



INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA
EN INGENIERIA Y TECNOLOGIAS AVANZADAS

UPIITA

"Análisis de una señal EMG para observar el
comportamiento de unidades motoras"

Trabajo Terminal

Que para obtener el Título de
"Ingeniero en Biónica"

Presenta

Ortiz Hernández Azucí

Asesores:

M. en C. Ricardo Roberto Horta Olivares

Dr. Alberto Ramírez Treviño

Dr. David Elías Viñas

UPIITA

EJ.1 (084)
No. 43

UPIITA

México, D. F., junio del 2005.



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA
EN INGENIERÍA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS

UPIITA

**“Análisis de una señal EMG para observar el
comportamiento de unidades motoras”**

Trabajo Terminal

Que para obtener el Título de

“Ingeniero en Biónica”

Presenta

Ortiz Hernández Iztmitl

Asesores:

M. en C. Ricardo Roberto Horta Olivares
Dr. Alberto Ramírez Treviño
Dr. David Elías Viñas



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA
EN INGENIERÍA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS
BIÓNICA



México D. F. Junio del 2005



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA
EN INGENIERÍA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS

UPIITA

**“Análisis de una señal EMG para observar el
comportamiento de unidades motoras”**

Trabajo Terminal

Que para obtener el Título de

“Ingeniero en Biónica”

Presenta

Ortiz Hernández Iztmitl

Asesores


M. en C. Ricardo Roberto
Horta Olivares

BIBLIOTECA
UPIITA
No. ADQUISICION
284 851


S. E. P.
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA
EN INGENIERÍA Y TECNOLOGÍAS AVANZADAS
BIBLIOTECA

Dr. Alberto Ramírez Treviño

Dr. David Elías Viñas

Presidente del Jurado

Profesor Titular


M. en C. Enrique Valagúez
Velásquez

M. en C. Lilia Martínez Pérez



México D. F. Junio del 2005

Dios, yo no te pedí nacer...y sin embargo nací completo,

no faltó en mí ni el más pequeño de los dedos.

*No te pedí tener padres... y sin embargo me has dado los mejores que puede haber,
jamás me ha faltado el amor, el consejo o la palabra de aliento.*

*No te he pedido un hermano... y más que eso me has concedido un ángel guardián,
se que nunca me dejara solo, sin importar las consecuencias.*

*Definitivamente no te pedí tener amigos... y sin embargo he encontrado en ellos
verdaderos hermanos que han sido como un rayo de luz en los momentos más difíciles.*

*Tanto me has dado Dios... y sin siquiera pedirlo, que no encuentro las palabras para expresarte lo mucho que te
quiero; por favor acepta esta pequeña ofrenda como muestra de que el esfuerzo tuyo y de todos mis seres amados no ha sido en
vano...*

¡A ti Dios y a todos ustedes!

TABLA DE CONTENIDO

		Página
TABLA DE FIGURAS		III
RESUMEN		IV
PLANTEAMIENTO Y OBJETIVOS		V
INTRODUCCIÓN		1
CAPÍTULO I	FISIOLOGÍA DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO	2
	Tejido muscular	
	Anatomía microscópica de una fibra muscular	
	Sarcolema, túmulos T y sarcoplama	
	Contracción y relajación de las fibras musculares	
	Unión neuromuscular	
	Unidades motoras	
	Reclutamiento de unidades motoras	
	Tipos de fibras musculares	
	Contracción muscular y tetanización	
	Contracciones isotónicas e isométricas	
	Contracciones musculares de diferente fuerza: suma de fuerzas y aumento de la tasa de disparo	
CAPÍTULO II	ELECTROMIOGRAFÍA	8
	EMG y estudio de la unidad motora	
	Electromiografía convencional (electrodo concéntrico)	
	Electromiografía cuantitativa	
	Análisis manual de los PUM	
	Análisis por descomposición de PUM (ADEMG)	
	Análisis de múltiples PUM	
	Análisis automático del patrón EMG voluntario	
	Electromiografía de fibra simple (EMGFS)	
	Macro EMG	
	EMG de superficie y estudio del espectro de frecuencias	
CAPÍTULO III	MÉTODOS ELECTROFISIOLÓGICOS PARA ESTUDIO DE MÚSCULOS Y NERVIOSO	14
	Aproximación original incremento-conteo	
	Estimulación en puntos múltiples	
	Método de respuesta F	
	Método de promedio disparo-fuerza	
	Mediciones estadísticas	
CAPÍTULO IV	DESARROLLO DEL SISTEMA	17
	Introducción	

	Amplificador	
	Sensibilidad	
	Filtrado de frecuencias	
	Osciloscopio	
	Amplificador de audio	
	Estimulador	
	Aparatos de registro	
	Electrodos de registro	
	Electrodos de superficie	
	Electrodos de aguja	
	Lineamientos para la seguridad eléctrica del paciente	
	Electromiógrafo	
	Circuito Armado	
	Lista de componentes (Etiquetas)	
	Captura de registros	
	Algoritmos desarrollados	
CAPÍTULO V	ANÁLISIS DE RESULTADOS	35
	Primer resultado	
	Segundo resultado	
	Tercer resultado	
CAPÍTULO VI	CONCLUSIONES	38
	Perspectivas	
BIBLIOGRAFÍA		39
APÉNDICE A	CODIGOS REALIZADOS	42
APÉNDICE B	TABLA DE DATOS OBTENIDOS	47

TABLA DE FIGURAS

		Página
Figura 1	Diagrama a bloques de electromiógrafo	17
TABLA 1	Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano a una frecuencia de 60 Hz.	20
Figura 2	Diagrama interno Circuito Integrado INA114	21
Figura 3	Filtro tipo 'Notch'	22
Figura 4	Filtro Pasa Bandas	22
Figura 5	Filtro Pasa Bandas	23
Figura 6	Vista Superior del CI	24
Figura 7	Vista Inferior del CI	24
TABLA 2	Valores de los componentes utilizados para el armado del circuito	25
Figura 8	Señal artificial para validación de algoritmo	26
Figura 9	Selección del valor a partir del cual se tomara una muestra de 1 segundo	26
Figura 10	Nivel de umbral por debajo del cual se eliminara todos los impulsos	27
Figura 11	Resultado de la umbralización	27
Figura 12	Umbralización auxiliar para eliminar posibles ruidos	28
Figura 13	Tren de impulsos cuya amplitud varía en menor proporción con respecto al anterior	28
Figura 14	Imagen resultado	29
Figura 15	Selección de un registro previamente almacenado	30
Figura 16	Se muestra el registro al usuario para poder empezar	30
Figura 17	Selección del valor a partir del cual se tomara una muestra de 1 segundo	31
Figura 18	Nivel de umbral por debajo del cual se eliminara todos los impulsos	31
Figura 19	Resultado de la umbralización	32
Figura 20	Umbralización auxiliar para eliminar posibles ruidos	32
Figura 21	Tren de impulsos cuya amplitud varía en menor proporción con respecto al anterior	33
Figura 22	Imagen resultado	33
Figura 23	Gráficas de los resultados obtenidos en la primera prueba	35
Figura 24	Gráficas de los resultados obtenidos en la segunda prueba	36
Figura 25	Gráficas de los resultados obtenidos en la tercera prueba	37

PALABRAS CLAVE: EMG, electrodos superficiales, unidad motora, tasa de disparo, amplitud media, algoritmo.

ABSTRACT

The main objective of this work is to determine and to analyze the behavior of motor units while a muscular contraction is done. In order to accomplish these objectives, an electromiography machine was developed, it gets the EMG's signal into a PC via the soundcard. In addition, a novel algorithm, based on the average amplitud of the highest pulses and their trigger rate, was developed to recover the motor unit's trigger train.

RESUMEN

El objetivo principal de este trabajo es poder obtener y analizar el potencial generado por una sola unidad motora mientras se realiza una contracción muscular; para tal efecto se construyó un sistema electromiógrafo para capturar los registros e ingresarlos a una PC a través de la tarjeta de sonido, así como un algoritmo computacional que finalmente pueda procesar dichos datos y recuperar el tren de impulsos generados por una sola unidad motora

La señal proveniente del músculo es capturada con electrodos superficiales y acondicionada mediante una serie de filtros que la liberan del ruido generado por el medio, además de seleccionar la banda mas apropiada de frecuencias.

El algoritmo que recupera el tren de impulso consta de tres etapa, en la primera de ellas se umbraliza la señal, lo que nos ayuda a limitar el número de impulsos que se procesaran; una segunda etapa detecta un patrón de acuerdo a la diferencia entre las amplitudes de los impulsos y finalmente se realiza un barrido sobre la señal seleccionando únicamente los impulsos que cumple con los parámetros establecidos durante el algoritmo.

PLANTEAMIENTO

Se pretende discriminar el potencial de acción de una unidad motora superficial a través de una señal EMG que sea obtenida mediante electrodos de superficie; de esta forma podríamos obtener una relación entre la fuerza realizada y su correspondiente EMG con miras a un mejor control de prótesis mioeléctricas y/o maximizar las rutas de entrenamiento de deportistas de alto rendimiento.

OBJETIVOS

General: Descomponer una señal EMG para recuperar el potencial de una unidad motora (PUM) mediante un algoritmo computacional.

Particulares:

- Desarrollar un algoritmo capaz de recuperar un PUM a través de un EMG adquirido mediante electrodos superficiales.
- Construir un electromiógrafo para adquirir la señal EMG de la manera más adecuada, limitando así el ruido proveniente del medio ambiente y el propio del acoplamiento del sistema al paciente.

ANTECEDENTES

El estudio de los potenciales de unidades motoras data desde la década de los 50's cuando Buchthal y Colts registraron gráficamente hasta 20 PUM's con electrodos concéntricos en donde se lograron medir algunos parámetros importantes como son la amplitud, duración y número de fases.

Después, con la incorporación de los microprocesadores, se mejoraron las técnicas para obtención de PUM's e incluso se innovaron técnicas mediante las cuales se pretende descomponer una señal EMG en los potenciales que la generan; sin embargo, un aspecto que permanece constante en todos estos procedimientos es la utilización de electrodos de aguja y el elevado tiempo de procesamiento.

DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN

El registro de las señales se hará mediante electrodos de superficie, los cuales se colocarán sobre un músculo de fácil captación superficial; la señal se pasará a través de una etapa de amplificación, posteriormente tendrá una etapa de filtrado preeliminar para quitar el ruido proveniente de la línea (filtro de 60 Hz); finalmente se aplicará otra etapa de filtrado, donde se rechazarán las frecuencias menores a 10 Hz y mayores a 2000 Hz. Una vez hecho esto, la señal estará lista para ser procesada por el algoritmo.

El algoritmo, en primera instancia, discrimina los valores del EMG por debajo de un umbral (elegido por el usuario); después, discretiza la señal para quedarnos sólo con los valores máximos de cada impulso.

Mediante un proceso de comparación de distancias y amplitudes sucesivas, el algoritmo determina cuáles de todos los impulsos pueden pertenecer a un potencial de activación de unidad motora y elimina los demás.

La ventaja que tendrá este sistema es que obtendrá el potencial de unidad motora en un tiempo menor al que otros procesamientos emplean; además de los beneficios propios de emplear electrodos superficiales en lugar de los de aguja.

INTRODUCCIÓN

ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía o electromiograma (EMG) propiamente dicho, consiste en el registro de las variaciones de voltaje que se producen en las fibras musculares como expresión de la despolarización de sus membranas durante la contracción espontánea o voluntaria.

La EMG es, pues, una disciplina especializada que se ocupa de la evaluación clínica y neurofisiológica de la patología neuromuscular y de ciertos aspectos de la patología del Sistema Neuro Conductor (SNC). La EMG es una extensión y profundización del diagnóstico clínico neurológico y utiliza los mismos principios de localización topográfica. Como es más sensible, permite descubrir alteraciones subclínicas o insospechadas; al ser cuantitativa permite determinar el tipo y grado de lesión neurológica.

Al contrario de otras pruebas de laboratorio, en las que se realiza un protocolo exploratorio rígido, la EMG clínica es una prueba dinámica en la que cada paciente precisa una estrategia de estudio individualizada en función de su cuadro clínico concreto. Por ello, se debe partir siempre de una adecuada anamnesis y exploración clínica del paciente y a menudo es preciso cambiar el esquema inicial durante el examen a tenor de los resultados obtenidos.

Para el registro del EMG convencional se pueden utilizar electrodos de aguja que se insertan en los músculos que se van explorar o electrodos de superficie que se colocan sobre la piel que los recubre. En sentido general, los registros obtenidos con estos últimos no se han utilizado con propósitos clínicos, debido a la dificultad que presentan ellos en la identificación de los potenciales individuales. Además de los electrodos se necesita un osciloscopio y la observación de un especialista, quien realizará un análisis de la actividad registrada, basado fundamentalmente en sus conocimientos y experiencia.

USOS

La electromiografía se emplea clínicamente para:

- Establecer si una patología es debida a una enfermedad del músculo o a alteraciones en la inervación.
- Verificar si existen alteraciones en la inervación: se puede localizar en el sistema nervioso central, los nervios periféricos o en la unión neuromuscular.
- Ayudar al diagnóstico de una miopatía, miotonía y miastenia.
- Conseguir información acerca de la distribución de una patología, de forma que la biopsia pueda ser realizada en el lugar más adecuado.
- Obtener información de las características de las unidades motoras.

APLICACIONES

Además de las aplicaciones clínicas, un electromiograma se puede utilizar para diferentes actividades, como monitoreo deportivo, control de prótesis mioeléctricas y en general para cualquier actividad donde la caracterización del potencial de acción de un músculo, sea de vital importancia o nos presente una ventaja para cumplir un objetivo.

TEJIDO MUSCULAR

Es un tejido de origen mesenquimático, que está constituido por:

- Células musculares (fibras musculares), capaces de generar movimientos al contraerse bajo estímulos adecuados y luego relajarse.
- Tejido conjuntivo, que actúa como sistema de amarre y acopla la tracción de las células musculares para que puedan actuar en conjunto. Además, conduce los vasos sanguíneos y la inervación propia de las fibras musculares.

Dentro de sus funciones principales se encuentran: producción de movimientos corporales, estabilización postural, regulación del volumen de los órganos, movimiento de sustancias en el cuerpo y producción de calor.

Cada músculo es un órgano independiente que consta de cientos a millares de células, llamadas fibras por su forma alargada. Tanto las fibras musculares como los músculos enteros están rodeados por capas de tejido conectivo, además de que los vasos sanguíneos y los nervios penetran en los músculos¹.

ANATOMÍA MICROSCÓPICA DE UNA FIBRA MUSCULAR

Durante el desarrollo embrionario, cada fibra muscular es resultado de la fusión de cien o más células mesodérmicas pequeñas, los **mioblastos**. Por lo tanto, la fibra muscular madura posee un centenar de núcleos o más, una vez producida la fusión pierde su capacidad para la división celular. De esta manera, el número de fibras musculares queda establecido antes del nacimiento y la mayoría de ellas duran toda la vida. El notable crecimiento muscular posterior al nacimiento se logra principalmente por agrandamiento de las fibras existentes (hipertrofia). Unos cuantos mioblastos persisten en los músculos maduros como **células satélites** (miosateliocito), que conservan la capacidad de fusionarse entre sí o con las fibras musculares dañadas para regenerarlas. Las fibras musculares maduras se encuentran en disposición paralela una respecto de la otra y su diámetro es de 10 a 100 μ . Aunque comúnmente su longitud es de 100 mm, algunas tienen hasta 30 cm de longitud (dependiendo del músculo en cuestión).

