



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN MECATRÓNICA

TEMA

“ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PROVENIENTES DEL MOVIMIENTO DE FLEXO-EXTENSIÓN DE LA RODILLA”

AUTOR: Guerrero Haro Edwin Geovanni

DIRECTOR: MSc. Ing. Iván Iglesias Navarro

Ibarra – Ecuador

2016



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

La Universidad Técnica del Norte dentro del Proyecto Repositorio Digital Institucional determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la universidad.

Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual se pone a disposición la siguiente información:

DATOS DEL AUTOR	
CÉDULA DE IDENTIDAD	100340734-1
APELLIDOS Y NOMBRES	Guerrero Haro Edwin Geovanni
DIRECCIÓN	Km. 3 Vía a las Lagunas de Mojanda (Otavalo)
E-MAIL	egguerrero@utn.edu.ec
TELÉFONO MÓVIL	0997915028
DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO	ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PROVENIENTES DEL MOVIMIENTO DE FLEXO-EXTENSIÓN DE LA RODILLA.
AUTOR	Guerrero Haro Edwin Geovanni
FECHA	Noviembre del 2016
PROGRAMA	Pregrado
TÍTULO POR EL QUE OPTA	INGENIERO EN MECATRÓNICA
ASESOR	MSc. Ing. Iván Iglesias Navarro

2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

Yo, Edwin Geovanni Guerrero Haro con cédula de identidad Nro. 100340734-1, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales del trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en formato digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad del material y como apoyo a la educación, investigación y extensión; en concordancia con la Ley de Educación Superior Artículo 144.

3. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se desarrolló sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original, y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, noviembre del 2016.



Edwin Geovanni Guerrero Haro

C.I.: 100340734-1



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DECLARACIÓN

Yo, Edwin Geovanni Guerrero Haro, con cédula de identidad N°. 100340734-1, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de autoría; y que este no ha sido previamente presentado en ningún grado o calificación profesional.

A través de la presente declaración cedo los derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Universidad Técnica del Norte, según lo establecido por las Leyes de la Propiedad Intelectual, Reglamentos y Normativa vigente de la Universidad Técnica del Norte.

Edwin Geovanni Guerrero Haro

C.I.: 100340734-1

Ibarra, noviembre del 2016



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

Yo, Edwin Geovanni Guerrero Haro con cédula de identidad Nro. 100340734-1, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, artículos 4, 5,6, en calidad de autor del trabajo de grado denominado: "ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PROVENIENTES DEL MOVIMIENTO DE FLEXO-EXTENSIÓN DE LA RODILLA", que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica en la Universidad Técnica del Norte, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

A handwritten signature in blue ink, which appears to read "Edwin Geovanni Guerrero Haro". The signature is written in a cursive style and is positioned above a horizontal dotted line.

Edwin Geovanni Guerrero Haro

C.I.: 100340734-1



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICO

Que la Tesis previa a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica con el tema: **“ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PROVENIENTES DEL MOVIMIENTO DE FLEXO-EXTENSIÓN DE LA RODILLA”**, ha sido desarrollado y terminado en su totalidad por el Sr. Edwin Geovanni Guerrero Haro, con cédula de identidad: 100340734-1, bajo mi supervisión para lo cual firmo en constancia.

MSc. Ing. Iván Iglesias Navarro

DIRECTOR



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mis padres, hermanos y familiares que siempre han estado pendientes de mí, tratando de brindarme apoyo moral para seguir siempre adelante enfrentando los obstáculos que se presentan día a día.

A mis docentes y amigos que me han guiado y acompañado a lo largo del transcurso de la carrera.

EDWIN G.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

DEDICATORIA

En primer lugar, a Dios que me dio la vida y me brindó una hermosa familia. A mis padres que son los pilares fundamentales de mi vida ya que gracias a sus consejos y apoyos incondicionales supieron guiarme por el buen camino. A mis hermanos que siempre estuvieron cerca de mí, apoyándome en los momentos difíciles para poder salir adelante.

EDWIN G.

RESUMEN

El presente trabajo detalla el desarrollo de una interfaz gráfica de usuario que muestra la actividad eléctrica muscular generada al realizar movimientos controlados de flexión y extensión de la rodilla. Esta investigación tiene como finalidad desarrollar una aplicación que sea capaz de monitorear y analizar las señales electromiográficas (EMG) de los músculos del muslo solo ejecutando tres tipos de movimiento como es el de marcha, sentarse y levantarse de una silla.

El sistema de análisis desarrollado consta de una tarjeta de acondicionamiento de señales EMG que permite adquirir las señales de los músculos y una tarjeta de adquisición de datos (DAQ) que se encarga de transmitir la señal al computador, en donde, la señal es analizada en una aplicación desarrollada en la plataforma de LabVIEW, donde permite al usuario ingresar los datos personales del paciente, observar la señal generada y filtrada en tiempo real y grabar el movimiento controlado, además, permite leer los datos previamente almacenados y restringir una región de interés de la señal con el fin de analizarla y obtener características en el dominio del tiempo, como son los valores máximos, mínimos, amplitud, longitud de onda, valor RMS y desviación estándar como aspectos principales y almacenarlos en una hoja de resultados.

Esta aplicación ayudará a trabajos futuros enfocados a mejorar el entrenamiento y control de una prótesis mioeléctrica, que estará destinada a personas que han sufrido alguna amputación en sus extremidades inferiores.

ABSTRACT

This paper details the development of a graphical user interface that shows the muscular electrical activity generated in performing controlled flexion and extension movements of the knee. This study seeks to develop an application that is able to monitor and analyze the electromyographic (EMG) signals of the thigh muscles executing only three types of motion such as marching, sitting and up from a chair.

The analysis system developed consists of a signal EMG conditioning card that can acquire signals from the muscles and data acquisition card that is responsible for transmitting the signal to the computer, where, the signal is analyzed in an application developed on the platform LabVIEW, which allows the user to input personal data of the patient, observe the signal generated and filtered in real time and record the controlled motion, additionally, allows to read data previously stored and restrict a region of interest of the signal so as to analyze and get characteristics in the time domain, such as maximum, minimum, amplitude, wavelength, RMS value and standard deviation as the main aspects and save them in a result sheet.

This application will help future work focus on improving the training and monitoring of a myoelectric prosthesis, which is intended for people who have suffered some amputation in their lower extremities.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	I
AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN	II
1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA	II
2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD	III
3. CONSTANCIAS	III
DECLARACIÓN.....	IV
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO	V
CERTIFICO.....	VI
AGRADECIMIENTO.....	VII
DEDICATORIA.....	VIII
RESUMEN	IX
ABSTRACT.....	X
ÍNDICE DE CONTENIDOS	XI
ÍNDICE DE TABLAS.....	XIV
ÍNDICE DE FIGURAS	XVI
ÍNDICE DE ECUACIONES	XIX
CAPÍTULO 1	1
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN.....	2
1.1.1. Planteamiento del problema.....	2
1.1.2. Objetivos de la investigación.	2
1.1.3. Justificación.....	3
1.1.4. Alcance y limitaciones.	4
CAPÍTULO 2.....	5
2. MARCO TEÓRICO.....	5
2.1. Antecedentes.....	5

2.2.	Fundamentación teórica.....	7
2.2.1.	Electromiografía.	7
2.2.2.	Potencial de Acción de Unidad Motora (MUAP)	8
2.2.3.	Características de la señal EMG.....	8
2.2.4.	Electrodos	9
2.2.5.	Clasificación de las señales biológicas.....	13
2.2.6.	Parámetros para el análisis de la señal EMG en el dominio del tiempo. .	15
2.2.7.	Parámetros para el análisis de la señal EMG en el dom. de la frec.....	21
2.2.8.	Criterios de procesamiento de la señal EMG.	22
2.2.9.	Adquisición de datos (DAQ).	27
2.2.10.	Tarjeta de adquisición de datos	27
2.2.11.	Acondicionamiento de señales.....	28
2.2.12.	Convertidor análogo digital (ADC)	28
2.2.13.	Bus de la PC.....	29
2.2.14.	Frecuencia de muestreo.....	29
2.2.15.	Herramientas de LabView para el análisis de señales.	31
CAPÍTULO 3		34
3.	MARCO METODOLÓGICO	34
3.1.	Metodología Mecatrónica.	34
3.2.	Investigar fuentes bibliográficas de información.....	35
3.2.1.	Tarjeta de acondicionamiento de señales EMG.....	35
3.2.2.	Construcción de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG.	38
3.3.	Seleccionar las características de la señal en el dominio del tiempo.	41
3.4.	Realizar una interfaz gráfica de usuario que visualice la señal.....	41
3.5.	Realizar pruebas de funcionamiento.....	41
CAPÍTULO 4		43

4.	DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO	43
4.1.	Diagrama de flujo.	44
4.2.	Etapa inicial.	45
4.3.	Etapa de adquisición de datos.....	45
4.3.1.	Muestreo de la señal.	47
4.4.	Etapa de almacenamiento de la señal EMG.....	49
4.5.	Etapa de lectura de la señal EMG.	50
4.6.	Etapa de actualización de datos.	51
4.7.	Etapa de análisis de la señal EMG.	52
	Número de muestras de una onda.	53
	Duración de la onda.	54
	Amplitud y niveles.....	55
	Valor RMS.....	55
	Desviación y varianza.....	56
	Detector de picos.	58
4.8.	Etapa de almacenamiento de resultados.....	59
	CAPÍTULO 5.....	60
5.	PRUEBAS Y RESULTADOS	60
5.1.	Adquisición de la señal EMG.....	60
	Pruebas realizadas en hombres.	60
	Pruebas realizadas en mujeres.	77
5.2.	Resultados Obtenidos.....	85
	En hombres.	85
	CAPÍTULO 6.....	98
6.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	98
6.1.	Conclusiones.....	98
6.2.	Recomendaciones	98

GLOSARIO DE TÉRMINOS	100
BIBLIOGRAFÍA	101
MANUAL DE USUARIO	104
ANEXOS.....	117
7.1 ESPECIFICACIONES DE LA TARJETA MYDAQ.	117
7.2 PELVIS Y HUESO COXAL.....	118
7.3 AMPLIFICADOR OPERACIONAL LM324N	119
7.4 CÓDIGO EN LABVIEW	120
7.5 PANEL FRONTAL Y DIAGRAMA DE BLOQUES	122

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Resumen con las frecuencias de muestreo para determinadas señales.	31
Tabla 5.1 Amplitud de la señal EMG de un niño de 10 años.	60
Tabla 5.2 Valor Máximo de la señal EMG de un niño de 10 años.....	61
Tabla 5.3 Valor Mínimo de la señal EMG de un niño de 10 años.	62
Tabla 5.4 Longitud de Onda de la señal EMG de un niño de 10 años.	62
Tabla 5.5 Valor RMS de la señal EMG de un niño de 10 años.	63
Tabla 5.6 Desviación Estándar de la señal EMG de un niño de 10 años.....	64
Tabla 5.7 Amplitud de la señal EMG de un joven de 18 años.....	65
Tabla 5.8 Valor Máximo de la señal EMG de un joven de 18 años.	65
Tabla 5.9 Valor Mínimo de la señal EMG de un joven de 18 años.....	66
Tabla 5.10 Longitud de Onda de la señal EMG de un joven de 18 años.....	67
Tabla 5.11 Valor RMS de la señal EMG de un joven de 18 años.	67
Tabla 5.12 Desviación Estándar de la señal EMG de un joven de 18 años.	68
Tabla 5.13 Amplitud de la señal EMG de un adulto de 25 años.	69
Tabla 5.14 Valor Máximo de la señal EMG de un adulto de 25 años.	69
Tabla 5.15 Valor Mínimo de la señal EMG de un adulto de 25 años.	70
Tabla 5.16 Longitud de Onda de la señal EMG de un adulto de 25 años.....	71
Tabla 5.17 Valor RMS de la señal EMG de un adulto de 25 años.	71
Tabla 5.18 Desviación Estándar de la señal EMG de un adulto de 25 años.	72
Tabla 5.19 Amplitud de la señal EMG de un adulto de 48 años.	73

Tabla 5.20 Valor Máximo de la señal EMG de un adulto de 48 años.	73
Tabla 5.21 Valor Mínimo de la señal EMG de un adulto de 48 años.	74
Tabla 5.22 Longitud de Onda de la señal EMG de un adulto de 48 años.....	75
Tabla 5.23 Valor RMS de la señal EMG de un adulto de 48 años.	75
Tabla 5.24 Desviación Estándar de la señal EMG de un adulto de 48 años.	76
Tabla 5.25 Amplitud de la señal EMG de una niña de 8 años.	77
Tabla 5.26 Valor Máximo de la señal EMG de una niña de 8 años.	78
Tabla 5.27 Valor Mínimo de la señal EMG de una niña de 8 años.	78
Tabla 5.28 Longitud de Onda de la señal EMG de una niña de 8 años.....	79
Tabla 5.29 Valor RMS de la señal EMG de una niña de 8 años.	80
Tabla 5.30 Desviación Estándar de la señal EMG de una niña de 8 años	80
Tabla 5.31 Amplitud de la señal EMG de una joven de 16 años.	81
Tabla 5.32 Valor Máximo de la señal EMG de una joven de 16 años.	82
Tabla 5.33 Valor Mínimo de la señal EMG de una joven de 16 años.	82
Tabla 5.34 Longitud de Onda de la señal EMG de una joven de 16 años.	83
Tabla 5.35 Valor RMS de la señal EMG de una joven de 16 años.	84
Tabla 5.36 Desviación Estándar de la señal EMG de una joven de 16 años.....	84
Tabla 5.37 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.....	85
Tabla 5.38 Amplitud de la señal EMG realizando el mov. de levantarse.....	86
Tabla 5.39 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse	87
Tabla 5.40 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.	88
Tabla 5.41 Valor Máximo de la señal EMG realizando el mov. de levantarse	88
Tabla 5.42 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse	89
Tabla 5.43 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.	90
Tabla 5.44 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el mov. de levantarse	90
Tabla 5.45 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el mov. de sentarse.....	91
Tabla 5.46 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.	92
Tabla 5.47 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el mov. de levantarse.	92
Tabla 5.48 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el mov. de sentarse.	93
Tabla 5.49 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.....	94
Tabla 5.50 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse	94
Tabla 5.51 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse	95
Tabla 5.52 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el mov. de marcha.....	96
Tabla 5.53 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el mov. de levantarse....	96

Tabla 5.54 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el mov. de sentarse.....	97
--	----

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 actividad muscular para espinal espontánea en las vértebras lumbares.....	7
Figura 2.2 Diagrama de una Unidad Motora	8
Figura 2.3 Electrodo desechable de gel húmedo moderno	10
Figura 2.4 Esquema de un electrodo monopolar	10
Figura 2.5 Esquema de un electrodo coaxial.....	11
Figura 2.6 Ubicación de los electrodos en músculo recto femoral.....	12
Figura 2.7 Ubicación de los electrodos en músculo vasto lateral.....	12
Figura 2.8 Ubicación de los electrodos en músculo vasto medio.....	13
Figura 2.9 Ubicación del electrodo de referencia.	13
Figura 2.10 EMG de superficie durante contracciones intermitentes.	14
Figura 2.11 Espectro de frecuencias de una señal electromiográfica.	23
Figura 2.12 Análisis de una onda con la Transformada Wavelet.....	26
Figura 2.13 Partes de un sistema de adquisición de datos	27
Figura 2.14 Tarjeta de adquisición de datos NI myDAQ.....	28
Figura 2.15 Efecto aliasing debido a una baja frecuencia de muestreo.....	30
Figura 3.1 Etapa de pre amplificación	36
Figura 3.2 Filtro pasa banda Butterworth de cuarto orden de 20 a 500[Hz].	36
Figura 3.3 Filtro Notch de 60[Hz] con ancho de banda de 2[Hz]	37
Figura 3.4 Etapa de amplificación final.	37
Figura 3.5 Flujograma de construcción de la tarjeta de acondicionamiento	38
Figura 3.6 Ruteado de la placa en NI Ultiboard.	39
Figura 3.7 Placa de cobre.	39
Figura 3.8 Impresión láser del circuito.....	40
Figura 3.9 Ataque con ácido a la placa de cobre.	40
Figura 3.10 Placa final con los componentes.	40
Figura 3.11 Prueba de una contracción con el músculo recto femoral.....	42
Figura 3.12 Datos almacenados	42
Figura 3.13 Restricción de la región de interés y resultados estadísticos.....	42
Figura 4.1 Diagrama de flujo de la interfaz gráfica de usuario.....	44
Figura 4.2 Inicio.	45

Figura 4.3 Error ocurrido por ejecutar el programa desconectada la NI MyDAQ.....	46
Figura 4.4 Adquisición de datos.....	46
Figura 4.5 Configuración del filtro digital pasa banda.	47
Figura 4.6 Configuración DAQ Assistant.	48
Figura 4.7 Estructura de casos grabar.	49
Figura 4.8 Estructura de casos exportar.	50
Figura 4.9 Lectura de la señal EMG.	50
Figura 4.10 Sub VI Excel Get Data.	50
Figura 4.11 Tamaño de la señal EMG.	51
Figura 4.12 Lectura actualizada de la señal EMG.	51
Figura 4.13 Generación de onda.	52
Figura 4.14 Análisis de la señal EMG.	53
Figura 4.15 Número de muestras.	53
Figura 4.16 SubVI número de muestras.	53
Figura 4.17 Duración de la onda.	54
Figura 4.18 SubVI duración de la onda.....	54
Figura 4.19 Amplitud y niveles de la onda.	55
Figura 4.20 SubVI amplitud y niveles de la onda.	55
Figura 4.21 Valor RMS.	56
Figura 4.22 SubVI valor RMS.	56
Figura 4.23 Desviación y varianza.	57
Figura 4.24 SubVI desviación y varianza.....	57
Figura 4.25 SubVI desviación y varianza (arreglo de datos).....	58
Figura 4.26 Desviación y varianza (fórmula).....	58
Figura 4.27 Detector de picos.	58
Figura 4.28 Almacenamiento de resultados.	59
Figura 5.1 Amplitud de la señal EMG de un niño de 10 años.	61
Figura 5.2 Valor Máximo de la señal EMG de un niño de 10 años.....	61
Figura 5.3 Valor Mínimo de la señal EMG de un niño de 10 años.	62
Figura 5.4 Longitud de Onda de la señal EMG de un niño de 10 años.	63
Figura 5.5 Valor RMS de la señal EMG de un niño de 10 años.	63
Figura 5.6 Desviación Estándar de la señal EMG de un niño de 10 años.	64
Figura 5.7 Amplitud de la señal EMG de un joven de 18 años.	65
Figura 5.8 Valor Máximo de la señal EMG de un joven de 18 años.	66

Figura 5.9 Valor Mínimo de la señal EMG de un joven de 18 años.....	66
Figura 5.10 Longitud de Onda de la señal EMG de un joven de 18 años.	67
Figura 5.11 Valor RMS de la señal EMG de un joven de 18 años.....	68
Figura 5.12 Desviación Estándar de la señal EMG de un joven de 18 años.	68
Figura 5.13 Amplitud de la señal EMG de un adulto de 25 años.....	69
Figura 5.14 Valor Máximo de la señal EMG de un adulto de 25 años.	70
Figura 5.15 Valor Mínimo de la señal EMG de un adulto de 25 años.....	70
Figura 5.16 Longitud de Onda de la señal EMG de un adulto de 25 años.	71
Figura 5.17 Valor RMS de la señal EMG de un adulto de 25 años.....	72
Figura 5.18 Desviación Estándar de la señal EMG de un adulto de 25 años.....	72
Figura 5.19 Amplitud de la señal EMG de un adulto de 48 años.....	73
Figura 5.20 Valor Máximo de la señal EMG de un adulto de 48 años.	74
Figura 5.21 Valor Mínimo de la señal EMG de un adulto de 48 años.....	74
Figura 5.22 Longitud de Onda de la señal EMG de un adulto de 48 años.	75
Figura 5.23 Valor RMS de la señal EMG de un adulto de 48 años.....	76
Figura 5.24 Desviación Estándar de la señal EMG de un adulto de 48 años.....	76
Figura 5.25 Amplitud de la señal EMG de una niña de 8 años.....	77
Figura 5.26 Valor Máximo de la señal EMG de una niña de 8 años.	78
Figura 5.27 Valor Mínimo de la señal EMG de una niña de 8 años.....	79
Figura 5.28 Longitud de Onda de la señal EMG de una niña de 8 años.	79
Figura 5.29 Valor RMS de la señal EMG de una niña de 8 años.....	80
Figura 5.30 Desviación Estándar de la señal EMG de una niña de 8 años.	81
Figura 5.31 Amplitud de la señal EMG de una joven de 16 años.	81
Figura 5.32 Valor Máximo de la señal EMG de una joven de 16 años.....	82
Figura 5.33 Valor Mínimo de la señal EMG de una joven de 16 años.	83
Figura 5.34 Longitud de Onda de la señal EMG de una joven de 16 años.....	83
Figura 5.35 Valor RMS de la señal EMG de una joven de 16 años.	84
Figura 5.36 Desviación Estándar de la señal EMG de una joven de 16 años.	85
Figura 5.37 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.	86
Figura 5.38 Amplitud de la señal EMG realizando el mov. de levantarse.	86
Figura 5.39 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse	87
Figura 5.40 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.	88
Figura 5.41 Valor Máximo de la señal EMG realizando el mov. de levantarse	89
Figura 5.42 Valor Máximo de la señal EMG realizando el mov. de sentarse	89

Figura 5.43 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.....	90
Figura 5.44 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el mov. de levantarse	91
Figura 5.45 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse	91
Figura 5.46 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el mov. de marcha.	92
Figura 5.47 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el mov. de levantarse.	93
Figura 5.48 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el mov. de sentarse.	93
Figura 5.49 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.....	94
Figura 5.50 Valor RMS de la señal EMG realizando el mov. de levantarse.....	95
Figura 5.51 Valor RMS de la señal EMG realizando el mov. de sentarse	95
Figura 5.52 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el mov. de marcha.....	96
Figura 5.53 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el mov. de levantarse...	97
Figura 5.54 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el mov. de sentarse.....	97

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 2.1 Promedio o media de la señal rectificadas.....	16
Ecuación 2.2 Movimiento promedio.....	17
Ecuación 2.3 Promedio de la mitad de la ventana.	17
Ecuación 2.4 Integración.....	17
Ecuación 2.5 Integración con periodos de tiempo fijo.	18
Ecuación 2.6 Valor de la Raíz Media Cuadrática.	18
Ecuación 2.7 Media del Valor Absoluto.	19
Ecuación 2.8 Longitud de Onda.....	19
Ecuación 2.9 Varianza y Desviación Estándar.....	20
Ecuación 2.10 Análisis del dominio de la frecuencia media.	21
Ecuación 2.11 Análisis del dominio de la frecuencia mediana.....	21
Ecuación 2.12 Transformada de Fourier de una función periódica.	23
Ecuación 2.13 Transformada Inversa de Fourier de una función periódica.....	23
Ecuación 2.14 Transformada de Fourier de una función no periódica.	23
Ecuación 2.15 Transformada Inversa de Fourier de una función no periódica.	24
Ecuación 2.16 Transformada Corta de Fourier.....	24
Ecuación 2.17 Transformada Wavelet Continua	26
Ecuación 2.18 Wavelet Madre.	26
Ecuación 2.19 Frecuencia de muestreo.	29

Ecuación 2.20 Teorema de Nyquist.....	30
Ecuación 4.1 Diferencial de tiempo.....	52
Ecuación 4.2 Duración de la onda.....	54
Ecuación 4.3 RMS de la onda.....	55
Ecuación 4.4 Desviación estándar de una población.....	56
Ecuación 4.5 Desviación estándar de una muestra.	56

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años el avance tecnológico ha dado pasos agigantados al incursionar en diferentes campos, como es el caso de la ingeniería enfocada a resolver problemas de la medicina, con la creación de inventos que cambian el ritmo y la calidad de vida de las personas.

Con el avance de las nuevas tecnologías y la comunicación se puede conducir al desarrollo de inteligencia artificial que ayuda a la clasificación automática de señales, así como sistemas expertos de apoyo al diagnóstico electromiográfico.

Dentro del campo de la medicina se pueden encontrar señales biológicas producidas por los músculos del cuerpo, como es el caso de la señal electromiográfica (EMG), que está orientada al diagnóstico de enfermedades neuromusculares al igual que tratamientos musculares. La señal EMG se puede obtener de movimientos o contracciones voluntarias haciendo posible su implementación en prótesis inteligentes, contribuyendo así a mejorar la calidad de vida de las personas que han sufrido la pérdida parcial o total de alguna extremidad.

La biomecatrónica se ha enfocado a la integración de máquinas electromecánicas al cuerpo humano, utilizada en sus inicios en el ámbito terapéutico con la utilización de prótesis robóticas que eran conectadas directamente al sistema nervioso del paciente, con el fin de rehabilitar el movimiento o darle a la que nunca tuvo.

Con el adecuado control y entrenamiento, las prótesis mioeléctricas pueden llegar a sustituir a las extremidades perdidas total o parcialmente, creando una extremidad artificial como si fuera una real.

Este proyecto tiene como objetivo desarrollar una interfaz gráfica de usuario capaz de monitorear y analizar las señales electromiográficas de los músculos del muslo que intervienen en el movimiento de flexión y extensión de la rodilla, permitiendo así el control en una prótesis mioeléctrica.

1.1. PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN.

1.1.1. Planteamiento del problema.

Según la Organización de la Naciones Unidas el 10 por ciento de la población mundial, aproximadamente 650 millones de personas, viven con una discapacidad. “Son la minoría más grande del planeta y, si se incluye a los miembros de sus familias, el número de personas directamente afectadas por la discapacidad asciende a alrededor de 2.000 millones, casi un tercio de la población mundial” (ONU, 2015). En la actualidad se pueden observar personas amputadas de alguna extremidad alrededor del mundo, por ejemplo, en un país desarrollado como es Estados Unidos, aproximadamente 1,9 millones de personas han perdido alguna extremidad. Se estima que una de cada 200 personas en los Estados Unidos ha sufrido alguna amputación (Adams, 1996,1999).

En Ecuador existen 416 177 personas con discapacidad, de las cuales 203 880 personas sufren una discapacidad física. Al referirnos a la Zona1 Norte que conforman las provincias de Carchi, Esmeraldas, Imbabura y Sucumbíos, se tiene las siguientes cifras de personas que sufren una discapacidad física. En Carchi existen 4826, en Esmeraldas 6351, en Imbabura 4826 y en Sucumbíos existen 4826 (CONADIS, 2015).

En la Carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas de la Universidad Técnica del Norte (UTN), existe una línea de investigación enfocada a la Biomecánica cuyo propósito es el desarrollo de dispositivos médicos mecatrónicos que ayudan a Mejorar la Calidad de Vida de las personas discapacitadas, encaminada a dar cumplimiento al Objetivo 3 del Plan Nacional del Buen Vivir. La investigación que se llevará a cabo en la UTN es el análisis de señales electromiográficas (EMG) producidas por los músculos durante el movimiento de contracción. Dichas señales se pueden controlar a voluntad, haciendo posible su implementación en prótesis inteligentes.

1.1.2. Objetivos de la investigación.

Objetivo General.

Caracterizar las señales electromiográficas de los músculos del muslo que intervienen en el movimiento de flexo-extensión de la rodilla.

Objetivos específicos.

- Seleccionar las características de la señal en el dominio del tiempo.
- Realizar una interfaz gráfica de usuario que visualice la señal electromiográfica con sus características.
- Realizar pruebas de funcionamiento.

1.1.3. Justificación.

El análisis de señales electromiográficas (EMG) está encaminado al desarrollo de investigaciones de señales biológicas y sus aplicaciones en el control de dispositivos biomecánicos como las órtesis mioeléctricas o prótesis mioeléctricas, las cuales, van a ser accionadas por las señales EMG provenientes de los músculos, en este caso se realizará el estudio del muslo.

Encaminada a dar cumplimiento al Objetivo 3 del Plan Nacional del Buen Vivir, el cual establece que “Mejorar la calidad de vida de la población es un reto amplio que demanda la consolidación de los logros alcanzados en los últimos seis años y medio, mediante el fortalecimiento de políticas intersectoriales y la consolidación del Sistema Nacional de Inclusión y Equidad Social” (Senplades, 2013). Esta investigación desea ayudar al mejoramiento de la calidad de vida de las personas, en especial de las personas que han sufrido alguna pérdida en sus extremidades inferiores, ya sea, por deficiencia congénita o amputación.

En la actualidad se pueden conseguir órtesis o prótesis comerciales que poseen un mayor control comparado con los dispositivos convencionales, que pueden ejecutar movimientos más precisos, pero “los pacientes acceden más a las prótesis comunes porque no son tan costosas como las de alta tecnología” (Suárez, 2016). Por tal motivo, esta investigación trata de generar tecnología en nuestro propio medio y no depender de la extranjera, y así, poder adaptar los dispositivos de ayuda a las necesidades de la población con precios que puedan ser accesibles, principalmente enfocada a la Zona 1, en donde en Imbabura podemos encontrar 4826 personas con discapacidad física.

La idea de esta investigación es obtener las principales características de la señal EMG en el dominio del tiempo, utilizando una interfaz gráfica de usuario que ayudará al proceso de entrenamiento de órtesis o prótesis, y así, garantizar que el dispositivo de ayuda se adapte a las necesidades de cada paciente. Además de generar tecnología de

bajo costo en el proceso de entrenamiento, para que el producto final de una órtesis o prótesis de extremidad inferior, sea un producto que pueda ser adquirido por personas de medianos recursos.

1.1.4. Alcance y limitaciones.

Esta investigación tiene como finalidad analizar la señal electromiográfica (EMG) a partir de señales mioeléctricas de los músculos, en este caso de los músculos del muslo que intervienen en el movimiento de flexión y extensión de la rodilla. En la investigación se va a trabajar con personas sanas, tanto hombres como mujeres de diferentes edades para pruebas preliminares.

El software a ser utilizado será LabVIEW, en el cual se realizará el análisis de la señal EMG en el dominio del tiempo cuyo estudio consiste en determinar la amplitud, pico máximo, pico mínimo y longitud de onda de la señal como aspectos principales.

En la etapa de adquisición de la señal EMG se utilizarán sensores musculares de electromiografía superficial (SEMG). Para la adquisición de las señales se utilizará la tarjeta desarrollada por la línea de investigación. Se utilizará la etapa de filtrado para determinar los rangos de frecuencia apropiados para el estudio de las señales y la etapa de amplificación de la tarjeta mencionada. Finalmente se utilizará una tarjeta de adquisición de datos, con el fin de obtener señales electromiográficas que serán analizadas por medio del software y mediante una interfaz gráfica de usuario se podrá visualizar la señal EMG con sus características y los resultados obtenidos del análisis realizado.

CAPÍTULO 2

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes.

La electromiografía (EMG) consiste en estudiar la función muscular a través de la adquisición de señales eléctricas que emiten los músculos asociados al tipo de movimiento producido (Basmajian & De Luca, 1985).

El estudio de las señales EMG han permitido el desarrollo de diferentes proyectos enfocados a mejorar el bienestar humano como es el caso de los trabajos realizados por Graupe y Cline en el reconocimiento de características en 1975, además de pruebas realizadas en la línea de amputados y hemipléjicos con prótesis y órtesis multifuncionales, controlados mediante la identificación de los parámetros temporales de señales EMG en el mismo (Pan, Zhang, Sheng, & Zhu, 2015).

Guglielminotti y Merletti en 1992 realizaron investigaciones utilizando la Transformada Wavelet (WT), ellos afirmaron que si se elige la WT de manera que coincida con la forma de los Potenciales de Acción de la Unidad Motora (MUAP), la WT resultante produce una mejor localización posible de la energía en el plano de escala de tiempo (Raez., Hussain., & Mohd-Yasin, 2006).

En 1997, Laterza y Olmo descubrieron que la WT es una alternativa a otras representaciones de frecuencia con el tiempo por la ventaja de ser lineal, produciendo una representación multiresolución y no ser afectada por los términos cruzados; esto es particularmente relevantes cuando se trata de señales de múltiples componentes. Bajo ciertas condiciones, la señal EMG se puede considerar como la suma de versiones retardadas a escala de un solo prototipo. Basado en la teoría de Guglielminotti, Laterza y Olmo han utilizado el análisis wavelet para que coincida con la forma de la MUAP (Raez., Hussain., & Mohd-Yasin, 2006).

Para una señal grabada unipolar y bajo ciertas hipótesis presentadas por Gabor en 1946 (D., 1946), la forma típica de una MUAP se puede aproximar como la derivada de segundo orden de una distribución gaussiana. El resultado sugirió el uso de la ondícula con la forma de un sombrero mexicano, que es de hecho la derivada de segundo orden de una distribución gaussiana. Basado en la investigación, Laterza y Olmo concluyeron que

la WT es particularmente útil para la detección de una MUAP en presencia de ruido aditivo blanco. En esta situación, las contribuciones de ruido se extienden por todo el plano de escala de tiempo, independientemente de la wavelet utilizada. La desventaja de esta propuesta fue que la wavelet con la forma de sombrero mexicano no se adapta perfectamente a la forma MUAP. Por lo tanto, los resultados obtenidos pueden ser erróneos al no obtener un emparejamiento perfecto (Raez., Hussain., & Mohd-Yasin, 2006).

En 1998, Ismail y Asfour llegaron con la teoría que el método más común utilizado para determinar el espectro de frecuencia de las señales EMG son las transformadas de Fourier rápidas y de corto plazo (FFT y SFT). Pero también llegaron a la conclusión que el principal inconveniente de estos métodos de transformación es que asumen una señal estacionaria. Sin embargo, las señales EMG son no estacionarias (Raez., Hussain., & Mohd-Yasin, 2006).

En el año 2003 el departamento de Neuro-Ingeniería de la NASA publica su trabajo sobre algoritmos de reconocimiento de patrones en tiempo real, estrategias para el procesamiento de señales utilizando un electroencefalograma, investigación de una interfaz neuroeléctrica, además de sensores sin contacto para medir señales EMG (Orozco, Betancourt, & Suárez, 2004).

En el año 2002 Fergusson y Dunlop desarrollaron técnicas de caracterización de señales EMG basadas en la Transformada Corta de Fourier (STFT) aplicada al dominio de la frecuencia, modelamiento paramétrico, descomposición en Wavelets, reconocimiento con redes neuronales y métodos estadísticos (FERGUSON & DUNLOP, 2002), esta última será utilizada en el desarrollo de la aplicación. Posteriormente en el 2005 Chan y Englehart desarrollaron una investigación para el entrenamiento de prótesis de las extremidades superiores con la señal mioeléctrica utilizando el modelo oculto de Markov (HMM) para discriminar seis clases de movimiento de las extremidades, además de optimizar el diseño de los algoritmos de reconocimiento de patrones en tiempo real (Chan & Englehart, 2005).

2.2. Fundamentación teórica.

2.2.1. Electromiografía.

La electromiografía es un registro de la actividad eléctrica muscular, y por tanto constituye una extensión de la exploración física y una prueba en la integridad del sistema motor, una representación de esta actividad eléctrica se puede observar en la figura 2.1. Se puede decir que la electromiografía de superficie (EMGS), a veces denominada electromiografía cinesiológica, es el análisis electromiográfico que permite recoger la señal eléctrica de un músculo en un cuerpo en movimiento. La finalidad principal de este tipo de medida es conocer la actividad de uno o varios músculos en una acción concreta. Esto incluye determinar en cada instante, si el músculo está activo o inactivo; saber qué grado de actividad muestra durante los períodos en que se halla activo; conocer qué tipo de relación o interacción mantiene con el resto de músculos implicados en la acción que se va a estudiar (concepto de coordinación intermuscular) (Massó, y otros, 2010).

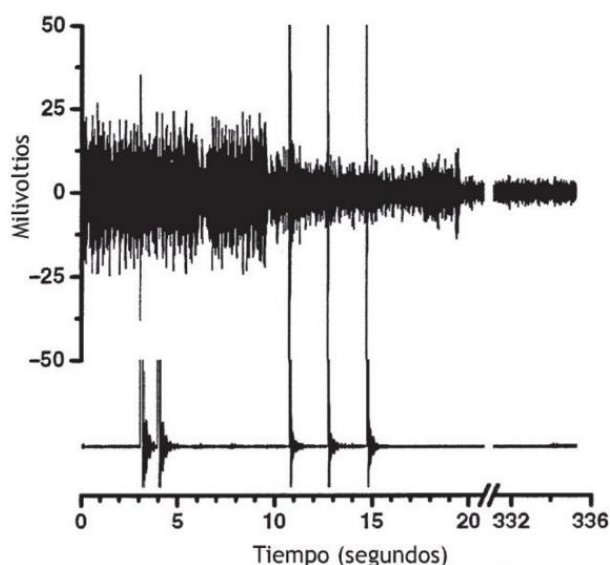


Figura 2.1 actividad muscular para espinal espontánea en las vértebras lumbares inferiores (Pickar, 2002).

Para poder identificar los instantes y períodos en que se produce la activación de los diferentes músculos en una determinada acción dinámica, es fundamental sincronizar el registro electromiográfico con el de otros sistemas de medición que aporten datos cinemáticos. Estos sistemas suelen implicar la utilización de cámaras, electrogoniómetros u otros elementos de registro con sus correspondientes programas informáticos, y proporcionan valores de posición, velocidad y aceleración (Massó, y otros, 2010).

Por otro lado, se puede complementar el estudio con sistemas de análisis de fuerzas, también denominados cinéticos, como son la podometría y la plataforma de fuerzas. Por ello, la EMGS forma parte y se ha introducido como elemento importante del análisis biomecánico (Massó, y otros, 2010).

2.2.2. Potencial de Acción de Unidad Motora (MUAP)

Un mismo músculo recibe varias fibras nerviosas motoras, la unión entre una sola neurona motora y las fibras musculares que inerva se llama Unidad Motora (ver figura 2.2). Estas pueden variar de tamaño, desde una neurona que inerva 10 fibras musculares, como en el globo ocular, hasta una neurona que inerva hasta 200 o más fibras musculares como en los músculos de las extremidades. En el primer caso los movimientos son finos y de poca potencia y en el segundo son burdos y de gran potencia. Los músculos de las extremidades tienen un gran número de unidades motoras y éstas se contraen de forma alterna, esto determina que el músculo esté en un estado constante de semi contracción, a esto se le llama Tono Muscular (Reyna, 2015).

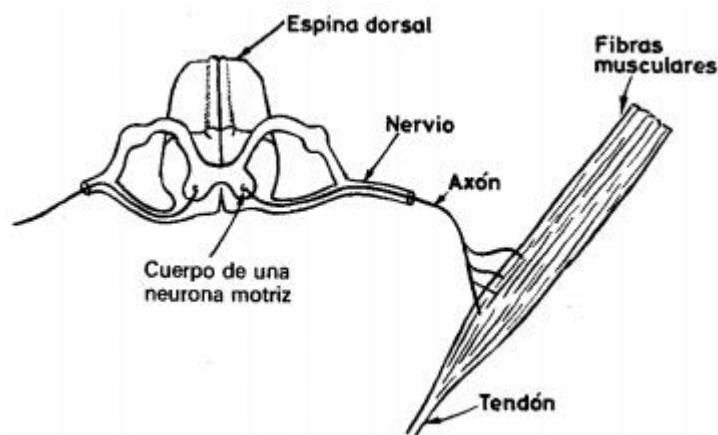


Figura 2.2 Diagrama de una Unidad Motora (Navarro, 2015)

2.2.3. Características de la señal EMG

Entre los aspectos importantes de la señal EMG se puede mencionar que posee una amplitud aleatoria en la naturaleza y se puede representar razonablemente por una función

de distribución gaussiana. Esta amplitud puede variar de 0 a 10[mV] (pico a pico) o de 0 a 1,5[mV] (rms), siendo la energía utilizable de la señal limitada a la gama de frecuencia de 0 a 500[Hz] (De Luca G. , 2003).

De donde la información más relevante de las señales EMG se encuentra en una frecuencia oscilante entre 50 y 150 Hz, de aquí se deduce que la frecuencia de muestreo adecuada no debe ser menor de 300 Hz (Rubio, 2016).

2.2.4. Electrodo

Las mediciones de biopotenciales se realizan utilizando diferentes tipos de electrodos especializados, que son los encargados de recoger la actividad eléctrica del músculo, bien por inserción dentro del mismo o bien a través de la piel que lo recubre, previo acoplamiento por medio de pasta conductora. Según esto, una primera clasificación de electrodos puede ser entre electrodos profundos o superficiales (Navarro, 2015).

Electrodos de superficie

Son pequeños conos o discos metálicos (fabricados de plata o acero inoxidable) que se adaptan íntimamente a la piel (ver figura 2.3). Para reducir la resistencia de contacto se utiliza pasta conductora. Con estos electrodos se puede obtener una idea de la electrogénesis global de músculo, pero no detectan potenciales de baja amplitud o de elevada frecuencia por lo cual su uso se encuentra bastante restringido en electromiografía: se emplean para la determinación de latencias en la prueba de conducción y en los estudios cinesiología (Navarro, 2015).

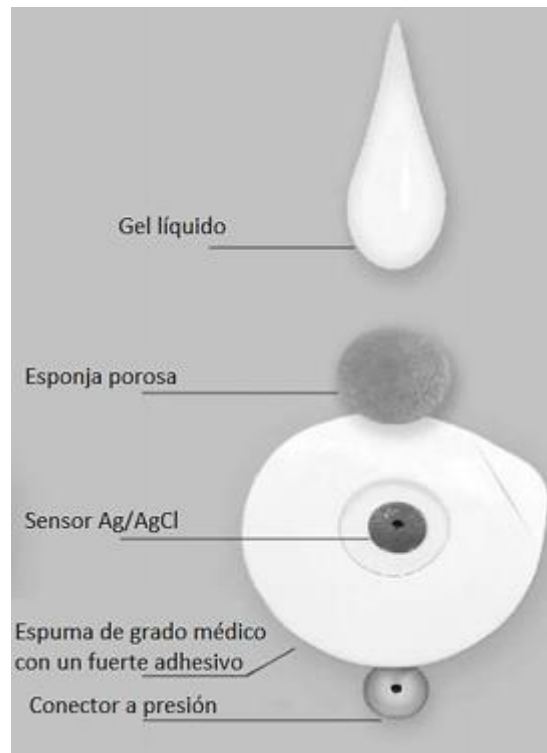


Figura 2.3 Electrodo desechable de gel húmedo moderno (Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, 2006) .

