



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS  
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO  
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA  
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Sistema para detectar la fatiga muscular mediante electromiografía  
superficial y su análisis en frecuencia

**Tesis que presenta**

Gutiérrez Hinojosa Sandra Jazmín

**para obtener el Grado de**

**Maestra en Ciencias**

**en la Especialidad de**

Ingeniería Eléctrica

**Director de la Tesis:** Pablo Rogelio Hernández Rodríguez

A mi mamá y mis hermanos por el apoyo incondicional brindado.

A Carlos Alberto Duchanoy Martínez.

## **Agradecimientos**

A mi asesor, el Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez, por el apoyo y comprensión brindado a lo largo de mi formación en CINVESTAV.

Al Ing. Eladio Cardiel Pérez por su apoyo y comprensión a lo largo de mi formación en CINVESTAV.

A mis compañeros de laboratorio de CINVESTAV.

A los voluntarios que participaron en la etapa de pruebas.

A mis compañeros de generación de CINVESTAV.

Al personal administrativo de la Sección de Bioelectrónica de CINVESTAV.

Al Dr. Domingo Lara Rodríguez, a Fernando y Julio de la Sección de Proyectos de Ingeniería por su apoyo en la manufactura de las placas de circuito impreso diseñadas en este proyecto.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el importante apoyo brindado durante la realización de este proyecto de tesis.

## Resumen

La población con desórdenes de motricidad de miembros inferiores suele recibir terapia y rehabilitación físicas, tanto para su recuperación como para la conservación de las estructuras biológicas, a través de la ejecución de acciones establecidas en protocolos de medicina física. La ejecución de esos procedimientos puede causar fatiga muscular y dolor sin que el paciente lo perciba.

En este trabajo, para la detección de la fatiga muscular se empleó como indicador el desplazamiento de la frecuencia mediana de la densidad espectral de potencia de los registros electromiográficos de superficie. Para obtener información del dolor se utilizó la escala de Borg en sujetos sanos.

El objetivo de este trabajo fue desarrollar un sistema portátil para el registro, almacenamiento, despliegue de información de señales electromiográficas de superficie, bajo la plataforma de LabVIEW.

Adicionalmente, el procesamiento de la respuesta en frecuencia de la señal electromiográfica se efectuó utilizando métodos no paramétricos, obteniendo su densidad espectral de potencia y su frecuencia mediana. Como indicador en el dominio del tiempo se utilizó el valor raíz cuadrático medio.

Las mediciones se llevaron a cabo en los músculos recto femoral y gastrocnemius lateral, de 16 sujetos sanos, sometidos a un protocolo de pruebas físicas. Los resultados indicaron que 10 sujetos presentaron disminución en la frecuencia mediana del registro en el músculo recto femoral, de los cuales 9 indicaron un nivel entre 3 y 4



en la Escala de Borg. Por otro lado, 5 sujetos presentaron disminución en la frecuencia mediana del registro en el músculo gastrocnemius lateral, de los cuales 4 sujetos indicaron un nivel entre 3 y 4 en la Escala de Borg.

## **Abstract**

People with lower limb mobility disorders commonly receive physical therapies for health recovery and wellness. Nonetheless, these rehabilitation therapies could cause fatigue muscle and even injuries given that diminished sensitivity is presented in those subjects. Then, it is necessary to monitor continuously the therapies through objective and subjective non-invasive indexes.

The main objective of this work is the development of a portable system for surface electromyography recording, storage, and data display, under LabVIEW platform.

Healthy volunteers were recruited to study fatigue muscle. The median frequency shift of the power spectral density, extracted from the surface electromyography recordings, was used as fatigue objective index. Additionally, the Borg scale was employed as a feedback information.

Power spectral density data processing was done using non parametric methods. The median frequency shift was obtained in frequency domain while rms value in the time domain.

Rectus femoris and gastrocnemius muscles were evaluated from 16 healthy volunteers who were submitted to a physical test protocol. It was found that 15 test subjects showed a decrease in median frequency, 10 subjects in the rectus femoris muscle; 9 showed a level between 3 and 4 on the Borg Scale. In the other 5, corresponding to the lateral gastrocnemius muscle recordings, 4 indicated a level between 3 and 4 on the Borg Scale.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Antecedentes</b>	<b>4</b>
2.1. Anatomía del músculo esquelético . . . . .	5
2.1.1. Tipos de músculo . . . . .	7
2.2. Fisiología del sistema neuromuscular . . . . .	9
2.2.1. Potenciales bioeléctricos . . . . .	12
2.2.2. Tipos de contracción . . . . .	16
2.2.3. Tipos de fibras . . . . .	18
2.2.4. La placa motora . . . . .	20
2.2.5. La unidad motora . . . . .	21
2.3. Músculos del muslo . . . . .	23
2.4. Músculos de la pierna . . . . .	24
2.5. Fatiga . . . . .	26
2.5.1. Tipos de fatiga . . . . .	27
2.6. Atrofia muscular progresiva . . . . .	28
2.7. Electromiografía superficial . . . . .	29
2.7.1. <i>Crosstalk</i> . . . . .	32
2.7.2. Electroodos . . . . .	32
2.7.3. Filtros . . . . .	33
2.8. Procesamiento de la señal de SEMG . . . . .	34
<b>3. Desarrollo</b>	<b>36</b>
3.1. Diseño de la Instrumentación . . . . .	36

3.1.1.	Etapa de Acoplamiento ( <i>Front-End</i> ) . . . . .	37
3.1.2.	Etapa del circuito de pierna derecha . . . . .	38
3.1.3.	Etapa de amplificación . . . . .	38
3.1.4.	Etapa de filtrado . . . . .	39
3.1.5.	Etapa de rectificación . . . . .	40
3.1.6.	Medición de la relación de rechazo en modo común del circuito . . . . .	41
3.1.7.	Cable de los electrodos . . . . .	42
3.1.8.	Adquisición de datos . . . . .	43
3.1.9.	Interfaz gráfica . . . . .	43
3.2.	Procesamiento del registro de SEMG . . . . .	45
3.2.1.	Análisis de la señal de SEMG . . . . .	45
3.2.2.	Prototipo del sistema para trabajo de campo . . . . .	47
<b>4.</b>	<b>Pruebas</b>	<b>49</b>
4.1.	Antropometría . . . . .	49
4.2.	Acondicionamiento del sujeto para el registro . . . . .	53
4.3.	Rutina de ejercicios . . . . .	55
4.4.	Evaluación subjetiva . . . . .	56
<b>5.</b>	<b>Resultados</b>	<b>58</b>
<b>6.</b>	<b>Discusión</b>	<b>64</b>
<b>7.</b>	<b>Conclusiones y perspectivas</b>	<b>66</b>
	<b>Bibliografía</b>	<b>68</b>
<b>A.</b>	<b>Apéndice</b>	<b>72</b>

## Índice de figuras

2.1. Anatomía del músculo esquelético. [23] . . . . .	5
2.2. Músculo estriado de mamífero. [3] . . . . .	10
2.3. Micrografía electrónica del músculo gastrocnemio humano. [3] . . . . .	11
2.4. Filamentos de actina y miosina. [3] . . . . .	11
2.5. Respuesta eléctrica y mecánica de una fibra muscular esquelética de mamífero ante un estímulo máximo único. [3] . . . . .	13
2.6. Fenómenos en la unión muscular que conducen a un potencial de acción en la membrana plasmática de la fibra muscular. [3] . . . . .	21
2.7. Unidades motoras inervando las fibras musculares. [18] . . . . .	22
2.8. Ubicación anatómica del músculo recto femoral (vista anterior). [17] . . . . .	24
2.9. Ubicación anatómica del músculo gastrocnemius lateral (vista posterior). [17] . . . . .	26
2.10. Diagrama general de registro de SEMG. [15] . . . . .	31
2.11. Diagrama ilustrativo del corrimiento hacia bajas frecuencias en contracciones sostenidas y el cálculo del índice de fatiga muscular. [16] . . . . .	35
3.1. Diagrama esquemático del circuito final utilizado para adquirir la señal de SEMG. . . . .	37
3.2. Circuito de acoplamiento <i>front-end</i> . . . . .	38
3.3. Circuito de pierna derecha. . . . .	39
3.4. Circuito de amplificación utilizando el INA128 de Texas Instruments. . . . .	39
3.5. Diagrama eléctrico del diseño de la etapa de filtrado de la señal del registro de SEMG. . . . .	40

3.6. Diagrama eléctrico del diseño de la etapa de rectificación de la señal del registro de SEMG. . . . .	41
3.7. Circuito prototipo para el registro de SEMG. . . . .	42
3.8. A.Cable para la adquisición del registro de SEMG. B.Electrodos para la adquisición del registro de SEMG. . . . .	43
3.9. Tarjeta modelos USB-6008 de National Instruments. . . . .	43
3.10. Interfaz diseñada en LabVIEW. . . . .	44
3.11. Diagrama de flujo de interfaz de LabVIEW. . . . .	45
3.12. Diagrama de flujo del Arduino MEGA. . . . .	48
4.1. Plicómetro, pinza para medir grasa corporal. . . . .	49
4.2. Ubicación de los pliegues corporales. . . . .	50
4.3. Medición de pliegue corporal con plicómetro. . . . .	50
4.4. Colocación de los electrodos en el músculo recto femoral establecido por el proyecto SENIAM. Los puntos indican las referencias anatómicas y la cruz indica donde se deben colocar los electrodos [30]. . . . .	54
4.5. Colocación de los electrodos en el músculo gastrocnemius lateral establecido por el proyecto SENIAM. Los puntos indican las referencias anatómicas y la cruz indica donde se deben colocar los electrodos [30]. . . . .	54
4.6. Colocación de electrodos en músculo recto femoral del voluntario. . . . .	55
4.7. Colocación de electrodos en músculo gastrocnemius lateral del voluntario. . . . .	56
5.1. Voltaje RMS normalizado promedio del registro de SEMG en el músculo recto femoral. . . . .	59
5.2. Voltaje RMS normalizado promedio del registro de SEMG en el músculo gastrocnemius lateral. . . . .	59
5.3. Frecuencia mediana del registro de SEMG en el músculo recto femoral utilizando el método no paramétrico del periodograma. . . . .	60
5.4. Frecuencia mediana del registro de SEMG en el músculo gastrocnemius lateral utilizando el método no paramétrico del periodograma. . . . .	60

5.5. Frecuencia mediana del registro de SEMG en el músculo recto femoral utilizando el método no paramétrico de Welch. . . . .	61
5.6. Frecuencia mediana del registro de SEMG en el músculo gastrocnemius lateral utilizando el método no paramétrico de Welch. . . . .	62
A.1. Programación a bloques de la interfaz diseñada utilizando Labview. . . .	72

## Índice de tablas

2.1. Tipos de músculo. (Se recopiló información de [2], [3] y [32] para construir la Tabla) . . . . .	8
2.2. Características de los tres tipos de fibras musculares. [32] . . . . .	19
3.1. Medición del CMRR del circuito diseñado para el registro de SEMG . . .	42
4.1. Datos antropométricos de los sujetos de prueba . . . . .	52
4.2. Datos de la medición de pliegues corporales en los sujetos de prueba . .	53
4.3. Respuestas de los sujetos de prueba al cuestionario realizado . . . . .	57
5.1. Respuestas de los sujetos de prueba en Escala de Borg y frecuencia mediana utilizando el método del periodograma . . . . .	62
5.2. Respuestas de los sujetos de prueba al cuestionario, de acuerdo a la Escala de Borg y frecuencia mediana utilizando el método de Welch . . .	63



# Capítulo 1

## Introducción

La población con desórdenes de motricidad de miembros inferiores suele recibir terapia física y acciones para rehabilitación, tanto para su recuperación como para la conservación de las estructuras biológicas, a través de la ejecución de acciones establecidas en protocolos de medicina física.

En México, de acuerdo a datos proporcionados por el INEGI (Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática) el 5.5% de la población del Distrito Federal, 483114 personas sufren alguna discapacidad para desplazarse o para desempeñar sus actividades en su vida cotidiana. El 50% de estas personas son mayores de 60 años. Esto conlleva alteraciones en la circulación sanguínea, en la resistencia ósea, en el funcionamiento muscular, entre otros. Si éstas no se previenen o se atienden oportunamente, se podría generar una condición de riesgo en la salud y la calidad de vida de las personas.

Para evitar o disminuir estos posibles daños colaterales se han implementado programas de rehabilitación para mejorar la movilidad e independencia, así como para evitar posibles deterioros físico y mental. La intensidad y frecuencia de esas actividades, generalmente, marca la diferencia entre la efectividad de las terapias o la evolución de los posibles daños colaterales por inmovilidad o desuso. Una mención especial la merecen los usuarios de sillas de ruedas que pueden llegar a generar atrofia muscular de las extremidades inferiores. Estas personas requieren, por su condición, una atención preventiva o correctiva para favorecer la preservación del flujo sanguíneo, y si es

posible para conservar o recuperar la motricidad de las extremidades.

Las acciones de rehabilitación para estos sujetos en las que se involucre la inducción de movimientos deberán observar posibles riesgos de lesión por distensión o fractura de músculos, debido a cargas de trabajo excesivas, en especial las personas con lesión de médula espinal quienes han perdido la motricidad y sensibilidad en sus extremidades.

Una persona con parálisis y sensibilidad disminuida en las extremidades inferiores, sometida a rehabilitación con movimiento inducido puede manifestar riesgo de lesión por carga de trabajo. Por lo tanto, es necesario contar con un indicador de riesgo basado en la medición no invasiva de la fatiga muscular permitiría establecer programas seguros de rehabilitación física.

La fatiga muscular se define como la condición en la cual no se puede continuar una actividad física. Para su evaluación existen diferentes técnicas, como la medición de lactato en sangre. Sin embargo, esta técnica es invasiva y detecta la fatiga muscular general del cuerpo.

Por otro lado, la técnica basada en la medición de los desplazamientos que sufre la frecuencia mediana en la densidad espectral de potencia de la señal electromiográfica superficial (SEMG *Superficial Electromyography*, por sus siglas en inglés), realizada específicamente en los músculos recto femoral y el gastrocnemius lateral, ha resultado una herramienta muy útil, ya que permite de manera no invasiva realizar la medición de la fatiga muscular específica.

Se han reportado trabajos en la literatura científica que describen métodos y técnicas para la medición de la fatiga muscular, enfocados a diversos estudios para la atención de la salud o para el mejor desempeño de actividades deportivas. Esta información fue tomada en cuenta para el desarrollo de una propuesta de solución al seguimiento

seguro de protocolos de rehabilitación en personas con movilidad disminuída [4], [14], [19], [24], [28], [29].

El objetivo general de este trabajo es construir un sistema portátil que indique de forma objetiva la presencia de la fatiga muscular basado en el registro electromiográfico superficial y el análisis de su respuesta en frecuencia. Y como objetivos específicos:

- Desarrollar un sistema de registro electromiográfico.
- Desarrollar una interfaz gráfica con interacción con el usuario para la configuración y control del registro, almacenamiento y exhibición de datos.
- Desarrollar un algoritmo para la determinación de parámetros del espectro en frecuencias del SEMG como indicadores de la fatiga muscular.
- Definir un protocolo de registro de SEMG en personas sanas para determinar una relación entre manifestaciones sintomáticas de la fatiga muscular y los parámetros del espectro de frecuencias.

La estructura de esta tesis está dividida en capítulos. En el capítulo de antecedentes se abordan los temas y definiciones necesarias para comprender el desarrollo de este trabajo, así como el estado del arte de trabajos relevantes en el desarrollo de este trabajo.

En el capítulo de desarrollo se describe el diseño del sistema electrónico, la interfaz en LabVIEW y el procesamiento de la señal en MATLAB para la detección de fatiga muscular.

En el capítulo de pruebas se describe la evaluación a la que fueron sometidos los voluntarios. En el capítulo de resultados se presentan los datos y las gráficas obtenidas de los indicadores en tiempo y frecuencia para la fatiga muscular. Finalmente, se discuten los resultados obtenidos y se establecen las conclusiones.

## Capítulo 2

### Antecedentes

Dentro del cuerpo humano se generan diferentes tipos de señales biológicas. Su análisis e interpretación es objeto de trabajo de investigaciones en diversos ámbitos. Una de las señales de gran importancia proviene de los músculos, registrada mediante el electromiograma (EMG). Su análisis permite detectar diversas enfermedades musculares relacionadas con alteraciones en la fuerza, la velocidad de conducción de las fibras musculares, entre otras. Además, es una herramienta útil para el seguimiento de terapias de rehabilitación.

El tejido muscular es un tejido formado por células contráctiles que se han especializado para conseguir trabajo mecánico a partir de la energía química generada por la interacción de la actina y la miosina, denominadas proteínas contráctiles. Se puede clasificar en tres tipos de tejido muscular, de acuerdo a su estructura y a su función. Funcionalmente, el músculo puede ser voluntario e involuntario. De acuerdo a su estructura puede mostrar bandas transversales regulares a lo largo de las fibras o no, siendo estriado y liso, respectivamente. Por lo tanto, los tres tipos de músculo son: músculo estriado voluntario o esquelético, músculo cardíaco y músculo liso involuntario.

En este trabajo el objeto de estudio es el músculo esquelético, cuya función principal es facilitar el movimiento y mantener la unión hueso-articulación a través de su contracción.

Está inervado a partir del sistema nervioso central por lo que es, generalmente, de contracción voluntaria, aunque puede contraerse involuntariamente.

A continuación se presenta la anatomía y fisiología del músculo esquelético, cuyo estudio es necesario para comprender cómo se genera la señal proveniente de los músculos. Así como la descripción del registro de su actividad bioeléctrica mediante el electromiograma, las características requeridas para llevar a cabo el procedimiento y los puntos clave para realizar un registro adecuado de la señal.

## 2.1. Anatomía del músculo esquelético

El músculo está compuesto de fascículos de fibras estriadas, dispuestas paralelamente una a la otra, unidas por un tejido conjuntivo, constituyendo haces primarios, conforme se van uniendo forman haces de diferente orden. Todos los órdenes están asociados por una vaina de tejido conjuntivo (epimisio) y crea el vientre muscular. Las capas de tejido conjuntivo intercaladas entre los fascículos musculares (perimisio) confluyen en los extremos del vientre muscular, transformándose en la porción tendinosa del músculo, como se muestra en la Figura 2.1.

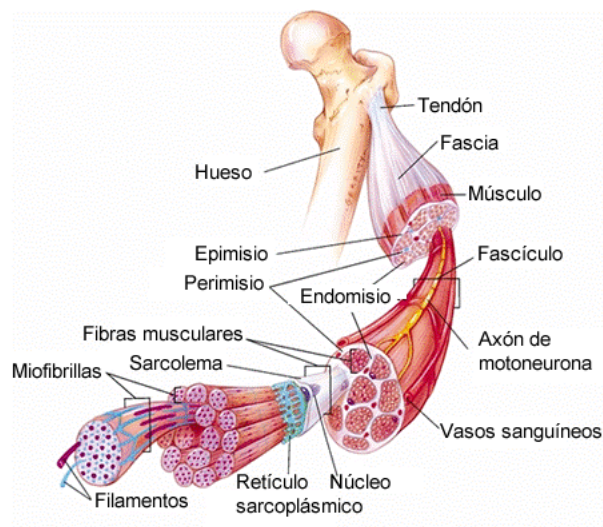


Fig. 2.1: Anatomía del músculo esquelético. [23]

Cada fascículo muscular está integrado por un gran número de fibras musculares que también poseen su recubrimiento conjuntivo (endomisio). Y por último, la membrana plasmática de la fibra muscular, el sarcolema, el cual rodea a las miofibrillas que contienen filamentos de actina y miosina [2], [26].

Puesto que la contracción muscular es provocada por un impulso procedentes del sistema nervioso central, todo músculo está relacionado con aquél por medio de nervios: los aferentes, que son los transmisores y los eferentes que transmiten al músculo la excitación nerviosa. Además, al músculo llegan nervios simpáticos, con los cuales el músculo vivo se encuentra siempre en cierto grado de contracción, denominado tono.

En cada músculo se distingue una parte que se contrae activamente, el cuerpo o vientre, y una parte pasiva, el tendón, con cuya ayuda el músculo se inserta en los huesos y está constituido de tejido conjuntivo compacto. En la mayoría de los casos el tendón se encuentra en ambos extremos del músculo. Si el tendón es muy corto da la impresión que el músculo se inicia en el hueso o está insertado al mismo, directamente por el cuerpo. Un grupo de músculos está envuelto por membranas de tejido conjuntivo fibroso, compacto, denominadas fascias, que auxilian el trabajo muscular. Estas aumentan la resistencia lateral durante la contracción muscular e impiden al músculo desplazarse hacia un lado. Rodeando los músculos y aislándolos unos de otros, las fascias facilitan su contracción individual. Existen de dos tipos, superficiales y profundas.

La propiedad principal del tejido muscular es la contractibilidad. En la contracción del músculo tiene lugar su acortamiento y la aproximación de los dos puntos en que está insertado. De esos dos puntos, el punto móvil de inserción es atraído hacia el fijo en cuyo resultado se realiza el movimiento de la parte correspondiente del cuerpo. Al actuar de este modo el músculo hace una tracción con una fuerza determinada y al trasladar un peso hace un trabajo mecánico determinado. La fuerza del músculo depende de la cantidad de fibras musculares que entran en su composición y se de-

termina por el área del denominado diámetro fisiológico, es decir, la superficie de corte que coincide con el lugar por el que pasan todas las fibras del músculo. La amplitud de la contracción depende de la longitud del músculo.

Para cualquier movimiento alrededor de un eje determinado son indispensables no menos de dos músculos, situados en lados opuestos. Estos músculos que actúan en direcciones recíprocamente contrarias se denominan antagonistas. En cada flexión actúa no solo el flexor, sino también, obligatoriamente, el músculo extensor, que va cediendo gradualmente al flexor, frenando la contracción excesiva del mismo [26].

### **2.1.1. Tipos de músculo**

Los músculos se diferencian por su forma, estructura, funciones y desarrollo. Según la forma, los músculos se clasifican en largos, cortos y anchos. Los músculos largos corresponden a las palancas largas de movimiento, y por eso se encuentran, sobre todo, en los miembros. Son fusiformes, llamándosele vientre a la parte media; uno de los extremos, el correspondiente al origen del músculo, se denomina cabeza, y el otro, cola. Algunos músculos largos se originan por varias cabezas en distintos huesos, lo que intensifica su punto de apoyo. Los músculos anchos están situados preferentemente en el tronco y disponen de un tendón amplio. Se encuentran, además, otras formas de músculos: cuadrada, triangular, piramidal, circular, en delta, dentada, pisciforme, entre otras.

Por la dirección de las fibras, condicionada funcionalmente, se distinguen los músculos con fibras rectas, paralelas, oblicuas, transversales o circulares. Por su función los músculos se clasifican en flexores, extensores, aductores, abductores y rotatorios; pronadores, si la rotación es hacia el plano medio, y supinadores, si es hacia el plano lateral. En relación con las articulaciones a través de las cuales se extienden, los músculos se denominan monoarticulares, biarticulares o poliarticulares. Por su localización, los músculos se clasifican en superficiales y profundos, externos e internos, laterales y mediales [26].

Se pueden encontrar cuatro tipos de músculos según la función que ejercen en un movimiento: agonistas, antagonistas, sinergistas y fijadores. Los agonistas son los músculos que se encargan principalmente de la acción ejerciendo la fuerza en dirección al movimiento. Los antagonistas son los músculos que se oponen a la acción motriz principal realizada por el agonista, proporcionan una fuerza estable durante el movimiento. La dirección de la fuerza efectuada por estos se opone a la dirección del movimiento. Este tipo de músculo se relaja totalmente para permitir un movimiento brusco o rápido a través de la contracción de los agonistas. Sin embargo, para que un movimiento sea lento y preciso, es necesaria la contracción simultánea de los agonistas y antagonistas. Los sinergistas apoyan la dirección del movimiento, actuando en coordinación con otros músculos pero en una articulación distante, bien sea de forma agonista o antagonista. Los fijadores, como su nombre lo dice, fijan las articulaciones para que otros músculos puedan efectuar el movimiento. Se conoce también como músculos de apoyo básico. En la Tabla 2.1 se presenta un resumen de los tipos de músculo según la característica indicada en cada columna.

Tabla 2.1: Tipos de músculo. (Se recopiló información de [2], [3] y [32] para construir la Tabla)

Forma	Dirección de fibras	Función	Articulación	Localización	Función de movimiento
largos	rectas	flexores	monoarticulares	superficiales	agonistas
cortos	paralelas	extensores	biarticulares	profundos	antagonistas
anchos	oblicuas	aductores	poliarticulares	externos	sinergistas
cuadrada	transversales	abductores		internos	fijadores
triangular		rotatorios		laterales	
piramidales		pronadores			
circular		rotatorios		mediales	
en delta		supinadores			
dentada					
pisciforme					



## 2.2. Fisiología del sistema neuromuscular

El músculo estriado está formado por fibras musculares individuales. La mayoría de los músculos comienza y termina en tendones, y las fibras musculares están dispuestas en forma paralela entre los extremos tendinosos, por lo que la fuerza de contracción de las unidades es aditiva. Cada fibra muscular es una sola célula multinucleada, larga, cilíndrica, rodeada por una membrana celular: el sarcolema. Las fibras musculares están formadas por miofibrillas, las cuales se dividen en filamentos individuales. Estos miofilamentos contienen varias proteínas que en conjunto conforman la maquinaria contráctil del músculo estriado.

Las fibrillas musculares están rodeadas por estructuras conformadas por membranas. Estas estructuras forman el sistema sarcotubular, que está formado por un sistema T y un retículo sarcoplásmico. El sistema T de túbulos transversales, que se continúa con el sarcolema de la fibra muscular, forma una rejilla perforada por las fibrillas musculares individuales. El espacio entre las dos capas del sistema T es una extensión del espacio extracelular. El retículo sarcoplásmico, que forma una cortina irregular alrededor de cada una de las fibrillas, tiene cisternas terminales grandes en contacto estrecho con el sistema T. El sistema T proporciona un trayecto para la transmisión rápida del potencial de acción desde la membrana celular a todas las fibrillas en el músculo. El retículo sarcoplásmico es una reserva importante de calcio y también participa en el metabolismo muscular [13].

El citoplasma (sarcoplasma) tiene abundantes gránulos de glucógeno, lípidos, mioglobina y fosfocreatina. Las proteínas contráctiles agrupadas en miofibrillas ocupan el 90 % de su volumen. Las miofibrillas se hallan constituidas por miofilamentos gruesos y delgados, dispuestos en entramado o parrilla, de forma ordenada y repetitiva. Una fibra muscular de 100  $\mu\text{m}$  de diámetro y 1 cm de longitud puede contener aproximadamente 8000 miofibrillas. El mecanismo contráctil del músculo estriado depende en su mayoría de las proteínas miosina II, actina, tropomiosina y troponina. La Figura 2.2

muestra lo descrito anteriormente.

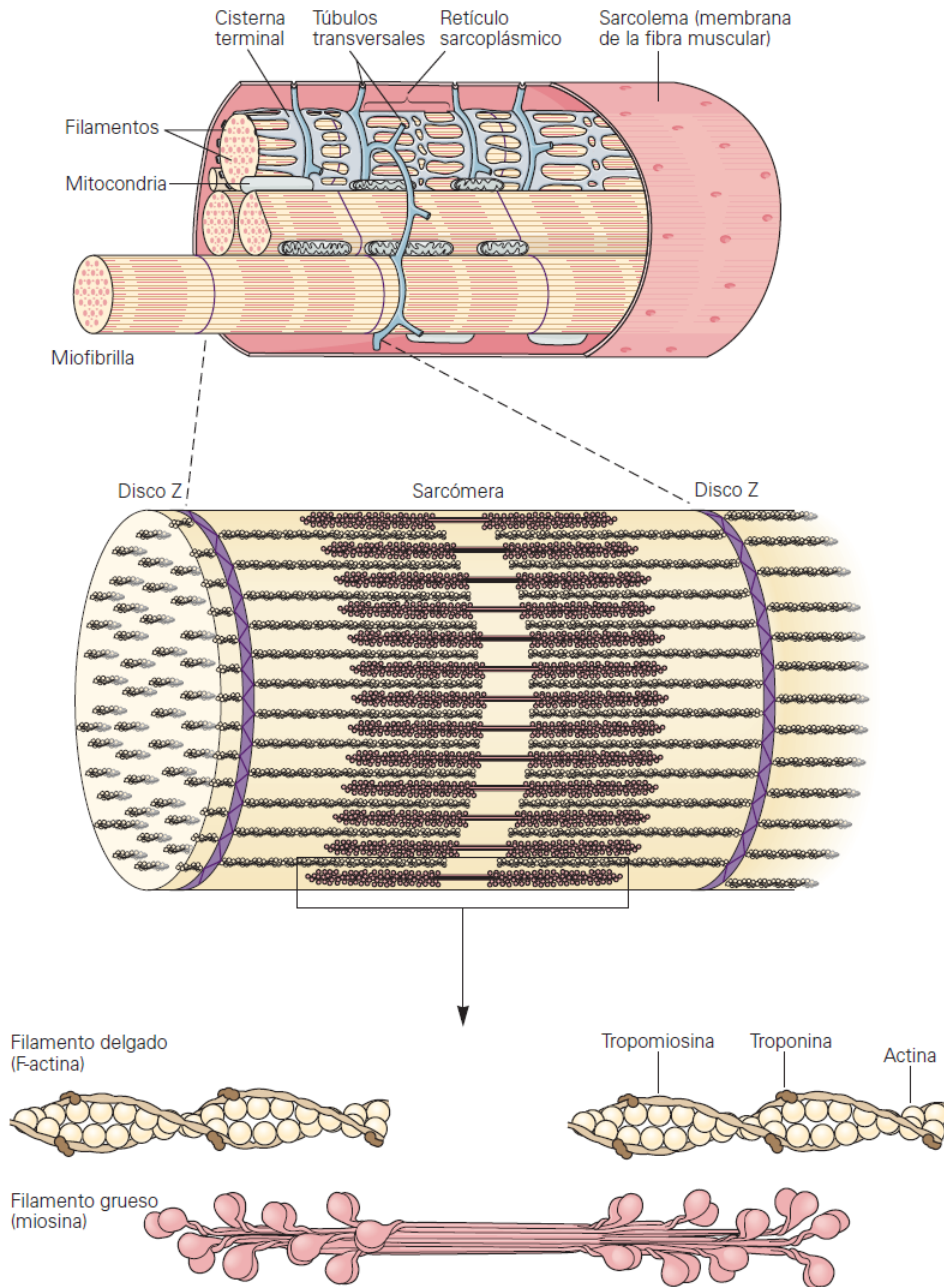


Fig. 2.2: Músculo estriado de mamífero. [3]

Las estriaciones transversales, características del músculo estriado cuando se ve al microscopio se debe a las diferencias en los índices de refracción de las diversas partes de la fibra muscular. Con frecuencia, las partes de las estriaciones transversales se identifican con letras, como se muestra en la Figura 2.3. La banda clara I está dividida

por la línea oscura Z, y la banda oscura A tiene la banda H más clara en su centro. Se observa una línea M transversal en la parte intermedia de la banda H; esta línea más las áreas claras estrechas a ambos lados a veces se llama zona pseudo-H. El área entre dos líneas Z adyacentes se llama sarcómera [13], [2].

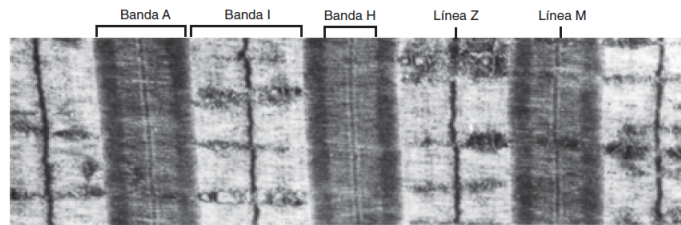


Fig. 2.3: Micrografía electrónica del músculo gastrocnemio humano. [3]

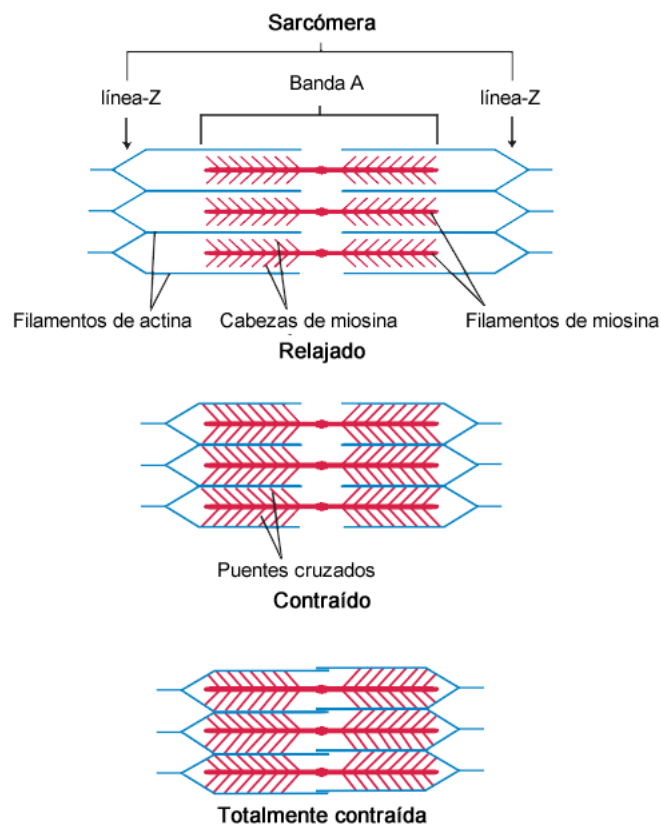


Fig. 2.4: Filamentos de actina y miosina. [3]

La Figura 2.4 muestra la disposición ordenada de la actina, miosina y proteínas relacionadas que produce este patrón. Los filamentos gruesos, que tienen un diámetro

dos veces mayor que los delgados, están formados por miosina; los filamentos delgados están compuestos por actina, tropomiosina y troponina. Los filamentos gruesos están alineados para formar las bandas A, mientras que la disposición de los filamentos delgados se extiende fuera de la banda A y hacia el interior de las bandas I, con tinción menos densa. Las bandas H más claras en el centro de las bandas A son las regiones en las que los filamentos delgados no se superponen con los gruesos cuando el músculo está relajado. Las líneas Z permiten el anclaje de los filamentos delgados [13].