SARCOLEMA, TÚBULOS T Y SARCOPLASMA

Los múltiples núcleos de una fibra muscular se localizan justo bajo el **sarcolema**, que es la membrana plasmática de la fibra. Miles de pequeñísimas invaginaciones del sarcolema, los túbulos transversos (túbulos T), excavan túneles desde la superficie hasta el centro de cada fibra muscular. Los túbulos están abiertos al exterior de la fibra y se llenan de líquido extracelular. Los potenciales de acción muscular se propagan por el sarcolema y los túbulos T, con lo que se diseminan rápidamente en la fibra muscular.

¹ Tortora Grabowski. *Principios de Anatomía y Fisiología*

Esta estructura garantiza que el potencial de acción excite todas las partes de la fibra casi simultáneamente.

Dentro del sarcolema está el **sarcoplasma**, que es el citoplasma de la fibra muscular. El sarcoplasma incluye cantidades considerables de **glucógeno**, que se puede degradar en glucosa para su uso en la síntesis de ATP. Además, el sarcoplasma contiene **mioglobina**, proteína de color rojo fijadora de oxígeno y que se encuentra sólo en las fibras musculares y se une a las moléculas de oxígeno, necesarias para la producción de ATP en las mitocondrias. Estas se distribuyen en filas a través de la fibra muscular, de tal forma que se hallan estratégicamente cercanas a las proteínas musculares que usan ATP durante la contracción.

CONTRACCIÓN Y RELAJACIÓN DE LAS FIBRAS MUSCULARES

A pesar de la idea de que una contracción muscular se debía a un proceso de estructuras plegables, similar al de un acordeón; ahora se sabe que ocurre porque las cabezas de miosina se insertan en los filamentos delgados de ambos extremos del sarcómera y “caminan” sobre ellos, tirando progresivamente de los filamentos delgados hacia la línea media (M). Como resultado de ello, los filamentos delgados se deslizan hacia adentro hasta juntarse en el centro del sarcómera. Su movimiento puede llegar a tal punto que incluso se sobreponen sus extremos en el centro. Al ocurrir este deslizamiento, el sarcómera se acorta. Sin embargo, la longitud de los filamentos gruesos y delgados individuales permanece sin cambio. El acortamiento de los sarcómeras produce el de la fibra muscular y, en última instancia, del mismo músculo en su totalidad.

UNIÓN NEUROMUSCULAR

La contracción de una fibra muscular ocurre en respuesta a uno o más potenciales de activación que se propagan por la membrana muscular. Los potenciales de acción muscular surgen en la **unión neuromuscular** (UNM), que es el sitio donde hacen contacto las membranas nerviosas y musculares. Dado que no existe contacto físico entre ellas, es imposible que el potencial de acción de una célula nerviosa pueda excitar directamente la célula adyacente. En vez de ello, la primera célula se comunica indirectamente con la segunda mediante la liberación de un compuesto llamado **neurotransmisor**.

En la unión neuromuscular, el axón de la motoneurona se divide en un cúmulo de bulbos terminales. Dentro del citosol de cada bulbo se encuentran suspendidos cientos de bolsas membranosas llamadas **vesículas sinápticas**, que son las que liberan el neurotransmisor que interviene en la contracción muscular (acetilcolina).

La unión neuromuscular comprende en un lado de la hendidura sináptica los bulbos terminales y en el otro la placa motora terminal de la fibra muscular. Así, cuando un impulso nervioso excita a una motoneurona se desencadena un potencial de acción de la manera siguiente:

- Liberación de acetilcolina. La llegada o entrada de un impulso nervioso a los bulbos terminales dispara la exocitosis de numerosas vesículas sinápticas que es captada por la placa motora terminal a través de la hendidura sináptica.

- Activación de los receptores de acetilcolina. La unión del neurotransmisor con sus receptores en el sarcolema permite que fluyan cationes pequeños a través de la membrana (Na^+).
- Producción del potencial de acción muscular. El flujo de entrada Na^+ hace que el interior de la fibra muscular tenga una carga mas positiva, lo cual modifica el potencial de membrana y dispara el potencial de acción muscular.
- Terminación de la actividad de la acetilcolina. El efecto de la unión de la acetilcolina con los receptores dura muy poco dado que el neurotransmisor es desdoblado rápidamente por la acción de la enzima acetilcolinesterasa.

UNIDADES MOTORAS

Aunque cada fibra muscular posee una sola unión neuromuscular, el axón de una motoneurona se ramifica y forma el mismo tipo de unión con muchas fibras musculares. Se denomina **unidad motora** a una motoneurona y todas las fibras musculares que estimula. El número de fibras musculares que activa un axón varía dependiendo del músculo. Es común que las fibras musculares de una unidad motora se hallen dispersas en todo el músculo.

Los músculos que regulan los movimientos precisos constan de numerosas unidades motoras pequeñas. Por ejemplo, los músculos de la laringe (glotis), que regulan la emisión de voz, tienen apenas dos o tres fibras musculares por unidad motora, y los que controlan los movimientos oculares, 10 a 20 fibras por unidad. En contraste, ciertas unidades motoras de músculo que participan en movimientos potentes y de gran magnitud, como bíceps braquial y los gemelos, pueden tener de 2000 a 3000 fibras musculares cada una. Debe recordarse que dichas fibras se contraen y relajan simultáneamente. **En concordancia, la fuerza de la contracción depende, en parte, de cuán grande sea la unidad motora, de cuantas unidades motoras se activen al mismo tiempo y del número de ocasiones en que una fibra se activa por segundo.**

RECLUTAMIENTO DE UNIDADES MOTORAS

El reclutamiento de unidades motoras es un proceso que aumenta el número de unidades motoras activas para generar una mayor fuerza. Durante una contracción algunas unidades están activas, otras se hallan relajadas, esta característica demora la fatiga muscular, al permitir que las unidades se releven una a otra, de suerte que se pueda sostener la contracción durante largos periodos. Se activan primero las unidades motoras más débiles (que generan menor fuerza) y se agregan luego unidades cada vez más fuertes.

El reclutamiento es uno de los factores por los que se puede generar movimientos uniformes, en vez de una serie de sacudidas. Los movimientos precisos se originan con pequeños cambios en las contracciones musculares. Así pues, los músculos que producen este tipo de movimientos se componen de unidades motoras pequeñas. Por lo que al activarse/desactivarse una unidad motora, ocurre apenas un cambio leve en la tensión muscular. Por otra parte, las unidades motoras grandes son activadas donde se requiere mayor fuerza y la precisión es menos importante.

TIPO DE FIBRAS MUSCULARES

En el músculo esquelético del humano podemos encontrar generalmente dos de los tres tipos de fibras musculares que existen en los mamíferos. Las fibras tipo I o tónicas son las que podemos encontrar mayormente en los músculos lentos y las fibras tipo IIB o fásicas son las que forman mayoritariamente los músculos rápidos.

Los músculos formados por muchas fibras del tipo I se llaman músculos rojos, debido a que son más oscuros que otros. Los músculos rojos, los cuales responden lentamente y con una larga latencia, están adaptados para contracciones lentas, de larga duración, para el mantenimiento de la postura, como es el caso de los músculos elevadores mandibulares y los largos de la espalda. Estos músculos mantienen un tono, el que podría definirse como un estado de tensión leve y constante en que se encuentra el músculo, producto de la contracción sostenida de un grupo de fibras musculares. La actividad asincrónica de sus unidades motoras tiende a prevenir la fatiga que de otra manera, podría resultar de su actividad continua y prolongada. Los músculos blancos, formados principalmente por fibras tipo IIB, realizan sacudidas de corta duración y se especializan en movimientos finos y hábiles, como es el caso de los depresores mandibulares, extraoculares y algunos de la mano.

CONTRACCIÓN MUSCULAR Y TETANIZACIÓN

La fuerza de la contracción de un músculo compuesto de miles de unidades motoras depende del número de sus unidades motoras constituyentes que se contraen y de si las unidades motoras se contraen simultánea o alternativamente. Las fibras musculares estriadas inmediatamente después de ser estimuladas tienen un período refractario, intervalo muy breve en el que no responderán a un segundo estímulo. El período refractario en el músculo estriado es tan corto que el músculo puede responder a un segundo estímulo cuando todavía perdura la contracción correspondiente al primero.

La superposición de la segunda contracción sobre la primera provoca un efecto de agotamiento superior al normal de la fibra muscular llamado suma. Luego de la estimulación muscular se produce la iniciación y propagación de un potencial de acción del músculo, seguido de alteraciones en la estructura de las proteínas contráctiles actina y miosina, revelados por el fenómeno de la birrefringencia del músculo. Después de una contracción, el músculo consume oxígeno y elimina anhídrido carbónico y calor en proporción superior a la registrada durante el reposo, señalando un período de recuperación en el cual el músculo adquiere de nuevo su estado original. Este período de recuperación dura varios segundos; si el músculo se estimula repetidamente y de este modo las contracciones sucesivas ocurren antes que el músculo haya podido recuperarse de las anteriores, aparece la fatiga y las contracciones resultan cada vez más débiles hasta por fin quedar suprimidas. Si al músculo fatigado se le otorga descanso recupera su poder de contracción.

La contracción del músculo provocada por descarga de impulsos nerviosos que llegan al músculo en sucesiones rápidas y constantes se denomina tétanos. En una contracción tetánica los estímulos llegan con tanta rapidez que no es posible la relajación entre contracciones sucesivas. En la mayor parte de estas contracciones las fibras se estimulan por sucesión alternativa de fibras, de modo que si se considera el músculo en su totalidad, éste permanece parcialmente contraído.

CONTRACCIONES ISOTÓNICAS E ISOMÉTRICAS

Las contracciones isométricas son importantes porque estabilizan ciertas articulaciones al mover otras. Son importantes para mantener la postura y sostener objetos en una posición fija. Aunque dichas contracciones no producen movimientos corporales, si gastan energía. En las contracciones isométricas, se genera tensión considerable sin acortamiento del músculo.

Las contracciones isotónicas se usan para los movimientos corporales y para mover objetos. Son dos sus tipos, concéntricas y excéntricas. En una **contracción isotónica concéntrica**, un músculo se acorta y tira de otra estructura, como un tendón, para producir movimiento y reducir el ángulo en una articulación. Cuando aumenta la longitud de un músculo durante una contracción, ésta se denomina **contracción isotónica excéntrica**. Por razones no dilucidadas del todo, las contracciones isotónicas excéntricas repetidas producen más daño y dolor muscular de comienzo tardío que las contracciones isotónicas concéntricas.

CONTRACCIONES MUSCULARES DE DIFERENTE FUERZA: SUMA DE FUERZAS Y AUMENTO DE LA TASA DE DISPARO

Suma significa reunión de las contracciones individuales para aumentar la intensidad de la contracción muscular global. La suma se produce de dos maneras: 1) aumentando el número de unidades motoras que se contraen simultáneamente, lo que se denomina suma de múltiples fibras, y 2) aumentando la frecuencia de la contracción, lo que recibe el nombre de suma de frecuencia y puede dar lugar a tetanización.

1. Suma de múltiples fibras. Cuando el sistema nervioso central envía una señal débil para que se contraiga un músculo, son estimuladas las unidades motoras del músculo que contienen las fibras musculares más pequeñas y en menor número. Posteriormente, al aumentar la intensidad de la señal, comienzan a excitarse también unidades motoras más y más grandes las cuales pueden llegar a tener una fuerza contráctil hasta 50 veces mayor que las unidades más pequeñas. Esto recibe el nombre de principio de tamaño. **Es importante porque permite que las graduaciones de la fuerza muscular durante la contracción débil tengan lugar en pasos pequeños, mientras que, cuando se requieren grandes cantidades de fuerza, los pasos se hacen progresivamente mayores.** La causa de este principio del tamaño es que las unidades motoras más pequeñas están estimuladas por fibras nerviosas motoras pequeñas, y las pequeñas motoneuronas de la médula espinal son mucho más excitables que las grandes, por lo que naturalmente se excitan antes. Otra característica importante de la suma de múltiples fibras es que las diferentes unidades motoras son estimuladas de forma asincrónica por la médula espinal, de modo que se alternan las contracciones entre las unidades motoras, una después de otra, proporcionando así una contracción uniforme, incluso con señales nerviosas de baja frecuencia.
2. Suma de frecuencia y tetanización. Si se realiza una estimulación a baja frecuencia de un músculo (5 hasta 10 veces por segundo) se producen contracciones individuales una a continuación de la otra. Posteriormente, al aumentar la frecuencia, llega un punto en que cada nueva contracción se produce antes de concluida la precedente. En consecuencia, la segunda contracción se suma

parcialmente a la primera, de modo que la fuerza total de la contracción aumenta progresivamente al aumentar la frecuencia. Cuando ésta alcanza un nivel crítico, **las contracciones sucesivas son tan rápidas que literalmente se fusionan entre sí, y la contracción parece ser totalmente uniforme y continua.** A esto se denomina *tetanización*. A una frecuencia todavía algo mayor, la fuerza de contracción alcanza su máximo, de modo que el aumento adicional de frecuencia más allá de este punto ya no actúa aumentando la fuerza contráctil. Esto ocurre porque en el sarcoplasma se mantiene entonces un número suficiente de iones calcio, incluso entre los potenciales de acción, de modo que se mantiene un estado contráctil completo sin permitir la relajación entre los potenciales de acción.

Es importante señalar que la respuesta eléctrica de una fibra muscular a la estimulación repetida es como la del nervio. La fibra muscular sólo es eléctricamente refractaria durante la fase ascendente del potencial de espiga. En ese momento, la contracción iniciada por el primer estímulo apenas comienza; sin embargo, debido a que el mecanismo contráctil no tiene periodo refractario, la estimulación repetida provoca una activación adicional de los elementos contráctiles antes de que ocurra la relajación, y por consiguiente, una respuesta que se agrega a la contracción ya presente.

La **electromiografía** es el estudio electrofisiológico del sistema neuromuscular, no es una prueba complementaria, sino la prolongación del estudio clínico neurológico.

El término electromiografía (EMG) se refiere al registro de la actividad eléctrica generada por el músculo estriado. Sin embargo, en la práctica se utiliza para designar genéricamente las diferentes técnicas utilizadas en el estudio funcional del sistema nervioso periférico (SNP), de la placa motriz y del músculo esquelético, tanto en condiciones normales como patológicas. De hecho, en la actualidad es una consulta neurofisiológica en la que la EMG propiamente dicha y los estudios de conducción nerviosa (ECN) se combinan con la estimulación magnética transcraneal (EMT), los potenciales evocados somestésicos (PES), el termotest cuantitativo (TTC) y varias técnicas de estudio del sistema nervioso autónomo (SNA).

