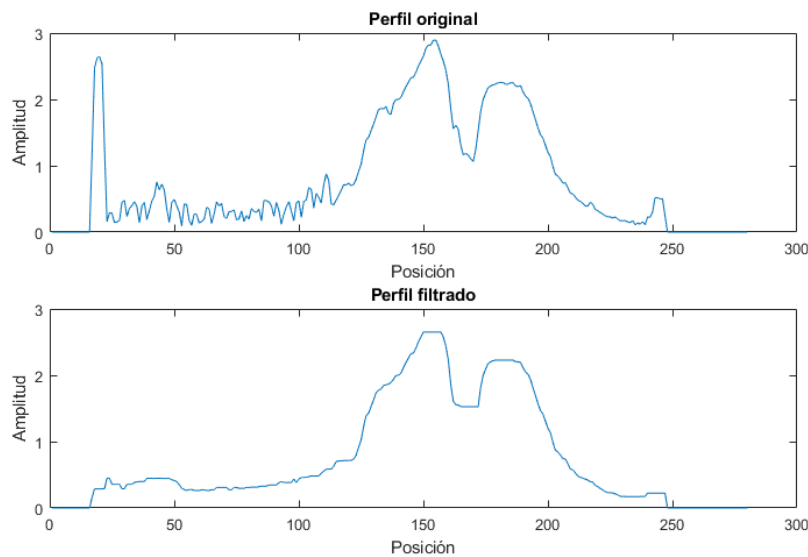


Fig 34 Arriba, perfil obtenido anteriormente; abajo, perfil tras el filtro mediana de tamaño 15.

[1.4] Umbralización

Para mayor precisión en la obtención de los límites se realizarán dos umbralizaciones, cada una orientada a la obtención de sendos límites, inferior y superior del MUT y cada una con un valor de umbral diferente. Se explica a continuación el proceso de umbralización básico, que será el que sigan ambas umbralizaciones y posteriormente como se fusionan para generar los dos límites definitivos. La explicación se realiza en función de un umbral genérico, ya que el cálculo de qué umbrales generan estimaciones más precisas se explica más tarde.

Para la umbralización en busca del límite inicial por ejemplo (la del final será similar pero con otro umbral) se establecerá un umbral de amplitud, un valor fijo de amplitud en función del valor del máximo del perfil, ese factor que relaciona el umbral con la máxima amplitud del perfil será llamada α , de tal forma que:

$$Umbral = \alpha \cdot Max[perfil] \quad (5)$$

Las muestras que tengan una amplitud mayor que este valor serán consideradas parte de la zona activa de la señal. A su vez se creará una máscara lógica con el tamaño de la dimensión espacial de la señal (280 muestras) con todo ceros. Ir recorriendo las muestras del perfil significará ir recorriendo el eje de posición de la señal y por tanto de la máscara. Así, cuando la amplitud de la muestra k supere el umbral, todos los valores en la posición k de la máscara obtendrá el valor lógico uno.

$$Máscara[k] = \begin{cases} 1 & \text{si } perfil[k] > umbral \\ 0 & \text{si } perfil[k] \leq umbral \end{cases} \quad (6)$$

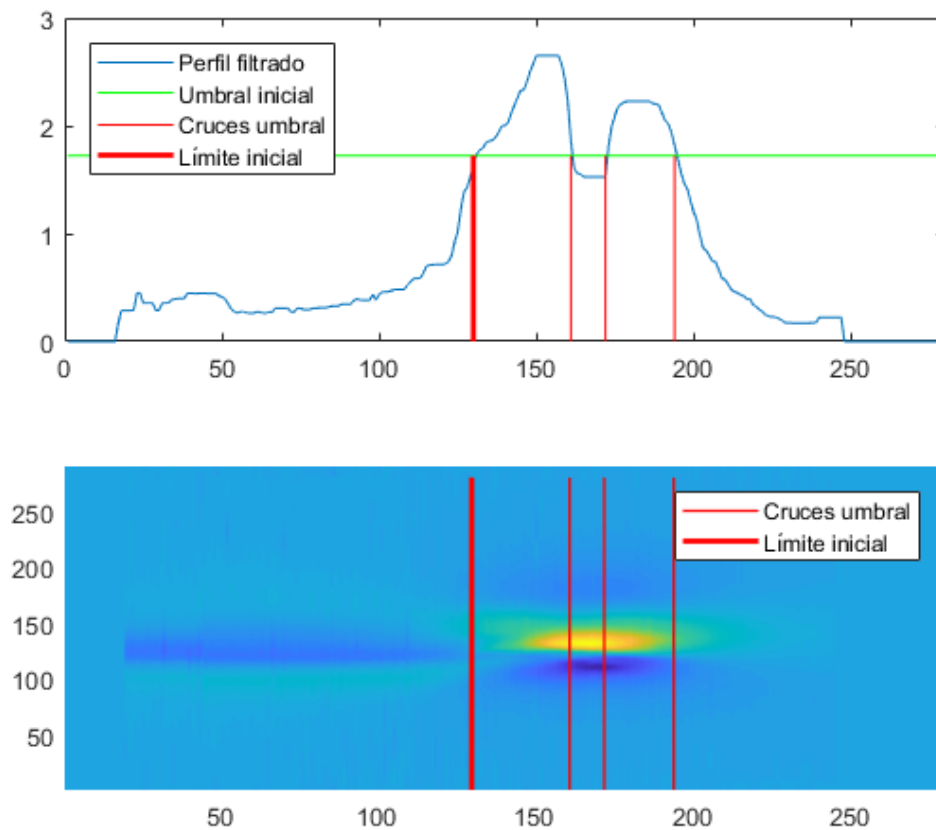


Fig 35: Perfil y máscara inicial

[1.5] Obtención máscara única

La umbralización anterior no asegura la obtención de una máscara conexas ya que el ruido no está totalmente eliminado y puede haber pasos por este umbral que en realidad sean fruto del ruido de enlazado o debido a que el perfil es del gradiente y por esta razón, en principio, solo se considera zona activa los tramos de máxima pendiente de la señal, que corresponden con las posiciones en las que el perfil del gradiente supera el umbral, como se puede apreciar en la figura 35.

Por ello se implementa un algoritmo iterativo que utiliza técnicas de procesamiento morfológico de imagen.

1. Si hay parte de máscara a uno se realiza un cierre utilizando un elemento estructurante lineal paralelo al eje de posición de tamaño inicial 3 y una apertura con el mismo elemento estructurante pero de tamaño 5.
2. Si sigue habiendo “unos” después del procesado pero hay más de una zona, se vuelve a realizar la apertura y el cierre incrementando el tamaño de cada elemento estructurante.
3. El algoritmo se repite hasta que solo quede una zona de máscara a “uno”, que corresponderá con la zona más grande y por lo tanto, en la mayor parte de los casos con la región que se busca, aunque puede ser que un artefacto muy ancho en posición provoque que el método converja a delimitar este artefacto y no la señal objetivo, pero esto es muy poco probable.

De esta máscara conexas se obtienen los límites que serán el punto de inicio y final de la zona activa del músculo, según cada umbral, en cuanto a la posición de la aguja.

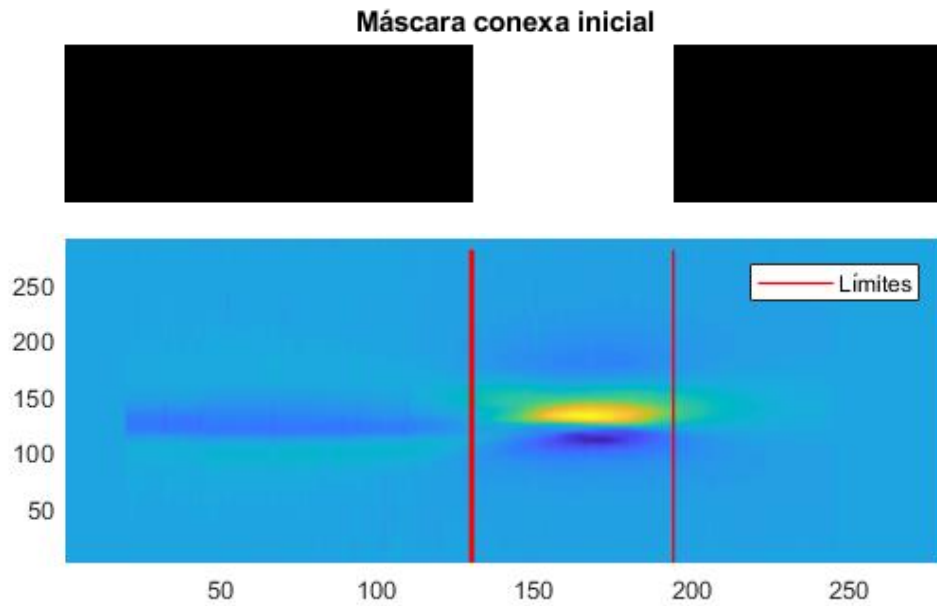


Fig 36: Máscara conexas inicial.

[1.6] Fusión ambas máscaras

Antes de este bloque ya se habrán obtenido dos máscaras como las mostradas en la figura 37.

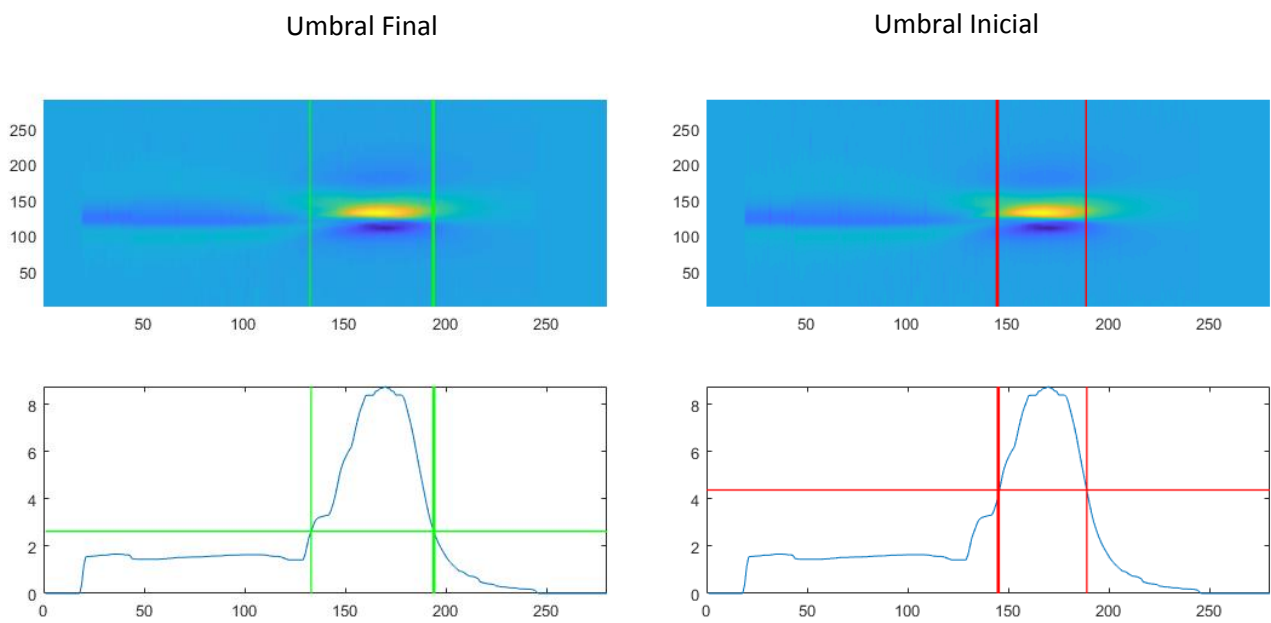


Fig 37: Umbralización con ambos umbrales, inicial y final.