Electrodos Profundos o de inserción (electrodos de aguja)

Pueden existir de dos tipos:

- **Monopolar:** consiste en una aguja corriente cuya longitud total (excepto en la punta) ha sido aislada. La variación de potencial se mide entre el extremo de la punta, ubicada en el músculo y el electrodo de referencia ubicado en la piel o tejido subcutáneo (Navarro, 2015). Un esquema de un electrodo monopolar, puede ser observado en la figura 2.4.

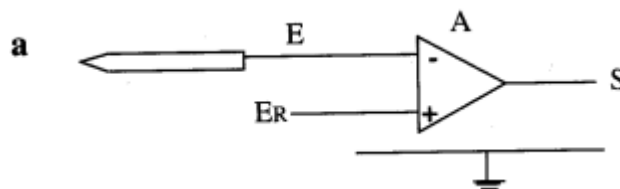


Figura 2.4 Esquema de un electrodo monopolar (Navarro, 2015).

- **Coaxial:** Este tipo de electrodo fue introducido por Adrian en 1929 y es el más adecuado para la práctica clínica. Consiste en una aguja hipodérmica a través de cuyo interior se han insertado uno o varios conductores metálicos finos aislados entre sí y con respecto a la aguja. Sólo el extremo de estos conductores se encuentra desprovisto de aislamiento y es por este punto por el que se captura la señal procedente del tejido muscular (ver figura 2.5).

En la actualidad cada vez se usa con mayor frecuencia un electrodo coaxial multicanal en el cual hay 14 conductores. Con éste se puede determinar el territorio de la unidad motora. Este territorio aumenta en los procesos patológicos de carácter neurógeno (en los cuales hay lesión del nervio motor) y disminuye en las lesiones musculares.

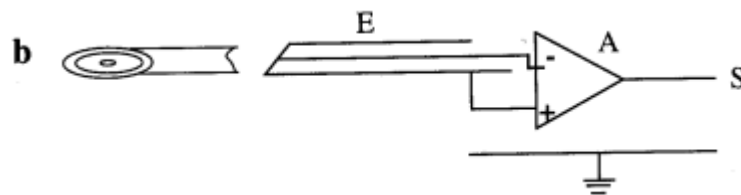


Figura 2.5 Esquema de un electrodo coaxial (Navarro, 2015).

Colocación de los electrodos

Los músculos a ser analizados fueron los de los cuádriceps, de los cuales se seleccionó el músculo recto femoral, vasto lateral y vasto medio como músculos de estudio.

La colocación de los electrodos se realizó siguiendo las recomendaciones de la SENIAM.

- **En el músculo Recto Femoral**

Los electrodos deben ser colocados en el 50% de la línea de la espina iliaca anterior superior a la parte superior de la rótula (ver anexo 7.2), en la dirección de la misma línea como se puede observar en la figura 2.6 (SENIAM, 2015).

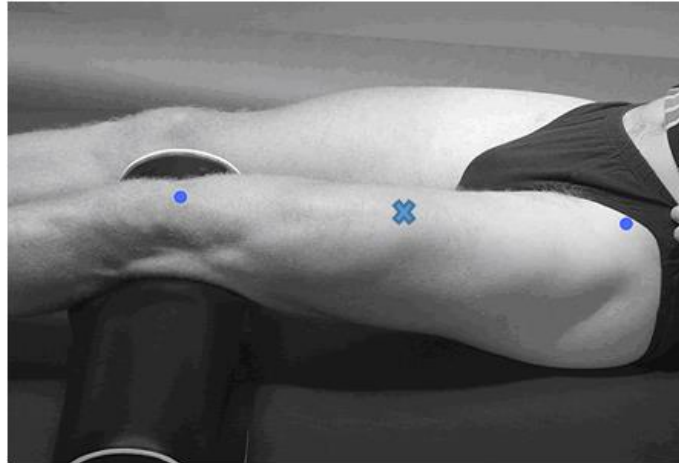


Figura 2.6 Ubicación de los electrodos en músculo recto femoral (SENIAM, 2015).

- **En el músculo Vasto Lateral**

Los electrodos deben ser colocados a $2/3$ de la línea de la espina iliaca anterior superior a la cara lateral de la rótula (ver anexo 7.2), en la dirección de las fibras musculares como se observa en la figura 2.7 (SENIAM, 2015).

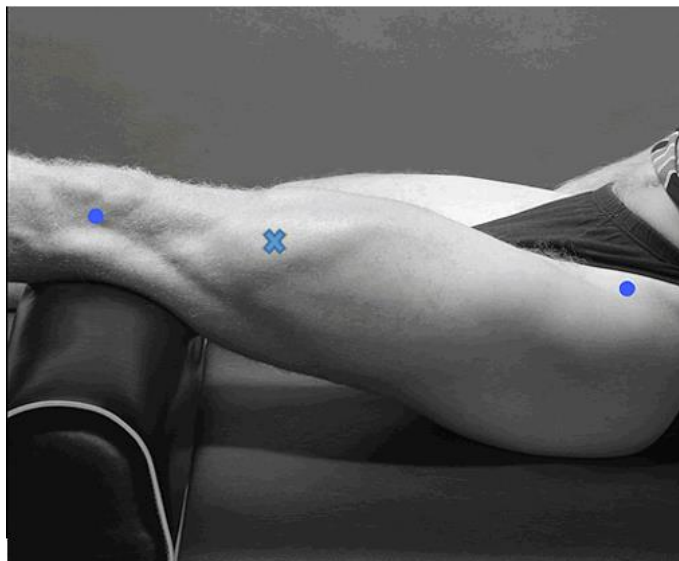


Figura 2.7 Ubicación de los electrodos en músculo vasto lateral (SENIAM, 2015).

- **En el músculo Vasto Medio**

Los electrodos deben ser colocados en un 80% de la línea entre la espina iliaca anterior superior (ver anexo 7.1) y el espacio articular en frente del borde anterior del

ligamento medial, en una dirección casi perpendicular a dicha línea (ver figura 2.8) (SENIAM, 2015).

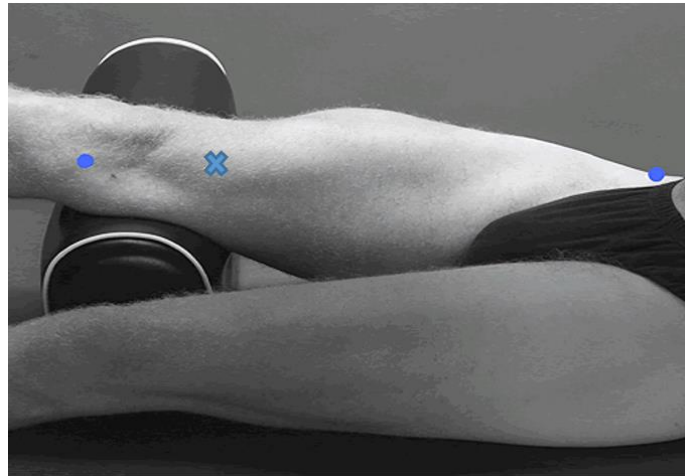


Figura 2.8 Ubicación de los electrodos en músculo vasto medio (SENIAM, 2015).

- **Electrodo de Referencia**

La ubicación del electrodo de referencia según las recomendaciones de la SENIAM, se lo hace sobre o alrededor del tobillo o también en la vértebra prominente C7 (ver figura 2.9) (SENIAM, 2015).

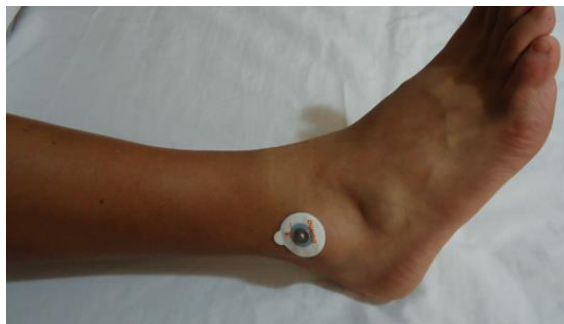


Figura 2.9 Ubicación del electrodo de referencia.

2.2.5. Clasificación de las señales biológicas.

Las señales biológicas (ver figura 2.10) se pueden clasificar de acuerdo a varias características de la señal, incluyendo la forma de onda, estructura estadística y

propiedades temporales. Comúnmente existen dos grandes clases de señales que incluyen señales continuas y discretas (Bronzino J., 2012).

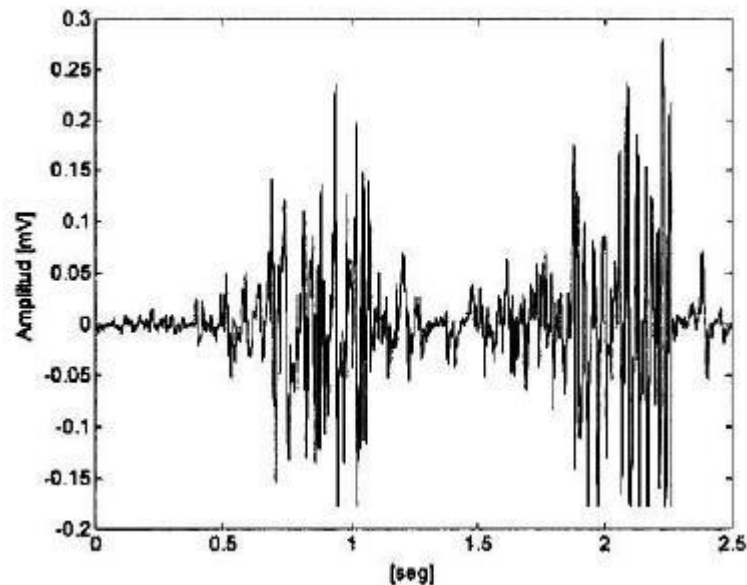


Figura 2.10 EMG de superficie durante contracciones intermitentes del músculo extensor de la muñeca (Tabernig, 2004).

Las señales continuas están definidas sobre un espacio o tiempo continuo. La mayoría de señales que se producen por fenómenos biológicos son continuas, por ejemplo, las medidas de voltaje del corazón, mediciones de la presión arterial y mediciones de la actividad eléctrica del cerebro. A diferencia de la señal continua, la señal discreta tiene su dominio especificado para ciertos valores finitos del tiempo. Las señales discretas juegan un papel importante debido a los avances de la tecnología digital, con lo que se ha creado sofisticados instrumentos médicos para convertir la mayoría de señales biológicas continuas en señales digital discreta (Bronzino J., 2012).

Las señales biológicas también se pueden clasificar como determinísticas y aleatorias. Las señales deterministas pueden ser descritas por funciones o reglas matemáticas, siendo las señales periódicas y transitorias las que constituyen el subconjunto de todas las señales deterministas.

Por otro lado, las señales aleatorias poseen incertidumbre en los parámetros que la describen. Debido a esta incertidumbre, las funciones matemáticas no pueden ser utilizadas para describir a estas señales. Por este motivo, las señales aleatorias a menudo

se analizan utilizando técnicas estadísticas que requieren el tratamiento de parámetros aleatorios de la señal con distribuciones probabilísticas o simples medidas estadísticas, como la media y la desviación estándar. Las señales aleatorias estacionarias tienen propiedades estadísticas como la media y la varianza constantes en el tiempo. Por el contrario, las señales aleatorias no estacionarias tienen propiedades estadísticas que varían con el tiempo. En muchos casos, la identificación de segmentos estacionarios en señales aleatorias es importante para el procesamiento adecuado de la señal, análisis de patrones, y el diagnóstico clínico. La señal electromiográfica (EMG) es un claro ejemplo de una señal aleatoria. (Bronzino J., 2012).

2.2.6. Parámetros para el análisis de la señal EMG en el dominio del tiempo.

La señal EMG se expresa en función del tiempo y de la fuerza (y posiblemente otros parámetros) cuya amplitud varía de forma aleatoria sobre y debajo del valor cero. Por este motivo, el promedio simple de la señal no proporcionará ninguna información útil (Basmajian & De Luca, 1985).

Rectificación.

Un método simple comúnmente utilizado para superar la restricción anterior es rectificando la señal antes de realizar el análisis pertinente. El proceso de rectificación implica el concepto de representar sólo deflexiones positivas de la señal. Esto se puede lograr ya sea mediante la eliminación de los valores negativos (rectificación de media onda) o por inversión de los valores negativos (rectificación de onda completa). Este último es el procedimiento preferido ya que se conserva toda la energía de la señal (Basmajian & De Luca, 1985).

Suavizado de la Señal Rectificada.

La señal rectificada aún expresa la naturaleza aleatoria de la amplitud de la señal. Un enfoque útil para extraer la información relacionada con la amplitud de la señal es suavizar la señal rectificada. Este procedimiento puede llevarse a cabo ya sea por medios analógicos o medios digitales. El concepto de suavizado implica la supresión de las fluctuaciones de alta frecuencia de una señal de modo que sus deflexiones aparecen más suave. La cantidad de suavizado realizado en la señal dependerá del ancho de banda del

filtro paso bajo que se utiliza; cuanto menor es el ancho de banda, mayor será el suavizado (Basmajian & De Luca, 1985).

Promedio o Media de la Señal Rectificada.

La operación equivalente al suavizado, en un sentido digital, es el promedio. Al realizar esta operación, los valores que varían aleatoriamente de una señal, se eliminan las fluctuaciones más grandes, logrando así los mismos resultados que la operación de suavizado analógica (Basmajian & De Luca, 1985). La expresión matemática para el promedio o media de la señal EMG rectificada es:

$$\overline{|m(t)|}_{t_j-t_i} = \frac{1}{t_j - t_i} \int_{t_i}^{t_j} |m(t)| dt$$

Ecuación 2.1 Promedio o media de la señal rectificada. (Basmajian & De Luca, 1985)

Donde:

t_i y t_j son los puntos en el tiempo durante el cual se lleva a cabo la integración y, por tanto, el cálculo del promedio. Cuanto más corto sea el intervalo de tiempo, menor será el suavizado del valor promedio.

$|m(t)|$ es el valor promedio de la señal.

La expresión anterior proporcionará un único valor en la ventana de tiempo $T = t_j - t_i$

Con el fin de obtener la variable promedio en el tiempo de un registro completo de una señal, es necesario mover la ventana de tiempo de duración T a lo largo del registro. Esta operación se denomina movimiento promedio (Basmajian & De Luca, 1985).

Cuando la ventana de tiempo se desplaza en un tiempo menor que su anchura, los valores medios calculados serán los principales, por lo que, cada valor medio se derivará de algunos datos comunes a los utilizados para calcular el valor medio anterior (Basmajian & De Luca, 1985). Esta operación de movimiento promedio se puede expresar como:

$$\overline{|m(t)|} = \frac{1}{T} \int_t^{t+T} |m(t)| dt$$

Ecuación 2.2 Movimiento promedio. (Basmajian & De Luca, 1985)

Al igual que la operación equivalente en el sentido análogo, esta operación introduce un retardo, es decir, el tiempo T debe pasar antes de que pueda obtener el valor promedio del intervalo de tiempo T . Para aplicaciones típicas, se sugieren valores comprendidos entre 100 y 200 [ms]. Sin embargo, se debe tomar en cuenta que cuanto menor sea el tiempo de la ventana T , menos suave será el promedio dependiente del tiempo de la señal rectificadas. El retraso puede ser eliminado mediante el cálculo del promedio de la mitad de la ventana (Basmajian & De Luca, 1985).

$$\overline{|m(t)|} = \frac{1}{T} \int_{t-T/2}^{t+T/2} |m(t)| dt$$

Ecuación 2.3 Promedio de la mitad de la ventana. (Basmajian & De Luca, 1985)

Pero, en este caso, los problemas marginales se producen en el principio y el final de un registro cuando cualquiera de los lados de la ventana sea inferior a $T/2$ (Basmajian & De Luca, 1985).

Integración.

El procedimiento de reducción de datos más utilizado y aprovechado en electromiografía es el concepto de integración. Cuando se aplica a un procedimiento para procesar una señal, tiene un significado bien definido que se expresa en un sentido matemático. Se aplica a un cálculo que obtiene el área bajo una señal o una curva. Las unidades de los parámetros son voltios-segundos [Vs]. Es evidente que una señal EMG observada con un valor promedio de cero también tendrá un área total (valor integrado) de cero. Por lo tanto, el concepto de integración sólo puede aplicarse al valor rectificado de la señal EMG (Basmajian & De Luca, 1985). Matemáticamente esta operación se expresa como:

$$I\{|m(t)|\} = \int_0^t |m(t)| dt$$

Ecuación 2.4 Integración. (Basmajian & De Luca, 1985)

Se debe tener en cuenta que la operación es un subconjunto del procedimiento de obtención del valor promedio rectificado. Dado que el valor rectificado siempre es positivo, el valor rectificado integrado aumentará continuamente como una función del tiempo. La única diferencia entre el valor rectificado integrado y el valor promedio rectificado es que, en el último caso, el valor se divide por T, el tiempo durante el cual se calcula el promedio (Basmajian & De Luca, 1985).

En el caso del valor promedio rectificado, el valor rectificado integrado puede ser más utilizado mediante integración de periodos de tiempo fijo, indicando de este modo las modificaciones dependientes de la señal (Basmajian & De Luca, 1985). La operación se puede expresar como:

$$I\{|m(t)|\} = \int_t^{t+T} |m(t)| dt$$

Ecuación 2.5 Integración con periodos de tiempo fijo. (Basmajian & De Luca, 1985)

Si se elige un tiempo suficientemente largo T, el valor rectificado integrado proporcionará una medida que varía suavemente la señal como una función del tiempo. No hay información adicional en el valor rectificado integrado (Basmajian & De Luca, 1985).

Valor de la Raíz Media Cuadrática (RMS).

Las derivaciones matemáticas para los parámetros dependientes del tiempo y la fuerza indican que el valor de la raíz media cuadrática (root mean square - rms) proporciona más información que los parámetros descritos anteriormente. Su uso en electromiografía ha sido escaso en el pasado y el reciente aumento de su uso es debido, posiblemente, a la disponibilidad de chips analógicos que realizan la operación rms y al aumento de la competencia técnica en electromiografía. El valor rms se obtiene mediante la realización de las operaciones descritas por el término en orden inverso (Basmajian & De Luca, 1985). De forma matemática es:

$$RMS\{m(t)\} = \left(\frac{1}{T} \int_t^{t+T} m^2(t) dt \right)^{1/2}$$

Ecuación 2.6 Valor de la Raíz Media Cuadrática. (Basmajian & De Luca, 1985)

Media del Valor Absoluto (MAV).

La media del valor absoluto (MAV) es similar al valor promedio rectificado. Se puede calcular utilizando el promedio móvil de onda completa rectificada de la señal EMG. Es decir, se calcula tomando el promedio del valor absoluto de la señal EMG. Es una manera cómoda para la detección de niveles de contracción del músculo y es una característica popular utilizada en la aplicación de control mioeléctrico (Singh, 2013).

Matemáticamente se puede expresar como:

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n|$$

Ecuación 2.7 Media del Valor Absoluto (Singh, 2013).

Cruce Por Cero y Conteo de Vueltas (Turns Counting).

Este método puede determinarse contando el número de veces que la forma de onda cruza por cero. La relativa fluidez con la que estas mediciones se podrían obtener rápidamente hizo esta técnica popular entre los médicos. Aplicaciones clínicas extensas han sido reportadas, algunas indican que la discriminación puede hacerse entre el músculo miopático y normal; sin embargo, estas distinciones se dibujan generalmente sobre una base estadística (Basmajian & De Luca, 1985).

Esta técnica no se recomienda para medir el comportamiento de la señal como una función de la fuerza o como una función del tiempo durante una contracción prolongada (Basmajian & De Luca, 1985).

Longitud de Onda.

La longitud de onda brinda información de la complejidad de la forma de onda en cada segmento, está dada por la siguiente expresión:

$$l_o = \sum_{k=1}^N |\Delta x_k|$$

Ecuación 2.8 Longitud de Onda (Harold A. Romo, 2007).

Dónde: $\Delta x_k = x_k - x_{k-1}$ es la diferencia entre valores de muestras consecutivas.

El valor resultante da una medida de la amplitud de la forma de onda, su frecuencia y duración en un solo parámetro (Harold A. Romo, 2007).

Desviación Estándar y Varianza.

La desviación estándar es la raíz cuadrada de la varianza. Expresa la dispersión de la distribución, es decir, nos da a conocer cuánto se separan los datos.

La varianza mide la dispersión de los valores respecto a un valor central o valor medio. Se define como la media aritmética de las desviaciones al cuadrado entre cada valor de la variable y su media aritmética. Se simboliza con S^2 para las muestras, o bien con una sigma al cuadrado, σ^2 para las poblaciones (Tomás-Sábado, 2010).

Matemáticamente la varianza y la desviación estándar se expresan de la siguiente manera:

$$\sigma^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2$$

$$S = \sqrt{\sigma^2}$$

Ecuación 2.9 Varianza y Desviación Estándar

Dónde: σ^2 es la varianza y S es la desviación estándar.

Características de la varianza y la desviación estándar:

- Son índices que describen la variabilidad o dispersión y, por lo tanto, cuando los datos están muy alejados de la media, el numerador de sus fórmulas será grande, y por lo tanto la varianza y la desviación estándar también lo serán.
- Al aumentar el tamaño de la muestra, disminuye la varianza y la desviación estándar.
- Cuando todos los datos de la distribución son iguales, la varianza y la desviación estándar son iguales a cero (Maldonado, 2005) .

2.2.7. Parámetros para el análisis de la señal EMG en el dominio de la frecuencia.

El análisis de la señal EMG en el dominio de la frecuencia implica mediciones y parámetros que describen aspectos específicos del espectro de frecuencia de la señal. La Transformada Rápida de Fourier es una técnica comúnmente disponible y conveniente para la obtención del espectro de densidad de potencia de la señal (Basmajian & De Luca, 1985).

Tres parámetros del espectro de densidad de potencia pueden ser convenientemente utilizados para proporcionar medidas útiles del espectro. Estas son la frecuencia mediana, la frecuencia media, y el ancho de banda del espectro. Otros parámetros, tales como el modo de frecuencia y relaciones de segmentos del espectro de densidad de potencia, han sido utilizados por algunos investigadores, pero no se consideran medidas fiables por la naturaleza inevitable del ruido del espectro (Basmajian & De Luca, 1985). La frecuencia mediana y la frecuencia media se definen por las ecuaciones:

$$\int_0^{f_{med}} S_m(f)df = \int_{f_{med}}^{\infty} S_m(f)df$$

Ecuación 2.10 Análisis del dominio de la frecuencia media. (Basmajian & De Luca, 1985)

$$f_{mean} = \frac{\int_0^f f S_m(f)df}{\int_0^f S_m(f)df}$$

Ecuación 2.11 Análisis del dominio de la frecuencia mediana. (Basmajian & De Luca, 1985)

Donde:

f_{med} es la frecuencia media.

f_{mean} es la frecuencia mediana.

$fS_m(f)$ es el espectro de la densidad de potencia de la señal EMG.

Stulen y De Luca realizaron un análisis matemático para investigar las restricciones en la estimación de varios parámetros del espectro de densidad de potencia (Basmajian & De Luca, 1985).

Se encontró que los parámetros de frecuencia mediana y media son los más fiables, y de éstos dos se encontró que la frecuencia mediana es menos sensible al ruido. Esta cualidad es particularmente útil cuando se obtiene una señal de bajo nivel durante las contracciones donde la relación señal-ruido puede ser < 6 [dB] (Basmajian & De Luca, 1985).

La discusión anterior sobre los parámetros del espectro de frecuencia elimina la información temporal de los parámetros calculados. Este enfoque es apropiado para el análisis de señales que son estacionarios o casi estacionarios, como las que se generan en las contracciones isométricas, contracciones de fuerza constante. La medición de los parámetros de frecuencia durante las contracciones dinámicas requiere técnicas que conserven la información temporal. Las técnicas de análisis tiempo-frecuencia han evolucionado en el campo de la electromiografía, como lo han hecho en el ámbito de otras señales biológicas como ECG y EEG (Basmajian & De Luca, 1985).

2.2.8. Criterios de procesamiento de la señal EMG.

Las señales EMG son la superposición de actividades de varias unidades motoras. Dicha señal original (cruda) ofrece una valiosa información que es útil si se puede cuantificar. Varios métodos de procesamiento de señales se aplican a la señal original EMG para lograr una señal exacta y real (Raez., Hussain., & Mohd-Yasin, 2006).

Transformada de Fourier (TF).

Cuando de fenómeno físico se desea conocer sus características en el dominio de la frecuencia o la energía de dichas señales, la Transformada de Fourier (TF) es un método que proporciona una descripción de la distribución de energía de la señal respecto a su contenido de frecuencia (ver figura 2.11).

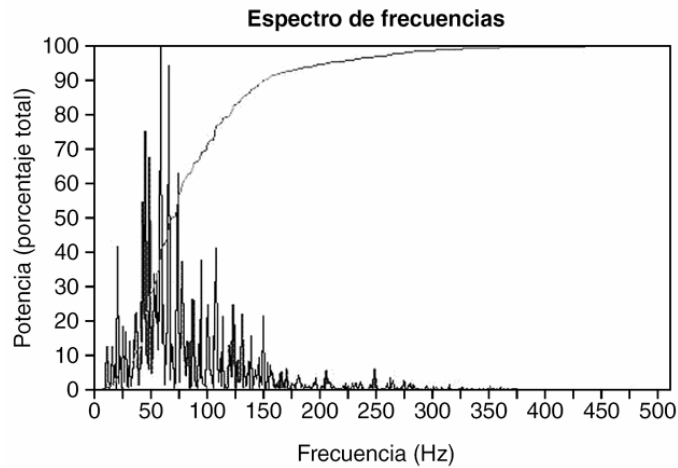


Figura 2.11 Espectro de frecuencias de una señal electromiográfica, obtenido mediante la Transformada de Fourier (Aparicio, 2005).

La Transformada de Fourier de una función periódica se expresa como la suma de exponenciales complejas periódicas y está definida por:

$$F(k) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x)e^{-2\pi ikx} dx$$

Ecuación 2.12 Transforma de Fourier de una función periódica (Churchill, 1978).

Y su transformada inversa es la siguiente:

$$f(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} F(k)e^{2\pi ikx} dk$$

Ecuación 2.13 Transformada Inversa de Fourier de una función periódica (Churchill, 1978).

Donde:

$f(x)$ es una función localmente integrable.

$F(k)$ es la Transformada de Fourier de la señal en el dominio del tiempo $f(x)$.

La Transformada de Fourier de una función no periódica $f(x)$ está definida por:

$$f(k) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x)e^{-ikx} dx$$

Ecuación 2.14 Transforma de Fourier de una función no periódica (Churchill, 1978).

Donde k es una variable real continua.

La función puede ser reconstruida a partir de sus componentes de Fourier, por medio de la transformada inversa de Fourier:

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} F(k) e^{ikx} dk$$

Ecuación 2.15 Transforma Inversa de Fourier de una función no periódica (Churchill, 1978).

La Transformada de Fourier entrega información acerca de la existencia de los componentes de frecuencia en la señal, información que es útil en señales estacionarias, pero no en señales no estacionarias ya que no permite conocer en qué instante suceden dichas componentes de frecuencia. Por lo tanto, esta técnica de análisis no es la herramienta más óptima para el análisis de señales biológicas con características no estacionarias (Sandra Andrade, 2006).

Para una completa caracterización en el dominio de la frecuencia es necesario incluir como parámetro al tiempo, es decir, se debe realizar un análisis en tiempo – frecuencia de la señal que permita conocer los instantes temporales en los que se presentan determinados eventos (Sandra Andrade, 2006).

Transformada Corta de Fourier (STFT).

La transformada Corta de Fourier (STFT) resuelve el problema del análisis de señales no estacionarias. Esta consiste en dividir una señal en pequeños segmentos de tiempo de tal manera que se pueda asumir que para cada segmento la señal es estacionaria, y así calcular la Transformada de Fourier (TF) en cada porción de la señal (Sandra Andrade, 2006).

La forma de dividir la señal $f(t)$ se realiza mediante una función ventana $h(t)$ cuyo ancho o soporte corresponde a la longitud de cada segmentación de $f(t)$. Mediante la función ventana se abarcan intervalos de $f(t)$ alrededor de un instante de tiempo para luego calcular su TF; luego, se traslada la función ventana un intervalo τ cubriendo una nueva porción de la señal a la que se calcula nuevamente su TF. Este proceso es repetido hasta que se ha cubierto la totalidad de la señal (Sandra Andrade, 2006).

Matemáticamente se puede expresar como:

$$STFT(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} [x(t) \cdot W^*(t - \tau)] e^{-j\omega t} dt$$

Ecuación 2.16 Transforma Corta de Fourier (Churchill, 1978).

Dónde: $x(t)$ es la señal original y W^* es la función de ventana conjugada.

Aunque la STFT parece resolver la dificultad de la representación tiempo frecuencia de la señal, existe un inconveniente que se remonta al principio de incertidumbre de Heisenberg, el cual establece que no es posible conocer exactamente la representación tiempo-frecuencia de una señal, es decir, no se puede saber con seguridad qué componentes frecuenciales existen en ciertos instantes de tiempo. Lo que sí es posible conocer son los intervalos de tiempo en los cuales existen ciertas bandas de frecuencia. Por tanto, aparece un problema de resolución (Pablo Faundez.).

Transformada Wavelet.

La transformada Wavelet (WT) es una herramienta matemática eficiente para un análisis local de señales transitorias rápidas no estacionarias (ver figura 2.12). Una de las principales propiedades de la WT es que puede ser implementada por medio de un banco de filtros de tiempo discreto. (Raez., Hussain., & Mohd-Yasin, 2006).

La WT es capaz de proporcionar información del tiempo y la frecuencia simultáneamente. Ofreciendo una buena resolución temporal y baja resolución frecuencial en eventos de altas frecuencias; y por el contrario, ofrece buena resolución en frecuencia y baja resolución temporal en eventos de bajas frecuencias. Este modo de funcionamiento tiene sentido cuando la señal a analizar tiene componentes de alta frecuencia de corta duración, y componentes de baja frecuencia de larga duración, como es el caso de la mayoría de las señales biológicas. Por tal motivo, La WT representa un método muy adecuado para la clasificación de las señales de EMG (Sandra Andrade, 2006).

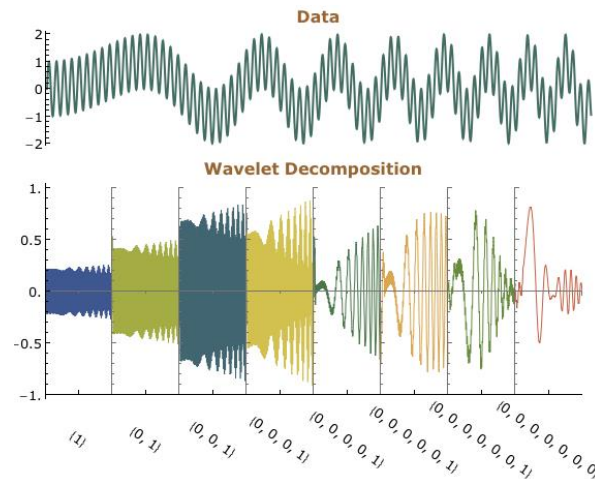


Figura 2.12 Análisis de una onda con la Transformada Wavelet (WOLFRAM, 20015).

El análisis de la transformada Wavelet se realiza de manera similar a la STFT, en el sentido que la señal es multiplicada por una función específica y la transformada se calcula separadamente para distintos segmentos de la señal en el dominio del tiempo. Sin embargo, en este análisis no se evalúa la TF y el ancho de la ventana varia a medida que se calcula la transformada para cada escala del espectro (Sandra Andrade, 2006).

La WT consiste de descomponer la señal original en un grupo de señales que representan la correlación entre la señal original y una función patrón de características especiales.

Matemáticamente la WT continua se representa como:

$$C(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi \left[\frac{t - \tau}{s} \right] dt$$

Ecuación 2.17 Transformada Wavelet Continua (Sandra Andrade, 2006).

$$\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \psi \left[\frac{t - \tau}{s} \right]$$

Ecuación 2.18 Wavelet Madre (Sandra Andrade, 2006).

Dónde:

$C(\tau, s)$ son los coeficientes de $f(t)$ en el espacio definido por la función $\psi(\tau, s)$, termino al que se denomina Wavelet madre u ondita madre ya que hace referencia a una

función ventana de longitud finita y de carácter oscilatorio, presentando un prototipo a partir del cual se generan un grupo de funciones de ventaneado (Sandra Andrade, 2006).

La transformada es una función de dos variables: translación (τ) y escala (s). La translación está relacionada con la localización de la ventana en la medida que ésta se desplaza a través de la señal, mientras que la escala corresponde a una dilatación o una compresión de la misma, las altas escalas corresponden a señales dilatadas y las escalas pequeñas corresponden a señales comprimidas; en relación con la frecuencia, las escalas menores corresponden a altas frecuencias y las escalas mayores corresponden a bajas frecuencias (Martínez, 2002).

2.2.9. Adquisición de datos (DAQ).

La adquisición de datos (DAQ) es el proceso de medir con una PC un fenómeno eléctrico o físico como voltaje, corriente, temperatura, presión o sonido. Un sistema DAQ consiste de sensores, hardware de medidas DAQ y una PC con software programable (ver figura 2.13). Comparados con los sistemas de medidas tradicionales, los sistemas DAQ basados en PC aprovechan la potencia del procesamiento, la productividad, la visualización y las habilidades de conectividad de las PCs estándares en la industria proporcionando una solución de medidas más potente, flexible y rentable (INSTRUMENTS, 2015).



Figura 2.13 Partes de un sistema de adquisición de datos (INSTRUMENTS, 2015).

2.2.10. Tarjeta de adquisición de datos

El hardware DAQ actúa como la interfaz entre una PC y señales del mundo exterior. Funciona principalmente como un dispositivo que digitaliza señales analógicas entrantes para que una PC pueda interpretarlas. Los tres componentes clave de un dispositivo DAQ usado para medir una señal son el circuito de acondicionamiento de señales, convertidor

analógico-digital (ADC) y un bus de PC. Un ejemplo de un dispositivo DAQ se puede observar en la figura 2.14.

Varios dispositivos DAQ incluyen otras funciones para automatizar sistemas de medidas y procesos. Por ejemplo, los convertidores digitales-analógicos (DACs) envían señales analógicas, las líneas de E/S digital reciben y envían señales digitales y los contadores/temporizadores cuentan y generan pulsos digitales (INSTRUMENTS, 2015)



Figura 2.14 Tarjeta de adquisición de datos NI myDAQ.

2.2.11. Acondicionamiento de señales.

Las señales de los sensores o del mundo exterior pueden ser ruidosas o demasiado peligrosas para medirse directamente. El circuito de acondicionamiento de señales manipula una señal de tal forma que es apropiado para entrada a un ADC. Este circuito puede incluir amplificación, atenuación, filtrado y aislamiento. Algunos dispositivos DAQ incluyen acondicionamiento de señales integrado diseñado para medir tipos específicos de sensores (INSTRUMENTS, 2015).

2.2.12. Convertidor análogo digital (ADC)

Las señales analógicas de los sensores deben ser convertidas en digitales antes de ser manipuladas por el equipo digital como una PC. Un ADC es un chip que proporciona una representación digital de una señal analógica en un instante de tiempo. En la práctica, las señales analógicas varían continuamente con el tiempo y un ADC realiza "muestras" periódicas de la señal a una razón predefinida. Estas muestras son transferidas a una PC a través de un bus, donde la señal original es reconstruida desde las muestras en software (INSTRUMENTS, 2015).

2.2.13. Bus de la PC.

Los dispositivos DAQ se conectan a una PC a través de una ranura o puerto. El bus de la PC sirve como la interfaz de comunicación entre el dispositivo DAQ y la PC para pasar instrucciones y datos medidos. Los dispositivos DAQ se ofrecen en los buses de PC más comunes, incluyendo USB, PCI, PCI Express y Ethernet. Recientemente, los dispositivos DAQ han llegado a estar disponibles para 802.11 Wi-Fi para comunicación inalámbrica. Hay varios tipos de buses y cada uno de ellos ofrece diferentes ventajas para diferentes tipos de aplicaciones (INSTRUMENTS, 2015).

2.2.14. Frecuencia de muestreo.

El tiempo en una señal analógica es una dimensión continua, por este motivo, para poder digitalizar una señal, hay que discretizarla, lo que se logra tomando muestras de la señal a intervalos regulares. El intervalo de tiempo que transcurre desde que se toma una muestra de la señal hasta que se toma la siguiente muestra recibe el nombre de periodo de muestreo (T_M). Al número de muestras que se toman por unidad de tiempo se le denomina de frecuencia de muestreo (F_M). Ambas magnitudes están relacionadas mediante la fórmula 2.19 (Calle Plaza, 2010):

$$F_M = \frac{1}{T_M}$$

Ecuación 2.19 Frecuencia de muestreo (Calle Plaza, 2010).

En donde, si el periodo de muestreo se mide en segundos, entonces la frecuencia de muestreo está expresada en Hertzios.

Cuanta más alta sea la frecuencia de muestreo, más información se tiene de la señal, puesto que las muestras se tomarán a intervalos de tiempo más cortos, sin embargo, eso supone una mayor cantidad de información que quizá no sea necesaria. Por ejemplo, para una señal de temperatura del cuerpo humano, la cual es prácticamente constante a 36.5° Celsius, no es necesario tener un periodo de muestreo del orden de microsegundos puesto que, probablemente, las muestras tomadas tendrán el mismo valor, en este caso, se podrían tomar muestras cada segundo o incluso cada minuto (Calle Plaza, 2010).

Por otro lado, si se tiene una señal que varía mucho en el tiempo, dicho de otra manera, tiene una frecuencia elevada, con una frecuencia de muestreo demasiado baja

estaría perdiendo información de la señal, puesto que no se registrarían las variaciones de la señal que estuvieran ubicadas entre dos muestras consecutivas (Calle Plaza, 2010).

Para poder ajustar la frecuencia de muestreo de una señal y no perder información, existe un teorema llamado teorema de Nyquist-Shannon, el cual se detalla a continuación.

Teorema de Nyquist-Shannon.

El teorema de Nyquist-Shannon afirma que, para una señal limitada en banda, la frecuencia de muestreo (F_{MS}) debe ser mayor que el doble de la frecuencia máxima de la señal (F_{MAXS}) para que ésta pueda ser reconstruida sin errores. De esta manera (Calle Plaza, 2010):

$$F_{MS} > 2 \cdot F_{MAXS}$$

Ecuación 2.20 Teorema de Nyquist.

Esto es debido a que, si se muestrea por debajo del límite de Nyquist-Shannon, aparte de la consecuente pérdida de información de la señal muestreada, se puede producir un efecto conocido como **aliasing**, que básicamente consiste en que las señales analógicas, al ser digitalizadas con una frecuencia de muestreo insuficiente, aparenten tener una frecuencia mucho menor que la que realmente tienen. En la siguiente figura (ver figura 2.15) se puede apreciar el mencionado efecto aliasing (Calle Plaza, 2010).

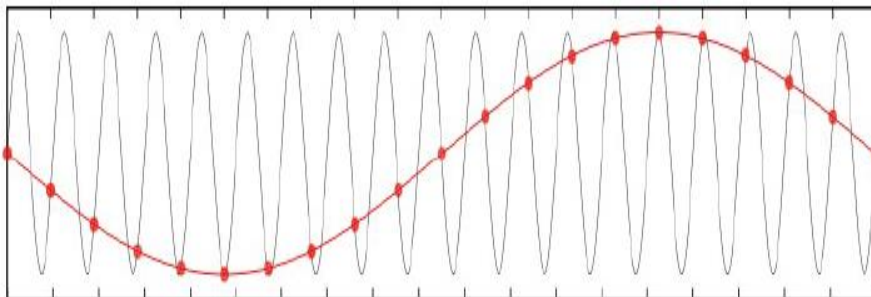


Figura 2.15 Efecto aliasing debido a una baja frecuencia de muestreo.

Entonces, según el teorema de Nyquist-Shannon, la frecuencia de muestreo para cada una de las señales biológicas se puede observar en la siguiente tabla 2.1 (Calle Plaza, 2010).

Tipo de señal	Frecuencia Máxima (Hz)	Frecuencia de muestreo mínima (Hz)
ECG (electrocardiograma)	250	500
EMG (electromiograma)	500	1000
EEG (electroencefalograma)	150	300
EGG (electrogastrograma)	1	2
EOG (electrooculograma)	50	100
ERG (electroretinograma)	50	100

Tabla 2.1 Resumen con las frecuencias de muestreo para determinadas señales.

2.2.15. Herramientas de LabVIEW para el análisis de señales.

Análisis en el Tiempo – Frecuencia.

El análisis en el tiempo – frecuencia de los instrumentos virtuales (VIs) en el kit de herramientas para el procesamiento avanzada de señales, incluyen algoritmos y herramientas que se pueden utilizar para caracterizar el contenido espectral de señales que evolucionan con el tiempo. Esta técnica puede revelar información que no es inmediatamente obvia con el análisis de frecuencia estándar como una transformada rápida de Fourier (FFT) basada en el espectro (INSTRUMENTS, 2015).

El kit de herramientas incluye los siguientes análisis o algoritmos para el tiempo – frecuencia:

- Análisis de tiempo - frecuencias rápido (express)
- Transformada de corta duración de Fourier (STFT)
- Distribución de Wigner-Ville (WVD)
- Espectrograma Gabor
- Espectrograma adaptable
- Clase de Cohen
- Distribución de Choi-Williams (CWD)
- Distribución en forma de cono
- Transformada o expansión de Gabor
- Filtro de Tiempo variable
- Doble función

Los ingenieros generalmente utilizan algoritmos de análisis de tiempo - frecuencia para analizar señales variables en el tiempo cuyos componentes de frecuencia

evolucionan con el tiempo. Algunas señales comunes variables en el tiempo incluyen bioseñales, sonido, señales de vibración y las señales sísmicas. Se puede utilizar el análisis express de tiempo – frecuencia para reducir el ruido, entender las características de la señal que varían con el tiempo y extraer las características (INSTRUMENTS, 2015).