Algunas proteínas estructurales adicionales que son importantes para la función del músculo estriado incluyen actinina, titina y desmina. La actinina se une con las líneas Z. La titina, la proteína más grande conocida, conecta las líneas Z con las líneas M y proporciona un anclaje para la sarcómera [13].

### **2.2.1. Potenciales bioeléctricos**

La contracción se inicia con la llegada del impulso nervioso a la fibra muscular, procedente de las alfa-motoneuronas espinales transmitido por la placa motora. Los potenciales de acción son transmitidos por el sarcolema y penetran en la fibra muscular, desplazándose por el retículo sarcoplásmico con abundantes túbulos T, túbulos L y cisternas. El conjunto formado por un túbulo transversal y las dos cisternas con las que se relaciona se conoce como la triada. Este sistema tubular penetra profundamente hasta el interior de la fibra, en vecindad inmediata con el sarcómero. En reposo, almacena en su interior, en especial en las cisternas, grandes cantidades de  $Ca^{+2}$  en concentraciones superiores a los  $10^{-5}$  mmol/L [2].

El potencial de membrana en reposo del músculo estriado es cercano a  $-90$  mV. El potencial de acción dura 2 a 4 ms y se conduce a lo largo de la fibra muscular a unos 5 m/s [3].

La inversión de potencial eléctrico a consecuencia del potencial de acción, produce modificaciones conformacionales de la membrana de las cisternas y túbulos que ahora

son permeables al  $Ca^{+2}$ , por apertura de canales iónicos específicos. El  $Ca^{+2}$  a favor del fuerte gradiente de concentración abandona sus depósitos y difunde libremente y sin gasto energético, al sarcoplasma y las miofibrillas. De esta forma se activa el proceso de la contracción [2].

Es importante distinguir entre los fenómenos eléctricos y mecánicos en el músculo estriado. Normalmente una respuesta no ocurre sin la otra, sus bases y características fisiológicas son diferentes. La despolarización de la fibra muscular comienza en la placa terminal motora, la estructura especializada bajo la terminación del nervio motor. El potencial de acción se transmite a lo largo de la fibra muscular e inicia la respuesta contráctil [3].

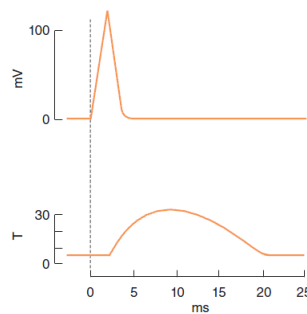


Fig. 2.5: Respuesta eléctrica y mecánica de una fibra muscular esquelética de mamífero ante un estímulo máximo único. [3]

Un solo potencial de acción causa una contracción breve seguida de una relajación. Esta respuesta se llama sacudida mecánica de la fibra muscular. En la Figura 2.5, el potencial de acción y la sacudida se grafican en la misma escala de tiempo. La sacudida inicia unos 2 ms después del inicio de la despolarización de la membrana, antes que se complete la repolarización. La duración de la sacudida varía con el tipo de músculo que se somete a prueba. Las fibras musculares rápidas, sobre todo las que participan en el movimiento fino, rápido y preciso, tienen sacudidas que duran tan sólo 7.5 ms. Las fibras musculares lentas, en especial las implicadas en movimientos fuertes, gruesos y sostenidos, tienen sacudidas con duración de hasta 100 ms [3].

El proceso por el cual se produce la contracción muscular es el deslizamiento de los filamentos finos sobre los gruesos. Es importante mencionar que el acortamiento no se debe a cambios en la longitud real de los filamentos gruesos o delgados, sino al aumento en la superposición de los mismos dentro de la célula muscular. La anchura de las bandas A es constante, mientras que las líneas Z se aproximan entre sí cuando el músculo se contrae y se apartan cuando se relaja.

El deslizamiento durante la contracción muscular ocurre cuando las cabezas de miosina se unen con firmeza a la actina, se flexionan en la unión de la cabeza con el cuello y luego se desprenden. Este “golpe de poder” depende de la hidrólisis simultánea de adenosín trifosfato (ATP). Las moléculas de miosina II son dímeros que tienen dos cabezas, pero sólo una se une con la actina en cualquier momento determinado. En el músculo en reposo, la troponina I se une con la actina y la tropomiosina, y cubre los sitios en los que las cabezas de miosina interactúan con la actina. También en reposo, la cabeza de miosina contiene adenosín difosfato (ADP) unido con fuerza. Después de un potencial de acción, aumenta el  $Ca^{+2}$  citosólico y el  $Ca^{+2}$  libre se une con la troponina C. Esta unión induce el debilitamiento de la interacción de troponina I con la actina y expone el sitio de unión de la actina para la miosina a fin de permitir la formación de puentes cruzados de miosina-actina. Cuando se forma el puente cruzado se libera ADP, lo que induce un cambio en la conformación de la cabeza de miosina que mueve el filamento delgado sobre el filamento grueso y comprende el “golpe de poder” del puente cruzado. El ATP se une rápidamente con el sitio libre en la miosina, lo que hace que la cabeza de miosina se desprenda del filamento delgado. El ATP se hidroliza y se libera fosfato inorgánico, lo que produce el “re-levantamiento” de la cabeza de miosina y esto completa el ciclo. Siempre que el  $Ca^{+2}$  permanezca elevado y se disponga de ATP suficiente, este ciclo se repite. Muchas cabezas de miosina realizan el ciclo casi al mismo tiempo y los ciclos se repiten, lo que produce la contracción muscular macroscópica. Cada golpe de poder acorta la sarcómera unos 10 nm. Cada filamento grueso tiene cerca de 500 cabezas de miosina, y cada cabeza realiza cerca de cinco ciclos por segundo durante una contracción rápida [3].

El proceso por el que la despolarización de la fibra muscular inicia la contracción se llama acoplamiento excitación-contracción. El potencial de acción se transmite a todas las fibrillas de la fibra mediante el sistema T. Esto desencadena la liberación de  $Ca^{+2}$  de las cisternas terminales, los sacos laterales del retículo sarcoplásmico próximos al sistema T. La despolarización de la membrana del túbulo T activa el retículo sarcoplásmico mediante los receptores de dihidropiridina (DHPR), que los bloquea. Los DHPR son conductos de  $Ca^{+2}$  activados por voltaje situados en la membrana del túbulo T. En el músculo estriado, no es necesaria la entrada de  $Ca^{+2}$  desde el líquido extracelular por esta vía para que se libere el calcio. En lugar de eso, el DHPR que sirve como sensor de voltaje desbloquea la liberación de  $Ca^{+2}$  del retículo sarcoplásmico cercano mediante la interacción física con el receptor de rianodina (RyR). El  $Ca^{+2}$  liberado aumenta rápidamente mediante la liberación de calcio inducida por calcio. El  $Ca^{+2}$  disminuye en la célula muscular por acción de la bomba  $Ca^{+2}$  ATP-asa sarcoplásmica o del retículo endoplásmico (SERCA). La bomba SERCA utiliza energía de la hidrólisis del ATP para eliminar  $Ca^{+2}$  del citosol y regresarlo a las cisternas terminales, donde se almacena hasta que lo libera el potencial de acción siguiente. Una vez que la concentración de  $Ca^{+2}$  fuera del retículo ha disminuido lo suficiente, cesa la interacción química entre la miosina y la actina, y el músculo se relaja. Nótese que el ATP aporta la energía tanto para la contracción (en la cabeza de miosina) como para la relajación (a través de la SERCA). Si se inhibe el transporte de  $Ca^{+2}$  al retículo, no se produce la relajación aunque no haya más potenciales de acción; la contracción sostenida resultante se llama contractura [3].

Para que cese la activación del músculo y la fibra pueda relajarse, es necesario extraer todo el  $Ca^{+2}$  que había difundido durante el proceso de activación y reintroducirlo en las cisternas y túbulos del retículo sarcoplásmico. Para finalizar la contracción, se pone en marcha un sistema de transporte activo contra gradiente de concentración, con bombeo activo del  $Ca^{+2}$  hacia los depósitos de almacenamiento y gasto de ATP. El descenso en las concentraciones de  $Ca^{+2}$  en el sarcoplasma restituye las confor-

maciones de reposo de troponina y la posición inicial de la tropomiosina, que vuelve a bloquear los lugares activos de la actina, reapareciendo la acción inhibitoria sobre la ATPasa miosínica e imposibilitando la contracción. Cesando el efecto de interacción acto-miosínica, el sarcómero recupera su longitud de reposo [2].

El modelo de contracción descrito no es válido para explicar el comportamiento de la fibra muscular en el curso de la contracción excéntrica. En este caso, en lugar de acortamiento, el músculo actúa frenando el alargamiento inducido por fuerzas externas. Se cree que las interacciones actina-miosina actúan de forma contraria, frenando la distensión y el alargamiento del sarcómero. Por esta razón, también cursan con gasto energético [2].

### **2.2.2. Tipos de contracción**

Las contracciones se dividen en: isotónicas (concéntricas y excéntricas), isométricas, auxotónicas e isocinéticas. Una contracción concéntrica ocurre cuando un músculo desarrolla una tensión suficiente para superar una resistencia, de forma tal que éste se acorta, y moviliza una parte del cuerpo venciendo esta resistencia. Una contracción excéntrica ocurre cuando una resistencia dada es mayor que la tensión ejercida por un músculo determinado, de forma tal que éste se alarga. Una contracción isométrica ocurre cuando el músculo permanece estático, sin acortarse ni alargarse, pero aunque permanece estático genera tensión. Una contracción auxotónica ocurre cuando se combinan contracciones isotónicas con contracciones isométricas, al iniciarse la contracción se acentúa más la parte isotónica, mientras que la final de la contracción se acentúa la isométrica. Y por último, la contracción isocinética se refiere a una contracción máxima a velocidad constante, son comunes en aquellos deportes en los que no se necesita generar una aceleración en el movimiento [15].

Nótese que como el trabajo es producto de la fuerza multiplicada por la distancia, las contracciones isotónicas ejercen un trabajo, pero no las isométricas. En otras situaciones, el músculo puede realizar un trabajo negativo mientras se alarga contra un



peso constante.

La fibra es refractaria a los estímulos eléctricos sólo durante la fase ascendente y parte de la fase descendente del potencial en espiga. En ese momento, la contracción iniciada por el primer estímulo apenas empieza. Sin embargo, como el mecanismo de contracción no tiene un periodo refractario, la estimulación repetida antes que ocurra la relajación produce activación adicional de los elementos contráctiles y una respuesta que se agrega a la contracción ya presente. Este fenómeno se conoce como suma de contracciones. La tensión desarrollada durante la suma es mucho mayor que la producida durante la sacudida muscular individual. Con la estimulación repetida rápida, la activación del mecanismo contráctil se produce en repetidas ocasiones antes de que haya cualquier relajación, y las respuestas individuales se fusionan en una contracción continua. Esta respuesta se llama tetania (contracción tetánica). Es una tetania completa cuando no hay relajación entre los estímulos, y una tetania incompleta cuando existen periodos de relajación incompleta entre los estímulos sumados. Durante la tetania completa, la tensión desarrollada es cuatro veces mayor a la producida por las contracciones con una sacudida individual [3].

La frecuencia de estimulación en la que ocurre la suma de contracciones depende de la duración de la sacudida del músculo particular que se estudia. Por ejemplo, si la duración de la sacudida es de 10 ms, las frecuencias menores a 1/10 ms (100/s) causan respuestas discretas interrumpidas; las frecuencias mayores de 100/s producen la adición [3].

Existe una relación entre longitud y tensión en el músculo estriado, la cual se explica por el mecanismo de deslizamiento de los filamentos de la contracción muscular. Cuando la fibra muscular se contrae en forma isométrica, la tensión desarrollada es proporcional al número de puentes cruzados entre las moléculas de actina y miosina. Cuando se estira el músculo, la superposición entre la actina y la miosina se reduce, por lo que también disminuye el número de enlaces cruzados. Por el contrario, cuando

el músculo es mucho más corto que su longitud de reposo, la distancia que los filamentos delgados pueden moverse es reducida [3].

La velocidad de la contracción muscular varía en forma inversa a la carga del músculo. En una carga determinada, la velocidad es máxima en la longitud de reposo y disminuye si el músculo es más corto o más largo que esta longitud [3].

### **Cadena cinética**

El concepto de cadena cinética hace referencia a la cadena muscular motora que interviene en el movimiento de los eslabones óseos (huesos) a través de las articulaciones. Una cadena cinética cerrada se refiere a movimientos en los cuales el extremo distal de una extremidad (pies o manos) se encuentra en un punto fijo. Un ejemplo de ello serían las sentadillas, donde los pies (que son el punto distal) están en un punto fijo, en este caso el suelo. Una cadena cinética abierta es en la que el punto distal de las extremidades es libre y se desplaza, siendo el cuerpo el punto que se encuentra fijo. Un ejemplo de ello son las extensiones de cuádriceps, donde los pies son los que realizan el movimiento mientras el cuerpo permanece estático [3].

### **2.2.3. Tipos de fibras**

Las fibras de músculo estriado varían en cuanto a su actividad de ATPasa de miosina, velocidad contráctil y otras propiedades. Con frecuencia, los músculos se clasifican, de acuerdo al tipo de fibras que contienen en su mayoría, en dos tipos: lentos y rápidos. Estos músculos pueden contener una mezcla de tres tipos de fibras: tipo I (o SO por oxidación lenta [slow-oxidative]), tipo IIa (FOG, por oxidación y glucólisis rápida [fast-oxidative-glycolytic]) o tipo IIb (FG, por glucólisis rápida [fast-glycolytic]) [3].

Las fibras de tipo I son de color oscuro porque contienen grandes cantidades de mitocondrias y alta concentración de mioglobina, en la cual el músculo almacena oxígeno. Este tipo de fibras son de metabolismo energético oxidativo o aeróbico. Son inervadas

por axones de diámetro pequeño del nervio motor y se reclutan primero en un contracción muscular [17].

Las fibras de tipo II son de color pálido ya que contienen menor cantidad de mitocondrias y una pequeña cantidad de mioglobina. Las fibras tipo IIa son una transición entre las fibras tipo I y las fibras tipo IIb. Las fibras tipo IIb desarrollan una mayor fuerza de contracción y son más rápidas que las tipo I, aunque se fatigan más rápido. Son inervadas por axones de diámetro grande y se reclutan después de las fibras tipo I y tipo IIa [17].

En la Tabla 2.2 se incluye un resumen de las características de las fibras musculares.

Tabla 2.2: Características de los tres tipos de fibras musculares. [32]

	Fibras oxidativas lentas (OL)	Fibras oxidativas glucolíticas rápidas (OGR)	Fibras glucolíticas rápidas (GR)
características estructurales			
diámetro de la fibra	pequeño	intermedio	grande
contenido de mioglobina	abundante	abundante	escaso
mitocondrias	abundantes	abundantes	escasas
capilares	abundantes	abundantes	escasos
color	rojo	rojo pálido	blanco (pálido)
características funcionales			
capacidad de generar ATP y método utilizado	gran capacidad respiración celular aeróbica	capacidad intermedia respiración celular aeróbica y anaeróbica	baja capacidad respiración celular anaeróbica
velocidad de contracción	lenta	rápida	rápida
resistencia a la fatiga	alta	intermedia	baja
orden de reclutamiento	primeras	segundas	terceras
lugar donde abundan las fibras	músculos posturales	músculos de los miembros inferiores	músculos de los miembros superiores
funciones primarias de las fibras	mantener postura y actividades aeróbicas de resistencia	caminar, correr	movimientos rápidos e intensos, de corta duración

Cada individuo tiene una combinación de estas tres tipos de fibras. Algunos músculos pueden tener en mayor cantidad de un tipo de fibra y este arreglo puede variar de un individuo a otro. Sin embargo, al nacer una persona posee fibras tipo II, conforme se va desarrollando el control postural se incrementan las fibras tipo I y éstas van cambiando de acuerdo al tipo de actividad física y a niveles hormonales.

Por otro lado, en la vejez las fibras se presenta una reducción en la cantidad de

fibras tipo II. Existen evidencias que indican cambios de fibras tipo II a tipo I con ejercicio o estimulación eléctrica [17].

Los tipos de fibras de un músculo dependen de su función. Los músculos que trabajan en contra de la gravedad, es decir, en movimientos posturales, por ejemplo al sentarse o levantarse, cuentan con fibras de tipo I en mayor cantidad, ya que permanecemos por periodos largos sentados o parados y este tipo de fibras son resistentes a la fatiga. Ejemplos de estos músculos son el sóleo, peroneales, cuádriceps, glúteos, recto abdominal, extensores de la extremidad superior, grupo de erectores de la columna y los flexores cervicales cortos. Por otro lado, los músculos que son usados para movimientos rápidos durante actividades explosivas son denominados músculos de movilidad o no posturales, estos contienen en mayor cantidad fibras tipo II, producen fuerza rápidamente pero son de baja resistencia y no pueden realizar actividad física por periodos prolongados; un ejemplo de estos músculos es el gastrocnemio, bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso y flexores de la extremidad superior [17].

#### **2.2.4. La placa motora**

La placa motora o unión mioneural es una estructura especializada, semejante a una sinapsis, que conecta el extremo de los axones de la alfa-motoneurona con la fibra muscular inervada. La llegada de un estímulo de excitación, es decir, un potencial de acción, vacía la acetil-colina, almacenada en las vesículas axónicas, hacia el espacio intersináptico. La acetil-colina se difunde en ese espacio y se une a receptores específicos del sarcolema de la fibra muscular vecina. Como consecuencia de ellos se producen modificaciones en la permeabilidad iónica de este sarcolema, con ingreso masivo de sodio y el correspondiente cambio de potencial de membrana, como se muestra en la Figura 2.6. Si la excitación es suficiente, también lo será el número de vesículas y de moléculas de acetil-colina vaciado; el cambio de la polaridad de la membrana llega a descargar potenciales de acción, conducidos a través del propio sarcolema por toda la fibra muscular. Para poder relajar la fibra muscular es preciso inactivar la acetil-colina, por acción de la enzima acetil-colinesterasa [2].

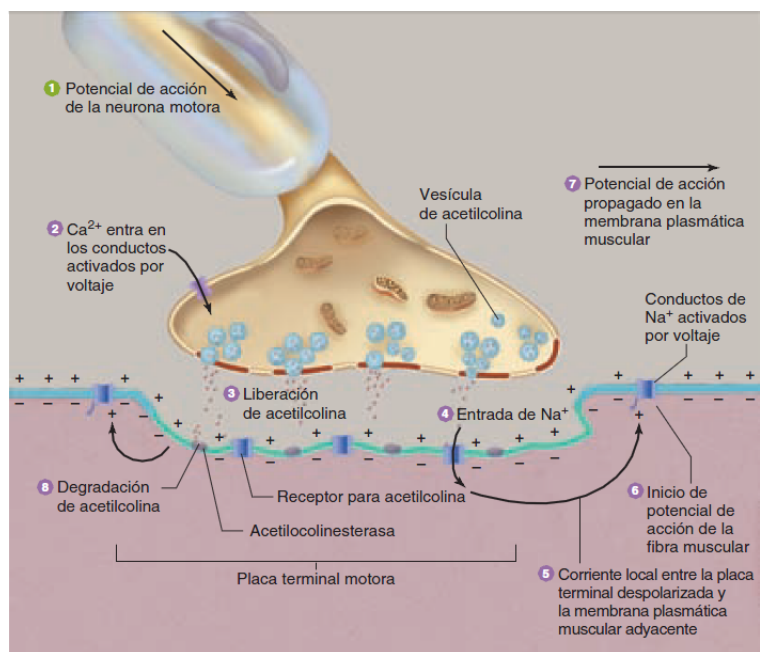


Fig. 2.6: Fenómenos en la unión muscular que conducen a un potencial de acción en la membrana plasmática de la fibra muscular. [3]

La función normal de la placa motora puede ser alterada por tóxicos o por fármacos. La toxina tetánica actúa sobre la placa motora, impidiendo en este caso la relajación. También se altera en circunstancias patológicas, la miastenia es una enfermedad autoinmune en la que se destruyen algunos receptores de acetilcolina del sarcolema, con parálisis muscular.

### 2.2.5. La unidad motora

Los axones de las alfa-motoneuronas integrados en los correspondientes nervios motores, se dividen, antes de llegar al músculo de destino, en ramas dirigidas a varias fibras musculares. La unidad funcional integrada por la alfa-motoneurona y las fibras musculares que de ella depende se denomina unidad motora, como se muestra en la Figura 2.7.

Algunas unidades motoras están formadas sólo por 10 fibras, mientras que otras tienen casi 2000 fibras musculares. Los músculos con mayor riqueza de inervación

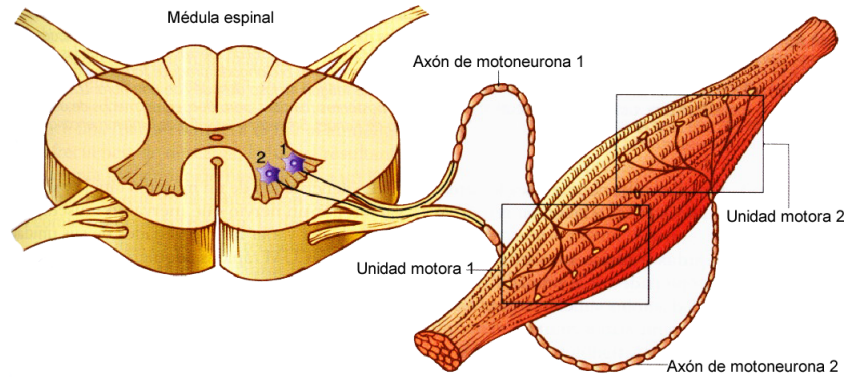


Fig. 2.7: Unidades motoras inervando las fibras musculares. [18]

(entre 10 y 20 fibras por unidad motora) son aquellos en los que el movimiento presenta un alto nivel de precisión, como los de la cara o los ojos. Por el contrario, en los músculos con movimientos menos precisos, pero capaces de desarrollar elevados niveles de fuerza en periodos prolongados, como los músculos posturales de las extremidades, las unidades motoras presentan entre 1500 y 2000 fibras musculares [2].

Cada neurona motora espinal inerva sólo un tipo de fibra muscular, por lo que las fibras musculares de una unidad motora son del mismo tipo. Con base en el tipo de fibra muscular que inerva y por tanto, con base en la duración de su contracción de sacudida, las unidades motoras se dividen en unidades S (lentas) a las cuales les toma más de 35 ms completar un ciclo de despolarización-repolarización, se contraen menos de 25 veces por segundo (10-20 Hz), también conocidas como Tipo I, FR (rápidas y resistentes a la fatiga), también conocidas como Tipo IIa, y FF (rápidas y susceptibles a la fatiga), a las cuales les toma menos de 35 ms completar una contracción, también conocidas como Tipo IIb, se contraen más de 25 veces por segundo (30-50 Hz). Las fibras S tienden a tener un índice de inervación bajo (o sea, unidades pequeñas) y las fibras FF tienden a tener un índice de inervación alto (o sea, unidades grandes).

El reclutamiento de unidades motoras durante la contracción muscular no es aleatorio, sino que sigue un esquema general, el principio del tamaño. En general, una acción muscular específica se desarrolla primero por la incorporación de unidades mo-

toras S que se contraen despacio para producir una contracción controlada. Después se incluyen las unidades motoras FR, lo que produce una respuesta más potente en un tiempo corto. Al final se incorporan las unidades FF para las tareas más demandantes. Por ejemplo, en los músculos de la pierna las unidades pequeñas y lentas se reclutan primero para ponerse de pie. Conforme se inicia el movimiento de la marcha, aumenta la incorporación de unidades FR. Cuando este movimiento se convierte en carrera o salto, se agregan las unidades FF. Por supuesto que el reclutamiento de fibras se superpone, pero en general se cumple con este principio [3].

### **2.3. Músculos del muslo**

Los músculos del muslo participan en la marcha bípeda y en el mantenimiento del cuerpo en posición vertical, poniendo en movimiento palancas óseas largas. Debido a eso, son músculos largos que se adhieren entre sí constituyendo potentes masas como músculos policéfalos provistos de un tendón común. Los músculos del muslo se clasifican en tres grupos: anterior (extensores), posterior (flexores) y medial (aductores). Este último actúa en la articulación coxal, mientras que los dos primeros lo hacen en la articulación de la rodilla, efectuando los movimientos preferentemente alrededor de su eje frontal, lo que determina su localización en las caras anterior y posterior del muslo y su inserción en la pierna [26].

El músculo cuádriceps femoral ocupa toda la cara anterior y parte de la cara lateral del muslo, estando compuesto por cuatro músculos o cabezas unidos entre sí: el músculo recto femoral está situado superficialmente. Se inicia en la espina ilíaca anterior inferior y en el borde del rodete acetabular, hallándose cubierto en su porción inicial el músculo tensor de la fascia lata y por el músculo sartorio. El músculo recto se extiende a lo largo de la zona media anterior del muslo y por encima de la patela se continúa con el tendón común del cuádriceps; el músculo vasto lateral, el músculo vasto medial y el músculo vasto intermedio [26]. En la Figura 2.8 se muestra la ubicación anatómica del músculo recto femoral.

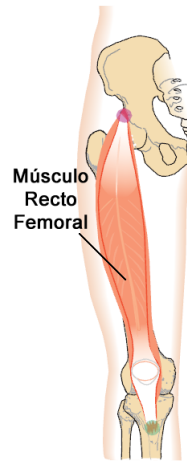


Fig. 2.8: Ubicación anatómica del músculo recto femoral (vista anterior). [17]

#### 2.4. Músculos de la pierna

Los músculos de la pierna se encargan de los movimientos de la porción distal del miembro inferior, el pie, y están adaptados para el mantenimiento del cuerpo en posición vertical y la marcha. Se observan grandes masas musculares unidas entre sí presentando un tendón común, asociando de ese modo su potencia para la realización de movimientos amplios e intensos, indispensables para el mantenimiento de la posición vertical durante la marcha bípeda. De acuerdo con los movimientos realizados alrededor de un eje frontal, en la articulación talocrural y en las articulaciones de los dedos, la mayoría de los músculos están situados en las caras anterior y posterior de la pierna, entre los dos huesos de la misma; los músculos anteriores, por delante; los posteriores, por detrás. En correspondencia con los movimientos del pie alrededor de un eje sagital, se encuentran además músculos situados lateralmente, a lo largo de la fíbula.

Por su origen, el primer y tercer grupo pertenecen a los músculos posteriores del miembro, y los del segundo grupo, a la región anterior. El grupo posterior tiene un desarrollo más potente que los demás, estando compuesto de dos capas: superficial (músculos de la pantorrilla) y profunda. Todos los músculos de la pierna van en dirección longitudinal y se insertan en el pie, con la particularidad de que unos tienen su



inserción en los huesos del tarso y en la base de los metatarsianos, y otros en las falanges de los dedos. Debido a que la porción carnosa de los músculos se encuentra en el segmento proximal de la pierna, mientras que en el distal los músculos se continúan en tendones, la pierna tiene forma cónica. Respecto a su función, los músculos anteriores realizan la flexión dorsal del pie y los que llegan a los dedos, la extensión de estos últimos. La flexión plantar del pie se efectúa a expensas de los músculos posteriores y laterales, cuyos tendones llegan al pie, bien por detrás del mismo o por el lado plantar. La pronación y la supinación del pie se realiza por los músculos de la pierna insertados en el borde medial o en el borde lateral del pie [26].

En el grupo posterior se encuentra el músculo tríceps sural que constituye la masa principal del relieve de la pantorrilla. Está formado por dos músculos: el músculo gastrocnemio, situado superficialmente, y el músculo sóleo, que se extiende por debajo del anterior; ambos se continúan por abajo en un tendón común [26].

El músculo gastrocnemio está compuesto por dos cabezas, la lateral y la medial. Se inicia en la cara poplítea del fémur cerca de sus dos cóndilos y los tendones iniciales de las dos cabezas se adhieren a la cápsula de la articulación de la rodilla. Las dos cabezas, fusionándose por su línea media; se continúan casi en la mitad de la pierna por un tendón común, el cual, uniéndose al tendón del sóleo; se continúa en el masivo tendón calcáneo, que se inserta en la cara posterior de la tuberosidad del calcáneo [26]. En la 2.9 se muestra la ubicación anatómica del músculo gastrocnemius lateral.

Toda la musculatura del tríceps sural realiza la flexión plantar en la articulación talocrural, tanto en la pierna libre como cuando está apoyada en la punta del pie. Puesto que la línea de tracción del músculo pasa medialmente al eje de la articulación subtalar, el músculo también efectúa la aducción y supinación del pie. Estando el cuerpo en posición vertical, el tríceps sural impide la caída del cuerpo hacia adelante, en la articulación talocrural. Este músculo debe trabajar preferentemente sometido a la carga del peso de todo el cuerpo, y por eso se distingue por su potencia y por su diáme-

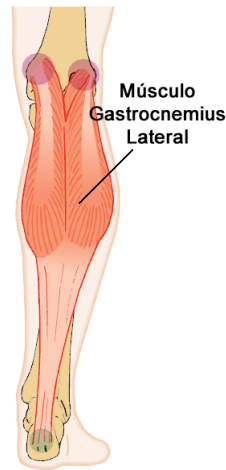


Fig. 2.9: Ubicación anatómica del músculo gastrocnemius lateral (vista posterior). [17]

tro fisiológico. El músculo gastrocnemio como músculo que abarca dos articulaciones, puede también flexionar la rodilla estando la pierna fija al pie [26].

## 2.5. Fatiga

La fatiga durante el ejercicio refleja la incapacidad del músculo o del organismo en conjunto para mantener la misma fuerza o potencia máxima, independientemente de que pueda ser mantenida o no la intensidad de esfuerzo [18]. Es un mecanismo de carácter defensivo, que expresa la imposibilidad para adaptarse a las condiciones del esfuerzo y cuyo objetivo es evitar las consecuencias adversas de ejercicio físico excesivo [2].

Considerando en conjunto los diferentes conceptos de fatiga, puede definirse como un estado funcional de significación protectora, transitorio y reversible, expresión de una respuesta de índole homeostática, a través de la cual se impone de manera ineludible la necesidad de cesar o, cuando menos, reducir la magnitud del esfuerzo o la potencia del trabajo que se está efectuando. En la fatiga, además de las modificaciones fisiopatológicas propias, aparecen componentes adicionales sensoriales expresados como dolor, que se concentran en una desagradable sensación de incapa-

cidad, incomodidad o malestar. Las causas de la fatiga son de diversa índole, actuando conjuntamente, a nivel central o periférico [2].

La fatiga física aparece cuando se produce una notoria desproporción entre la magnitud del ejercicio y las posibilidades de ejecución. Es útil cuantificar el esfuerzo bajo tres parámetros distintos: potencia o intensidad desarrolladas, velocidad de ejecución y duración. Toda actividad física requiere una contribución relativa de cada uno de estos componentes y la fatiga puede producirse por solicitud exagerada de los mismos [2].

### **2.5.1. Tipos de fatiga**

La diversidad de manifestaciones de la fatiga se traduce en el gran número de clasificaciones y terminologías. Se distinguen los siguientes tipos de fatiga:

- Fatiga de origen psicológico, con un componente subjetivo evidente y notable, reflejo del estrés intelectual.
- Fatiga neurológica, con sobrecarga neuronal y de las vías y circuitos nerviosos. Esta modalidad de fatiga con participación de componentes psicológicos y neurológicos se denomina fatiga central.
- Fatiga directamente originada por la actividad muscular derivada de la práctica física, a niveles excesivos en cantidad, duración o velocidad de ejecución. También se denomina fatiga periférica, aunque en esta modalidad el componente central desempeña en ocasiones un papel importante o incluso fundamental, según la duración y la afectación general del organismo. Se divide en cuatro modelos no excluyentes entre sí: fatiga local, con afectación de una zona muscular específica directamente implicada en la ejecución del trabajo; fatiga general, en la que las manifestaciones de la fatiga alcanza al organismo en su conjunto. Es propia de ejercicios físicos en los que intervienen grandes masas musculares; fatiga aguda, desarrollada en períodos cortos desde el inicio del esfuerzo; fatiga crónica, que se presenta a largo plazo y, en general de forma paulatina [2].