Dicha exploración se diseña en cada caso en función de la historia clínica y de la exploración neurológica, y puede modificarse según los datos que se vayan obteniendo.

La base de toda exploración electrofisiológica es el registro de los potenciales de las células excitables. La **electromiografía** se ocupa del registro de dichos potenciales evocados voluntariamente en el músculo y la **electroneurografía** de los potenciales evocados tanto sobre el músculo como sobre los troncos nerviosos por estimulación, en general eléctrica, sobre los nervios que mantienen conexión anatómica o funcional con la zona de registro.

El empleo aislado o secuencial de las diferentes técnicas (procedimientos) que se realizan en el laboratorio de EMG permite:

- 1) Distinguir entre lesiones del SNC y del SNP. A su vez, la utilización combinada de la EMG, los PES, la EEG cuantitativa y la EMT son de gran ayuda en la evaluación funcional y topográfica en la patología del SNC (EMG central).
- 2) En patología neuromuscular, localizar y cuantificar diferentes tipos de lesiones con gran exactitud y precisión. Específicamente:
 - a) lesiones de la neurona motora del asta anterior o del tronco (*neuronopatías motoras*) y de las neuronas del ganglio raquídeo posterior (*neuronopatías sensitivas*).
 - b) lesiones de las raíces motoras o sensitivas (*radiculopatías*), de los plexos (*plexopatías*) y de los troncos nerviosos (*lesiones tronculares*).
 - c) alteraciones de la *transmisión neuromuscular* y, dentro de ellas, distinción entre trastornos presinápticos y postsinápticos.
 - d) trastornos primarios del músculo esquelético (*miopatías*).
- 3) Finalmente, una serie de técnicas, varias de ellas incorporadas al software de los electromiógrafos contemporáneos, exploran la función del *sistema nervioso autónomo* (SNA) y sus trastornos.

EMG Y ESTUDIO DE LA UNIDAD MOTORA

En patología neuromuscular se parte siempre de un concepto fisiológico fundamental: el de unidad motora (UM) (Lidell y Sherrington, 1925). Una UM es el conjunto formado por una motoneurona alfa del asta anterior de la médula (o del tronco encéfalo), su axón y las fibras musculares por él inervadas. El número de fibras musculares de una UM (también llamado razón de inervación) varía entre 25 o menos en los músculos extraoculares –que requieren un control muy fino– hasta 2000 en los músculos de fuerza como los gemelos. **Un potencial de unidad motora (PUM) es el resultado de la suma temporoespacial de los potenciales de acción de las fibras musculares pertenecientes a una unidad motora.**

La mayoría de las enfermedades neuromusculares se deben a la alteración de algún componente de la unidad motora. De ahí la distinción entre neuronopatías, radiculopatías, neuropatías, alteraciones de la placa motriz y miopatías.

ELECTROMIOGRAFÍA CONVENCIONAL (ELECTRODO CONCÉNTRICO)

Consiste en el registro de la actividad bioeléctrica generada por músculo mediante el electrodo concéntrico (EC) de Adrian y Bronk o con electrodo monopolar (EM). El EC tiene una superficie de registro de forma helicoidal de 150 mm x 580 mm que equivale a 0,087 mm²; la del EM es de forma cónica y mide 0,25 mm². Este tamaño es el adecuado para el estudio de los PUM.

La EMG de aguja está indicada cuando se sospecha la presencia de trastornos miógenos o neurógenos, sean estos primarios o secundarios.

Siguiendo la metodología de Buchthal (1), se explora en primer lugar el músculo en **reposo** para detectar la presencia de actividad espontánea que según sus características y contexto clínico y electromiográfico puede indicar denervación del músculo (fibrilación, ondas positivas, descargas de alta frecuencia), lesión primaria del músculo (fibrilación, ondas positivas, descargas de alta frecuencia), trastornos irritativos del nervio o de la motoneurona (fasciculación, miokimias) o del músculo (miotonía).

A continuación se estudia la actividad electromiográfica durante la **activación voluntaria** del músculo para valorar, las características de **reclutamiento** de los PUM, la **configuración** de los PUM y el patrón de **máximo esfuerzo**.

Reclutamiento. Con una contracción de intensidad mínima (umbral de activación) la frecuencia de batido de un PUM es normalmente de 6 a 10 Hz. La frecuencia de reclutamiento es la frecuencia de batido de una unidad motora cuando la siguiente empieza a ser reclutada.

La **Configuración** de los PUM es de gran importancia de cara al diagnóstico. Suelen distinguirse varios parámetros:

Amplitud. Se mide pico a pico y es un parámetro de gran utilidad diagnóstica cuando es claramente patológica.

Duración. La duración de los PUM es uno de los parámetros de más importancia diagnóstica por su correlación con el número de fibras de la UM. Es mayor en los músculos de los miembros y aumenta con la edad.

Estabilidad. Se analiza mejor atenuando bajas frecuencias del PUM mediante los filtros pasa alta. Es muy útil para evaluar rápidamente la transmisión neuromuscular y la reinervación.

Morfología. Los PUM tienen habitualmente una morfología bifásica, más raramente tri o tetra fásica. Cuando tienen más de 4 fases se denominan polifásicos. Se valora también la presencia de satélites (potenciales tardíos)

El **patrón de máximo esfuerzo** se correlaciona con el número de UM que se activan. Clásicamente se distinguen 5 grados distintos: normal, deficitario, muy deficitario, simple, ausencia de actividad voluntaria.

En general, los músculos a examinar se seleccionan según la sintomatología que el paciente presente. Si ésta es focal, como en las radiculopatías, deben explorarse, además de los músculos clínicamente afectados, algunos músculos supra e infrayacentes para poder hacer una valoración topográfica. En los procesos generalizados se recomienda explorar músculos proximales y distales pertenecientes a extremidades superiores e inferiores, así como músculos cefálicos y paravertebrales.

Aparte de la edad deben tenerse en cuenta otros factores que pueden modificar los parámetros de los PUM. El frío tiende a aumentar la duración de los PUM y debe controlarse en los músculos superficiales. El sexo femenino tiende a tener PUM's de duración más breve.

ELECTROMIOGRAFÍA CUANTITATIVA

En los años cuarenta Buchthal y Cols² iniciaron el estudio cuantitativo de los PUM midiendo manualmente los PUM sobre un registro gráfico realizado en papel durante una contracción con esfuerzo ligero-moderado.

1) *Análisis manual de los PUM*

Este método popularizado por Buchthal y Cols en la década de los 50's³ incluye el análisis con electrodo concéntrico de al menos 20 PUM en los que se miden la amplitud, duración y número de fases. Los valores obtenidos se comparan con los valores de referencia coleccionados por esta escuela a lo largo de varios años.

Es uno de los métodos más útiles en la distinción entre procesos neuropáticos y miopáticos y en su monitorización. Requiere tiempo y experiencia por lo que no es sistemáticamente utilizado en todos los laboratorios.

En la actualidad, la aplicación de los microprocesadores, el trigger y la línea de retraso ha facilitado la adquisición, análisis y procesamiento de los PUM ahorrando tiempo y mejorando la reproducibilidad de los resultados.

Otros métodos de análisis de PUM, algunos ellos variantes del anterior, se han desarrollado en los últimos tiempos. Los más frecuentemente utilizados son:

2) *Análisis por descomposición de PUM (ADEMG)*

La aplicación a la EMG de los ordenadores llevó al desarrollo de esta técnica por Guiheneuc y Mc Gill y Dorfman⁴. En ella se pretende extraer muchos PUM de un solo registro EMG intentando descomponer cada trazado EMG en sus PUM constituyentes.

² Buchthal F. *An Introduction to Electromyography*. Scandinavian University Books. Glyndendal, 1957

³ Cocero E, Recuero E. *Introducción a la Electromiografía y a la Conducción Eléctrica del Nervio Periférico*. Madrid 1971

⁴ Dorfman L, Howard J, Mc Gill. *Clinical studies using automatic decomposition electromyography (ADEMG) in needle and surface EMG*. Computer aided Electromyography and expert systems. Clinical neurophysiology espantos. Amsterdam, Elsevier 1989: 189-204.

Las señales se procesan para identificar la aparición de PUM discretas. Estos PUM se utilizan como "plantillas" para comparar unos PUM con otros mediante varios algoritmos y obtener así la morfología de los PUM y su frecuencia de batido incluso con fuerzas de contracción elevadas. Tiene el inconveniente de que PUM generados por diferentes unidades motoras van a ser considerados como el mismo y por tanto mal clasificados. Para obviar este inconveniente, De Luca y Cols⁵ han desarrollado una técnica denominada "**descomposición de precisión**". En ella se hace un registro en varios canales de la actividad electromiográfica obtenida de 4 superficies de registro. Los 4 puntos de registro generan 3 registros bipolares de modo que cada unidad motora es definida por 3 PUM diferentes. Es un método excelente que permite la individualización de PUM's incluso durante el máximo esfuerzo voluntario. Requiere muchos canales de registro y quizá por esto su uso no se ha generalizado.

3) Análisis de múltiples PUM

Es una técnica muy reciente desarrollada casi simultáneamente por Stalberg y Cols y Nandedkar⁶. Mediante la técnica de la plantilla, el programa informático identifica PUM discretos, en ocasiones 4 ó 5 simultáneamente. El barrido es libre aunque suele emplearse el trigger. Se utilizan filtros entre 5 Hz y 10 kHz y se registra la actividad electromiográfica a un 5% y a un 30% aproximadamente del máximo esfuerzo, en una zona donde los PUM "suenen" cercanos. Para cada nivel de contracción el período de análisis es de 5 a 10 segundos. Se recomienda coleccionar unos 30 PUM pues algunos serán probablemente rechazados en el proceso de edición. Para ello suelen ser suficientes 2-3 inserciones en la piel registrando en diferentes niveles del músculo en cada una de ellas.

El procesamiento de la señal se hace en varios pasos sucesivos: identificación, clasificación, visualización, edición intermedia y edición definitiva. Este método tiene la ventaja de que es rápido, reproducible e independiente de la ganancia del amplificador, si bien la promediación puede alterar la morfología de los potenciales inestables y hacer un cierto sesgo de selección hacia los PUM con frecuencias de activación más altas.

4) Análisis automático del patrón EMG voluntario

Existen varias modalidades de análisis automático del EMG⁷. Uno de los más utilizados es el llamado análisis de "nubes" habitualmente conocido como "Turns/Amplitude" (6). En este método, variante del clásico método de Willison, se correlaciona automáticamente el número de "giros" (Turns) del EMG obtenido durante un esfuerzo ligero a intenso con la amplitud media de los sucesivos "giros". Un giro se define como todo punto de cambio de dirección de la señal igual o mayor de 100 mV respecto al giro anterior y al siguiente. Se registra y procesa el EMG obtenido en diferentes zonas del músculo hasta adquirir 20 puntos.

⁵ Stashut D, De Luca C. *Update on the decomposition electromyography: an analysis of the EMG signals*. Computer aided Electromyography and expert systems. Clinical neurophysiology updates. Amsterdam. Elsevier 1989: 39-53.

⁶ Stålberg E, Nandedkar S, Sanders D, Falk B. *Quantitative Motor Unit Potential Analysis*. J Clin Neurophysiol 1996; 13: 401-26.

⁷ Fuglsang-Frederiksen A, Ronager J. *EMG power spectrum, turn-amplitude analysis and motor unit duration in neuromuscular diseases*. J Neurol Sci 1990; 97: 81-90

Se considera anormal una variación igual o mayor del 10%; 2 o más puntos (sobre 20) por encima de la "nube" normal denota un patrón neuropático, y 2 o más por debajo configura un patrón miopático. Se valora también el cociente Giros/Amplitud.

Su sensibilidad es elevada, es muy rápido y de fácil de aplicación incluso en niños. El mayor inconveniente es que no permite estudiar un parámetro como la estabilidad de los PUM y la presencia de potenciales satélites.

ELECTROMIOGRAFÍA DE FIBRA SIMPLE (EMGFS)

Se trata de una técnica diseñada y desarrollada por Stålberg y Cols⁸ desde comienzos de los años 60. Se utiliza una aguja especial con un área de registro muy pequeña (25 micras de diámetro) que, empleando filtros (bajas: 500 Hz, altas: 10 kHz) que atenúan las bajas frecuencias, permite registrar y estudiar la actividad aislada de una sola fibra muscular. Las dos indicaciones fundamentales son la detección de cambios en la estructura de la UM y el estudio de la transmisión neuromuscular.

Aunque se valoran varios parámetros, los más utilizados en la EMG clínica son la *densidad de fibras* (DF) y el "Jitter" (tremolación, inestabilidad).

La DF es un parámetro que informa sobre la disposición (arquitectura) de las fibras en la Unidad Motora. Solo se puede hacer mediante activación voluntaria ligera y requiere por tanto la colaboración del paciente. Los valores normales, que aumentan con la edad en particular después de los 60 años, oscilan de 1.4 a 1.7. Un aumento de la DF indica de forma muy sensible la existencia de reinervación colateral mucho antes de que se pueda ver agrupamiento en la biopsia de músculo.

El *Jitter* consiste en el cálculo las variaciones de los tiempos de transmisión neuromuscular en las descargas sucesivas. La elevación por encima de los valores normales indica alteración de la transmisión neuromuscular. Por su sensibilidad es un parámetro de extraordinaria utilidad en el diagnóstico de trastornos de la placa motora, en particular la Miastenia Gravis, incluso en estadios subclínicos. Por ello, a pesar de la dificultad técnica que la obtención y análisis de los potenciales entraña, su uso se ha generalizado.

El método convencional de obtención de señales es la activación voluntaria con esfuerzo ligero que, mediante el trigger y la línea de retraso, permite aislar y analizar los potenciales. Para poder calcular el Jitter es necesario mantener visualizados al menos dos potenciales de fibra simple. Hasta hace unos años se empleaba preferentemente la técnica manual para el cálculo del Jitter mediante la superimposición de potenciales. En la actualidad, la mayoría de los electromiógrafos incorporan un programa específico que permite la medición automática del Jitter y otros parámetros de fibra simple.

Los valores normales máximos son 45 msec para el Frontal y 55 para el Extensor Común de los dedos.

Otro método de obtención del Jitter es mediante la *microestimulación axonal*⁹. Se emplea como método alternativo en los pacientes poco colaboradores o en coma, así como en experimentación animal. La microestimulación se hace mediante electrodo monopolar de aguja insertando el cátodo en el punto motor, el ánodo lateralmente, y situando la aguja de FS a unos 2-3 cm. del cátodo.

⁸ Stålberg E, Tronteij JV. *Single Fiber EMG*. Raven Press 1994.

⁹ Tronteij JV, Mihelin M, Fernández JM, Stålberg E. *Axonal stimulation for end-plate jitter studies*. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1986;46: 677-85.

MACRO EMG

Lo característico de esta técnica es el electrodo "macro" que consiste en un electrodo con una cánula desnuda en una longitud de 15 mm que le permite captar la actividad de virtualmente todas las fibras de una unidad motora¹⁰. El barrido es disparado mediante la técnica del "trigger" por un electrodo de fibra simple instalado en el centro de la superficie de registro del electrodo macro. La técnica precisa de 2 canales. Uno, que capta la actividad EMG mediante una aguja de Fibra Simple y dispara el barrido del osciloscopio; otro, que promedia la señal capturada por el electrodo macro.