Análisis de series temporales.

Una serie de tiempo se define como una secuencia de datos que son mostrados en instantes de tiempo sucesivos. Estos datos no son independientes entre sí, y el análisis debe llevarse a cabo teniendo en cuenta el orden temporal de las observaciones. La serie puede ser discreta o continua, dependiendo de cómo sean las observaciones. (INSTRUMENTS, 2015).

En las aplicaciones de prueba y medición, las señales discretas medidas con dispositivos de adquisición de datos de National Instruments (NI) son también de series de tiempo. Una serie de tiempo por lo general contiene información sobre el sistema físico que genera la serie temporal. El análisis de series temporales ayuda a entender la estructura profunda o el comportamiento de un sistema físico. En términos generales, la mayoría de los algoritmos de análisis de señales y procesamiento han incorporado los algoritmos de análisis de series de tiempo, incluyendo tiempo – frecuencia y el análisis wavelet (INSTRUMENTS, 2015).

Hay principalmente tres categorías de algoritmos de análisis de series de tiempo en el kit de herramientas. Son el análisis estadístico, estimación espectral y el modelado. Se utiliza el análisis estadístico para entender la correlación y la variación de series de tiempo univariable, así como para eliminar la redundancia de series de tiempo multivariables (INSTRUMENTS, 2015).

Análisis Wavelet.

Las wavelets son señales oscilatorias y compactas que tienen de media cero y un ancho limite en el dominio del tiempo y la frecuencia. Los algoritmos para el análisis Wavelet representan una señal en ondas. Son ideales para la detección de discontinuidades, picos, picos afilados o valles, bordes y otros transitorios en señales o imágenes; es excelente en la compresión de señales o imágenes, ya que, el análisis wavelet da lugar a una escasa representación de las señales o imágenes. Además, es Ideal

para reducir el ruido y la eliminación de las tendencias, ya que, el análisis wavelet se realiza a través de múltiples resoluciones (INSTRUMENTS, 2015).

El kit de herramientas de procesamiento de señal avanzado incluye los siguientes algoritmos o herramientas para el análisis wavelet:

- Diseño gráfico expreso de Wavelet
- Análisis multiresolución expreso (1D y 2D) para la transformada wavelet discreta.
- Transformada wavelet continua (CWT)
- Transformada wavelet discreta (DWT) y su inversa
- Transformada wavelet no diezmada y su inversa
- Transformada wavelet entera y su inversa
- Paquete Wavelet
- Ruta Arbitraria de descomposición wavelet
- Eliminación de ruido de la señal.
- Detección de pico
- Detección de bordes
- Wavelet madre y su función escalada (INSTRUMENTS, 2015).

CAPÍTULO 3

3. MARCO METODOLÓGICO

Toda investigación debe ser planificada y estructurada, es decir, contar con una organización previa con el fin de estar encaminada a cumplir con los objetivos planteados. Según Hernández la investigación se define como un conjunto de procesos sistemáticos, críticos y empíricos que se aplican al estudio de un fenómeno (Hernández Sampieri, Fernández Collado, & del Pilar Baptista, 2010).

Este trabajo será desarrollado dentro de un enfoque cuantitativo, es decir, formado por un conjunto de procesos secuenciales y probatorios, en donde, cada etapa precede de la anterior y no se puede evitar pasos (Hernández Sampieri, Fernández Collado, & del Pilar Baptista, 2010).

3.1. Metodología Mecatrónica.

El presente trabajo de investigación muestra una manera de obtener las principales características del dominio del tiempo de las señales electromiográficas que emiten los músculos del muslo, mediante el diseño y utilización de una aplicación desarrollada en la plataforma de LabVIEW.

Se inició la investigación con la búsqueda y recopilación de información proveniente de trabajos realizados en el ámbito de la electromiografía superficial, además de investigaciones realizadas sobre los músculos implicados en la generación del movimiento de flexión y extensión de la rodilla.

Después se realizó la búsqueda de información sobre adquisición de señales biológicas y las etapas que conforman la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG.

Una vez estudiado el funcionamiento de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG, se procedió a seleccionar las etapas que serán utilizadas en el desarrollo de la investigación.

Se diseñó una interfaz gráfica de usuario que visualiza la señal EMG y posteriormente poder obtener las principales características de la señal antes mencionada.

3.2. Investigar fuentes bibliográficas de información.

La investigación toma su punto de partida en la búsqueda de información proveniente de trabajos enfocados a la electromiografía superficial. Además de estudiar las etapas a utilizarse de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG.

3.2.1. Tarjeta de acondicionamiento de señales EMG.

De la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG, se utilizan las siguientes etapas:

- Etapa de pre amplificación
- Filtro pasa banda Butterworth de cuarto orden de 20 a 500[Hz]
- Filtro Notch de 60[Hz] con ancho de banda de 2[Hz].
- Etapa de amplificación final.

Etapa de pre amplificación.

La ganancia de la etapa de pre amplificación está dividida en dos, la ganancia del amplificador de instrumentación y la ganancia del amplificador operacional en configuración no inversora (ver figura 3.1). Adicionalmente se añadió un circuito de retroalimentación conocido como “circuito de pierna derecha” (Cadena F. , 2015).

Este circuito de retroalimentación, además de evitar las corrientes de desbalance y compensar problemas de ruido de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación, protege al paciente de posibles daños (Cadena F. , 2015).

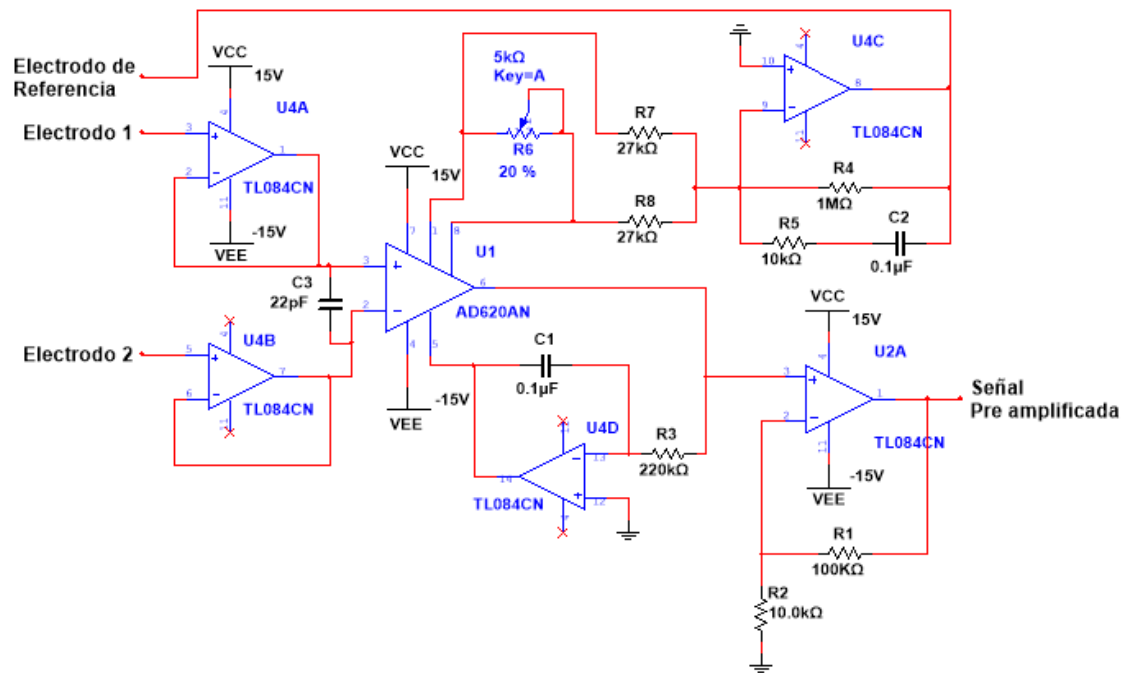


Figura 3.1 Etapa de pre amplificación (Cadena F. , 2015).

Filtro pasa banda Butterworth de cuarto orden de 20 a 500[Hz].

En esta etapa la señal es filtrada entre las frecuencias de corte determinadas por cada filtro, eliminando o atenuando las frecuencias mayores y menores a dichas frecuencias de corte (ver figura 3.2) (Cadena F. , 2015).

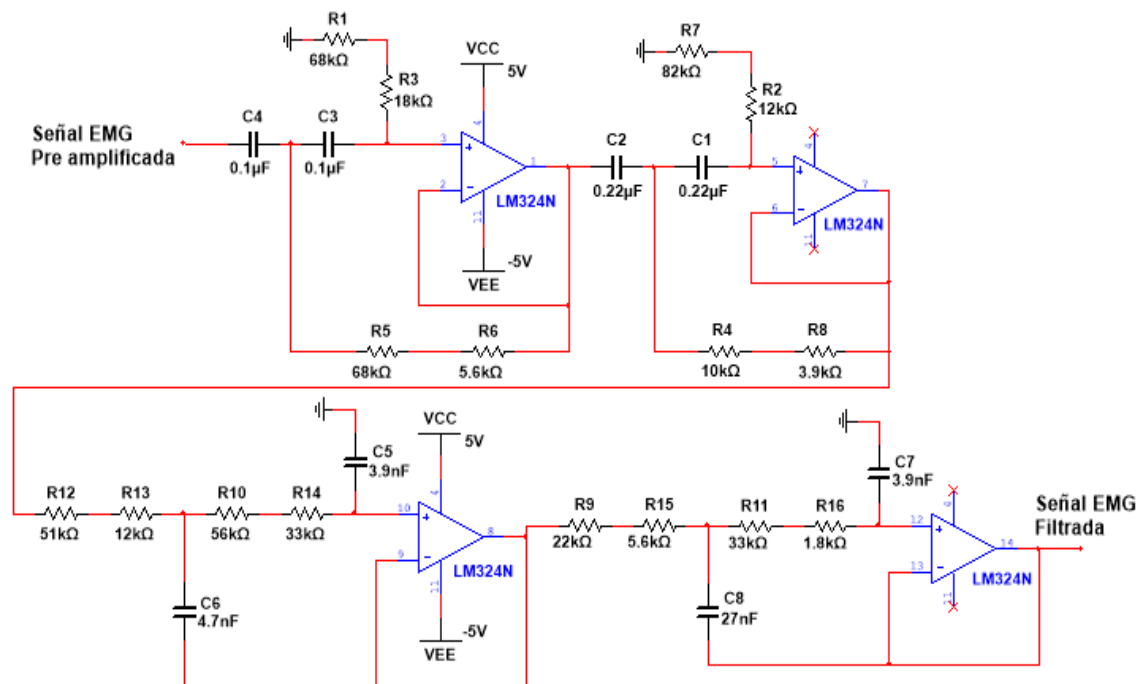


Figura 3.2 Filtro pasa banda Butterworth de cuarto orden de 20 a 500[Hz] (Cadena F. , 2015).

Filtro Notch de 60[Hz] con ancho de banda de 2[Hz].

Los filtros notch permiten implementar filtros de rechazo de banda con una banda rechazada muy estrecha. Este filtro transmite las frecuencias en la banda pasante y rechaza las frecuencias indeseables en la banda de detección (Granda & Mediavilla, 2010). El filtro utilizado se muestra en la figura 3.3.

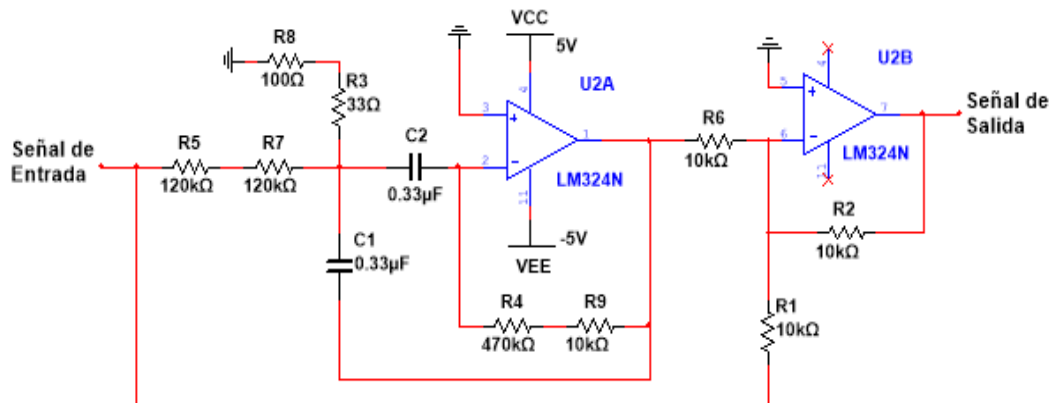


Figura 3.3 Filtro Notch de 60[Hz] con ancho de banda de 2[Hz] (Cadena F. , 2015).

Etapas de amplificación final

Se implementó un circuito amplificador para llevar los niveles de voltaje de la señal EMG a niveles apropiados para la aplicación, para ello se utilizó un amplificador operacional en configuración no inversora (Cadena F. , 2015).

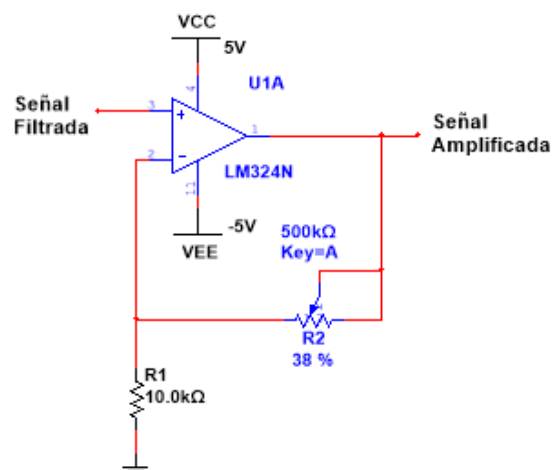


Figura 3.4 Etapas de amplificación final (Cadena F. , 2015).

3.2.2. Construcción de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG.

La figura 3.5 muestra el procedimiento de la construcción de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG con las etapas necesarias.

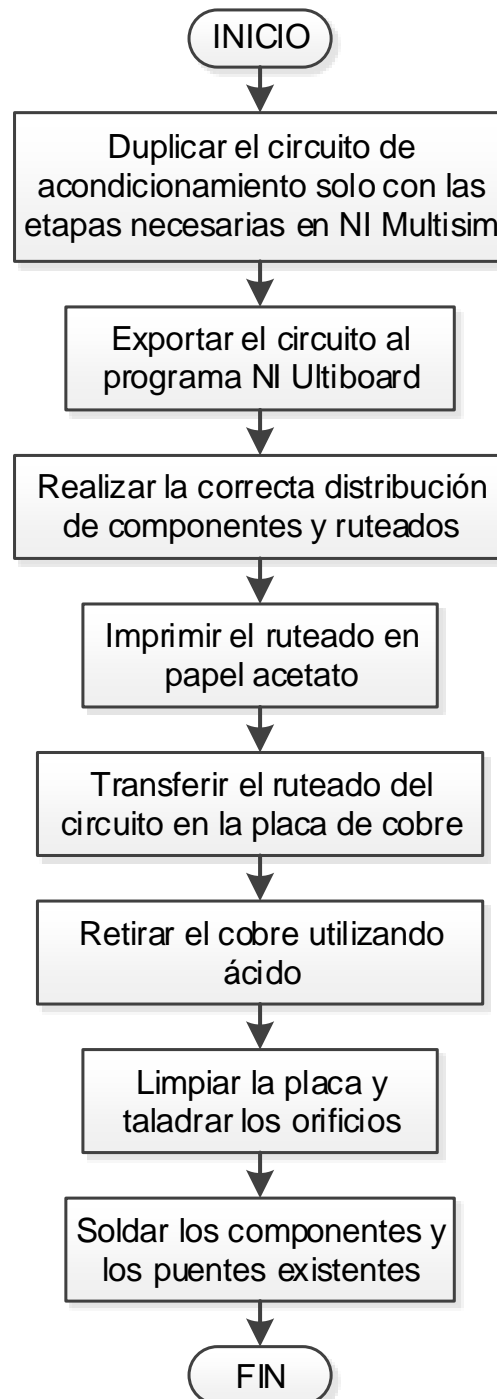


Figura 3.5 Flujograma de construcción de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG.

Diseño del circuito.

El diseño de la tarjeta se realizó en el programa NI Multisim, donde se seleccionó las etapas a ser utilizadas, luego se exportó el circuito obtenido en NI Multisim al Programa NI Ultiboard donde se realizó la colocación de componentes y el ruteado correspondiente (ver figura 3.6).

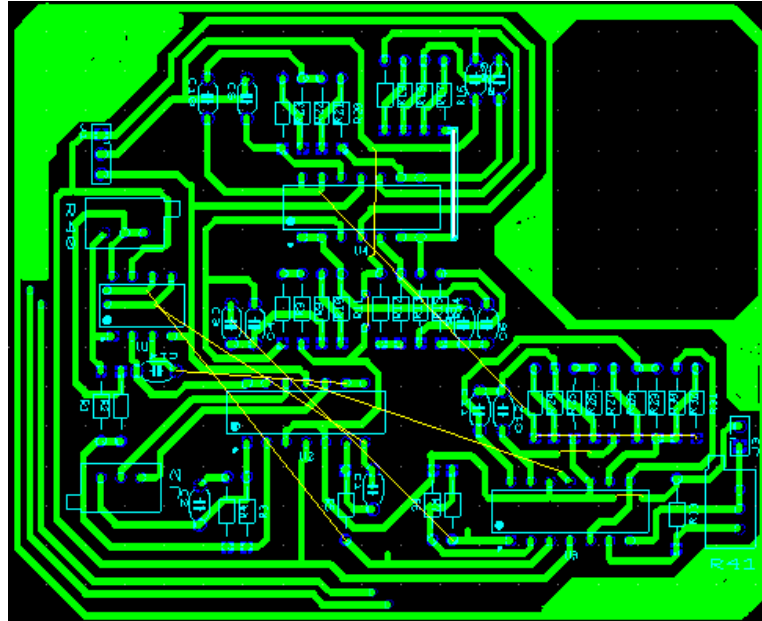


Figura 3.6 Ruteado de la placa en NI Ultiboard.

Después de verificar el correcto ruteado, se procede a imprimir el circuito en la placa de cobre (ver figura 3.7).



Figura 3.7 Placa de cobre.

Para transferir la imagen se realiza una impresión láser del circuito y la máscara de componentes en una hoja de acetato como se observa en la siguiente figura.

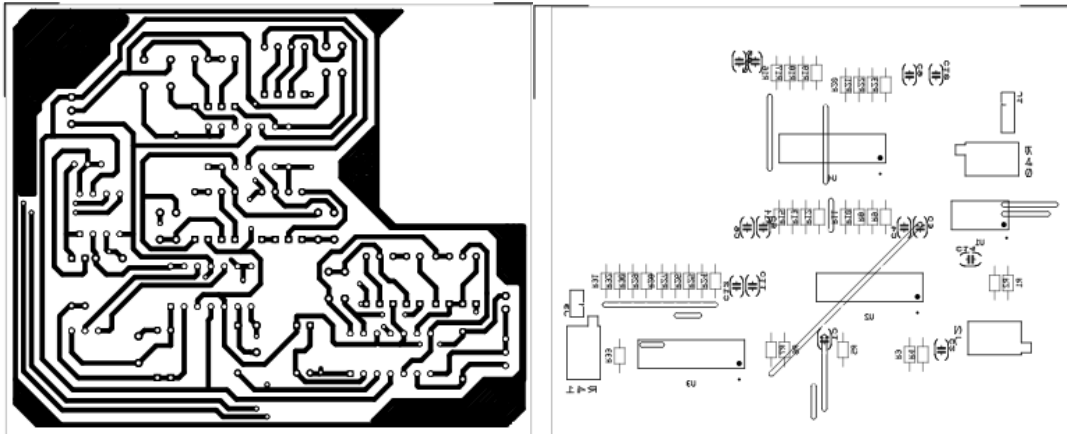


Figura 3.8 Impresión láser del circuito.

Luego se procede a transferir la impresión a la placa de cobre y atacar con ácido al sobrante de cobre (ver figura 3.9).

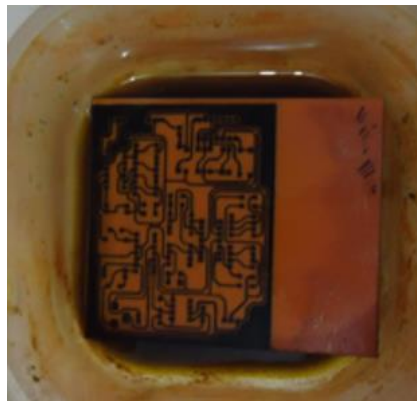


Figura 3.9 Ataque con ácido a la placa de cobre.

Posteriormente se procede a taladrar los respectivos agujeros y soldar los elementos y los puentes existentes (ver figura 3.10).

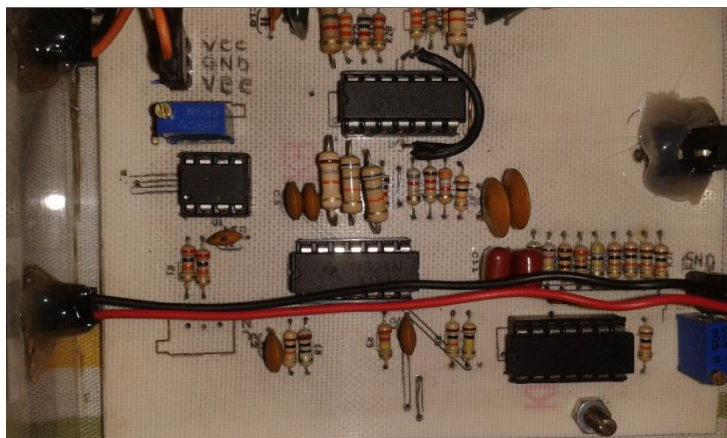


Figura 3.10 Placa final con los componentes.

3.3. Seleccionar las características de la señal en el dominio del tiempo.

Se analizará la señal EMG en el dominio del tiempo proveniente de la salida de la etapa final de amplificación de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG. En el análisis se seleccionó la amplitud, valor máximo, valor mínimo, longitud de onda, valor RMS y desviación estándar de la señal EMG como características principales.

3.4. Realizar una interfaz gráfica de usuario que visualice la señal electromiográfica con sus características.

Se utilizó un duplicado de la tarjeta antes mencionada para captar la señal EMG proveniente de los músculos de estudio que son los del muslo. Esta señal se transfirió al computador mediante la utilización de la tarjeta de adquisición de datos de National Instrument (NI MyDaq) para su tratamiento.

La interfaz gráfica de usuario fue desarrollada en el software de LabVIEW, en el cual, la señal EMG previamente adquirida es almacenada en una hoja de Excel, la cual servirá como una base de datos, que posteriormente será utilizada para leer la señal y así realizar el análisis solo de una región de interés, en este caso, solo de la parte en que se genera un movimiento controlado.

3.5. Realizar pruebas de funcionamiento.

Se realizaron pruebas de funcionamiento del duplicado de la tarjeta antes mencionada para depurar errores. Una vez comprobado el correcto funcionamiento de la tarjeta se integró con la tarjeta de adquisición de datos NI MyDAQ, y mediante el software de LabVIEW se pudo observar la señal EMG con sus características.

Se desarrolló una interfaz gráfica de usuario creada en el software de LabVIEW que realizará el análisis respectivo de los parámetros estadísticos mencionados anteriormente.

Una vez corregido los errores generados al realizar la interfaz gráfica, se procede a realizar las pruebas preliminares con un músculo del muslo (ver figura 3.5), en este caso se seleccionó el recto femoral.

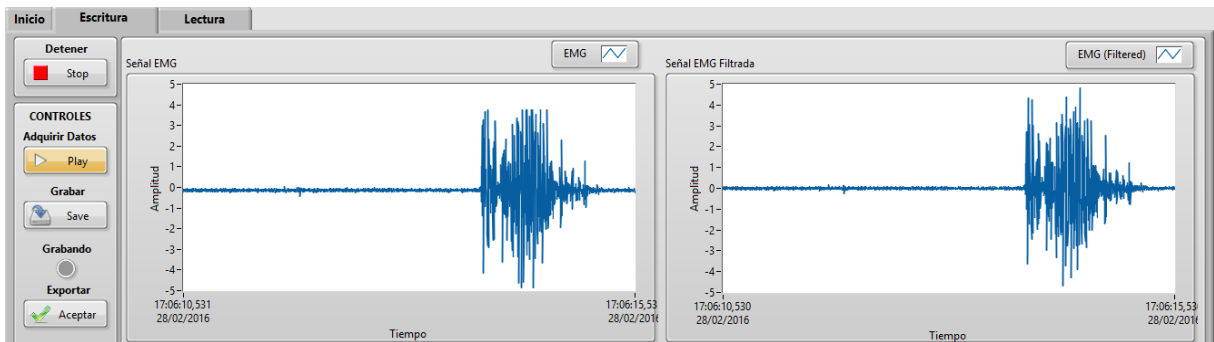


Figura 3.11 Prueba de una contracción con el músculo recto femoral.

Después se realizaron pruebas de almacenamiento de la señal en un *waveform chart* que simulará en buffer de datos (ver figura 3.12).

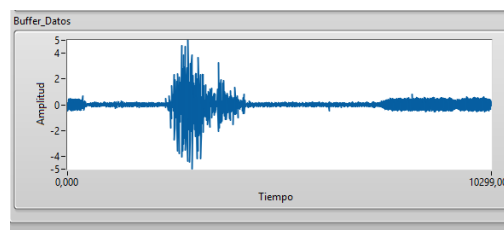


Figura 3.12 Datos almacenados

Posteriormente se realizaron pruebas en la restricción del inicio y fin del movimiento en interés y el procesamiento de los datos (ver figura 3.13).

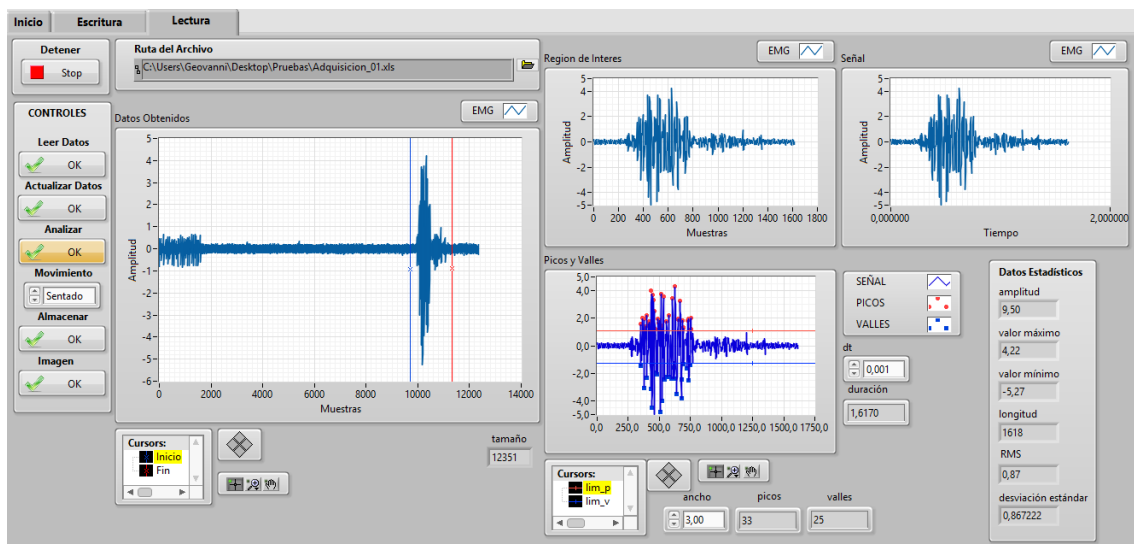


Figura 3.13 Restricción de la región de interés y resultados estadísticos

CAPÍTULO 4

4. DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO

En el desarrollo de la interfaz gráfica de usuario se utiliza el software de LabVIEW versión 2014. En este ambiente de programación se puede visualizar, además de procesar señales EMG producidas por los movimientos de flexión y extensión de los músculos de estudio, en este caso, los del muslo.

La aplicación permite al usuario ingresar los datos personales del paciente como son: el nombre, edad, sexo y etapa de la vida. En esta última se menciona si se trata de un niño, joven o adulto. Después de ingresar los datos personales se procede a seleccionar el músculo de estudio.

Una vez ingresada la información personal de paciente, el programa adquiere las señales EMG mediante una tarjeta USB de adquisición de datos de National Instruments (NI MyDAQ), en donde se podrá visualizar los datos en tiempo real con la opción de grabarlos cada vez que el usuario crea conveniente para un análisis posterior.

Los datos previamente guardados de la última adquisición o de sesiones anteriores pueden ser extraídos, además de ofrecer la posibilidad de seleccionar una región de interés que restringe el inicio y fin del movimiento en estudio.

Seleccionado el intervalo de la señal se procede a realizar un análisis estadístico obteniendo características en el dominio del tiempo que pueden ser almacenadas, además de poder compararlas con resultados obtenidos de otros pacientes.

A continuación, se muestra el diagrama de flujo (ver figura 4.1) de la interfaz gráfica de usuario desarrollada en la plataforma de LabVIEW.

4.1. Diagrama de flujo.

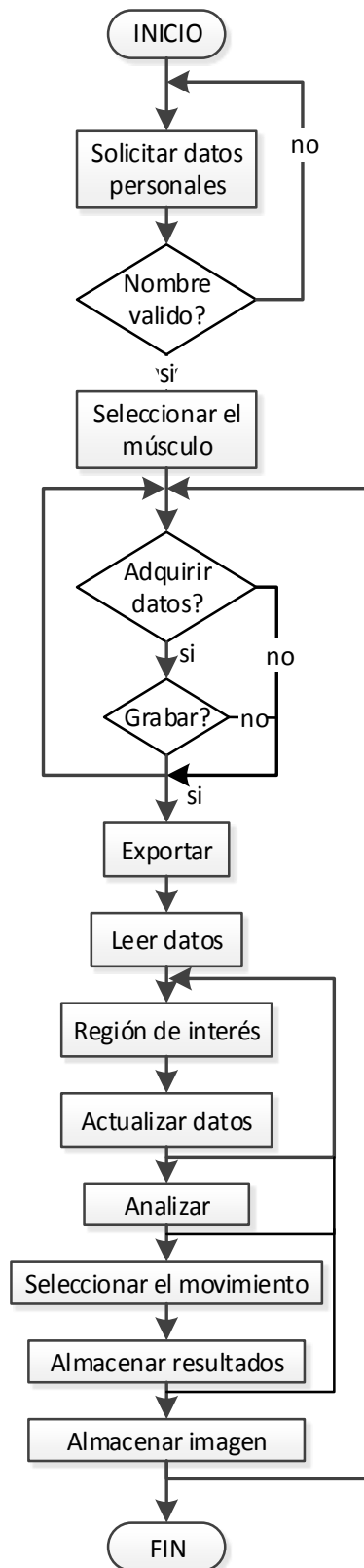


Figura 4.1 Diagrama de flujo de la interfaz gráfica de usuario

4.2. Etapa inicial.

Al ejecutar el programa se posiciona la pantalla principal en la pestaña de control inicio y muestra un mensaje de ingreso de datos personales. Al presionar el botón aceptar se crea un archivo de Excel (.xls) que almacenará posteriormente los datos personales y los resultados obtenidos.

En esta etapa el *VI Express* utilizado es *File Dialog* (ver figura 4.2), en donde se especifica el nombre por default que tendrá el archivo, al igual que su extensión, en este caso tendrá una extensión .xls (Libro de Excel).

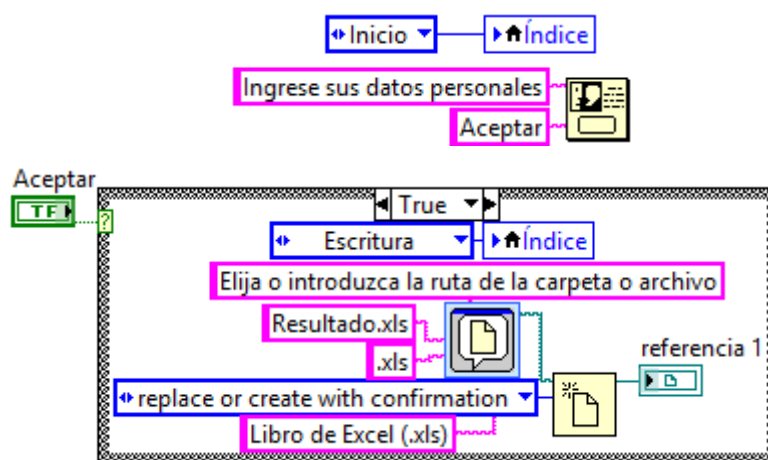


Figura 4.2 Inicio.

4.3. Etapa de adquisición de datos.

En esta etapa se utilizó un *DAQ Assistant* (ver figura 4.4) para adquirir la señal EMG proveniente de la salida de la etapa final de amplificación de la tarjeta de acondicionamiento de señales EMG desarrollada por Franklin Cadena.

Se realizó la lectura del código del error, y si el código es -200220, se debe a que la NI myDAQ se encuentra desconectada (ver figura 4.3), y se procede a mostrar el mensaje “Conecte el Dispositivo NI myDAQ” y a detener la ejecución del programa (ver figura 4.4). Mientras que, si el error es diferente al código anterior, se resetea la NI myDAQ (ver figura 4.4), ya que el error más común generado es por la saturación de datos en el buffer.

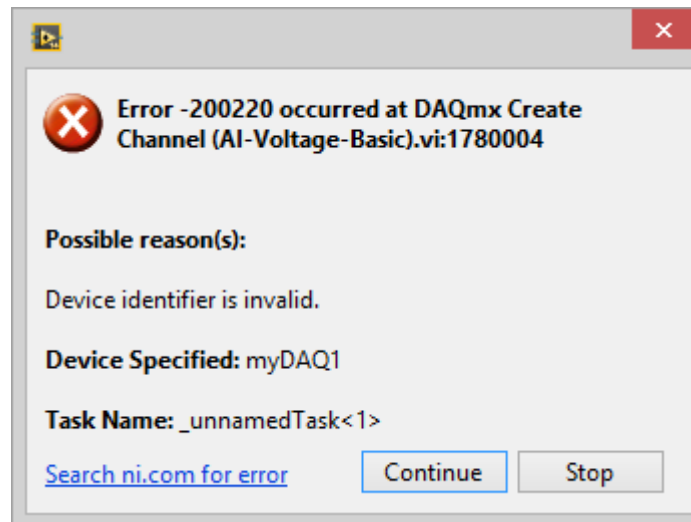


Figura 4.3 Error ocurrido por ejecutar el programa desconectada la NI MyDAQ

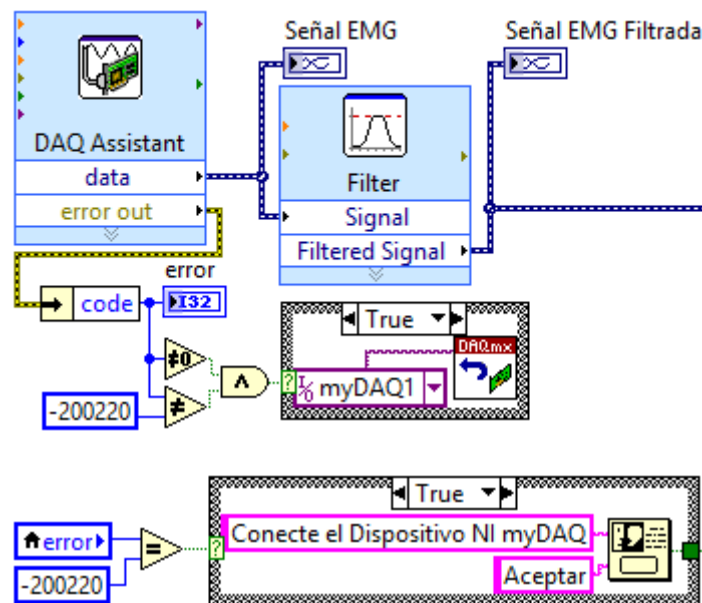


Figura 4.4 Adquisición de datos.

Para restringir la frecuencia de la señal a la salida del *DAQ Assistant* se utilizó el *VI Express Filter* (ver figura 4.4). El filtro utilizado es un filtro pasa banda Butterworth de primer orden de 20[Hz] a 400 [Hz] (ver figura 4.5).

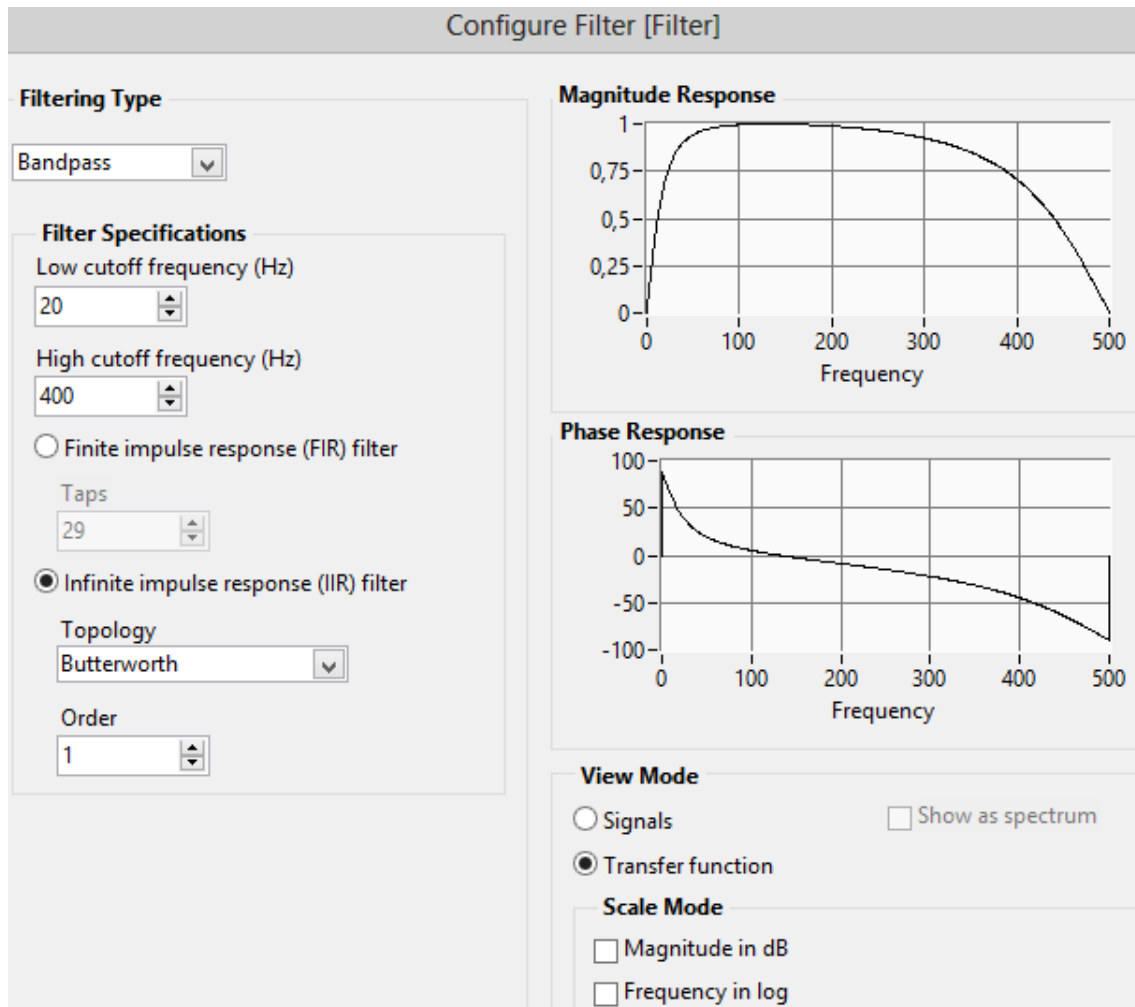


Figura 4.5 Configuración del filtro digital pasa banda.

4.3.1. Muestreo de la señal.

Lo más importante para poder hacer un buen tratamiento de señal, es asegurar en cada paso que la información original no ha sido alterada. El teorema de Nyquist, considerado el más importante en la adquisición de señales establece una condición necesaria y suficiente para la reconstrucción en el dominio temporal, de una señal adquirida: la frecuencia de muestreo debe ser al menos 2 veces mayor que la frecuencia más alta de la señal que se quiere reconstruir (Alvarado Reyes & Stern Forgach, 2010).

Este teorema pone un mínimo a la frecuencia de muestreo, pero no un máximo. Se puede concluir que mientras más grande sea la frecuencia de muestreo, la nuestra se parecerá más a la señal original. Por lo tanto, parece que lo mejor es adquirir una señal

con la mayor frecuencia de muestreo posible y con el mayor número de datos (Alvarado Reyes & Stern Forgach, 2010).

En la toma de datos de la señal EMG se utilizará una tarjeta NI myDAQ de National Instruments que posee una resolución de 16 bits para la conversión análoga digital. Además de poseer una tasa de muestreo máxima de 200 mil muestras por segundo y una resolución de tiempo de 10 [ns] (ver anexo 7.1).

Según la tabla 2.1, la frecuencia de muestreo mínima debe ser de 1000 [Hz]. Por lo tanto, se utilizó en la configuración del *DAQ Assistant* (ver figura 4.4) un sobre muestreo de 2000 [Hz] (ver figura 4.6) para que no exista pérdida de información.

Las muestras leídas (Samples to Read) deben ser 1/5 a 1/10 de su razón de muestreo. Por ejemplo, $F_s=10$ kHz, Samples to Read = 1k o 2k muestreos. Esto es una buena relación de evaluación para adquisición a búfer (INSTRUMENTS, 2015).