La fatiga muscular local se manifiesta en un grupo específico de músculos en ejercicios específicos. Aparece este tipo de fatiga, tanto en movimientos que se efectúan a una elevada potencia de esfuerzo, como en los repetitivos, aunque la carga sea ligera aparece fatiga por la larga duración de la serie. En este tipo de movimientos la afectación global del organismo es pequeña o inexistente.

Los cambios metabólicos que se registran en el músculo, sólo son detectables a partir de la práctica de biopsias musculares, técnicas de ultrasonido y resonancia nuclear magnética. La sensibilidad a la fatiga local varía en función de: nivel de entrenamiento, al aumentar las reservas energéticas y sus resistencia a la acidosis y una disminución de las modificaciones de la permeabilidad de la membrana; características de composición miotipológica, los músculos en los que existe un mayor predominio de fibras tipo II son más fácilmente fatigables. La condición de fatiga muscular local se traduce en una serie de signos y síntomas, entre los cuales destaca la disminución de la fuerza contráctil, el aumento de tiempo de reacción y diversas manifestaciones electromiográficas. Otras modificaciones son: disminución de la frecuencia promedio de estimulación, disminución de la velocidad de conducción del estímulo contráctil y aumento del tiempo de respuesta a estímulos externos. [2].

## **2.6. Atrofia muscular progresiva**

Con el envejecimiento, los seres humanos sufren una lenta y progresiva pérdida de masa muscular esquelética, también conocida como sarcopenia, que se reemplaza en su mayor parte por tejido conectivo fibroadiposo. En parte, esta disminución se debe a que la cantidad de ejercicio físico disminuye. La disminución de la masa muscular implica disminución de la máxima fuerza alcanzable, de los reflejos y de la flexibilidad. La fuerza muscular a los 85 años es alrededor de la mitad de la presente a los 25. En algunos músculos, puede haber una pérdida selectiva de cierto tipo de fibras. A lo largo de los años, la cantidad relativa de fibras oxidativas lentas (fibras musculares tipo I) parece aumentar. Esto podría deberse tanto a la atrofia de los otros tipos de fibras

como a su conversión en oxidativas lentas [32], [25], [5].

Observaciones clínicas reportan que los pacientes presentan atrofia muscular como consecuencia de la inmovilización debido a alteraciones en la condición funcional del músculo esquelético [5]. Pacientes de edad avanzada que tienen sarcopenia y que debido a alguna alteración del músculo esquelético tienen que estar períodos prolongados sin actividad física presentan atrofia muscular, entre otras afectaciones. En la fisioterapia que realizan estas personas pueden lesionar el músculo, debido a que en su mayoría presentan fibras musculares resistentes a la fatiga.

## **2.7. Electromiografía superficial**

La electromiografía de superficie (SEMG, por sus siglas en inglés) es una técnica no invasiva para medir la actividad eléctrica muscular que ocurre durante la contracción muscular.

Esta técnica surge a mediados del año 1600 cuando Francesco Redi documentó que un músculo altamente especializado era la fuente de electricidad de las mantarrayas. Para 1773, Walsh demostró que el tejido muscular de las anguilas puede generar una chispa de electricidad. En 1790 Galvani obtuvo directamente evidencia de la relación entre la contracción muscular y la electricidad; mediante una serie de estudios demostró que las contracciones musculares pueden ser evocadas por descargas eléctricas. En 1792, Volta concluyó que el fenómeno que Galvani observó no provenía del tejido en sí, sino era un artefacto entre los diferentes metales tocando el tejido muscular. En 1860 Duchenne dirigió el primer estudio sistemático de la función y dinámica del músculo intacto, utilizando estimulación eléctrica para estudiar las funciones musculares [6].

Los galvanómetros fueron inventados en el año 1800 y son una herramienta para medir corrientes eléctricas y actividad muscular. En 1838, Matteucci utilizó el gal-

vanómetro para demostrar un potencial eléctrico entre el nervio de una rana y su músculo. Para 1849, Du Bois-Reymond proporcionó la primera evidencia de actividad eléctrica en músculos humanos durante contracciones voluntarias, en su experimento sumergió al sujeto de prueba en solución salina y midió con un galvanómetro cada vez que el sujeto flexionaba el brazo o la mano. Él dedujo que la magnitud de la corriente era disminuida por la impedancia de la piel [6].

Para 1900, Pratt comenzó a demostrar que la magnitud de energía asociada con la contracción muscular era debida al reclutamiento de fibras musculares individuales y no al tamaño del impulso nervioso. Durante 1930, Edmund Jacobson, utilizó la SEMG para estudiar los efectos de la imaginación y emociones en una variedad de músculos.

En 1940, investigadores comenzaron a utilizar la SEMG en movimientos dinámicos, Price y sus colegas estudiaron a pacientes clínicos con dolor de espalda y notaron que los patrones registrados mediante SEMG comienzan a migrar lejos del sitio de origen de la lesión [6].

Durante 1960 Johnson y Garton utilizaron la SEMG para restaurar la función de pacientes hemipléjicos. Wolf fue el primero en utilizar la bioretroalimentación utilizando la SEMG para tratar el dolor de espalda. En 1965 se fundó la Sociedad internacional de Kinesiología Electrofisiológica (*Society of Electrophysiological Kinesiology*, ISEK) y uno de los investigadores que contribuyeron más en este tema fue Carlo De Luca y sus colegas en el Instituto de Investigación Neuromuscular en Boston, varias investigaciones fueron de análisis espectral y fatiga muscular [6].

En 1980, Cram y Steger implementaron un método clínico para analizar una variedad de músculos utilizando un SEMG portátil, ellos realizaron un experimento con 104 sujetos en los cuales analizaron 15 músculos en dos posturas, sentados y de pie, midieron tres aspectos clínicos: sitio de actividad, impacto de la postura y el grado de simetría [6].

En 1996 se creó un proyecto de la Unión Europea denominado SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), del programa de Salud Biomédica e Investigación (*BIOMED II*). El objetivo de este proyecto es establecer características para poder intercambiar datos y con esto formar grupos de trabajo con la Unión Europea. Dentro de este proyecto están establecidos parámetros importantes, como la colocación de los sensores, el procesamiento de la señal y el tipo de sensores para el registro de la señal [6].

El registro de SEMG se realiza colocando electrodos superficiales en el músculo de interés y procesando la señal mediante distintas etapas, en la Figura 2.10 se muestra la conexión general de un registro de SEMG.

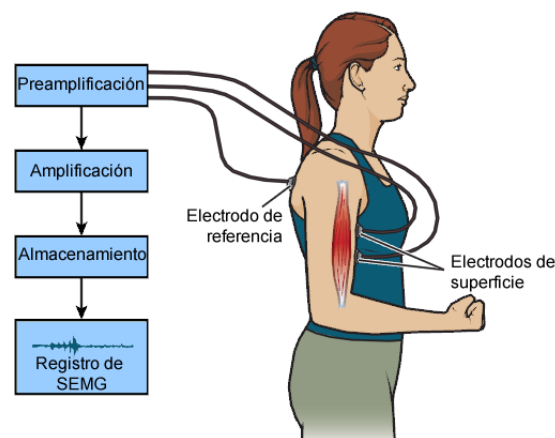


Fig. 2.10: Diagrama general de registro de SEMG. [15]

La señal eléctrica registrada por una SEMG es del orden de  $\mu\text{V}$  hasta  $\text{mV}$  y el ancho de banda que presenta información para la medición de la fatiga muscular es de 20 Hz a 500 Hz [20].

La amplitud de la señal EMG depende del número de unidades motoras reclutadas y el número de fibras que componen cada una de ellas, también depende de la frecuencia con la que son activadas.

Los criterios esenciales para la elección de un amplificador en aplicaciones como estas, son: que tenga impedancia alta en las entradas donde se conectarán los electrodos, que su rechazo en modo común sea mayor de 80 dB y que la ganancia pueda configurarse mayor o igual a 1000 [6], [16].

### **2.7.1. Crosstalk**

Una de las fuentes de interferencia más importantes en el registro y análisis de señales de SEMG es la generación de potenciales de acción de unidades motoras en los músculos vecinos, fenómeno conocido como *crosstalk*. Este fenómeno ocurre debido a que la contribución de cada fuente de potenciales no está limitada a una zona del espacio, sino que se propagan a través del volumen conductor. Inclusive, cuando hay varios músculos unidos al mismo extremo de hueso, estos potenciales pueden influenciar los músculos vecinos a través del tendón [20].

Se ha investigado la colocación del electrodo y de acuerdo al proyecto de Electromiografía Superficial para la evaluación muscular no invasiva (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), SENIAM por sus siglas en inglés se han establecido recomendaciones para la colocación del electrodo de acuerdo a la zona muscular que se esté investigando para que se tenga la menor cantidad de ruido posible de músculos vecinos [30].

### **2.7.2. Electrodo**

Los electrodos son transductores que convierten las corrientes iónicas y corrientes de desplazamiento, presentes en el cuerpo y en la interfaz entre el cuerpo y el electrodo, en corrientes de electrones, permitiendo la detección de biopotenciales. En teoría, el flujo de corriente neta entre el electrodo y el cuerpo debería ser nulo, pero siempre ocurre intercambio iónico en reacciones de reducción-oxidación, dada la humedad de la piel, la resistencia de entrada finita y la corriente de polarización de los amplificado-



res.

En la interfaz entre el electrodo y la piel se produce una acumulación de cargas (iónicas en la piel y electrónicas en el electrodo) que genera la aparición de un potencial conocido como potencial de media celda y que depende del tipo de electrodo utilizado aunque, en general, se presenta cada vez que un metal entra en contacto con una solución iónica [6].

Existen diferentes clasificaciones de electrodos: polarizables y no polarizables, invasivos y no invasivos, activos y pasivos, entre otras. El tipo de electrodo preferido en el registro no invasivo de señales biológicas, de acuerdo al proyecto SENIAM es el no polarizable, pasivo [30]; entre ellos, el electrodo de Ag-AgCl es el que más se aproxima al comportamiento ideal de un electrodo no polarizable, presentando un potencial de celda constante.

La orientación de los electrodos puede ser longitudinal o transversal [7]. El tamaño del electrodo es otro factor importante, para lo cual el proyecto SENIAM ha establecido un diámetro de 10 mm y una separación de 20 mm (también se puede utilizar 0.25 de la longitud del músculo, se elige la que sea más pequeña) [30].

### **2.7.3. Filtros**

La siguiente etapa esencial para el registro de SEMG es el filtrado, ya que el ancho de banda de la señal es de 20 Hz a 500 Hz se necesita un filtro pasa banda con tales frecuencias de corte. La frecuencia de corte inferior elimina el ruido eléctrico asociado con los cables y artefactos biológicos asociados con el movimiento. La frecuencia de corte superior elimina ruido del tejido en el sitio de los electrodos. De acuerdo al músculo que se desee registrar y la aplicación a implementar (análisis en frecuencia o análisis de las características eléctricas de la señal) puede variar la frecuencia de corte sugerida [20].

Otro factor importante del filtro es la pendiente de atenuación, también llamado *rolloff*, que debe ser de -40 dB/década ó -12 dB/octava, es decir el filtro debe ser de segundo orden, como mínimo [6], [16].

## **2.8. Procesamiento de la señal de SEMG**

La densidad de energía espectral es una técnica de análisis espectral de la señal de SEMG que muestra los componentes en frecuencia en función de la probabilidad de su ocurrencia. Para hacer esto, el análisis espectral utiliza una herramienta matemática, denominada Transformada Rápida de Fourier (FFT) que obtiene los componentes principales de frecuencia de la señal [6].

En músculos fatigados, el contenido del espectro en frecuencia cambia, existe una disminución de las altas frecuencias y un aumento de las bajas frecuencias. Este corrimiento hacia las bajas frecuencias se puede atribuir a la sincronización del patrón de reclutamiento de las unidades motoras, a una disminución en la velocidad de conducción de las fibras musculares, a un cambio donde prevalecen las fibras de contracción lenta sobre las fibras de contracción rápida, o una combinación de estos factores [16], [6].

Los principales descriptores espectrales son la frecuencia media y la frecuencia mediana, en el caso de contracciones voluntarias, estos descriptores dependen del tamaño de la señal, el porcentaje de traslapamiento de la ventana, el tipo de ventana y el estimador espectral utilizado. Se ha establecido que la frecuencia mediana es afectada en menor grado por el ruido y tiene variaciones notables con la fatiga [20].

El estimador espectral utilizado, ya sea un método paramétrico o la FFT, ambos arrojan resultados similares, aunque para ventanas menores a 0.25 s utilizando una frecuencia de muestreo de 1024 Hz se sugiere utilizar algún método paramétrico. [20].

La forma de la ventana utilizada no es un factor crítico cuando se utiliza la frecuencia media o la frecuencia mediana, se sugiere utilizar una ventana rectangular. Otro factor importante es el tamaño y el porcentaje de traslapamiento; el tamaño de la ventana se sugiere de 250 a 500 muestras, con una frecuencia de muestreo de 1024 Hz y el porcentaje de traslapamiento mínimo de 50 % [20].

Frecuentemente, el comportamiento de la frecuencia mediana es utilizado como indicador de la fatiga, denominándolo como índice de fatiga [14], [11]. La Figura 2.11 muestra un diagrama de lo descrito anteriormente.

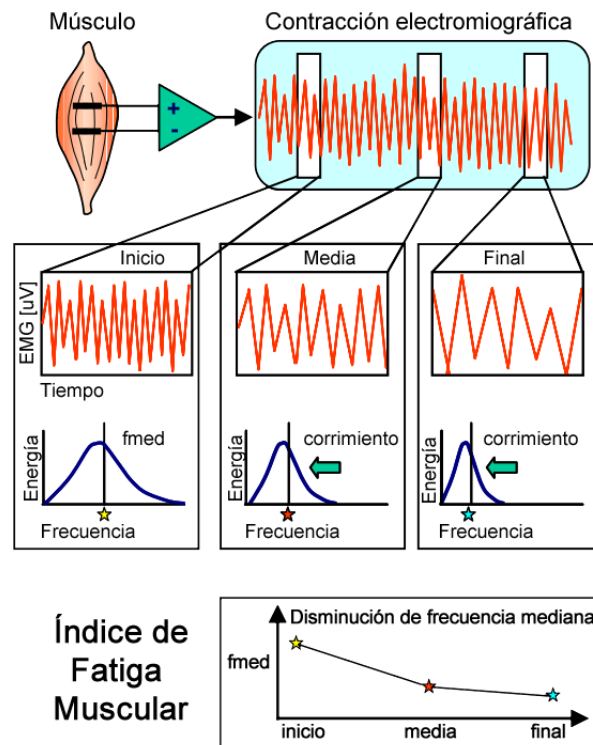


Fig. 2.11: Diagrama ilustrativo del corrimiento hacia bajas frecuencias en contracciones sostenidas y el cálculo del índice de fatiga muscular. [16]

## Capítulo 3

### Desarrollo

La adquisición del registro de SEMG es bipolar; se realiza utilizando tres electrodos, dos de estos colocados en el músculo de interés y un tercero de referencia. Las señales provenientes de los electrodos colocados en el músculo es llevada a un amplificador de instrumentación cuya salida se conecta a la etapa de filtrado y por último a la etapa de rectificado. Posteriormente, la señal se digitaliza, se procesa y se almacena. La interfaz gráfica diseñada utilizando LabVIEW permite mostrar los datos y almacenarlos. Además, se obtiene la frecuencia mediana, a partir de la densidad de potencia espectral de la señal, y el valor raíz cuadrático medio, como indicador en el dominio del tiempo.

#### 3.1. Diseño de la Instrumentación

La instrumentación para la adquisición del registro de SEMG se diseñó con apoyo de simulación mediante el software Altium Designer. El diseño contiene la etapa de acoplamiento (circuito *front-end*); incluyendo el circuito de pierna derecha, etapa de amplificación, etapa de filtrado, etapa de rectificación y una interfaz gráfica.

El circuito se alimenta mediante dos baterías de 9 V y cuenta con dos canales de adquisición. La Figura 3.1 muestra el diagrama eléctrico del diseño para el registro de SEMG implementado en este trabajo.

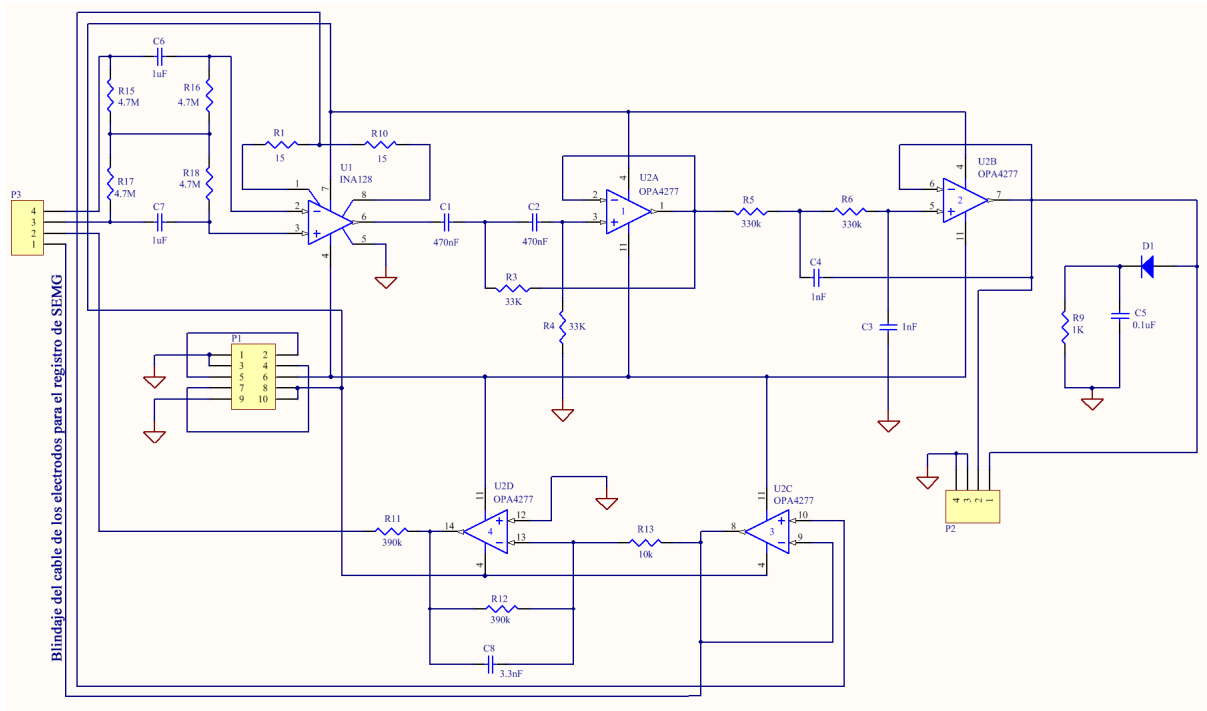


Fig. 3.1: Diagrama esquemático del circuito final utilizado para adquirir la señal de SEMG.

### 3.1.1. Etapa de Acoplamiento (*Front-End*)

Esta etapa contiene el circuito de acoplamiento de corriente alterna (AC) que es esencial al medir biopotenciales. Los potenciales de los electrodos pueden ser de mayor magnitud que la señal biológica del músculo, por lo tanto, este circuito evita la saturación del amplificador de instrumentación. Se utilizó el circuito que se propone en [31], el cual otorga una relación de rechazo en modo común mayor a 60 dB.

Este circuito es un acoplamiento diferencial pasivo que permite no alterar la relación de rechazo en modo común del circuito debido a que los valores de los componentes de la red están balanceados. El diagrama eléctrico de la etapa de acoplamiento AC del circuito *front-end* se muestra en la Figura 3.2.

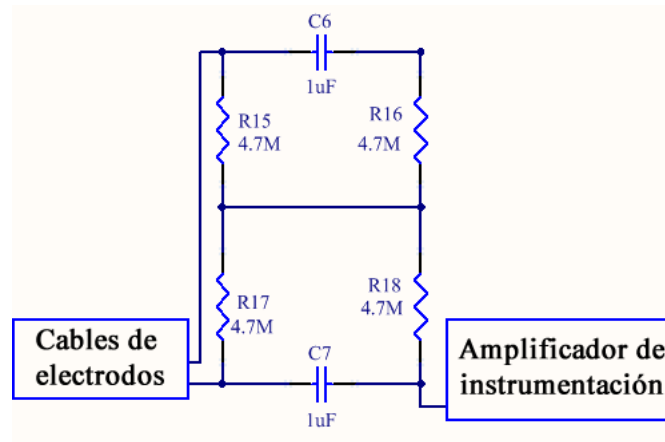


Fig. 3.2: Circuito de acoplamiento *front-end*.

### 3.1.2. Etapa del circuito de pierna derecha

Este circuito es una combinación del diseño del circuito de pierna derecha sugerido por el fabricante en la hoja de datos del amplificador de instrumentación y del diseño presentado en [22].

La salida de este circuito se conecta al electrodo de referencia. Consta de dos amplificadores, uno (U2C) que actúa como un acoplador de impedancias, con la finalidad de no alterar las características y la operación del amplificador de instrumentación y filtro; tiene como entradas la resistencia de ganancia del amplificador de instrumentación y la otra tiene retroalimentación con la salida, y en la salida se conecta el blindaje del cable utilizado en los electrodos. El segundo (U2D) actúa como un amplificador-filtro del bucle de retroalimentación con una constante de tiempo de 1.2 ms [22]. En la Figura 3.3 se muestra el diagrama eléctrico de la etapa correspondiente al circuito de pierna derecha.

### 3.1.3. Etapa de amplificación

En esta etapa se utilizó el amplificador de instrumentación de Texas Instruments, INA128, el cual posee entradas con impedancia alta y se puede configurar con ganancia de 1 hasta 10000 utilizando una resistencia, tiene una relación de rechazo en

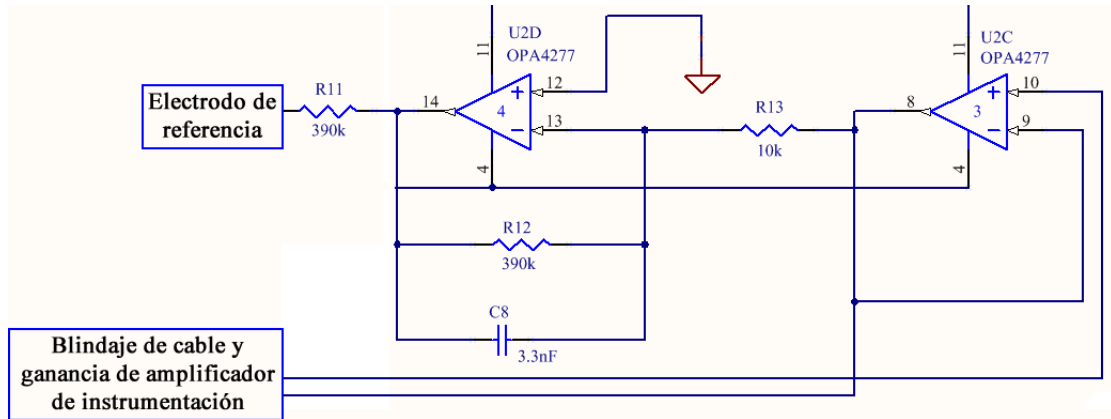


Fig. 3.3: Circuito de pierna derecha.

modo común máxima de 120 dB. En sus entradas inversora y no inversora se conectaron las salidas del circuito de acoplamiento diferencial. Se configuró con una ganancia de 1668 utilizando dos resistencias de  $15 \Omega$  conectadas en serie. Se seleccionó ese valor de ganancia experimentalmente para lograr una resolución de  $0.73 \mu\text{V/bit}$  a nivel de piel; el proyecto SENIAM recomienda  $1.6 \mu\text{V/bit}$  [30], [21]. La Figura 3.4 muestra el diagrama eléctrico de la etapa de amplificación.

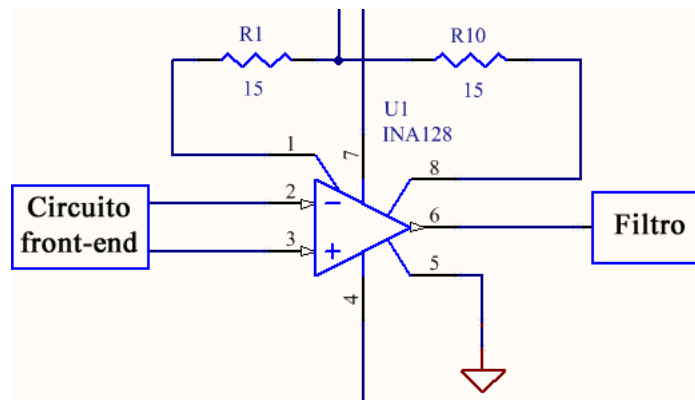


Fig. 3.4: Circuito de amplificación utilizando el INA128 de Texas Instruments.

### 3.1.4. Etapa de filtrado

En este caso, se diseñó un filtro pasa altas de 10 Hz y un filtro pasa bajas de 482 Hz, con ganancia unitaria para ambos filtros, como se sugiere en la literatura [27], [8],

[9], [16], [20], [33] y de acuerdo a lo establecido por el proyecto SENIAM [30].

Para el diseño de la etapa de filtrado se utilizaron filtros activos de segundo orden que poseen las ventajas de los amplificadores operacionales (alta impedancia de entrada, baja impedancia de salida, alta ganancia en lazo abierto, entre otras). Se implementó una configuración Sallen-Key, que es la más utilizada en filtros activos de segundo orden.

Se utilizaron capacitores de tantalio y de poliéster, ya que poseen una menor afectación con la temperatura en comparación con los cerámicos. En la Figura 3.5 se muestra el diseño del filtro pasa altas y pasa bajas.

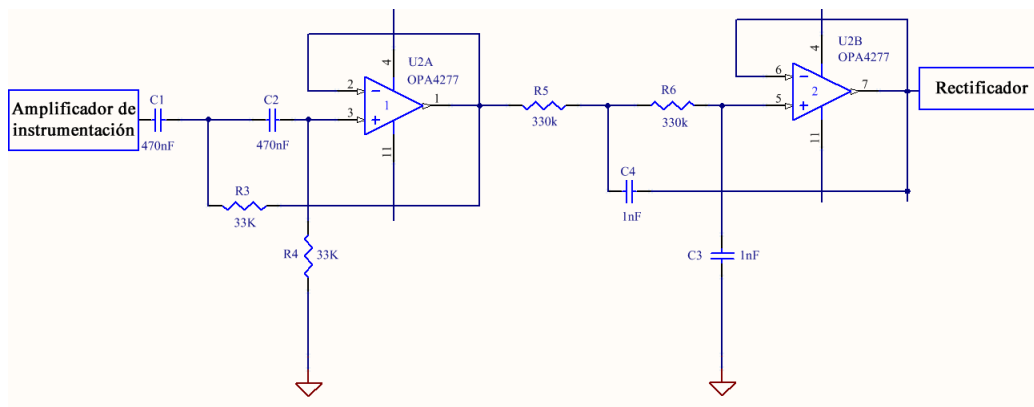


Fig. 3.5: Diagrama eléctrico del diseño de la etapa de filtrado de la señal del registro de SEMG.

### 3.1.5. Etapa de rectificación

Esta última etapa se diseñó para realizar pruebas futuras procesando la parte positiva de la señal con el objetivo de analizar si existe relación de la frecuencia mediana y la fatiga muscular. Está constituida por un diodo y una resistencia con capacitor en paralelo, con los cuales se realiza una rectificación de media onda y un filtrado. El diagrama eléctrico de esta etapa se presenta en la Figura 3.6.



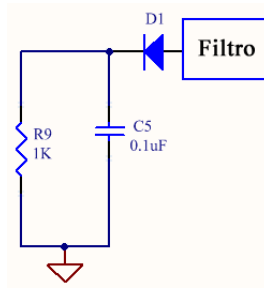


Fig. 3.6: Diagrama eléctrico del diseño de la etapa de rectificación de la señal del registro de SEMG.

### 3.1.6. Medición de la relación de rechazo en modo común del circuito

La relación de rechazo en modo común (CMRR, por sus siglas en inglés) del circuito es un parámetro que permite evaluar la capacidad del amplificador de instrumentación para rechazar señales comunes en su entrada, ya que la función fundamental de éste es la amplificación diferencial. Este parámetro se describe mediante la ecuación 3.1.

$$CMRR = 20\log\left(\frac{A_d}{A_{cm}}\right)[dB] \quad (3.1)$$

Siendo  $CMRR$  la relación de rechazo en modo común,  $A_d$  la ganancia en modo común y  $A_{cm}$  la ganancia en modo diferencial.

Para la medición de ganancia en modo diferencial se necesita inyectar una señal sinusoidal de mínima amplitud para evitar saturación, ya que la etapa de amplificación del circuito es alta.

Para el caso de la ganancia en modo común se inyectó una señal de  $5 V_{pp}$  en la entrada inversora y en la entrada no inversora y se realizó un barrido en frecuencia en 10 Hz, 60 Hz, 100 Hz, 200 Hz, 300 Hz, 400 Hz y 500 Hz, que es el ancho de banda de la señal del registro de SEMG de acuerdo a lo establecido por el proyecto SENIAM [30], [27], [8], [9], [16], [20], [33]. En la Tabla 3.1 se muestran los valores obtenidos y el CMRR.

El CMRR promedio en el ancho de banda de la señal es de 101.1 dB, presentando

Tabla 3.1: Medición del CMRR del circuito diseñado para el registro de SEMG

Frecuencia [Hz]	CMRR [dB]
10	112.4
60	106.38
100	106.38
200	100.36
300	95.5
400	93.32
500	93.32

106.38 dB en la frecuencia de 60 Hz donde, generalmente, el CMRR disminuye debido a artefactos.

En la Figura 3.7 se presenta el circuito prototipo para el registro de SEMG.

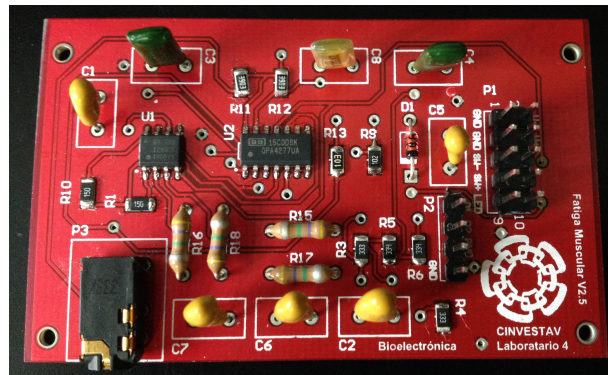


Fig. 3.7: Circuito prototipo para el registro de SEMG.

### 3.1.7. Cable de los electrodos

Para el registro de la señal SEMG se utilizaron electrodos húmedos de Ag/AgCl de 9 mm de diámetro, de la marca 3M-Red Dot, y cables blindados comerciales de 60 cm, especiales para el registro de biopotenciales unidos a un cable múltiple con blindaje de 2 m de largo.

En la Figura 3.8 se muestran el cable y los electrodos utilizados.

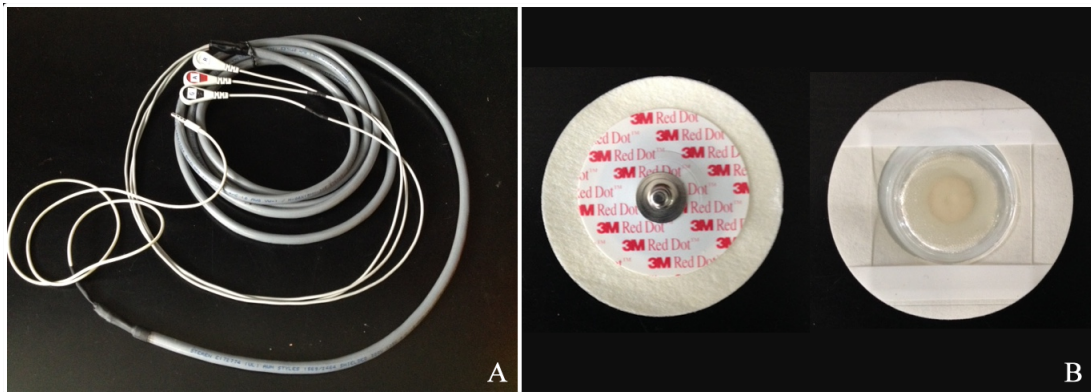


Fig. 3.8: A.Cable para la adquisición del registro de SEMG. B.Electrodos para la adquisición del registro de SEMG.

### 3.1.8. Adquisición de datos

Para convertir la señal de analógica a digital, se utilizó la tarjeta de adquisición de National Instruments modelo USB-6008, que tiene un convertidor de 12 bits programado a una tasa de muestreo de 1 kHz. La tarjeta se comunica mediante el puerto USB a la computadora. En la Figura 3.9 se muestra la tarjeta de adquisición utilizada.