El barrido total de la pantalla suele colocarse a 50-80 mseg; la señal se retrasa unos 40 mseg para que se pueda ver bien su comienzo y final y para facilitar al algoritmo del programa la medición de la amplitud y del área.

Aunque la amplitud de los "macroPUM's" varía fisiológicamente con la edad y con el músculo examinado, en las neuropatías la amplitud aumenta significativamente mientras que en las miopatías cae de forma importante al menos en un porcentaje de potenciales. La macroPUM es un parámetro que traduce el número total de fibras musculares de la unidad motora y por tanto de es gran utilidad en el diagnóstico y monitoreo del tamaño de las unidades motoras en los procesos que cursan con denervación-reinervación (ELA, síndrome postpolio, etc.).

EMG DE SUPERFICIE Y ESTUDIO DEL ESPECTRO DE FRECUENCIAS

La primera es una técnica preferentemente utilizadas en los laboratorios de kinesiología para valorar los patrones de marcha, para lo cual se procede a menudo al rectificado de la señal. En ocasiones se emplean electrodos profundos de hilo metálico que son más estables.

El estudio del espectro de frecuencias se emplea en el estudio de la fatiga muscular localizada y generó un buen número de trabajos y publicaciones a finales de los 80's. Sin embargo, no llegó a perfeccionarse técnicamente al nivel necesario para un uso rutinario aunque todavía se emplea en algunos laboratorios en el estudio de fisiología de la musculatura respiratoria y de la fatiga diafragmática en la EPOC y otras alteraciones de la respiración.

¹⁰ Kimura J. *Electrodiagnosis in diseases of the nerve and muscle. Principles and practice*. Philadelphia. FA Davis, 1989.

Si bien los estudios electrofisiológicos que se han introducido para detectar al funcionamiento de músculos y nervios datan de mucho tiempo atrás, su aplicación clínica sólo ha tenido una importante evolución en los últimos años. Estos estudios ayudan a evaluar el daño que se ha producido en el tejido muscular y nervioso como consecuencia de enfermedades y traumatismos; por tanto, dichos métodos se consideran una herramienta básica en el diagnóstico de desordenes neuromusculares.

Además de su aplicación clínica, los estudios de señales EMG son usados para control de prótesis mioeléctricas, análisis biomecánicos y monitoreo deportivo, entre otros.

Con el objetivo de detectar factores que nos puedan ayudar a encontrar posibles desórdenes neuromusculares se han desarrollado técnicas que cuantifican los datos provenientes de estudios electromiográficos, cuidando aspectos como la veracidad y velocidad con que se despliega dicha información.

Algunas de las variables que se han podido cuantificar mediante estos análisis son: parámetros de potenciales de acción de unidades motoras, variación o "Jitter" en unidad motora, área de acción de unidad motora, análisis de frecuencia de unidad motora, etc. Dentro de las cuales, la estimación de número de unidades motoras, ha tenido un gran desarrollo.

Para poder estimar el número de unidades motoras han sido implementados distintos métodos, como son:

- Aproximación original incremento-conteo.
- Estimulación en puntos múltiples.
- Método de respuesta F.
- Método de promedio disparo-fuerza.
- Mediciones estadísticas.

APROXIMACIÓN ORIGINAL INCREMENTO-CONTEO^{11 12}

Este método estima el número de unidades motoras en el músculo "extensor digitorum brevis" y otros músculos lumbares por medio de la amplitud de las componentes del potencial del músculo, registrado mediante electrodos superficiales.

Dicho procedimiento se basa en el principio de dividir el potencial de acción del músculo, obtenido mediante estimulación supramaximal, por la amplitud pico a pico del potencial de una unidad motora aislada.

¹¹ McComas AJ, Fawcett PRW, Campbell MJ, *Electrophysiological estimation of the number of motor units within a human muscle* J Neurol Neurosurg Psychiatry 34:121,1971 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

¹² Sica REP, McComas AJ, Upton ARM, Longmire D: *Motor unit estimation in small muscles of the hand* J Neurol Neurosurg Psychiatry 37:55,1974 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

El reclutamiento sucesivo de unidades motoras está dado por la intensidad del estímulo eléctrico que se aplica al nervio; de ahí que se pueda obtener, mediante una selección adecuada, la amplitud del potencial generado por una sola unidad motora.

El proceso es rápido y no invasivo pero fue criticado, entre muchos otros aspectos, por quizá no ser lo suficientemente sensible como para detectar pequeños potenciales que pueden presentarse en desordenes miopáticos. Además, el umbral para la excitación de una sola unidad motora puede fácilmente cubrir completa o parcialmente la activación de una segunda unidad.

ESTIMULACIÓN EN PUNTOS MÚLTIPLES ¹³

Esta técnica consiste en estimular en varios puntos a lo largo del nervio motor y registrar los potenciales en cada punto. Estos estímulos van subiendo gradualmente de intensidad hasta que se obtiene el potencial de acción de unidad motora sin ninguna evidencia de traslapamiento de umbral.

Así se obtienen aproximadamente diez elementos en diferentes sitios de estimulación y un componente máximo del potencial de acción. Todas las unidades activadas bajo ese umbral representan espectros de unidades motoras de diferentes tamaños que contribuyen al potencial de acción del músculo.

Este grupo de elementos es lo suficientemente completo para poder determinar a través de él, el promedio del tamaño del potencial de acción de unidad motora.

Las desventajas de este método son que no es un proceso totalmente automático y que se necesitan por lo menos 5 cm de nervio para permitir registrar un número suficiente de potenciales de unidades motoras.

MÉTODO DE RESPUESTA F ¹⁴

Otra aproximación para estimar el número de unidades motoras es comparar muestras de potenciales de acción de unidades motoras obtenidas a través de respuestas F. Este método necesita que el nervio medio sea estimulado varias veces en el mismo sitio, para que así obtengamos un número suficiente de respuestas F que sean representativas de los potenciales de dichas unidades.

Un algoritmo computacional para analizar las respuestas F ha sido desarrollado con el objetivo de extraer aquellas respuestas que representen el potencial de una sola unidad motora.

Una de las ventajas de esta aproximación es que tolera bien los estímulos de baja intensidad y que nos provee de información acerca de la velocidad de conducción de las unidades motoras. No obstante, puede también dar resultados erróneos bajo ciertas circunstancias o enfermedades de los pacientes.

¹³ Doherty T, Simmons Z, O'Connell B et al: *Methods for estimating the number of motor units in human muscles*. J Clin Neurophysiol 12:565, 1995 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

¹⁴ Stashuk DW, Doherty TJ, Kassam A, Brown WF: *Motor unit number estimates based on the automated analysis of F-responses*. Muscle nerve 17:881, 1994 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

MÉTODO DE PROMEDIO DISPARO-FUERZA ^{15 16 17}

Es una técnica ampliamente aceptada y utilizada para estimar el número de unidades motoras, en especial en músculos proximales. Puede ser implementado con cualquier equipo electromiográfico que pueda promediar señales y no requiere de un software específico.

La técnica consiste en promediar potenciales de acción de unidades motoras superficiales con umbral de activación bajo.

Un electrodo de registro activo es situado en un punto superficial de un músculo accesible mientras un electrodo de referencia es colocado en una posición distante, mientras tanto, un electrodo de aguja es introducido en el músculo que se este estudiando para registrar los disparos de la unidad motora mientras el músculo es contraído voluntariamente por del paciente. Los potenciales de acción de unidad motora son captados por el electrodo superficial; mientras la frecuencia de disparo es registrada a diferentes profundidades y en diferentes áreas del músculo.

El número de unidades motoras es estimado dividiendo la amplitud pico a pico de la componente máxima del potencial de acción obtenida por estimulación supramaximal del nervio motor por el promedio de amplitud pico a pico de 10 ó 15 potenciales de acción de unidades superficiales diferentes.

MEDICIONES ESTADÍSTICAS ¹⁸

El método estadístico para estimar el potencial de acción de unidades motoras involucra estimulación del nervio motor, pero no requiere de los potenciales asociados con unidades motoras individuales a ser identificadas.

El tamaño de una unidad motora y el número de unidades que forman un músculo son determinados por la variación de los componentes del potencial de acción obtenidos mediante estimulación constante.

¹⁵ Stein RB, Yang JF: *Methods for estimating numbers of motor units in human muscles*. Ann Neurol 28:487, 1990 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

¹⁶ Brown WF, Strong MJ, Snow R : *Methods for estimating numbers of motor units in biceps brachial muscles and losses of units with aging*. Muscle Nerve 11:423, 1998 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

¹⁷ Bromberg MB, Abrams JLL: *Sources of error in the spikes-triggered averaging method of motor unit number estimation (MUNE)*. Muscle Nerve 18:1139, 1995 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

¹⁸ Duabe JR: *Estimating the number of motor units in a muscle*. J Clin Neurophysiol 12:585, 1995 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

INTRODUCCIÓN

Comenzamos por desarrollar un sistema electromiógrafo para poder adquirir las señales provenientes del músculo superficial deseado.

Para que un electromiógrafo sea útil debe ser diseñado para responder a voltajes en el rango de $0.5\mu\text{V}$ hasta 10mV en amplitud y desde 2 Hz hasta $10,000\text{ Hz}$ en frecuencia. Debemos tomar en cuenta también otros factores como el tiempo de respuesta y el almacenamiento de la información.

A continuación se describe (Fig.1) mediante un diagrama a bloques las partes que lo conforman; posteriormente se explica un poco mas sobre las características que debe tener.

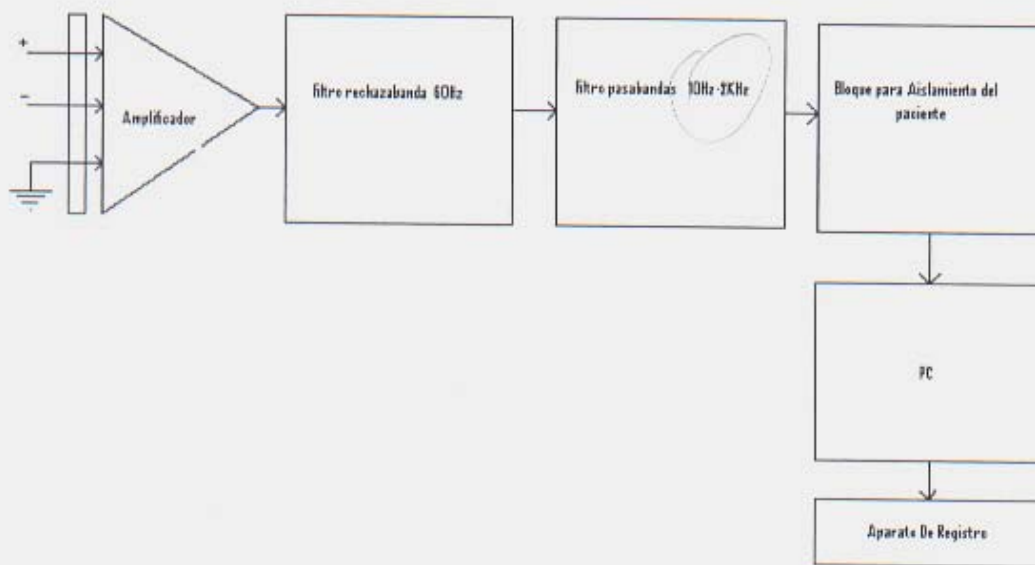


Fig.1 Diagrama a bloques de electromiógrafo

AMPLIFICADOR

Los potenciales capturados por los electrodos son usualmente muy pequeños, así que deben pasar primero por una etapa amplificadora para poder trabajar con ellos; dicha etapa, además de acondicionar las señales, limita el ruido eléctrico proveniente de otras funciones del cuerpo.

SENSIBILIDAD

La sensibilidad del aparato determina la amplitud mínima de los potenciales que pueden ser capturados por nuestro sistema. El rango usual para la mayoría de los electromiógrafos modernos va de los $5\mu\text{V}$ a los 10mV ; en caso de ser un aparato especializado para estudios de fibra muscular el rango puede bajar hasta $0.5\mu\text{V}$.

FILTRADO DE FRECUENCIAS

Un electromiógrafo debe tener un filtro pasa altas y un filtro pasabajas para poder eliminar las señales que carezcan de interés para nuestro estudio; manteniendo así la señal de ruido lo más baja posible.

Para un estudio EMG típico, un rango de frecuencia que va desde 2 Hz hasta 10,000 Hz nos ofrece una captura confiable de todos los potenciales con una señal de ruido tolerable. Sin embargo, para este trabajo y por el tipo de estudio que realizaremos, es suficiente un rango que va desde 10 Hz hasta los 2,000 Hz.

OSCILOSCOPIO

Es un tubo de rayos catódicos que permite mostrar los potenciales instantáneamente en una escala lineal de tiempo y mantenerlos hasta que exista un refrescamiento, o nuevo barrido, de las señales capturadas. En muchos de los aparatos modernos, se provee además, un posible diagnóstico basado en los resultados obtenidos y en la información ingresada del cuadro clínico del paciente.

AMPLIFICADOR DE AUDIO

Es un sistema únicamente usado en los electromiógrafos; es de gran ayuda para detectar anomalías musculares, de acuerdo al sonido producido por las frecuencias de los potenciales, y comparándolos con una escala determinada de patrones normales.

Para el sistema que desarrollamos no se utiliza este dispositivo.

ESTIMULADOR

En el caso de realizar estudio sobre velocidad de conducción de nervio, se debe emplear un sistema que electroestime al nervio en cuestión.

La estimulación puede ser controlada de tres formas:

- La duración del estímulo.
- La intensidad del estímulo.
- El periodo de estimulación.

Para la realización de este trabajo no es necesario construir una etapa de electroestimulación.

APARATOS DE REGISTRO

Hay tres principales forma de registro de los potenciales de acción:

- Registro en papel (mucho mas simples y baratos)
- Registro a través de hardware computacional (necesitan una interfaz con una PC)
- Registro en medios analógicos o digitales (se utilizan medios magnéticos conectados directamente a los electromiógrafos para capturar las señales).

ELECTRODOS DE REGISTRO

Hay dos tipos de electrodos mediante los cuales se pueden adquirir señales EMG, electrodos de superficie y electrodos de aguja.

ELECTRODOS DE SUPERFICIE

Los electrodos de superficie captan el potencial proveniente de los músculos o los nervios mediante la diferencia de potencial de uno con respecto al otro. Los más comúnmente usados son redondos con un diámetro aproximado de 1 cm.

Cuando este tipo de electrodos son utilizados debemos utilizar gel electrolítico para reducir la impedancia producida por la unión de estos con la piel y así obtener mejores registros.

Uno de los electrodos es llamado activo y el otro de referencia; esto es algo que no se debe perder de vista ya que si las entradas a la etapa de amplificación no son correctas, el EMG será afectado y no será posible distinguir el potencial de acción.

Además de éstos, es necesario un tercer electrodo para poder dar una buena referencia a tierra y poder eliminar así, amplificando las diferencias de las señales, el ruido eléctrico que tengan en común.