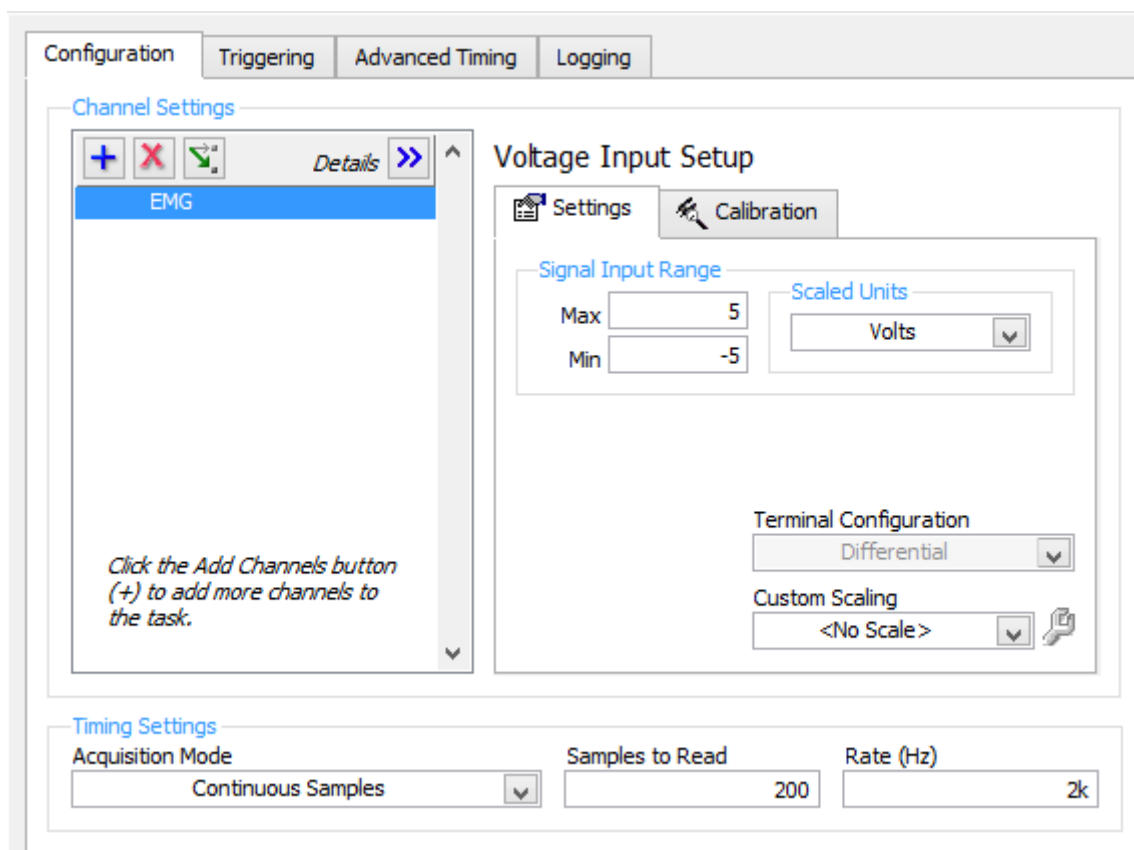


Figura 4.6 Configuración DAQ Assistant.

4.4. Etapa de almacenamiento de la señal EMG.

Para la etapa de almacenamiento de la señal EMG se utilizaron dos estructuras de casos que son: grabar y exportar.

En la estructura de casos grabar (ver figura 4.7) se creó un *waveform chart* para visualizar la señal proveniente de la salida del filtro digital, además se creó un *waveform chart* de tipo *double* que almacenará los datos como si fuera un buffer, el cual podrá almacenar un máximo valor de 30000 datos. (Este valor puede ser modificado).

En su interior se colocó una estructura de casos para crear un archivo de Excel (.xls) que será utilizado posteriormente para almacenar los datos del buffer. Se implementó un arreglo para que ingrese a este caso una sola vez al mantener presionado el botón grabar, con el fin de crear un solo archivo (ver figura 4.7).

Al igual que en la etapa inicial (ver figura 4.2) se utilizó un *VI Express File Dialog* (ver figura 4.7), en donde se especifica el nombre por default que tendrá el archivo, al igual que su extensión, en este caso tendrá una extensión .xls (Libro de Excel).

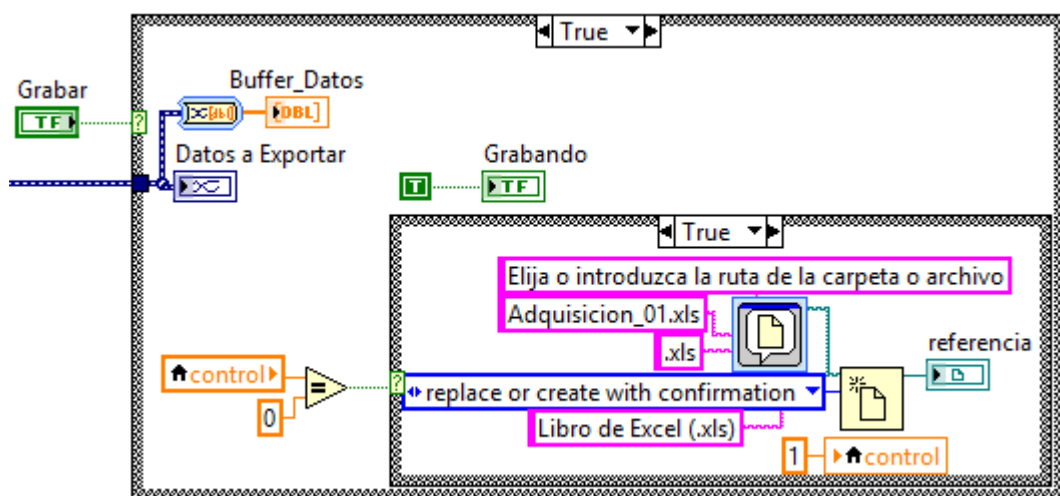


Figura 4.7 Estructura de casos grabar.

En la estructura de casos exportar (ver figura 4.8), se creó la propiedad invocar método del *waveform chart* denominado *Buffer_Datos* del caso grabar, para exportar los datos al portapapeles y así poder almacenarlos en el archivo previamente creado en la estructura de casos grabar.

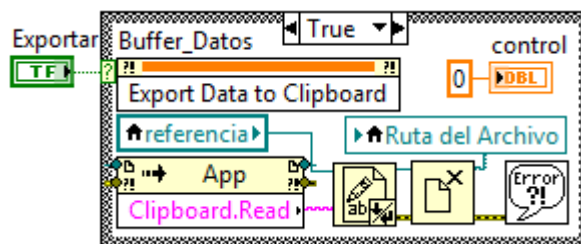


Figura 4.8 Estructura de casos exportar.

4.5. Etapa de lectura de la señal EMG.

En esta etapa se leen los datos previamente guardados en un archivo de Excel. Se especifica que el archivo a ser leído es en formato de Excel, además de indicar la ruta del archivo (ver figura 4.9). Se menciona la hoja de Excel en donde se encuentran los datos a ser exportados (en este caso es la hoja 0).

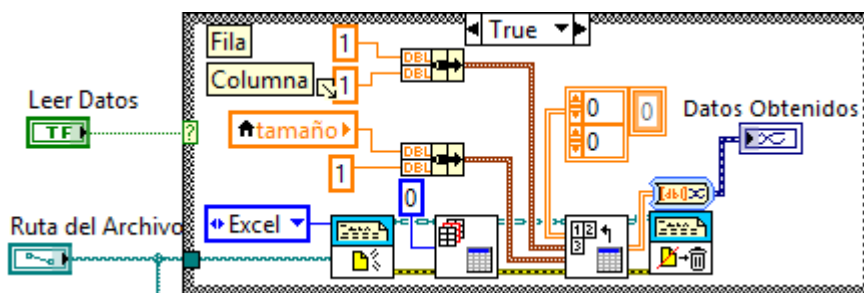


Figura 4.9 Lectura de la señal EMG.

En el bloque de obtener los datos de Excel (*Excel Get Data*), se especifica el inicio y fin de la hoja introduciendo el valor de la fila y la columna respectivamente (ver figura 4.10). El valor final de la fila estará determinado por el número de datos que contiene el archivo. Además, se debe indicar el tipo de dato que va a ser obtenido, en este caso será un vector de datos *doubles* (ver figura 4.9), los cuales serán mostrados en un *waveform* chart. Finalmente se cierra el reporte.

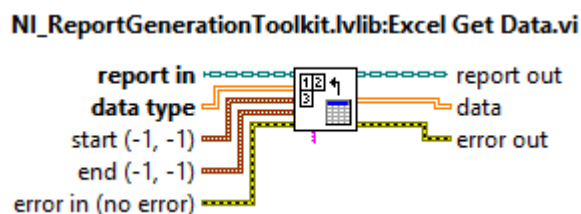


Figura 4.10 Sub VI Excel Get Data.

De manera simultánea se lee el archivo de Excel y se obtiene el número de filas del archivo mencionado (ver figura 4.11). Este valor brinda el tamaño o número de datos que posee la señal.

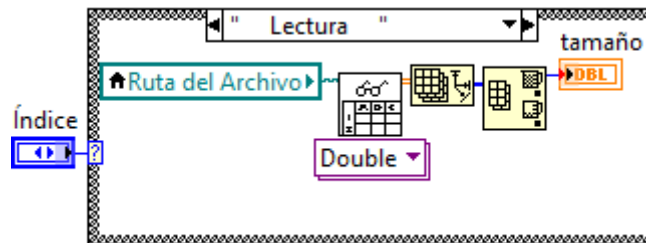


Figura 4.11 Tamaño de la señal EMG.

4.6. Etapa de actualización de datos.

Con el fin de extraer solo una parte de la señal que va a ser analizada, se realizó una nueva lectura del archivo que contiene los datos, indicando el nuevo inicio y final que tendrá la lectura.

Se utilizó la herramienta nodo de propiedad, para crear cursores de inicio y fin y así restringir el rango a ser leído (ver figura 4.12).

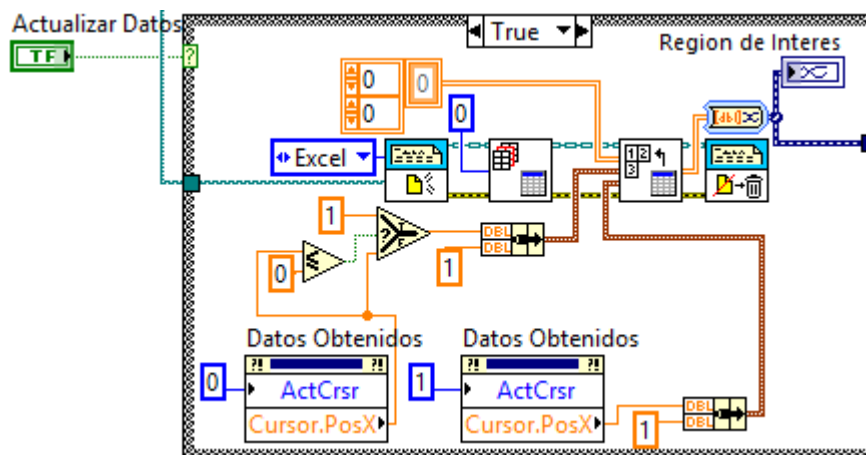


Figura 4.12 Lectura actualizada de la señal EMG.

Se crearon dos propiedades de nodo (0 y 1) del *waveform chart* Datos Obtenidos, que controlarán dos cursores de inicio y fin respectivamente (ver figura 4.12).

Se activa el primer cursor (0) y se indica que mostrará la posición del cursor en el eje x. En el *SubVI Excel Get Data* (ver figura 4.10) se debe especificar el inicio de los

datos, en este caso los datos originales inician en la fila 1 y columna 1. Por este motivo se realiza un arreglo para que el cursor no tome un valor de cero o inferior, ya que generaría error.

De manera simultánea se activa el segundo cursor (1) y se indica que mostrará la posición del cursor en el eje x. En el *SubVI Excel Get Data* (ver figura 4.10) se debe especificar el fin de los datos localizados en la primera columna.

4.7. Etapa de análisis de la señal EMG.

Una vez extraídos los datos actualizados, se procede a generar una onda (ver figura 4.13).

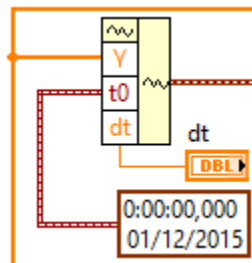


Figura 4.13 Generación de onda.

Los datos actualizados ingresan por Y, en t0 se inicializa el valor del tiempo y en el diferencial del tiempo (dt), se coloca el valor del inverso de las muestras por segundo, según la ecuación 4.1:

$$dt = \frac{1}{Fs}$$

Ecuación 4.1 Diferencial de tiempo.

Dónde: Fs son las muestras por segundo.

Una vez generada la onda, se procede a utilizar los siguientes bloques que permitirán obtener las características requeridas para el análisis. En la obtención de características de la señal EMG se utilizó la estructura de casos mostrada en la figura 4.14.

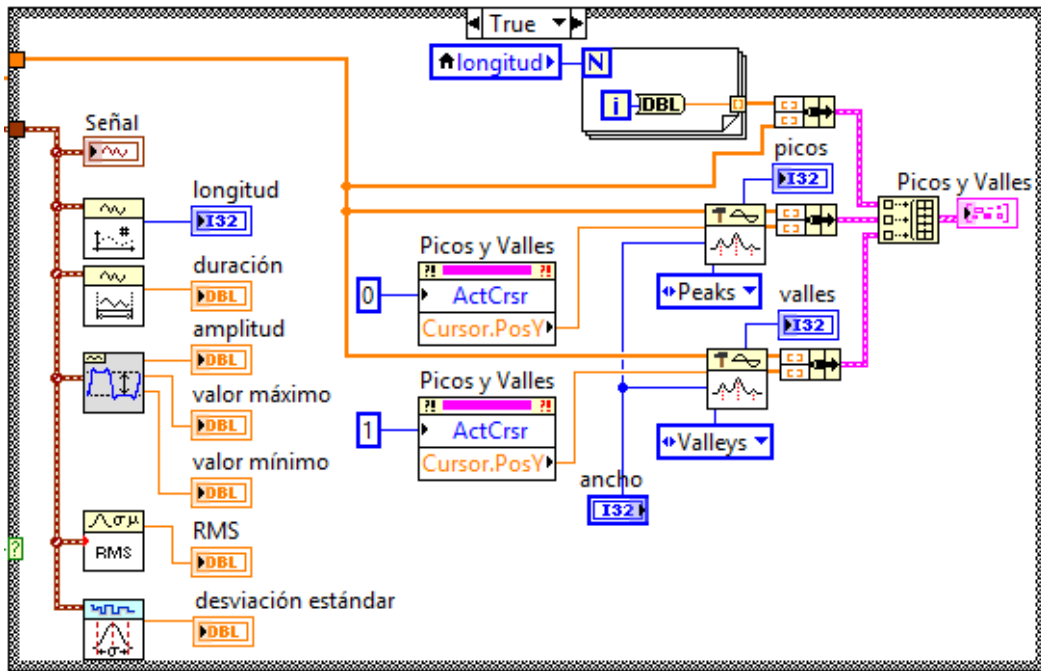


Figura 4.14 Análisis de la señal EMG.

Los bloques utilizados se detallan a continuación:

Número de muestras de una onda.

Este *SubVI* retorna el número de elementos en la onda. El diagrama de conexiones se puede observar en la figura 4.15.

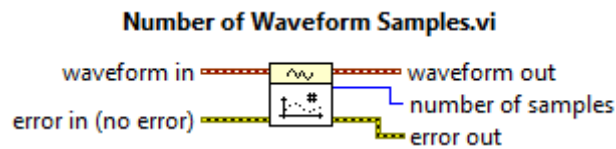


Figura 4.15 Número de muestras.

Internamente este *SubVI* utiliza el siguiente diagrama de bloques.

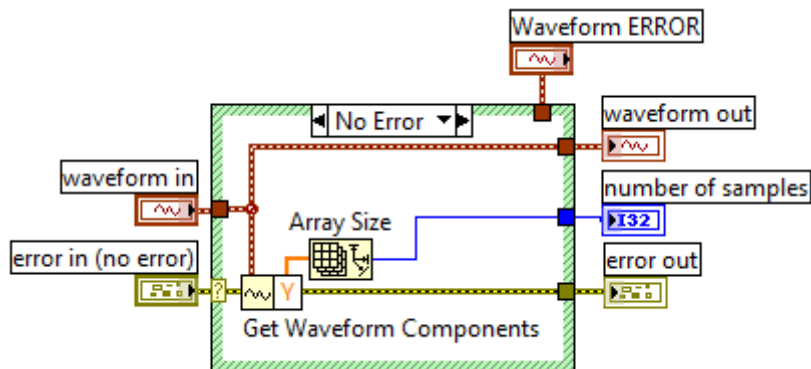


Figura 4.16 SubVI número de muestras (INSTRUMENTS, 2015).

En donde la onda previamente generada ingresa a la estructura de casos y mediante el bloque *Get Waveform Components* (ver figura 4.16) descompone la señal y extrae los datos; y mediante el bloque *Array Size* se obtiene el tamaño o número de muestras de la señal entrante.

Duración de la onda.

Este *SubVI* calcula la duración de la onda utilizando la siguiente ecuación:

$$\text{duración} = (\# \text{ de muestras} - 1) * dt$$

Ecuación 4.2 Duración de la onda.

El diagrama de conexiones se puede observar en la figura 4.17.

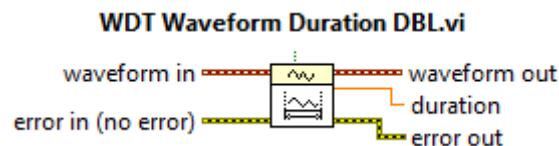


Figura 4.17 Duración de la onda.

Internamente este *SubVI* utiliza el siguiente diagrama de bloques:

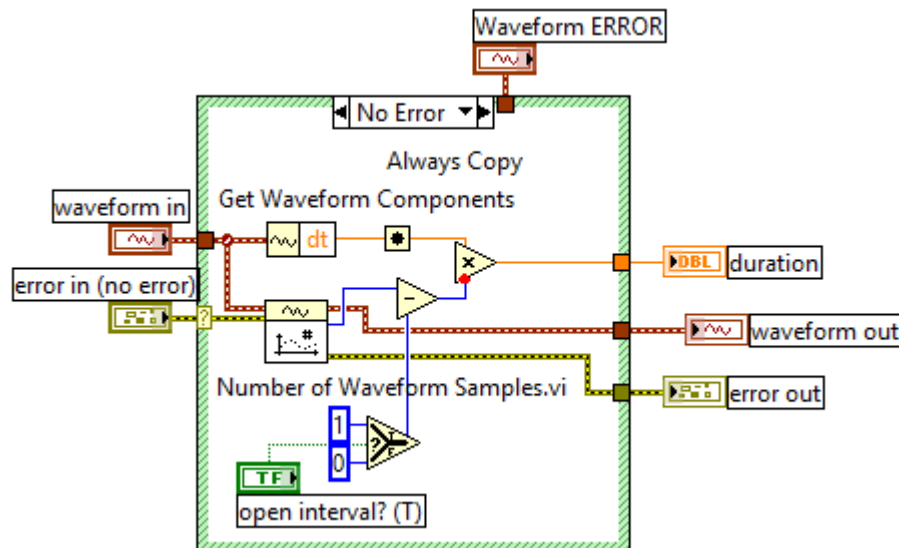


Figura 4.18 SubVI duración de la onda (INSTRUMENTS, 2015).

Donde la onda, previamente generada, ingresa a la estructura de casos y mediante el bloque *Get Waveform Components* (ver figura 4.18) descompone la señal y extrae el diferencial de tiempo. Mediante el *SubVI Number of Waveform Samples* (ver figura 4.18) se obtiene el número de muestras de la onda, y si se trata de un intervalo abierto, el número de muestras es disminuido en uno y caso contrario no es restado.

Posteriormente se genera el producto entre el número de muestras y el diferencial de tiempo y como resultado se obtiene la duración de la onda.

Amplitud y niveles.

Este *SubVI* retorna la amplitud, estado de nivel alto y estado de nivel bajo de una onda o un arreglo de ondas. El diagrama de conexiones se puede observar en la figura 4.19.

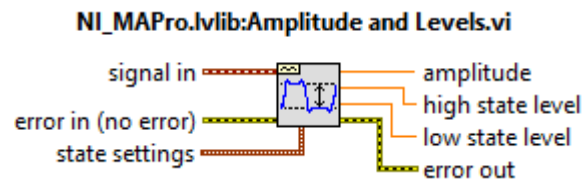


Figura 4.19 Amplitud y niveles de la onda.

Internamente este *SubVI* utiliza el diagrama de bloques mostrado en la figura 4.20.

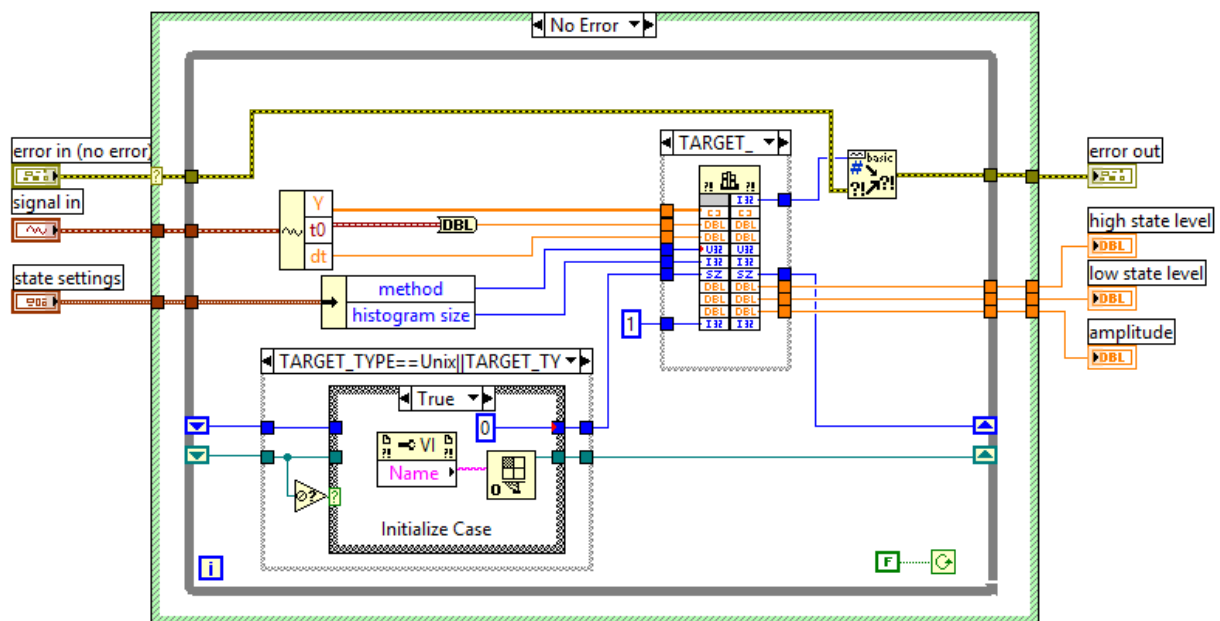


Figura 4.20 SubVI amplitud y niveles de la onda (INSTRUMENTS, 2015).

Valor RMS.

Este *SubVI* calcula la raíz cuadrada del valor medio mediante la siguiente ecuación:

$$\Psi_x = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} |x_i|^2}$$

Ecuación 4.3 RMS de la onda.

Donde Ψ_x es el valor RMS y n es el número de elementos en x .

El diagrama de conexiones se puede observar en la figura 4.20.

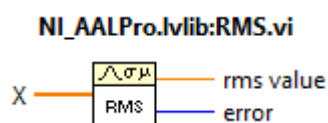


Figura 4.21 Valor RMS.

Internamente este *SubVI* utiliza el diagrama de bloques mostrado en la figura 4.22.

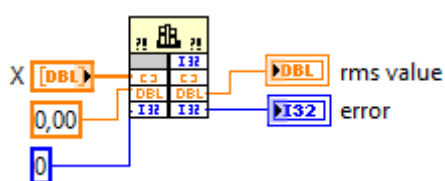


Figura 4.22 SubVI valor RMS (INSTRUMENTS, 2015).

Desviación y varianza.

Este *SubVI* (ver figura 4.23) calcula la desviación estándar, varianza y los coeficientes de variación de una serie de tiempo variable o multivariable.

Para obtener la desviación estándar, este *SubVI* utiliza las ecuaciones de dos tipos de desviación: de una población y de una muestra.

La ecuación para obtener la desviación estándar de una población, es a siguiente:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \mu)^2}{n}}$$

Ecuación 4.4 Desviación estándar de una población.

Mientras que la ecuación para obtener la desviación estándar de una muestra, es la mostrada a continuación:

$$s = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

Ecuación 4.5 Desviación estándar de una muestra.

En donde:

- σ y s son las desviaciones estándar de una población y de una muestra respectivamente.
- μ y \bar{x} son la media o promedio.
- x es el conjunto de datos.
- n es el número de elementos en x .

La ecuación utilizada en la interfaz es la de una muestra, ya que se desea aplicar los datos obtenidos a toda una población y no solo a los pacientes que participaron en el estudio.

El diagrama de conexiones se puede observar en la figura 4.23.

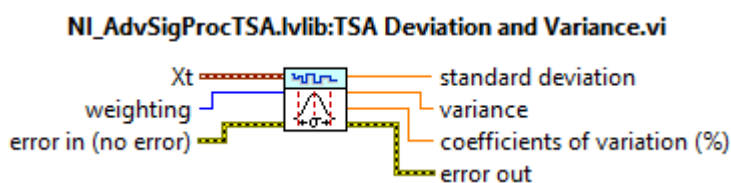


Figura 4.23 Desviación y varianza.

Internamente este *SubVI* utiliza el diagrama de bloques mostrado en la figura 4.24.

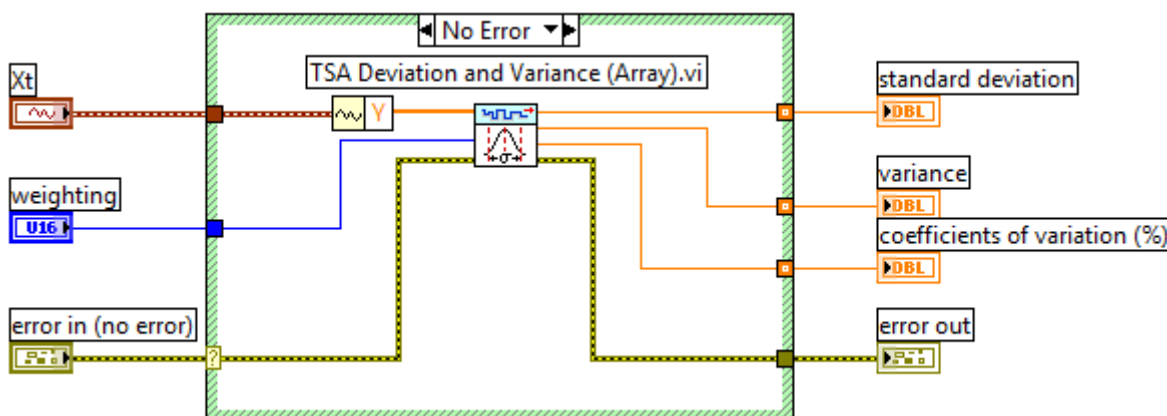


Figura 4.24 SubVI desviación y varianza (INSTRUMENTS, 2015).

A su vez este *SubVI* tiene internamente el siguiente diagrama de bloques.

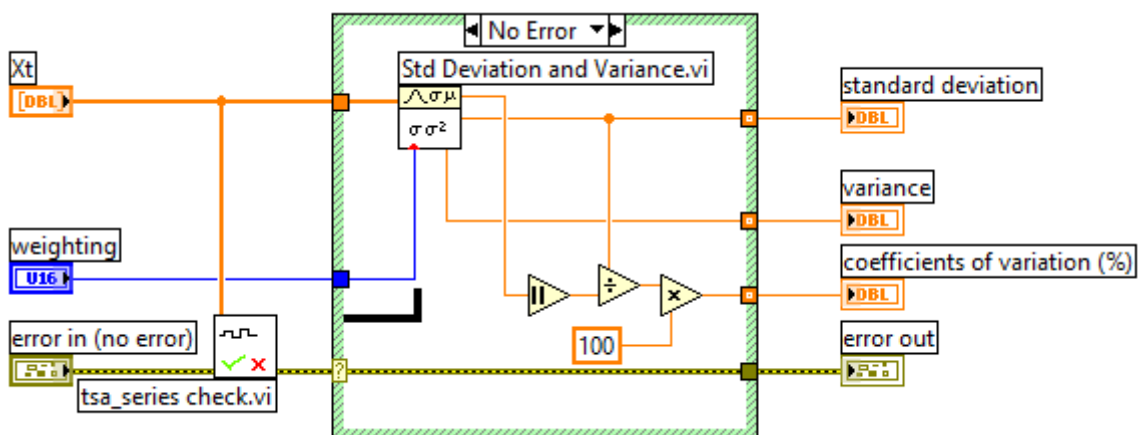


Figura 4.25 SubVI desviación y varianza (arreglo de datos).

Internamente el *SubVI* desviación y varianza en un arreglo de datos muestra el diagrama de bloques mostrado en la figura 4.26, en donde se observa el uso de las ecuaciones 4.4 y 4.5 mostradas anteriormente.

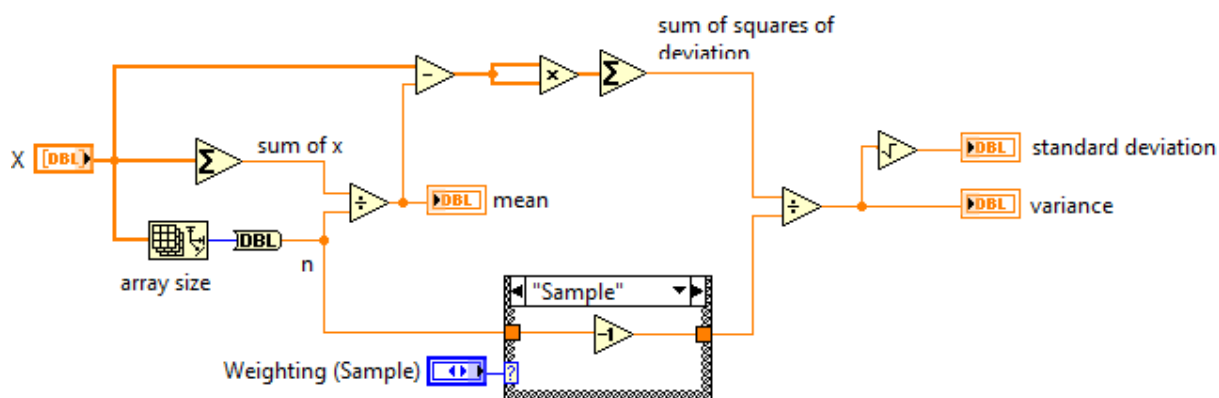


Figura 4.26 Desviación y varianza (fórmula).

Detector de picos.

Este *SubVI* busca la localización, amplitud y segunda derivada de los picos o valles de la señal de entrada. El diagrama de conexiones se puede observar en la figura 4.27.

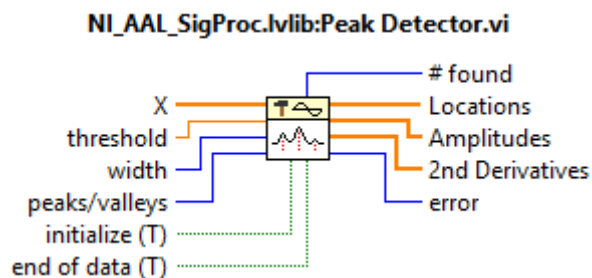


Figura 4.27 Detector de picos.

4.8. Etapa de almacenamiento de resultados.

El archivo creado en la etapa inicial es utilizado para almacenar los datos personales y los resultados obtenidos del análisis.

Se almacenan los datos personales del paciente, además de los resultados obtenidos del análisis realizado a la señal EMG en formato de texto en el archivo previamente creado (ver figura 3.27).

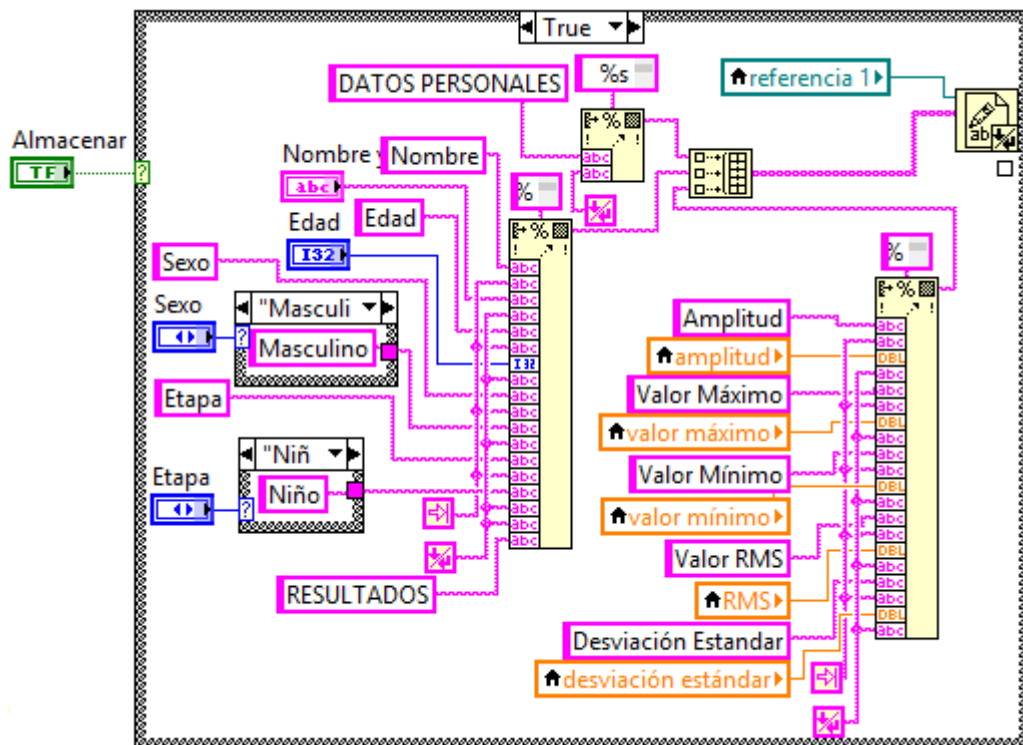


Figura 4.28 Almacenamiento de resultados.

CAPÍTULO 5

5. PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1. Adquisición de la señal EMG

Para adquirir la señal EMG primero se debe preparar la piel, limpiando la región donde se colocarán los electrodos con alcohol antiséptico y de ser el caso también efectuar el rasurado de dicha región. Una vez limpia la región se procede a colocar los electrodos en el músculo siguiendo las normas descritas la sección 2.2.4.

Posteriormente se procede a realizar la adquisición de la señal EMG, en donde, se registraron 30000 datos en un intervalo de tiempo máximo de 15 segundos, ya que la frecuencia de muestreo es de 2000 [Hz] (ver capítulo 4 sección 3 y 4).

Para el análisis de los músculos de estudio se realizaron pruebas con movimientos de: marcha normal, levantarse de una silla y sentarse en una silla con personas de diferentes edades; efectuando 4 registros en cada tipo de movimiento a todos los pacientes.

Pruebas realizadas en hombres.

Se realizaron 4 adquisiciones de datos para cada tipo de movimiento y se calcularon los promedios de las adquisiciones, los cuales se presentan a continuación.

En un niño de 10 años.

La tabla 5.1 y la figura 5.1 muestran los valores de amplitud obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede evidenciar que el valor de amplitud máxima se encuentra en el músculo vasto medio al ejecutar el movimiento de marcha.

Movimiento \ Músculo	Amplitud		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	9,79	6,47	11,35
De Pie	5,92	5,80	6,31
Sentado	6,55	6,79	5,80

Tabla 5.1 Amplitud de la señal EMG de un niño de 10 años.

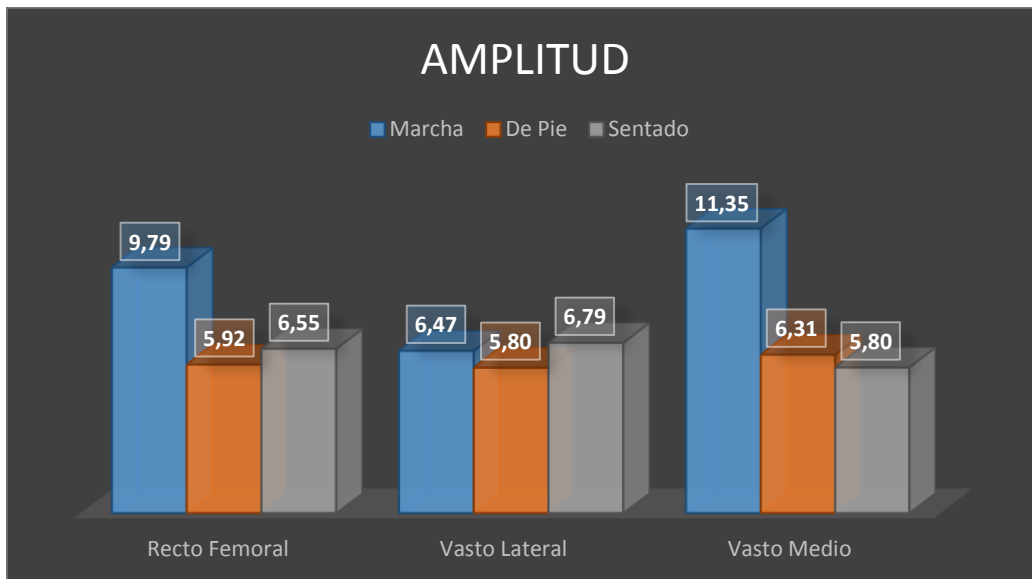


Figura 5.1 Amplitud de la señal EMG de un niño de 10 años.

La tabla 5.2 y la figura 5.2 muestran los valores máximos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede evidenciar que poseen los valores máximos los músculos recto femoral y vasto medio al ejecutar el movimiento de marcha.

Movimiento \ Músculo	Valor Máximo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	5,34	3,35	5,81
De Pie	2,67	2,93	3,21
Sentado	2,98	3,58	2,64

Tabla 5.2 Valor Máximo de la señal EMG de un niño de 10 años.

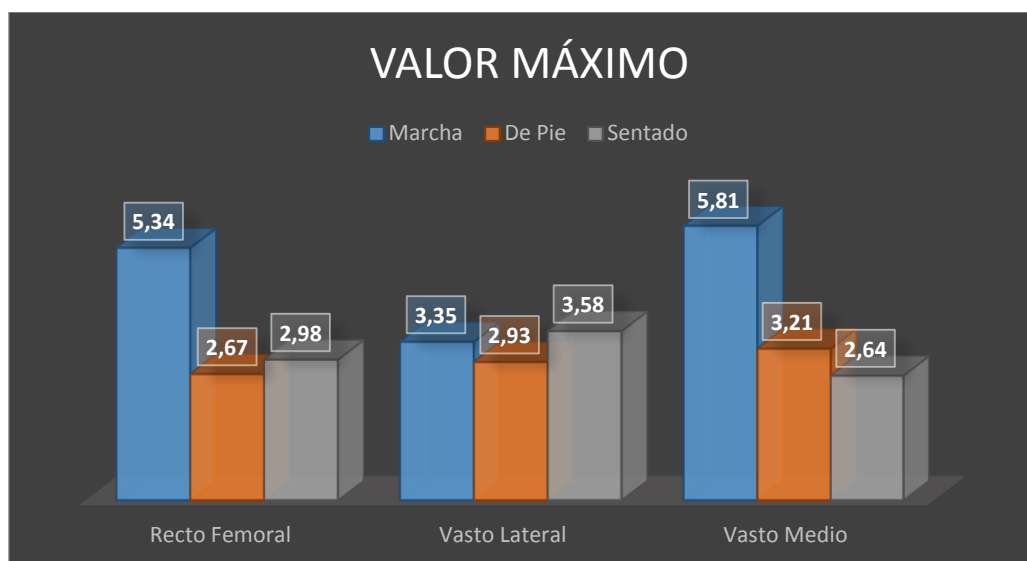


Figura 5.2 Valor Máximo de la señal EMG de un niño de 10 años.

La tabla 5.3 y la figura 5.3 muestran los valores mínimos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el valor mínimo se localiza en el músculo vasto medio al ejecutar el movimiento de marcha.

Movimiento \ Músculo	Valor Mínimo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	-4,45	-3,12	-5,54
De Pie	-3,25	-2,87	-3,11
Sentado	-3,58	-3,21	-3,17

Tabla 5.3 Valor Mínimo de la señal EMG de un niño de 10 años.

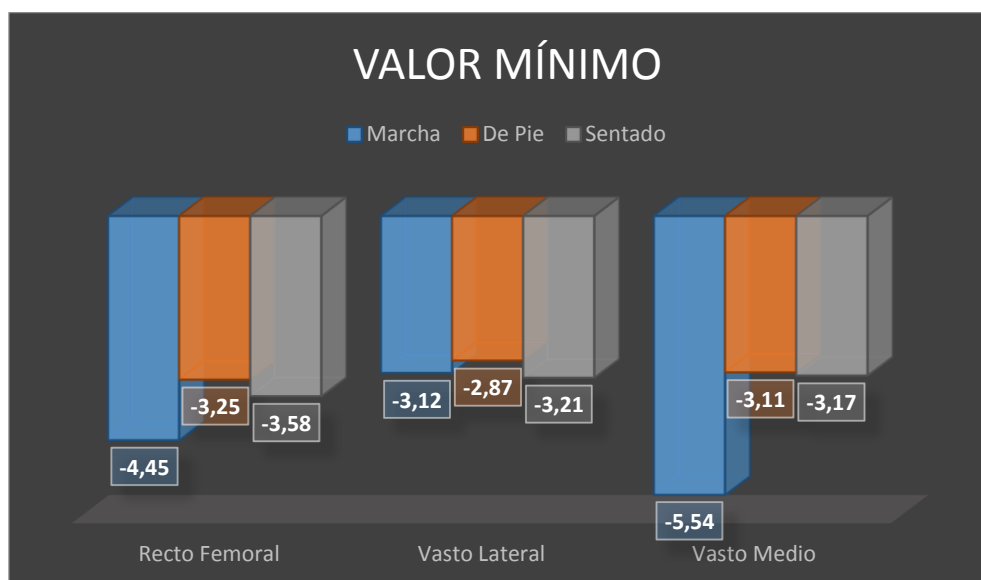


Figura 5.3 Valor Mínimo de la señal EMG de un niño de 10 años.