Fig. 3.9: Tarjeta modelos USB-6008 de National Instruments.

### 3.1.9. Interfaz gráfica

La interfaz gráfica permite la configuración y control del registro, almacenamiento y exhibición de datos.

La interfaz diseñada en LabVIEW grafica la señal proveniente del registro de SEMG y almacena el registro en un documento de Excel. En la Figura 3.10 se muestra la interfaz diseñada en LabVIEW.

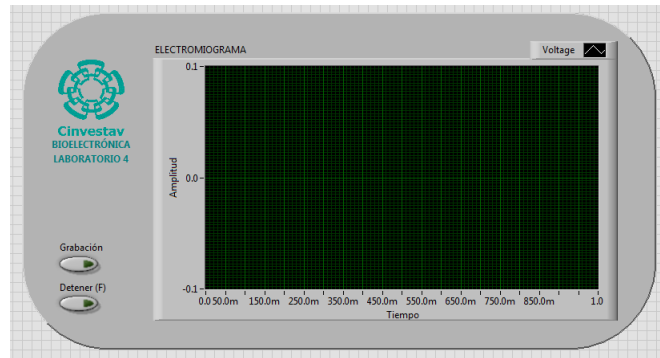


Fig. 3.10: Interfaz diseñada en LabVIEW.

Se muestra el diagrama del programa elaborado de la interfaz gráfica se muestra en la Figura 3.11, y en el Apéndice A se muestra la programación gráfica realizada en LabVIEW.

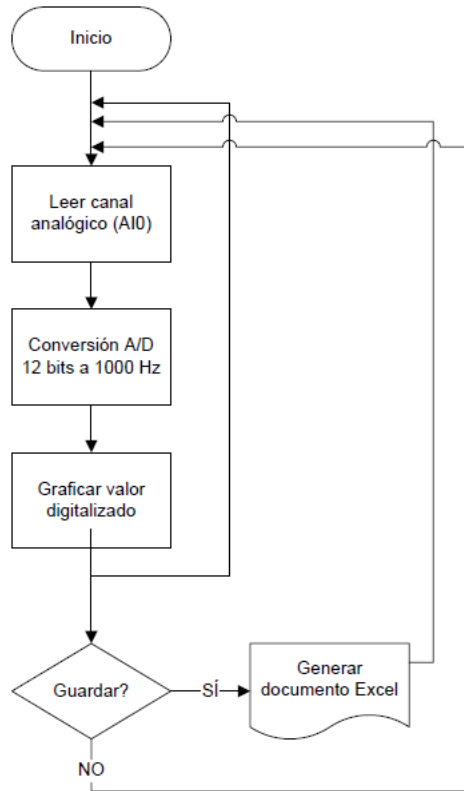


Fig. 3.11: Diagrama de flujo de interfaz de LabVIEW.

### 3.2. Procesamiento del registro de SEMG

Para el procesamiento del registro de la señal de SEMG se utilizó el software Matlab de MathWorks.

#### 3.2.1. Análisis de la señal de SEMG

En este trabajo el parámetro del espectro en frecuencia relacionado con la fatiga muscular fue la frecuencia mediana, en tanto que en el dominio del tiempo el valor raíz cuadrático medio (**rms**). Cuando se presenta la fatiga muscular los descriptores en frecuencia disminuyen y el descriptor en el dominio del tiempo aumenta [11], [20], [1], [6].

La frecuencia mediana se obtiene a partir de la densidad espectral de potencia (PSD). Para calcular la PSD existen métodos no paramétricos (periodograma, periodograma de Welch, método multitaper, entre otros) y paramétricos (modelos de autorregresión, modelos de promedio móvil, modelos de autorregresión con promedio móvil, entre otros). Los métodos no paramétricos son aquellos en que la PSD se estima directamente de la señal misma, mientras que en los métodos paramétricos la PSD es estimada modelando la señal e intentando estimar los parámetros.

En este trabajo se utilizan los métodos no paramétricos, el periodograma y el periodograma de Welch, debido a que el tamaño de la muestra es pequeña.

Para calcular la PSD de un proceso aleatorio estacionario, de acuerdo al teorema de Wiener-Khintchine, se determina la PSD con la transformada discreta de Fourier y la función de autocorrelación, tal como se describe en la ecuación 3.2.

$$P_{xx}(f) = \frac{1}{f_s} \sum_{m=-\infty}^{\infty} R_{xx}(m) e^{-\frac{jmf2\pi}{f_s}} \quad (3.2)$$

Donde  $P_{xx}(f)$  es la PSD,  $f_s$  es la frecuencia de muestreo,  $m$  es el número de muestra y  $R_{xx}$  es la función de autocorrelación.

El método del periodograma utiliza la función de autocorrelación. Además es un estimador de la PSD en el que la varianza no se reduce al aumentar el número de observaciones, por lo que se dice es inconsistente. Sin embargo, existen dos estimadores que tratan de evitar la falta de consistencia del periodograma:

- Blackman-Tukey, es un método que enventana la estimación de la autocorrelación.
- Welch, es un método que divide la señal temporal en segmentos, estos pueden solaparse; se halla el periodograma enventanado a cada segmento y se promedian las PSD estimadas.

Para el método del periodograma enventanado se utilizó una ventana rectangular de 250 ms y para el método de Welch se estableció una ventana de 250 ms con un 50 % de traslapamiento. Longitudes de ventana de 250 ms a 500 ms en condiciones de no estacionariedad son adecuadas para cuantificar la fatiga muscular [10].

Estos algoritmos se implementaron en Matlab y se obtuvo la frecuencia mediana de cada uno de los métodos. Para el método del periodograma se utilizó una ventana rectangular [20].

Después de leer el archivo Excel que generó LabVIEW del registro de SEGM en Matlab se implementó un filtro para eliminar el ruido presente en la banda de 58 Hz a 60 Hz. Posteriormente, se eligieron las cinco contracciones iniciales, las cinco contracciones de la parte media (de la contracción 10-14 para el registro en el músculo recto femoral y de la contracción 18-22 para el registro en el músculo gastrocnemius lateral) y las cinco contracciones finales del registro. Finalmente, se obtuvo el valor raíz cuadrática medio (**rms**) normalizado.

### **3.2.2. Prototipo del sistema para trabajo de campo**

El prototipo del sistema para trabajo de campo se basó en la tarjeta Arduino MEGA 2560 que contiene un microcontrolador de 8 bits ATmega2560 de Atmel y un convertidor analógico a digital de 10 bits.

Permite el almacenamiento de datos mediante una tarjeta micro SD en archivo de texto que contienen los valores en frecuencia del PSD y utilizando una pantalla de cristal líquido (LCD) se visualiza su valor numérico.

Se utilizó la librería de la Transformada de Fourier y en la Figura 3.12 se muestra el diagrama de flujo del prototipo.

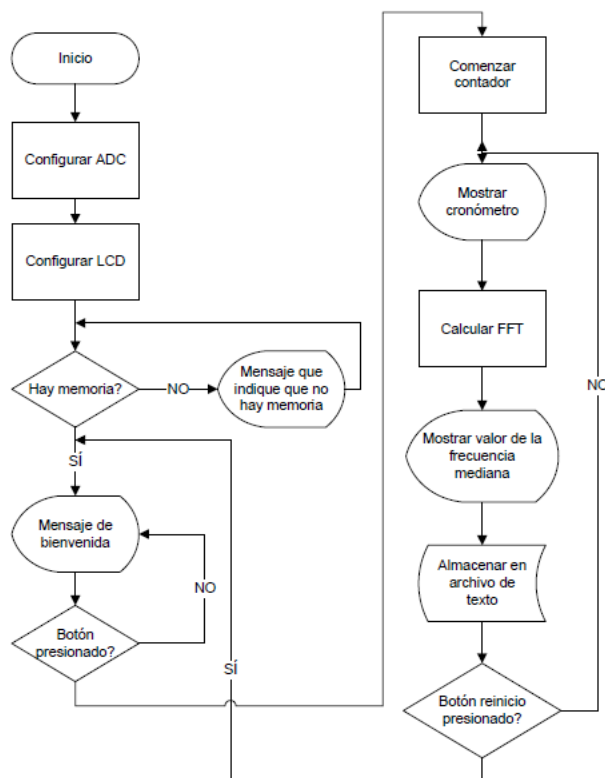


Fig. 3.12: Diagrama de flujo del Arduino MEGA.



## Capítulo 4

### Pruebas

El número de voluntarios fue de 16 personas sanas. El grupo estuvo integrado por 9 hombres y 7 mujeres, entre 20 y 36 años de edad. El protocolo de pruebas establecido se conformó por dos etapas, en la primera etapa se realizó la antropometría de los sujetos de prueba y en la segunda etapa se realizó el acondicionamiento del sujeto para el registro.

#### 4.1. Antropometría

Se determinó el porcentaje de peso magro, que se obtiene calculando el porcentaje de peso graso utilizando un plicómetro de la marca Hergom, como el que se muestra en la Figura 4.1 y tomando los datos necesarios del sujeto de prueba (sexo, edad, peso, estatura).



Fig. 4.1: Plicómetro, pinza para medir grasa corporal.

Para la medición del porcentaje de grasa corporal se deben medir los pliegues en distintas zonas del cuerpo. En este caso se utilizó la técnica de los seis pliegues, en la cual se mide el pliegue abdominal, suprailíaco, subescapular, tricipital, cuadricipital y peroneal. La Figura 4.2 muestra la ubicación de cada pliegue.

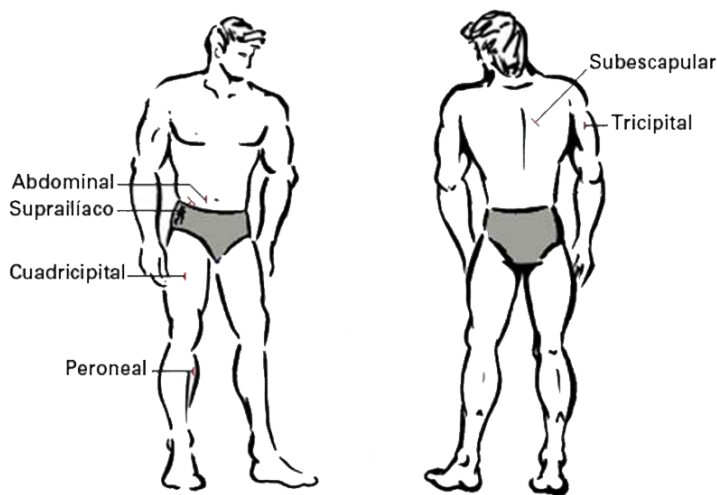


Fig. 4.2: Ubicación de los pliegues corporales.

La medición se realizó como se muestra en la Figura 4.3. Se tomaron tres mediciones de cada pliegue corporal y se promediaron.



Fig. 4.3: Medición de pliegue corporal con plicómetro.

Para calcular el porcentaje de grasa, el porcentaje de peso magro, el peso de grasa y el peso magro se utilizaron las ecuaciones 4.1, 4.2, 4.3 y 4.4, siendo la ecuación principal la ecuación de Yuhasz [12].

$$\%Graso_H = 3,64 + (0,097SP) \quad (4.1)$$

$$\%Graso_M = 4,56 + (0,146SP) \quad (4.2)$$

Donde  $\%Graso_H$  es el porcentaje graso en hombres,  $\%Graso_M$  es el porcentaje graso en mujeres y  $SP$  es la suma de los seis pliegues corporales en mm.

$$PG = \frac{PT \%Graso}{100} \quad (4.3)$$

$$PM = PT - PG \quad (4.4)$$

Donde  $PG$  es el peso graso,  $PM$  es el peso magro y  $PT$  es el peso total.

En la Tabla 4.1 se muestran los datos antropométricos de los sujetos de prueba y en la Tabla 4.2 se muestran los promedios de las mediciones de los pliegues corporales y el porcentaje de peso graso.

Tabla 4.1: Datos antropométricos de los sujetos de prueba

Sujeto de prueba	Género	Edad	Peso [kg]	Estatura [m]	Circunferencia muslo [cm]	Circunferencia pierna [cm]
1	Masculino	30	76	1.7	58	37
2	Masculino	21	60	1.67	50.5	32
3	Masculino	20	108	1.81	66.5	40.5
4	Masculino	36	93	1.85	60	39
5	Masculino	32	73	1.75	56.5	39
6	Masculino	30	65	1.74	52.5	37
7	Masculino	29	72	1.7	54.5	34
8	Masculino	30	85	1.75	64	37
9	Masculino	26	65	1.6	54	35.5
10	Femenino	30	78	1.7	67.5	35.5
11	Femenino	25	54.7	1.58	52	34
12	Femenino	33	86	1.66	61	39
13	Femenino	23	60	1.65	59	34.5
14	Femenino	25	88	1.6	70	43
15	Femenino	25	104	1.69	74.5	46.5
16	Femenino	25	52	1.56	51.5	32.5

Tabla 4.2: Datos de la medición de pliegues corporales en los sujetos de prueba

Sujeto de prueba	Abdominal [mm]	Suprailíaco [mm]	Subescapular [mm]	Tricipital [mm]	Cuadricipital [mm]	Peroneal [mm]	Porcentaje de peso magro
1	26.6	18	18	9.3	11.3	18	65.76
2	18	11	15	10.3	15.6	21.3	52.5
3	39.3	35.3	46	32	25.3	25.3	82.76
4	26	23.3	28.6	13.3	22	16	77.94
5	12.6	19	12.6	11	11.3	9.6	64.94
6	20.3	13	20	13	12.6	11	56.95
7	39	21.3	32.6	20.3	45.3	23	56.69
8	36	27.6	39.6	23.3	29.6	33.6	66.24
9	33.6	28.3	27	16.6	23	22.3	53.11
10	30.3	30.6	28.6	25.6	50.3	46	50.34
11	22.6	31.3	28	24	24	29	39.5
12	39.6	34	43.6	35	47.6	36	52.44
13	20.6	15.3	12.6	21.6	33.3	26.3	45.87
14	34.3	33.3	41.6	33	48.6	41.6	54.1
15	39.3	34.6	51.3	41.3	51	43	59.68
16	31.6	28.6	21	18.6	25.6	22	38.41

#### 4.2. Acondicionamiento del sujeto para el registro

En la segunda etapa se pidió al sujeto de prueba portar ropa cómoda para realizar actividad física que permitiera colocar los electrodos longitudinalmente en el músculo recto femoral y en el músculo gastrocnemius lateral de la pierna derecha. Se colocaron los electrodos de acuerdo a la Figura 4.4 y la Figura 4.5 establecidas por el proyecto SENIAM [30]. Para el músculo recto femoral se debe colocar al 50 % de la línea desde la espina iliaca anterior hasta la parte superior de la rótula. Para el músculo gastrocnemius lateral se debe colocar a 1/3 de la línea entre la cabeza de la fíbula y el talón. Se pidió al voluntario descubrirse la pierna para marcar las zonas donde se colocarían los electrodos, así como marcar una distancia de dos centímetros entre cada electrodo. Los electrodos utilizados fueron superficiales, desechables con gel incluido de la marca 3M de tamaño pediátrico.

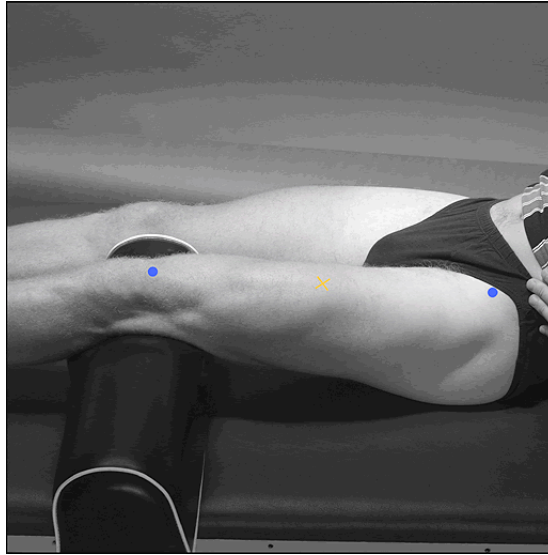


Fig. 4.4: Colocación de los electrodos en el músculo recto femoral establecido por el proyecto SENIAM. Los puntos indican las referencias anatómicas y la cruz indica donde se deben colocar los electrodos [30].

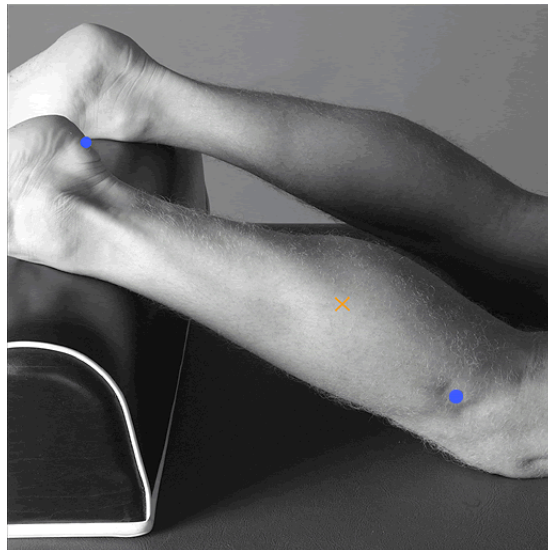


Fig. 4.5: Colocación de los electrodos en el músculo gastrocnemius lateral establecido por el proyecto SENIAM. Los puntos indican las referencias anatómicas y la cruz indica donde se deben colocar los electrodos [30].

El electrodo de referencia se colocó alrededor del tobillo, como se recomienda por el proyecto SENIAM. [30]

### 4.3. Rutina de ejercicios

Los tipos de ejercicios establecidos en el protocolo fueron una sentadilla cada cinco segundos durante dos minutos para el registro en el músculo recto femoral y un levantamiento de talones cada tres segundos durante dos minutos para el registro en el músculo gastrocnemius lateral; el sujeto de prueba inicia en bipedestación. Las contracciones en este tipo de ejercicio son dinámicas, isotónicas concéntrica y excéntricas.

En la Figura 4.6 se muestra la colocación de los electrodos en un voluntario en el músculo recto femoral y en la Figura 4.7 se muestra la colocación de los electrodos en el músculo gastrocnemius lateral del voluntario.



Fig. 4.6: Colocación de electrodos en músculo recto femoral del voluntario.

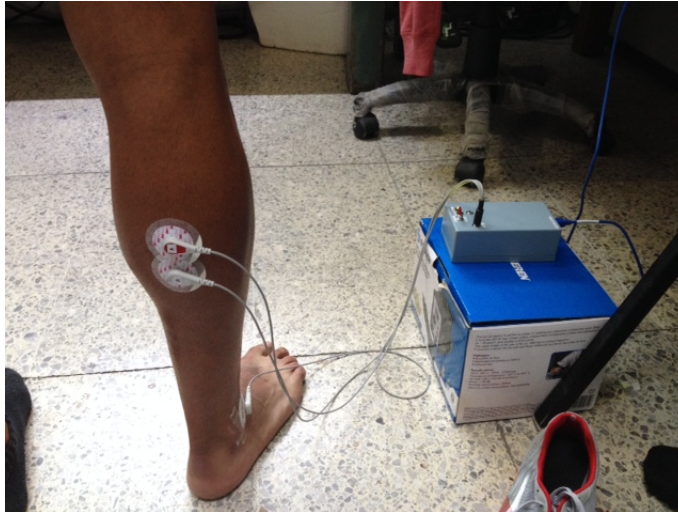


Fig. 4.7: Colocación de electrodos en músculo gastrocnemius lateral del voluntario.

#### **4.4. Evaluación subjetiva**

Después de cada ejercicio se pidió al voluntario permanecer de pie y descansar durante un minuto. Al finalizar el periodo de descanso se realizó un cuestionario, el cual fue utilizado para obtener parámetros subjetivos relativos a la fatiga con la intención de buscar una correlación con los resultados del procesamiento del SEMG. En este cuestionario se le pidió al voluntario que indicara el nivel de esfuerzo percibido durante la prueba de acuerdo a la Escala de Borg, si sintió aumento de la temperatura, ardor, dolor y/o calambres y si el tiempo de descanso le pareció suficiente. En la Tabla 4.3 se muestran las respuestas de la evaluación subjetiva.



Tabla 4.3: Respuestas de los sujetos de prueba al cuestionario realizado

Sujeto de prueba	Escala Borg [0-10]	Calor en pierna	Calor en muslo	Ardor en pierna	Ardor en muslo	Tiempo de descanso fue suficiente
1	0	No	No	No	No	Sí
2	4	Sí	Sí	No	No	Sí
3	2	Sí	Sí	No	No	Sí
4	1	Sí	Sí	No	No	Sí
5	3	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
6	2	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
7	3	Sí	No	No	No	Sí
8	4	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
9	2	No	No	Sí	No	Sí
10	3	Sí	No	Sí	No	Sí
11	4	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
12	4	Sí	Sí	No	No	Sí
13	4	No	No	Sí	No	Sí
14	4	No	No	Sí	No	Sí
15	2	No	No	No	No	Sí
16	1	No	No	No	No	Sí

## Capítulo 5

### Resultados

De acuerdo a los métodos propuestos para obtener un indicador de la fatiga muscular a través del análisis de la densidad de potencia espectral utilizando la frecuencia mediana y parámetros en el dominio del tiempo, se obtuvieron:

- El voltaje rms como descriptor en el dominio del tiempo.
- La frecuencia mediana como descriptor en el dominio de la frecuencia.

En las Figuras 5.1 y 5.2 se muestran los valores de voltaje rms normalizado promedio en el músculo recto femoral y en el músculo gastrocnemius lateral, respectivamente.

En los sujetos 1, 4, 7, 9 y 12 en su registro de SEMG del músculo recto femoral se observa un aumento en el valor rms. Por otro lado, en los sujetos 1, 2, 10, 12, 13 y 14 en su registro de SEMG del músculo gastrocnemius lateral se observa un aumento en el valor rms.

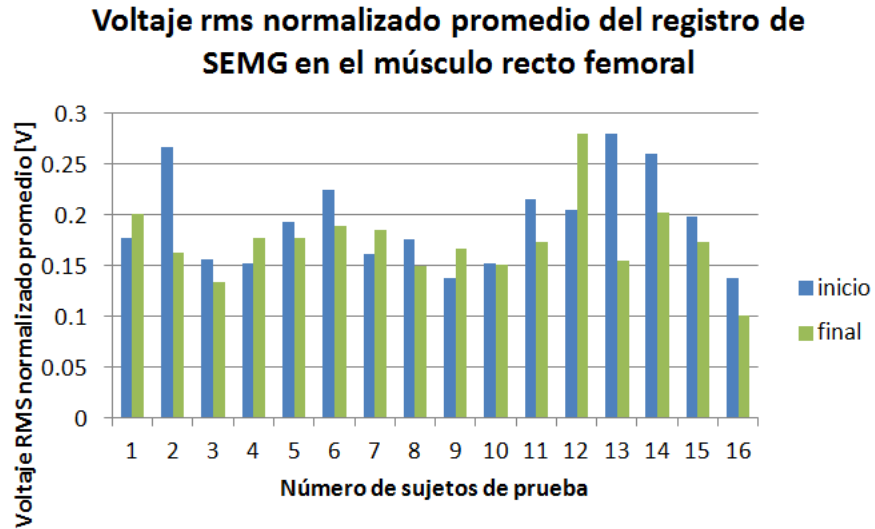


Fig. 5.1: Voltaje RMS normalizado promedio del registro de SEMG en el músculo recto femoral.

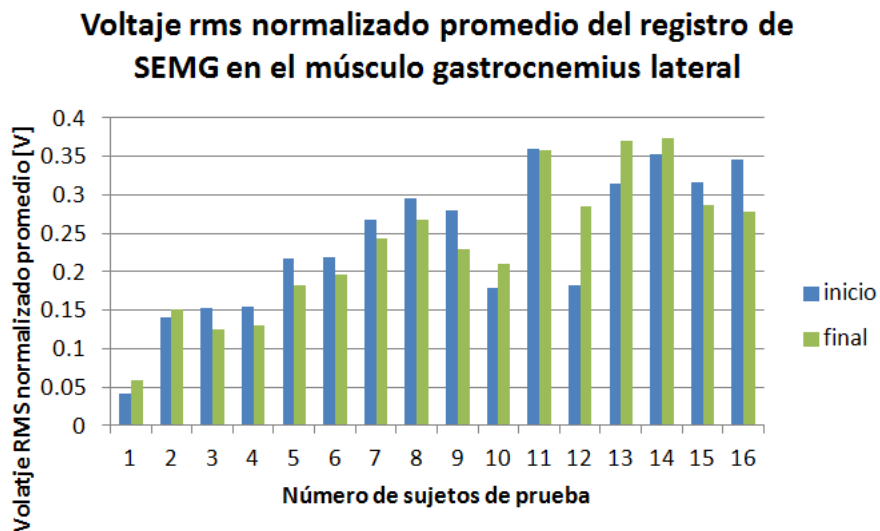


Fig. 5.2: Voltaje RMS normalizado promedio del registro de SEMG en el músculo gastrocnemius lateral.

En las Figuras 5.3 y 5.4 se presenta la frecuencia mediana en el músculo recto femoral y en el músculo gastrocnemius lateral, respectivamente; calculadas utilizando el método no paramétrico del periodograma.

**Frecuencia mediana del registro de SEMG en el  
músculo recto femoral utilizando el método no  
paramétrico del periodograma**

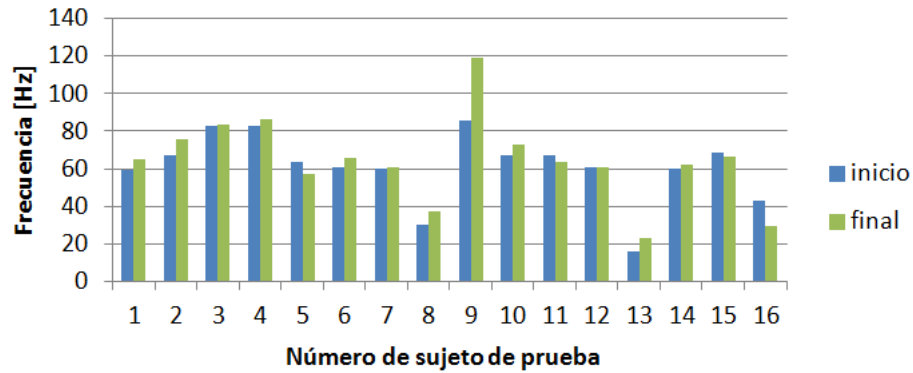


Fig. 5.3: Frecuencia mediana del registro de SEMG en el músculo recto femoral utilizando el método no paramétrico del periodograma.

**Frecuencia mediana del registro de SEMG en el  
músculo gastrocnemius lateral utilizando el  
método no paramétrico del periodograma**

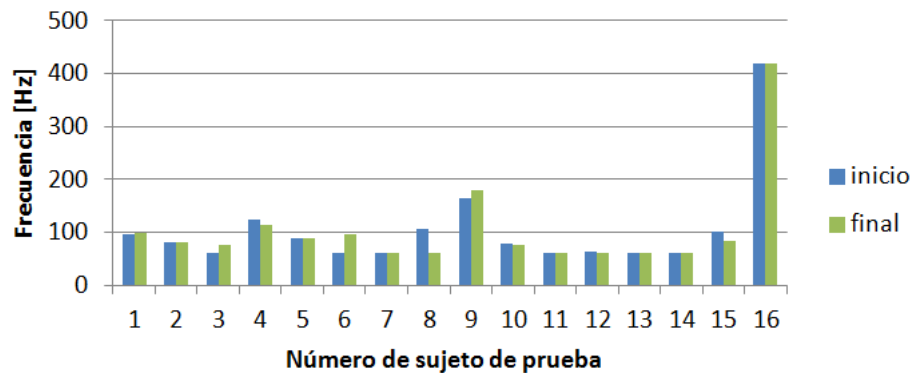


Fig. 5.4: Frecuencia mediana del registro de SEMG en el músculo gastrocnemius lateral utilizando el método no paramétrico del periodograma.

En los sujetos 5, 11, 15 y 16 en su registro de SEMG del músculo recto femoral se observa una disminución de la frecuencia mediana. Por otro lado, en los sujetos 4, 5, 7, 8, 10, 11, 12, 14, 15 y 16 en su registro de SEMG del músculo gastrocnemius lateral

se observa una disminución de la frecuencia mediana.

En las Figuras 5.5 y 5.6 se presenta la frecuencia mediana en el músculo recto femoral y en el músculo gastrocnemius lateral, respectivamente; calculadas utilizando el método no paramétrico de Welch.

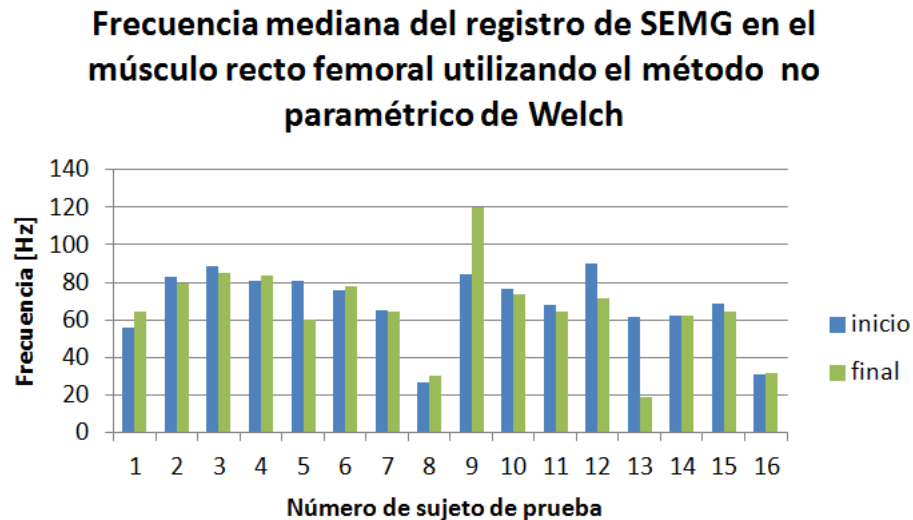


Fig. 5.5: Frecuencia mediana del registro de SEMG en el músculo recto femoral utilizando el método no paramétrico de Welch.

En los sujetos 2, 3, 5, 7, 10, 11, 12, 13, 14 y 15 en su registro de SEMG del músculo recto femoral se observa una disminución de la frecuencia mediana. Por otro lado, en los sujetos 5, 8, 10, 11, 14 y 16 en su registro de SEMG del músculo gastrocnemius lateral se observa una disminución de la frecuencia mediana.

### Frecuencia mediana del registro de SEMG en el músculo gastrocnemius lateral utilizando el método no paramétrico de Welch

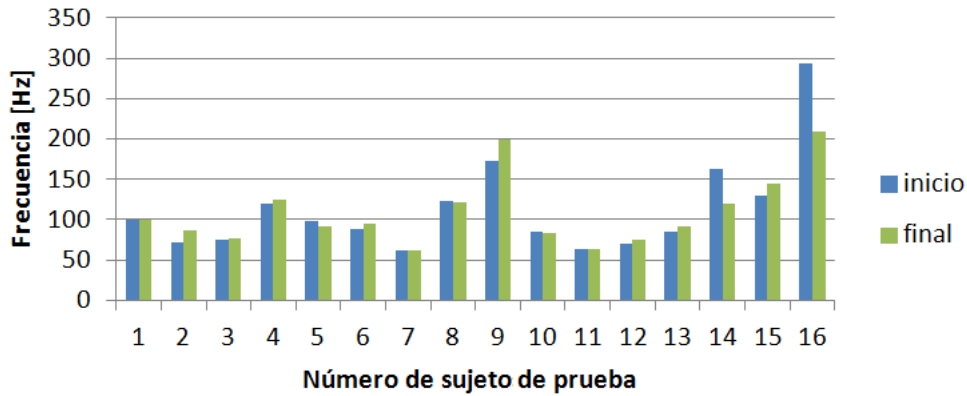


Fig. 5.6: Frecuencia mediana del registro de SEMG en el músculo gastrocnemius lateral utilizando el método no paramétrico de Welch.

La frecuencia mediana se relaciona con la presencia de fatiga muscular como se muestra en la Tabla 5.1 y en la Tabla 5.2.