ELECTRODOS DE AGUJA

Hay dos tipos de electrodos principales: los monopolares y los concéntricos.

Los electrodos monopolares miden en promedio 0.8mm de diámetro y varían en longitud entre los 12 a los 75 mm; son baratos y más sensibles para identificar fibrilaciones y formas de onda positiva que los electrodos concéntricos.

Los electrodos concéntricos consisten de un alambre de platino aislado que se encuentra dentro de una aguja. El diámetro exterior de la aguja varía de 0.3mm a 1.0mm con un diámetro del alambre de 0.1mm. El alambre interno es el electrodo activo, mientras que la cánula o aguja exterior, es el electrodo de referencia.

Tomando en cuenta la poca comodidad que representan para los pacientes los electrodos de aguja, sin mencionar el alto costo que tienen este tipo de estudios; es la intención de este trabajo capturar los potenciales a partir de electrodos superficiales.

Para tal efecto se utilizaran electrodos de 9mm de superficie del tipo Ag- ClAg.

LINEAMIENTOS PARA LA SEGURIDAD ELÉCTRICA DEL PACIENTE

Es importante entender que hay un riesgo potencial durante la realización de un estudio EMG. La corriente eléctrica, que pasa por un paciente, puede matarlo si el equipo no esta debidamente alimentado o aterrizado, o si no son tomadas las debidas precauciones.

El nivel de riesgo depende de diversos factores como son la frecuencia de la corriente, el tiempo de estimulación, la variación de tolerancia de un paciente, el peso y sexo de la persona e incluso el lugar y área de aplicación del estímulo. Los efectos, conocidos experimentalmente, pueden ir desde un simple hormigueo hasta cuadros de fibrilación ventricular (Tabla1).

Intensidad de Corriente (mA)		Efecto
Hombres	Mujeres	
1.1mA	0.7mA	Umbral de percepción
10 mA		Limite aceptado como máximo de trabajo
9.5mA-16mA	6mA-10.5mA	Rango de corriente "let go" (contracciones involuntarias fuertes)
A partir de los 18mA		Fatiga y lesiones mecánicas
75mA-400mA		Indicios de fibrilación ventricular, sistema respiratorio sin consecuencias, normalmente causa muerte

Tabla 1. Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano a una frecuencia de 60 Hz.

Aunque no es mostrado en la tabla anterior, una corriente de tan solo 10 A puede matar a una persona si es aplicada directamente al corazón.

Generalmente el riesgo eléctrico en los equipos es causado por indebidas conexiones a tierra; para lo cual todos los sistemas que se realicen para este fin, deben incluir en su cable de alimentación, la terminal de tierra física; misma que protegerá al paciente de cualquier posible lesión por corriente eléctrica.

Para asegurarnos que el paciente no corre riesgo alguno mientras se le practica un estudio EMG, se puede ocupar un amplificador de aislamiento; algunos incluso son especiales para trabajar con adquisiciones para PC.

Los siguientes lineamientos son proporcionados por TECA Corporation, para asegurar la seguridad eléctrica dentro de un laboratorio mientras se realiza un estudio EMG.

- Antes de empezar, asegúrese que la toma de corriente tenga la conexión a tierra física (tres orificios); de no ser así, rehúcese a realizar la prueba basándose en que la seguridad del paciente y suya estarían en peligro.
- La conexión a tierra es extremadamente importante, ésta debe ser propiamente reparada o remplazada si ha sufrido algún daño o si se aprecian signos de desgaste.
- Todo equipo eléctrico innecesario para la prueba debe ser sacado de la habitación donde se realice el estudio.

ELECTROMIÓGRAFO

El electromiógrafo se realizó mediante los circuitos integrados INA114 (Fig.2) y UAF42 (Fig.3) de Texas Instruments; los cuales son amplificador de instrumentación y filtro activo, respectivamente. Debe hacerse notar, que con el fin de brindar la mayor seguridad posible al paciente, todos los circuitos estarán alimentados con pilas comerciales y no mediante la toma de corriente de uso normal.

El amplificador de instrumentación nos sirve para acondicionar la señal, proveniente del cuerpo humano, mediante un amplificador de diferencias que elimina la componente de ruido permanente en las señales capturadas por los electrodos.

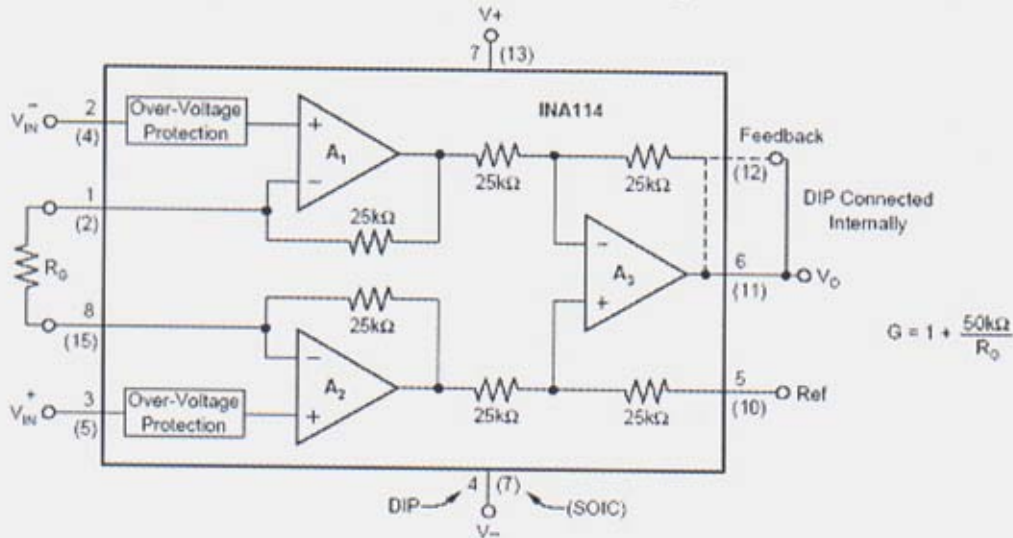


Fig.2.-Diagrama interno Circuito Integrado INA114

La alimentación del circuito es $\pm 15V$.

De acuerdo a las características de la tarjeta de audio, a la cual no puede ingresar una señal mayor a 2V pico a pico en amplitud; debemos calcular la ganancia de nuestro amplificador de tal forma que al ingresar la señal a la PC, no se dañe dicha tarjeta

En base a las características de la tarjeta de audio y las amplitudes promedio que puede llegar a generar las señales EMG; se propone una ganancia 20 con lo cual la resistencia $R_G = 2.7K\Omega$.

Posteriormente se ingresa la señal obtenida a un filtro "notch" (Fig.3) o rechaza banda, el cual elimina la componente de 60 Hz (propia de la conexión de los circuitos y la inductancia generada por los cables) y después a un filtro pasabanda (Fig.4 y 5), calculado desde 10 Hz hasta 2 KHz, el cual delimita la cantidad de frecuencias que necesitamos y que son propias del músculo.

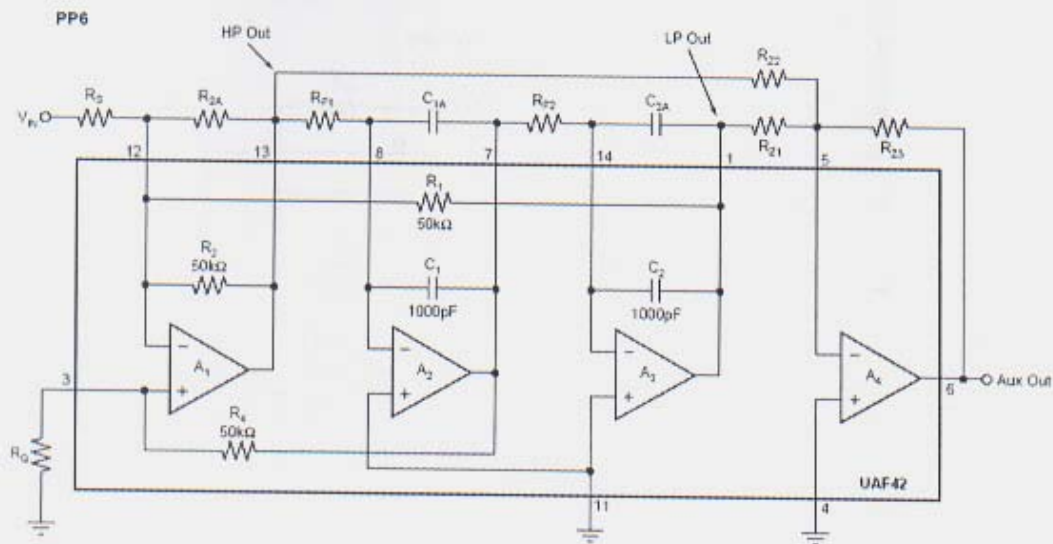


Fig.3 Filtro tipo 'Notch'

$$R_{f1}=R_{f2}=2.7\text{ M}\Omega \quad R_{z1}=R_{z2}=R_{z3}=10\text{ K}\Omega$$

$$R_G=50\text{ K}\Omega \quad R_Q=2.94\text{ K}\Omega$$

Todos los demás componentes, cuyos valores no son mostrados, no son necesarios. Estos valores fueron calculados mediante el software incluido con los circuitos; se recomienda esto debido a la gran precisión con la que fueron creados internamente

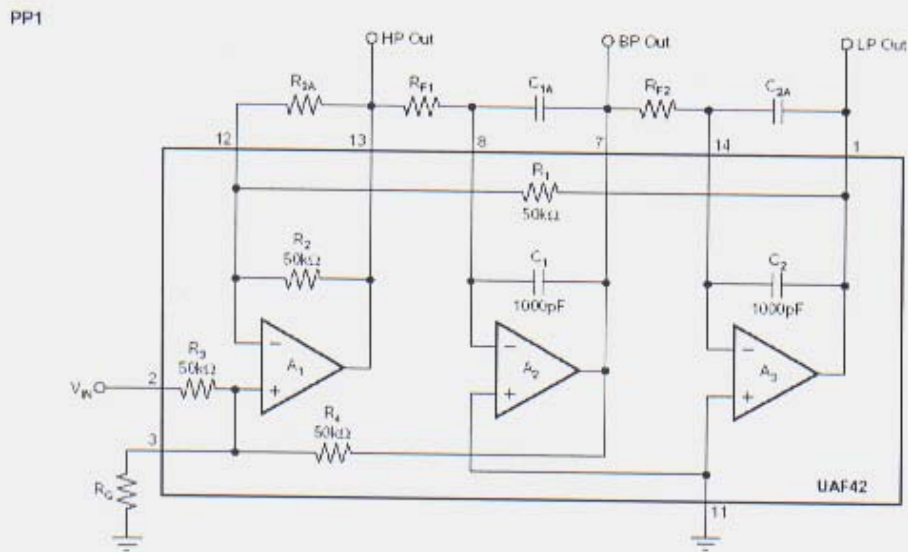


Fig.4 Filtro Pasa Bandas

$$R_{f1}=R_{f2}=24.9\text{ K}\Omega \quad R_{2A}=5.49\text{ K}\Omega \quad R_Q=102\text{ K}\Omega$$

CIRUCITO IMPRESO ARMADO

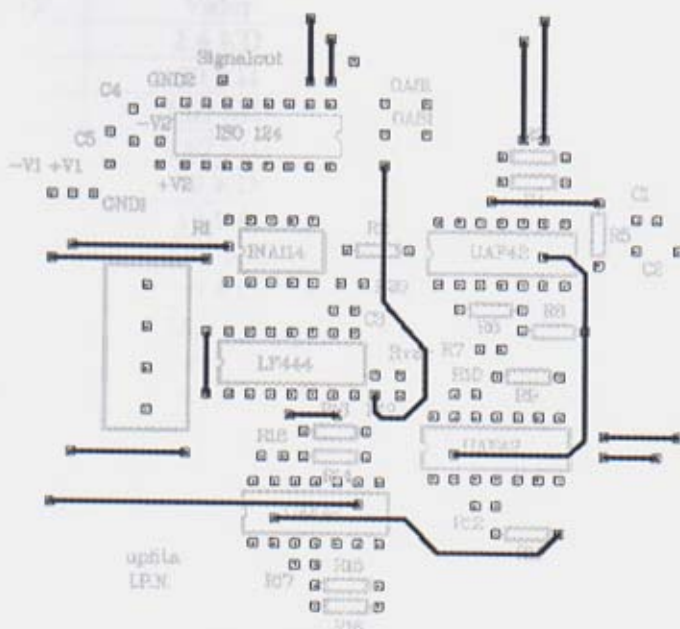


Fig. 6 Vista Superior

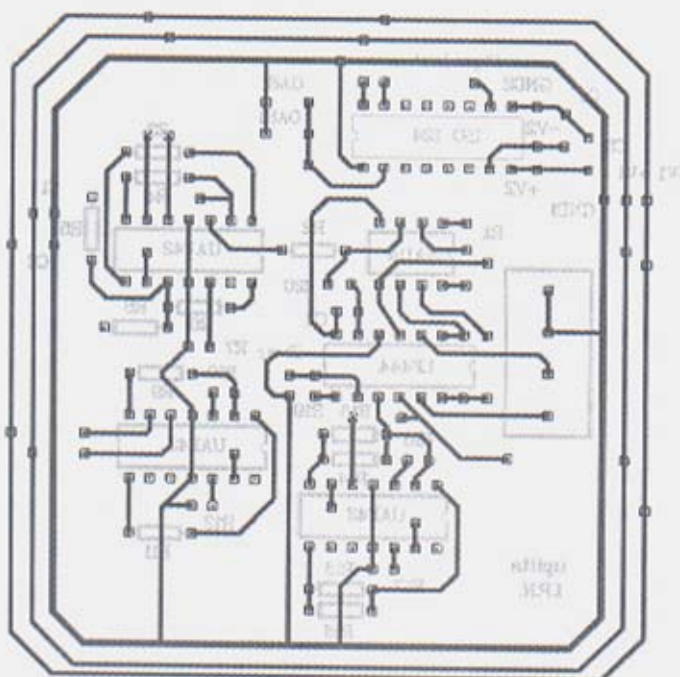


Fig. 7 Vista Inferior

LISTA DE COMPONENTES (Etiquetas)

# de componente	Valor	# de componente	valor
R1	2.6 K Ω	R11	24.9 K Ω
R2	50 K Ω	R12	102 K Ω
R3	2.67 M Ω	R13	10 M Ω
R4	2.67 M Ω	R14	10 M Ω
R5	10 K Ω	R15	10 M Ω
R6	10 K Ω	R16	10 M Ω
R7	2.94 K Ω	R17	102 K Ω
R8	10 K Ω	R18	5.49 K Ω
R9	24.9 K Ω	R19	100 K Ω
R10	5.49 K Ω	R20	1 M Ω
C1=C2=C3=C4=C5	0.1 μ F	Rvar	5 K Ω

Tabla 2 Valores de los componentes utilizados

CAPTURA DE REGISTROS

Para la captura y almacenamiento de registros fue necesario realizar un programa que estableciera los parámetros necesarios para que la señal fuese ingresada y almacenada en una base de datos; misma que posteriormente pudiera ser consultada mediante otro algoritmo.