Estas dos máscaras optimizarán cada una la estimación de uno de los límites del MUT, por lo que se escogerá para la máscara final el más profundo de la máscara inicial y el más superficial de la final. Ya que son éstos los puntos para los que se ha calculado el parámetro α óptimo como se demuestra en el siguiente subapartado.

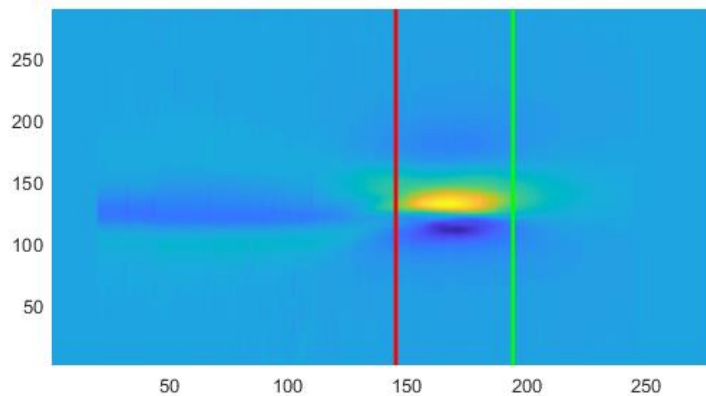


Fig 38: Límites definitivos

Obtención del valor óptimo de α

Para obtener el valor de α óptimo que permita delimitar la zona activa de la señal en cada uno de los límites en posición, es decir, el umbral que dé como resultado unos límites lo más parecidos a los simulados (apartado 3.1.3), se analizan varias señales.

Se tienen almacenadas 150 señales multiscanning simuladas con diferentes niveles de MVC además de la salida del sistema de multiscanning con una sola aguja con estas señales como entrada. Las señales enlazadas (salida del sistema) son las que nos interesan, de estas se tienen numerosos parámetros, pero los más importantes en este momento son, a parte de la señal en sí, las matrices de correspondencia entre las señales enlazadas y simuladas ya que sin esta matriz, no sería posible evaluar los resultados automáticamente y debería hacerse manualmente con sus implicaciones de subjetividad. De cada señal de scanning simulada a su vez se tiene los límites del MUT en términos de posición.

Las 150 señales son obtenidas mediante la simulación de 50 músculos con cada uno de los valores de MVC analizados (2, 3 y 4%). De cada uno de los 150 músculos totales simulados se tienen 120 unidades motoras, lo que da un total de 18000 unidades motoras en total. De cada simulación se procesarán todos los resultados finales obtenidos del algoritmo de enlazado, que como ya se ha explicado anteriormente pueden ser muchos más que las señales de scanning simuladas.

Gracias a la matriz de correspondencia se podrá saber de qué unidad motora simulada proviene cada resultado y los límites de ésta en cuanto a posición de la aguja respecto al MUT. Sabiendo el resultado óptimo que debería dar el algoritmo, es decir, los límites simulados, se puede calcular cual será el umbral con respecto al máximo del perfil que da la máscara cuyos límites en posición más se acercan a los límites simulados.

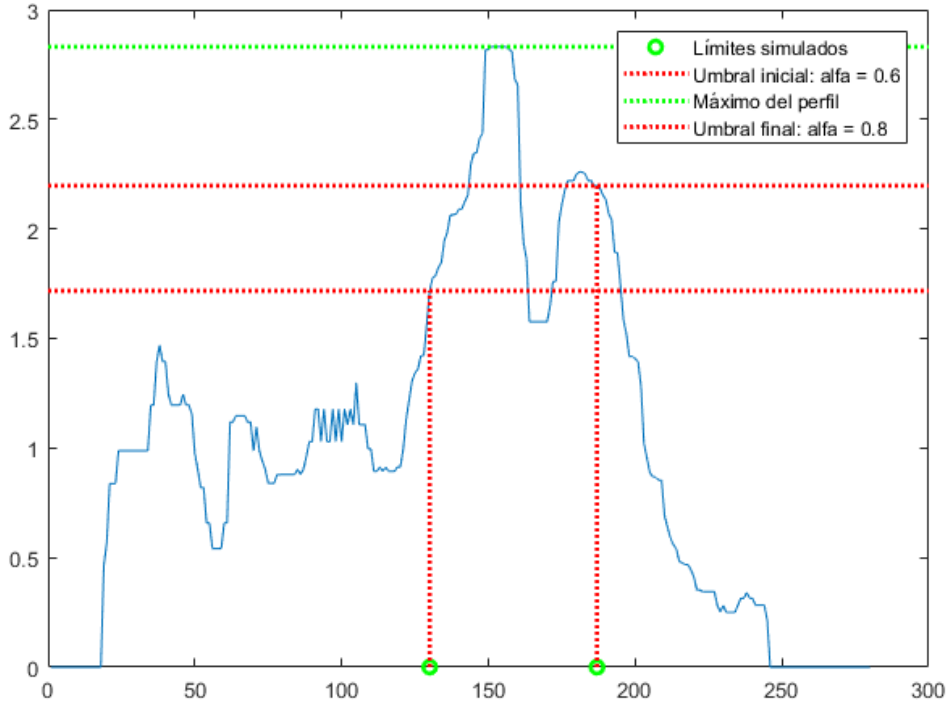


Fig 39: Valores de α óptimos para una de las señales enlazadas.

Para establecer unos umbrales óptimos se realizará un análisis de cómo afecta al error en la estimación la variación de estos parámetros α . Se ejecutará el método explicado anteriormente utilizando dos parámetros α iguales para ambos umbrales ya que la obtención de uno de los extremos no está condicionada por la obtención del otro. Estos dos parámetros variarán entre 0 y 0.9. Tras obtener para cada α los límites del MUT estimados por el algoritmo se calculará la suma del valor absoluto del error en esta estimación. Este error es calculado como la diferencia entre la posición de inicio y final del MUT y la posición real de inicio y final del MUT para cada vez que se ejecute el algoritmo sobre las mismas señales simuladas:

$$E_{ini} = \sum_{j=1}^J \varepsilon_{ini}^j = \sum_{j=1}^J (T_{ini}^j - L_{ini}^j) \quad (7)$$

$$E_{fin} = \sum_{j=1}^J \varepsilon_{fin}^j = \sum_{j=1}^J (T_{fin}^j - L_{fin}^j) \quad (8)$$

Dónde $E_{ini,fin}$ es el error total, $\varepsilon_{ini,fin}^j$ es el error en la señal j-ésima, $T_{ini,fin}^j$ es el valor estimado del límite de la señal j-ésima y $L_{ini,fin}^j$ el valor real del límite de la señal j-ésima.

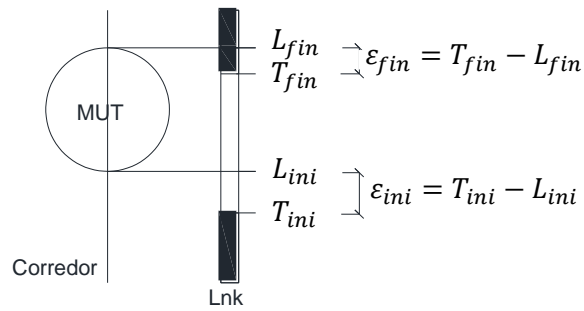


Fig 40: Cálculo error absoluto

Lo cual produce la siguiente relación entre los α y el error absoluto

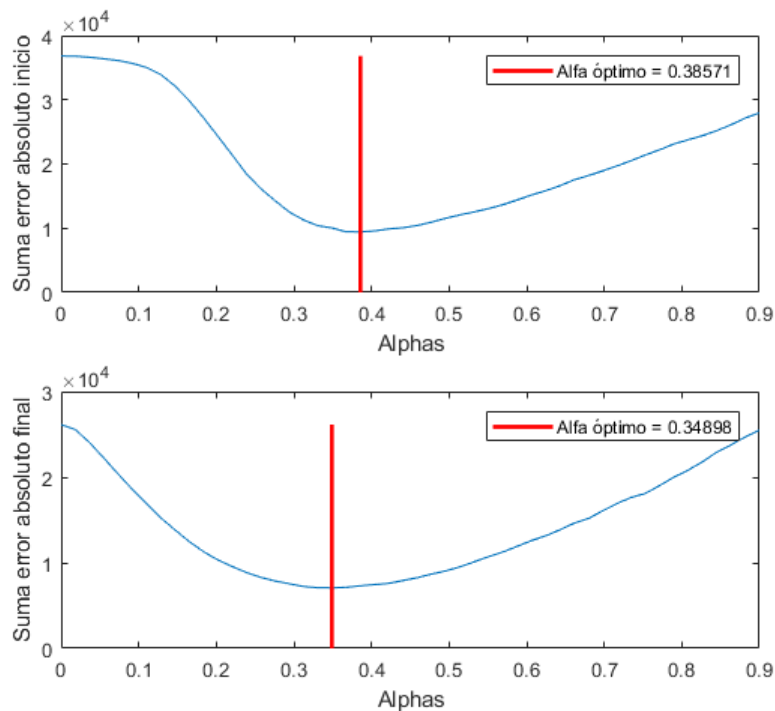


Fig 41: Relación entre el error y el alfa para cada límite.

En la figura 41 se demuestra que el error en la estimación de los límites es la menor cuando para los umbrales de enmascaramiento se utilizan los valores 0.386 y 0.349 como umbral para la obtención del límite inicial y la obtención del límite final respectivamente.