Tabla 5.1: Respuestas de los sujetos de prueba en Escala de Borg y frecuencia mediana utilizando el método del periodograma

Sujeto de prueba	Escala Borg [0-10]	Frecuencia mediana inicial 1 en músculo recto femoral utilizando método de periodograma [Hz]	Frecuencia mediana final 1 en músculo recto femoral utilizando método de periodograma [Hz]	Frecuencia mediana inicial 1 en músculo gastrocnemius lateral utilizando método de periodograma [Hz]	Frecuencia mediana final 1 en músculo gastrocnemius lateral utilizando método de periodograma [Hz]
1	0	59	65	96	99
2	4	66	76	80	81
3	2	83	83	60	77
4	1	82	86	123	114
5	3	63	57	88	87
6	2	60	66	60	97
7	3	59	60	60.25	60.22
8	4	30	37	107	60
9	2	85	119	164	180
10	3	67	73	78	74
11	4	67	63	60.1	60.2
12	4	60	60	64	60
13	4	16	22	60	60
14	4	60	62	60.2	60.1
15	2	68	66	101	83
16	1	43	29	419.5	419.3

De acuerdo a la Tabla 5.1, en los sujetos 5, 11, 15 y 16 de la en el músculo recto femoral la frecuencia mediana disminuye. Por otro lado, en los sujetos 4, 5, 7, 8, 10, 11,

Tabla 5.2: Respuestas de los sujetos de prueba al cuestionario, de acuerdo a la Escala de Borg y frecuencia mediana utilizando el método de Welch

Sujeto de prueba	Escala Borg [0-10]	Frecuencia mediana inicial 2 en músculo recto femoral utilizando método de Welch [Hz]	Frecuencia mediana final 2 en músculo recto femoral utilizando método de Welch [Hz]	Frecuencia mediana inicial 2 en músculo gastrocnemius lateral utilizando método de Welch [Hz]	Frecuencia mediana final 2 en músculo gastrocnemius lateral utilizando método de Welch [Hz]
1	0	56	64	100	100
2	4	83	79	71	85
3	2	88	85	75	76
4	1	80	83	119	124
5	3	80	59	98	91
6	2	75	78	88	92
7	3	64.8	64.6	61	62
8	4	26	30	122	121
9	2	84	119	172	199
10	3	76	73	84	83
11	4	67	64	64	63
12	4	89	71	70	75
13	4	61	18	84	91
14	4	62.5	62	163	119
15	2	68	64	130	144
16	1	30	31	293	209

12, 14, 15 y 16 en el músculo gastrocnemius lateral se presentó dicho comportamiento mencionado anteriormente.

Por el contrario, en la Tabla 5.2 los sujetos 2, 3, 5, 7, 10, 11, 12, 13, 14 y 15 en el músculo recto femoral presentaron disminución en la frecuencia mediana. Por otro lado, en los sujetos 5, 8, 10, 11, 14 y 16 en el músculo gastrocnemius lateral se presentó dicho comportamiento mencionado anteriormente.

Los resultados indicaron que 10 sujetos presentaron disminución en la frecuencia mediana del registro en el músculo recto femoral, de los cuales 9 indicaron un nivel entre 3 y 4 en la Escala de Borg. Por otro lado, 5 sujetos presentaron disminución en la frecuencia mediana del registro en el músculo gastrocnemius lateral, de los cuales 4 sujetos indicaron un nivel entre 3 y 4 en la Escala de Borg.

## Capítulo 6

### Discusión

De acuerdo a lo reportado en la literatura [1], [11], [20] un aumento en el registro SEMG del valor rms en conjunto con una disminución en la frecuencia mediana indicaría la presencia de fatiga muscular cuando se realizan contracciones isométricas.

En nuestro caso, el protocolo ejecutado involucró contracciones dinámicas. En los sujetos 1, 4, 7, 9 y 12 se observó un incremento en el valor rms del registro de SEMG en el músculo recto femoral. En tanto que en los sujetos 5, 11, 15 y 16 se presentó una disminución en la frecuencia mediana, obtenida mediante el periodograma. Como se puede apreciar no hubo coincidencia en el incremento-decremento en el valor rms y la frecuencia mediana respectivamente, por lo que no se cumple el criterio reportado que indica fatiga muscular [1], [11], [20].

Por otro lado, en los sujetos 1, 4, 7, 9 y 12 se observó un incremento en el valor rms del registro de SEMG en el músculo recto femoral. Y considerando el método de Welch, en los sujetos 2, 3, 5, 7, 10, 11, 12, 13, 14 y 15 se observó una disminución en la frecuencia mediana. Sin embargo, solamente en los sujetos 7 y 12 hubo coincidencia con el criterio reportado que indica fatiga muscular [1], [11], [20].

En los sujetos 1, 2, 10, 12, 13 y 14 se observó un incremento en el valor rms del registro de SEMG en el músculo gastrocnemius lateral. En tanto que en los sujetos 4, 5, 7, 8, 10, 11, 12, 14, 15 y 16 se presentó una disminución en la frecuencia mediana, obtenida mediante el periodograma. Como se puede apreciar en los sujetos 10, 12 y



14 hubo coincidencia en el incremento-decremento en el valor rms y la frecuencia mediana respectivamente, cumpliendo el criterio reportado que indica fatiga muscular [1], [11], [20].

Por otro lado, en los sujetos 1, 2, 10, 12, 13 y 14 se observó un incremento en el valor rms del registro de SEMG en el músculo gastrocnemius lateral y considerando el método de Welch, en los sujetos 5, 8, 10, 11, 14 y 16 se observó una disminución en la frecuencia mediana. Sin embargo, solamente en los sujetos 10 y 14 hubo coincidencia con el criterio reportado que indica fatiga muscular [1], [11], [20].

La evaluación subjetiva indicó que los sujetos 2, 5, 7, 8, 10, 11, 12, 13 y 14 presentaron un nivel de 3 ó 4 en la Escala de Borg, siendo los dos valores más altos que presentaron los sujetos de prueba.

Considerando el criterio incremento-decremento de el valor rms y la frecuencia mediana, respectivamente, además de la Escala de Borg, los registros de los sujetos 7 y 12 en el músculo recto femoral y los sujetos 10, 12 y 14 en el músculo gastrocnemius lateral cumplen con el criterio de fatiga muscular.

## Capítulo 7

### Conclusiones y perspectivas

Se desarrolló un sistema de registro electromiográfico que cumple con las normas establecidas por el proyecto SENIAM [30], del programa de Salud Biomédica e Investigación (BIOMED II), el cual incorpora anualmente recomendaciones referentes al registro y procesamiento de señales electromiográficas.

El sistema final fue implementado mediante una interfaz gráfica para el registro, almacenamiento y exhibición de datos que facilita las tareas de investigación y seguimiento, de una manera intuitiva.

Se implementaron los algoritmos en Matlab para la determinación de parámetros en tiempo y frecuencia de la señal de SEMG.

Se definió un protocolo de registro de SEMG en personas sanas para determinar una relación entre manifestaciones sintomáticas de la fatiga muscular y los parámetros en tiempo y frecuencia. Sin embargo, para protocolos futuros, se pueden agregar contracciones dinámicas con un peso establecido como referencia.

Al término de este proyecto se cuenta con un sistema portátil para el registro de señales electromiográficas de superficie que permitirá más investigación acerca de los parámetros de la SEMG que relacionen la fatiga muscular con algún indicador objetivo a través del procesamiento en tiempo y frecuencia.

## Bibliografía

- [1] AL-MULLA, M.R. (KUWAIT UNIVERSITY); SEPULVEDA, F (ESSEX UNIVERSITY) y COLLEY, M (ESSEX UNIVERSITY): sEMG techniques to detect and predict localized muscle fatigue. En: Mark Schwartz (Ed.), *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function*, pp. 1–532. INTECH, 2012. ISBN 9789533077932.
- [2] BARBANY, J.R.: *Fisiología del ejercicio físico y el entrenamiento*. Paidotribo, Barcelona, segunda edición, 2006.
- [3] BARRET, KIM. E (UNIVERSITY OF CALIFORNIA); BARMAN, SUSAN M. (MICHIGAN STATE UNIVERSITY); BOITANO, SCOTT (UNIVERSITY OF ARIZONA) y BROOKS, HEDDWEN L. (UNIVERSITY OF ARIZONA): *Ganong, Fisiología Medica*. McGraw Hill, Mexico, 23 edición, 2010. ISBN 9786071503053.
- [4] BECK, TRAVIS W.; YE, XIN y WAGES, NATHAN P.: Local muscle endurance is associated with fatigue-based changes in electromyographic spectral properties, but not with conduction velocity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2015, **25(3)**, pp. 451–456. ISSN 10506411.
- [5] BOGDANIS, GREGORY C. (UNIVERSITY OF ATHENS): Effects of physical activity and inactivity on muscle fatigue. *Frontiers in Physiology*, 2012, **3(1)**, pp. 1–15. ISSN 1664042X.
- [6] CRISWELL, ELEANOR (SONOMA STATE UNIVERSITY): *Crams Introduction to Surface Electromyography*. Jones and Bartlett, Canada, 2 edición, 2011. ISBN 9780763732745.
- [7] DAY, SCOTT: Important Factors in Surface EMG Measurement. *Informe técnico*, Canada, 2002.

- [8] DE LUCA, CARLO J: The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 1997, **13**, pp. 135–163.
- [9] —: Surface Electromyography. Detection and recording, 2002.
- [10] FARINA, DARIO y MERLETTI, ROBERTO: Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000, **10**, pp. 337–349. ISSN 10506411.
- [11] GONZÁLEZ-IZAL, MIRIAM; MALANDA, ARMANDO; GOROSTIAGA, ESTEBAN y IZQUIERDO, MIKEL: Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2012, **22**, pp. 501–512. ISSN 10506411.
- [12] GRIS, GERÓNIMO MAXIMILIANO: Componentes del somatotipo y ecuaciones antropométricas. *Medicina del Deporte*, 2001, **36(137)**, pp. 5–16. ISSN 1886-6581.
- [13] GUYTON, ARTHUR C. (UNIVERSITY OF MISSISSIPPI) y HALL, JOHN E. (UNIVERSITY OF MISSISSIPPI): *Tratado de Fisiología Médica*. Elsevier, España, 11 edición, 2006. ISBN 9788481749267.
- [14] HAWKES, D.H.; ALIZADEHKHAIYAT, O.; KEMP, G.J.; A.C. FISHER; ROEBUCK, M.M. y FROSTICK, S.P.: Electromyographic assessment of muscle fatigue in massive rotator cuff tear. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2015, **25(1)**, pp. 93–99. ISSN 10506411.
- [15] HOUGLUM, PEGGY A. (DUQUESNE UNIVERSITY) y BERTOTI, DOLORES B. (ALVERNIA UNIVERSITY): *Brunnstroms Clinical Kinesiology*. DavisPlus, Philadelphia, 6 edición, 2012. ISBN 9780803623521.
- [16] KONRAD, PETER: *The ABC of EMG. A practical introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon Inc, 1 edición, 2005.
- [17] LIPPERT, LYNN S. (MOUN HOOD COMMUNITY COLLEGE): *Clinical Kinesiology and Anatomy*. F.A. Davis Company, Philadelphia, 5 edición, 2011. ISBN 9780803623637.

- [18] LÓPEZ CHICHARRO, JOSÉ (UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID) y LÓPEZ MOJARES, LUIS MIGUEL (UNIVERSIDAD EUROPEA DE MADRID): *Fisiología del ejercicio*. Panamericana, Madrid, 3 edición, 2006. ISBN 8479039833.
- [19] LUGER, TESSY; BOSCH, TIM; HOOZEMANS, MARCO; DE LOOZE, MICHIEL y VEEGER, DIRKJAN: Task variation during simulated, repetitive, low intensity work influence on manifestation of shoulder muscle fatigue, perceived discomfort and upper-body postures. *Ergonomics*, 2015, pp. 1–17. ISSN 0014-0139.
- [20] MERLETTI, ROBERTO y PARKER, PHILIP: *Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. United States of America, 2004. ISBN 0471675806.
- [21] MERLO, ANDREA y CAMPANINI, ISABELLA: Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians. *The Open Rehabilitation Journal*, 2010, **3**, pp. 98–109.
- [22] METTING VAN RIJN, A.C. (UNIVERSITY OF AMSTERDAM); PEPPER, A. (UNIVERSITY OF AMSTERDAM) y GRIMBERGEN, C.A. (UNIVERSITY OF AMSTERDAM): High-quality recording of bioelectric events. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1990, pp. 389–397.
- [23] MUSCOLINO, JOSEPH E.: *Kinesiology the skeletal system and muscle function*. Elsevier, Missouri, 2 edición, 2011. ISBN 9780323069441.
- [24] OKA, HISAO (GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES) y KONISHI, YUTO (GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES): Muscle contraction evaluation by the simultaneous measurement of MMG and EMG, 2000.
- [25] PELÁEZ, ROSA BURGOS (HOSPITAL UNIVERSITARIO DE BELLVITGE): Actualización en nutrición clínica Sarcopenia en ancianos. *Endocrinología y Nutrición*, 2006, **53(5)**, pp. 335–344. ISSN 1575-0922.
- [26] PRIVES M., LISENKOV N., BUSHKOVICH V.: *Anatomía Humana Tomo I. Generalidades Aparato Locomotor*. Editorial MIR Moscu, URSS, 1984.

- [27] RAU, GUNTER (HELMHOLTZ INSTITUTE FOR BIOMEDIZINISCHE TECHNIK); KADEFORS, ROLAND (PROJEKT LINDHOLMEN CENTER OF EDUCATION); BROMAN, HOLGER (DEPARTMENT OF APPLIED ELECTRONICS) y DE LUCA, CARLO J. (CHILDREN HOSPITAL MEDICAL CENTER): Units, terms and standards in the reporting of EMG research. *Informe técnico*, International Society of Electrophysiological Kinesiology, 1980.
- [28] ROJAS, M y MAÑANAS, M A: Electromiografía de Superficie multicanal como Herramienta no Invasiva en la Rehabilitación Neuromuscular, 2002.
- [29] SEIBT, ROBERT y SCHNEIDER, JAN: A new method for quantification of muscular force and fatigue by using surface electromyographical measurements. *BioMedical Engineering OnLine*, 2012, **11**, p. 55.
- [30] SENIAM: Electromiografía Superficial, 2015.  
<http://www.seniam.org>
- [31] SPINELLI, ENRIQUE MARIO; PALLÀS-ARENY, RAMON y MAYOSKY, MIGUEL ANGEL: AC-coupled front-end for biopotential measurements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, **50(3)**, pp. 391–395. ISSN 00189294.
- [32] TORTORA, GERARD J. (BERGEN COMUNITY COLLEGE) y DERRICKSON, BRYAN (VALENCIA COMUUNITY COLLEGE): *Principios de anatomía y fisiología*. Panamericana, México, 11 edición, 2007. ISBN 9789687988771.
- [33] U.S DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES: Selected topics in surface electromyography for use uin the occupational setting: expert perspectives. *Informe técnico*, 1992.

## Apéndice A

### Apéndice

A continuación se presenta el diseño a bloques de la interfaz diseñada utilizando Labview.

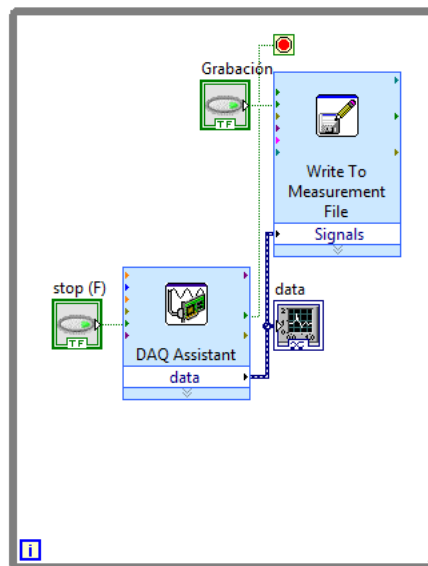


Fig. A.1: Programación a bloques de la interfaz diseñada utilizando Labview.

El código para el prototipo en Arduino Mega es el siguiente.

```
// The circuit:
// LCD RS pin to digital pin 9
// LCD Enable pin to digital pin 8
// LCD D4 pin to digital pin 5
// LCD D5 pin to digital pin 4
// LCD D6 pin to digital pin 3
// LCD D7 pin to digital pin 2
// LCD R/W pin to ground
// pushbutton pin6 y pin7
// SD card attached to SPI bus as follows:
// MOSI – pin 51
// MISO – pin 50
// CLK – pin 52
// CS – pin53

#define LOG_OUT 1 // utiliza la funcion log output
#define FHT_N 256 // 256 punto de la FFT

#include <FHT.h> //libreria para Transformada de Fourier
#include <LiquidCrystal.h> //libreria para pantalla LCD
#include <SD.h> //libreria para memoria microSD

int index = 0; //indice para funcion promedio
int total = 0; //nmero de muestras totales para funcion promedio
const int numReadings=4; //numero de muestra promediadas en funcion
    promedio
int readings[numReadings]; //vector donde se almacenan lecturas de funcion
    promedio
LiquidCrystal lcd(9, 8, 5, 4, 3, 2); //pines utilizados para LCD
int pulsador=6; //pin de push button inicio (se activa con 0)
int val=0; //valor de push button inicio
byte accent_o[8] = {B00010, B00100, B00000, B01110, B10001, B10001, B10001,
    B01110}; //caracter o con acento guardado en memoria
long int tiempo, inicio; //variable para contar el tiempo transcurrido
```



```

    desde que el push button inicio es activado
char nombrefichero[12]; //extension nombre de archivo en memoria SD
int p=1; //variable para nombre de archivo creado en la microSD, comienza
    en P1
int exist=LOW; //variable para detectar microSD
File dataFile; //variables del archivo en la microSD
String dataString = ""; //variable para escribir datos en la microSD
String dataString1 = "";
String dataString2 = "";
int buff[FHT_N/2]; //variable que almacena valor de la FFT
byte sensorVal[FHT_N/2]; //variable que almacena valor de ADC
int sensorA=0; //indica que se lee canal analogico 0
int mi, miu=0,mid=0; //variable para minutos, decenas y centenas
int s, su=0,sd=0; //variable para segundos, decenas y centenas
int h, hu=0,hd=0; //variable para horas, decenas y centenas
long int suma = 0; //variable para suma total de promedio
int prom = 0; //variable almacena promedio
String average= "";
int aa= 0;

void setup() {

    ADCSRA = 0xe5; // configura ADC en free running mode
    ADMUX = 0x40; // indica que se utiliza adc0
    DIDR0 = 0x01; // desactiva la entrada digital para el adc0

    lcd.createChar(0, accent_o); //almacena caracter o con acento para
        llamarlo con nombre 0
    lcd.begin(16, 2); //LCD es de 16 columnas por 2 filas
    pinMode(6, INPUT_PULLUP); //el pin 6 es de entrada, push button inicio
    pinMode(53, OUTPUT); //el pin 53 es salida, memoria microSD
    if (!SD.begin(53)) //detecta memoria microSD en la ranura el modulo
    {
        lcd.setCursor(4,0); //establece cursor que indica que no hay memoria
        lcd.print("No_hay");
        lcd.setCursor(2,1);
    }
}

```

```

    lcd.print("Memoria_SD");
}
else
{
    lcd.clear(); //limpia la LCD y comienza mensaje de bienvenida si
                //existe memoria en la ranura
    lcd.setCursor(1, 0); //establece cursor
    lcd.print("CINVESTAV-IPN"); //Imprimimos CINVESTAV-IPN
    lcd.setCursor(1,1);
    lcd.print("Bioelectr");
    lcd.write(byte(0)); //imprimimos caracter de 0 con acento
    lcd.print("nica");
}
}

```

```

void loop() {

    val=digitalRead(pulsador); //se toma valor del push button inicio
    inicio=millis();

    while(val==LOW) { // si se presiona el push button inicio
        lcd.clear(); //limpia la LCD

        tiempo=millis()-inicio; //comienza a tomar el tiempo

        h=((tiempo/1000)/60)/60)%24; //Calculamos las horas
        hu=h%10; //Descomponemos las horas y sacamos el valor de las unidades
        hd=(h-hu)/10; //Descomponemos las horas y sacamos el valor de las
                    //decenas

        mi=((tiempo/1000)/60)%60; //Calculamos los minutos
        miu=mi%10; //Descomponemos los minutos y sacamos el valor de las
                    //unidades
        mid=(mi-miu)/10; //Descomponemos los minutos y sacamos el valor de las
                    //decenas
    }
}

```

```

s=(tiempo/1000)%60; //Calculamos los segundos
su=s%10; //Descomponemos los segundos y sacamos el valor de las
    unidades
sd=(s-su)/10; //Descomponemos los segundos y sacamos el valor de las
    decenas

    lcd.setCursor(4, 0); //Ponemos el cursor en la linea 2
        y el caracter 5
    lcd.print(hd);
    lcd.print(hu);
    lcd.setCursor(6, 0);
    lcd.print(":");
    lcd.print(mid);
    lcd.print(miu);
    lcd.setCursor(9, 0);
    lcd.print(":");
    lcd.print(sd);
    lcd.print(su);

cli(); // interrupcion UDRE
for (int i = 0 ; i < FHT_N ; i++) { // 256 muestras
    while(!(ADCSRA & 0x10)); // espera a que adc este listo
    ADCSRA = 0xf5; // reinicia el adc
    byte m = ADCL; // toma datos de adc, nibble alto , nibble bajo
    byte j = ADCH;
    int k = (j << 8) | m; // transforma variable a tipo int
    k -= 0x0200; // transforma variable en int con signo
    k <<= 6; // transforma variable en 16 bits int con signo
    fht_input[i] = k; // toma datos de reales (imaginario no) en arreglo
}
fht_window(); // ventanea los datos para mejor respuesta en frecuencia
fht_reorder(); // reordena los datos antes de comenzar la FFT
fht_run(); // procesa los datos en la FFT
fht_mag_log(); // toma la salida de la FFT

```

```

sei();

lcd.setCursor(7,1); //establece curso para desplegar informacion de FFT
    en la LCD
lcd.print("Fp="); //frecuencia
for (byte n = 0 ; n < FHT_N/2 ; n++) { //muestra datos en lcd
buff[n]=fht_log_out[n]; //almacena datos de frecuencia para despues
    guardarlos en microSD

}

Save_and_write(); //guarda arreglo de datos de frecuencia en microSD

} //end while

} //end void

//*****//
int Save_and_write(){

//MEMORIA SD

    for (int n = 0 ; n < 128 ; n++) { //guarda datos del buffer de
        frecuencias
        suma += buff[n];

    }
    prom = suma/128;
    lcd.setCursor(10,1);
    lcd.print(prom);

    dataString1 += String(hd); //guarda tiempo hora, minutos y segundos
        en microSD
    dataString1 += String(hu);
    dataString1 += ",";

```

```

    dataString1 += String(mid);
    dataString1 += String(miu);
    dataString1 += ",";
    dataString1 += String(sd);
    dataString1 += String(su);

    dataString += String(prom); //guarda el promedio
    dataString += ",";
    suma=0;

while(exist==LOW) //si existe memoria micro SD en ranura
{
    sprintf(nombrefichero, "P%d.txt",p); //crear nombre de archivo

    if (SD.exists(nombrefichero)) //si existe fichero con ese nombre,
        incrementar a P2,P3...
    {
        p=p+1;
    }
    else
    {
        exist=HIGH;
    }
}

    dataFile = SD.open(nombrefichero, FILE_WRITE); //abre el archivo creado

if (dataFile) //una vez creado el archivo y abierto
{
    dataFile.println(dataString); //escribe datos requeridos
    dataFile.println(dataString1);

    dataFile.close(); //cierra fichero
}
else
{

```

```
    if(!SD.begin(53)) //detecta memoria microSD en la ranura el modulo
    {
        lcd.setCursor(4,0); //establece cursor que indica que no hay memoria
        lcd.print("No hay");
        lcd.setCursor(2,1);
        lcd.print("Memoria SD");
    }
    else
    {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(1,0);
        lcd.print("Error.txt"); //notifica en LCD si se presento algun error
        al cerrar o guardar datos en el fichero
    }
}
}
```

El código en Matlab utilizado para el procesamiento de la señal electromiográfica se muestra a continuación.

El siguiente código se utilizó para el indicador en el dominio del tiempo.

```
close all ;  
clear all ;  
clc ;  
%%MUSLO (recto femoral)  
load Time_Sig_3  
load Time_Sig_6  
load Time_Sig_10  
load Time_Sig_14  
load Time_Sig_18  
load Time_Sig_24  
load Time_Sig_28  
load Time_Sig_32  
load Time_Sig_39  
load Time_Sig_54  
load Time_Sig_60  
load Time_Sig_84  
load Time_Sig_88  
load Time_Sig_94  
load Time_Sig_98  
load Time_Sig_104  
%%PIERNA (gastrocnemius lateral)  
load Time_Sig_4  
load Time_Sig_7  
load Time_Sig_12  
load Time_Sig_16  
load Time_Sig_19  
load Time_Sig_25  
load Time_Sig_30  
load Time_Sig_36  
load Time_Sig_58  
load Time_Sig_56
```

```
load Time_Sig_62
load Time_Sig_86
load Time_Sig_90
load Time_Sig_96
load Time_Sig_101
load Time_Sig_106
y3=Time_Sig_3(:,2);
y4=Time_Sig_4(:,2);
y6=Time_Sig_6(:,2);
y7=Time_Sig_7(:,2);
y10=Time_Sig_10(:,2);
y12=Time_Sig_12(:,2);
y14=Time_Sig_14(:,2);
y16=Time_Sig_16(:,2);
y18=Time_Sig_18(:,2);
y19=Time_Sig_19(:,2);
y24=Time_Sig_24(:,2);
y25=Time_Sig_25(:,2);
y28=Time_Sig_28(:,2);
y30=Time_Sig_30(:,2);
y32=Time_Sig_32(:,2);
y36=Time_Sig_36(:,2);
y39=Time_Sig_39(:,2);
y58=Time_Sig_58(:,2);
y54=Time_Sig_54(:,2);
y56=Time_Sig_56(:,2);
y60=Time_Sig_60(:,2);
y62=Time_Sig_62(:,2);
y84=Time_Sig_84(:,2);
y86=Time_Sig_86(:,2);
y88=Time_Sig_88(:,2);
y90=Time_Sig_90(:,2);
y94=Time_Sig_94(:,2);
y96=Time_Sig_96(:,2);
y98=Time_Sig_98(:,2);
y101=Time_Sig_101(:,2);
```



```

y104=Time_Sig_104 (:,2) ;
y106=Time_Sig_106 (:,2) ;
%recortando el tiempo de descanso de la senal
y_sig_3=Time_Sig_3(1:124001,2) ;
y_sig_4=Time_Sig_4(1:124001,2) ;
y_sig_6=Time_Sig_6(1:124001,2) ;
y_sig_7=Time_Sig_7(1:121001,2) ;
y_sig_10=Time_Sig_10(1:122001,2) ;
y_sig_12=Time_Sig_12(1:123001,2) ;
y_sig_14=Time_Sig_14(1:123001,2) ;
y_sig_16=Time_Sig_16(1:122001,2) ;
y_sig_18=Time_Sig_18(1:123001,2) ;
y_sig_19=Time_Sig_19(1:122001,2) ;
y_sig_24=Time_Sig_24(1:131001,2) ;
y_sig_25=Time_Sig_25(1:124001,2) ;
y_sig_28=Time_Sig_28(1:124001,2) ;
y_sig_30=Time_Sig_30(1:121001,2) ;
y_sig_32=Time_Sig_32(1:124001,2) ;
y_sig_36=Time_Sig_36(1:124001,2) ;
y_sig_39=Time_Sig_39(1:123001,2) ;
y_sig_58=Time_Sig_58(1:123001,2) ;
y_sig_54=Time_Sig_54(1:124001,2) ;
y_sig_56=Time_Sig_56(1:124001,2) ;
y_sig_60=Time_Sig_60(1:122001,2) ;
y_sig_62=Time_Sig_62(1:122001,2) ;
y_sig_84=Time_Sig_84(1:124001,2) ;
y_sig_86=Time_Sig_86(1:128001,2) ;
y_sig_88=Time_Sig_88(1:128001,2) ;
y_sig_90=Time_Sig_90(1:128001,2) ;
y_sig_94=Time_Sig_94(1:124001,2) ;
y_sig_96=Time_Sig_96(1:126001,2) ;
y_sig_98=Time_Sig_98(1:87980,2) ;
y_sig_101=Time_Sig_101(1:124001,2) ;
y_sig_104=Time_Sig_104(1:124001,2) ;
y_sig_106=Time_Sig_106(1:124001,2) ;
%%%%%%%%%%

```

```

%FILTRO
Fs = 1000;
fsHalf=Fs/2;
w1=58/fsHalf;
w2=61/fsHalf;
w3=118/fsHalf;
w4=121/fsHalf;
w5=178/fsHalf;
w6=181/fsHalf;
w7=238/fsHalf;
w8=241/fsHalf;
w9=298/fsHalf;
w10=301/fsHalf;
Wn=[w1 w2 w3 w4 w5 w6 w7 w8 w9 w10];
stop60=fir1(800,Wn,'stop');

y_sig_3F=filter(stop60,1,y_sig_3);
y_sig_4F=filter(stop60,1,y_sig_4);
y_sig_6F=filter(stop60,1,y_sig_6);
y_sig_7F=filter(stop60,1,y_sig_7);
y_sig_10F=filter(stop60,1,y_sig_10);
y_sig_12F=filter(stop60,1,y_sig_12);
y_sig_14F=filter(stop60,1,y_sig_14);
y_sig_16F=filter(stop60,1,y_sig_16);
y_sig_18F=filter(stop60,1,y_sig_18);
y_sig_19F=filter(stop60,1,y_sig_19);
y_sig_24F=filter(stop60,1,y_sig_24);
y_sig_25F=filter(stop60,1,y_sig_25);
y_sig_28F=filter(stop60,1,y_sig_28);
y_sig_30F=filter(stop60,1,y_sig_30);
y_sig_32F=filter(stop60,1,y_sig_32);
y_sig_36F=filter(stop60,1,y_sig_36);
y_sig_39F=filter(stop60,1,y_sig_39);
y_sig_58F=filter(stop60,1,y_sig_58);
y_sig_54F=filter(stop60,1,y_sig_54);
y_sig_56F=filter(stop60,1,y_sig_56);

```



y\_sig\_12F\_2=y\_sig\_12F(55000:71000);  
y\_sig\_12F\_3=y\_sig\_12F(11000:123000);

y\_sig\_14F\_1=y\_sig\_14F(5000:28000);  
y\_sig\_14F\_2=y\_sig\_14F(49000:74000);  
y\_sig\_14F\_3=y\_sig\_14F(99000:123000);

y\_sig\_16F\_1=y\_sig\_16F(3500:17000);  
y\_sig\_16F\_2=y\_sig\_16F(54000:68000);  
y\_sig\_16F\_3=y\_sig\_16F(10800:122000);

y\_sig\_18F\_1=y\_sig\_18F(5400:28000);  
y\_sig\_18F\_2=y\_sig\_18F(49000:72000);  
y\_sig\_18F\_3=y\_sig\_18F(99000:123000);

y\_sig\_19F\_1=y\_sig\_19F(3200:16700);  
y\_sig\_19F\_2=y\_sig\_19F(52000:66000);  
y\_sig\_19F\_3=y\_sig\_19F(110000:122000);

y\_sig\_24F\_1=y\_sig\_24F(7000:30000);  
y\_sig\_24F\_2=y\_sig\_24F(56000:80000);  
y\_sig\_24F\_3=y\_sig\_24F(106000:130000);

y\_sig\_25F\_1=y\_sig\_25F(3200:17000);  
y\_sig\_25F\_2=y\_sig\_25F(48000:62000);  
y\_sig\_25F\_3=y\_sig\_25F(108000:122000);

y\_sig\_28F\_1=y\_sig\_28F(5000:26500);  
y\_sig\_28F\_2=y\_sig\_28F(49000:71600);  
y\_sig\_28F\_3=y\_sig\_28F(99000:122000);

y\_sig\_30F\_1=y\_sig\_30F(400:13400);  
y\_sig\_30F\_2=y\_sig\_30F(50500:64000);  
y\_sig\_30F\_3=y\_sig\_30F(104000:118000);

y\_sig\_32F\_1=y\_sig\_32F(4400:28000);

y\_sig\_32F\_2=y\_sig\_32F(49000:73000);  
y\_sig\_32F\_3=y\_sig\_32F(100000:122000);

y\_sig\_36F\_1=y\_sig\_36F(2700:16000);  
y\_sig\_36F\_2=y\_sig\_36F(54000:67000);  
y\_sig\_36F\_3=y\_sig\_36F(107000:121000);

y\_sig\_39F\_1=y\_sig\_39F(4900:27800);  
y\_sig\_39F\_2=y\_sig\_39F(50000:73000);  
y\_sig\_39F\_3=y\_sig\_39F(100000:122000);

y\_sig\_58F\_1=y\_sig\_58F(4000:18000);  
y\_sig\_58F\_2=y\_sig\_58F(55000:68800);  
y\_sig\_58F\_3=y\_sig\_58F(108000:122000);

y\_sig\_54F\_1=y\_sig\_54F(5000:28500);  
y\_sig\_54F\_2=y\_sig\_54F(50000:73000);  
y\_sig\_54F\_3=y\_sig\_54F(100000:123000);

y\_sig\_56F\_1=y\_sig\_56F(3000:16600);  
y\_sig\_56F\_2=y\_sig\_56F(53000:68000);  
y\_sig\_56F\_3=y\_sig\_56F(108000:122000);

y\_sig\_60F\_1=y\_sig\_60F(4600:28000);  
y\_sig\_60F\_2=y\_sig\_60F(50000:73000);  
y\_sig\_60F\_3=y\_sig\_60F(99000:122000);

y\_sig\_62F\_1=y\_sig\_62F(3100:19800);  
y\_sig\_62F\_2=y\_sig\_62F(53000:67000);  
y\_sig\_62F\_3=y\_sig\_62F(108000:122000);

y\_sig\_84F\_1=y\_sig\_84F(5200:28000);  
y\_sig\_84F\_2=y\_sig\_84F(50000:73700);  
y\_sig\_84F\_3=y\_sig\_84F(100000:123000);

y\_sig\_86F\_1=y\_sig\_86F(3700:17000);

y\_sig\_86F\_2=y\_sig\_86F(54000:68000);  
y\_sig\_86F\_3=y\_sig\_86F(108000:122000);

y\_sig\_88F\_1=y\_sig\_88F(5500:28000);  
y\_sig\_88F\_2=y\_sig\_88F(47000:77000);  
y\_sig\_88F\_3=y\_sig\_88F(102700:128000);

y\_sig\_90F\_1=y\_sig\_90F(5000:18000);  
y\_sig\_90F\_2=y\_sig\_90F(32000:45000);  
y\_sig\_90F\_3=y\_sig\_90F(109000:123000);

y\_sig\_94F\_1=y\_sig\_94F(6400:29000);  
y\_sig\_94F\_2=y\_sig\_94F(50000:73000);  
y\_sig\_94F\_3=y\_sig\_94F(95000:120000);

y\_sig\_96F\_1=y\_sig\_96F(3900:16000);  
y\_sig\_96F\_2=y\_sig\_96F(54000:68800);  
y\_sig\_96F\_3=y\_sig\_96F(108000:123000);

y\_sig\_98F\_1=y\_sig\_98F(5400:28000);  
y\_sig\_98F\_2=y\_sig\_98F(35000:58000);  
y\_sig\_98F\_3=y\_sig\_98F(65000:87000);

y\_sig\_101F\_1=y\_sig\_101F(3500:17000);  
y\_sig\_101F\_2=y\_sig\_101F(54000:68000);  
y\_sig\_101F\_3=y\_sig\_101F(108000:123000);

y\_sig\_104F\_1=y\_sig\_104F(5000:28000);  
y\_sig\_104F\_2=y\_sig\_104F(50000:68000);  
y\_sig\_104F\_3=y\_sig\_104F(100000:123000);

y\_sig\_106F\_1=y\_sig\_106F(3500:17000);  
y\_sig\_106F\_2=y\_sig\_106F(54000:68000);  
y\_sig\_106F\_3=y\_sig\_106F(108000:123000);