La tabla 5.4 y la figura 5.4 muestran los valores de longitud de onda obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el máximo valor de longitud de onda se localiza en el músculo recto femoral ejecutando el movimiento de marcha.

Movimiento \ Músculo	Longitud de Onda		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	5736,75	3609,75	3146,75
De Pie	3816	2857,75	3078,75
Sentado	3258,25	2539	2653,75

Tabla 5.4 Longitud de Onda de la señal EMG de un niño de 10 años.

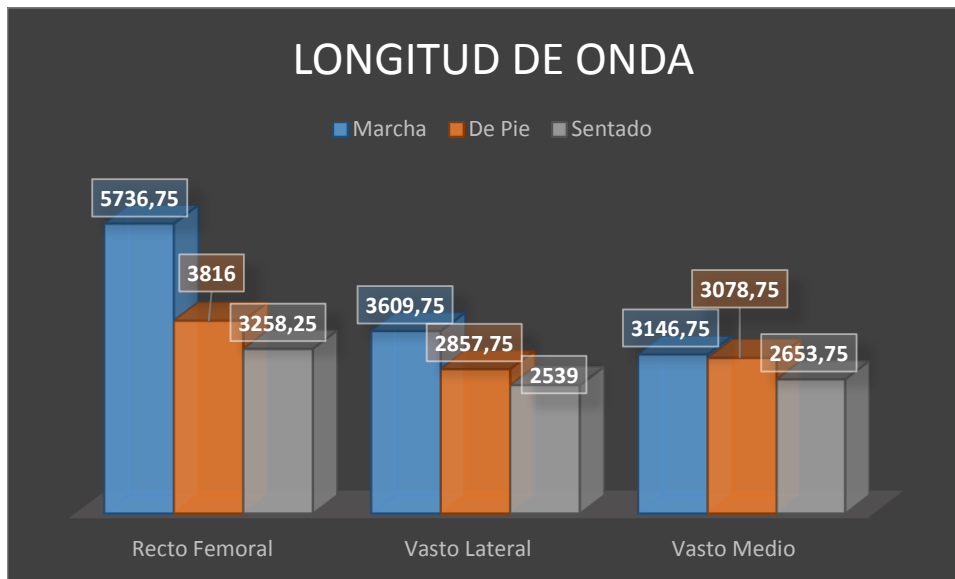


Figura 5.4 Longitud de Onda de la señal EMG de un niño de 10 años.

La tabla 5.5 y la figura 5.5 muestran los valores RMS obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, el máximo valor RMS se puede apreciar en el músculo vasto medio al ejecutar el movimiento de marcha.

Músculo / Movimiento	Valor RMS		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,96196	0,56440	1,43485
De Pie	0,52906	0,62998	0,61196
Sentado	0,62095	0,67775	0,70762

Tabla 5.5 Valor RMS de la señal EMG de un niño de 10 años.

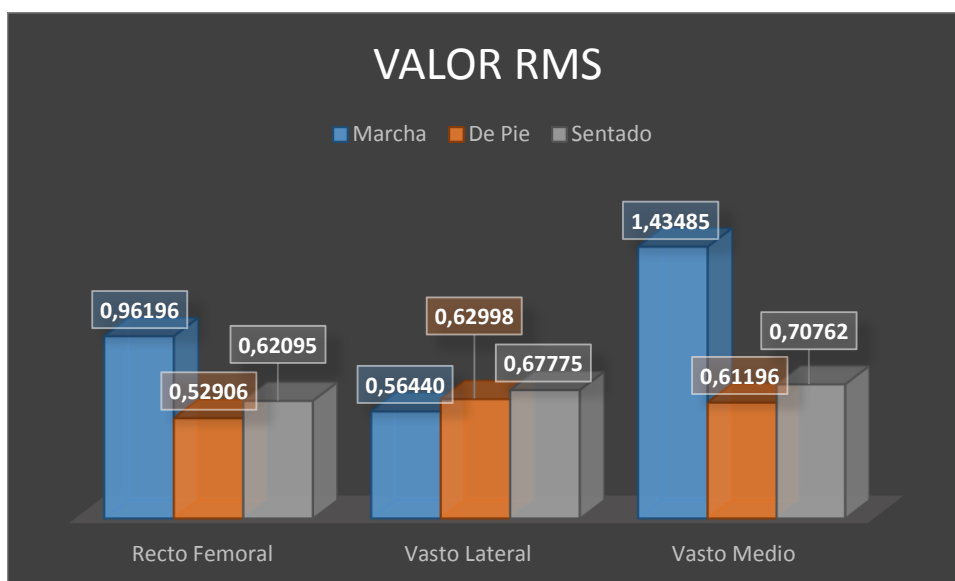


Figura 5.5 Valor RMS de la señal EMG de un niño de 10 años.

La tabla 5.6 y la figura 5.6 muestran los valores de desviación estándar obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el máximo valor de desviación estándar se localiza en el músculo vasto medio ejecutando el movimiento de marcha.

Movimiento \ Músculo	Desviación Estándar		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,96205	0,56447	1,43509
De Pie	0,52913	0,63009	0,61206
Sentado	0,62105	0,67788	0,70775

Tabla 5.6 Desviación Estándar de la señal EMG de un niño de 10 años.

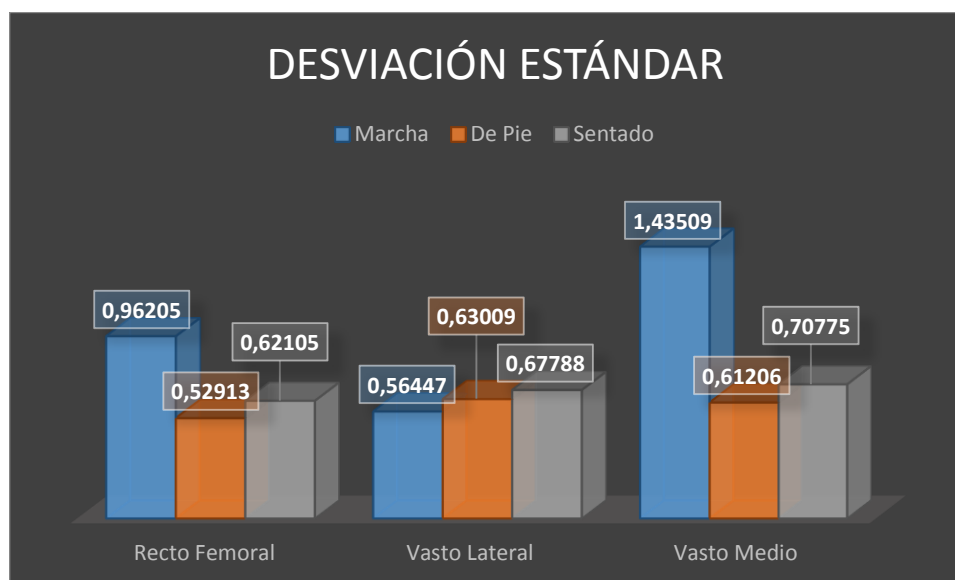


Figura 5.6 Desviación Estándar de la señal EMG de un niño de 10 años.

En un joven de 18 años.

La tabla 5.7 y la figura 5.7 muestran los valores de amplitud obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el máximo valor de amplitud se localiza en el músculo vasto lateral ejecutando el movimiento de ponerse de pie.

Movimiento \ Músculo	Amplitud		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	4,83	3,22	3,13
De Pie	5,60	9,01	7,93
Sentado	7,04	7,21	6,84

Tabla 5.7 Amplitud de la señal EMG de un joven de 18 años.

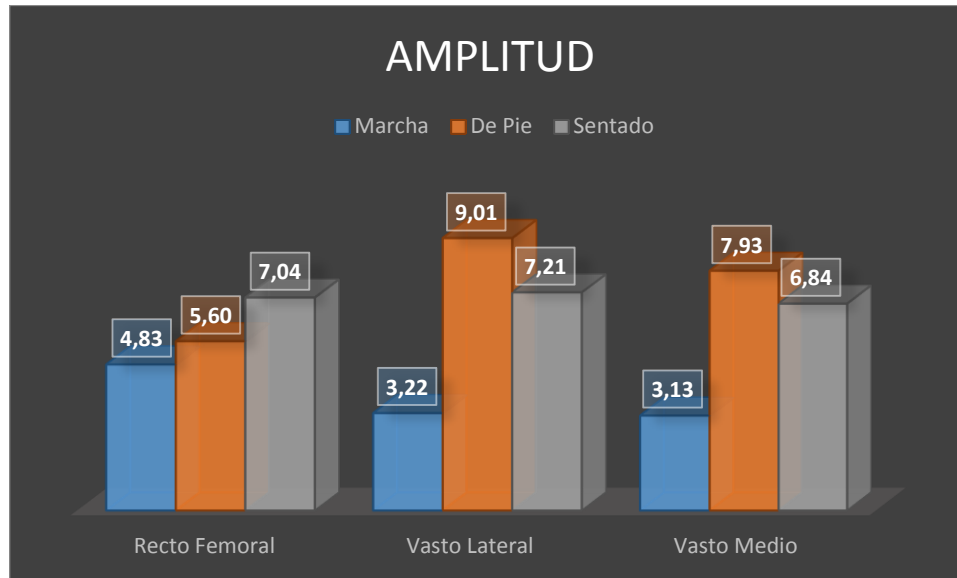


Figura 5.7 Amplitud de la señal EMG de un joven de 18 años.

La tabla 5.8 y la figura 5.8 muestran los valores máximos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el máximo valor de la señal se localiza en el músculo vasto lateral ejecutando el movimiento de ponerse de pie.

Movimiento \ Músculo	Valor Máximo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	2,24	1,48	1,48
De Pie	2,45	4,30	3,60
Sentado	3,22	3,48	3,41

Tabla 5.8 Valor Máximo de la señal EMG de un joven de 18 años.

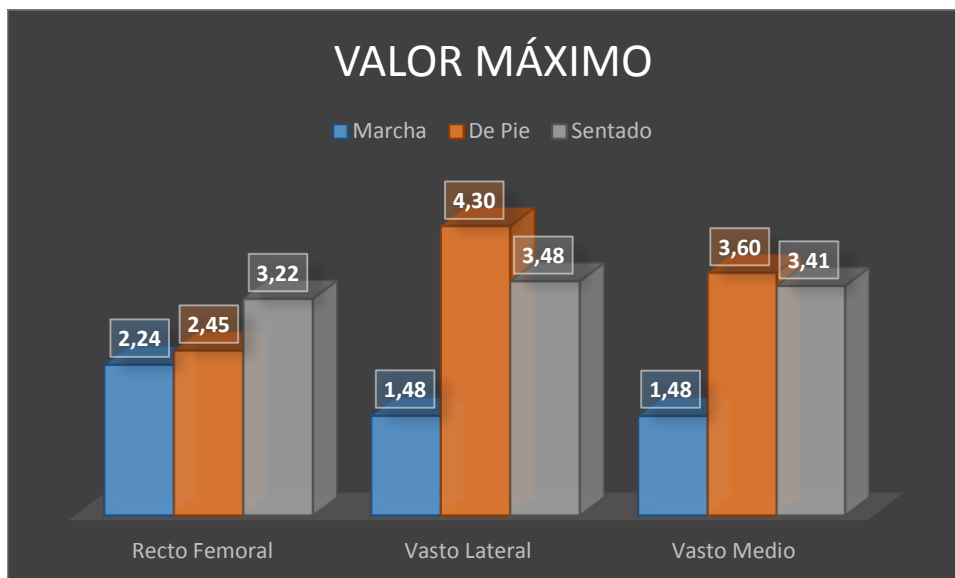


Figura 5.8 Valor Máximo de la señal EMG de un joven de 18 años.

La tabla 5.9 y la figura 5.9 muestran los valores mínimos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el mínimo valor de la señal se localiza en los músculos vasto lateral y vasto medio ejecutando el movimiento de ponerse de pie.

Movimiento \ Músculo	Valor Mínimo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	-2,59	-1,74	-1,66
De Pie	-3,15	-4,71	-4,33
Sentado	-3,83	-3,74	-3,43

Tabla 5.9 Valor Mínimo de la señal EMG de un joven de 18 años.

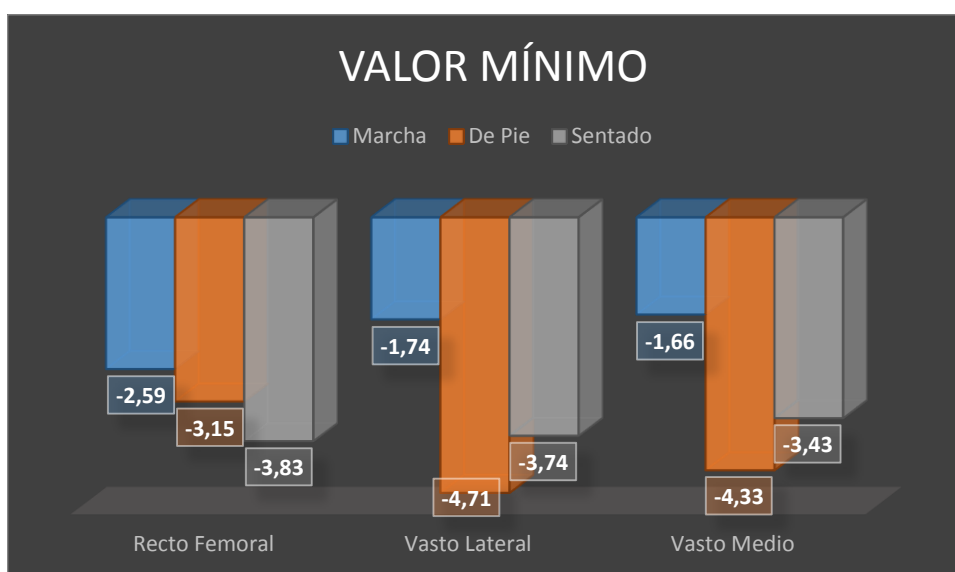


Figura 5.9 Valor Mínimo de la señal EMG de un joven de 18 años.

La tabla 5.10 y la figura 5.10 muestran los valores de longitud de onda obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera los máximos valores de longitud de onda es el recto femoral al ejecutar el movimiento de marcha y sentarse en una silla.

Movimiento \ Músculo	Longitud de Onda		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	3450,25	3380	2982,75
De Pie	2689,5	2353,75	2247,5
Sentado	3308,75	2159	1964,5

Tabla 5.10 Longitud de Onda de la señal EMG de un joven de 18 años.

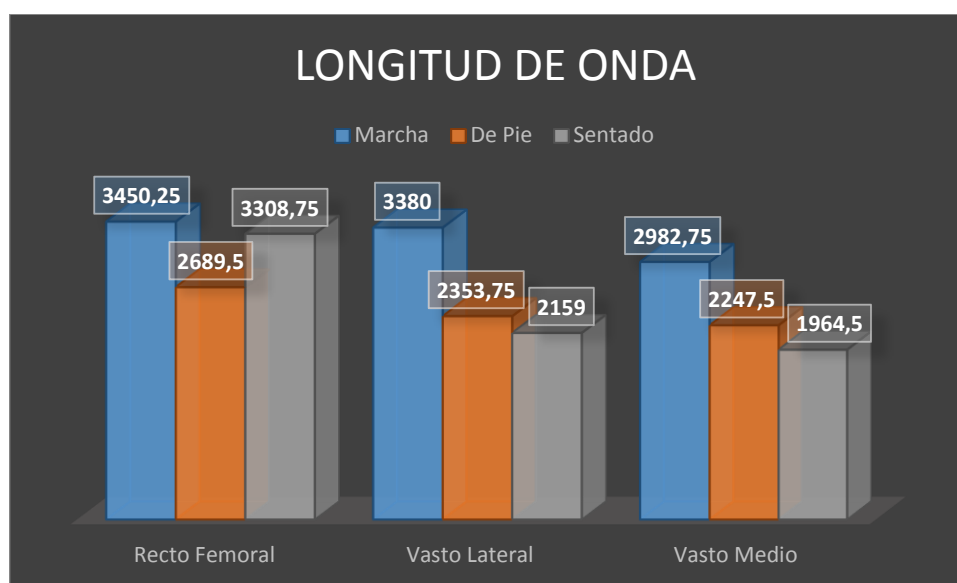


Figura 5.10 Longitud de Onda de la señal EMG de un joven de 18 años.

La tabla 5.11 y la figura 5.11 muestran los valores RMS obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores RMS son el vasto lateral y vasto medio al ejecutar el movimiento de levantarse y sentarse en una silla.

Movimiento \ Músculo	Valor RMS		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,41267	0,34333	0,32117
De Pie	0,47390	0,85713	0,83125
Sentado	0,64698	0,72846	0,71956

Tabla 5.11 Valor RMS de la señal EMG de un joven de 18 años.

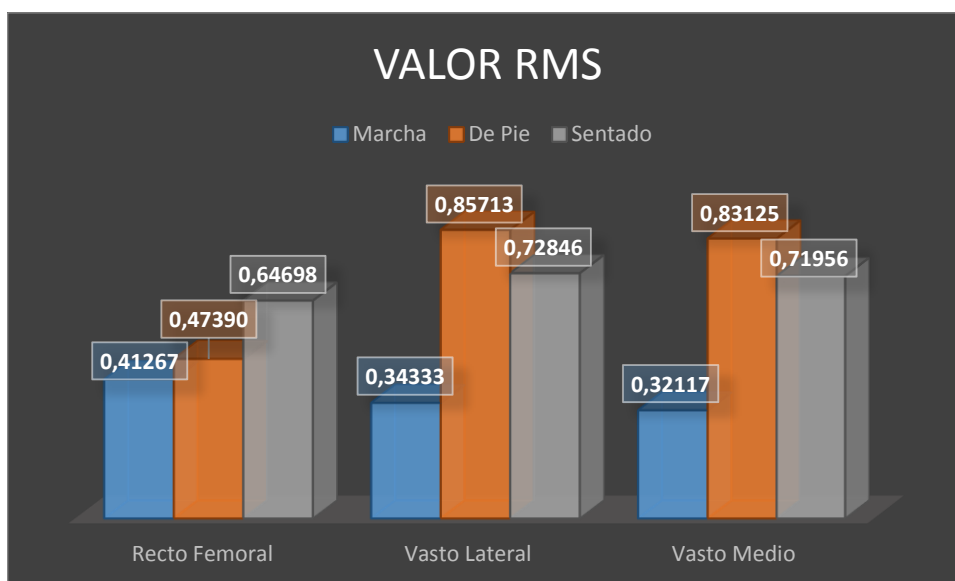


Figura 5.11 Valor RMS de la señal EMG de un joven de 18 años.

La tabla 5.12 y la figura 5.12 muestran los valores de desviación estándar obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de desviación estándar son el vasto lateral y vasto medio al ejecutar el movimiento de levantarse y sentarse en una silla.

Movimiento \ Músculo	Desviación Estándar		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,39041	0,31659	0,29934
De Pie	0,45245	0,84380	0,82150
Sentado	0,63073	0,71483	0,70930

Tabla 5.12 Desviación Estándar de la señal EMG de un joven de 18 años.



Figura 5.12 Desviación Estándar de la señal EMG de un joven de 18 años.

En un adulto de 25 años.

La tabla 5.13 y la figura 5.13 muestran los valores de amplitud obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de amplitud son el vasto lateral y vasto medio al ejecutar el movimiento de levantarse y sentarse en una silla.

Movimiento \ Músculo	Amplitud		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	3,67	8,62	6,46
De Pie	6,61	11,93	12,01
Sentado	9,07	11,56	11,02

Tabla 5.13 Amplitud de la señal EMG de un adulto de 25 años.

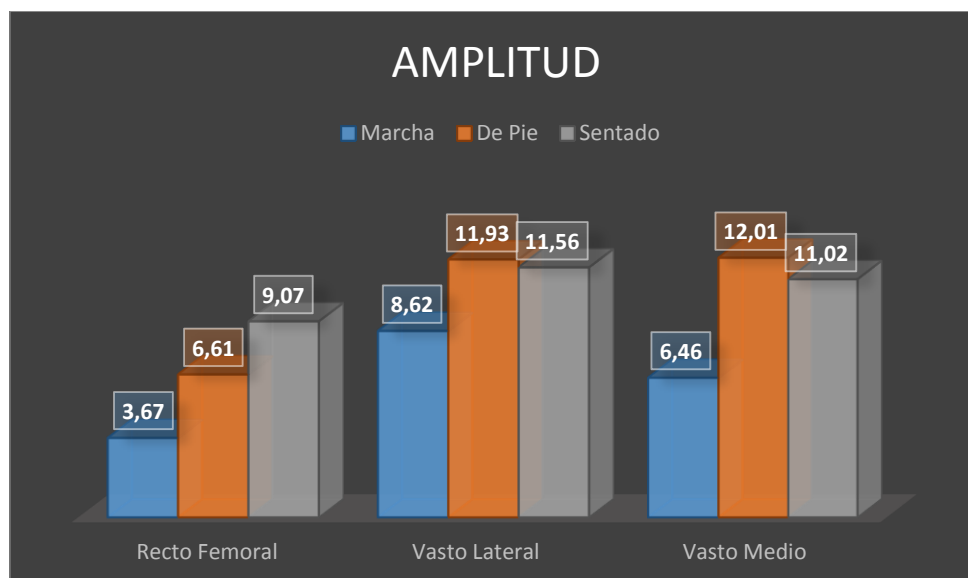


Figura 5.13 Amplitud de la señal EMG de un adulto de 25 años.

La tabla 5.14 y la figura 5.14 muestran los valores máximos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de la señal, son el vasto lateral y vasto medio al ejecutar el movimiento de levantarse y sentarse en una silla.

Movimiento \ Músculo	Valor Máximo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	1,87	3,87	3,25
De Pie	2,85	5,62	5,53
Sentado	3,76	5,56	5,15

Tabla 5.14 Valor Máximo de la señal EMG de un adulto de 25 años.

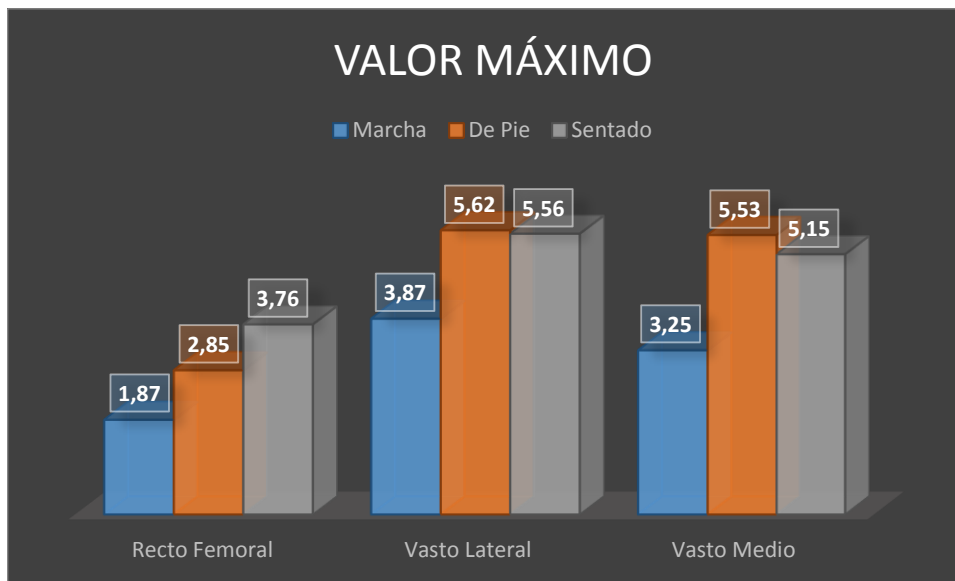


Figura 5.14 Valor Máximo de la señal EMG de un adulto de 25 años.

La tabla 5.15 y la figura 5.15 muestran los valores mínimos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los mínimos valores de la señal son el vasto lateral y vasto medio al ejecutar el movimiento de levantarse de una silla.

Músculo \ Movimiento	Valor Mínimo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	-1,80	-4,75	-3,21
De Pie	-3,76	-6,31	-6,48
Sentado	-5,31	-6,01	-5,87

Tabla 5.15 Valor Mínimo de la señal EMG de un adulto de 25 años.

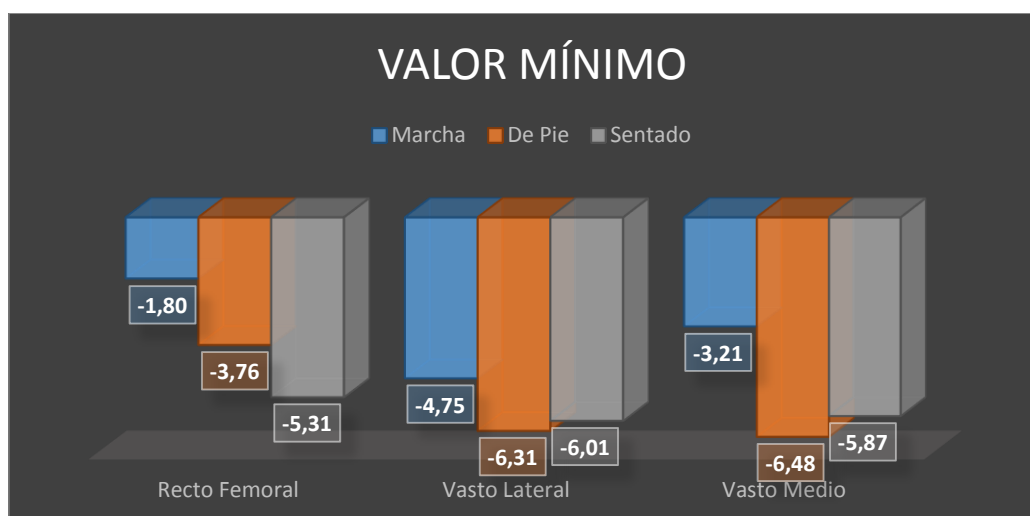


Figura 5.15 Valor Mínimo de la señal EMG de un adulto de 25 años.

La tabla 5.16 y la figura 5.17 muestran los valores de longitud de onda obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de longitud de onda es el recto femoral al ejecutar el movimiento de marcha.

Músculo Movimiento	Longitud de Onda		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	4918,25	3910,25	3844
De Pie	3361,75	3101,25	3410
Sentado	3910	3615,25	3338,75

Tabla 5.16 Longitud de Onda de la señal EMG de un adulto de 25 años.

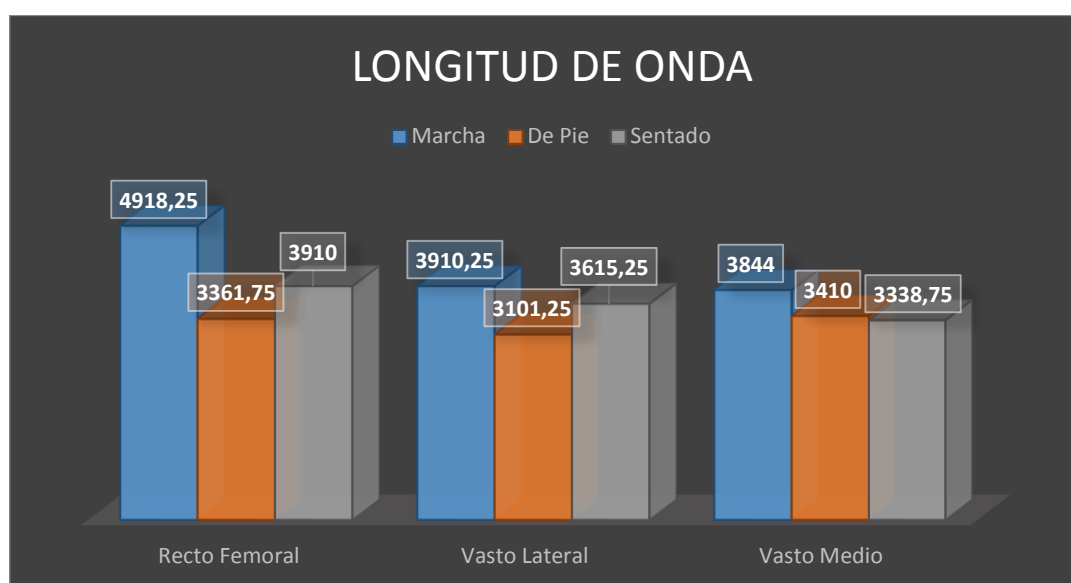


Figura 5.16 Longitud de Onda de la señal EMG de un adulto de 25 años.

La tabla 5.17 y la figura 5.17 muestran los valores RMS obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor RMS es el vasto lateral al ejecutar el movimiento de ponerse de pie.

Músculo Movimiento	Valor RMS		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,31983	0,88445	0,55559
De Pie	0,82678	2,00806	1,91678
Sentado	0,98675	1,46882	1,38483

Tabla 5.17 Valor RMS de la señal EMG de un adulto de 25 años.

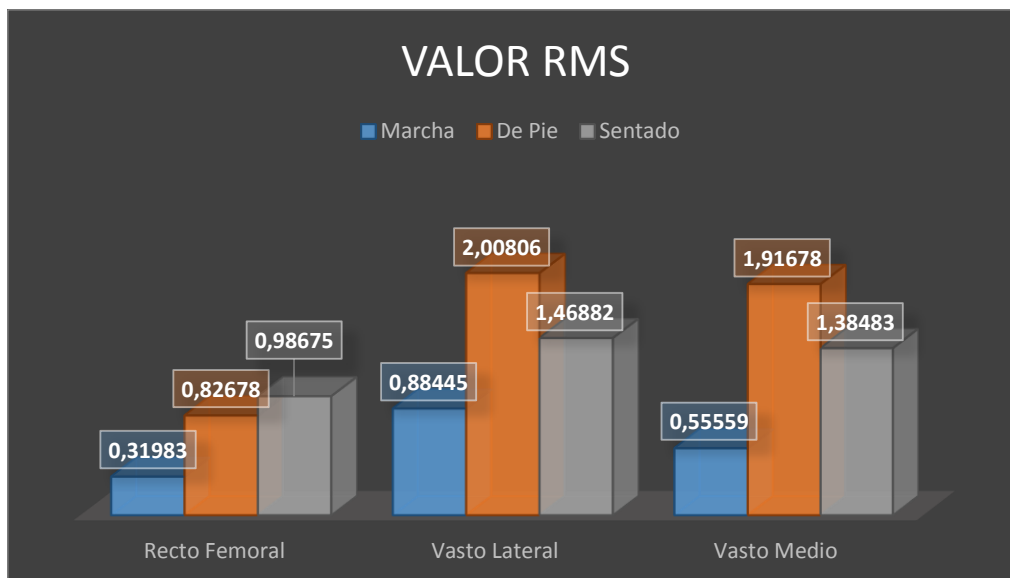


Figura 5.17 Valor RMS de la señal EMG de un adulto de 25 años.

La tabla 5.18 y la figura 5.18 muestran los valores de desviación estándar obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de desviación estándar son el vasto lateral y el vasto medio al ejecutar el movimiento de ponerse de pie.

Movimiento \ Músculo	Desviación Estándar		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,31986	0,88456	0,55566
De Pie	0,82690	2,00839	1,91706
Sentado	0,98687	1,46903	1,38504

Tabla 5.18 Desviación Estándar de la señal EMG de un adulto de 25 años.

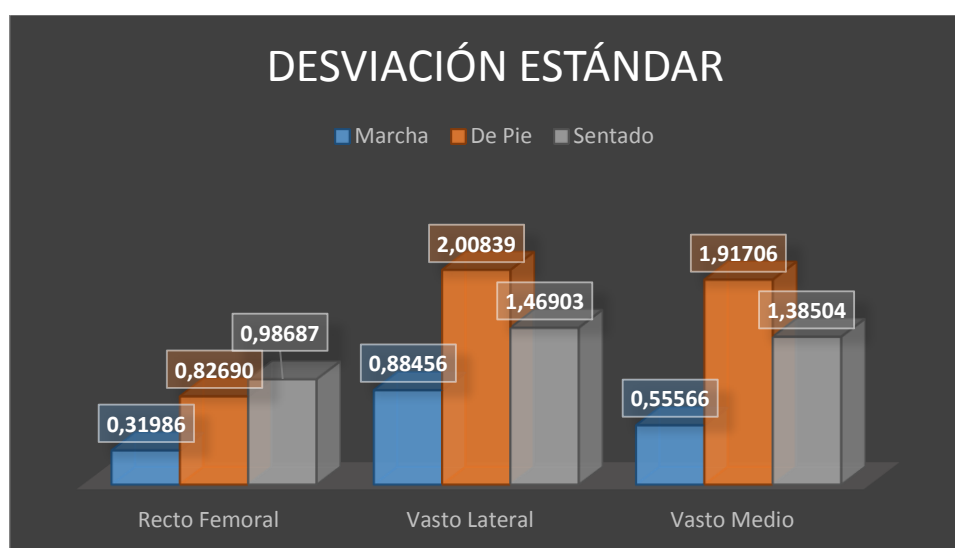


Figura 5.18 Desviación Estándar de la señal EMG de un adulto de 25 años.

En un adulto de 48 años.

La tabla 5.19 y la figura 5.19 muestran los valores de amplitud obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de amplitud son el vasto lateral y el vasto medio ejecutando los tres tipos de movimiento en relación al músculo recto femoral.

Movimiento \ Músculo	Amplitud		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	9,06	11,07	10,55
De Pie	9,33	14,37	13,36
Sentado	6,72	13,58	11,93

Tabla 5.19 Amplitud de la señal EMG de un adulto de 48 años.

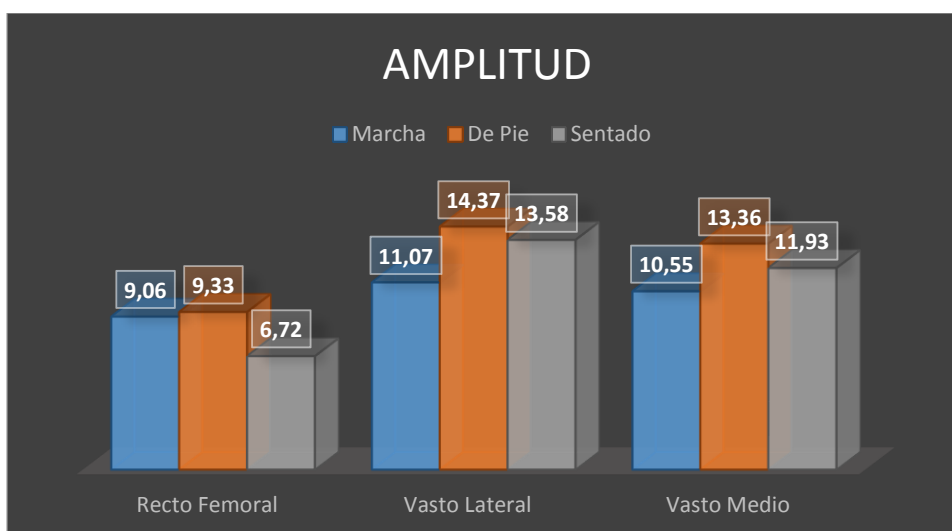


Figura 5.19 Amplitud de la señal EMG de un adulto de 48 años.

La tabla 5.20 y la figura 5.20 muestran los valores máximos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de la señal son el vasto lateral y el vasto medio ejecutando los tres tipos de movimiento en relación al músculo recto femoral.

Movimiento \ Músculo	Valor Máximo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	4,21	5,35	4,59
De Pie	4,73	7,26	6,58
Sentado	3,28	6,69	6,04

Tabla 5.20 Valor Máximo de la señal EMG de un adulto de 48 años.

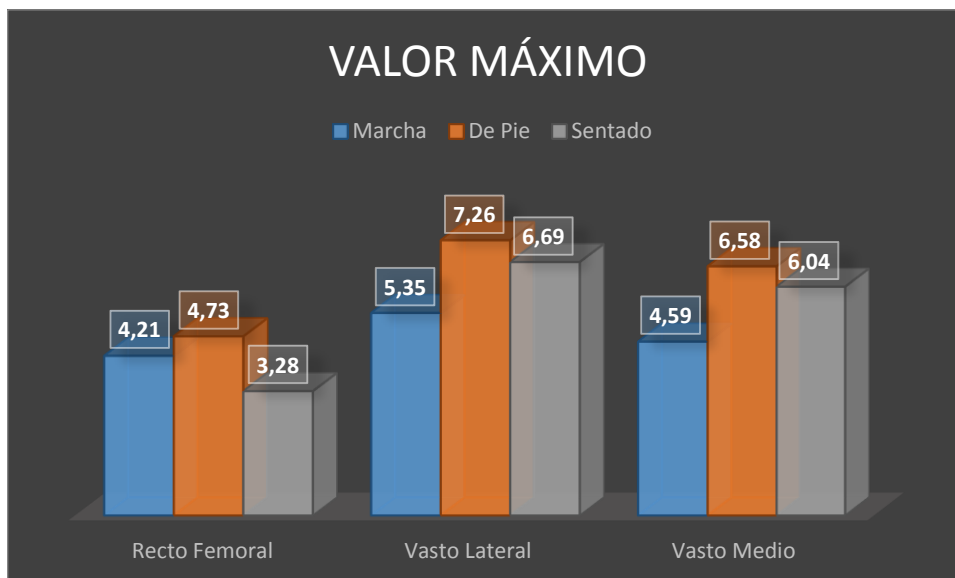


Figura 5.20 Valor Máximo de la señal EMG de un adulto de 48 años.

La tabla 5.21 y la figura 5.21 muestran los valores mínimos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los mínimos valores de la señal son el vasto lateral y el vasto medio ejecutando los tres tipos de movimiento en relación al músculo recto femoral.

Músculo \ Movimiento	Valor Mínimo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	-4,84	-5,73	-5,96
De Pie	-4,60	-7,10	-6,78
Sentado	-3,44	-6,89	-5,89

Tabla 5.21 Valor Mínimo de la señal EMG de un adulto de 48 años.

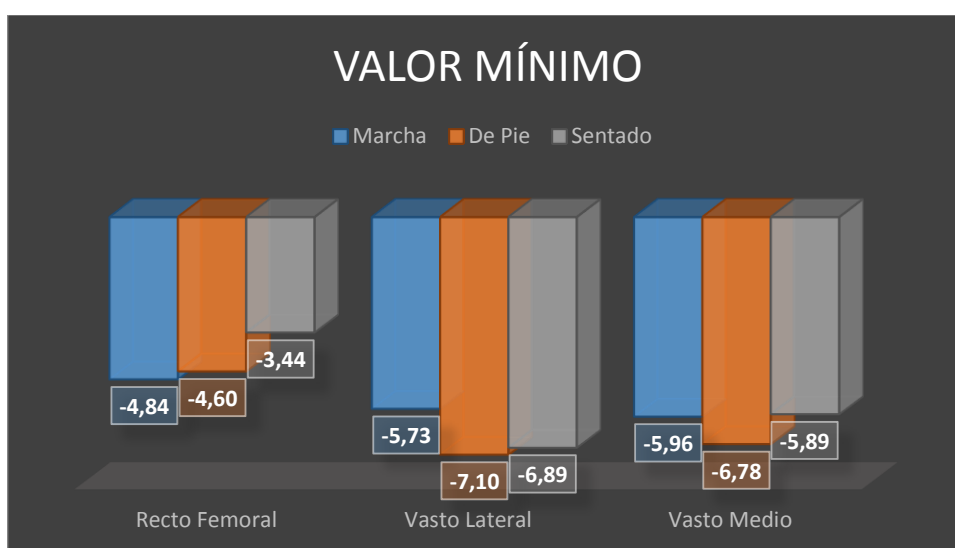


Figura 5.21 Valor Mínimo de la señal EMG de un adulto de 48 años.

La tabla 5.22 y la figura 5.22 muestran los valores de longitud de onda obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de longitud de onda son el recto femoral y el vasto lateral ejecutando el movimiento de levantarse y sentarse en una silla respectivamente.

Movimiento \ Músculo	Longitud de Onda		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	2507,5	2049,25	1847,75
De Pie	2935	2319,5	2742,5
Sentado	1981	2936	2229,75

Tabla 5.22 Longitud de Onda de la señal EMG de un adulto de 48 años.

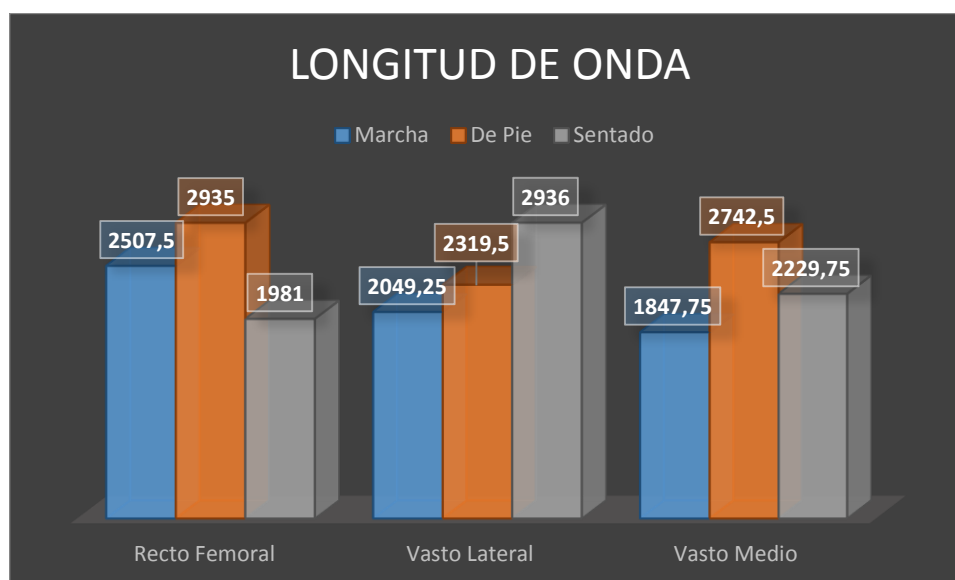


Figura 5.22 Longitud de Onda de la señal EMG de un adulto de 48 años.