3.2.3 Purga de las máscaras

Surgen dos problemas principales en cuanto a la obtención de los límites anteriores. Pueden darse dos situaciones: que la trama sea demasiado corta como para tenerla en cuenta o que la trama sea una señal de solo cánula y el sistema no lo detecte, marcándola como correcta. Para intentar solucionar estos problemas se realiza un análisis de la relación de los umbrales de duración y potencia que se utilizarán en la purga de las tramas que se descartarán.

Para ello se comparará el número de falsos positivos y falsos negativos con los umbrales anteriormente mencionados. Es decir, si se eliminan las tramas con duración por debajo del

umbral o con potencia por debajo del umbral, cuantos errores se cometen al descartarlas o no; aquí no se valora la precisión de la obtención del límite.

Comparando la zona activa detectada con la región del territorio de la UM, pueden darse cuatro casos:

1. **Verdaderos positivos:** Las señal obtenida corresponde a las tramas registradas cuando la aguja está dentro del MUT y el algoritmo las analiza como válidas. De ellas calcula sus límites.
2. **Falsos positivos:** El algoritmo considera que las tramas son válidas y calcula sus límites pero estas muestras no provienen de posiciones dentro de la unidad motora.
3. **Verdaderos negativos:** Las tramas no provienen de posiciones dentro de la unidad motora o son tramas enlazadas incorrectamente y algoritmo lo detecta, por lo tanto las descarta.
4. **Falsos negativos:** Las muestras son válidas pero el algoritmo las descarta.

El algoritmo descarta las tramas comparando su duración y potencia con un umbral, si no lo superan serán consideradas fuera de la unidad motora. Si el umbral es alto, el algoritmo será muy selectivo y producirá más falsos negativos que si es bajo. En el caso de ser bajo, el algoritmo será más permisivo pero también calculará límites de señales que no son válidas. Se analiza a continuación el comportamiento del algoritmo dependiendo de los umbrales. Se analizarán las señales empleando los siguientes umbrales:

Parámetro	Rango de variación	Incremento
Umbral de duración	1-100	2
Umbral de potencia	0 - 0.1	0.002

Tabla 1: Valores de umbral

Umbral de duración de la trama.

El algoritmo calcula la duración de la señal como el número de trazas contenidas entre la considerada como inicial y la final. Así, las señales que tienen una duración menor al umbral serán consideradas como trazas no enlazadas correctamente y por tanto no representarán la zona activa de una señal. Estas señales consideradas como erróneas serán descartadas.

Ejecutándose el algoritmo con los distintos umbrales representados en la tabla 1 se obtendrán los resultados de la figura 42.

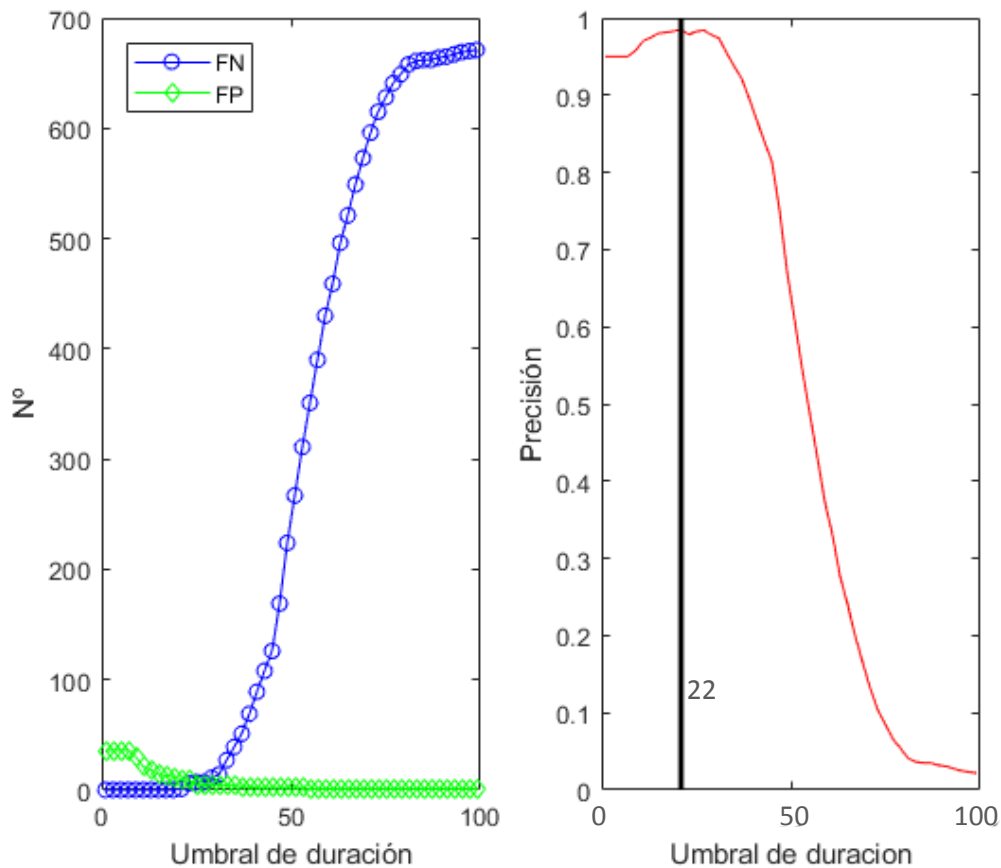


Fig 42: Relación entre el porcentaje de falsos positivos y falsos negativos y el umbral de duración.

La figura 42.a representa la relación entre el umbral de duración y el número de falsos negativos y falsos positivos que se dan en la purga de las señales. Se observa que cuando el umbral es muy bajo, apenas se descartan señales, por lo tanto no hay falsos negativos, pero se consideran válidas señales que en realidad no lo son.

En la figura 42.b se representa la precisión del algoritmo en función del umbral de duración. La precisión se define como:

$$Precisión = \frac{N^{\circ} \text{ Verdaderos positivos}}{N^{\circ} \text{ Verdaderos positivos} + N^{\circ} \text{ Falsos positivos} + N^{\circ} \text{ Falsos negativos}} \quad (9)$$

Se puede observar que este valor tiene un pico en el valor de umbral de 22 trazas. En este punto existe la mejor relación entre los falsos negativos y los falsos positivos.

Umbral de potencia

El algoritmo, tras la purga de las señales por el criterio de duración, calculará la potencia de las señales resultantes tras esta purga. La potencia es calculada sobre el tramo de señal bidimensional considerado como válido (Fig. 43) tras el procesado del gradiente. Es decir, la señal enlazada desde la trama calculada como inicial y la obtenida como final.

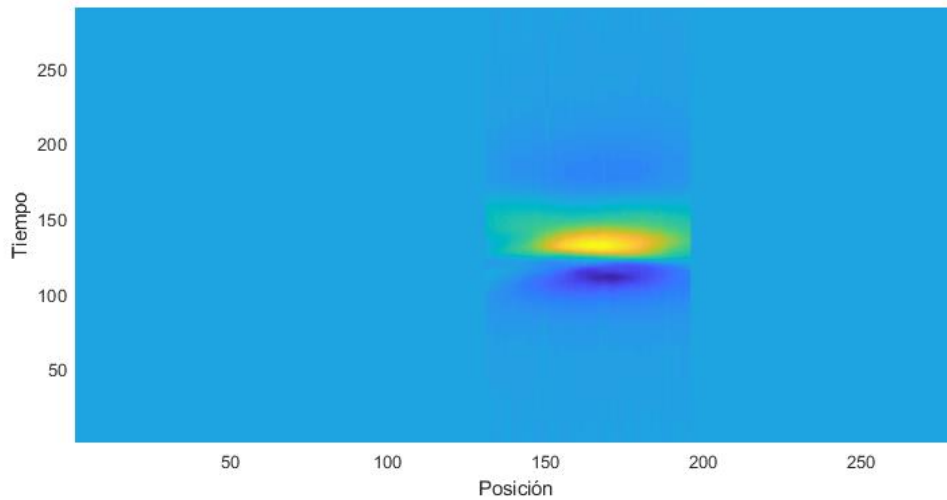


Fig 43: Tramo de señal sobre la que obtener la potencia

La potencia será obtenida como:

$$P = \frac{1}{N \cdot K} \cdot \sum_{n=1}^N \sum_{k=1}^K |x[k, n]|^2 \quad (10)$$

Este valor de potencia es la que se comparará con el umbral de potencia seleccionado y la señal será descartada si no lo supera.

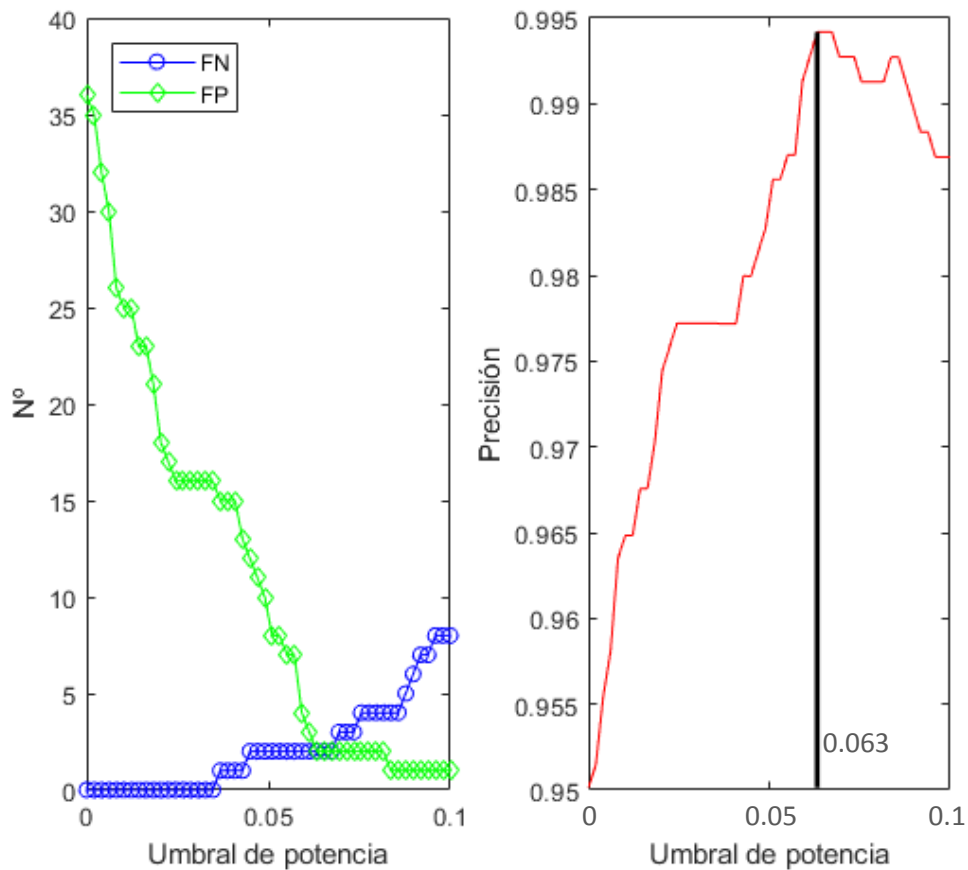


Fig 44: Relación entre el porcentaje de falsos positivos y falsos negativos y el umbral de potencia.