%%%%%%%%%

```

%rectificado
y_sig_3F_1_R=abs(y_sig_3F_1);
y_sig_3F_2_R=abs(y_sig_3F_2);
y_sig_3F_3_R=abs(y_sig_3F_3);

y_sig_4F_1_R=abs(y_sig_4F_1);
y_sig_4F_2_R=abs(y_sig_4F_2);
y_sig_4F_3_R=abs(y_sig_4F_3);

y_sig_6F_1_R=abs(y_sig_6F_1);
y_sig_6F_2_R=abs(y_sig_6F_2);
y_sig_6F_3_R=abs(y_sig_6F_3);

y_sig_7F_1_R=abs(y_sig_7F_1);
y_sig_7F_2_R=abs(y_sig_7F_2);
y_sig_7F_3_R=abs(y_sig_7F_3);

y_sig_10F_1_R=abs(y_sig_10F_1);
y_sig_10F_2_R=abs(y_sig_10F_2);
y_sig_10F_3_R=abs(y_sig_10F_3);

y_sig_12F_1_R=abs(y_sig_12F_1);
y_sig_12F_2_R=abs(y_sig_12F_2);
y_sig_12F_3_R=abs(y_sig_12F_3);

y_sig_14F_1_R=abs(y_sig_14F_1);
y_sig_14F_2_R=abs(y_sig_14F_2);
y_sig_14F_3_R=abs(y_sig_14F_3);

y_sig_16F_1_R=abs(y_sig_16F_1);
y_sig_16F_2_R=abs(y_sig_16F_2);
y_sig_16F_3_R=abs(y_sig_16F_3);

y_sig_18F_1_R=abs(y_sig_18F_1);
y_sig_18F_2_R=abs(y_sig_18F_2);
y_sig_18F_3_R=abs(y_sig_18F_3);

```

$y_{\text{sig\_19F\_1\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_19F\_1}});$   
 $y_{\text{sig\_19F\_2\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_19F\_2}});$   
 $y_{\text{sig\_19F\_3\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_19F\_3}});$

$y_{\text{sig\_24F\_1\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_24F\_1}});$   
 $y_{\text{sig\_24F\_2\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_24F\_2}});$   
 $y_{\text{sig\_24F\_3\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_24F\_3}});$

$y_{\text{sig\_25F\_1\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_25F\_1}});$   
 $y_{\text{sig\_25F\_2\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_25F\_2}});$   
 $y_{\text{sig\_25F\_3\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_25F\_3}});$

$y_{\text{sig\_28F\_1\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_28F\_1}});$   
 $y_{\text{sig\_28F\_2\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_28F\_2}});$   
 $y_{\text{sig\_28F\_3\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_28F\_3}});$

$y_{\text{sig\_30F\_1\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_30F\_1}});$   
 $y_{\text{sig\_30F\_2\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_30F\_2}});$   
 $y_{\text{sig\_30F\_3\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_30F\_3}});$

$y_{\text{sig\_32F\_1\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_32F\_1}});$   
 $y_{\text{sig\_32F\_2\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_32F\_2}});$   
 $y_{\text{sig\_32F\_3\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_32F\_3}});$

$y_{\text{sig\_36F\_1\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_36F\_1}});$   
 $y_{\text{sig\_36F\_2\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_36F\_2}});$   
 $y_{\text{sig\_36F\_3\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_36F\_3}});$

$y_{\text{sig\_39F\_1\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_39F\_1}});$   
 $y_{\text{sig\_39F\_2\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_39F\_2}});$   
 $y_{\text{sig\_39F\_3\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_39F\_3}});$

$y_{\text{sig\_58F\_1\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_58F\_1}});$   
 $y_{\text{sig\_58F\_2\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_58F\_2}});$   
 $y_{\text{sig\_58F\_3\_R}} = \text{abs}(y_{\text{sig\_58F\_3}});$



y\_sig\_54F\_1\_R=**abs**(y\_sig\_54F\_1);  
y\_sig\_54F\_2\_R=**abs**(y\_sig\_54F\_2);  
y\_sig\_54F\_3\_R=**abs**(y\_sig\_54F\_3);

y\_sig\_56F\_1\_R=**abs**(y\_sig\_56F\_1);  
y\_sig\_56F\_2\_R=**abs**(y\_sig\_56F\_2);  
y\_sig\_56F\_3\_R=**abs**(y\_sig\_56F\_3);

y\_sig\_60F\_1\_R=**abs**(y\_sig\_60F\_1);  
y\_sig\_60F\_2\_R=**abs**(y\_sig\_60F\_2);  
y\_sig\_60F\_3\_R=**abs**(y\_sig\_60F\_3);

y\_sig\_62F\_1\_R=**abs**(y\_sig\_62F\_1);  
y\_sig\_62F\_2\_R=**abs**(y\_sig\_62F\_2);  
y\_sig\_62F\_3\_R=**abs**(y\_sig\_62F\_3);

y\_sig\_84F\_1\_R=**abs**(y\_sig\_84F\_1);  
y\_sig\_84F\_2\_R=**abs**(y\_sig\_84F\_2);  
y\_sig\_84F\_3\_R=**abs**(y\_sig\_84F\_3);

y\_sig\_86F\_1\_R=**abs**(y\_sig\_86F\_1);  
y\_sig\_86F\_2\_R=**abs**(y\_sig\_86F\_2);  
y\_sig\_86F\_3\_R=**abs**(y\_sig\_86F\_3);

y\_sig\_88F\_1\_R=**abs**(y\_sig\_88F\_1);  
y\_sig\_88F\_2\_R=**abs**(y\_sig\_88F\_2);  
y\_sig\_88F\_3\_R=**abs**(y\_sig\_88F\_3);

y\_sig\_90F\_1\_R=**abs**(y\_sig\_90F\_1);  
y\_sig\_90F\_2\_R=**abs**(y\_sig\_90F\_2);  
y\_sig\_90F\_3\_R=**abs**(y\_sig\_90F\_3);

y\_sig\_94F\_1\_R=**abs**(y\_sig\_94F\_1);  
y\_sig\_94F\_2\_R=**abs**(y\_sig\_94F\_2);  
y\_sig\_94F\_3\_R=**abs**(y\_sig\_94F\_3);

```
y_sig_96F_1_R=abs(y_sig_96F_1);
y_sig_96F_2_R=abs(y_sig_96F_2);
y_sig_96F_3_R=abs(y_sig_96F_3);
```

```
y_sig_98F_1_R=abs(y_sig_98F_1);
y_sig_98F_2_R=abs(y_sig_98F_2);
y_sig_98F_3_R=abs(y_sig_98F_3);
```

```
y_sig_101F_1_R=abs(y_sig_101F_1);
y_sig_101F_2_R=abs(y_sig_101F_2);
y_sig_101F_3_R=abs(y_sig_101F_3);
```

```
y_sig_104F_1_R=abs(y_sig_104F_1);
y_sig_104F_2_R=abs(y_sig_104F_2);
y_sig_104F_3_R=abs(y_sig_104F_3);
```

```
y_sig_106F_1_R=abs(y_sig_106F_1);
y_sig_106F_2_R=abs(y_sig_106F_2);
y_sig_106F_3_R=abs(y_sig_106F_3);
```

```
%%%%%%%%%%
%normalizado de la rectificacion
```

```
y_sig_3F_1_R_N=zeros(length(y_sig_3F_1),1);
y_sig_3F_2_R_N=zeros(length(y_sig_3F_2),1);
y_sig_3F_3_R_N=zeros(length(y_sig_3F_3),1);
y_l_3_1=length(y_sig_3F_1_R);
y_l_3_2=length(y_sig_3F_2_R);
y_l_3_3=length(y_sig_3F_3_R);
y_max_3_1=max(y_sig_3F_1_R);
y_max_3_2=max(y_sig_3F_2_R);
y_max_3_3=max(y_sig_3F_3_R);
for i=1:y_l_3_1
    y_sig_3F_1_R_N(i,1)=y_sig_3F_1_R(i,1)/y_max_3_1;
end
```

```

for i=1:y_l_3_2
    y_sig_3F_2_R_N(i,1)=y_sig_3F_2_R(i,1)/y_max_3_2;
end
for i=1:y_l_3_3
    y_sig_3F_3_R_N(i,1)=y_sig_3F_3_R(i,1)/y_max_3_3;
end

```

```

y_sig_4F_1_R_N=zeros(length(y_sig_4F_1),1);
y_sig_4F_2_R_N=zeros(length(y_sig_4F_2),1);
y_sig_4F_3_R_N=zeros(length(y_sig_4F_3),1);
y_l_4_1=length(y_sig_4F_1_R);
y_l_4_2=length(y_sig_4F_2_R);
y_l_4_3=length(y_sig_4F_3_R);
y_max_4_1=max(y_sig_4F_1_R);
y_max_4_2=max(y_sig_4F_2_R);
y_max_4_3=max(y_sig_4F_3_R);
for i=1:y_l_4_1
    y_sig_4F_1_R_N(i,1)=y_sig_4F_1_R(i,1)/y_max_4_1;
end
for i=1:y_l_4_2
    y_sig_4F_2_R_N(i,1)=y_sig_4F_2_R(i,1)/y_max_4_2;
end
for i=1:y_l_4_3
    y_sig_4F_3_R_N(i,1)=y_sig_4F_3_R(i,1)/y_max_4_3;
end

```

```

y_sig_6F_1_R_N=zeros(length(y_sig_6F_1),1);
y_sig_6F_2_R_N=zeros(length(y_sig_6F_2),1);
y_sig_6F_3_R_N=zeros(length(y_sig_6F_3),1);
y_l_6_1=length(y_sig_6F_1_R);
y_l_6_2=length(y_sig_6F_2_R);
y_l_6_3=length(y_sig_6F_3_R);
y_max_6_1=max(y_sig_6F_1_R);
y_max_6_2=max(y_sig_6F_2_R);
y_max_6_3=max(y_sig_6F_3_R);
for i=1:y_l_6_1

```

```

        y_sig_6F_1_R_N(i,1)=y_sig_6F_1_R(i,1)/y_max_6_1;
    end
    for i=1:y_l_6_2
        y_sig_6F_2_R_N(i,1)=y_sig_6F_2_R(i,1)/y_max_6_2;
    end
    for i=1:y_l_6_3
        y_sig_6F_3_R_N(i,1)=y_sig_6F_3_R(i,1)/y_max_6_3;
    end

```

```

y_sig_7F_1_R_N=zeros(length(y_sig_7F_1),1);
y_sig_7F_2_R_N=zeros(length(y_sig_7F_2),1);
y_sig_7F_3_R_N=zeros(length(y_sig_7F_3),1);
y_l_7_1=length(y_sig_7F_1_R);
y_l_7_2=length(y_sig_7F_2_R);
y_l_7_3=length(y_sig_7F_3_R);
y_max_7_1=max(y_sig_7F_1_R);
y_max_7_2=max(y_sig_7F_2_R);
y_max_7_3=max(y_sig_7F_3_R);
    for i=1:y_l_7_1
        y_sig_7F_1_R_N(i,1)=y_sig_7F_1_R(i,1)/y_max_7_1;
    end
    for i=1:y_l_7_2
        y_sig_7F_2_R_N(i,1)=y_sig_7F_2_R(i,1)/y_max_7_2;
    end
    for i=1:y_l_7_3
        y_sig_7F_3_R_N(i,1)=y_sig_7F_3_R(i,1)/y_max_7_3;
    end

```

```

y_sig_10F_1_R_N=zeros(length(y_sig_10F_1),1);
y_sig_10F_2_R_N=zeros(length(y_sig_10F_2),1);
y_sig_10F_3_R_N=zeros(length(y_sig_10F_3),1);
y_l_10_1=length(y_sig_10F_1_R);
y_l_10_2=length(y_sig_10F_2_R);
y_l_10_3=length(y_sig_10F_3_R);
y_max_10_1=max(y_sig_10F_1_R);
y_max_10_2=max(y_sig_10F_2_R);

```

```

y_max_10_3=max(y_sig_10F_3_R);
for i=1:y_l_10_1
    y_sig_10F_1_R_N(i,1)=y_sig_10F_1_R(i,1)/y_max_10_1;
end
for i=1:y_l_10_2
    y_sig_10F_2_R_N(i,1)=y_sig_10F_2_R(i,1)/y_max_10_2;
end
for i=1:y_l_10_3
    y_sig_10F_3_R_N(i,1)=y_sig_10F_3_R(i,1)/y_max_10_3;
end

```

```

y_sig_12F_1_R_N=zeros(length(y_sig_12F_1),1);
y_sig_12F_2_R_N=zeros(length(y_sig_12F_2),1);
y_sig_12F_3_R_N=zeros(length(y_sig_12F_3),1);
y_l_12_1=length(y_sig_12F_1_R);
y_l_12_2=length(y_sig_12F_2_R);
y_l_12_3=length(y_sig_12F_3_R);
y_max_12_1=max(y_sig_12F_1_R);
y_max_12_2=max(y_sig_12F_2_R);
y_max_12_3=max(y_sig_12F_3_R);
for i=1:y_l_12_1
    y_sig_12F_1_R_N(i,1)=y_sig_12F_1_R(i,1)/y_max_12_1;
end
for i=1:y_l_12_2
    y_sig_12F_2_R_N(i,1)=y_sig_12F_2_R(i,1)/y_max_12_2;
end
for i=1:y_l_12_3
    y_sig_12F_3_R_N(i,1)=y_sig_12F_3_R(i,1)/y_max_12_3;
end

```

```

y_sig_14F_1_R_N=zeros(length(y_sig_14F_1),1);
y_sig_14F_2_R_N=zeros(length(y_sig_14F_2),1);
y_sig_14F_3_R_N=zeros(length(y_sig_14F_3),1);
y_l_14_1=length(y_sig_14F_1_R);
y_l_14_2=length(y_sig_14F_2_R);
y_l_14_3=length(y_sig_14F_3_R);

```

```

y_max_14_1=max(y_sig_14F_1_R);
y_max_14_2=max(y_sig_14F_2_R);
y_max_14_3=max(y_sig_14F_3_R);
for i=1:y_l_14_1
    y_sig_14F_1_R_N(i,1)=y_sig_14F_1_R(i,1)/y_max_14_1;
end
for i=1:y_l_14_2
    y_sig_14F_2_R_N(i,1)=y_sig_14F_2_R(i,1)/y_max_14_2;
end
for i=1:y_l_14_3
    y_sig_14F_3_R_N(i,1)=y_sig_14F_3_R(i,1)/y_max_14_3;
end

```

```

y_sig_16F_1_R_N=zeros(length(y_sig_16F_1),1);
y_sig_16F_2_R_N=zeros(length(y_sig_16F_2),1);
y_sig_16F_3_R_N=zeros(length(y_sig_16F_3),1);
y_l_16_1=length(y_sig_16F_1_R);
y_l_16_2=length(y_sig_16F_2_R);
y_l_16_3=length(y_sig_16F_3_R);
y_max_16_1=max(y_sig_16F_1_R);
y_max_16_2=max(y_sig_16F_2_R);
y_max_16_3=max(y_sig_16F_3_R);
for i=1:y_l_16_1
    y_sig_16F_1_R_N(i,1)=y_sig_16F_1_R(i,1)/y_max_16_1;
end
for i=1:y_l_16_2
    y_sig_16F_2_R_N(i,1)=y_sig_16F_2_R(i,1)/y_max_16_2;
end
for i=1:y_l_16_3
    y_sig_16F_3_R_N(i,1)=y_sig_16F_3_R(i,1)/y_max_16_3;
end

```

```

y_sig_18F_1_R_N=zeros(length(y_sig_18F_1),1);
y_sig_18F_2_R_N=zeros(length(y_sig_18F_2),1);
y_sig_18F_3_R_N=zeros(length(y_sig_18F_3),1);
y_l_18_1=length(y_sig_18F_1_R);

```

```

y_l_18_2=length(y_sig_18F_2_R);
y_l_18_3=length(y_sig_18F_3_R);
y_max_18_1=max(y_sig_18F_1_R);
y_max_18_2=max(y_sig_18F_2_R);
y_max_18_3=max(y_sig_18F_3_R);
for i=1:y_l_18_1
    y_sig_18F_1_R_N(i,1)=y_sig_18F_1_R(i,1)/y_max_18_1;
end
for i=1:y_l_18_2
    y_sig_18F_2_R_N(i,1)=y_sig_18F_2_R(i,1)/y_max_18_2;
end
for i=1:y_l_18_3
    y_sig_18F_3_R_N(i,1)=y_sig_18F_3_R(i,1)/y_max_18_3;
end

```

```

y_sig_19F_1_R_N=zeros(length(y_sig_19F_1),1);
y_sig_19F_2_R_N=zeros(length(y_sig_19F_2),1);
y_sig_19F_3_R_N=zeros(length(y_sig_19F_3),1);
y_l_19_1=length(y_sig_19F_1_R);
y_l_19_2=length(y_sig_19F_2_R);
y_l_19_3=length(y_sig_19F_3_R);
y_max_19_1=max(y_sig_19F_1_R);
y_max_19_2=max(y_sig_19F_2_R);
y_max_19_3=max(y_sig_19F_3_R);
for i=1:y_l_19_1
    y_sig_19F_1_R_N(i,1)=y_sig_19F_1_R(i,1)/y_max_19_1;
end
for i=1:y_l_19_2
    y_sig_19F_2_R_N(i,1)=y_sig_19F_2_R(i,1)/y_max_19_2;
end
for i=1:y_l_19_3
    y_sig_19F_3_R_N(i,1)=y_sig_19F_3_R(i,1)/y_max_19_3;
end

```

```

y_sig_24F_1_R_N=zeros(length(y_sig_24F_1),1);
y_sig_24F_2_R_N=zeros(length(y_sig_24F_2),1);

```

```

y_sig_24F_3_R_N=zeros(length(y_sig_24F_3),1);
y_l_24_1=length(y_sig_24F_1_R);
y_l_24_2=length(y_sig_24F_2_R);
y_l_24_3=length(y_sig_24F_3_R);
y_max_24_1=max(y_sig_24F_1_R);
y_max_24_2=max(y_sig_24F_2_R);
y_max_24_3=max(y_sig_24F_3_R);
for i=1:y_l_24_1
    y_sig_24F_1_R_N(i,1)=y_sig_24F_1_R(i,1)/y_max_24_1;
end
for i=1:y_l_24_2
    y_sig_24F_2_R_N(i,1)=y_sig_24F_2_R(i,1)/y_max_24_2;
end
for i=1:y_l_24_3
    y_sig_24F_3_R_N(i,1)=y_sig_24F_3_R(i,1)/y_max_24_3;
end

```

```

y_sig_25F_1_R_N=zeros(length(y_sig_25F_1),1);
y_sig_25F_2_R_N=zeros(length(y_sig_25F_2),1);
y_sig_25F_3_R_N=zeros(length(y_sig_25F_3),1);
y_l_25_1=length(y_sig_25F_1_R);
y_l_25_2=length(y_sig_25F_2_R);
y_l_25_3=length(y_sig_25F_3_R);
y_max_25_1=max(y_sig_25F_1_R);
y_max_25_2=max(y_sig_25F_2_R);
y_max_25_3=max(y_sig_25F_3_R);
for i=1:y_l_25_1
    y_sig_25F_1_R_N(i,1)=y_sig_25F_1_R(i,1)/y_max_25_1;
end
for i=1:y_l_25_2
    y_sig_25F_2_R_N(i,1)=y_sig_25F_2_R(i,1)/y_max_25_2;
end
for i=1:y_l_25_3
    y_sig_25F_3_R_N(i,1)=y_sig_25F_3_R(i,1)/y_max_25_3;
end

```



```

y_sig_28F_1_R_N=zeros(length(y_sig_28F_1),1);
y_sig_28F_2_R_N=zeros(length(y_sig_28F_2),1);
y_sig_28F_3_R_N=zeros(length(y_sig_28F_3),1);
y_l_28_1=length(y_sig_28F_1_R);
y_l_28_2=length(y_sig_28F_2_R);
y_l_28_3=length(y_sig_28F_3_R);
y_max_28_1=max(y_sig_28F_1_R);
y_max_28_2=max(y_sig_28F_2_R);
y_max_28_3=max(y_sig_28F_3_R);
for i=1:y_l_28_1
    y_sig_28F_1_R_N(i,1)=y_sig_28F_1_R(i,1)/y_max_28_1;
end
for i=1:y_l_28_2
    y_sig_28F_2_R_N(i,1)=y_sig_28F_2_R(i,1)/y_max_28_2;
end
for i=1:y_l_28_3
    y_sig_28F_3_R_N(i,1)=y_sig_28F_3_R(i,1)/y_max_28_3;
end

```

```

y_sig_30F_1_R_N=zeros(length(y_sig_30F_1),1);
y_sig_30F_2_R_N=zeros(length(y_sig_30F_2),1);
y_sig_30F_3_R_N=zeros(length(y_sig_30F_3),1);
y_l_30_1=length(y_sig_30F_1_R);
y_l_30_2=length(y_sig_30F_2_R);
y_l_30_3=length(y_sig_30F_3_R);
y_max_30_1=max(y_sig_30F_1_R);
y_max_30_2=max(y_sig_30F_2_R);
y_max_30_3=max(y_sig_30F_3_R);
for i=1:y_l_30_1
    y_sig_30F_1_R_N(i,1)=y_sig_30F_1_R(i,1)/y_max_30_1;
end
for i=1:y_l_30_2
    y_sig_30F_2_R_N(i,1)=y_sig_30F_2_R(i,1)/y_max_30_2;
end
for i=1:y_l_30_3
    y_sig_30F_3_R_N(i,1)=y_sig_30F_3_R(i,1)/y_max_30_3;
end

```

**end**

```
y_sig_32F_1_R_N=zeros(length(y_sig_32F_1),1);  
y_sig_32F_2_R_N=zeros(length(y_sig_32F_2),1);  
y_sig_32F_3_R_N=zeros(length(y_sig_32F_3),1);  
y_l_32_1=length(y_sig_32F_1_R);  
y_l_32_2=length(y_sig_32F_2_R);  
y_l_32_3=length(y_sig_32F_3_R);  
y_max_32_1=max(y_sig_32F_1_R);  
y_max_32_2=max(y_sig_32F_2_R);  
y_max_32_3=max(y_sig_32F_3_R);  
for i=1:y_l_32_1  
    y_sig_32F_1_R_N(i,1)=y_sig_32F_1_R(i,1)/y_max_32_1;
```

**end**

```
for i=1:y_l_32_2  
    y_sig_32F_2_R_N(i,1)=y_sig_32F_2_R(i,1)/y_max_32_2;
```

**end**

```
for i=1:y_l_32_3  
    y_sig_32F_3_R_N(i,1)=y_sig_32F_3_R(i,1)/y_max_32_3;
```

**end**

```
y_sig_36F_1_R_N=zeros(length(y_sig_36F_1),1);  
y_sig_36F_2_R_N=zeros(length(y_sig_36F_2),1);  
y_sig_36F_3_R_N=zeros(length(y_sig_36F_3),1);  
y_l_36_1=length(y_sig_36F_1_R);  
y_l_36_2=length(y_sig_36F_2_R);  
y_l_36_3=length(y_sig_36F_3_R);  
y_max_36_1=max(y_sig_36F_1_R);  
y_max_36_2=max(y_sig_36F_2_R);  
y_max_36_3=max(y_sig_36F_3_R);  
for i=1:y_l_36_1  
    y_sig_36F_1_R_N(i,1)=y_sig_36F_1_R(i,1)/y_max_36_1;
```

**end**

```
for i=1:y_l_36_2  
    y_sig_36F_2_R_N(i,1)=y_sig_36F_2_R(i,1)/y_max_36_2;
```

**end**

```

for i=1:y_l_36_3
    y_sig_36F_3_R_N(i,1)=y_sig_36F_3_R(i,1)/y_max_36_3;
end

```

```

y_sig_39F_1_R_N=zeros(length(y_sig_39F_1),1);
y_sig_39F_2_R_N=zeros(length(y_sig_39F_2),1);
y_sig_39F_3_R_N=zeros(length(y_sig_39F_3),1);
y_l_39_1=length(y_sig_39F_1_R);
y_l_39_2=length(y_sig_39F_2_R);
y_l_39_3=length(y_sig_39F_3_R);
y_max_39_1=max(y_sig_39F_1_R);
y_max_39_2=max(y_sig_39F_2_R);
y_max_39_3=max(y_sig_39F_3_R);
for i=1:y_l_39_1
    y_sig_39F_1_R_N(i,1)=y_sig_39F_1_R(i,1)/y_max_39_1;

```

```

end
for i=1:y_l_39_2
    y_sig_39F_2_R_N(i,1)=y_sig_39F_2_R(i,1)/y_max_39_2;

```

```

end
for i=1:y_l_39_3
    y_sig_39F_3_R_N(i,1)=y_sig_39F_3_R(i,1)/y_max_39_3;

```

```

end

y_sig_58F_1_R_N=zeros(length(y_sig_58F_1),1);
y_sig_58F_2_R_N=zeros(length(y_sig_58F_2),1);
y_sig_58F_3_R_N=zeros(length(y_sig_58F_3),1);
y_l_58_1=length(y_sig_58F_1_R);
y_l_58_2=length(y_sig_58F_2_R);
y_l_58_3=length(y_sig_58F_3_R);
y_max_58_1=max(y_sig_58F_1_R);
y_max_58_2=max(y_sig_58F_2_R);
y_max_58_3=max(y_sig_58F_3_R);
for i=1:y_l_58_1
    y_sig_58F_1_R_N(i,1)=y_sig_58F_1_R(i,1)/y_max_58_1;

```

```

end
for i=1:y_l_58_2

```

```

        y_sig_58F_2_R_N(i,1)=y_sig_58F_2_R(i,1)/y_max_58_2;
end
for i=1:y_l_58_3
        y_sig_58F_3_R_N(i,1)=y_sig_58F_3_R(i,1)/y_max_58_3;
end

y_sig_54F_1_R_N=zeros(length(y_sig_54F_1),1);
y_sig_54F_2_R_N=zeros(length(y_sig_54F_2),1);
y_sig_54F_3_R_N=zeros(length(y_sig_54F_3),1);
y_l_54_1=length(y_sig_54F_1_R);
y_l_54_2=length(y_sig_54F_2_R);
y_l_54_3=length(y_sig_54F_3_R);
y_max_54_1=max(y_sig_54F_1_R);
y_max_54_2=max(y_sig_54F_2_R);
y_max_54_3=max(y_sig_54F_3_R);
for i=1:y_l_54_1
        y_sig_54F_1_R_N(i,1)=y_sig_54F_1_R(i,1)/y_max_54_1;
end
for i=1:y_l_54_2
        y_sig_54F_2_R_N(i,1)=y_sig_54F_2_R(i,1)/y_max_54_2;
end
for i=1:y_l_54_3
        y_sig_54F_3_R_N(i,1)=y_sig_54F_3_R(i,1)/y_max_54_3;
end

y_sig_56F_1_R_N=zeros(length(y_sig_56F_1),1);
y_sig_56F_2_R_N=zeros(length(y_sig_56F_2),1);
y_sig_56F_3_R_N=zeros(length(y_sig_56F_3),1);
y_l_56_1=length(y_sig_56F_1_R);
y_l_56_2=length(y_sig_56F_2_R);
y_l_56_3=length(y_sig_56F_3_R);
y_max_56_1=max(y_sig_56F_1_R);
y_max_56_2=max(y_sig_56F_2_R);
y_max_56_3=max(y_sig_56F_3_R);
for i=1:y_l_56_1
        y_sig_56F_1_R_N(i,1)=y_sig_56F_1_R(i,1)/y_max_56_1;

```

```

end
for i=1:y_l_56_2
    y_sig_56F_2_R_N(i,1)=y_sig_56F_2_R(i,1)/y_max_56_2;
end
for i=1:y_l_56_3
    y_sig_56F_3_R_N(i,1)=y_sig_56F_3_R(i,1)/y_max_56_3;
end

```

```

y_sig_60F_1_R_N=zeros(length(y_sig_60F_1),1);
y_sig_60F_2_R_N=zeros(length(y_sig_60F_2),1);
y_sig_60F_3_R_N=zeros(length(y_sig_60F_3),1);
y_l_60_1=length(y_sig_60F_1_R);
y_l_60_2=length(y_sig_60F_2_R);
y_l_60_3=length(y_sig_60F_3_R);
y_max_60_1=max(y_sig_60F_1_R);
y_max_60_2=max(y_sig_60F_2_R);
y_max_60_3=max(y_sig_60F_3_R);
for i=1:y_l_60_1
    y_sig_60F_1_R_N(i,1)=y_sig_60F_1_R(i,1)/y_max_60_1;
end
for i=1:y_l_60_2
    y_sig_60F_2_R_N(i,1)=y_sig_60F_2_R(i,1)/y_max_60_2;
end
for i=1:y_l_60_3
    y_sig_60F_3_R_N(i,1)=y_sig_60F_3_R(i,1)/y_max_60_3;
end

```

```

y_sig_62F_1_R_N=zeros(length(y_sig_62F_1),1);
y_sig_62F_2_R_N=zeros(length(y_sig_62F_2),1);
y_sig_62F_3_R_N=zeros(length(y_sig_62F_3),1);
y_l_62_1=length(y_sig_62F_1_R);
y_l_62_2=length(y_sig_62F_2_R);
y_l_62_3=length(y_sig_62F_3_R);
y_max_62_1=max(y_sig_62F_1_R);
y_max_62_2=max(y_sig_62F_2_R);
y_max_62_3=max(y_sig_62F_3_R);

```

```

for i=1:y_l_62_1
    y_sig_62F_1_R_N(i,1)=y_sig_62F_1_R(i,1)/y_max_62_1;
end
for i=1:y_l_62_2
    y_sig_62F_2_R_N(i,1)=y_sig_62F_2_R(i,1)/y_max_62_2;
end
for i=1:y_l_62_3
    y_sig_62F_3_R_N(i,1)=y_sig_62F_3_R(i,1)/y_max_62_3;
end

```

```

y_sig_84F_1_R_N=zeros(length(y_sig_84F_1),1);
y_sig_84F_2_R_N=zeros(length(y_sig_84F_2),1);
y_sig_84F_3_R_N=zeros(length(y_sig_84F_3),1);
y_l_84_1=length(y_sig_84F_1_R);
y_l_84_2=length(y_sig_84F_2_R);
y_l_84_3=length(y_sig_84F_3_R);
y_max_84_1=max(y_sig_84F_1_R);
y_max_84_2=max(y_sig_84F_2_R);
y_max_84_3=max(y_sig_84F_3_R);
for i=1:y_l_84_1
    y_sig_84F_1_R_N(i,1)=y_sig_84F_1_R(i,1)/y_max_84_1;
end
for i=1:y_l_84_2
    y_sig_84F_2_R_N(i,1)=y_sig_84F_2_R(i,1)/y_max_84_2;
end
for i=1:y_l_84_3
    y_sig_84F_3_R_N(i,1)=y_sig_84F_3_R(i,1)/y_max_84_3;
end