La tabla 5.23 y la figura 5.23 muestran los valores RMS obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor RMS es el vasto lateral ejecutando el movimiento de ponerse de pie.

Movimiento \ Músculo	Valor RMS		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,69975	1,14365	1,16665
De Pie	0,72471	2,01620	1,81456
Sentado	0,57777	1,56632	1,27670

Tabla 5.23 Valor RMS de la señal EMG de un adulto de 48 años.

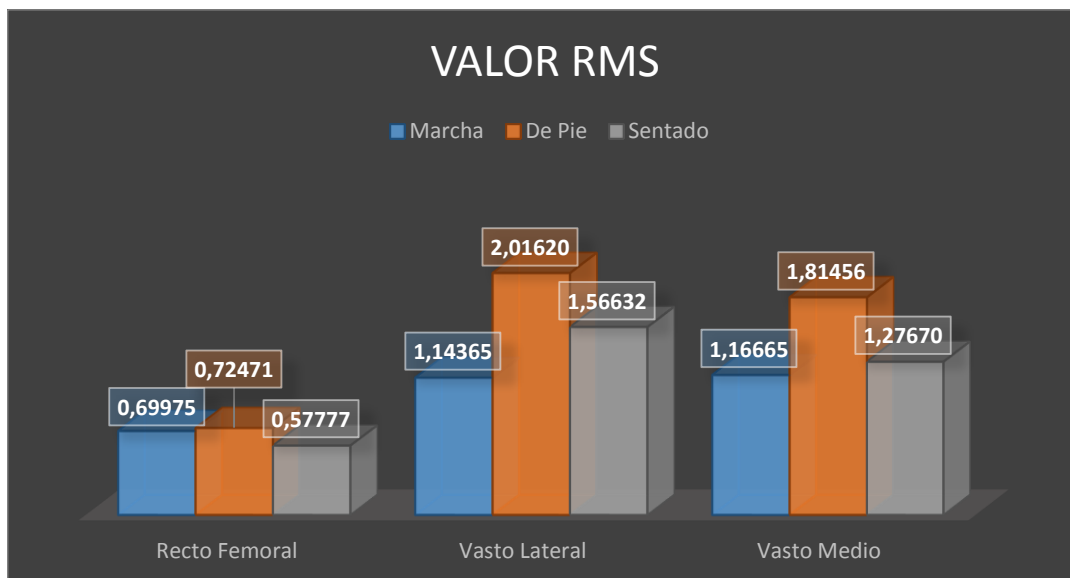


Figura 5.23 Valor RMS de la señal EMG de un adulto de 48 años.

La tabla 5.24 y la figura 5.24 muestran los valores de desviación estándar obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de desviación estándar es el vasto lateral ejecutando el movimiento de ponerse de pie.

Movimiento \ Músculo	Desviación Estándar		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,69989	1,14393	1,16697
De Pie	0,72484	2,01665	1,81491
Sentado	0,57792	1,56658	1,27701

Tabla 5.24 Desviación Estándar de la señal EMG de un adulto de 48 años.

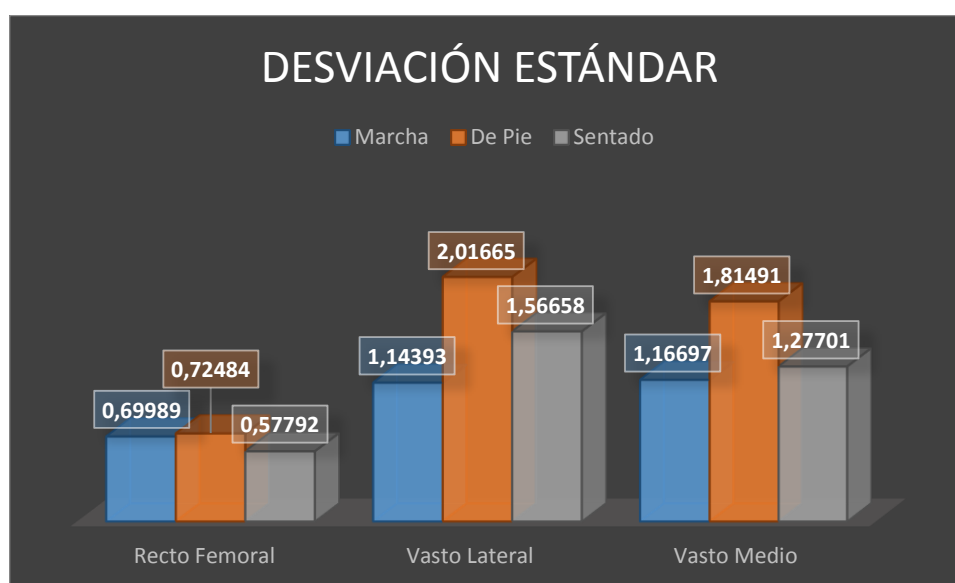


Figura 5.24 Desviación Estándar de la señal EMG de un adulto de 48 años.

Pruebas realizadas en mujeres.

Se realizaron 4 adquisiciones de datos para cada tipo de movimiento y se calcularon los promedios de las adquisiciones, los cuales se presentan a continuación.

En una niña de 8 años.

La tabla 5.25 y la figura 5.25 muestran los valores de amplitud obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de amplitud son el vasto lateral y el vasto medio ejecutando el movimiento de levantarse de una silla.

Movimiento \ Músculo	Amplitud		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	4,00	3,12	3,03
De Pie	3,63	10,24	9,73
Sentado	3,51	8,39	6,29

Tabla 5.25 Amplitud de la señal EMG de una niña de 8 años.

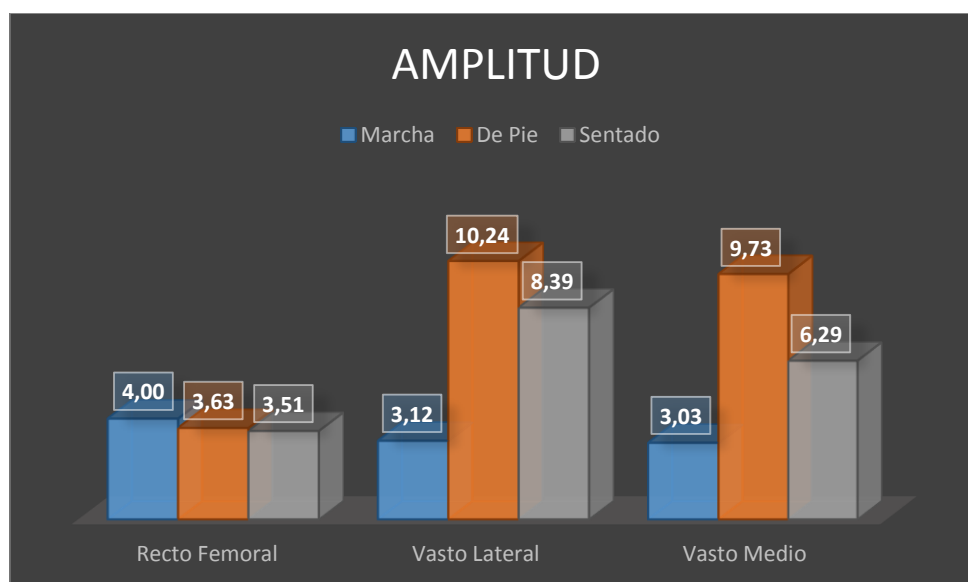


Figura 5.25 Amplitud de la señal EMG de una niña de 8 años.

La tabla 5.26 y la figura 5.26 muestran los valores máximos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se

puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de la señal son el vasto lateral y el vasto medio ejecutando el movimiento de levantarse de una silla.

Músculo Movimiento	Valor Máximo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	2,23	1,38	1,34
De Pie	1,59	5,08	4,07
Sentado	1,87	3,76	2,99

Tabla 5.26 Valor Máximo de la señal EMG de una niña de 8 años.

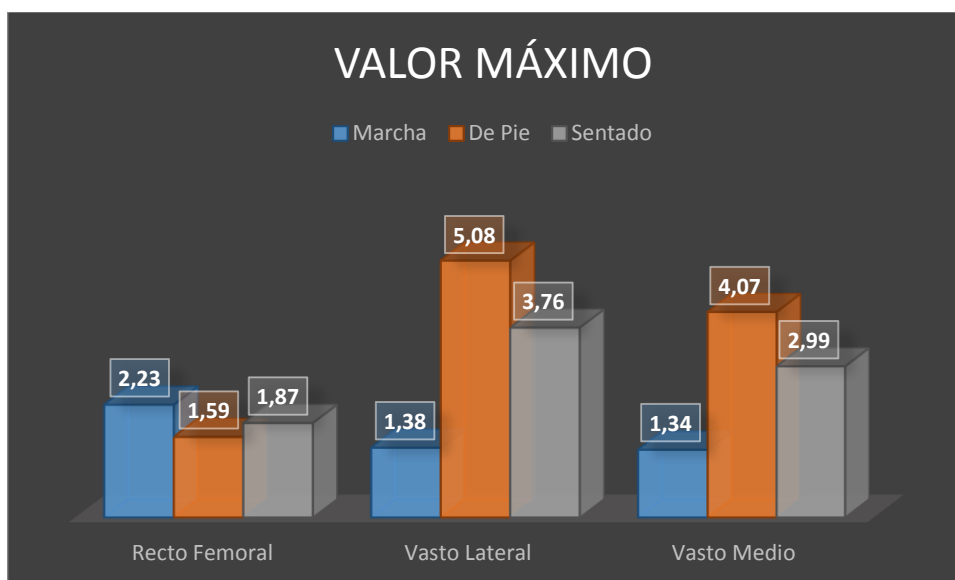


Figura 5.26 Valor Máximo de la señal EMG de una niña de 8 años.

La tabla 5.27 y la figura 5.27 muestran los valores mínimos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los mínimos valores de la señal son el vasto lateral y el vasto medio ejecutando el movimiento de levantarse de una silla.

Músculo Movimiento	Valor Mínimo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	-1,76	-1,74	-1,70
De Pie	-2,03	-5,16	-5,66
Sentado	-1,63	-4,63	-3,30

Tabla 5.27 Valor Mínimo de la señal EMG de una niña de 8 años.

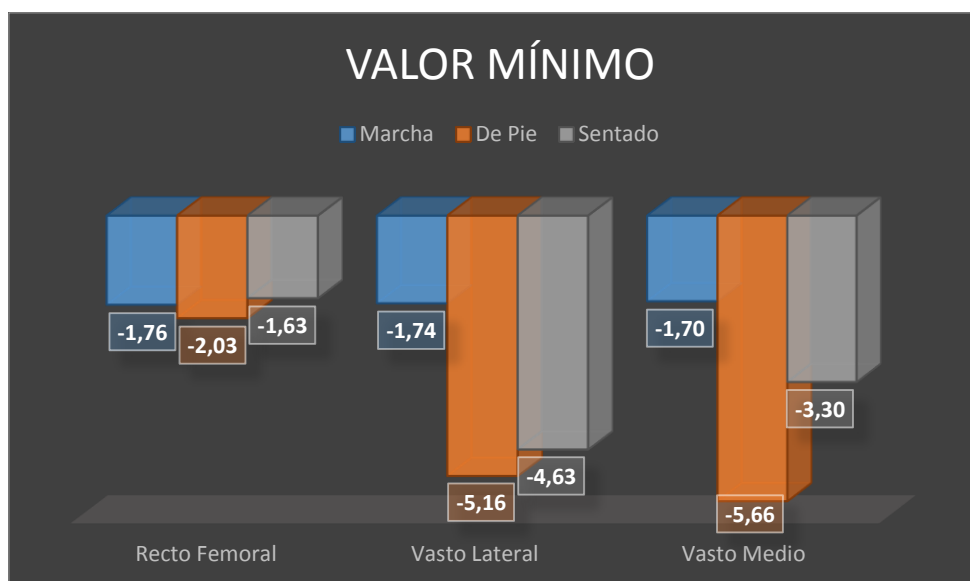


Figura 5.27 Valor Mínimo de la señal EMG de una niña de 8 años.

La tabla 5.28 y la figura 5.28 muestran los valores de longitud de onda obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de longitud de onda es el recto femoral ejecutando el movimiento de marcha.

Músculo \ Movimiento	Longitud de Onda		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	6362,75	3405	3963,5
De Pie	3036,5	3512	3281,875
Sentado	3064,25	2557,25	2495,25

Tabla 5.28 Longitud de Onda de la señal EMG de una niña de 8 años.

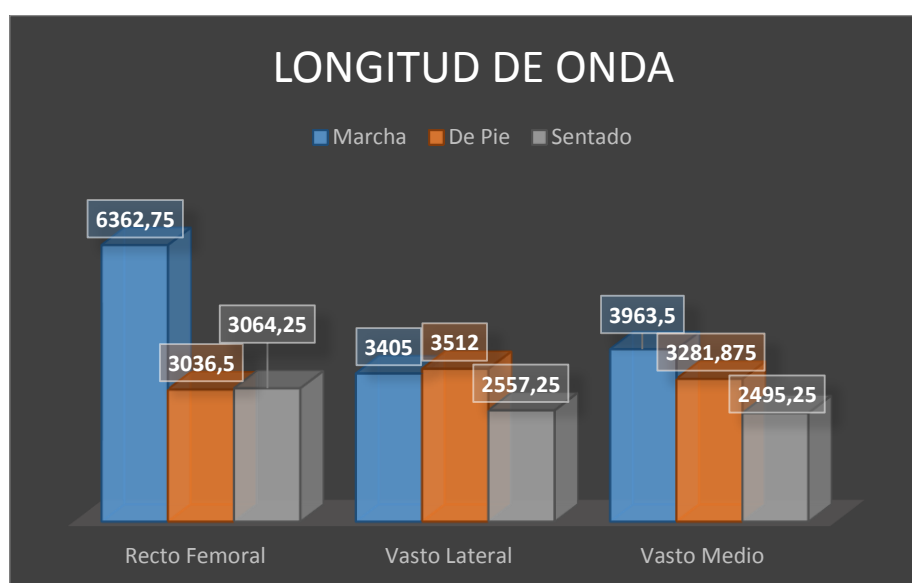


Figura 5.28 Longitud de Onda de la señal EMG de una niña de 8 años.

La tabla 5.29 y la figura 5.29 muestran los valores RMS obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores RMS son el vasto lateral y el vasto medio ejecutando el movimiento de levantarse de una silla.

Músculo \ Movimiento	Valor RMS		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,27776	0,29114	0,31771
De Pie	0,37307	1,42568	1,12888
Sentado	0,33713	0,86458	0,67263

Tabla 5.29 Valor RMS de la señal EMG de una niña de 8 años.

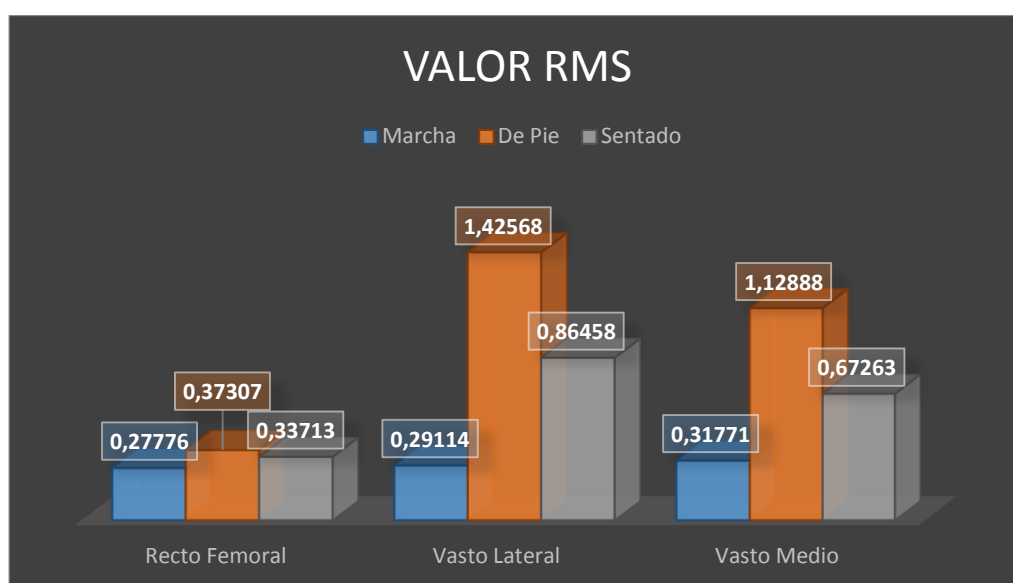


Figura 5.29 Valor RMS de la señal EMG de una niña de 8 años.

La tabla 5.30 y la figura 5.30 muestran los valores de desviación estándar obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de desviación estándar son el vasto lateral y el vasto medio ejecutando el movimiento de levantarse de una silla.

Músculo \ Movimiento	Desviación Estándar		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,27778	0,29118	0,31775
De Pie	0,37313	1,42588	1,12905
Sentado	0,33718	0,86475	0,67277

Tabla 5.30 Desviación Estándar de la señal EMG de una niña de 8 años

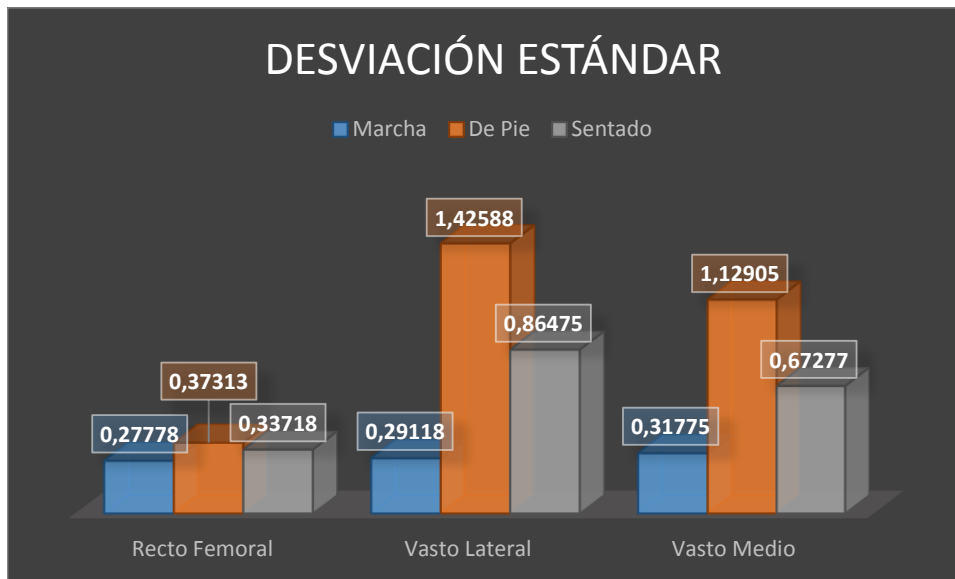


Figura 5.30 Desviación Estándar de la señal EMG de una niña de 8 años.

En una joven de 16 años.

La tabla 5.31 y la figura 5.31 muestran los valores de amplitud obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de amplitud son los tres músculos ejecutando el movimiento de levantarse de una silla.

Movimiento \ Músculo	Amplitud		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	6,08	5,69	3,80
De Pie	10,21	11,71	11,39
Sentado	6,34	9,10	10,34

Tabla 5.31 Amplitud de la señal EMG de una joven de 16 años.

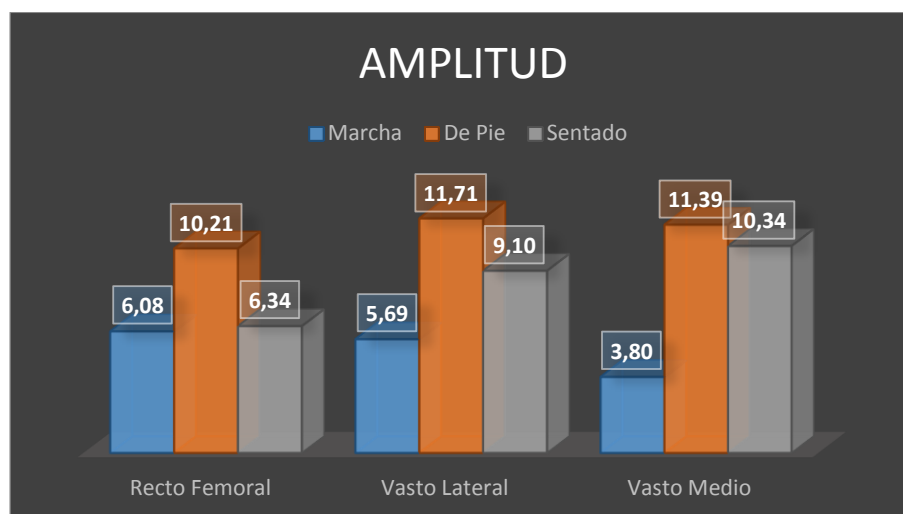


Figura 5.31 Amplitud de la señal EMG de una joven de 16 años.

La tabla 5.32 y la figura 5.32 muestran los valores máximos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de la señal es el vasto lateral ejecutando el movimiento de levantarse de una silla.

Músculo \ Movimiento	Valor Máximo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	2,92	2,94	2,13
De Pie	4,48	5,50	5,09
Sentado	3,28	4,00	5,03

Tabla 5.32 Valor Máximo de la señal EMG de una joven de 16 años.

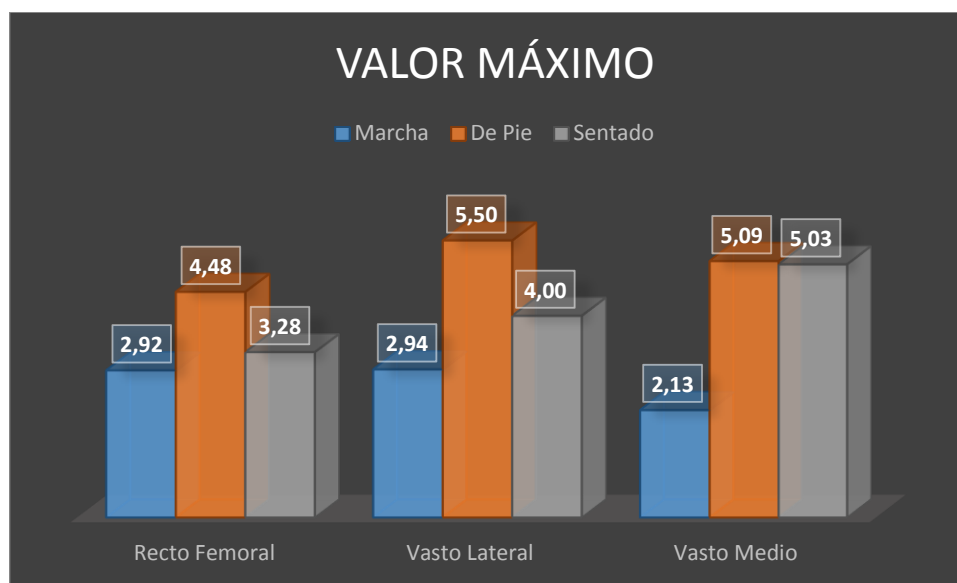


Figura 5.32 Valor Máximo de la señal EMG de una joven de 16 años.

La tabla 5.33 y la figura 5.33 muestran los valores mínimos obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los mínimos valores de la señal son los tres músculos ejecutando el movimiento de levantarse de una silla.

Músculo \ Movimiento	Valor Mínimo		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	-3,16	-2,75	-1,67
De Pie	-5,73	-6,21	-6,30
Sentado	-3,06	-5,10	-5,31

Tabla 5.33 Valor Mínimo de la señal EMG de una joven de 16 años.

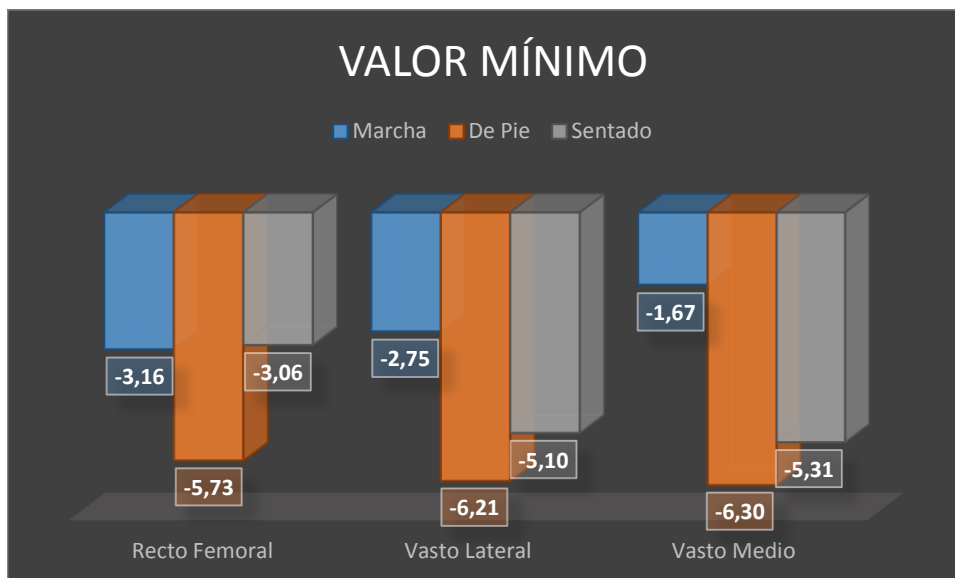


Figura 5.33 Valor Mínimo de la señal EMG de una joven de 16 años.

La tabla 5.34 y la figura 5.34 muestran los valores RMS obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que los músculos que generan los máximos valores de longitud de onda son el recto femoral y el vasto medio ejecutando el movimiento de marcha y levantarse de una silla, respectivamente.

Músculo \ Movimiento	Longitud de Onda		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	2401	2196,75	2287,5
De Pie	1932,5	2238,75	2402,5
Sentado	1826	2093	1667,25

Tabla 5.34 Longitud de Onda de la señal EMG de una joven de 16 años.

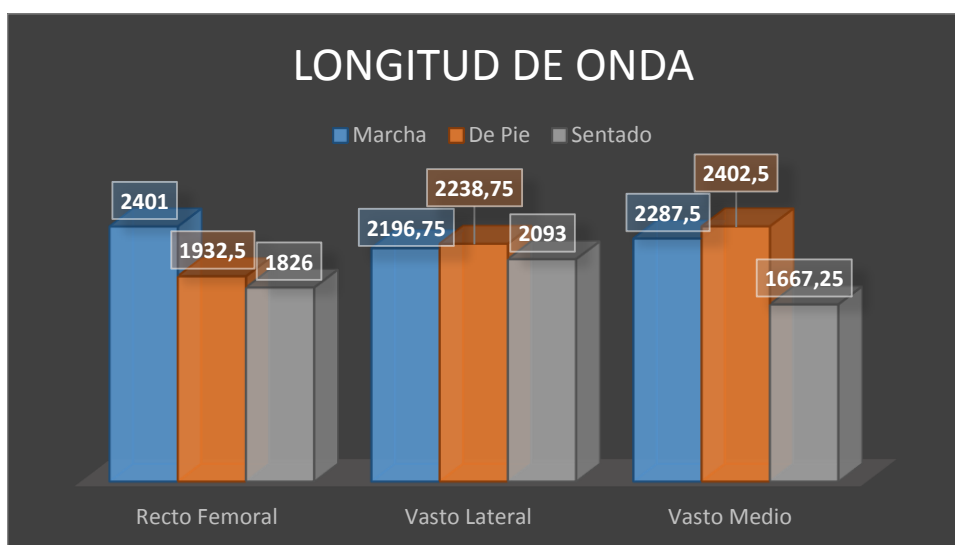


Figura 5.34 Longitud de Onda de la señal EMG de una joven de 16 años.

La tabla 5.35 y la figura 5.35 muestran los valores RMS obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor RMS es el vasto medio ejecutando el movimiento de levantarse de una silla.

Movimiento \ Músculo	Valor RMS		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,37869	0,42170	0,38339
De Pie	0,83569	1,21711	1,47577
Sentado	0,59255	0,88458	1,23571

Tabla 5.35 Valor RMS de la señal EMG de una joven de 16 años.

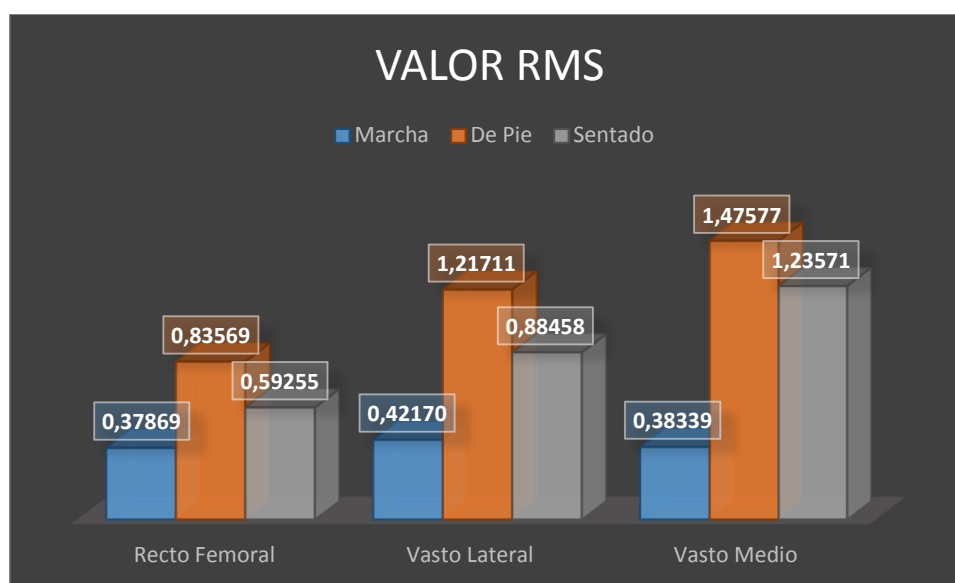


Figura 5.35 Valor RMS de la señal EMG de una joven de 16 años.

La tabla 5.36 y la figura 5.36 muestran los valores de desviación estándar obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando tres tipos de movimiento, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de desviación estándar es el vasto medio ejecutando el movimiento de levantarse de una silla.

Movimiento \ Músculo	Desviación Estándar		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
Marcha	0,378766	0,421808	0,383480
De Pie	0,835912	1,217378	1,476095
Sentado	0,592714	0,884797	1,236107

Tabla 5.36 Desviación Estándar de la señal EMG de una joven de 16 años.

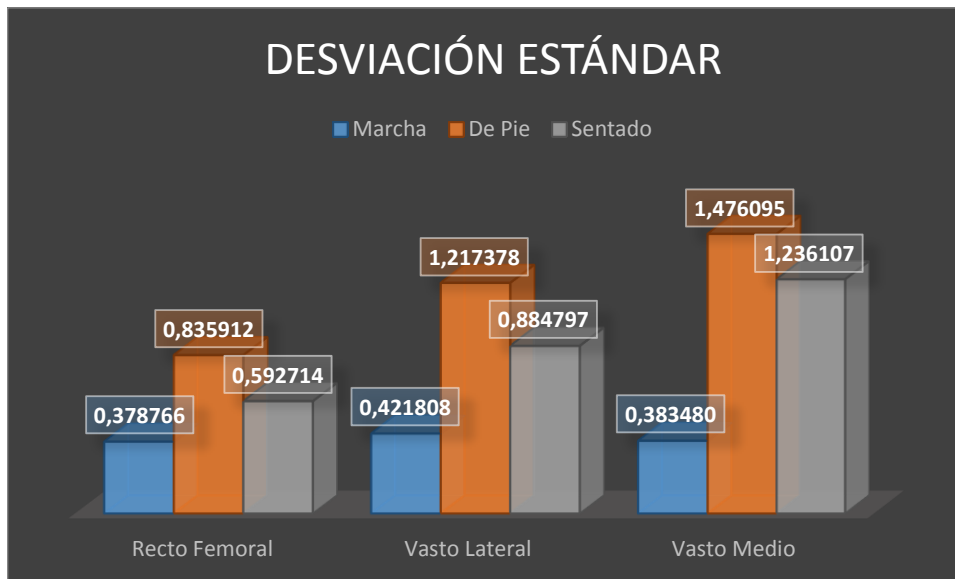


Figura 5.36 Desviación Estándar de la señal EMG de una joven de 16 años.

5.2. Resultados Obtenidos.

A continuación, se presenta los resultados obtenidos en función de las edades de los pacientes.

En hombres.

Amplitud.

La tabla 5.37 y la figura 5.37 muestran los valores de amplitud de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de amplitud es el vasto medio de un niño de 10 años.

Edad	Músculo	Amplitud (Marcha)		
		Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años		9,79	6,47	11,35
18 años		4,83	3,22	3,13
25 años		3,67	8,62	6,46
48 años		9,06	11,07	10,55

Tabla 5.37 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

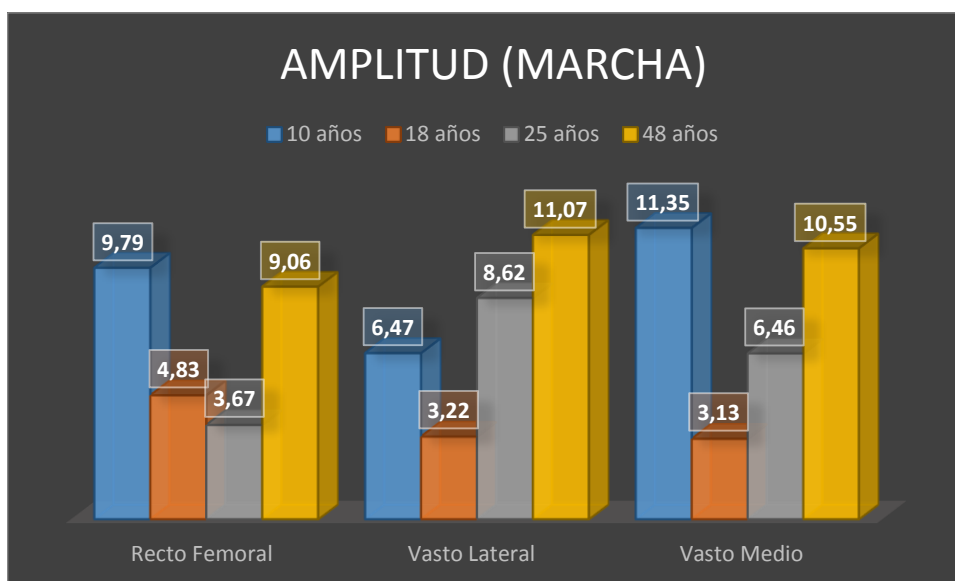


Figura 5.37 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La tabla 5.38 y la figura 5.38 muestran los valores de amplitud de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de amplitud es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Amplitud (De Pie)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	5,92	5,80	6,31
18 años	5,60	9,01	7,93
25 años	6,61	11,93	12,01
48 años	9,33	14,37	13,36

Tabla 5.38 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

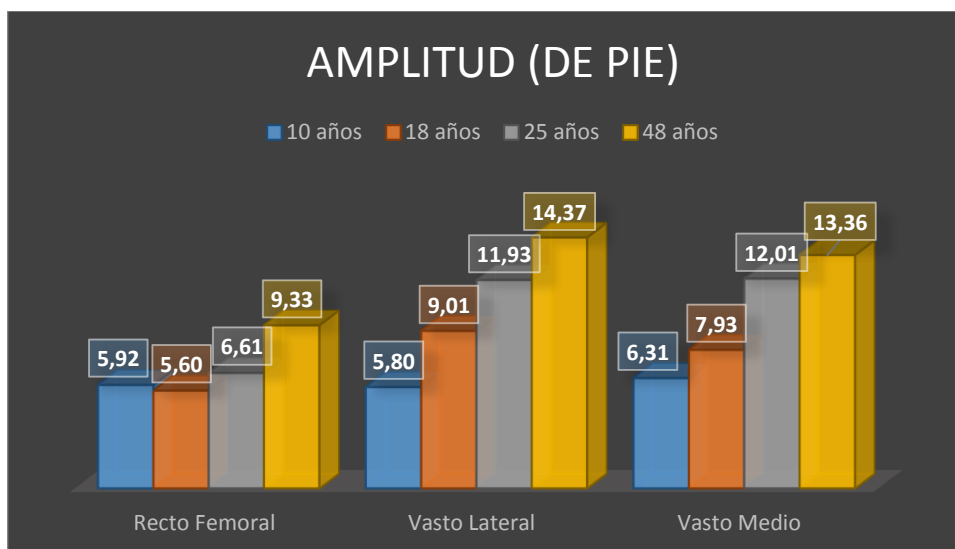


Figura 5.38 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

La tabla 5.39 y la figura 5.39 muestran los valores de amplitud de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de sentarse en una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de amplitud es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Amplitud (Sentado)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	6,55	6,79	5,80
18 años	7,04	7,21	6,84
25 años	9,07	11,56	11,02
48 años	6,72	13,58	11,93

Tabla 5.39 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

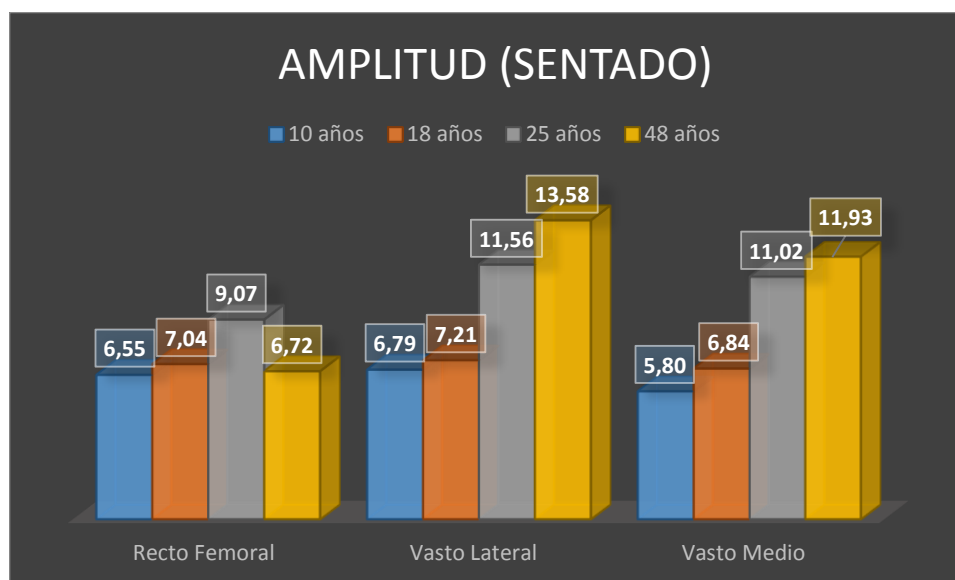


Figura 5.39 Amplitud de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

Valor Máximo.

La tabla 5.40 y la figura 5.40 muestran los valores máximos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de la señal es el vasto medio de un niño de 10 años.