Las figuras 44.a y 44.b representan los mismos parámetros de calidad que las figuras 42.a y 42.b pero en función del umbral de potencia en lugar del de duración

Se puede observar que este valor tiene un pico en el valor de umbral de 0.008. En este punto existe la mejor relación entre los falsos negativos y los falsos positivos.

Observando ambos casos de umbralización se establecerá el valor óptimo para ambos umbrales; para ello se tendrá en cuenta que los falsos negativos son más problemáticos que los falsos positivos. Esto se debe a que es mejor obtener como salida una señal que no sea válida por ser cánula que descartar las señales válidas, con la consiguiente pérdida de MUPs. Como resultado del análisis obtenemos para la duración un umbral óptimo de 15 trazas y para la potencia un umbral de 0.008.

3.2.4 Evaluación del método.

A continuación se analizan diferentes diagramas de error en la obtención de los límites inicial y final del MUT. Para entender mejor los diferentes errores que aparecen en la obtención de los límites, primero se explicarán los casos que se contemplan en el registro de la señal de scanning.

3.2.4.1 Casos

El algoritmo de enlazado, como ya se ha mencionado, produce muchas soluciones. Entre estas se pueden dar varios casos. Se agruparán estas soluciones en tres grupos:

- **Caso 0 (C0):** La solución obtenida es una fracción de lo que sería la señal de scanning completa. Esta fracción además corresponde a trazas obtenidas en posiciones de registro en las que la aguja está atravesando el MUT pero la zona activa del electrodo está registrando en posiciones más profundas que el MUT. Por lo tanto, el potencial que se registra es el visto por la cánula. Así se tiene una solución compuesta únicamente por trazas de cánula. El objetivo del algoritmo es que estas soluciones sean descartadas.

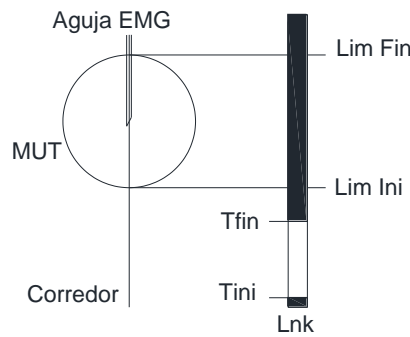


Fig 45: Esquema de un ejemplo de caso 0.

- **Caso 2 (C2):** En este caso, la solución es de nuevo una fracción de la solución completa de scanning ideal. Pero ahora, las trazas que forman esta solución han sido registradas en posiciones del corredor en las que la zona activa del electrodo está dentro del MUT. Es decir, la solución contiene la zona activa de la señal. La zona que refleja la verdadera actividad de la unidad motora. El objetivo del algoritmo es quedarse con este tipo de soluciones y además ser capaz de delimitar cuando empieza y cuando acaba la zona activa de la señal.

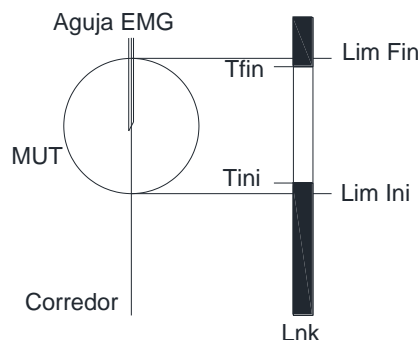


Fig 46: Esquema de un ejemplo de caso 2.

- **Caso 1 (C1):** El resto de posibles soluciones. Como podrían ser soluciones en las que aparecen fracciones de señal compuestas por trazas obtenidas en posiciones de registro dentro y fuera del MUT (Fig. 47 b) o soluciones en las que la aguja no atraviesa el MUT, pero está cerca de este (Fig. 47 a). A partir de las segundas se podría inferir la forma de onda del scanning MUP. Las soluciones englobadas en este caso no serían críticas, pueden ser consideradas válidas y se calcularían los límites del MUT o podrían descartarse. El objetivo del algoritmo serán los casos 0 y 2. Debe ser capaz de localizar las soluciones de los casos 0 y 2 con el mínimo error y actuar en consecuencia. Es decir, descartando las pertenecientes al caso 0 y calculando los límites del MUT en las del caso 2.

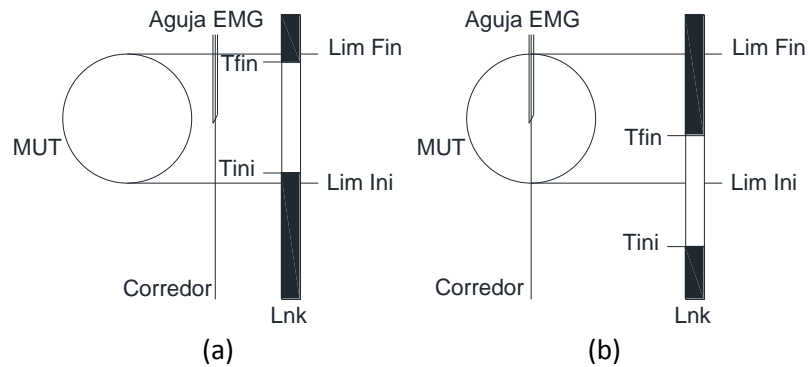


Fig 47: Esquema de dos ejemplos de caso 1.

3.2.4.2 Error absoluto

Como primer análisis del error se presenta el cálculo del error absoluto que ya ha sido descrito en el apartado de la obtención del parámetro α óptimo. En este caso se calculará el error en la estimación de los límites iniciales y finales con respecto a los reales (Fig. 48 (g)) y se agruparán los resultados dependiendo de la naturaleza de las soluciones en cuanto a los casos previamente descritos.

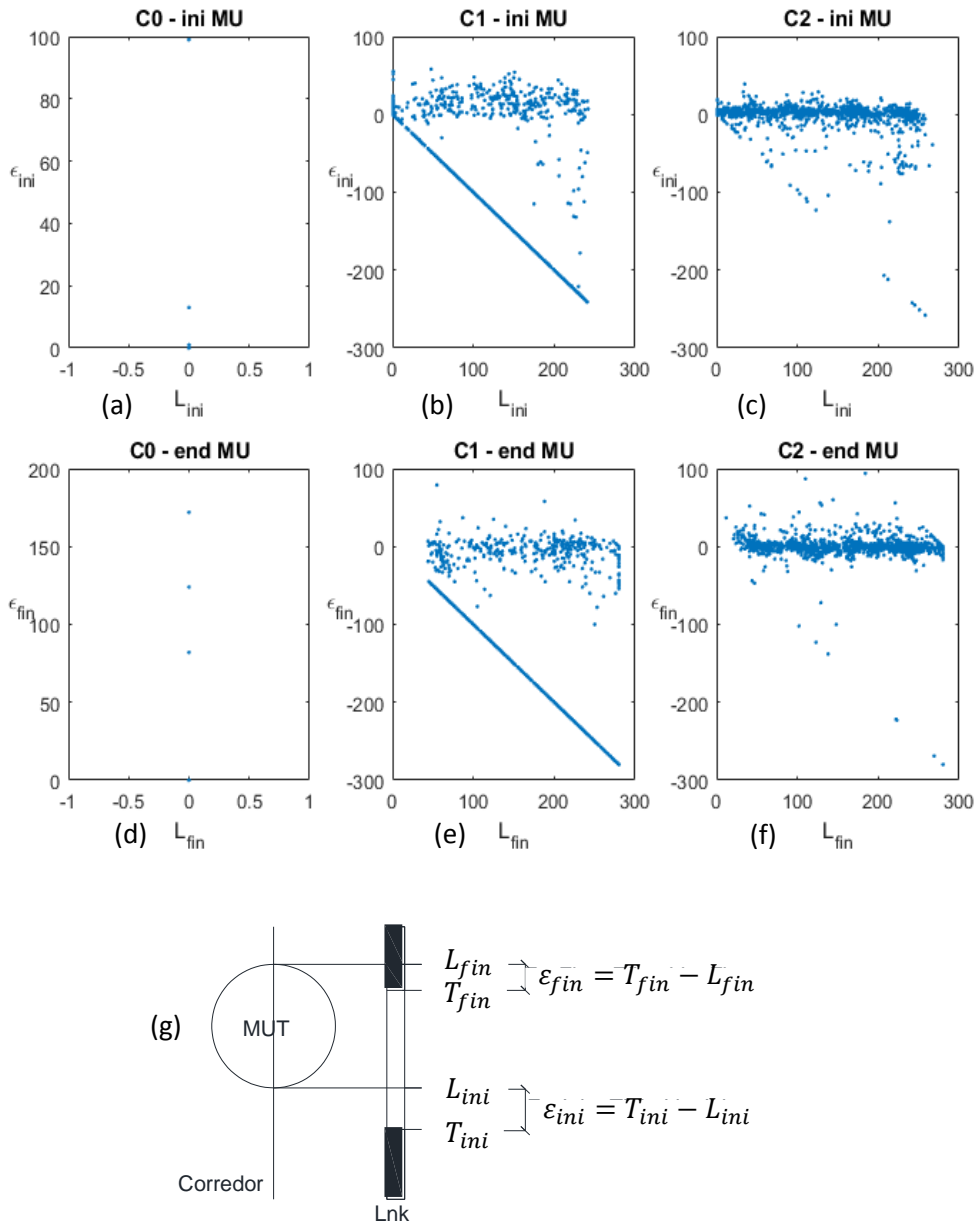


Fig 48: (a,b,c,d,e y f) Error absoluto en muestras en la detección de los límites del MUT. (g) Cálculo de este error.

Los diagramas de la figura 48 muestran el valor del error absoluto en muestras en la posición en tramas de los límites inicial y final del MUT. Es decir, se representa la diferencia entre los límites reales del MUT y los obtenidos por el algoritmo ($\epsilon_{ini,fin}$) frente a los límites reales.

En la figura 48 (a) y (d) se muestra el error de los casos 0. Se puede apreciar como todos los errores están alineados con el valor de límite real 0. Esto se debe a que, al no estar la señal representando trazas registradas dentro del MUT, la señal se debería descartar y por tanto los límites reales son 0. Aparece un punto con coordenadas (0,0) que representa que la diferencia entre el límite estimado y el real es igual a cero, es decir, la señal es desecheda correctamente por no considerarse que represente la zona activa (verdadero negativo). Este punto es la superposición de todos los verdaderos negativos, cuyo valor es igual al valor estimado del límite, ya que el real es 0. Y corresponderían a los fasos positivos.