```

```

y_sig_86F_1_R_N=zeros(length(y_sig_86F_1),1);
y_sig_86F_2_R_N=zeros(length(y_sig_86F_2),1);
y_sig_86F_3_R_N=zeros(length(y_sig_86F_3),1);
y_l_86_1=length(y_sig_86F_1_R);
y_l_86_2=length(y_sig_86F_2_R);
y_l_86_3=length(y_sig_86F_3_R);
y_max_86_1=max(y_sig_86F_1_R);

```

```

y_max_86_2=max(y_sig_86F_2_R);
y_max_86_3=max(y_sig_86F_3_R);
for i=1:y_l_86_1
    y_sig_86F_1_R_N(i,1)=y_sig_86F_1_R(i,1)/y_max_86_1;
end
for i=1:y_l_86_2
    y_sig_86F_2_R_N(i,1)=y_sig_86F_2_R(i,1)/y_max_86_2;
end
for i=1:y_l_86_3
    y_sig_86F_3_R_N(i,1)=y_sig_86F_3_R(i,1)/y_max_86_3;
end

```

```

y_sig_88F_1_R_N=zeros(length(y_sig_88F_1),1);
y_sig_88F_2_R_N=zeros(length(y_sig_88F_2),1);
y_sig_88F_3_R_N=zeros(length(y_sig_88F_3),1);
y_l_88_1=length(y_sig_88F_1_R);
y_l_88_2=length(y_sig_88F_2_R);
y_l_88_3=length(y_sig_88F_3_R);
y_max_88_1=max(y_sig_88F_1_R);
y_max_88_2=max(y_sig_88F_2_R);
y_max_88_3=max(y_sig_88F_3_R);
for i=1:y_l_88_1
    y_sig_88F_1_R_N(i,1)=y_sig_88F_1_R(i,1)/y_max_88_1;
end
for i=1:y_l_88_2
    y_sig_88F_2_R_N(i,1)=y_sig_88F_2_R(i,1)/y_max_88_2;
end
for i=1:y_l_88_3
    y_sig_88F_3_R_N(i,1)=y_sig_88F_3_R(i,1)/y_max_88_3;
end

```

```

y_sig_90F_1_R_N=zeros(length(y_sig_90F_1),1);
y_sig_90F_2_R_N=zeros(length(y_sig_90F_2),1);
y_sig_90F_3_R_N=zeros(length(y_sig_90F_3),1);
y_l_90_1=length(y_sig_90F_1_R);
y_l_90_2=length(y_sig_90F_2_R);

```

```

y_l_90_3=length(y_sig_90F_3_R);
y_max_90_1=max(y_sig_90F_1_R);
y_max_90_2=max(y_sig_90F_2_R);
y_max_90_3=max(y_sig_90F_3_R);
for i=1:y_l_90_1
    y_sig_90F_1_R_N(i,1)=y_sig_90F_1_R(i,1)/y_max_90_1;
end
for i=1:y_l_90_2
    y_sig_90F_2_R_N(i,1)=y_sig_90F_2_R(i,1)/y_max_90_2;
end
for i=1:y_l_90_3
    y_sig_90F_3_R_N(i,1)=y_sig_90F_3_R(i,1)/y_max_90_3;
end

```

```

y_sig_94F_1_R_N=zeros(length(y_sig_94F_1),1);
y_sig_94F_2_R_N=zeros(length(y_sig_94F_2),1);
y_sig_94F_3_R_N=zeros(length(y_sig_94F_3),1);
y_l_94_1=length(y_sig_94F_1_R);
y_l_94_2=length(y_sig_94F_2_R);
y_l_94_3=length(y_sig_94F_3_R);
y_max_94_1=max(y_sig_94F_1_R);
y_max_94_2=max(y_sig_94F_2_R);
y_max_94_3=max(y_sig_94F_3_R);
for i=1:y_l_94_1
    y_sig_94F_1_R_N(i,1)=y_sig_94F_1_R(i,1)/y_max_94_1;
end
for i=1:y_l_94_2
    y_sig_94F_2_R_N(i,1)=y_sig_94F_2_R(i,1)/y_max_94_2;
end
for i=1:y_l_94_3
    y_sig_94F_3_R_N(i,1)=y_sig_94F_3_R(i,1)/y_max_94_3;
end

```

```

y_sig_96F_1_R_N=zeros(length(y_sig_96F_1),1);
y_sig_96F_2_R_N=zeros(length(y_sig_96F_2),1);
y_sig_96F_3_R_N=zeros(length(y_sig_96F_3),1);

```



```

y_l_96_1=length(y_sig_96F_1_R);
y_l_96_2=length(y_sig_96F_2_R);
y_l_96_3=length(y_sig_96F_3_R);
y_max_96_1=max(y_sig_96F_1_R);
y_max_96_2=max(y_sig_96F_2_R);
y_max_96_3=max(y_sig_96F_3_R);
for i=1:y_l_96_1
    y_sig_96F_1_R_N(i,1)=y_sig_96F_1_R(i,1)/y_max_96_1;
end
for i=1:y_l_96_2
    y_sig_96F_2_R_N(i,1)=y_sig_96F_2_R(i,1)/y_max_96_2;
end
for i=1:y_l_96_3
    y_sig_96F_3_R_N(i,1)=y_sig_96F_3_R(i,1)/y_max_96_3;
end

```

```

y_sig_98F_1_R_N=zeros(length(y_sig_98F_1),1);
y_sig_98F_2_R_N=zeros(length(y_sig_98F_2),1);
y_sig_98F_3_R_N=zeros(length(y_sig_98F_3),1);
y_l_98_1=length(y_sig_98F_1_R);
y_l_98_2=length(y_sig_98F_2_R);
y_l_98_3=length(y_sig_98F_3_R);
y_max_98_1=max(y_sig_98F_1_R);
y_max_98_2=max(y_sig_98F_2_R);
y_max_98_3=max(y_sig_98F_3_R);
for i=1:y_l_98_1
    y_sig_98F_1_R_N(i,1)=y_sig_98F_1_R(i,1)/y_max_98_1;
end
for i=1:y_l_98_2
    y_sig_98F_2_R_N(i,1)=y_sig_98F_2_R(i,1)/y_max_98_2;
end
for i=1:y_l_98_3
    y_sig_98F_3_R_N(i,1)=y_sig_98F_3_R(i,1)/y_max_98_3;
end

```

```

y_sig_101F_1_R_N=zeros(length(y_sig_101F_1),1);

```

```

y_sig_101F_2_R_N=zeros(length(y_sig_101F_2),1);
y_sig_101F_3_R_N=zeros(length(y_sig_101F_3),1);
y_l_101_1=length(y_sig_101F_1_R);
y_l_101_2=length(y_sig_101F_2_R);
y_l_101_3=length(y_sig_101F_3_R);
y_max_101_1=max(y_sig_101F_1_R);
y_max_101_2=max(y_sig_101F_2_R);
y_max_101_3=max(y_sig_101F_3_R);
for i=1:y_l_101_1
    y_sig_101F_1_R_N(i,1)=y_sig_101F_1_R(i,1)/y_max_101_1;
end
for i=1:y_l_101_2
    y_sig_101F_2_R_N(i,1)=y_sig_101F_2_R(i,1)/y_max_101_2;
end
for i=1:y_l_101_3
    y_sig_101F_3_R_N(i,1)=y_sig_101F_3_R(i,1)/y_max_101_3;
end

```

```

y_sig_104F_1_R_N=zeros(length(y_sig_104F_1),1);
y_sig_104F_2_R_N=zeros(length(y_sig_104F_2),1);
y_sig_104F_3_R_N=zeros(length(y_sig_104F_3),1);
y_l_104_1=length(y_sig_104F_1_R);
y_l_104_2=length(y_sig_104F_2_R);
y_l_104_3=length(y_sig_104F_3_R);
y_max_104_1=max(y_sig_104F_1_R);
y_max_104_2=max(y_sig_104F_2_R);
y_max_104_3=max(y_sig_104F_3_R);
for i=1:y_l_104_1
    y_sig_104F_1_R_N(i,1)=y_sig_104F_1_R(i,1)/y_max_104_1;
end
for i=1:y_l_104_2
    y_sig_104F_2_R_N(i,1)=y_sig_104F_2_R(i,1)/y_max_104_2;
end
for i=1:y_l_104_3
    y_sig_104F_3_R_N(i,1)=y_sig_104F_3_R(i,1)/y_max_104_3;
end

```

```

y_sig_106F_1_R_N=zeros(length(y_sig_106F_1),1);
y_sig_106F_2_R_N=zeros(length(y_sig_106F_2),1);
y_sig_106F_3_R_N=zeros(length(y_sig_106F_3),1);
y_l_106_1=length(y_sig_106F_1_R);
y_l_106_2=length(y_sig_106F_2_R);
y_l_106_3=length(y_sig_106F_3_R);
y_max_106_1=max(y_sig_106F_1_R);
y_max_106_2=max(y_sig_106F_2_R);
y_max_106_3=max(y_sig_106F_3_R);
for i=1:y_l_106_1
    y_sig_106F_1_R_N(i,1)=y_sig_106F_1_R(i,1)/y_max_106_1;
end
for i=1:y_l_106_2
    y_sig_106F_2_R_N(i,1)=y_sig_106F_2_R(i,1)/y_max_106_2;
end
for i=1:y_l_106_3
    y_sig_106F_3_R_N(i,1)=y_sig_106F_3_R(i,1)/y_max_106_3;
end

n=0;
y_sig_10F_1_RMS=zeros(round(y_l_10_1/10),1);
for j=1:round(y_l_10_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_10F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_10F_1(k,1))/sqrt(y_sig_10F_1(k,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_10RMS_1=length(y_sig_10F_1_RMS);
y_max_1=max(y_sig_10F_1_RMS);
y_sig_10F_1_RMS_N=zeros(y_l_10RMS_1,1);
for p=1:y_l_10RMS_1
    y_sig_10F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_10F_1_RMS(p,1)/y_max_1;
end

```

**end**

Para calcular la frecuencia mediana utilizando métodos no paramétricos se programaron los algoritmos y el código fue el siguiente.

```
%%%%%%%%%%%%%%  
%RMS  
%Se tomaron cada 10 muestras  
n=0;  
y_sig_3F_1_RMS=zeros(round(y_l_3_1/10),1);  
y_sig_3F_2_RMS=zeros(round(y_l_3_2/10),1);  
y_sig_3F_3_RMS=zeros(round(y_l_3_3/10),1);  
for j=1:round(y_l_3_1/10)  
    for k=n+1:n+10  
        y_sig_3F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_3F_1_R(k,1))/sqrt(y_sig_3F_1_R(k,1));  
    end  
    g=(k/10)-j;  
    if (g==0)  
        n=n+10;  
    end  
end  
n=0;  
for j=1:round(y_l_3_2/10)  
    for k=n+1:n+10  
        y_sig_3F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_3F_2(k,1))/sqrt(y_sig_3F_2_R(k,1));  
    end  
    g=(k/10)-j;  
    if (g==0)  
        n=n+10;  
    end  
end  
n=0;  
for j=1:round(y_l_3_3/10)  
    for k=n+1:n+10  
        y_sig_3F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_3F_3(k,1))/sqrt(y_sig_3F_3_R(k,1));  
    end
```

```

    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_3RMS_1=length(y_sig_3F_1_RMS) ;
y_l_3RMS_2=length(y_sig_3F_2_RMS) ;
y_l_3RMS_3=length(y_sig_3F_3_RMS) ;
y_max_3_1=max(y_sig_3F_1_RMS) ;
y_max_3_2=max(y_sig_3F_2_RMS) ;
y_max_3_3=max(y_sig_3F_3_RMS) ;
y_sig_3F_1_RMS_N=zeros(y_l_3RMS_1 , 1) ;
y_sig_3F_2_RMS_N=zeros(y_l_3RMS_2 , 1) ;
y_sig_3F_3_RMS_N=zeros(y_l_3RMS_3 , 1) ;
for p=1:y_l_3RMS_1
    y_sig_3F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_3F_1_RMS(p,1)/y_max_3_1 ;
end
for p=1:y_l_3RMS_2
    y_sig_3F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_3F_2_RMS(p,1)/y_max_3_2 ;
end
for p=1:y_l_3RMS_3
    y_sig_3F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_3F_3_RMS(p,1)/y_max_3_3 ;
end

n=0;
y_sig_4F_1_RMS=zeros(round(y_l_4_1/10) , 1) ;
y_sig_4F_2_RMS=zeros(round(y_l_4_2/10) , 1) ;
y_sig_4F_3_RMS=zeros(round(y_l_4_3/10) , 1) ;
for j=1:round(y_l_4_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_4F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_4F_1(k,1))/sqrt(y_sig_4F_1_R(k,1)) ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end

```

```

end
n=0;
for j=1:round(y_l_4_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_4F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_4F_2(k,1))/sqrt(y_sig_4F_2_R(k,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_4_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_4F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_4F_3(k,1))/sqrt(y_sig_4F_3_R(k,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_4RMS_1=length(y_sig_4F_1_RMS);
y_l_4RMS_2=length(y_sig_4F_2_RMS);
y_l_4RMS_3=length(y_sig_4F_3_RMS);
y_max_4_1=max(y_sig_4F_1_RMS);
y_max_4_2=max(y_sig_4F_2_RMS);
y_max_4_3=max(y_sig_4F_3_RMS);
y_sig_4F_1_RMS_N=zeros(y_l_4RMS_1,1);
y_sig_4F_2_RMS_N=zeros(y_l_4RMS_2,1);
y_sig_4F_3_RMS_N=zeros(y_l_4RMS_3,1);
for p=1:y_l_4RMS_1
    y_sig_4F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_4F_1_RMS(p,1)/y_max_4_1;
end
for p=1:y_l_4RMS_2
    y_sig_4F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_4F_2_RMS(p,1)/y_max_4_2;
end
end

```

```

for p=1:y_l_4RMS_3
    y_sig_4F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_4F_3_RMS(p,1)/y_max_4_3;
end

n=0;
y_sig_6F_1_RMS=zeros(round(y_l_6_1/10),1);
y_sig_6F_2_RMS=zeros(round(y_l_6_2/10),1);
y_sig_6F_3_RMS=zeros(round(y_l_6_3/10),1);
for j=1:round(y_l_6_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_6F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_6F_1(k,1))/sqrt(y_sig_6F_1_R(k,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end

n=0;
for j=1:round(y_l_6_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_6F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_6F_2(k,1))/sqrt(y_sig_6F_2_R(k,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end

n=0;
for j=1:round(y_l_6_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_6F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_6F_3(k,1))/sqrt(y_sig_6F_3_R(k,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end

```

```

    end
end
y_l_6RMS_1=length(y_sig_6F_1_RMS);
y_l_6RMS_2=length(y_sig_6F_2_RMS);
y_l_6RMS_3=length(y_sig_6F_3_RMS);
y_max_6_1=max(y_sig_6F_1_RMS);
y_max_6_2=max(y_sig_6F_2_RMS);
y_max_6_3=max(y_sig_6F_3_RMS);
y_sig_6F_1_RMS_N=zeros(y_l_6RMS_1,1);
y_sig_6F_2_RMS_N=zeros(y_l_6RMS_2,1);
y_sig_6F_3_RMS_N=zeros(y_l_6RMS_3,1);
for p=1:y_l_6RMS_1
    y_sig_6F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_6F_1_RMS(p,1)/y_max_6_1;
end
for p=1:y_l_6RMS_2
    y_sig_6F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_6F_2_RMS(p,1)/y_max_6_2;
end
for p=1:y_l_6RMS_3
    y_sig_6F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_6F_3_RMS(p,1)/y_max_6_3;
end

n=0;
y_sig_7F_1_RMS=zeros(round(y_l_7_1/10),1);
y_sig_7F_2_RMS=zeros(round(y_l_7_2/10),1);
y_sig_7F_3_RMS=zeros(round(y_l_7_3/10),1);
for j=1:round(y_l_7_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_7F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_7F_1(k,1))/sqrt(y_sig_7F_1_R(k,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
end
n=0;

```



```

for j=1:round(y_l_7_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_7F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_7F_2(k,1))/sqrt(y_sig_7F_2_R(k,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_7_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_7F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_7F_3(k,1))/sqrt(y_sig_7F_3_R(k,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_7RMS_1=length(y_sig_7F_1_RMS);
y_l_7RMS_2=length(y_sig_7F_2_RMS);
y_l_7RMS_3=length(y_sig_7F_3_RMS);
y_max_7_1=max(y_sig_7F_1_RMS);
y_max_7_2=max(y_sig_7F_2_RMS);
y_max_7_3=max(y_sig_7F_3_RMS);
y_sig_7F_1_RMS_N=zeros(y_l_7RMS_1,1);
y_sig_7F_2_RMS_N=zeros(y_l_7RMS_2,1);
y_sig_7F_3_RMS_N=zeros(y_l_7RMS_3,1);
for p=1:y_l_7RMS_1
    y_sig_7F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_7F_1_RMS(p,1)/y_max_7_1;
end
for p=1:y_l_7RMS_2
    y_sig_7F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_7F_2_RMS(p,1)/y_max_7_2;
end
for p=1:y_l_7RMS_3
    y_sig_7F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_7F_3_RMS(p,1)/y_max_7_3;

```

**end**

n=0;

y\_sig\_10F\_1\_RMS=zeros(round(y\_l\_10\_1/10),1);

y\_sig\_10F\_2\_RMS=zeros(round(y\_l\_10\_2/10),1);

y\_sig\_10F\_3\_RMS=zeros(round(y\_l\_10\_3/10),1);

**for** j=1:round(y\_l\_10\_1/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_10F\_1\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_10F\_1(k,1))/sqrt(y\_sig\_10F\_1\_R(k,1))

        ;

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

        n=n+10;

**end**

**end**

n=0;

**for** j=1:round(y\_l\_10\_2/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_10F\_2\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_10F\_2(k,1))/sqrt(y\_sig\_10F\_2\_R(k,1))

        ;

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

        n=n+10;

**end**

**end**

n=0;

**for** j=1:round(y\_l\_10\_3/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_10F\_3\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_10F\_3(k,1))/sqrt(y\_sig\_10F\_3\_R(k,1))

        ;

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

```

        n=n+10;
    end
end
y_l_10RMS_1=length(y_sig_10F_1_RMS);
y_l_10RMS_2=length(y_sig_10F_2_RMS);
y_l_10RMS_3=length(y_sig_10F_3_RMS);
y_max_10_1=max(y_sig_10F_1_RMS);
y_max_10_2=max(y_sig_10F_2_RMS);
y_max_10_3=max(y_sig_10F_3_RMS);
y_sig_10F_1_RMS_N=zeros(y_l_10RMS_1,1);
y_sig_10F_2_RMS_N=zeros(y_l_10RMS_2,1);
y_sig_10F_3_RMS_N=zeros(y_l_10RMS_3,1);
for p=1:y_l_10RMS_1
    y_sig_10F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_10F_1_RMS(p,1)/y_max_10_1;
end
for p=1:y_l_10RMS_2
    y_sig_10F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_10F_2_RMS(p,1)/y_max_10_2;
end
for p=1:y_l_10RMS_3
    y_sig_10F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_10F_3_RMS(p,1)/y_max_10_3;
end

n=0;
y_sig_12F_1_RMS=zeros(round(y_l_12_1/10),1);
y_sig_12F_2_RMS=zeros(round(y_l_12_2/10),1);
y_sig_12F_3_RMS=zeros(round(y_l_12_3/10),1);
for j=1:round(y_l_12_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_12F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_12F_1(k,1))/sqrt(y_sig_12F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end

```

```

end
n=0;
for j=1:round(y_l_12_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_12F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_12F_2(k,1))/sqrt(y_sig_12F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_12_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_12F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_12F_3(k,1))/sqrt(y_sig_12F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_12RMS_1=length(y_sig_12F_1_RMS);
y_l_12RMS_2=length(y_sig_12F_2_RMS);
y_l_12RMS_3=length(y_sig_12F_3_RMS);
y_max_12_1=max(y_sig_12F_1_RMS);
y_max_12_2=max(y_sig_12F_2_RMS);
y_max_12_3=max(y_sig_12F_3_RMS);
y_sig_12F_1_RMS_N=zeros(y_l_12RMS_1,1);
y_sig_12F_2_RMS_N=zeros(y_l_12RMS_2,1);
y_sig_12F_3_RMS_N=zeros(y_l_12RMS_3,1);
for p=1:y_l_12RMS_1
    y_sig_12F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_12F_1_RMS(p,1)/y_max_12_1;
end
for p=1:y_l_12RMS_2

```

```

        y_sig_12F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_12F_2_RMS(p,1)/y_max_12_2;
end
for p=1:y_l_12RMS_3
    y_sig_12F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_12F_3_RMS(p,1)/y_max_12_3;
end

n=0;
y_sig_14F_1_RMS=zeros(round(y_l_14_1/10),1);
y_sig_14F_2_RMS=zeros(round(y_l_14_2/10),1);
y_sig_14F_3_RMS=zeros(round(y_l_14_3/10),1);
for j=1:round(y_l_14_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_14F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_14F_1(k,1))/sqrt(y_sig_14F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_14_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_14F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_14F_2(k,1))/sqrt(y_sig_14F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_14_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_14F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_14F_3(k,1))/sqrt(y_sig_14F_3_R(k,1))

```

```

        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_14RMS_1=length(y_sig_14F_1_RMS) ;
y_l_14RMS_2=length(y_sig_14F_2_RMS) ;
y_l_14RMS_3=length(y_sig_14F_3_RMS) ;
y_max_14_1=max(y_sig_14F_1_RMS) ;
y_max_14_2=max(y_sig_14F_2_RMS) ;
y_max_14_3=max(y_sig_14F_3_RMS) ;
y_sig_14F_1_RMS_N=zeros(y_l_14RMS_1 , 1) ;
y_sig_14F_2_RMS_N=zeros(y_l_14RMS_2 , 1) ;
y_sig_14F_3_RMS_N=zeros(y_l_14RMS_3 , 1) ;
for p=1:y_l_14RMS_1
    y_sig_14F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_14F_1_RMS(p,1) / y_max_14_1 ;
end
for p=1:y_l_14RMS_2
    y_sig_14F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_14F_2_RMS(p,1) / y_max_14_2 ;
end
for p=1:y_l_14RMS_3
    y_sig_14F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_14F_3_RMS(p,1) / y_max_14_3 ;
end

n=0;
y_sig_16F_1_RMS=zeros(round(y_l_16_1/10) , 1) ;
y_sig_16F_2_RMS=zeros(round(y_l_16_2/10) , 1) ;
y_sig_16F_3_RMS=zeros(round(y_l_16_3/10) , 1) ;
for j=1:round(y_l_16_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_16F_1_RMS(j , 1)=norm(y_sig_16F_1(k,1)) / sqrt(y_sig_16F_1_R(k,1))
        ;
    end
end

```

```

    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_16_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_16F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_16F_2(k,1))/sqrt(y_sig_16F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_16_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_16F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_16F_3(k,1))/sqrt(y_sig_16F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_16RMS_1=length(y_sig_16F_1_RMS);
y_l_16RMS_2=length(y_sig_16F_2_RMS);
y_l_16RMS_3=length(y_sig_16F_3_RMS);
y_max_16_1=max(y_sig_16F_1_RMS);
y_max_16_2=max(y_sig_16F_2_RMS);
y_max_16_3=max(y_sig_16F_3_RMS);
y_sig_16F_1_RMS_N=zeros(y_l_16RMS_1,1);
y_sig_16F_2_RMS_N=zeros(y_l_16RMS_2,1);
y_sig_16F_3_RMS_N=zeros(y_l_16RMS_3,1);

```

```

for p=1:y_l_16RMS_1
    y_sig_16F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_16F_1_RMS(p,1)/y_max_16_1;
end
for p=1:y_l_16RMS_2
    y_sig_16F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_16F_2_RMS(p,1)/y_max_16_2;
end
for p=1:y_l_16RMS_3
    y_sig_16F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_16F_3_RMS(p,1)/y_max_16_3;
end

n=0;
y_sig_18F_1_RMS=zeros(round(y_l_18_1/10),1);
y_sig_18F_2_RMS=zeros(round(y_l_18_2/10),1);
y_sig_18F_3_RMS=zeros(round(y_l_18_3/10),1);
for j=1:round(y_l_18_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_18F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_18F_1(k,1))/sqrt(y_sig_18F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_18_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_18F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_18F_2(k,1))/sqrt(y_sig_18F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
end

```



```

n=0;
for j=1:round(y_l_18_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_18F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_18F_3(k,1))/sqrt(y_sig_18F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_18RMS_1=length(y_sig_18F_1_RMS);
y_l_18RMS_2=length(y_sig_18F_2_RMS);
y_l_18RMS_3=length(y_sig_18F_3_RMS);
y_max_18_1=max(y_sig_18F_1_RMS);
y_max_18_2=max(y_sig_18F_2_RMS);
y_max_18_3=max(y_sig_18F_3_RMS);
y_sig_18F_1_RMS_N=zeros(y_l_18RMS_1,1);
y_sig_18F_2_RMS_N=zeros(y_l_18RMS_2,1);
y_sig_18F_3_RMS_N=zeros(y_l_18RMS_3,1);
for p=1:y_l_18RMS_1
    y_sig_18F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_18F_1_RMS(p,1)/y_max_18_1;
end
for p=1:y_l_18RMS_2
    y_sig_18F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_18F_2_RMS(p,1)/y_max_18_2;
end
for p=1:y_l_18RMS_3
    y_sig_18F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_18F_3_RMS(p,1)/y_max_18_3;
end

n=0;
y_sig_19F_1_RMS=zeros(round(y_l_19_1/10),1);
y_sig_19F_2_RMS=zeros(round(y_l_19_2/10),1);
y_sig_19F_3_RMS=zeros(round(y_l_19_3/10),1);
for j=1:round(y_l_19_1/10)

```

```

for k=n+1:n+10
    y_sig_19F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_19F_1(k,1))/sqrt(y_sig_19F_1_R(k,1))
    ;
end
g=(k/10)-j;
if (g==0)
    n=n+10;
end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_19_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_19F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_19F_2(k,1))/sqrt(y_sig_19F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_19_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_19F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_19F_3(k,1))/sqrt(y_sig_19F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_19RMS_1=length(y_sig_19F_1_RMS);
y_l_19RMS_2=length(y_sig_19F_2_RMS);
y_l_19RMS_3=length(y_sig_19F_3_RMS);
y_max_19_1=max(y_sig_19F_1_RMS);
y_max_19_2=max(y_sig_19F_2_RMS);

```

```

y_max_19_3=max(y_sig_19F_3_RMS) ;
y_sig_19F_1_RMS_N=zeros(y_l_19RMS_1 , 1) ;
y_sig_19F_2_RMS_N=zeros(y_l_19RMS_2 , 1) ;
y_sig_19F_3_RMS_N=zeros(y_l_19RMS_3 , 1) ;
for p=1:y_l_19RMS_1
    y_sig_19F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_19F_1_RMS(p,1)/y_max_19_1 ;
end
for p=1:y_l_19RMS_2
    y_sig_19F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_19F_2_RMS(p,1)/y_max_19_2 ;
end
for p=1:y_l_19RMS_3
    y_sig_19F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_19F_3_RMS(p,1)/y_max_19_3 ;
end

n=0;
y_sig_24F_1_RMS=zeros(round(y_l_24_1/10) , 1) ;
y_sig_24F_2_RMS=zeros(round(y_l_24_2/10) , 1) ;
y_sig_24F_3_RMS=zeros(round(y_l_24_3/10) , 1) ;
for j=1:round(y_l_24_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_24F_1_RMS(j , 1)=norm(y_sig_24F_1(k,1))/sqrt(y_sig_24F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_24_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_24F_2_RMS(j , 1)=norm(y_sig_24F_2(k,1))/sqrt(y_sig_24F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;

```

```

        if (g==0)
            n=n+10;
        end
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_24_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_24F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_24F_3(k,1))/sqrt(y_sig_24F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
end
y_l_24RMS_1=length(y_sig_24F_1_RMS);
y_l_24RMS_2=length(y_sig_24F_2_RMS);
y_l_24RMS_3=length(y_sig_24F_3_RMS);
y_max_24_1=max(y_sig_24F_1_RMS);
y_max_24_2=max(y_sig_24F_2_RMS);
y_max_24_3=max(y_sig_24F_3_RMS);
y_sig_24F_1_RMS_N=zeros(y_l_24RMS_1,1);
y_sig_24F_2_RMS_N=zeros(y_l_24RMS_2,1);
y_sig_24F_3_RMS_N=zeros(y_l_24RMS_3,1);
for p=1:y_l_24RMS_1
    y_sig_24F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_24F_1_RMS(p,1)/y_max_24_1;
end
for p=1:y_l_24RMS_2
    y_sig_24F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_24F_2_RMS(p,1)/y_max_24_2;
end
for p=1:y_l_24RMS_3
    y_sig_24F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_24F_3_RMS(p,1)/y_max_24_3;
end
end
n=0;

```

```

y_sig_25F_1_RMS=zeros(round(y_l_25_1/10),1);
y_sig_25F_2_RMS=zeros(round(y_l_25_2/10),1);
y_sig_25F_3_RMS=zeros(round(y_l_25_3/10),1);
for j=1:round(y_l_25_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_25F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_25F_1(k,1))/sqrt(y_sig_25F_1_R(k,1))
            ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_25_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_25F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_25F_2(k,1))/sqrt(y_sig_25F_2_R(k,1))
            ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_25_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_25F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_25F_3(k,1))/sqrt(y_sig_25F_3_R(k,1))
            ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_25RMS_1=length(y_sig_25F_1_RMS);

```

```

y_l_25RMS_2=length(y_sig_25F_2_RMS);
y_l_25RMS_3=length(y_sig_25F_3_RMS);
y_max_25_1=max(y_sig_25F_1_RMS);
y_max_25_2=max(y_sig_25F_2_RMS);
y_max_25_3=max(y_sig_25F_3_RMS);
y_sig_25F_1_RMS_N=zeros(y_l_25RMS_1,1);
y_sig_25F_2_RMS_N=zeros(y_l_25RMS_2,1);
y_sig_25F_3_RMS_N=zeros(y_l_25RMS_3,1);
for p=1:y_l_25RMS_1
    y_sig_25F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_25F_1_RMS(p,1)/y_max_25_1;
end
for p=1:y_l_25RMS_2
    y_sig_25F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_25F_2_RMS(p,1)/y_max_25_2;
end
for p=1:y_l_25RMS_3
    y_sig_25F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_25F_3_RMS(p,1)/y_max_25_3;
end

n=0;
y_sig_28F_1_RMS=zeros(round(y_l_28_1/10),1);
y_sig_28F_2_RMS=zeros(round(y_l_28_2/10),1);
y_sig_28F_3_RMS=zeros(round(y_l_28_3/10),1);
for j=1:round(y_l_28_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_28F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_28F_1(k,1))/sqrt(y_sig_28F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_28_2/10)
    for k=n+1:n+10

```

```

        y_sig_28F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_28F_2(k,1))/sqrt(y_sig_28F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_28_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_28F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_28F_3(k,1))/sqrt(y_sig_28F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_28RMS_1=length(y_sig_28F_1_RMS);
y_l_28RMS_2=length(y_sig_28F_2_RMS);
y_l_28RMS_3=length(y_sig_28F_3_RMS);
y_max_28_1=max(y_sig_28F_1_RMS);
y_max_28_2=max(y_sig_28F_2_RMS);
y_max_28_3=max(y_sig_28F_3_RMS);
y_sig_28F_1_RMS_N=zeros(y_l_28RMS_1,1);
y_sig_28F_2_RMS_N=zeros(y_l_28RMS_2,1);
y_sig_28F_3_RMS_N=zeros(y_l_28RMS_3,1);
for p=1:y_l_28RMS_1
    y_sig_28F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_28F_1_RMS(p,1)/y_max_28_1;
end
for p=1:y_l_28RMS_2
    y_sig_28F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_28F_2_RMS(p,1)/y_max_28_2;
end
for p=1:y_l_28RMS_3
    y_sig_28F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_28F_3_RMS(p,1)/y_max_28_3;
end

```

**end**

n=0;

y\_sig\_30F\_1\_RMS=zeros(round(y\_l\_30\_1/10),1);

y\_sig\_30F\_2\_RMS=zeros(round(y\_l\_30\_2/10),1);

y\_sig\_30F\_3\_RMS=zeros(round(y\_l\_30\_3/10),1);

**for** j=1:round(y\_l\_30\_1/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_30F\_1\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_30F\_1(k,1))/sqrt(y\_sig\_30F\_1\_R(k,1))

        ;

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

        n=n+10;

**end**

**end**

n=0;

**for** j=1:round(y\_l\_30\_2/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_30F\_2\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_30F\_2(k,1))/sqrt(y\_sig\_30F\_2\_R(k,1))

        ;

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

        n=n+10;

**end**

**end**

n=0;

**for** j=1:round(y\_l\_30\_3/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_30F\_3\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_30F\_3(k,1))/sqrt(y\_sig\_30F\_3\_R(k,1))