En lo que respecta a la colocación de los electrodos fueron elegidos ciertos puntos de acuerdo al tamaño del músculo; la ubicación del electrodo de referencia debe ser tal que el tejido adiposo existente entre el y el hueso sea el menor posible, el electrodo positivo y negativo se colocan en la posición media del primer y segundo tercio proximal respectivamente.

ALGORITMOS DESARROLLADOS

Como se ha estado mencionando, es necesaria la implementación de algún tipo de procesamiento computacional, que nos permita reconocer el tren de impulsos de una unidad motora, a partir de una señal EMG adquirida mediante electrodos de superficie.

Debido a su fácil lenguaje de programación, su facilidad para trabajar señales provenientes de la tarjeta de audio y su tiempo de ejecución; se escogió el software MATLAB® 7 para realizar el procesamiento de las señales,

La identificación de los potenciales de unidades motoras se realiza a partir de dos algoritmos llamados umbraliza2.m y recu2final2.m; primeramente se muestra como trabajan dichos algoritmos sobre una señal artificial cuyos valores fueron establecidos previamente y que pueden observarse en su código (APÉNCICE A).

Ventana principal:

```
>> [f,x,y]=fun3
```

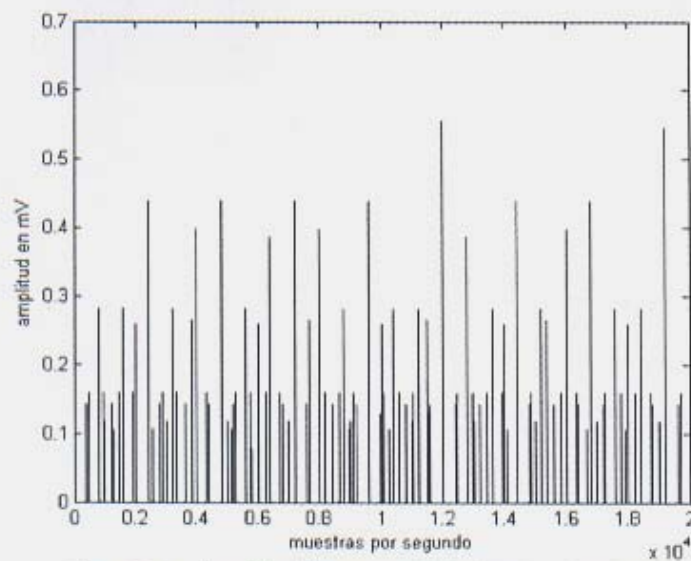


Fig. 8 Señal artificial para validación de algoritmo

```
>> [x,xa,amp,c]=umbraliza2(f)
```

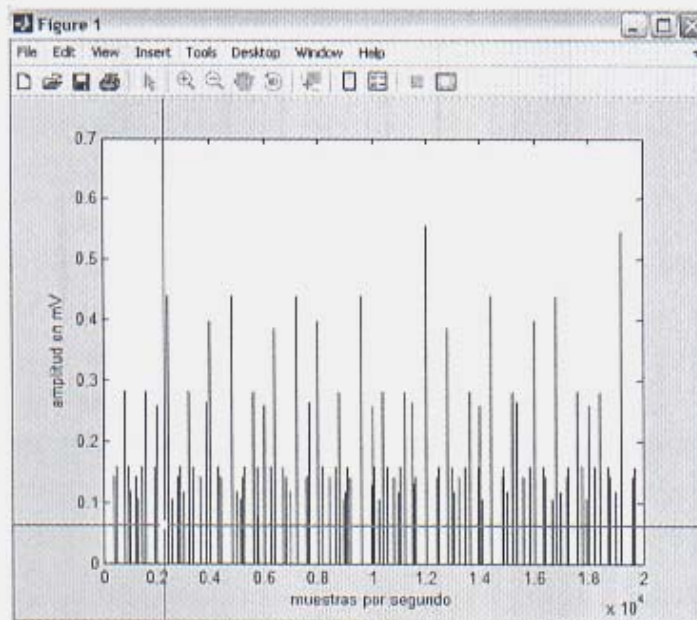


Fig. 9

Se selecciona el valor a partir del cual se tomara una muestra de 1 segundo

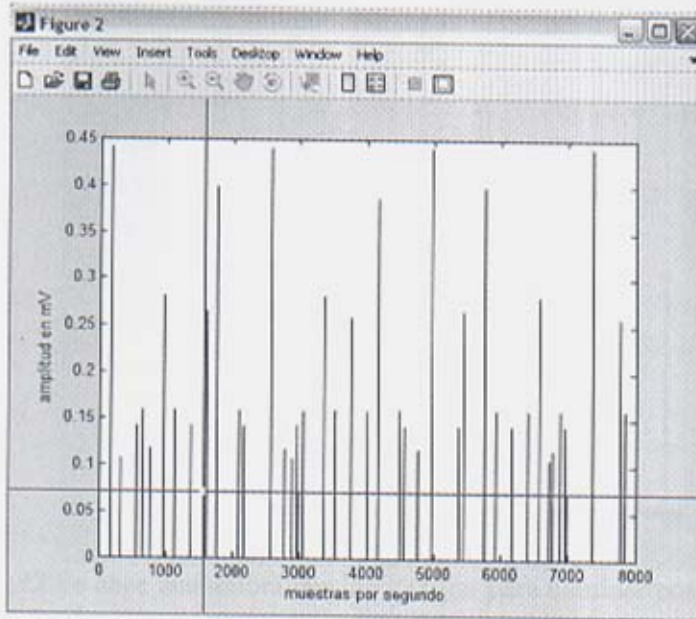


Fig. 10 Se señala un nivel de umbral por debajo del cual se eliminara todos los impulsos

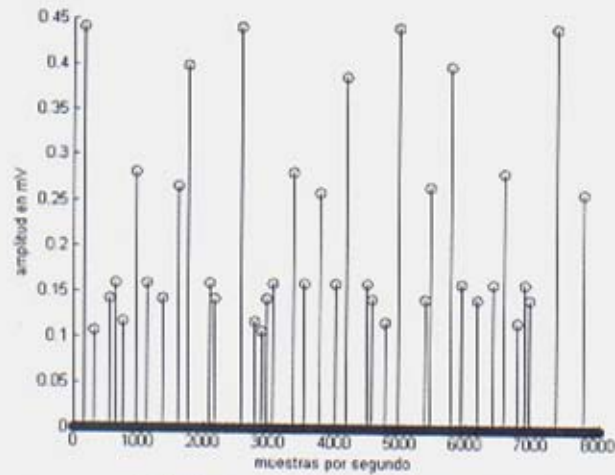


Fig.11 Resultado de la umbralización

```
>> [tasa,tasamed,xaux]=recu2final2(x)
```

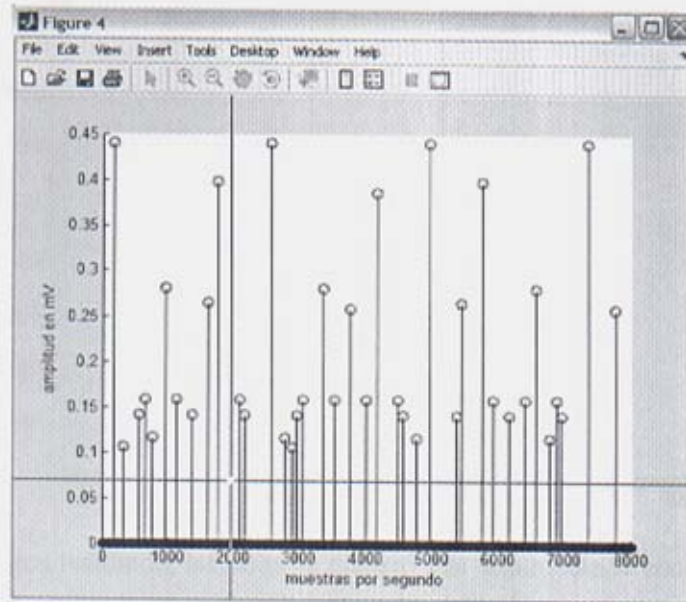


Fig.12 Se hace una umbralización auxiliar para eliminar posibles ruidos

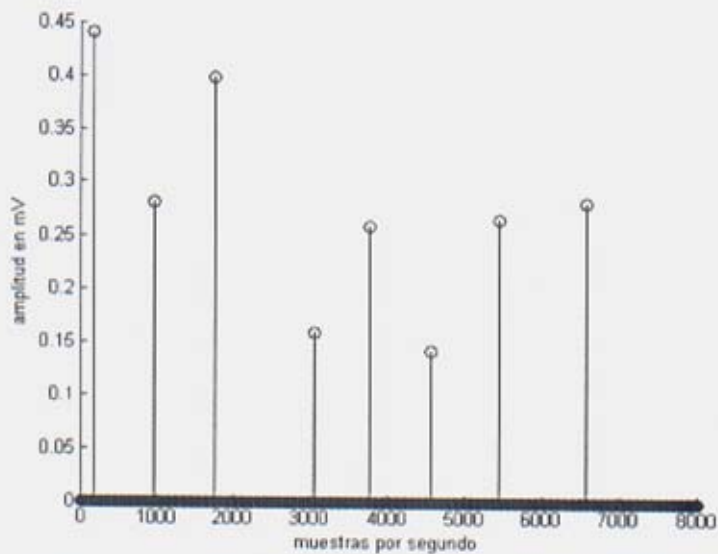


Fig.13 Tren de impulsos cuya amplitud varía en menor proporción con respecto al anterior, después se promedian las tasas de disparo obtenidas y se hace un nuevo barrido sobre la señal seleccionando los impulsos que cumplen con esta tasa de disparo media.

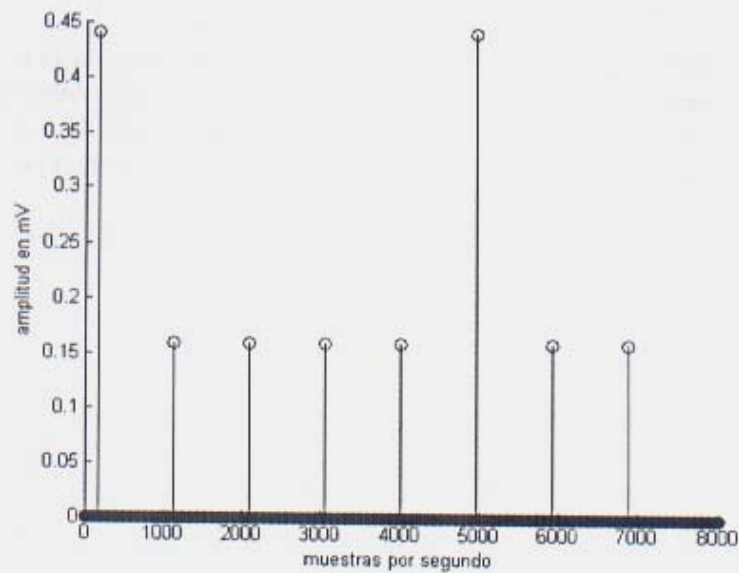


Fig.14 Imagen resultado; las tasas de disparo y la tasa media se muestran abajo

amplitudmedia =

0.2573

>> tasa

tasa =

0.1000 0.1000 0.1600 0.0900 0.1000 0.1100 0.1400

>> tasmed

tasmed =

0.8000 0.1143

Si revisamos el código mediante el cual fue generada la función inicial, nos daremos cuenta que la tasa de disparo que buscábamos era de 8 Hz o su equivalente en tiempo, 0.1250 s; esto nos indica que tenemos un porcentaje de error del 8.5%, mismo que es tolerable tomando en cuenta que la tasa de disparo de una unidad motora puede variar en un 20 %¹⁹.

¹⁹ AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice* Ed. Churchill livingstone

Una vez probado el algoritmo con señales artificiales, se aplicó a registros capturados por el circuito electromiógrafo construido anteriormente; cabe mencionar, que además de estos programas, se realizaron otros como base.m, captura.m y seleccionar.m con el fin de hacer la captura y selección posterior de los registros mucho más fácil para el usuario.

Este es uno de los resultados obtenidos:

>> seleccionar

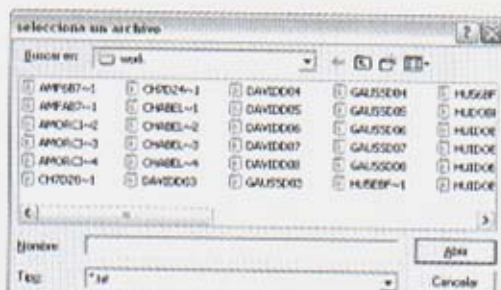


Fig. 15 Se selecciona un registro previamente almacenado

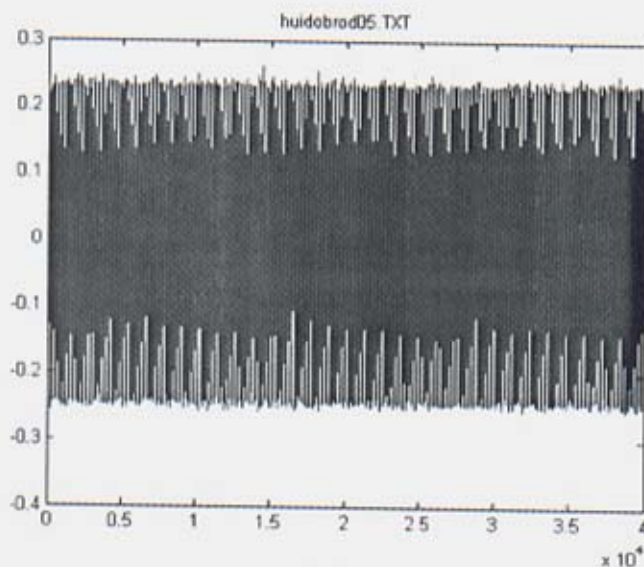


Fig. 16 Se muestra el registro al usuario para poder empezar


```
>> [x,xa,amp,c]=umbraliza2(ans)
```

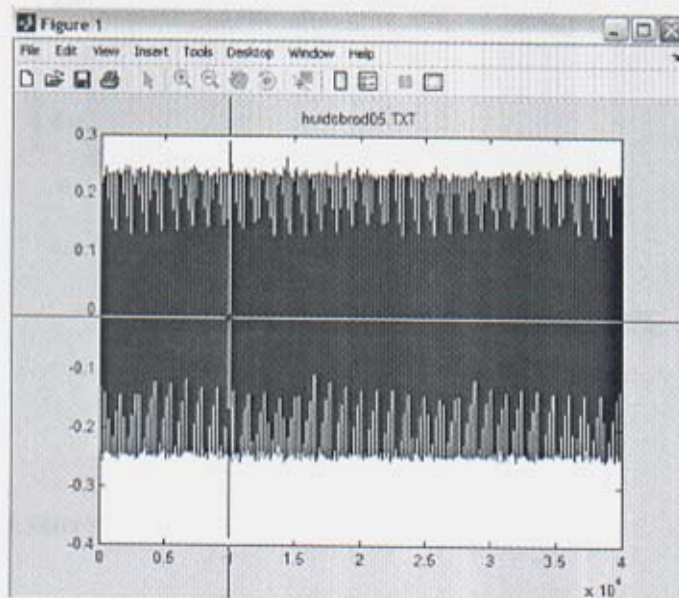


Fig. 17 Se selecciona el valor a partir del cual se tomara una muestra de 1 segundo