Edad \ Músculo	Valor Máximo (Marcha)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	5,34	3,35	5,81
18 años	2,24	1,48	1,48
25 años	1,87	3,87	3,25
48 años	4,21	5,35	4,59

Tabla 5.40 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

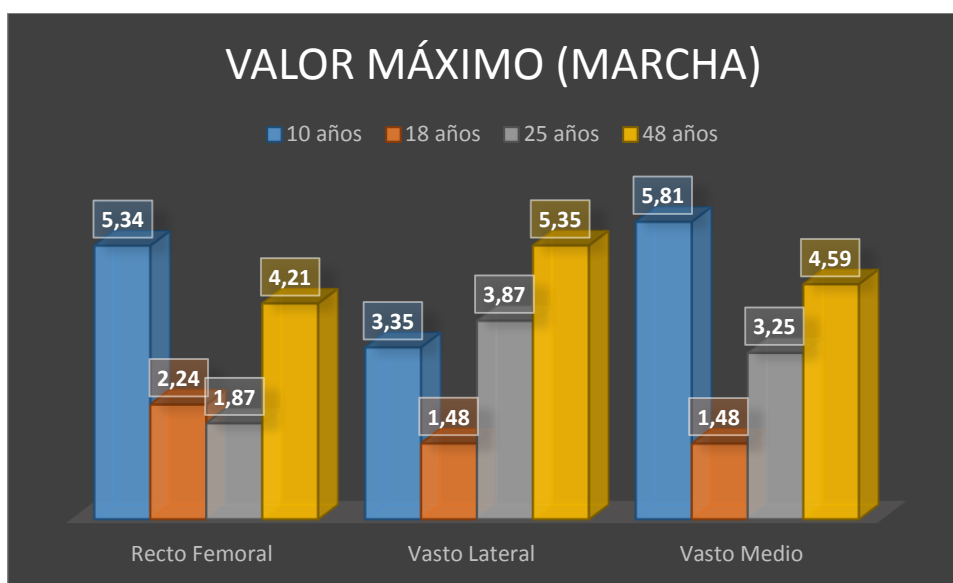


Figura 5.40 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La tabla 5.41 y la figura 5.41 muestran los valores máximos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de la señal es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Valor Máximo (De Pie)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	2,67	2,93	3,21
18 años	2,45	4,30	3,60
25 años	2,85	5,62	5,53
48 años	4,73	7,26	6,58

Tabla 5.41 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

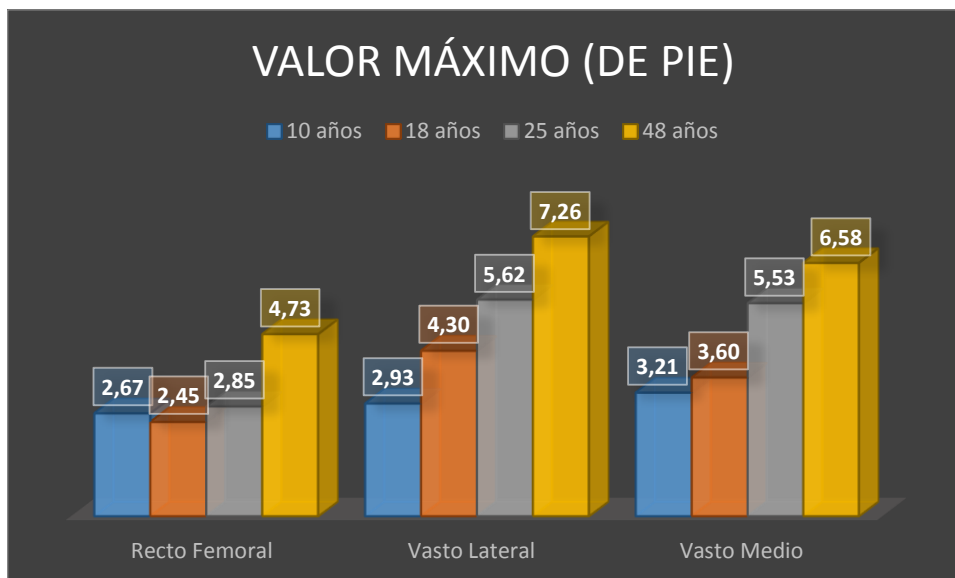


Figura 5.41 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

La tabla 5.42 y la figura 5.42 muestran los valores máximos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de sentarse en una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de la señal es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Valor Máximo (Sentado)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	2,98	3,58	2,64
18 años	3,22	3,48	3,41
25 años	3,76	5,56	5,15
48 años	3,28	6,69	6,04

Tabla 5.42 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

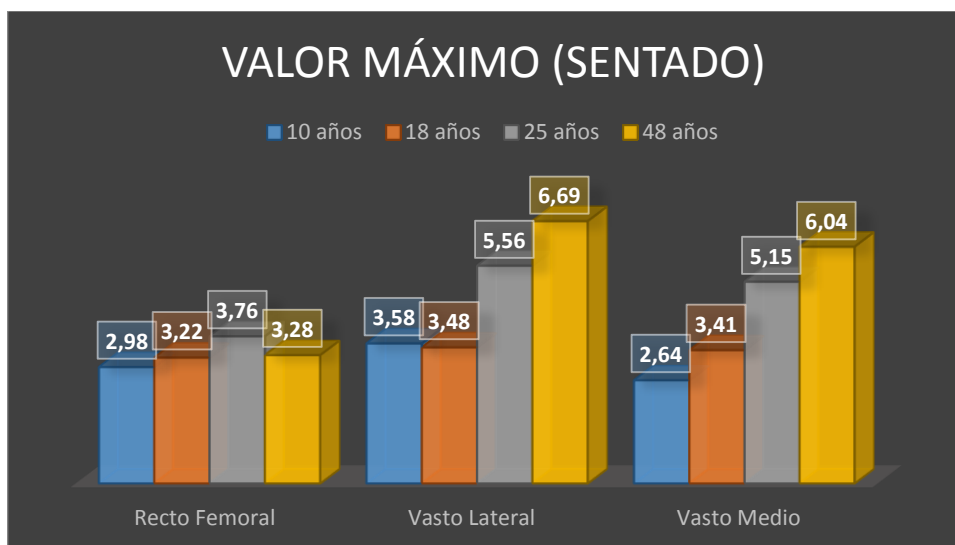


Figura 5.42 Valor Máximo de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

Valor Mínimo.

La tabla 5.43 y la figura 5.43 muestran los valores mínimos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el mínimo valor de la señal es el vasto medio de un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Valor Mínimo (Marcha)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	-4,45	-3,12	-5,54
18 años	-2,59	-1,74	-1,66
25 años	-1,80	-4,75	-3,21
48 años	-4,84	-5,73	-5,96

Tabla 5.43 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

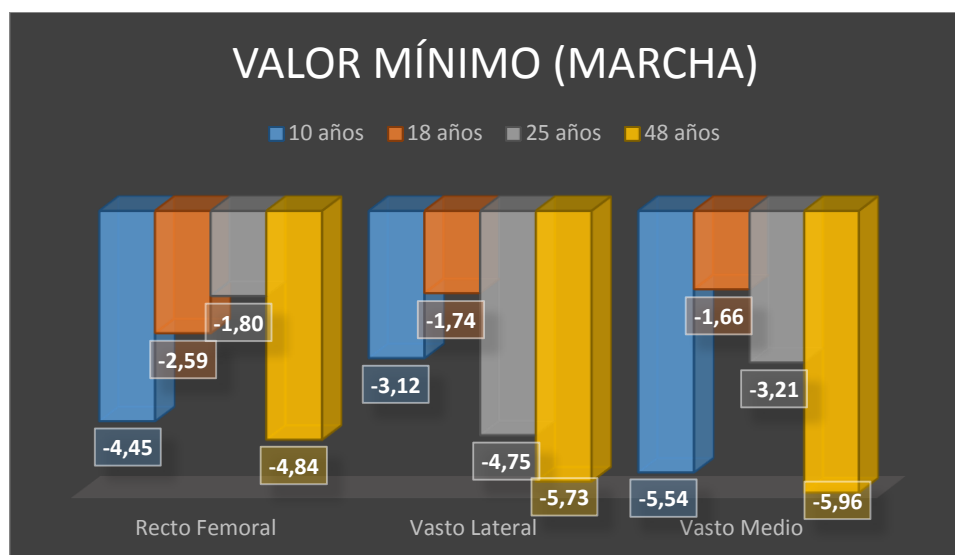


Figura 5.43 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La tabla 5.44 y la figura 5.44 muestran los valores mínimos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el mínimo valor de la señal es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Valor Mínimo (De Pie)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	-3,25	-2,87	-3,11
18 años	-3,15	-4,71	-4,33
25 años	-3,76	-6,31	-6,48
48 años	-4,60	-7,10	-6,78

Tabla 5.44 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

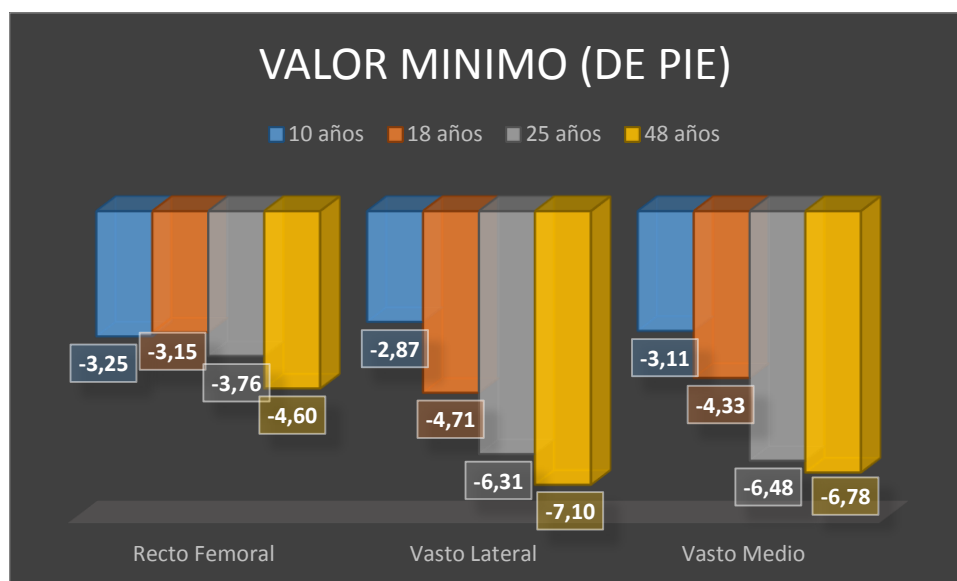


Figura 5.44 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

La tabla 5.45 y la figura 5.45 muestran los valores mínimos de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el mínimo valor de la señal es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Valor Mínimo (Sentado)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	-3,58	-3,21	-3,17
18 años	-3,83	-3,74	-3,43
25 años	-5,31	-6,01	-5,87
48 años	-3,44	-6,89	-5,89

Tabla 5.45 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

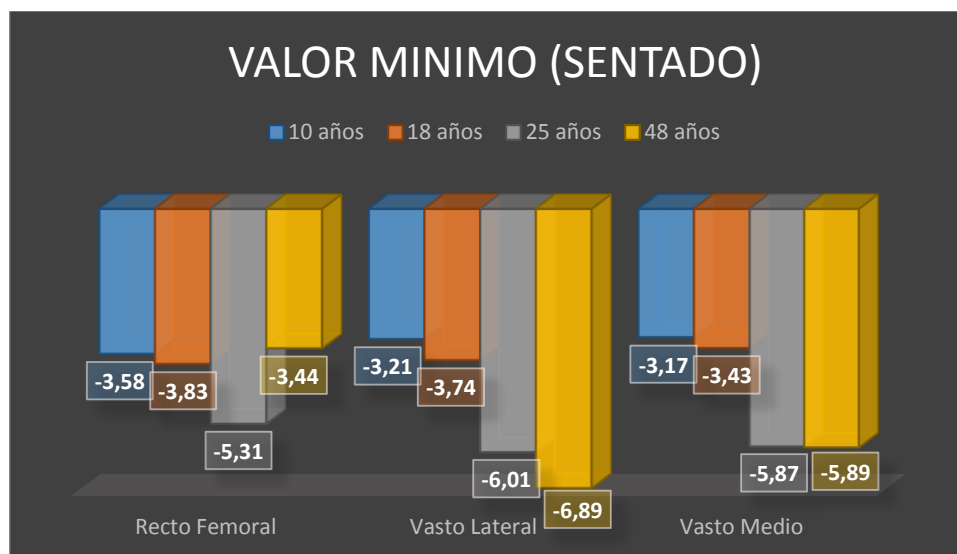


Figura 5.45 Valor Mínimo de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

Longitud de Onda.

La tabla 5.46 y la figura 5.46 muestran los valores de longitud de onda de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de longitud de onda es el recto femoral de un niño de 10 años.

Edad \ Músculo	Longitud de Onda (Marcha)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	5736,75	3609,75	3146,75
18 años	3450,25	3380	2982,75
25 años	4918,25	3910,25	3844
48 años	2507,5	2049,25	1847,75

Tabla 5.46 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

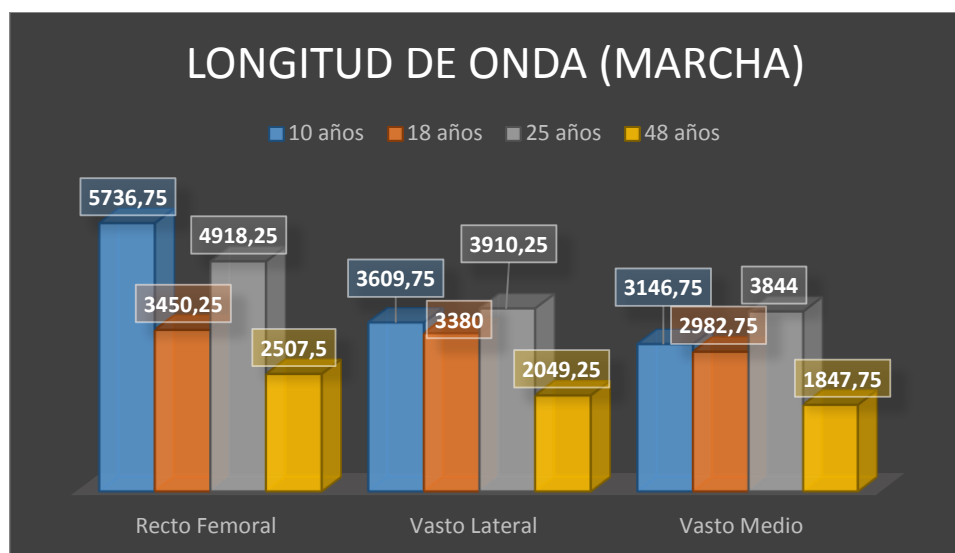


Figura 5.46 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La tabla 5.47 y la figura 5.47 muestran los valores de longitud de onda de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de longitud de onda es el recto femoral de un niño de 10 años.

Edad \ Músculo	Longitud de Onda (De Pie)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	3816	2857,75	3078,75
18 años	2689,5	2353,75	2247,5
25 años	3361,75	3101,25	3410
48 años	2935	2319,5	2742,5

Tabla 5.47 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse.

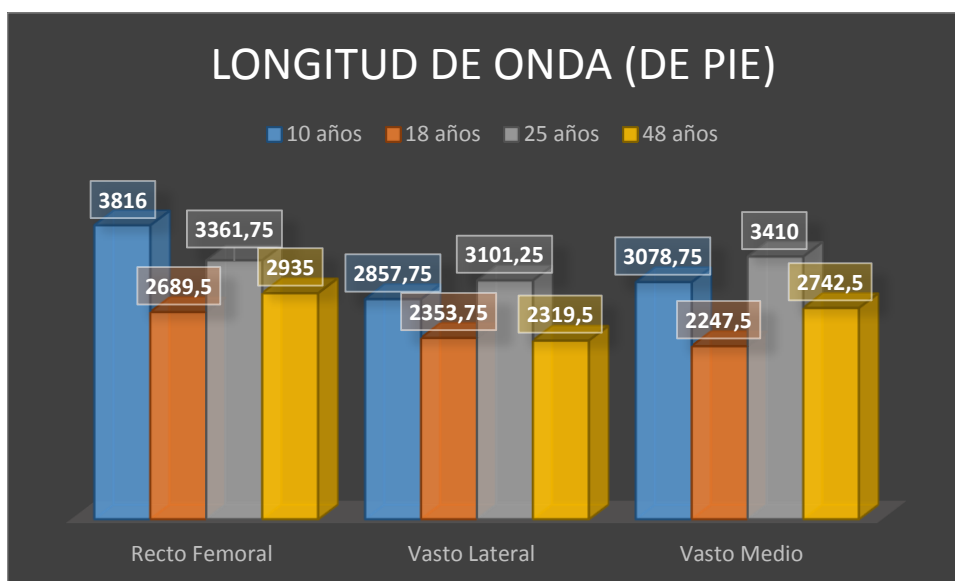


Figura 5.47 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse.

La tabla 5.48 y la figura 5.48 muestran los valores de longitud de onda de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de sentarse en una silla en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de longitud de onda es el recto femoral de un joven de 25 años.

Edad \ Músculo	Longitud de Onda (Sentado)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	3258,25	2539	2653,75
18 años	3308,75	2159	1964,5
25 años	3910	3615,25	3338,75
48 años	1981	2936	2229,75

Tabla 5.48 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse.

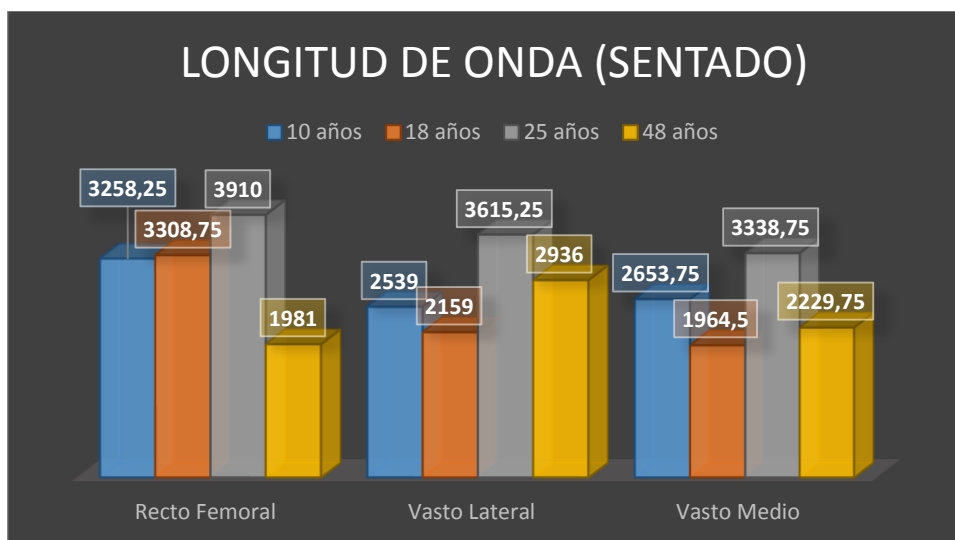


Figura 5.48 Longitud de Onda de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse.

Valor RMS.

La tabla 5.49 y la figura 5.49 muestran los valores RMS de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor RMS es el vasto medio de un niño de 10 años.

Edad \ Músculo	Valor RMS (Marcha)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	0,96196	0,56440	1,43485
18 años	0,41267	0,34333	0,32117
25 años	0,31983	0,88445	0,55559
48 años	0,69975	1,14365	1,16665

Tabla 5.49 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

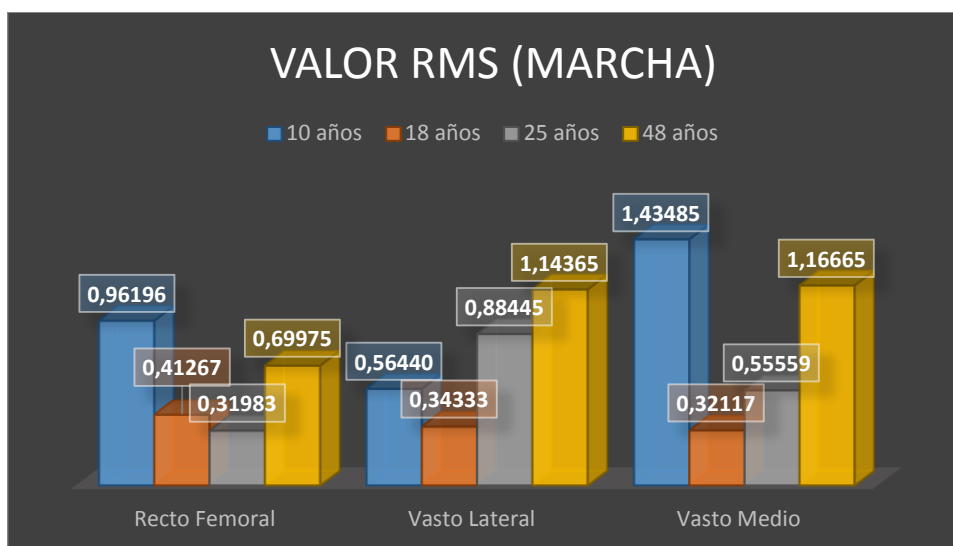


Figura 5.49 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La tabla 5.50 y la figura 5.50 muestran los valores RMS de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor RMS es el vasto lateral en un joven de 25 años y en un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Valor RMS (De Pie)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	0,52906	0,62998	0,61196
18 años	0,47390	0,85713	0,83125
25 años	0,82678	2,00806	1,91678
48 años	0,72471	2,01620	1,81456

Tabla 5.50 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

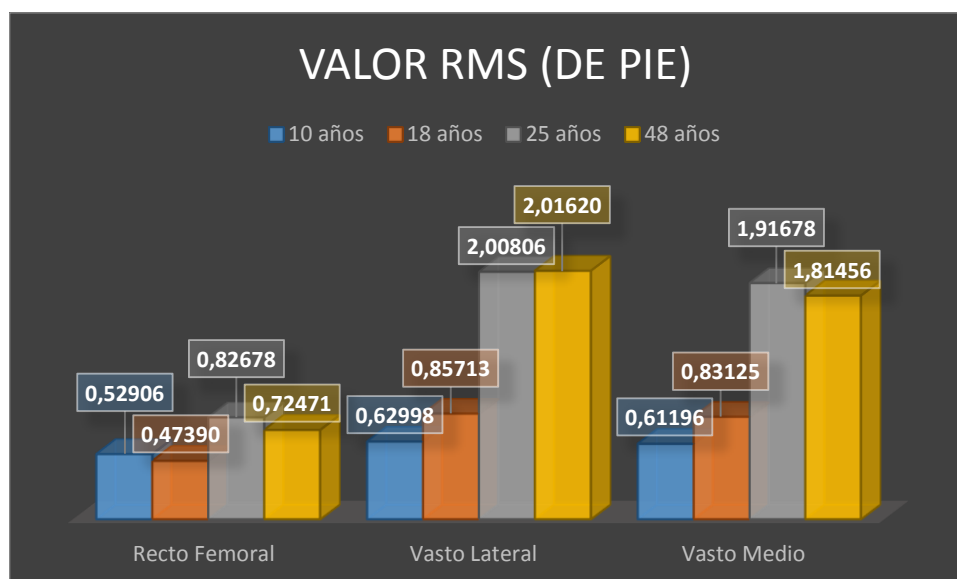


Figura 5.50 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse de una silla.

La tabla 5.51 y la figura 5.51 muestran los valores RMS de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de sentarse en una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor RMS es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Valor RMS (Sentado)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	0,62095	0,67775	0,70762
18 años	0,64698	0,72846	0,71956
25 años	0,98675	1,46882	1,38483
48 años	0,57777	1,56632	1,27670

Tabla 5.51 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

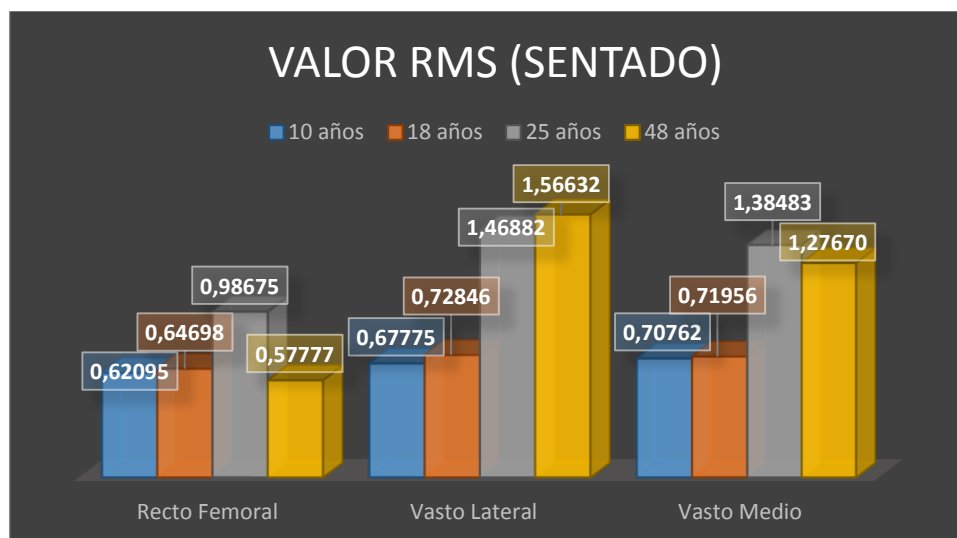


Figura 5.51 Valor RMS de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse en una silla.

Desviación Estándar.

La tabla 5.52 y la figura 5.52 muestran los valores de desviación estándar de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de marcha, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de desviación estándar es el vasto medio de un niño de 10 años.

Edad \ Músculo	Desviación Estándar (Marcha)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	0,96205	0,56447	1,43509
18 años	0,39041	0,31659	0,29934
25 años	0,31986	0,88456	0,55566
48 años	0,69989	1,14393	1,16697

Tabla 5.52 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.



Figura 5.52 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el movimiento de marcha.

La tabla 5.53 y la figura 5.53 muestran los valores de desviación estándar de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de levantarse de una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de desviación estándar es el vasto lateral de un joven de 25 años y de un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Desviación Estándar (De Pie)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	0,52913	0,63009	0,61206
18 años	0,45245	0,84380	0,82150
25 años	0,82690	2,00839	1,91706
48 años	0,72484	2,01665	1,81491

Tabla 5.53 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse.

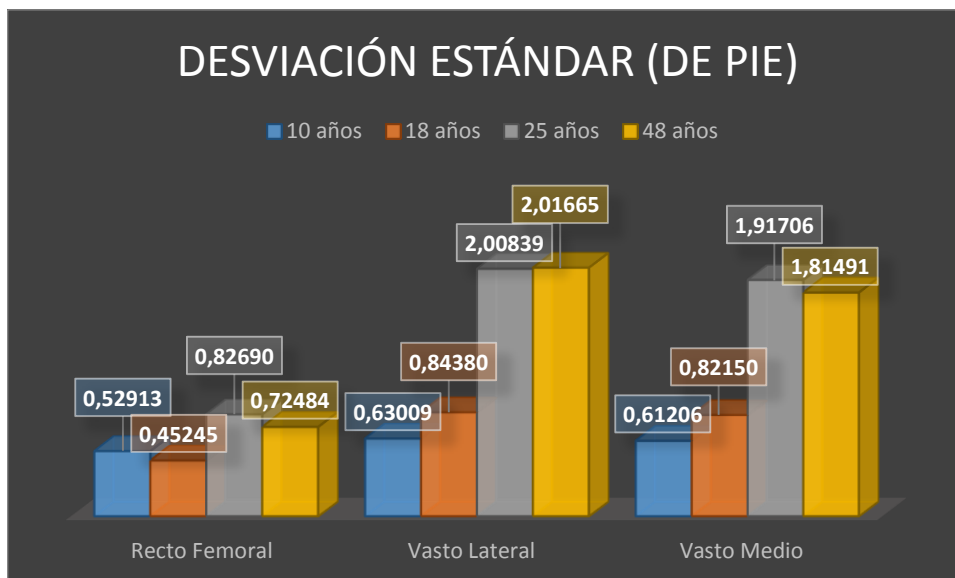


Figura 5.53 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el movimiento de levantarse.

La tabla 5.54 y la figura 5.54 muestran los valores de desviación estándar de los pacientes, obtenidos de la señal EMG de los músculos de estudio, efectuando el movimiento de sentarse en una silla, en donde, se puede apreciar que el músculo que genera el máximo valor de desviación estándar es el vasto lateral de un adulto de 48 años.

Edad \ Músculo	Desviación Estándar (Sentado)		
	Recto Femoral	Vasto Lateral	Vasto Medio
10 años	0,62105	0,67788	0,70775
18 años	0,63073	0,71483	0,70930
25 años	0,98687	1,46903	1,38504
48 años	0,57792	1,56658	1,27701

Tabla 5.54 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse.

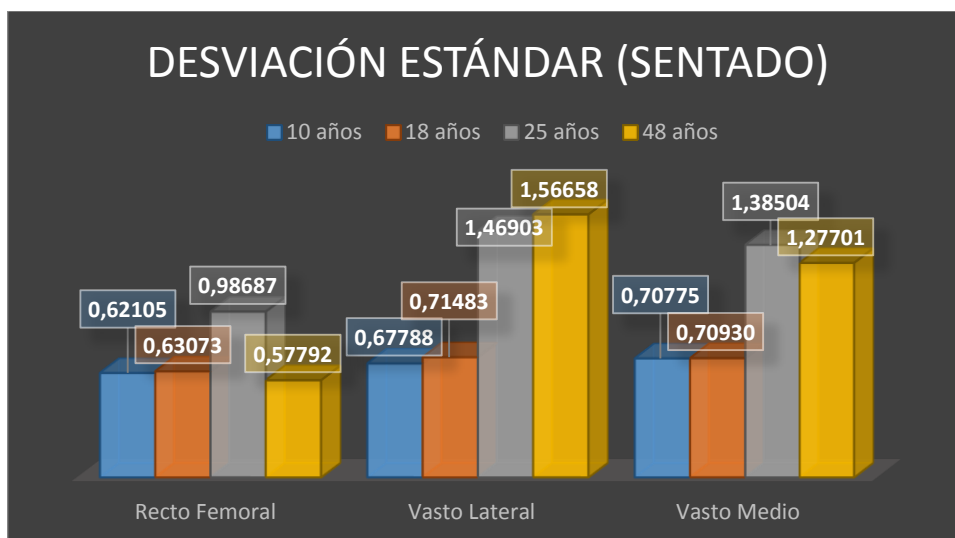


Figura 5.54 Desviación Estándar de la señal EMG realizando el movimiento de sentarse.

CAPÍTULO 6

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Conclusiones

- La aplicación permite obtener de los músculos del cuádriceps, ejecutando tres tipos de movimientos, datos estadísticos de amplitud, valores máximos, mínimos, longitud de onda, valor RMS y desviación estándar de la señal EMG.
- La interfaz gráfica diseñada permite obtener las características de una señal electromiográfica, dada una región de interés previamente seleccionada.
- Utilizando las funcionalidades de Excel, desde la aplicación es posible generar reportes, así como almacenar los datos de la señal adquirida y de los resultados obtenidos.
- Para evitar una saturación en la adquisición de datos, se utilizó la recomendación de National Instruments de usar una relación de 1/10 entre el número de muestras y la frecuencia de muestreo, respectivamente.
- Al efectuar el movimiento de marcha se pudo apreciar que los datos de los pacientes de 10 y 48 años fueron los más altos en relación a los pacientes de 18 y 25 años. Esto se debe a que los primeros pacientes no tuvieron un entrenamiento previo efectuando ese tipo de movimiento.
- Al realizar el movimiento de levantarse y sentarse en una silla, analizando el musculo vasto lateral y vasto medio, se pudo evidenciar que existe un crecimiento ascendente en el valor de los datos estadísticos, excepto, en los resultados de longitud de onda.

6.2. Recomendaciones

- Tratar de que los valores de los componentes electrónicos sean en lo posible cercanos a los requeridos, especialmente los componentes que conforman los filtros pasa altas, pasa bajas y notch, ya que de son los circuitos más sensibles ante la tolerancia de los componentes y de ello depende la precisión del filtrado de las señales. En los filtros se recomienda utilizar amplificadores de

instrumentación específicamente los LCM662 y el AD620 para amplificar la señal.

- Limpiar adecuadamente la región donde se conectarán los electrodos con alcohol y de ser necesario efectuar el rasurado de dicha región, para mejorar la adherencia de los electrodos y poder obtener una buena señal.
- Se recomienda adquirir los datos a ser analizados desde un computador portátil sin conectar el cargador y aislarse de la red eléctrica, ya que el ruido de la red eléctrica distorsiona la señal y no se podrá obtener datos reales de la señal EMG.

GLOSARIO DE TÉRMINOS

Distribución Gaussiana: Curva con forma de campana obtenida mediante la representación gráfica de la variación de una cantidad cuando se toma la misma medición varias veces.

Electrocardiografía (ECG): Es el registro y análisis de las señales eléctricas generadas por el corazón.

Electroencefalografía (EEG): Es el registro y análisis de la actividad bioeléctrica generada por la corteza cerebral.

EMG: Electromiografía.

Espectro: Serie de frecuencias que resultan de la dispersión de un fenómeno formado por ondas.

Hemipléjicos: Personas que tienen afectada la mitad del cuerpo.

Mioeléctrico: De las propiedades electromotrices de los músculos o relacionado con ellas.

Ondícula: Término utilizado al referirse a la Transformada Wavelet (Transformada de ondícula). Es un tipo especial de transformada matemática que representa una señal en términos de versiones trasladadas y dilatadas de una onda finita (denominada óndula madre).

Órtesis: Apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuro-músculo-esquelético.

Potenciales de Acción de la Unidad Motora (MUAP): Son los impulsos de la unidad motora que son registrados mediante la exploración electromiográfica.

Prótesis: Pieza o aparato artificial que se coloca o se implanta en el cuerpo de un ser vivo para sustituir a otra pieza, a un órgano o a un miembro.

Unidad Motora: Es la que emite el impulso nervioso que hace que la fibra muscular se contraiga, lo que quiere decir, que conduce los impulsos del cerebro y la médula espinal hacia los músculos.

BIBLIOGRAFÍA

- Aparicio, M. A. (2005). *Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación*. Madrid: J I Ibarra Lúzar Rehabilitación.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive* (Fifth ed.). Baltimore: Williams and Wilkins.
- Bronzino J., E. J. (2012). *INTRODUCTION TO BIOMEDICAL ENGINEERING*. Elsevier.
- Cadena, F. (2015). *TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO PARA PRÓTESIS DE RODILLA ACCIONADA POR SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS*. Ibarra.
- Chan, A., & Englehart, K. (2005). *Continuous myoelectric control for powered prostheses using hidden Markov models*. IEEE Transactions on.
- Churchill, R. (1978). *Series de Fourier y Problemas de Contorno*. New York: McGraw-Hill.
- D., G. (1946). *Theory of communication*. J Inst Elect Eng.
- De Luca, C. J. (1997). “*The use of surface electromyography in biomechanics*”, *Journal of Applied Biomechanics*. Delsys Inc.
- De Luca, C. J. (2002). *Surface Electromyography: Detection and Recording*. Delsys Inc.
- De Luca, G. (2003). *Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition*. Delsys Inc.
- FERGUSON, S., & DUNLOP, R. (2002). *Grasp Recognition From Myoelectric Signals*. New Zealand.
- Graupe, D., & K., W. (1975). *Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prosthesis Control Purposes*. IEEE Transactions on.
- Guglielminotti P, M. R. (1992). *Effect of electrode location on surface myoelectric signal variables: a simulation study*. Florence: 9th Int. Congress of ISEK.
- Harold A. Romo, E. J. (2007). *Análisis de Señales EMG Superficiales y su* . Medellin: Revista Avances en Sistemas e Informática.
- INSTRUMENTS, N. (14 de Noviembre de 2015). *LabVIEW Advanced Signal Processing Toolkit*. Obtenido de LabVIEW Tools for Time-Frequency, Time-Series, and Wavelet Analysis: <http://www.ni.com/pdf/products/us/4msw69-70.pdf>

- Ismail AR, A. S. (1998). *Continuous wavelet transform application to EMG signals during human gait*. thirty-Second Asilomar Conference on Signals, Systems & Computer.
- Jouvencel, M. R. (2005). *La Electromiografía de Superficie en la Prevención de la Fatiga Muscular*. Lesionología y peritología forense.
- Laterza F, O. G. (1997). *Analysis of EMG signals by means of the matched wavelet transform*. Electronics Letters.
- Maldonado, F. H. (2005). *Modelos de gestión para médicos de familia*. Madrid: Ediciones Díaz de Santos.
- Martínez, J. (2002). *Análisis de la teoría de ondículas orientadas a las aplicaciones en ingeniería eléctrica: fundamentos*. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid, ETSI industriales, departamento de ingeniería eléctrica.
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., & Germán, A. (2010). *Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte*. Barcelona: apunts.
- Ministerio de Salud Pública. (2015). *Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades*. Recuperado el 29 de Mayo de 2015, de http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2015/04/registro_nacional_discapacidades.pdf
- Navarro, R. B. (2015). *ELECTROMIOGRAFÍA*. Entre Ríos, Argentina: UNIVERSIDAD DE ALCALÁ.
- Organización Mundial de la Salud. (2011). *Informe mundial sobre la discapacidad*. Recuperado el 10 de Diciembre de 2014, de http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/
- Orozco, Á., Betancourt, G., & Suárez, E. (2004). *Determinación de movimientos a partir de señales electromiográficas utilizando máquinas de soporte vectorial*. Pereira, Colombia: Universidad Tecnológica de Pereira.
- Pablo Faundez., A. F. (s.f.). *Procesamiento Digital de Señales Acústicas*. Valdivia: Instituto de Matemáticas UACH.
- Pan, L., Zhang, D., Sheng, X., & Zhu, X. (2015). *Improving Myoelectric Control for Amputees through Transcranial Direct Current Stimulation*. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on.
- Pickar, J. G. (2002). *Efectos neurofisiológicos de la manipulación vertebral*. Iowa : The Spine Journal.

- Raez., M., Hussain., M., & Mohd-Yasin, F. (2006). *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*. Malaysia. Obtenido de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1455479/>
- Reyna, D. M. (2015). *ELECTROMIOGRAFIA*. Guatemala: UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA.
- Sandra Andrade, M. N. (2006). *ANÁLISIS Y TRATAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA*. Bucaramanga: Universidad Pontificia Bolivariana .
- Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo. (2013). *Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017*. Quito, Ecuador.
- SENIAM. (2015). *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*. Recuperado el 06 de Enero de 2015, de <http://www.seniam.org/>
- Singh, Y. (2013). *ANALYSIS AND CLASSIFICATION OF EMG SIGNAL USING LabVIEW WITH DIFFERENT WEIGHTS*. Punjab, India: Department of Electrical and Instrumentation Engineering.
- Tabernig, O. (2004). *Eliminación de la respuesta muscular evocada del electromiograma de superficie de un músculo estimulado eléctricamente*. Entre Ríos, Argentina: Universidad Nacional de Entre Ríos.
- Tomás-Sábado, J. (2010). *Fundamentos de bioestadística y análisis de datos para enfermería*. Barcelona: Servei de Publicacions de la Universitat Autònoma de Barcelona.
- Webster, J. G. (2006). *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (Vol. 1). New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Webster, J. G. (2009). *Medical Instrumentation Application and Design* (Fourth ed.). United States: John Wiley & Sons, Inc.
- WOLFRAM. (15 de Noviembre de 20015). *WOLFRAM MATHEMATICA*. Obtenido de Análisis de óndula: <http://www.wolfram.com/mathematica/new-in-8/wavelet-analysis/visualize-wavelet-transform-using-common-y-axis-pl.es.html>

MANUAL DE USUARIO

El presente manual se usuario tiene por objeto ayudar a la correcta operación y funcionamiento de la tarjeta de acondicionamiento de señales electromiográficas (EMG). Antes de operar la tarjeta, lea detenidamente la información que contiene este manual a fin de evitar situaciones que pudieran causar lesiones a usted o a otras personas.

El contenido del manual es el siguiente:

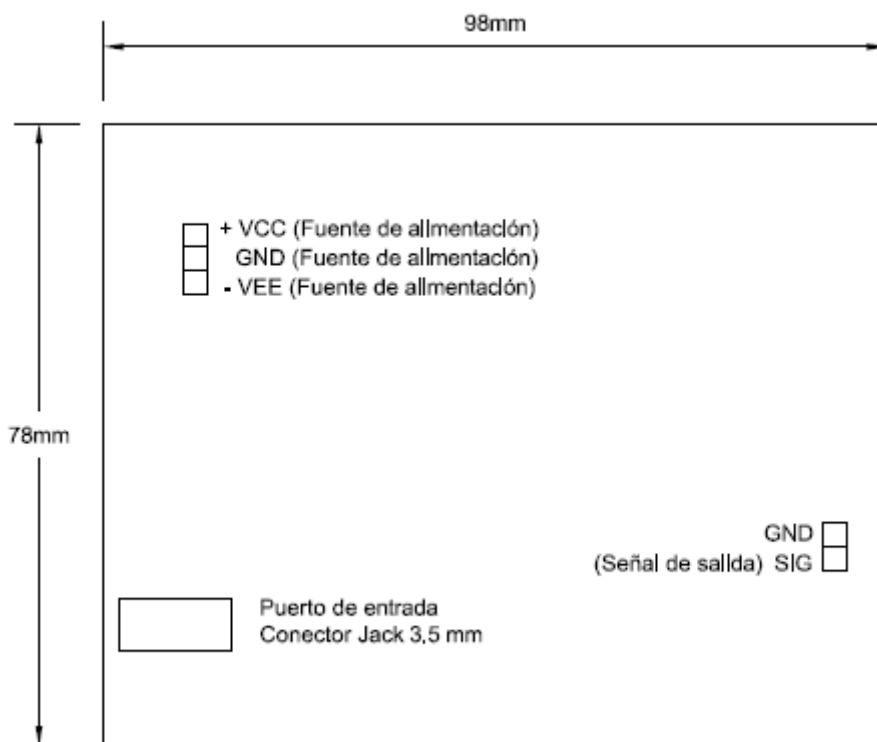
- Advertencias de seguridad.
- Dimensiones del circuito.
- Descripción de las partes del prototipo.
- Especificaciones eléctricas.
- Instrucciones de uso.



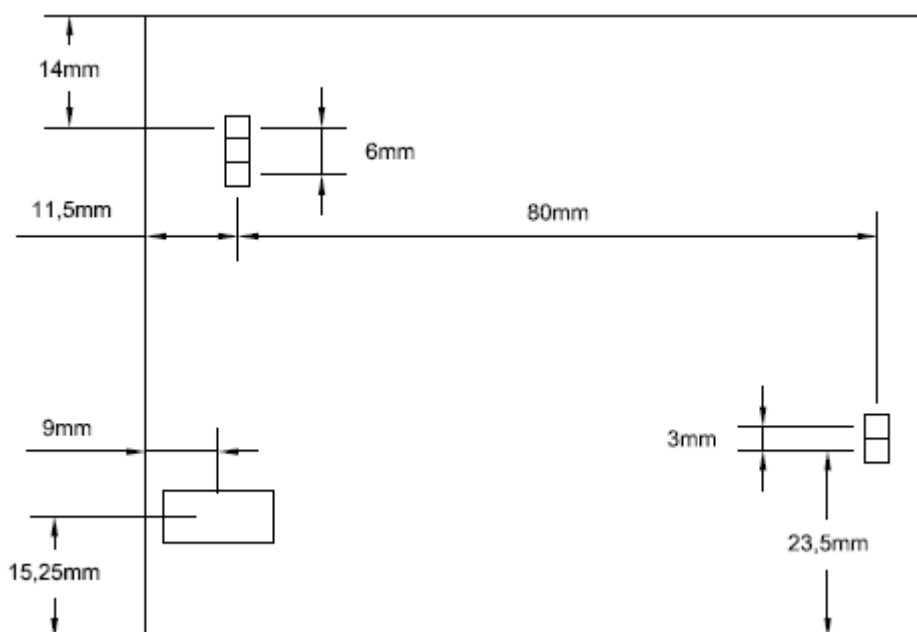
Advertencias de seguridad

- ✓ La construcción de la tarjeta de acondicionamiento es de uso exclusivo para señales EMG, por lo que uso de esta tarjeta en otro tipo de señales biológicas tendría el mismo resultado y podría tener ciertos riesgos.
- ✓ La construcción de la tarjeta de acondicionamiento es de uso exclusivo para señales EMG, por lo que uso de esta tarjeta en otro tipo de señales biológicas no tendría el mismo resultado y podría tener ciertos riesgos.
- ✓ Antes de conectar la tarjeta a la fuente de alimentación, es necesario realizar la colocación previa de los electrodos en el músculo de interés.
- ✓ El conector de los cables de los electrodos que se conecta a la entrada de señales de la tarjeta debe ser del mismo tipo, ya que al utilizar otro tipo de conectores podría averiarse el dispositivo.
- ✓ No tocar la tarjeta con las manos húmedas o permitir el contacto con sustancias líquidas bajo ningún concepto.
- ✓ No tocar los cables de alimentación ni las partes de los componentes de la tarjeta mientras se encuentra en funcionamiento.
- ✓ No exponga la tarjeta a impactos o daños físicos.
- ✓ No guardar la tarjeta en lugares muy cálidos o muy fríos.