        ;

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)



```

        n=n+10;
    end
end
y_l_30RMS_1=length(y_sig_30F_1_RMS);
y_l_30RMS_2=length(y_sig_30F_2_RMS);
y_l_30RMS_3=length(y_sig_30F_3_RMS);
y_max_30_1=max(y_sig_30F_1_RMS);
y_max_30_2=max(y_sig_30F_2_RMS);
y_max_30_3=max(y_sig_30F_3_RMS);
y_sig_30F_1_RMS_N=zeros(y_l_30RMS_1,1);
y_sig_30F_2_RMS_N=zeros(y_l_30RMS_2,1);
y_sig_30F_3_RMS_N=zeros(y_l_30RMS_3,1);
for p=1:y_l_30RMS_1
    y_sig_30F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_30F_1_RMS(p,1)/y_max_30_1;
end
for p=1:y_l_30RMS_2
    y_sig_30F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_30F_2_RMS(p,1)/y_max_30_2;
end
for p=1:y_l_30RMS_3
    y_sig_30F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_30F_3_RMS(p,1)/y_max_30_3;
end

n=0;
y_sig_32F_1_RMS=zeros(round(y_l_32_1/10),1);
y_sig_32F_2_RMS=zeros(round(y_l_32_2/10),1);
y_sig_32F_3_RMS=zeros(round(y_l_32_3/10),1);
for j=1:round(y_l_32_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_32F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_32F_1(k,1))/sqrt(y_sig_32F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end

```

```

end
n=0;
for j=1:round(y_l_32_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_32F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_32F_2(k,1))/sqrt(y_sig_32F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_32_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_32F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_32F_3(k,1))/sqrt(y_sig_32F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_32RMS_1=length(y_sig_32F_1_RMS);
y_l_32RMS_2=length(y_sig_32F_2_RMS);
y_l_32RMS_3=length(y_sig_32F_3_RMS);
y_max_32_1=max(y_sig_32F_1_RMS);
y_max_32_2=max(y_sig_32F_2_RMS);
y_max_32_3=max(y_sig_32F_3_RMS);
y_sig_32F_1_RMS_N=zeros(y_l_32RMS_1,1);
y_sig_32F_2_RMS_N=zeros(y_l_32RMS_2,1);
y_sig_32F_3_RMS_N=zeros(y_l_32RMS_3,1);
for p=1:y_l_32RMS_1
    y_sig_32F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_32F_1_RMS(p,1)/y_max_32_1;
end
for p=1:y_l_32RMS_2

```

```

        y_sig_32F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_32F_2_RMS(p,1)/y_max_32_2;
end
for p=1:y_l_32RMS_3
    y_sig_32F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_32F_3_RMS(p,1)/y_max_32_3;
end

n=0;
y_sig_36F_1_RMS=zeros(round(y_l_36_1/10),1);
y_sig_36F_2_RMS=zeros(round(y_l_36_2/10),1);
y_sig_36F_3_RMS=zeros(round(y_l_36_3/10),1);
for j=1:round(y_l_36_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_36F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_36F_1(k,1))/sqrt(y_sig_36F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_36_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_36F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_36F_2(k,1))/sqrt(y_sig_36F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_36_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_36F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_36F_3(k,1))/sqrt(y_sig_36F_3_R(k,1))

```

```

        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_36RMS_1=length(y_sig_36F_1_RMS) ;
y_l_36RMS_2=length(y_sig_36F_2_RMS) ;
y_l_36RMS_3=length(y_sig_36F_3_RMS) ;
y_max_36_1=max(y_sig_36F_1_RMS) ;
y_max_36_2=max(y_sig_36F_2_RMS) ;
y_max_36_3=max(y_sig_36F_3_RMS) ;
y_sig_36F_1_RMS_N=zeros(y_l_36RMS_1 , 1) ;
y_sig_36F_2_RMS_N=zeros(y_l_36RMS_2 , 1) ;
y_sig_36F_3_RMS_N=zeros(y_l_36RMS_3 , 1) ;
for p=1:y_l_36RMS_1
    y_sig_36F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_36F_1_RMS(p,1) / y_max_36_1 ;
end
for p=1:y_l_36RMS_2
    y_sig_36F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_36F_2_RMS(p,1) / y_max_36_2 ;
end
for p=1:y_l_36RMS_3
    y_sig_36F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_36F_3_RMS(p,1) / y_max_36_3 ;
end

n=0;
y_sig_39F_1_RMS=zeros(round(y_l_39_1/10) , 1) ;
y_sig_39F_2_RMS=zeros(round(y_l_39_2/10) , 1) ;
y_sig_39F_3_RMS=zeros(round(y_l_39_3/10) , 1) ;
for j=1:round(y_l_39_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_39F_1_RMS(j , 1)=norm(y_sig_39F_1(k,1)) / sqrt(y_sig_39F_1_R(k,1))
        ;
    end
end

```

```

    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_39_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_39F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_39F_2(k,1))/sqrt(y_sig_39F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_39_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_39F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_39F_3(k,1))/sqrt(y_sig_39F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_39RMS_1=length(y_sig_39F_1_RMS);
y_l_39RMS_2=length(y_sig_39F_2_RMS);
y_l_39RMS_3=length(y_sig_39F_3_RMS);
y_max_39_1=max(y_sig_39F_1_RMS);
y_max_39_2=max(y_sig_39F_2_RMS);
y_max_39_3=max(y_sig_39F_3_RMS);
y_sig_39F_1_RMS_N=zeros(y_l_39RMS_1,1);
y_sig_39F_2_RMS_N=zeros(y_l_39RMS_2,1);
y_sig_39F_3_RMS_N=zeros(y_l_39RMS_3,1);

```

```

for p=1:y_l_39RMS_1
    y_sig_39F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_39F_1_RMS(p,1)/y_max_39_1;
end
for p=1:y_l_39RMS_2
    y_sig_39F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_39F_2_RMS(p,1)/y_max_39_2;
end
for p=1:y_l_39RMS_3
    y_sig_39F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_39F_3_RMS(p,1)/y_max_39_3;
end

n=0;
y_sig_58F_1_RMS=zeros(round(y_l_58_1/10),1);
y_sig_58F_2_RMS=zeros(round(y_l_58_2/10),1);
y_sig_58F_3_RMS=zeros(round(y_l_58_3/10),1);
for j=1:round(y_l_58_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_58F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_58F_1(k,1))/sqrt(y_sig_58F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_58_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_58F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_58F_2(k,1))/sqrt(y_sig_58F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
end

```

```

n=0;
for j=1:round(y_l_58_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_58F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_58F_3(k,1))/sqrt(y_sig_58F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_58RMS_1=length(y_sig_58F_1_RMS);
y_l_58RMS_2=length(y_sig_58F_2_RMS);
y_l_58RMS_3=length(y_sig_58F_3_RMS);
y_max_58_1=max(y_sig_58F_1_RMS);
y_max_58_2=max(y_sig_58F_2_RMS);
y_max_58_3=max(y_sig_58F_3_RMS);
y_sig_58F_1_RMS_N=zeros(y_l_58RMS_1,1);
y_sig_58F_2_RMS_N=zeros(y_l_58RMS_2,1);
y_sig_58F_3_RMS_N=zeros(y_l_58RMS_3,1);
for p=1:y_l_58RMS_1
    y_sig_58F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_58F_1_RMS(p,1)/y_max_58_1;
end
for p=1:y_l_58RMS_2
    y_sig_58F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_58F_2_RMS(p,1)/y_max_58_2;
end
for p=1:y_l_58RMS_3
    y_sig_58F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_58F_3_RMS(p,1)/y_max_58_3;
end

n=0;
y_sig_54F_1_RMS=zeros(round(y_l_54_1/10),1);
y_sig_54F_2_RMS=zeros(round(y_l_54_2/10),1);
y_sig_54F_3_RMS=zeros(round(y_l_54_3/10),1);
for j=1:round(y_l_54_1/10)

```

```

for k=n+1:n+10
    y_sig_54F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_54F_1(k,1))/sqrt(y_sig_54F_1_R(k,1))
    ;
end
g=(k/10)-j;
if (g==0)
    n=n+10;
end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_54_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_54F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_54F_2(k,1))/sqrt(y_sig_54F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_54_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_54F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_54F_3(k,1))/sqrt(y_sig_54F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_54RMS_1=length(y_sig_54F_1_RMS);
y_l_54RMS_2=length(y_sig_54F_2_RMS);
y_l_54RMS_3=length(y_sig_54F_3_RMS);
y_max_54_1=max(y_sig_54F_1_RMS);
y_max_54_2=max(y_sig_54F_2_RMS);

```



```

y_max_54_3=max(y_sig_54F_3_RMS) ;
y_sig_54F_1_RMS_N=zeros(y_l_54RMS_1 , 1) ;
y_sig_54F_2_RMS_N=zeros(y_l_54RMS_2 , 1) ;
y_sig_54F_3_RMS_N=zeros(y_l_54RMS_3 , 1) ;
for p=1:y_l_54RMS_1
    y_sig_54F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_54F_1_RMS(p,1)/y_max_54_1 ;
end
for p=1:y_l_54RMS_2
    y_sig_54F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_54F_2_RMS(p,1)/y_max_54_2 ;
end
for p=1:y_l_54RMS_3
    y_sig_54F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_54F_3_RMS(p,1)/y_max_54_3 ;
end

n=0;
y_sig_56F_1_RMS=zeros(round(y_l_56_1/10) , 1) ;
y_sig_56F_2_RMS=zeros(round(y_l_56_2/10) , 1) ;
y_sig_56F_3_RMS=zeros(round(y_l_56_3/10) , 1) ;
for j=1:round(y_l_56_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_56F_1_RMS(j , 1)=norm(y_sig_56F_1(k,1))/sqrt(y_sig_56F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_56_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_56F_2_RMS(j , 1)=norm(y_sig_56F_2(k,1))/sqrt(y_sig_56F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;

```

```

        if (g==0)
            n=n+10;
        end
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_56_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_56F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_56F_3(k,1))/sqrt(y_sig_56F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_56RMS_1=length(y_sig_56F_1_RMS);
y_l_56RMS_2=length(y_sig_56F_2_RMS);
y_l_56RMS_3=length(y_sig_56F_3_RMS);
y_max_56_1=max(y_sig_56F_1_RMS);
y_max_56_2=max(y_sig_56F_2_RMS);
y_max_56_3=max(y_sig_56F_3_RMS);
y_sig_56F_1_RMS_N=zeros(y_l_56RMS_1,1);
y_sig_56F_2_RMS_N=zeros(y_l_56RMS_2,1);
y_sig_56F_3_RMS_N=zeros(y_l_56RMS_3,1);
for p=1:y_l_56RMS_1
    y_sig_56F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_56F_1_RMS(p,1)/y_max_56_1;
end
for p=1:y_l_56RMS_2
    y_sig_56F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_56F_2_RMS(p,1)/y_max_56_2;
end
for p=1:y_l_56RMS_3
    y_sig_56F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_56F_3_RMS(p,1)/y_max_56_3;
end

n=0;

```

```

y_sig_60F_1_RMS=zeros(round(y_l_60_1/10),1);
y_sig_60F_2_RMS=zeros(round(y_l_60_2/10),1);
y_sig_60F_3_RMS=zeros(round(y_l_60_3/10),1);
for j=1:round(y_l_60_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_60F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_60F_1(k,1))/sqrt(y_sig_60F_1_R(k,1))
            ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_60_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_60F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_60F_2(k,1))/sqrt(y_sig_60F_2_R(k,1))
            ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_60_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_60F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_60F_3(k,1))/sqrt(y_sig_60F_3_R(k,1))
            ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_60RMS_1=length(y_sig_60F_1_RMS);

```

```

y_l_60RMS_2=length(y_sig_60F_2_RMS);
y_l_60RMS_3=length(y_sig_60F_3_RMS);
y_max_60_1=max(y_sig_60F_1_RMS);
y_max_60_2=max(y_sig_60F_2_RMS);
y_max_60_3=max(y_sig_60F_3_RMS);
y_sig_60F_1_RMS_N=zeros(y_l_60RMS_1,1);
y_sig_60F_2_RMS_N=zeros(y_l_60RMS_2,1);
y_sig_60F_3_RMS_N=zeros(y_l_60RMS_3,1);
for p=1:y_l_60RMS_1
    y_sig_60F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_60F_1_RMS(p,1)/y_max_60_1;
end
for p=1:y_l_60RMS_2
    y_sig_60F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_60F_2_RMS(p,1)/y_max_60_2;
end
for p=1:y_l_60RMS_3
    y_sig_60F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_60F_3_RMS(p,1)/y_max_60_3;
end

n=0;
y_sig_62F_1_RMS=zeros(round(y_l_62_1/10),1);
y_sig_62F_2_RMS=zeros(round(y_l_62_2/10),1);
y_sig_62F_3_RMS=zeros(round(y_l_62_3/10),1);
for j=1:round(y_l_62_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_62F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_62F_1(k,1))/sqrt(y_sig_62F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_62_2/10)
    for k=n+1:n+10

```

```

        y_sig_62F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_62F_2(k,1))/sqrt(y_sig_62F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_62_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_62F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_62F_3(k,1))/sqrt(y_sig_62F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_62RMS_1=length(y_sig_62F_1_RMS);
y_l_62RMS_2=length(y_sig_62F_2_RMS);
y_l_62RMS_3=length(y_sig_62F_3_RMS);
y_max_62_1=max(y_sig_62F_1_RMS);
y_max_62_2=max(y_sig_62F_2_RMS);
y_max_62_3=max(y_sig_62F_3_RMS);
y_sig_62F_1_RMS_N=zeros(y_l_62RMS_1,1);
y_sig_62F_2_RMS_N=zeros(y_l_62RMS_2,1);
y_sig_62F_3_RMS_N=zeros(y_l_62RMS_3,1);
for p=1:y_l_62RMS_1
    y_sig_62F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_62F_1_RMS(p,1)/y_max_62_1;
end
for p=1:y_l_62RMS_2
    y_sig_62F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_62F_2_RMS(p,1)/y_max_62_2;
end
for p=1:y_l_62RMS_3
    y_sig_62F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_62F_3_RMS(p,1)/y_max_62_3;
end

```

**end**

n=0;

y\_sig\_84F\_1\_RMS=zeros(round(y\_l\_84\_1/10),1);

y\_sig\_84F\_2\_RMS=zeros(round(y\_l\_84\_2/10),1);

y\_sig\_84F\_3\_RMS=zeros(round(y\_l\_84\_3/10),1);

**for** j=1:round(y\_l\_84\_1/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_84F\_1\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_84F\_1(k,1))/sqrt(y\_sig\_84F\_1\_R(k,1))

        ;

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

        n=n+10;

**end**

**end**

n=0;

**for** j=1:round(y\_l\_84\_2/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_84F\_2\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_84F\_2(k,1))/sqrt(y\_sig\_84F\_2\_R(k,1))

        ;

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

        n=n+10;

**end**

**end**

n=0;

**for** j=1:round(y\_l\_84\_3/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_84F\_3\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_84F\_3(k,1))/sqrt(y\_sig\_84F\_3\_R(k,1))

        ;

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

```

        n=n+10;
    end
end
y_l_84RMS_1=length(y_sig_84F_1_RMS);
y_l_84RMS_2=length(y_sig_84F_2_RMS);
y_l_84RMS_3=length(y_sig_84F_3_RMS);
y_max_84_1=max(y_sig_84F_1_RMS);
y_max_84_2=max(y_sig_84F_2_RMS);
y_max_84_3=max(y_sig_84F_3_RMS);
y_sig_84F_1_RMS_N=zeros(y_l_84RMS_1,1);
y_sig_84F_2_RMS_N=zeros(y_l_84RMS_2,1);
y_sig_84F_3_RMS_N=zeros(y_l_84RMS_3,1);
for p=1:y_l_84RMS_1
    y_sig_84F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_84F_1_RMS(p,1)/y_max_84_1;
end
for p=1:y_l_84RMS_2
    y_sig_84F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_84F_2_RMS(p,1)/y_max_84_2;
end
for p=1:y_l_84RMS_3
    y_sig_84F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_84F_3_RMS(p,1)/y_max_84_3;
end

n=0;
y_sig_86F_1_RMS=zeros(round(y_l_86_1/10),1);
y_sig_86F_2_RMS=zeros(round(y_l_86_2/10),1);
y_sig_86F_3_RMS=zeros(round(y_l_86_3/10),1);
for j=1:round(y_l_86_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_86F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_86F_1(k,1))/sqrt(y_sig_86F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end

```

```

end
n=0;
for j=1:round(y_l_86_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_86F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_86F_2(k,1))/sqrt(y_sig_86F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_86_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_86F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_86F_3(k,1))/sqrt(y_sig_86F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_86RMS_1=length(y_sig_86F_1_RMS);
y_l_86RMS_2=length(y_sig_86F_2_RMS);
y_l_86RMS_3=length(y_sig_86F_3_RMS);
y_max_86_1=max(y_sig_86F_1_RMS);
y_max_86_2=max(y_sig_86F_2_RMS);
y_max_86_3=max(y_sig_86F_3_RMS);
y_sig_86F_1_RMS_N=zeros(y_l_86RMS_1,1);
y_sig_86F_2_RMS_N=zeros(y_l_86RMS_2,1);
y_sig_86F_3_RMS_N=zeros(y_l_86RMS_3,1);
for p=1:y_l_86RMS_1
    y_sig_86F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_86F_1_RMS(p,1)/y_max_86_1;
end
for p=1:y_l_86RMS_2

```



```

        y_sig_86F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_86F_2_RMS(p,1)/y_max_86_2;
    end
    for p=1:y_l_86RMS_3
        y_sig_86F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_86F_3_RMS(p,1)/y_max_86_3;
    end

n=0;
y_sig_88F_1_RMS=zeros(round(y_l_88_1/10),1);
y_sig_88F_2_RMS=zeros(round(y_l_88_2/10),1);
y_sig_88F_3_RMS=zeros(round(y_l_88_3/10),1);
for j=1:round(y_l_88_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_88F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_88F_1(k,1))/sqrt(y_sig_88F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_88_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_88F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_88F_2(k,1))/sqrt(y_sig_88F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_88_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_88F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_88F_3(k,1))/sqrt(y_sig_88F_3_R(k,1))

```

```

        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_88RMS_1=length(y_sig_88F_1_RMS) ;
y_l_88RMS_2=length(y_sig_88F_2_RMS) ;
y_l_88RMS_3=length(y_sig_88F_3_RMS) ;
y_max_88_1=max(y_sig_88F_1_RMS) ;
y_max_88_2=max(y_sig_88F_2_RMS) ;
y_max_88_3=max(y_sig_88F_3_RMS) ;
y_sig_88F_1_RMS_N=zeros(y_l_88RMS_1 , 1) ;
y_sig_88F_2_RMS_N=zeros(y_l_88RMS_2 , 1) ;
y_sig_88F_3_RMS_N=zeros(y_l_88RMS_3 , 1) ;
for p=1:y_l_88RMS_1
    y_sig_88F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_88F_1_RMS(p,1) / y_max_88_1 ;
end
for p=1:y_l_88RMS_2
    y_sig_88F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_88F_2_RMS(p,1) / y_max_88_2 ;
end
for p=1:y_l_88RMS_3
    y_sig_88F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_88F_3_RMS(p,1) / y_max_88_3 ;
end

n=0;
y_sig_90F_1_RMS=zeros(round(y_l_90_1/10) , 1) ;
y_sig_90F_2_RMS=zeros(round(y_l_90_2/10) , 1) ;
y_sig_90F_3_RMS=zeros(round(y_l_90_3/10) , 1) ;
for j=1:round(y_l_90_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_90F_1_RMS(j , 1)=norm(y_sig_90F_1(k,1)) / sqrt(y_sig_90F_1_R(k,1))
        ;
    end
end

```

```

    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_90_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_90F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_90F_2(k,1))/sqrt(y_sig_90F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_90_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_90F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_90F_3(k,1))/sqrt(y_sig_90F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_90RMS_1=length(y_sig_90F_1_RMS);
y_l_90RMS_2=length(y_sig_90F_2_RMS);
y_l_90RMS_3=length(y_sig_90F_3_RMS);
y_max_90_1=max(y_sig_90F_1_RMS);
y_max_90_2=max(y_sig_90F_2_RMS);
y_max_90_3=max(y_sig_90F_3_RMS);
y_sig_90F_1_RMS_N=zeros(y_l_90RMS_1,1);
y_sig_90F_2_RMS_N=zeros(y_l_90RMS_2,1);
y_sig_90F_3_RMS_N=zeros(y_l_90RMS_3,1);

```

```

for p=1:y_l_90RMS_1
    y_sig_90F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_90F_1_RMS(p,1)/y_max_90_1;
end
for p=1:y_l_90RMS_2
    y_sig_90F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_90F_2_RMS(p,1)/y_max_90_2;
end
for p=1:y_l_90RMS_3
    y_sig_90F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_90F_3_RMS(p,1)/y_max_90_3;
end

n=0;
y_sig_94F_1_RMS=zeros(round(y_l_94_1/10),1);
y_sig_94F_2_RMS=zeros(round(y_l_94_2/10),1);
y_sig_94F_3_RMS=zeros(round(y_l_94_3/10),1);
for j=1:round(y_l_94_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_94F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_94F_1(k,1))/sqrt(y_sig_94F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_94_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_94F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_94F_2(k,1))/sqrt(y_sig_94F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
end

```

```

n=0;
for j=1:round(y_l_94_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_94F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_94F_3(k,1))/sqrt(y_sig_94F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_94RMS_1=length(y_sig_94F_1_RMS);
y_l_94RMS_2=length(y_sig_94F_2_RMS);
y_l_94RMS_3=length(y_sig_94F_3_RMS);
y_max_94_1=max(y_sig_94F_1_RMS);
y_max_94_2=max(y_sig_94F_2_RMS);
y_max_94_3=max(y_sig_94F_3_RMS);
y_sig_94F_1_RMS_N=zeros(y_l_94RMS_1,1);
y_sig_94F_2_RMS_N=zeros(y_l_94RMS_2,1);
y_sig_94F_3_RMS_N=zeros(y_l_94RMS_3,1);
for p=1:y_l_94RMS_1
    y_sig_94F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_94F_1_RMS(p,1)/y_max_94_1;
end
for p=1:y_l_94RMS_2
    y_sig_94F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_94F_2_RMS(p,1)/y_max_94_2;
end
for p=1:y_l_94RMS_3
    y_sig_94F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_94F_3_RMS(p,1)/y_max_94_3;
end

n=0;
y_sig_96F_1_RMS=zeros(round(y_l_96_1/10),1);
y_sig_96F_2_RMS=zeros(round(y_l_96_2/10),1);
y_sig_96F_3_RMS=zeros(round(y_l_96_3/10),1);
for j=1:round(y_l_96_1/10)

```

```

for k=n+1:n+10
    y_sig_96F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_96F_1(k,1))/sqrt(y_sig_96F_1_R(k,1))
    ;
end
g=(k/10)-j;
if (g==0)
    n=n+10;
end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_96_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_96F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_96F_2(k,1))/sqrt(y_sig_96F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_96_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_96F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_96F_3(k,1))/sqrt(y_sig_96F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_96RMS_1=length(y_sig_96F_1_RMS);
y_l_96RMS_2=length(y_sig_96F_2_RMS);
y_l_96RMS_3=length(y_sig_96F_3_RMS);
y_max_96_1=max(y_sig_96F_1_RMS);
y_max_96_2=max(y_sig_96F_2_RMS);

```

```

y_max_96_3=max(y_sig_96F_3_RMS) ;
y_sig_96F_1_RMS_N=zeros(y_l_96RMS_1 , 1) ;
y_sig_96F_2_RMS_N=zeros(y_l_96RMS_2 , 1) ;
y_sig_96F_3_RMS_N=zeros(y_l_96RMS_3 , 1) ;
for p=1:y_l_96RMS_1
    y_sig_96F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_96F_1_RMS(p,1)/y_max_96_1 ;
end
for p=1:y_l_96RMS_2
    y_sig_96F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_96F_2_RMS(p,1)/y_max_96_2 ;
end
for p=1:y_l_96RMS_3
    y_sig_96F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_96F_3_RMS(p,1)/y_max_96_3 ;
end

n=0;
y_sig_98F_1_RMS=zeros(round(y_l_98_1/10) , 1) ;
y_sig_98F_2_RMS=zeros(round(y_l_98_2/10) , 1) ;
y_sig_98F_3_RMS=zeros(round(y_l_98_3/10) , 1) ;
for j=1:round(y_l_98_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_98F_1_RMS(j , 1)=norm(y_sig_98F_1(k,1))/sqrt(y_sig_98F_1_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_98_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_98F_2_RMS(j , 1)=norm(y_sig_98F_2(k,1))/sqrt(y_sig_98F_2_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j ;

```

```

        if (g==0)
            n=n+10;
        end
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_98_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_98F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_98F_3(k,1))/sqrt(y_sig_98F_3_R(k,1))
        ;
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
end
y_l_98RMS_1=length(y_sig_98F_1_RMS);
y_l_98RMS_2=length(y_sig_98F_2_RMS);
y_l_98RMS_3=length(y_sig_98F_3_RMS);
y_max_98_1=max(y_sig_98F_1_RMS);
y_max_98_2=max(y_sig_98F_2_RMS);
y_max_98_3=max(y_sig_98F_3_RMS);
y_sig_98F_1_RMS_N=zeros(y_l_98RMS_1,1);
y_sig_98F_2_RMS_N=zeros(y_l_98RMS_2,1);
y_sig_98F_3_RMS_N=zeros(y_l_98RMS_3,1);
for p=1:y_l_98RMS_1
    y_sig_98F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_98F_1_RMS(p,1)/y_max_98_1;
end
for p=1:y_l_98RMS_2
    y_sig_98F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_98F_2_RMS(p,1)/y_max_98_2;
end
for p=1:y_l_98RMS_3
    y_sig_98F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_98F_3_RMS(p,1)/y_max_98_3;
end
end
n=0;

```



```

y_sig_101F_1_RMS=zeros(round(y_l_101_1/10),1);
y_sig_101F_2_RMS=zeros(round(y_l_101_2/10),1);
y_sig_101F_3_RMS=zeros(round(y_l_101_3/10),1);
for j=1:round(y_l_101_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_101F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_101F_1(k,1))/sqrt(y_sig_101F_1_R(k
            ,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_101_2/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_101F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_101F_2(k,1))/sqrt(y_sig_101F_2_R(k
            ,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_101_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_101F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_101F_3(k,1))/sqrt(y_sig_101F_3_R(k
            ,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
end
y_l_101RMS_1=length(y_sig_101F_1_RMS);

```

```

y_l_101RMS_2=length(y_sig_101F_2_RMS);
y_l_101RMS_3=length(y_sig_101F_3_RMS);
y_max_101_1=max(y_sig_101F_1_RMS);
y_max_101_2=max(y_sig_101F_2_RMS);
y_max_101_3=max(y_sig_101F_3_RMS);
y_sig_101F_1_RMS_N=zeros(y_l_101RMS_1,1);
y_sig_101F_2_RMS_N=zeros(y_l_101RMS_2,1);
y_sig_101F_3_RMS_N=zeros(y_l_101RMS_3,1);
for p=1:y_l_101RMS_1
    y_sig_101F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_101F_1_RMS(p,1)/y_max_101_1;
end
for p=1:y_l_101RMS_2
    y_sig_101F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_101F_2_RMS(p,1)/y_max_101_2;
end
for p=1:y_l_101RMS_3
    y_sig_101F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_101F_3_RMS(p,1)/y_max_101_3;
end

n=0;
y_sig_104F_1_RMS=zeros(round(y_l_104_1/10),1);
y_sig_104F_2_RMS=zeros(round(y_l_104_2/10),1);
y_sig_104F_3_RMS=zeros(round(y_l_104_3/10),1);
for j=1:round(y_l_104_1/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_104F_1_RMS(j,1)=norm(y_sig_104F_1(k,1))/sqrt(y_sig_104F_1_R(k
            ,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_104_2/10)
    for k=n+1:n+10

```

```

        y_sig_104F_2_RMS(j,1)=norm(y_sig_104F_2(k,1))/sqrt(y_sig_104F_2_R(k
            ,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
n=0;
for j=1:round(y_l_104_3/10)
    for k=n+1:n+10
        y_sig_104F_3_RMS(j,1)=norm(y_sig_104F_3(k,1))/sqrt(y_sig_104F_3_R(k
            ,1));
    end
    g=(k/10)-j;
    if (g==0)
        n=n+10;
    end
end
y_l_104RMS_1=length(y_sig_104F_1_RMS);
y_l_104RMS_2=length(y_sig_104F_2_RMS);
y_l_104RMS_3=length(y_sig_104F_3_RMS);
y_max_104_1=max(y_sig_104F_1_RMS);
y_max_104_2=max(y_sig_104F_2_RMS);
y_max_104_3=max(y_sig_104F_3_RMS);
y_sig_104F_1_RMS_N=zeros(y_l_104RMS_1,1);
y_sig_104F_2_RMS_N=zeros(y_l_104RMS_2,1);
y_sig_104F_3_RMS_N=zeros(y_l_104RMS_3,1);
for p=1:y_l_104RMS_1
    y_sig_104F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_104F_1_RMS(p,1)/y_max_104_1;
end
for p=1:y_l_104RMS_2
    y_sig_104F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_104F_2_RMS(p,1)/y_max_104_2;
end
for p=1:y_l_104RMS_3
    y_sig_104F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_104F_3_RMS(p,1)/y_max_104_3;
end

```

**end**

n=0;

y\_sig\_106F\_1\_RMS=zeros(round(y\_l\_106\_1/10),1);

y\_sig\_106F\_2\_RMS=zeros(round(y\_l\_106\_2/10),1);

y\_sig\_106F\_3\_RMS=zeros(round(y\_l\_106\_3/10),1);

**for** j=1:round(y\_l\_106\_1/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_106F\_1\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_106F\_1(k,1))/sqrt(y\_sig\_106F\_1\_R(k,1));

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

        n=n+10;

**end**

**end**

n=0;

**for** j=1:round(y\_l\_106\_2/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_106F\_2\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_106F\_2(k,1))/sqrt(y\_sig\_106F\_2\_R(k,1));

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

        n=n+10;

**end**

**end**

n=0;

**for** j=1:round(y\_l\_106\_3/10)

**for** k=n+1:n+10

        y\_sig\_106F\_3\_RMS(j,1)=norm(y\_sig\_106F\_3(k,1))/sqrt(y\_sig\_106F\_3\_R(k,1));

**end**

    g=(k/10)-j;

**if** (g==0)

```

        n=n+10;
    end
end
y_l_106RMS_1=length(y_sig_106F_1_RMS);
y_l_106RMS_2=length(y_sig_106F_2_RMS);
y_l_106RMS_3=length(y_sig_106F_3_RMS);
y_max_106_1=max(y_sig_106F_1_RMS);
y_max_106_2=max(y_sig_106F_2_RMS);
y_max_106_3=max(y_sig_106F_3_RMS);
y_sig_106F_1_RMS_N=zeros(y_l_106RMS_1,1);
y_sig_106F_2_RMS_N=zeros(y_l_106RMS_2,1);
y_sig_106F_3_RMS_N=zeros(y_l_106RMS_3,1);
for p=1:y_l_106RMS_1
    y_sig_106F_1_RMS_N(p,1)=y_sig_106F_1_RMS(p,1)/y_max_106_1;
end
for p=1:y_l_106RMS_2
    y_sig_106F_2_RMS_N(p,1)=y_sig_106F_2_RMS(p,1)/y_max_106_2;
end
for p=1:y_l_106RMS_3
    y_sig_106F_3_RMS_N(p,1)=y_sig_106F_3_RMS(p,1)/y_max_106_3;
end

```

La lista de materiales para desarrollar el circuito fue la siguiente:

- 1 Amplificador de instrumentación INA128
- 1 Amplificador operacional OPA4277
- 4 resistencias de  $4.7\text{ M}\Omega$  a  $1/4\text{ W}$
- 2 resistencias de  $15\ \Omega$  a  $1/4\text{ W}$
- 2 resistencias de  $33\text{ K}\Omega$  a  $1/4\text{ W}$
- 2 resistencias de  $330\text{ K}\Omega$  a  $1/4\text{ W}$
- 2 resistencias de  $390\text{ K}\Omega$  a  $1/4\text{ W}$
- 1 resistencia de  $1\text{ K}\Omega$  a  $1/4\text{ W}$
- 10 resistencia de  $1\text{ K}\Omega$  a  $1/4\text{ W}$
- 2 capacitores de  $1\ \mu\text{F}$
- 2 capacitores de  $470\text{ nF}$
- 2 capacitores de  $1\text{ nF}$
- 1 capacitor de  $3.3\text{ nF}$
- 1 capacitor de  $0.1\ \mu\text{F}$
- 1 diodo IN4148
- 1 conector tipo header macho de 5x2
- 1 conector tipo header macho de 4x1
- 1 conector jack 2.5 macho con cuatro canales

Los fotolitos de la capa de arriba, capa de abajo y capa de serigrafía utilizados en este trabajo se presentan a continuación.