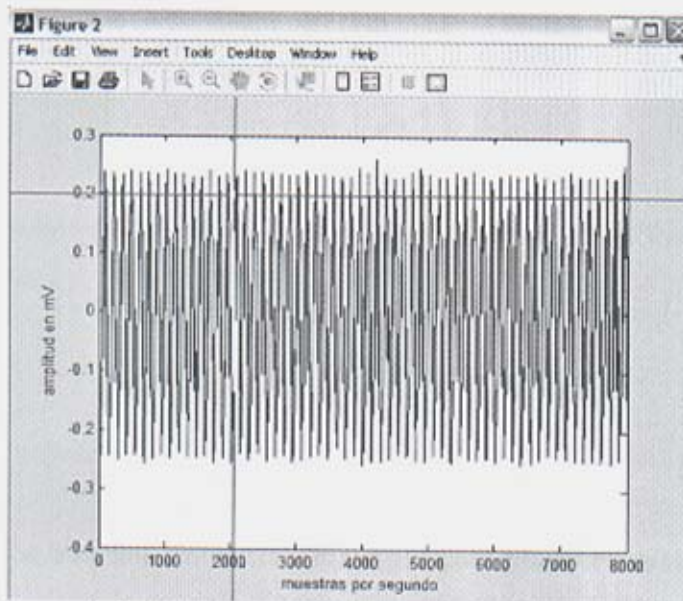


Fig. 18 Se señala un nivel de umbral por debajo del cual se eliminara todos los impulsos

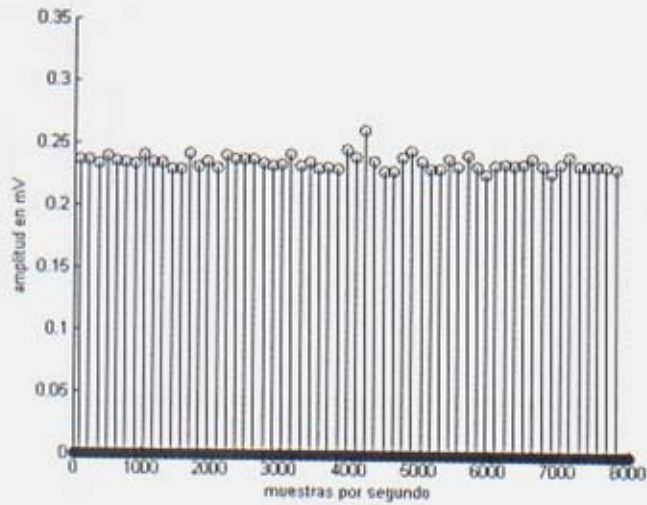


Fig. 19 Figura resultado de umbralización

```
>>[tasa,tasamed,xaux]=recu2final2(x)
```

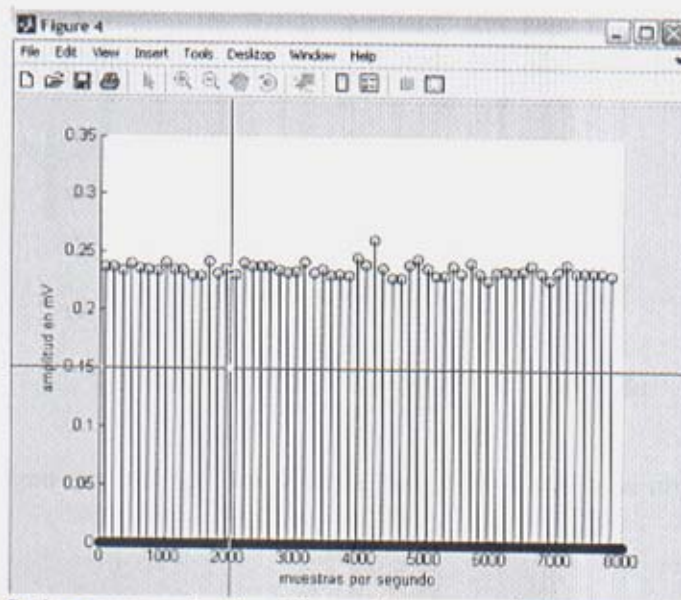


Fig. 20 Se hace una umbralización auxiliar para eliminar posibles ruidos

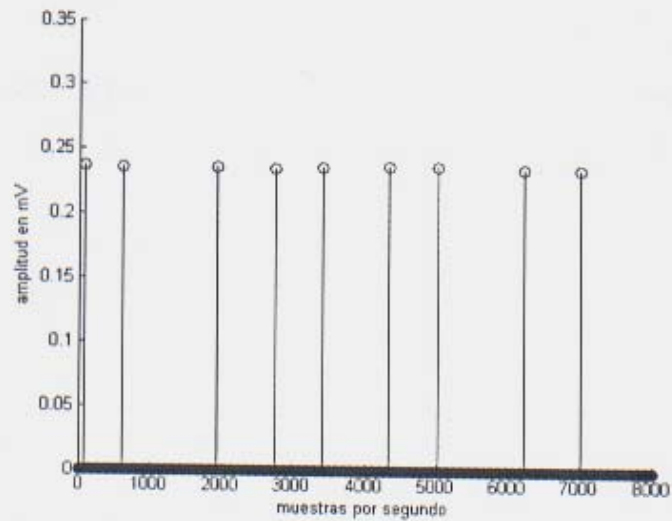


Fig. 21 Tren de impulsos cuya amplitud varía en menor proporción con respecto al anterior, después se promedian las tasas de disparo obtenidas y se hace un nuevo barrido sobre la señal seleccionando los impulsos que cumplen con esta tasa de disparo media.

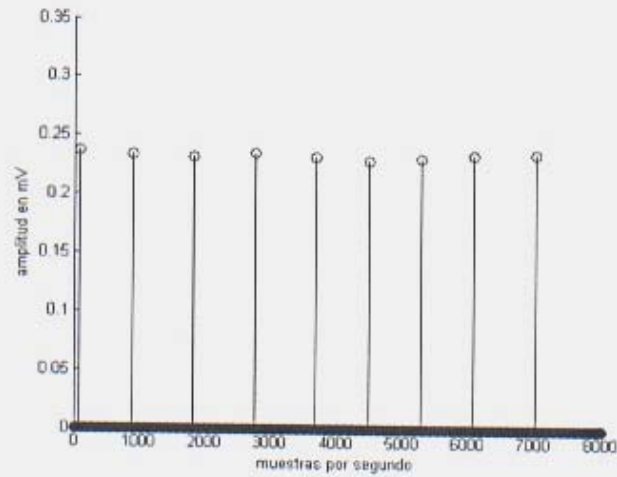


Fig. 22 Imagen resultado; las tasas de disparo y la tasa media se muestran abajo

amplitudmedia =

0.2354

>> tasa

```
tasa =
```

```
0.0666 0.1660 0.1001 0.0836 0.1165 0.0834 0.1500 0.0999
```

```
>> tasmed
```

```
tasmed =
```

```
0.8661 0.1083
```

Después de varias pruebas realizadas sobre distintos músculos, se selecciono el primer dorsal inter óseo para efectuar los análisis de acuerdo a los buenos resultados obtenidos y a la practicidad para medir el mismo.

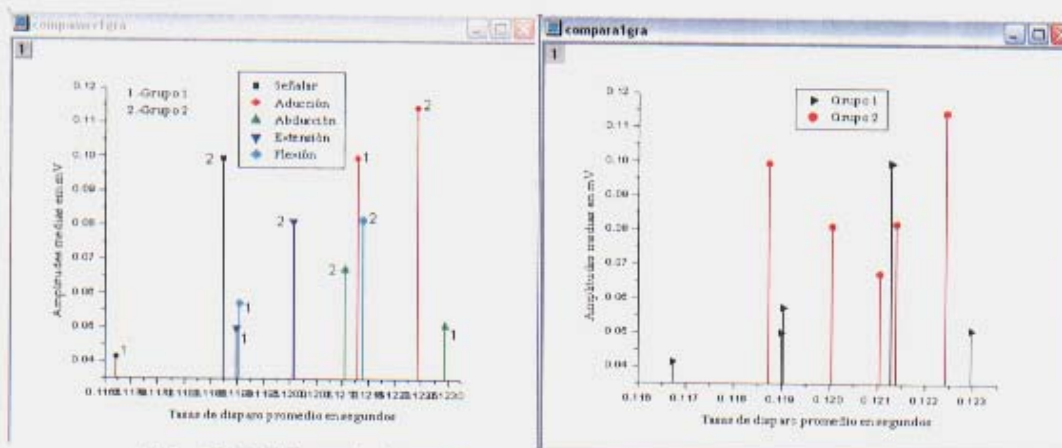
Para poder identificar claramente el patrón generado por una unidad motora fue necesario que durante el registro se realizara una contracción isométrica, es decir conservar la fuerza y la posición de la contracción.

Se realizaron 5 pruebas sobre cada uno de los pacientes medidos: movimiento al señalar, aducción, abducción, extensión y flexión²⁰. A pesar de la disparidad observada en las características de los pacientes que fueron medidos, se pudieron establecer ciertos grupos para comparar los resultados de unos con respecto de otros. Algunas características encontradas fueron:

- Las mujeres poseen unidades motoras con tasas de disparo ligeramente menores a las que presentan las de los hombres.
- La amplitud de los impulsos en personas sin actividad física importante son mayores y menos controladas que las que presentan el resto de los individuos.
- Las amplitudes de los impulsos en personas con complexión robusta son menores que las que presentan los del resto de los individuos; mientras que la tasa de disparo es un poco mayor.

PRIMER RESULTADO

El primer criterio utilizado para dividir las muestras fue la complexión física de los pacientes; por un lado, un grupo quedo conformado por las personas de complexión robusta con actividad física media y por el otro, las personas con complexión media y delgada. Después de analizar los resultados arrojados por el algoritmo, se puede apreciar que las amplitudes de los impulsos son menores en las personas del primer grupo.



²⁰ En el APÉNDICE B se muestran completos los resultados de cada paciente.

SEGUNDO RESULTADO

Para obtener el segundo resultado se dividió el grupo de acuerdo a la actividad física que realizan cotidianamente, obteniéndose dos pequeños conjuntos: el primero con gran actividad a lo largo de la semana y un segundo con actividad de poca a nula. En este caso se observó una marcada diferencia: la amplitud media de los impulsos recuperados del segundo equipo sobrepasa a la de los del primero en gran medida. Además se observa, en los registros del mismo grupo, mucha variación en la amplitud de los impulsos recuperados.

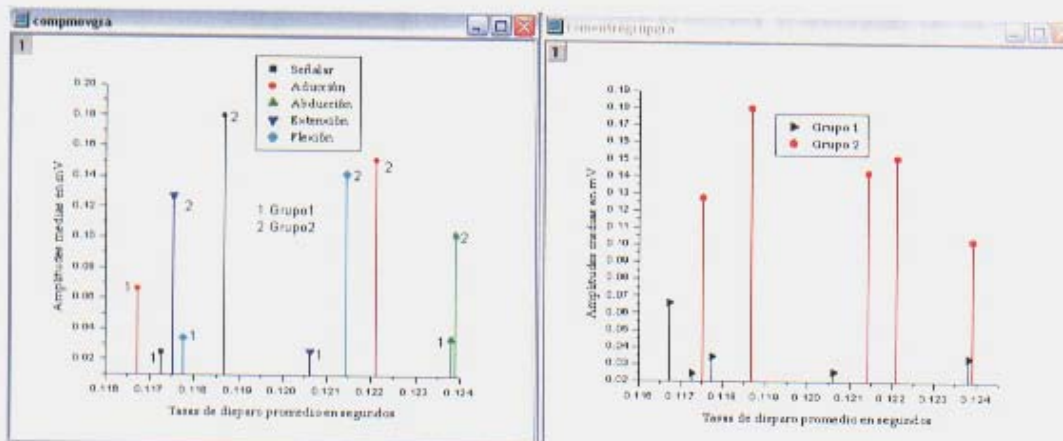


Fig. 24 Gráficas de los resultados obtenidos en la segunda prueba

TERCER RESULTADO

Finalmente se seleccionaron algunos registros para comparar el comportamiento que presentan las unidades motoras en la mujer con respecto al comportamiento que tienen en el hombre.

Dado que el número de registros realizados en mujeres es mucho menor que el hecho en hombres, se seleccionaron las muestras de tal forma que los grupos fueran del mismo tamaño y que guardaran cierta proporcionalidad con su análogo en el equipo contrario. Es decir, se seleccionaron los registros de hombres que tuvieran características similares a los de las mujeres (complexión, actividad física, etc.).

En esta prueba se observó un ligero aumento en la tasa de disparo, de las unidades motoras de los hombres, con respecto a la presentada por las de las mujeres; sin observarse una gran variación en las amplitudes medias presentadas por ambos grupos.

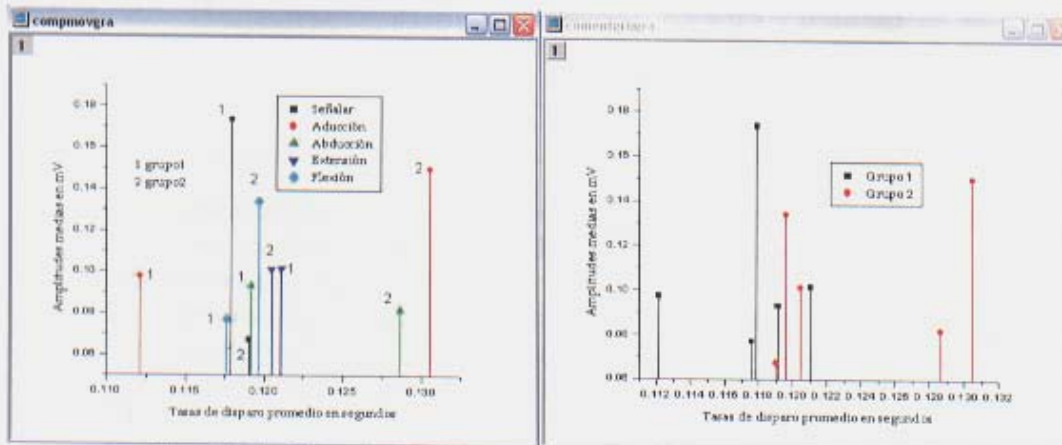


Fig. 25 Gráficas de los resultados obtenidos en la tercera prueba

El circuito electromiografo funciona de manera adecuada y ayuda en gran medida a que el algoritmo no incremente su tiempo de procesamiento; además de limitar gran cantidad de señales provenientes del medio.

La tarjeta de audio presento una ventaja no contemplada al tener una velocidad de muestreo menor a los 30 KHz, lo que resulto en un filtro extra para las altas frecuencias ya que el amplificador de aislamiento integra a la salida una señal cercana a los 660KHz.