En la figura 48 (c) y (f) se muestra el error casos 2. Se podrían diferenciar dos zonas en el diagrama, los puntos en torno al valor de error cero y los agrupados formando una diagonal. Los primeros reflejan los límites que se han encontrado en señales totalmente incluidas en el territorio de la unidad motora, así pues, el error muestra la diferencia de posición (en muestras) entre el límite encontrado y el límite real. Mientras que las segundas reflejan los casos en los que la señal está por completo dentro del territorio pero el algoritmo la descarta, por tanto el error es negativo e igual a la posición del límite real.

Las figuras 48 (b) y (e) muestran el error de los casos 1. Similar a anterior, pero estos casos en principio no son relevantes, se podría considerar desecharlos o considerarlos buenos, ya que la señal de los MUPs sí que corresponde a su forma real, pero tiene muy poca amplitud. Por lo que en principio se fijará el foco en los casos 0 y 2.

3.2.4.3 Error relativo

Los diagramas de la figura 49 (a) y (b) muestran la relación de los errores con la longitud de la señal procesada.

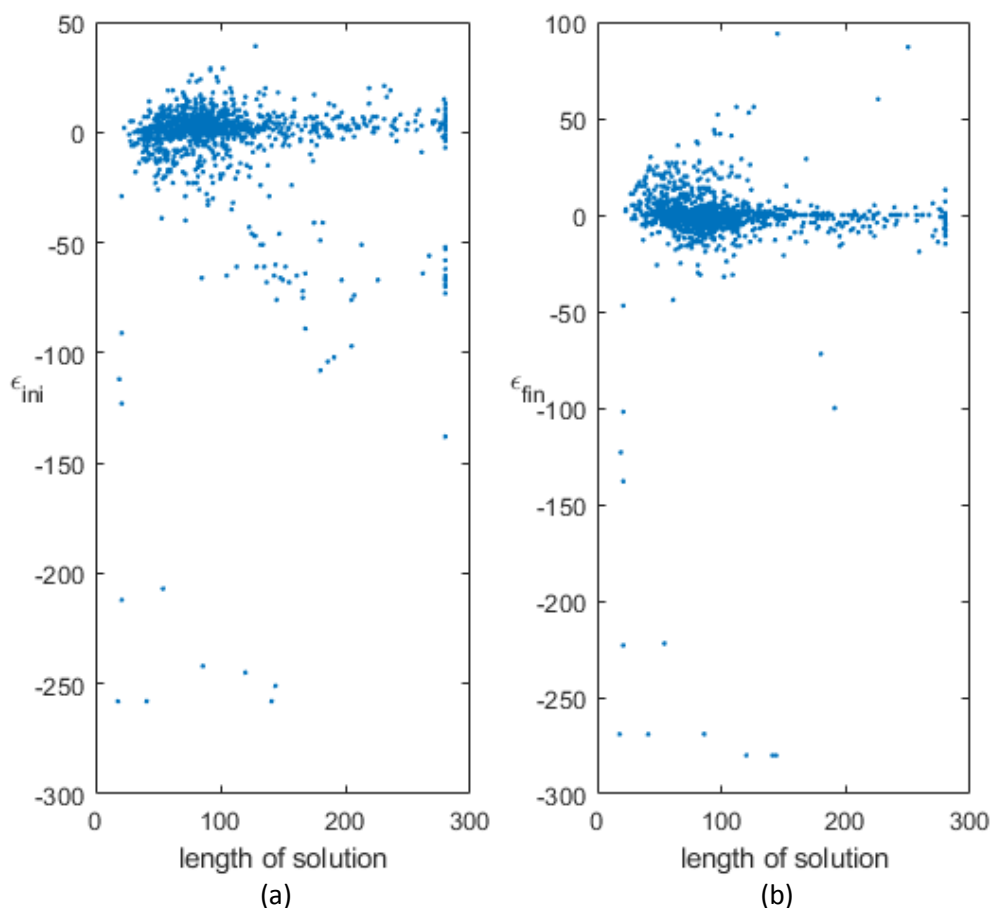


Fig 49: Error en la estimación de los límites en función de la longitud de la señal procesada.

Este error solo se calcula para los casos anteriormente mencionados en los que la señal enlazada es considerada como válida.

Se puede apreciar, que el error se encuentra en torno al 0 en una gran parte de los límites calculados. Aunque se puede ver que en señales con longitudes cortas la dispersión es algo

mayor que en las de mayor duración, hay que tener en cuenta que hay un mayor número de señales cortas que de larga duración. Por lo tanto se puede decir que el error no es claramente dependiente de la duración de la señal.

Cabe mencionar que los errores que se separan mucho de la tendencia general corresponderán a los falsos negativos, los que en los diagramas de las figuras 48.c y 48.f forman la diagonal que se ha mencionado.

3.2.4.4 Histograma

En La figura 50 se presentan el histograma de los límites del caso 2. Se aprecia una distribución gaussiana de media cercana a cero, concretamente de una muestra y media en el límite inicial y de menos de media muestra en el límite final. Esto indica que el algoritmo calcula el territorio ligeramente más grande de lo que en realidad es. Porque hay que recordar que el error es igual a la diferencia del punto calculado como inicial y final y los límites reales. Por lo tanto, si la media es negativa en el límite inferior significa que el límite calculado está más profundo que el real y que el tamaño del MUT se sobreestimaré. En el límite final pasa al revés, ya que la media es positiva, es decir, la trama calculada está más superficial que el límite real, tendiendo de nuevo a la sobreestimación del tamaño del MUT.

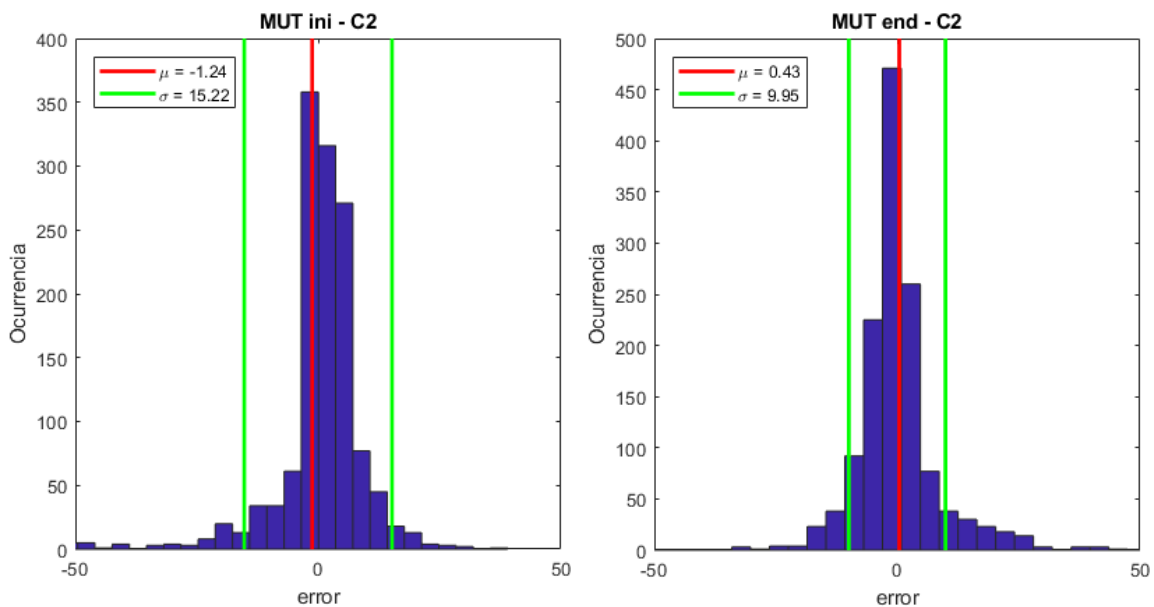


Fig 50: Histogramas del error absoluto.

Se aprecia también en la figura 52 que la desviación estándar es igual a 15,22 muestras en el caso del límite inicial y de 10 muestras en el del límite final. Teniendo en cuenta que el registro se realiza en pasos de 50 μm , las desviaciones estándar serían de 0.76 mm y 0.5 mm respectivamente.

3.3 Punto de inflexión

3.3.1 Objetivo

El objetivo que se persigue con este método es el de determinar si la señal está compuesta por señal y cánula, y si es así poder separarlas; si no, poder discernir entre si se trata de sólo señal o de sólo cánula.

Para ello se parte de que, para la captación de las señales, cada una de las partes del electrodo de medición está conectada a una entrada de un amplificador operacional diferencial. Por lo tanto, el voltaje de salida es una diferencia entre el voltaje que ve la cánula y el que ve la zona activa.

$$V_{out} = V_{act} - V_{can} \quad (11)$$

$$V_{act} = \text{Voltaje visto por la zona activa}$$

$$V_{can} = \text{Voltaje visto por la cánula.}$$

Así, al estar la zona activa más profunda que la región activa del músculo, la cánula verá un voltaje mayor que el que ve la zona activa, por lo que la forma de onda estará inversa. Sin embargo, si la zona activa de la aguja está dentro de la región activa, el voltaje que verá esta será mayor que la vista por la cánula, y la forma de onda de salida cambiará de polarización.

En algún momento de esa inversión, ambos voltajes se igualarán y por tanto el voltaje de salida será pequeño. Ese será el punto de inflexión buscado.

3.3.2 Implementación

Este método parte de la señal de scanning igual que el anterior, pero se le aplica un filtrado de mediana de tamaño 5 en la dimensión espacial para suavizar la señal bidimensional enlazada antes de ser analizada.