Con los algoritmos realizados se consiguió cumplir el objetivo planteado inicialmente; cabe resaltar que es más fácil recuperar un tren de impulsos a partir de un segmento de registro que presente menores variaciones en amplitud. Es decir, se debe escoger una sección del mismo la cual no presente una variación excesiva en las amplitudes de los impulsos, para de esta forma evitar que el algoritmo trate de encontrar un patrón a partir de impulsos superpuestos.

Los resultados obtenidos al analizar los registros capturados, nos muestran patrones de comportamiento claros sobre los grupos conformados; se observaron las siguientes características:

- 1.-Las personas con mayor actividad física presentan amplitudes menores en sus impulsos, así como menor variación de amplitud entre los mismos.
- 2.- Los hombres presentan tasas de disparo más rápidas que las mujeres.
- 3.- Las personas de complexión robusta presentan amplitudes menores que el resto de las personas medidas.

PERSPECTIVAS

Continuaran las pruebas realizadas sobre pacientes, en busca de mas evidencias de que el comportamiento de las unidades motoras es efectivamente el encontrado, en especial en individuos con gran actividad física pero diferente especialidad deportiva.

Se propone optimizar los algoritmos con miras a obtener un procesamiento en tiempo real y así poder adaptar esta metodología al control de prótesis mioeléctricas.

Para la práctica clínica se necesita, además de conocer la tasa de disparo de las unidades motoras, la forma de onda; así que se debe cuidar ese detalle si es que se pretende utilizar este sistema para dicho fin.

BIBLIOGRAFÍA

AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice* Ed. Churchill livingstone

BISWAS Sana V. IQBAL Rehana *Lo esencial en sistema musculoesquelético*

Bromberg MB, Abrams JLL: *Sources of error in the spikes-triggered averaging method of motor unit number estimation (MUNE)*. Muscle Nerve 18:1139, 1995 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Brown WF, Strong MJ, Snow R : *Methods for estimating numbers of motor units in biceps brachial muscles and losses of units with aging*. Muscle Nerve 11:423, 1998 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Buchthal F. *An Introduction to Electromyography*. Scandinavian University Books. Glydendal, 1957. Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Cocero E, Recuero E. *Introducción a la Electromiografía y a la Conducción Eléctrica del Nervio Periférico*. Madrid 1971. Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Doherty T, Simmons Z, O'Connell B et al: *Methods for estimating the number of motor units in human muscles*. J Clin Neurophysiol 12:565, 1995 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Dorfman L, Howard J, Mc Gill. *Clinical studies using automatic decomposition electromyography (ADEMG) in needle and surface EMG*. Computer aided Electromyography and expert systems. Clinical neurophysiology espantos. Amsterdam, Elsevier 1989: 189-204. Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Duabe JR: *Estimating the number of motor units in a muscle*. J Clin Neurophysiol 12:585, 1995 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Fuglsang-Frederiksen A, Ronager J. *EMG power spectrum, turn-amplitude analysis and motor unit duration in neuromuscular diseases*. J Neurol Sci 1990; 97: 81-90 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Kimura J. *Electrodiagnosis in diseases of the nerve and muscle. Principles and practice*. Philadelphia. FA Davis, 1989. Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

LOPEZ CHÍCHARO, José FERNANDEZ VAQUERO, Almudena *Fisiología del ejercicio* Editorial médica panamericana

McComas AJ, Fawcett PRW, Campbell MJ, *Electrophysiological estimation of the number of motor units within a human muscle* J Neurol Neurosurg Psychiatry 34:121,1971 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

SHIN J.Oh *Electromyography:nerve conduction studies* Ed. Wiley Higher education

Sica REP, McComas AJ, Upton ARM, Longmire D: *Motor unit estimation in small muscles of the hand* . J Neurol Neurosurg Psychiatry 37:55,1974 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Stålberg E. *AA EM minimonograph*. Muscle and Nerve 1983; 6: 619-30. Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Stålberg E, Nandedkar S, Sanders D, Falk B. *Quantitative Motor Unit Potential Analysis*. J Clin Neurophysiol 1996; 13: 401-26. Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Stålberg E, TronteIj JV. *Single Fiber EMG*. Raven Press 1994. Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Stashuk DW, Doherty TJ, Kassam A, Brown WF: *Motor unit number estimates based on the automated analysis of F-responses*. Muscle nerve 17:881, 1994 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Stashut D, De Luca C. *Update on the decomposition electromyography: an analysis of the EMG signals*. Computer aided Electromyography and expert systems. Clinical neurophysiology updates. Ainsterdam. Elsevier 1989: 39-53. Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

Stein RB, Yang JF: *Methods for estimating numbers of motor units in human muscles*. Ann Neurol 28:487, 1990 Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

TORTORA, Gerard J. GRABOWSKI REYNOLDS, Sandra. *Principios de Anatomía y Fisiología* Ed. Wiley Higher education

TronteIj JV, Mihelin M, Fernández JM, Stålberg E. *Axonal stimulation for end-plate jitter studies*. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1986;46: 677-85. Cit. Pos. AMINOFF, Michael J. *Electromyography in clinical practice*

WEBSTER, John G. *Medical Instrumentation, application and design*. Ed. John Wiley & sons, Inc.

German Garcia Postgrado En Medicina Deportiva – Universidad Nacional de La Plata. http://www.portalfitness.com/articulos/entrenamiento/compendio/ggarcia/contraccion_musc.htm

Dra. Maria Alejandra Mejia – Dra. Ximena Mejia

<http://telemedicina8.tripod.com/html/emg.html>

<http://www.geocities.com/Pipeline/3692/contrmus.htm>

http://soko.com.ar/Biologia/cuerpo_humano/Musculos.htm

CODIGOS REALIZADOS

CODIGO DE LA SEÑAL ARTIFICIAL (1):

Los comentarios están precedidos de %

```
function [f,x,y]=fun3
x=[0:1:20000];
y=zeros(size(x)); %se establecen 5 trenes de impulsos con diferente tasa de
w=zeros(size(x)); %disparo y diferente amplitud
z=zeros(size(x));
u=zeros(size(x));
v=zeros(size(x));
var=1;
for i=1:20000;
    if i-var==400; %tasa de disparo de 0.05 o 20 Hz frecuencia de muestreo 8000
        y(i)=.1420;
        var=i;
    else
        end
end
var2=1;
for j=1:20000;
    if j-var2==480; %tasa de disparo de 0.06 o 15 Hz
        w(j)=.1586;
        var2=j;
    else
        end
end
var3=1;
for k=1:20000;
    if k-var3==800; %tasa de disparo de 0.1 o 10 Hz
        z(k)=.1389;
        var3=k;
    else
        end
end
var4=1;
for a=1:20000;
    if a-var4==1000; %tasa de disparo de 0.125 o 8 Hz
        u(a)=.1168;
        var4=a;
    else
        end
end
var5=1;
```

```

for n=1:20000;
    if n-var5==1280; %tasa de disparo de 0.16 o 6 Hz
        v(n)=.1059;
        var5=n;
    else
        end
end
f=y+w+z+u+v; % se suman las 5 funciones y se espera que el algoritmo
f=f;          % recupere un tren de impulsos
figure
plot(x,f)

```

CODIGO DE ALGORITMOS REALIZADOS PARA LA CAPTURA Y ALMACENAMIENTO DE SEÑALES EMG:

Los comentarios están precedidos de %

```

function [d,t]=captura
ai=analoginput('winsound');
addchannel(ai,1);
ai.SampleRate=8000;
ai.SamplesperTrigger=40000;
ai.TriggerType='Immediate';
start(ai);
[d,t]=getdata(ai);
plot(t,d)
prompt=('Asigna un nombre al registro');
name=('Captura de Registros');
numlines=1;
default={'registro_00.txt'};
answer=inputdlg(prompt,name,numlines,default);
answer=char(answer);
fid=fopen(answer,'wt');
fprintf(fid,'%f',d);
fclose(fid);
stop(ai)
delete(ai)

```

CODIGOS DE ALGORITMOS REALIZADOS PARA LA RECUPERACION DE PUM'S:

Los comentarios están precedidos de %

```

function [x,xa,amp,c]=umbraliza2(ans)
si=size(ans);
[x1,y1]=ginput(1);
x=ans(x1:x1+9999);
figure
plot(x)
xlabel('tiempo en ms');

```

```

ylabel('amplitud en mA');
c=size(x);
[x2,y2]=ginput(1);
inc=0;
for j=1:c(1)
    if x(j)>=y2
        x(j)=x(j);
        inc=inc+1;
        xa(inc)=j;      %contiene las posiciones en que y>umbral
        amp(inc)=x(j); %contiene la amplitud del impulso
    else
        x(j)=0;
    end
end
end
figure
stem(x)
xlabel('tiempo en ms');
ylabel('amplitud en mA');
%v=axis;
%pause
xb=zeros(size(x));
ca=size(xa);
for i=1:ca(2)-1
    if xa(i+1)-xa(i)<75
        xaux(i)=amp(i);
        xaux2(i)=i;
    else
        xaux(i)=amp(i);
        xaux2(i)=i
        impulsomax=max(xaux);
        v=find(xaux==impulsomax); %v=find(amp==impulsomax);
        ja=xaux2(v);
        %amp(ja)
        va=xa(ja);
        xb(va)=x(va);          %ja=xa(v);
                                %xb(ja)=x(ja);
                                %clear xaux;
        clear xaux;          %clear xaux;
        clear xaux2;
    end
end
end
x=xb;
figure
stem(x)
xlabel('tiempo en ms');
ylabel('amplitud en mA');
%axis([0 v(2) 0 v(4)])
%-----
%-----

```

```

function [tasa,tasmed,xaux]=recu2final2(x)
%este programa recupera los impulsos de un mismo tren de impulsos,
% se debe tener una funcion discreta y plotearla
c=size(x);
[x1,y1]=ginput(1);
inc=0;
for j=1:c(1)
    if x(j)>=y1
        x(j)=x(j);
        inc=inc+1;
        xa1(inc)=j;      %vector que guarda las posiciones en
                        %las que x(j)es mayor que 0
        amp(inc)=x(j);  %contiene la amplitud del impulso
    else
        x(j)=0;
    end
end
figure
stem(x)
v=axis;
pause
xaux=zeros(size(x));
xaux(xa1(1))=amp(1);
%los valores de periodo para los cuales un tren de impulsos es posible
%se encuentran entre 0.1666 y 0.05; en frecuencia son entre 6 y 20 Hz
ca=size(xa1);
inca=0;
xampdif=zeros;
xdifper=zeros;
xab=zeros(size(xa1));
var=1;
cuent=1;
ampmed=amp(1);
for i=1:ca(2)-1
    if (xa1(i+1)-xa1(var))/8000>0.05 && (xa1(i+1)-xa1(var))/8000<0.1666 %while
        inca=inca+1;
        xdifper(inca)=(xa1(i+1)-xa1(var))/8000;
        xampdif(inca)=x(xa1(i+1))-ampmed;    %xampb(i)=x(xa(i+1));
        xab(inca)=i+1;                        %vector con las posiciones de los impulsos ya l
    else                                       %que pueden formar parte del tren
        if (xa1(i+1)-xa1(var))/8000>0.05 %30610.2
            xampdif1=abs(xampdif);
            xmin=min(xampdif1);
            xaba=find(xampdif1==xmin);
            %-----
            casespetam=size(xaba);%caso especial

```

```

    if casespetam(2)>=2
        xabaa=xaba(1);
        clear xaba;
        xaba=xabaa;
    else
    end
    %-----
    xaj=xab(xaba); %encontramos valor correspondiente a la menor diferencia
    tasa(cuent)=xdifper(xaba);
    cuent=cuent+1;
    i=xaj;
    KK=xal(xaj);
    var=xaj; %KK
    z=amp(xaj);
    ampmed=(ampmed+z)/2;
    xaux(KK)=z;
    inca=0;
    clear xdifper;
    clear xampdif;
    else
    end
end
end
stem(xaux)
xlabel('tiempo en ms');
ylabel('amplitud en mA');
axis([0 v(2) 0 v(4)])
incb=0;
sita=size(tasa);
for ia=1:sita(2)
    if tasa(ia)~=0
        incb=incb+1;
        tasaux1(incb)=tasa(ia);
    else
    end
end
end
sitas=size(tasaux1);
tasmed=sum(tasaux1)./sitas;

```


APÉNDICE B

TABLA DE DATOS OBTENIDOS.

	SEÑALAR		ADUCCIÓN		ABDUCCIÓN		EXTENSIÓN		FLEXIÓN	
	TASA	AMP	TASA	AMP	TASA	AMP	TASA	AMP	TASA	AMP
DAVID	0.1098	0.072	0.1256	0.112	0.1296	0.0551	0.1202	0.0832	0.1312	0.0827
ELIZABETH	0.1165	0.0714	0.1334	0.1691	0.1221	0.1023	0.1251	0.1228	0.1147	0.104
IZTMITL			0.1135	0.0816	0.1199	0.0652	0.1166	0.0688	0.1184	0.0856
JESSICA			0.125	0.1887	0.1354	0.0903	0.1166	0.1411	0.1201	0.2447
LESLIE	0.1222	0.1134	0.1225	0.1982	0.1333	0.1175	0.1185	0.1163	0.1222	0.1698
LUIS	0.1258	0.3966	0.1161	0.0742	0.1099	0.07	0.122	0.1068		
MIGUEL	0.1298	0.0297	0.132	0.2565	0.11	0.0524	0.1198	0.0593		
OMAR	0.1116	0.0862	0.1234	0.1376	0.1167	0.0482	0.1162	0.0849	0.1152	0.0486
VICTOR	0.1239	0.2316	0.12	0.1947	0.1185	0.2329	0.1116	0.2316	0.1184	0.1646
RICARDO	0.1068	0.0433	0.1085	0.0964	0.1223	0.0481	0.1241	0.0458	0.1277	0.0443
GABRIEL	0.106	0.0291	0.1214	0.0608	0.1123	0.0308	0.1143	0.0305	0.1237	0.0331
CARLOS	0.1198	0.0168	0.1341	0.0628	0.121	0.0199	0.1213	0.0196	0.1214	0.0271
HECTOR	0.1186	0.0184			0.1165	0.0293	0.119	0.0193	0.1145	0.0147
ALEJANDRO	0.1308	0.0176	0.1152	0.1113	0.119	0.0185	0.1181	0.0172	0.1219	0.0754
ISRAEL	0.1163	0.0123	0.1192	0.0146	0.1264	0.014	0.1263	0.017	0.1385	0.0224
AGUSTIN	0.1146	0.025	0.1115	0.0741	0.1162	0.0649	0.1278	0.025	0.1121	0.0172
MONICA	0.1183	0.0172	0.1411	0.0428	0.1237	0.0185	0.1216	0.024	0.1214	0.0173
CESAR	0.115	0.0228	0.1039	0.0246	0.1258	0.022	0.1265	0.022	0.1067	0.0222
FRANCISCO	0.1165	0.0215	0.1271	0.0259	0.1385	0.0299	0.1059	0.0241	0.1166	0.0197