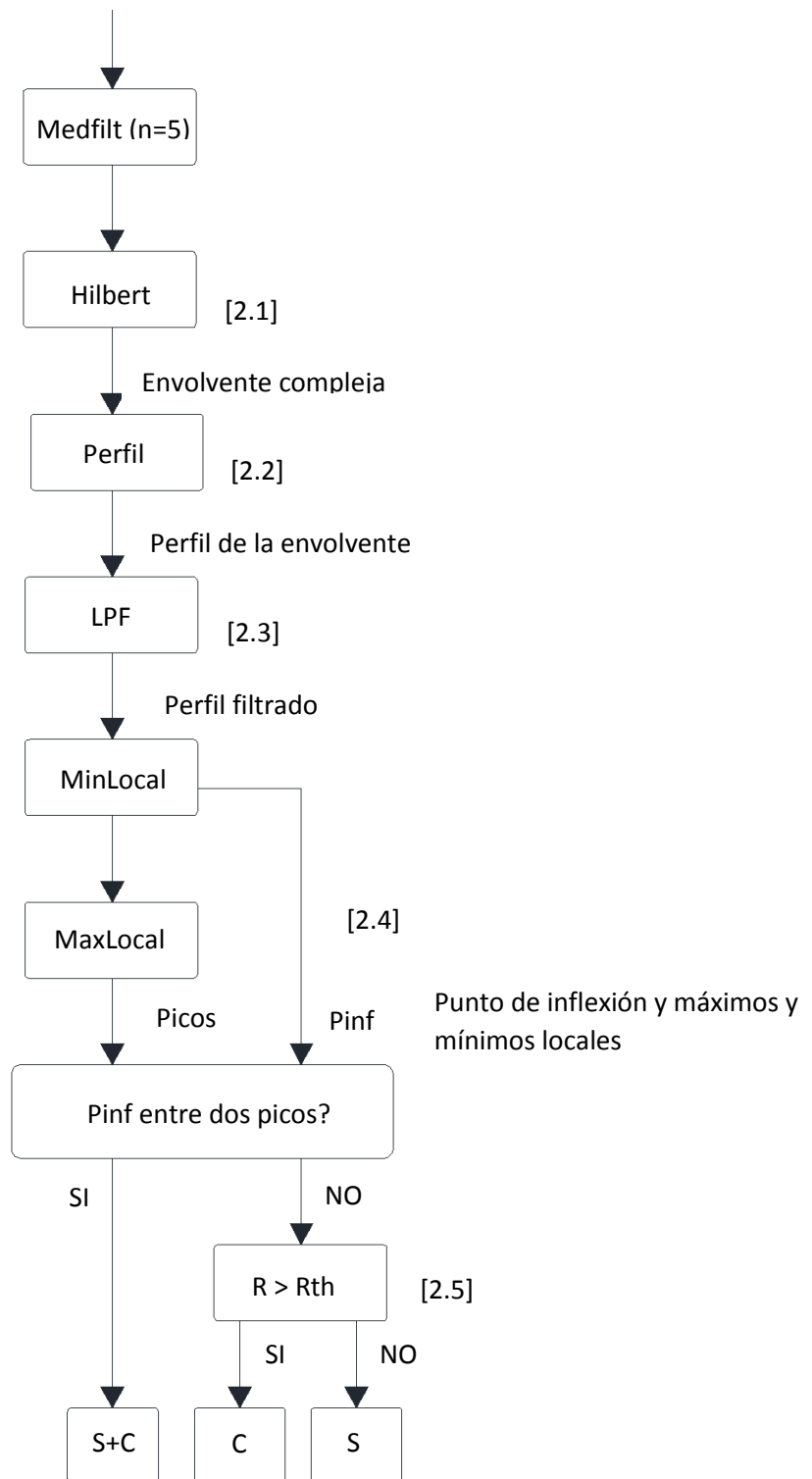


Fig 51: Diagrama de flujo del método del punto de Inflexión.

[2.1] Transformada de hilbert

El siguiente paso es aplicar la transformada de Hilbert a todas las tramas del MUP. De cada muestra transformada se obtiene el valor absoluto y se reconstruye la envolvente del MUP, sin partes de voltaje negativo, como se puede observar en la figura 52.

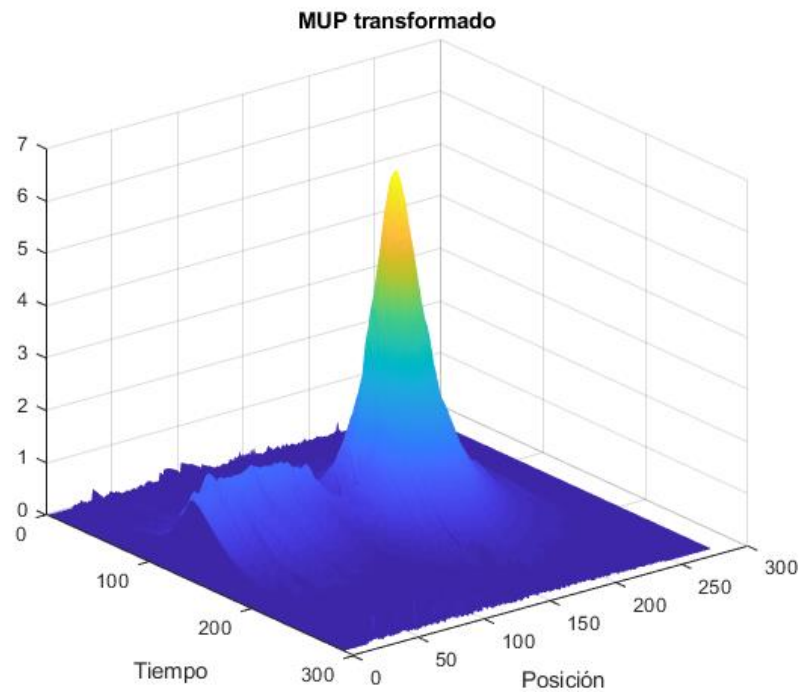


Fig 52: Envolvente compleja de la señal original

[2.2] Obtención del perfil

De esta transformada se obtiene el perfil del máximo de la señal visto desde el eje de posición, es decir, de cada muestra espacial se obtiene el máximo de la señal.

$$P[k] = \text{máx}[S[k, n], k] \quad (12)$$

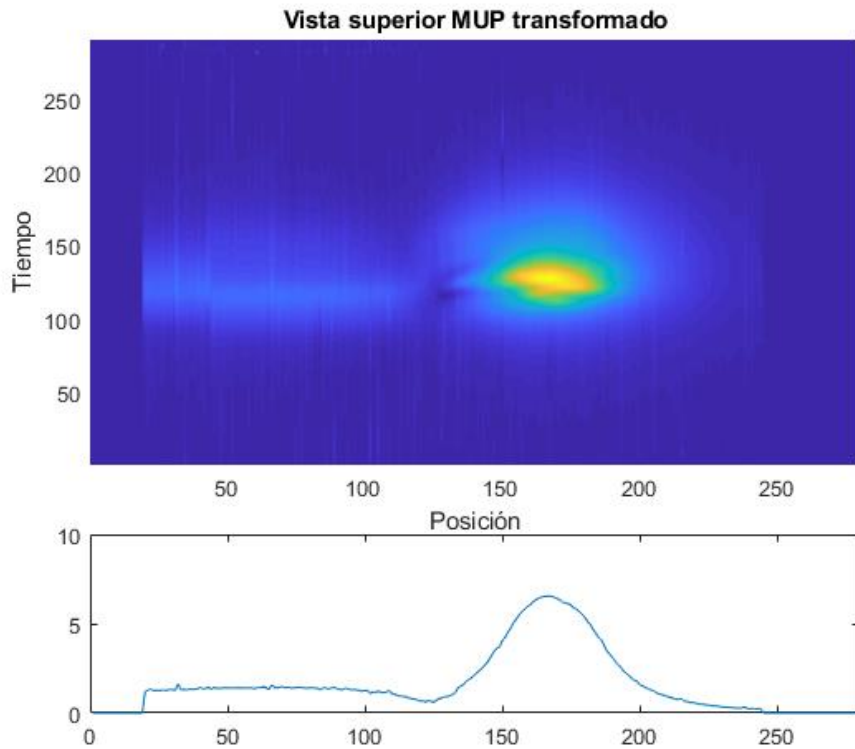


Fig 53: Perfil de posición de la envolvente compleja

A la vista de la figura 53 (b), el punto de inflexión está claro a simple vista (en torno a la posición 123) pero la función implementada por Matlab usada para encontrar el mínimo local más prominente se basa en que los mínimos y los máximos locales se dan en los puntos en los que la derivada de la función es igual a cero. Y observando la derivada del perfil obtenido:

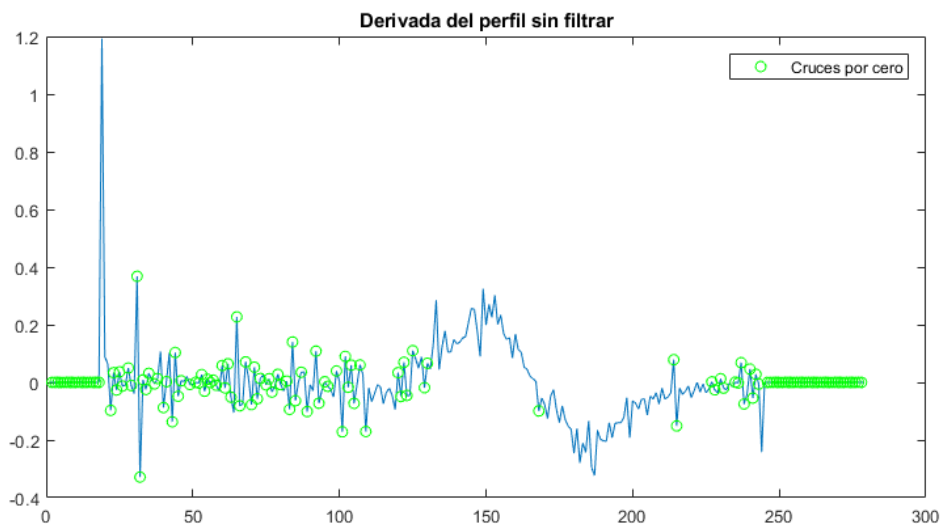


Fig 54: Derivada del perfil y cruces por cero de este.

Se puede observar que determinar qué cruce por cero es el que representa el punto de inflexión es muy difícil; sabemos que en este caso el punto que debería dar como resultado la búsqueda de los mínimos, está en el cruce por cero que se da en torno a la muestra 123 (Fig. 54). Pero por la naturaleza de la señal proveniente del algoritmo de enlazado, se producen picos en la

derivada, al no estar todas las tramas correctamente alineadas. Esto produce que haya un gran número de cruces por cero y de similares características.

[2.3] Filtrado paso bajo

Para disminuir este efecto habrá que filtrar el perfil con un filtro paso bajo bastante restrictivo. No interesan detalles en la forma de onda ahora, tan solo ese punto de transición.

El filtro será un filtro FIR con ventana Hamming de orden 20 y frecuencia de corte de 0.2π rad/muestra.

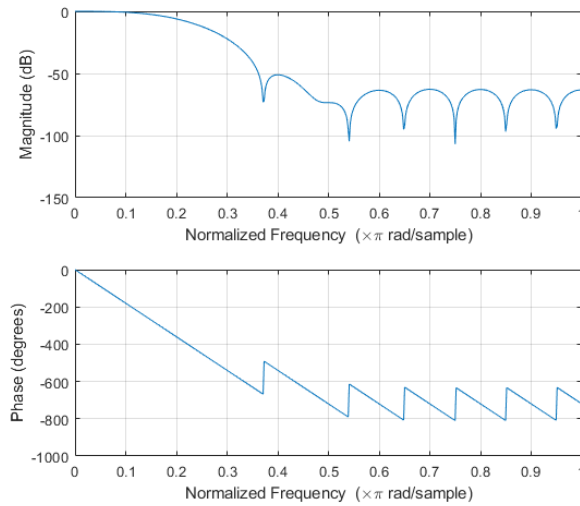


Fig 55: Respuesta en magnitud y fase del filtro FIR LPF

Este filtro es lo suficientemente restrictivo como para eliminar los picos en la segunda derivada y no demasiado como para romper la forma del perfil que diferencia la cánula y la señal.

Con este filtro se consigue una derivada más suave, como se observa en la figura 56.

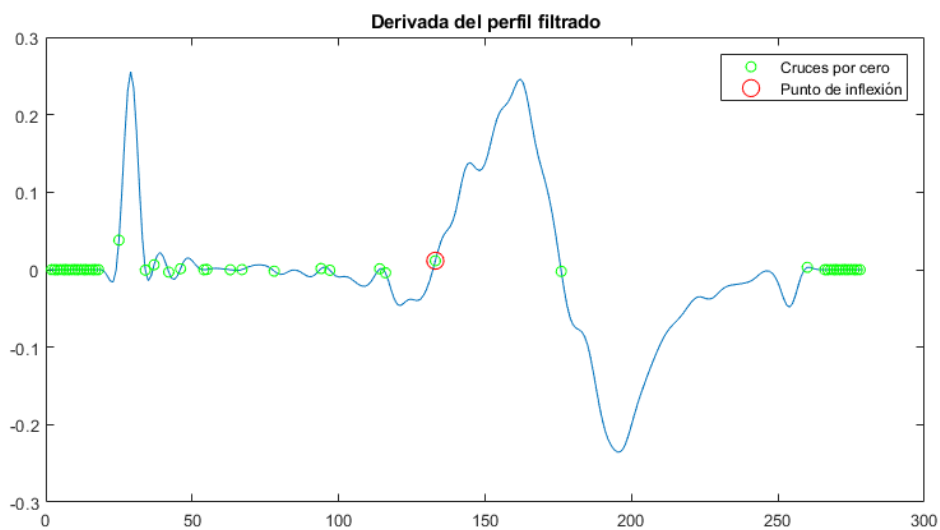


Fig 56: Derivada del perfil filtrado, cruces por cero y el punto de inflexión tras el filtrado.

En la esta derivada filtrada sí que existe cierta diferenciación entre los cruces por cero producidos por el ruido y la derivada de éste y los extremos locales de la señal. Y como se puede observar, uno de los dos cruces más aislados es el que debería dar como solución la muestra 133. Teniendo en cuenta el retardo de grupo del filtro FIR ($N/2 = 20/2 = 10$), es la zona del punto de inflexión que se busca en el perfil.

Si se busca el mínimo local de mayor prominencia obtendremos la posición buscada. La prominencia de un pico (un mínimo local o valle de una señal sería un pico de la misma señal invertida) mide cuanto sobresale un pico en relación a su posición de base además de su posición relativa a otros picos. De esta forma, un pico, aunque sea más bajo que otros, si está aislado, será más prominente.

[2.4] Punto de inflexión y máximos y mínimos locales

Tras encontrar el mínimo local más prominente habrá varias posibilidades que se contemplarán ya que, a priori, el hecho de que aparezca un mínimo local no asegura que sea producido por el cambio que queremos localizar.

Se calcularán, de la misma manera que el mínimo local, los dos máximos locales más prominentes de la señal si los hay, si no, solo uno, dependiendo de si es señal válida más cánula o de si es una de las dos. Se describen a continuación los dos casos.

1. A ambos lados del punto de inflexión existe señal significativa.

En este caso existirá cánula hacia el inicio de las tramas (más profundidad) y señal válida hacia el final de las tramas (menos profundidad). Al revés no tendría sentido ya que si la región activa se encuentra en la profundidad del corredor, el inicio de las tramas será señal activa, pero hacia el final no existirá cánula al no estar ésta viendo ningún voltaje. Esto es debido a que el registro de scanning se realiza siempre sacando la aguja del músculo.

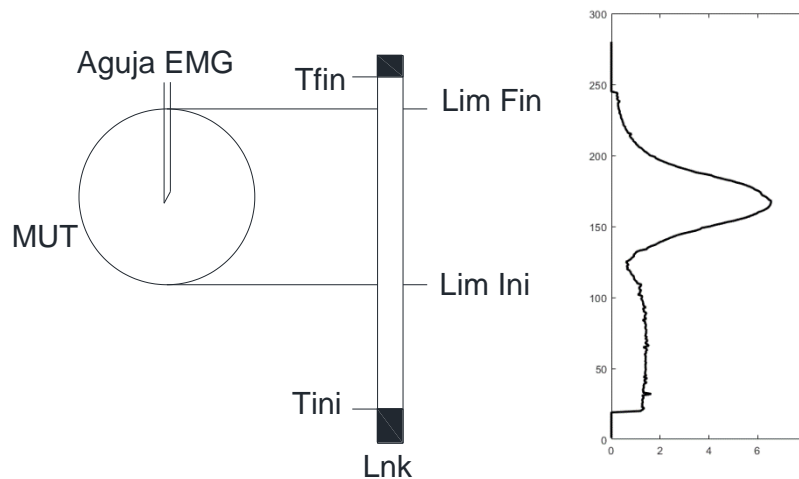


Fig 57: Señal vista por la zona activa de la aguja dependiendo de la posición de esta.

Si los dos máximos locales más prominentes se hallan a ambos lados del punto de inflexión significará que este punto de verdad es el buscado. Ya que estos máximos corresponderían, uno al máximo en la zona de cánula y el otro al máximo en la zona de señal activa. A estas señales se les dará la etiqueta de "S+C" que corresponde a las señales formadas por señal más cánula. En este caso son las señales formadas por señal y cánula.

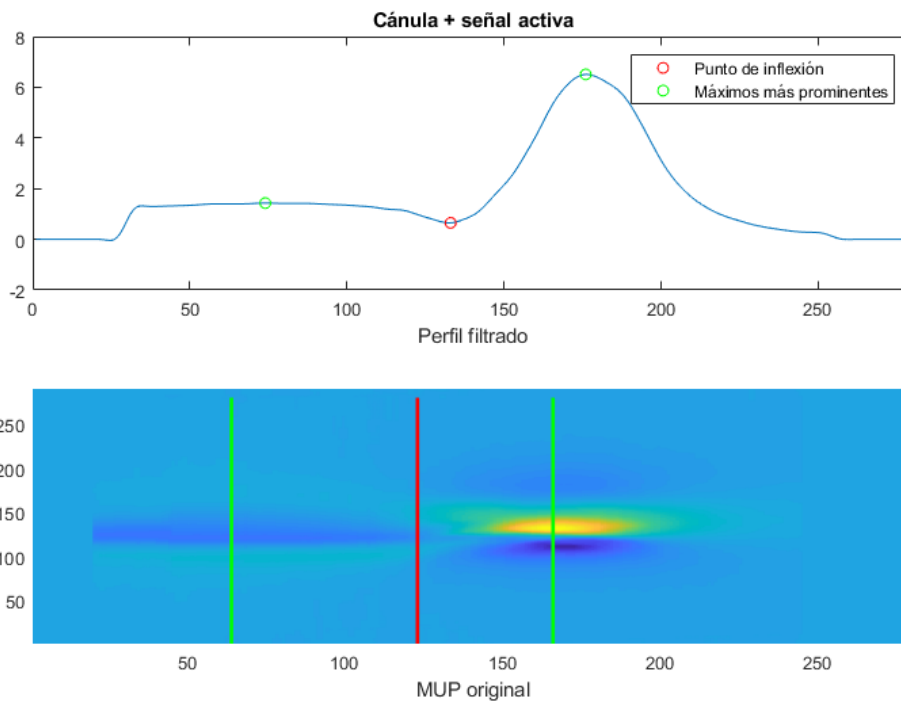


Fig 58: Punto de inflexión y máximos más prominentes tanto en el perfil como en la señal scanning

Hay que recordar que habrá que desplazar los máximos locales $N/2$ muestras para que correspondan con las trazas reales; en este caso, 10 muestras.

2. Solo existe señal a un lado del punto de inflexión.

Este caso es el que se da cuando no existen dos máximos prominentes o ambos máximos están a un lado o al otro del punto de inflexión; esto significa que no hay señal a ambos lados del mínimo local más prominente, es decir, la señal existente no sufre ningún cambio de tendencia brusco. Por lo tanto o es solo cánula o es solo señal.

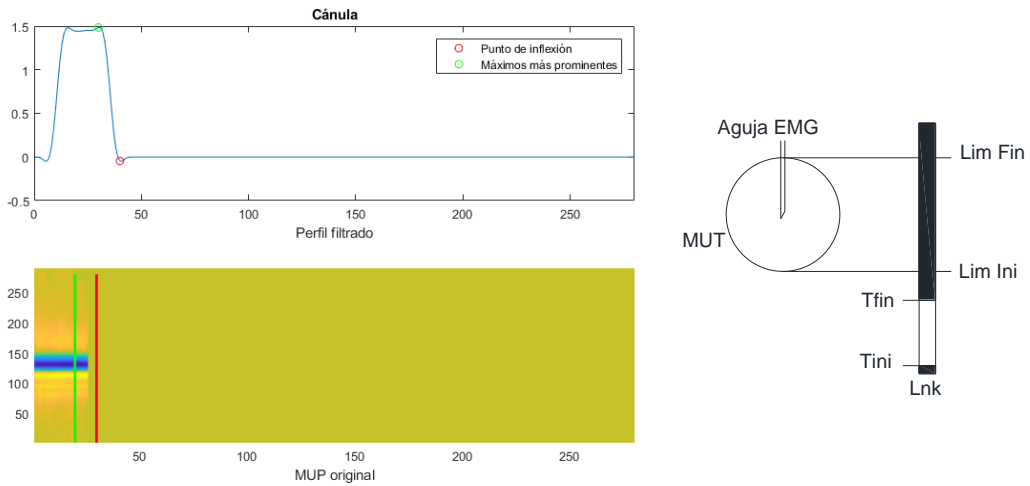


Fig 59: Punto de inflexión y máximo local en señal de cánula.

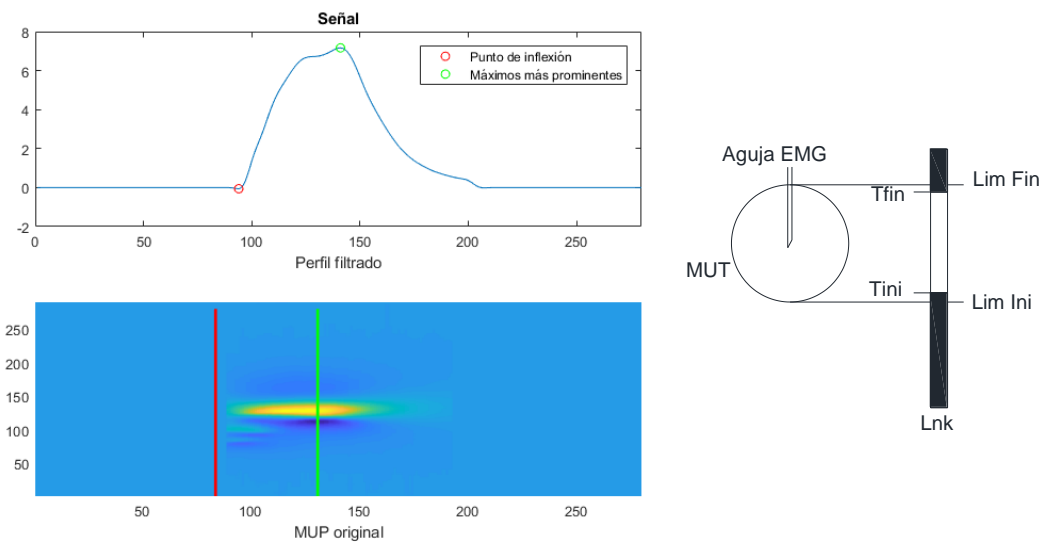


Fig 60: Punto de inflexión y máximo local en señal activa.

Para discernir entre una u otra, se analizará la forma del perfil antes de ser filtrado, ya que el perfil de las señales formadas por solo cánula, al ser más constante, tendrá una forma relativamente rectangular. Por ello, se creará un pulso cuadrado alineado con el perfil, de su misma duración y de amplitud igual al valor máximo de amplitud del perfil (Fig. 61). Se analizará la relación entre el área bajo la curva de ambas señales, ya que, si la señal es solo cánula, el área será muy parecida a la del pulso, pero las señales compuestas por zona activa tendrán una forma más irregular y el área será diferente a la del pulso. Esta relación será el parámetro (Ec. 13) que servirá para poder clasificar las señales basándose en si supera un cierto valor umbral. El cálculo del parámetro R óptimo de umbral se explica en el siguiente apartado.

$$R = \frac{\sum_{k=1}^K \text{Perfil}[k]}{\text{máx}\{\text{Perfil}[k]\} \cdot K} \quad (13)$$

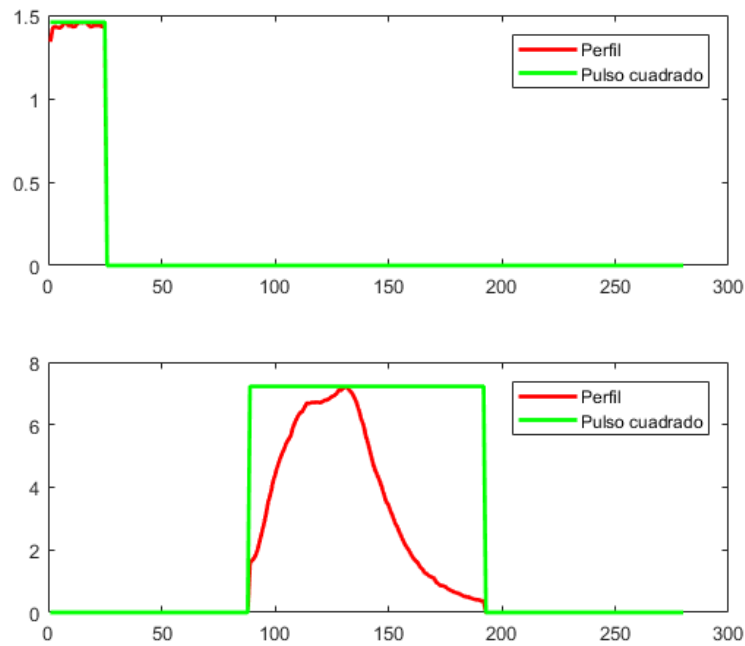


Fig 61: Perfiles y pulsos cuadrados de un caso0 y un caso 2.

[2.5] Elección umbral

Para realizar el análisis que permita obtener un valor óptimo de umbral para el parámetro R es necesario el conocimiento de si una trama enlazada está dentro de los límites de la región activa del músculo simulado o no. Es decir, es señal válida, o no. Esta distinción está realizada en el apartado 3.2.4.1 en el que se describen los posibles casos de soluciones que pueden aparecer. Para este análisis se descartarán las soluciones del caso 1 y se calculará el parámetro R para los casos 0 y 2.

Así pues, se analizará este conjunto de señales guardando para cada una el caso en el que se agrupa y el parámetro R. Generando dos histogramas, uno para los valores de R de las señales del caso 0 y otro para las del caso 2, es decir, las formadas por solo cánula o por solo señal respectivamente.

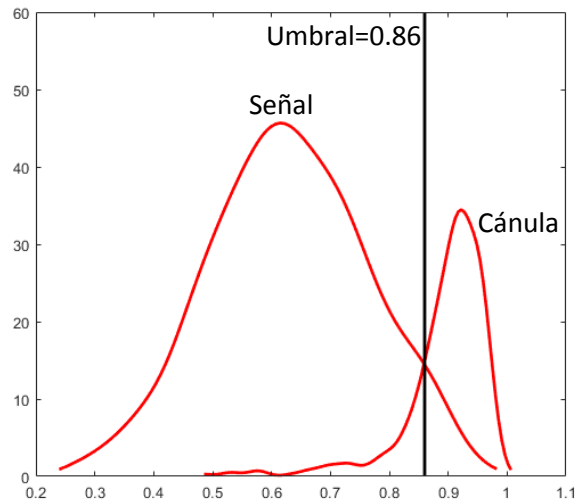


Fig 62: Histogramas para los casos 0 y 2

La figura 62 representa la aproximación de los histogramas de los casos 0 y 2 realizados con 50 valores de R. Se aprecia que si se realizara una clasificación de las señales basándose en el umbral de R igual a 0.86 la clasificación tiene poca probabilidad de cometer un error. Por lo tanto, si una señal no tiene un máximo local a ambos lados del punto de inflexión y el parámetro R es menor que 0.86, se le dará la etiqueta de señal "S" y si el parámetro R es mayor que 0.86 se le dará la etiqueta de cánula "C".

Capítulo 4. Conclusiones y líneas futuras

4.1 Conclusiones

El objetivo del proyecto era el de proponer mejoras en la fase de purga y clasificación de soluciones de la técnica de scanning-EMG con una sola aguja.

Se ha diseñado un algoritmo capaz de detectar si las soluciones son válidas y en este caso estimar los límites y, por ende, el tamaño aproximado de las unidades motoras tratadas con la técnica de scanning-EMG. Además se ha analizado la precisión del mismo mediante un método de evaluación, dando lugar a resultados satisfactorios con errores de menos de 1 mm en la posición de los límites.

Se ha diseñado también otro algoritmo con el objetivo de poder clasificar de forma automática las soluciones del scanning-EMG en tres grupos atendiendo a las posiciones en las que han sido registradas las trazas que las componen.

4.2 Líneas futuras

Una vez demostrada la mejora de la fase de clasificación y purga, el siguiente paso será introducir los algoritmos en la técnica completa y probar la mejora en entornos reales para comprobar la correspondencia de los resultados obtenidos con los simulados.

A pesar de que el algoritmo de clasificación obtenga unos parámetros que proporcionan una capacidad de clasificación aceptable, queda mucho margen de mejora en este aspecto. Puede haber otros parámetros que generen una mayor separabilidad en la clasificación de las soluciones.

El estudio ha sido realizado en función de señales simuladas con unos parámetros concretos. Se podría analizar la viabilidad de los algoritmos para señales con, por ejemplo, un mayor MVC. Además, existen parámetros utilizados en el desarrollo que han sido obtenidos de forma empírica, otra posibilidad sería, buscar una correlación entre estos parámetros y características de la propia señal a procesar.

Bibliografía

- [1] J. Navallas, J. Rodríguez, Y E. Stålberg, "Scanning electromyography. In EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function", InTech, 2012.
- [2] A. Eciolaza, "Multiscanning-EMG con una aguja", trabajo de fin de máster, Univ. Páb. Navarra, 2018.
- [3] J. Navallas, A. Eciolaza, O. Rubio, I. Corera, J. Rodríguez, A. Malanda, "Single-needle multiscanning-EMG". Trabajo presentado en el congreso internacional de electrofisiología y kinesiología (ISEK), 2018 Dublín.
- [4] Í. Corera, A. Eciolaza, O. Rubio, A. Malanda, J. Rodríguez-Falces, Y.J. Navallas, "A masked least-squares smoothing procedure for artifact reduction in scanning-EMG recordings". *Medical & biological engineering & computing*, 1-12, 2018.
- [5] J.P. Van Dijk, U. Eiglsperger, D. Hellmann, N.N. Giannakopoulos, K.C. McGill, H.J. Schindler, Y B.G. Lapatki, "Motor unit activity within the depth of the masseter characterized by an adapted scanning EMG technique". *Clinical Neurophysiology*, 127(9), 3198-3204, 2016.
- [6] A. Eciolaza, "Técnicas avanzadas de scanning-EMG". Trabajo de fin de grado, Univ. Páb. Navarra, 2018.
- [7] I. K. Sethi y R. Jain, "Finding Trajectories of Feature Points in a Monocular Image Sequence". *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. PAMI-9, no. 1, pp. 56-73, Jan. 1987.
- [8] M. Nikolic, J. A. Sorensen, K. Dahl y C. Krarup, "Detailed analysis of motor unit activity", *Engineering in Medicine and Biology Society*, 1997. *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE*, Chicago, IL, 1997, pp. 1257-1260
- [9] V. Salari y I. K. Sethi, "Feature point correspondence in the presence of occlusion". *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 12, no. 1, pp. 87-91, Jan 1990.
- [10] M.A. Minetto, A. Rainoldi y J.F. Jabre, "The clinical use of macro and surface electromyography in diagnosis and follow-up of endocrine and drug-induced myopathies". *Journal of endocrinological investigation*, 30(9), 791-796, 2007.
- [11] A.J. Fuglevand, D.A. Winter, A.E. Patla, "Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools". *J Neurophysiology* (6):2470-2488, 1993.
- [12] C.J. De Luca y E.C. Hostage, "Relationship between firing rate and recruitment threshold of motoneurons in voluntary isometric contractions". *Journal of neurophysiology*, 104(2), 1034-1046, 2010.