Dimensiones de la tarjeta y de la distribución de pines y puerto de entrada.

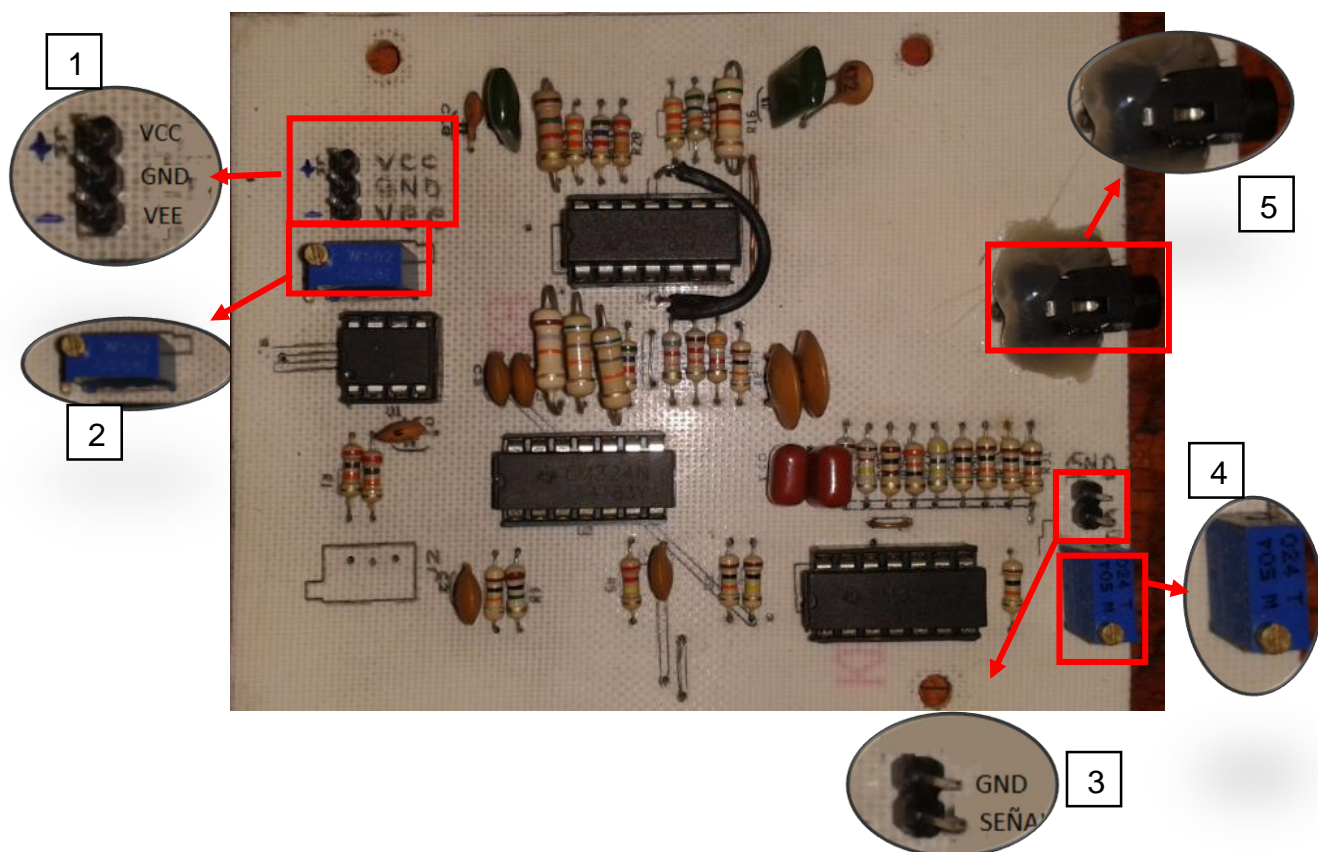


Dimensiones de la tarjeta de acondicionamiento.



Dimensiones de la distribución de pines y puerto de entrada.

Descripción de las partes de la tarjeta de acondicionamiento.



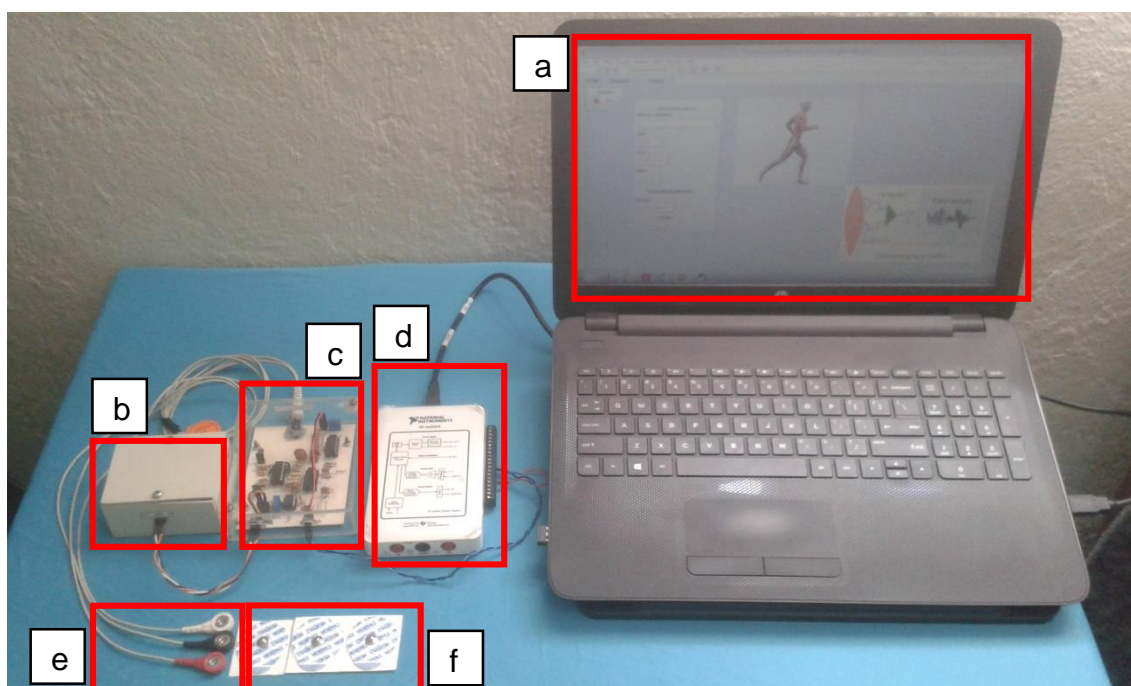
Número	Nombre	Descripción
1	Pines de alimentación	Pines de la fuente de alimentación: +VCC de la fuente dual de alimentación, GND de la fuente dual de alimentación, -VEE de la fuente dual de alimentación.
2	Ganancia 1	Resistencia variable de 5[k Ω] que modifica la ganancia del amplificador de instrumentación. <i>NOTA: Sólo modificar bajo supervisión de un profesional.</i>
3	Pines de salida	Pines de la señal de salida de la tarjeta de acondicionamiento.
4	Ganancia 2	Resistencia variable de 500[k Ω] que modifica la ganancia de la etapa final de amplificación.

Número	Continuación (Nombre)	Continuación (Descripción)
5	Puerto de entrada	Conector Jack 3.5mm hembra para conexión de electrodos.

Especificaciones eléctricas

Parámetro	Min.	Tip.	Máx.
Voltaje de la fuente de alimentación	$\pm 3.3V$	$\pm 5V$	$\pm 15V$
Voltaje de la señal de salida	0V	--	+VCC
Ganancia total	--	27,280	--

Antes de indicar el modo de uso del prototipo se debe conocer y tener en cuenta todos los componentes necesarios para poner en funcionamiento el mismo.

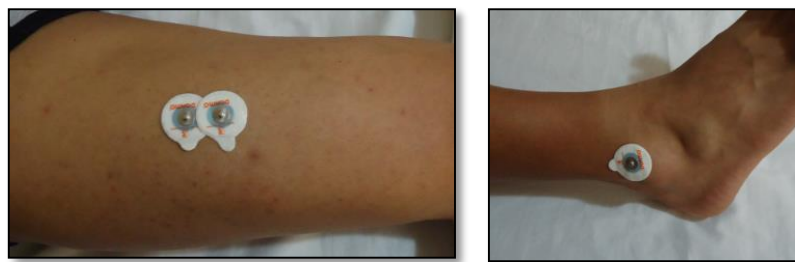


- Computador que constará con la interfaz gráfica de usuario.
- Fuente dual de +/- 5 [V].
- Tarjeta de acondicionamiento de señales EMG.
- Tarjeta de adquisición de datos (MyDAQ)
- Cables de conexión para los electrodos.
- Electrodos de superficie.

Instrucciones de uso

1. Preparar la piel, para ello es necesario rasurar el área del músculo de donde se adquirirá las señales mioeléctricas, seguido de una limpieza con alcohol para reducir la impedancia de la piel y quitar las impurezas de la piel debido a la transpiración y el ambiente.
2. Ubicar los electrodos en el músculo preparado anteriormente, para ello se sigue las recomendaciones de la SENIAM, las cuales dicen que los electrodos, en el caso del músculo recto femoral, deben ser colocados en el 50% de la línea de la espina iliaca anterior superior a la parte superior de la rótula, en la dirección de la misma línea. Y el electrodo de referencia se debe colocar en un lugar alejado de los electrodos que adquieren la diferencia de potencial del músculo (en la imagen se muestra la ubicación del electrodo de referencia en el tobillo).

La distancia entre los electrodos que adquieren la señal mioeléctrica del músculo debe ser entre 1 y 2[cm].



3. Conectar los cables de la fuente de alimentación a los pines de alimentación de la tarjeta de acondicionamiento.



4. Conectar los cables de transmisión de las señales mioeléctricas de los electrodos a la placa.



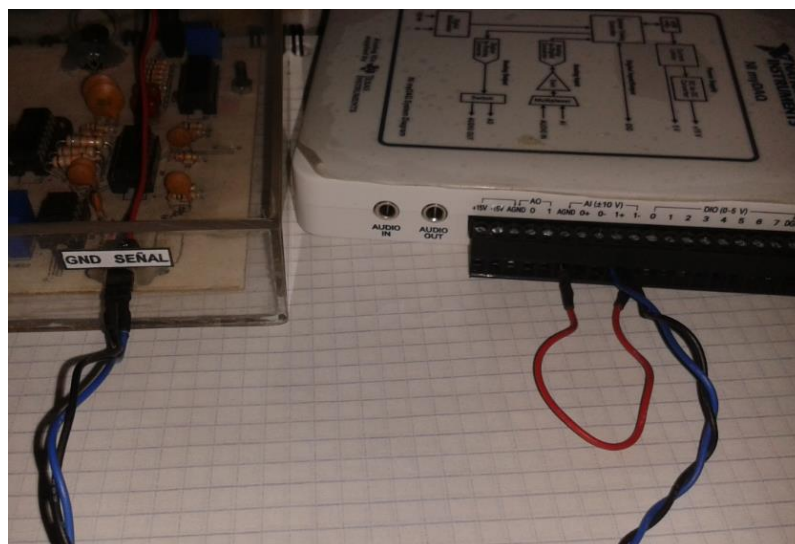
Las conexiones de los cables tienen un orden de acuerdo al color, el orden es el siguiente: el cable rojo y el blanco se conectan a los electrodos del músculo de interés, mientras que el cable negro se conecta al electrodo de referencia.

5. Finalmente, los pines de salida de la tarjeta de acondicionamiento se conectan a través de cables para registrar la señal del músculo acondicionada.

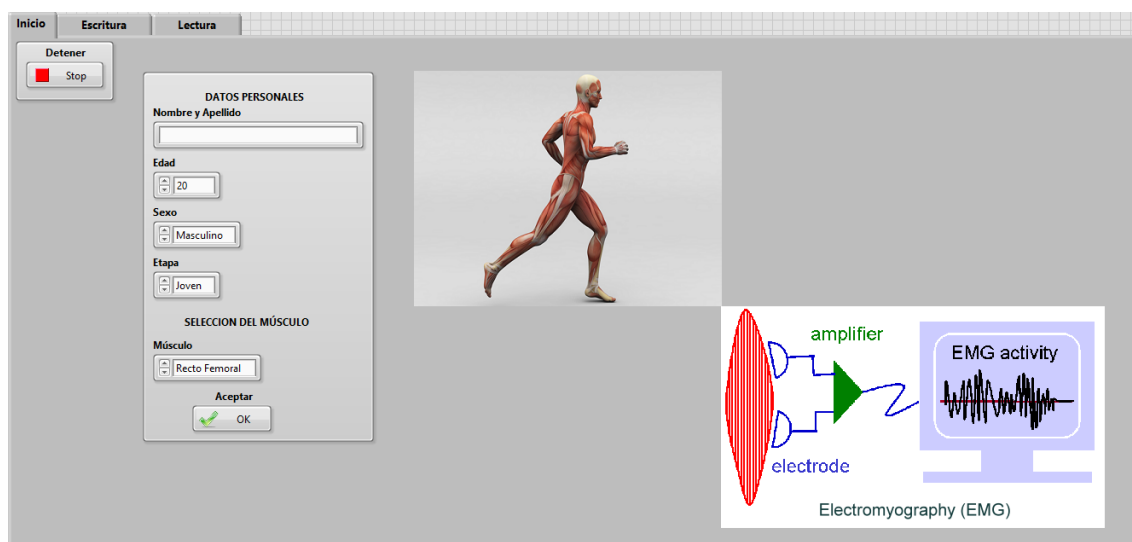


6. La salida de la tarjeta de acondicionamiento de la señal EMG se conecta a la entrada análoga AI1 de la MyDAQ.

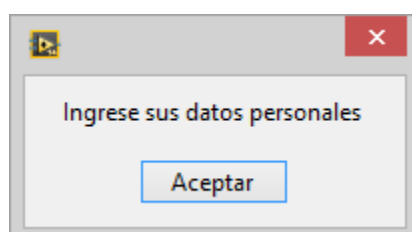
Nota: Esta configuración de la entrada análoga el usuario no puede modificar. Solo se podrá modificar en el programa principal en el diagrama de bloques localizando el DAQ Assistant utilizado.



7. Una vez conectado el hardware se procede a abrir la interfaz de usuario. La pantalla inicial de la interfaz gráfica de usuario es la mostrada a continuación.



8. Al momento de correr el programa aparece el mensaje que indica al usuario que ingrese sus datos personales.



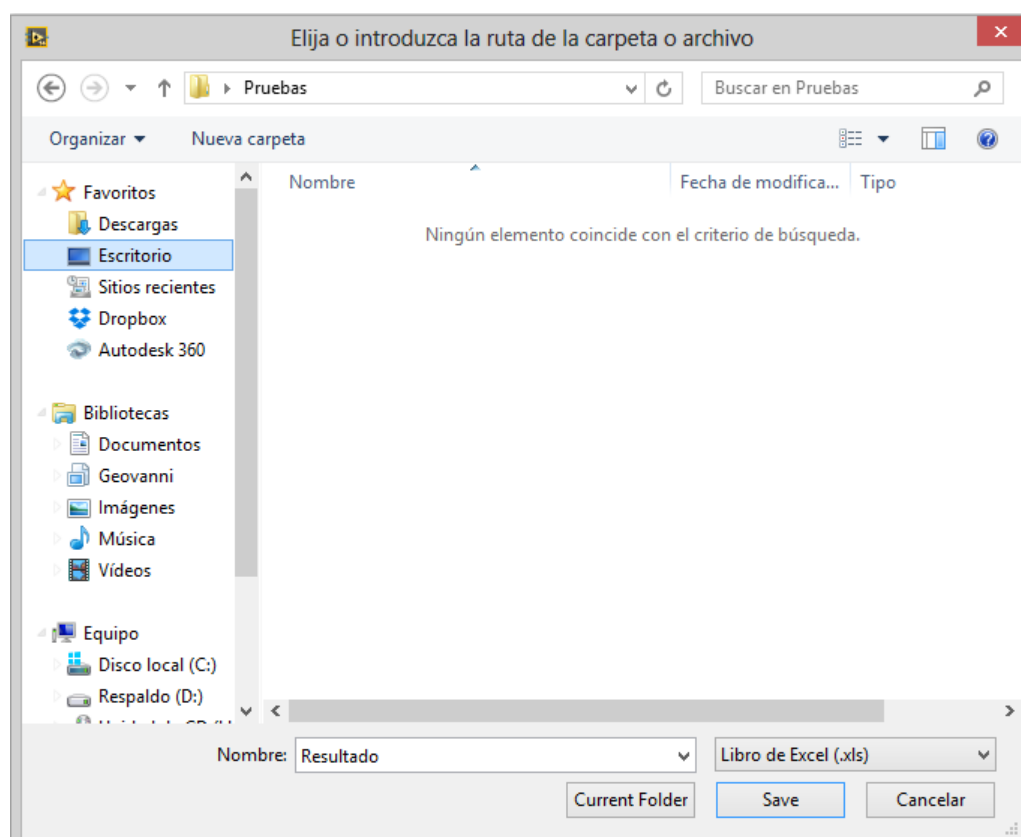
9. Si no se ha ingresado ningún nombre y se presiona el botón aceptar aparece un mensaje que indica que debe ingresar un nombre valido.

The image shows two windows. The main window is titled "DATOS PERSONALES" and contains the following fields:

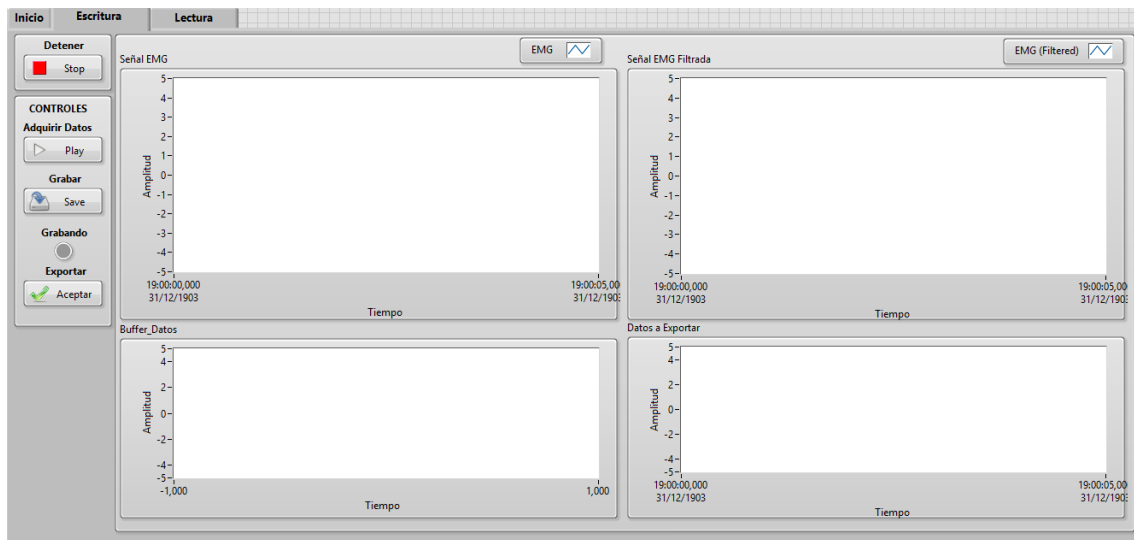
- Nombre y Apellido:** An empty text input field.
- Edad:** A spin box with the value "20".
- Sexo:** A dropdown menu with "Masculino" selected.
- Etapa:** A dropdown menu with "Joven" selected.
- SELECCION DEL MÚSCULO:**
 - Músculo:** A dropdown menu with "Recto Femoral" selected.
 - Aceptar:** A button with a green checkmark and the text "OK".

To the right, a smaller dialog box is open with the title "b.". It contains the text "Introduzca un nombre válido" and an "Aceptar" button.

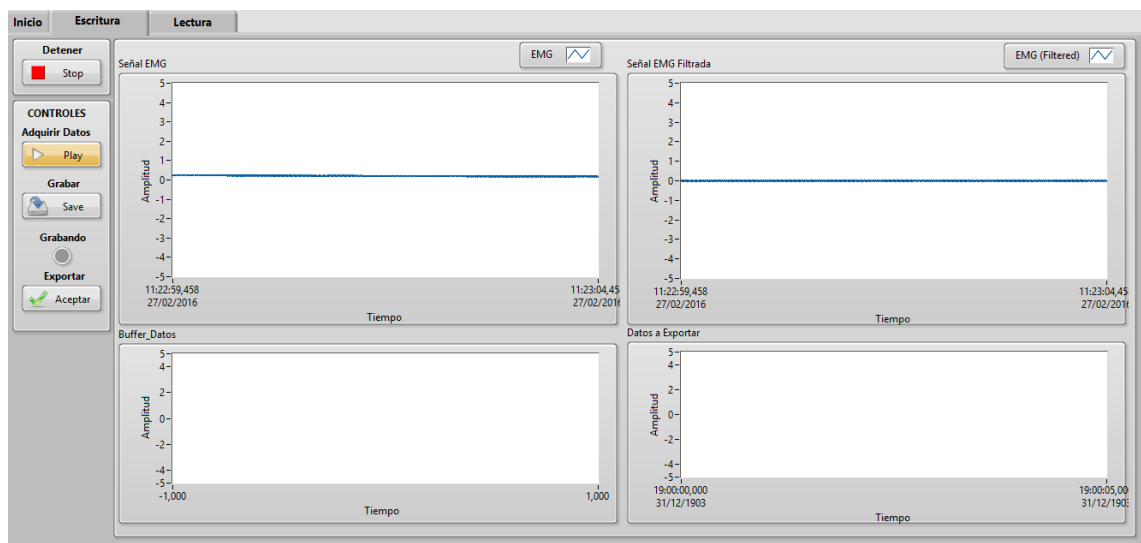
10. Al escribir un nombre válido y presionar aceptar, aparece una ventana con la dirección en donde se creará un archivo de Excel (.xls) que almacenará posteriormente los datos personales y los resultados obtenidos.



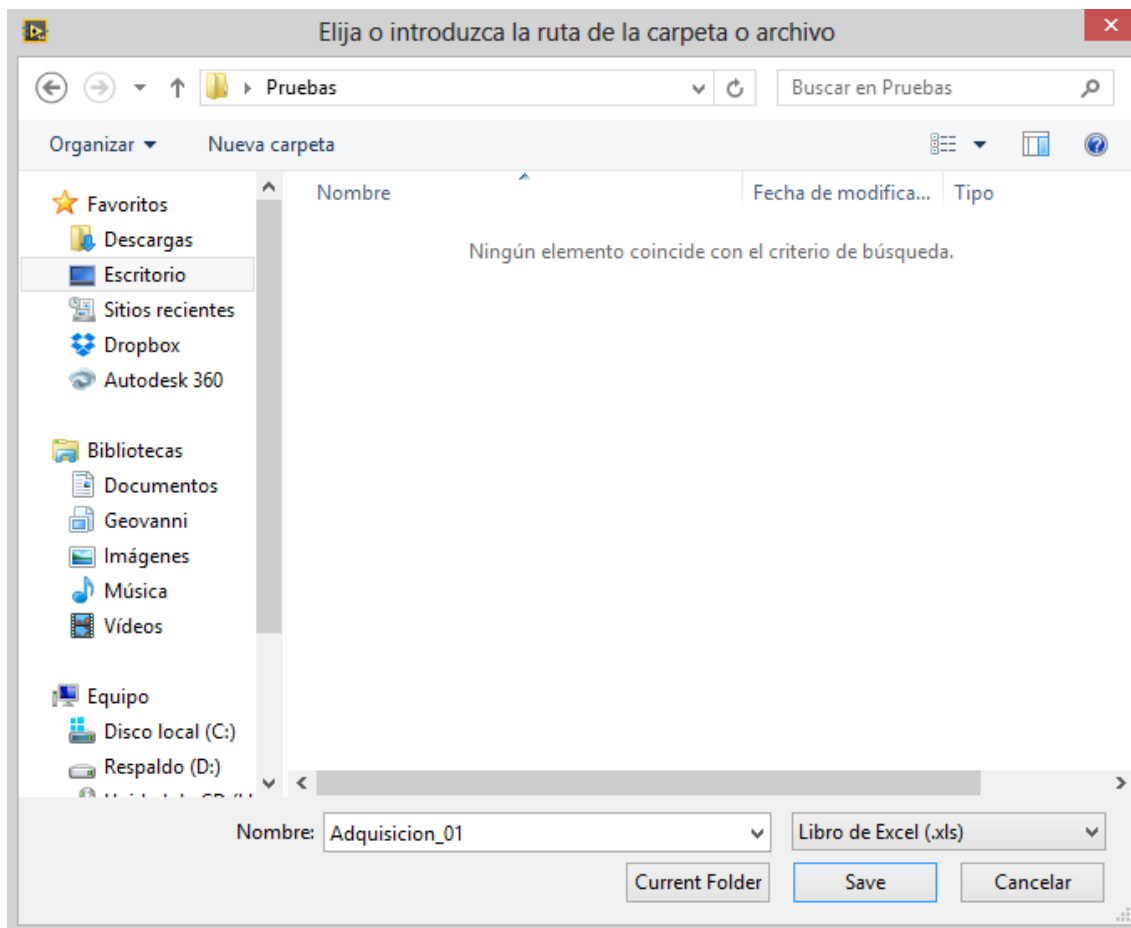
11. Al presionar el botón “Save” aparece la segunda pestaña de la interfaz.



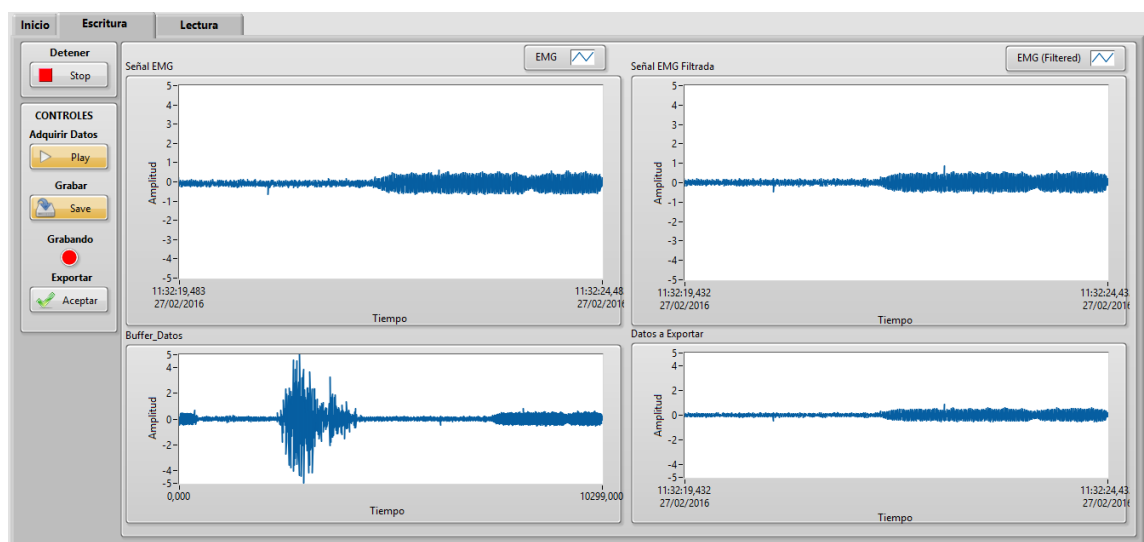
12. Al presionar el botón “Adquirir Datos” inicia la transferencia de datos desde la tarjeta de acondicionamiento a la interfaz de usuario.



13. Al presionar el botón “Grabar” se abre una ventana donde se debe especificar la dirección en donde se creará un archivo y guardará la adquisición de datos actual.

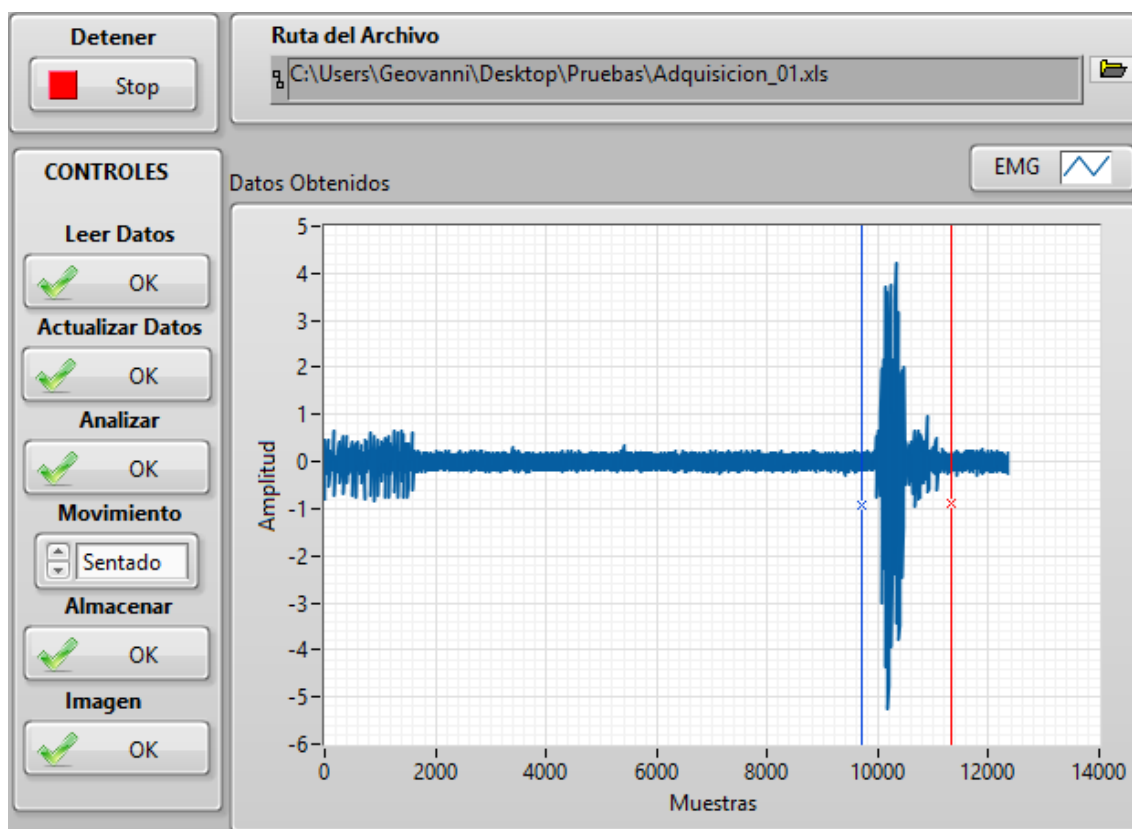


14. Una vez especificada la dirección, empieza el almacenamiento de datos en el *waveform chart* “Buffer_Datos”.

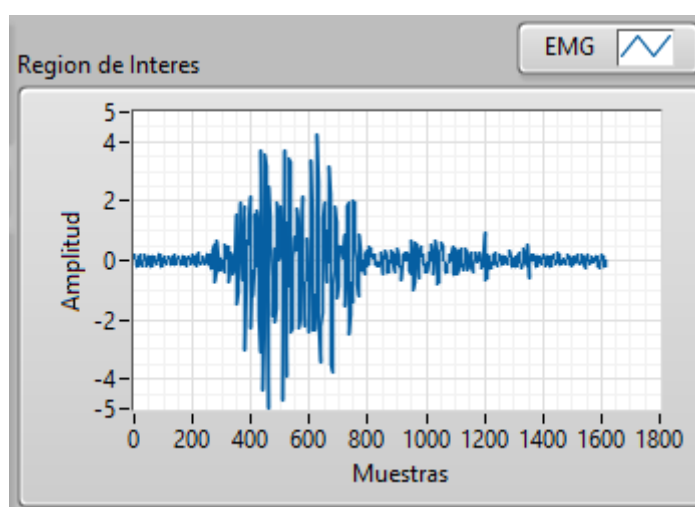


15. Después de adquirir la señal se procede a presionar el botón “Exportar”, que almacena los datos del buffer en el archivo creado anteriormente.

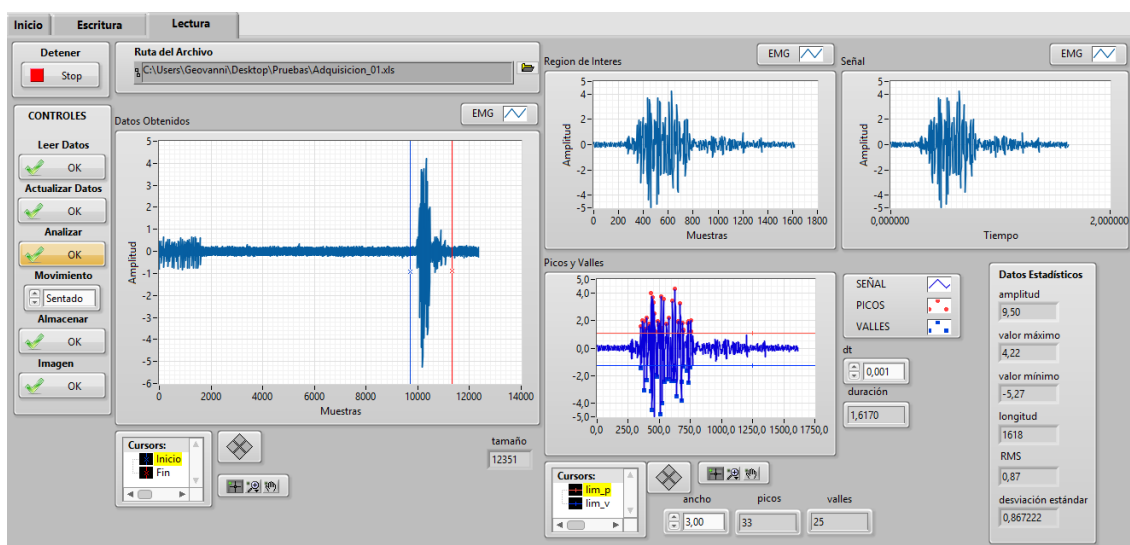
16. En la pestaña de lectura al presionar el botón “Leer Datos”, importa los datos almacenados de la adquisición.



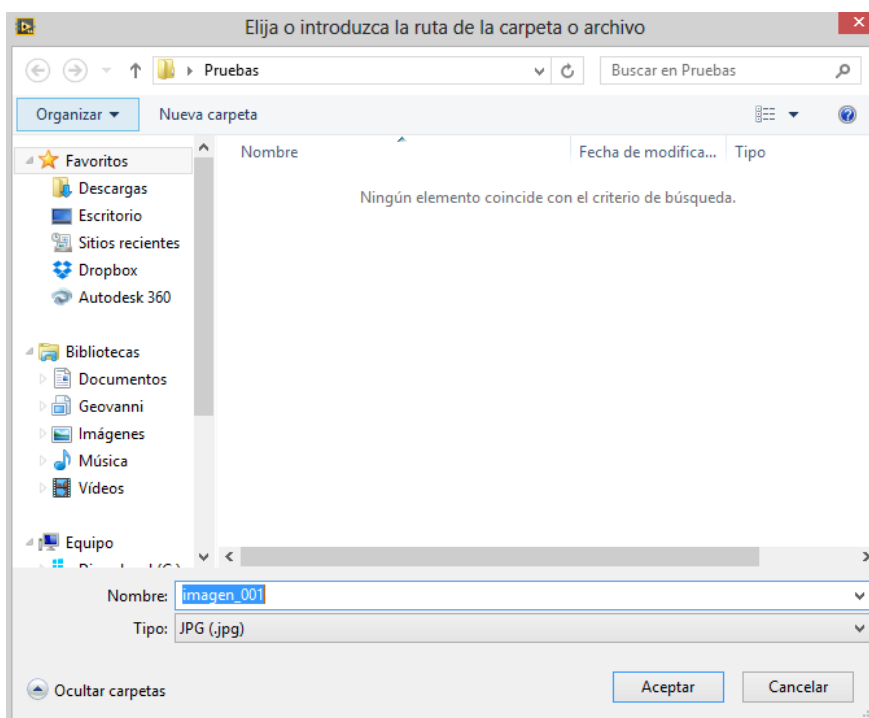
17. Una vez obtenida la señal, se procede a restringir una región de interés para realizar el análisis y se presiona el botón “Actualizar Datos”.



18. Obtenida la región de interés, se procede a presionar el botón “Analizar”, para mostrar los resultados.



19. Después se selecciona el tipo de movimiento realizado por el músculo y se presiona el botón “Almacenar”, para guardar los resultados obtenidos.
20. Si se desea guardar la imagen de la señal analizada, se presiona en el botón “Imagen” y se debe especificar la dirección donde se desea guardar la imagen.



ANEXOS

7.1 ESPECIFICACIONES DE LA TARJETA MYDAQ.

SPECIFICATIONS
NI myDAQ

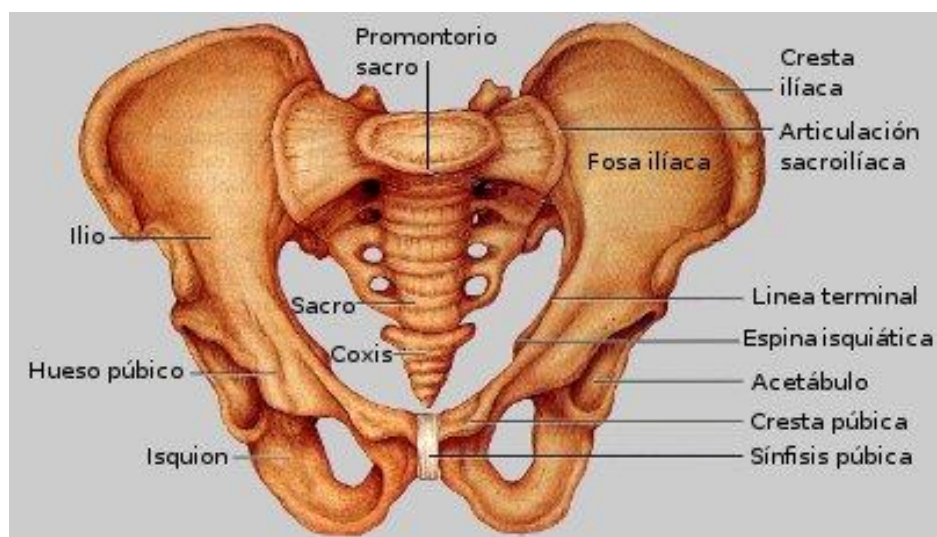
Français	Deutsch	日本語	한국어	简体中文
ni.com/manuals				

Analog Input

Number of channels	2 differential or 1 stereo audio input
ADC resolution	16 bits
Maximum sampling rate	200 kS/s
Timing accuracy	100 ppm of sample rate
Timing resolution	10 ns
Range	
Analog input	±10 V, ±2 V, DC-coupled
Audio input	±2 V, AC-coupled
Passband (-3 dB)	
Analog input	DC to 400 kHz
Audio input	1.5 Hz to 400 kHz
Connector type	
Analog input	Screw terminals
Audio input	3.5 mm stereo jack
Input type (audio input)	Line-in or microphone
Microphone excitation (audio input)	5.25 V through 10 kΩ
Absolute accuracy	

Nominal Range		Typical at 23 °C (mV)	Maximum (18 to 28 °C) (mV)
Positive Full Scale	Negative Full Scale		
10	-10	22.8	38.9
2	-2	4.9	8.6

7.2 PELVIS Y HUESO COXAL



7.3 AMPLIFICADOR OPERACIONAL LM324N



LM124-N, LM224-N
LM2902-N, LM324-N

SNOSC16D – MARCH 2000 – REVISED JANUARY 2015

LMx24-N, LM2902-N Low-Power, Quad-Operational Amplifiers

1 Features

- Internally Frequency Compensated for Unity Gain
- Large DC Voltage Gain 100 dB
- Wide Bandwidth (Unity Gain) 1 MHz (Temperature Compensated)
- Wide Power Supply Range:
 - Single Supply 3 V to 32 V
 - or Dual Supplies ± 1.5 V to ± 16 V
- Very Low Supply Current Drain (700 μ A)
—Essentially Independent of Supply Voltage
- Low Input Biasing Current 45 nA (Temperature Compensated)
- Low Input Offset Voltage 2 mV and Offset Current: 5 nA
- Input Common-Mode Voltage Range Includes Ground
- Differential Input Voltage Range Equal to the Power Supply Voltage
- Large Output Voltage Swing 0 V to $V^+ - 1.5$ V
- **Advantages:**
 - Eliminates Need for Dual Supplies
 - Four Internally Compensated Op Amps in a Single Package
 - Allows Direct Sensing Near GND and V_{OUT} also Goes to GND
 - Compatible With All Forms of Logic
 - Power Drain Suitable for Battery Operation
 - In the Linear Mode the Input Common-Mode, Voltage Range Includes Ground and the Output Voltage
 - Can Swing to Ground, Even Though Operated from Only a Single Power Supply Voltage
 - Unity Gain Cross Frequency is Temperature Compensated
 - Input Bias Current is Also Temperature Compensated

2 Applications

- Transducer Amplifiers
- DC Gain Blocks
- Conventional Op Amp Circuits

3 Description

The LM124-N series consists of four independent, high-gain, internally frequency compensated operational amplifiers designed to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split-power supplies is also possible and the low-power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

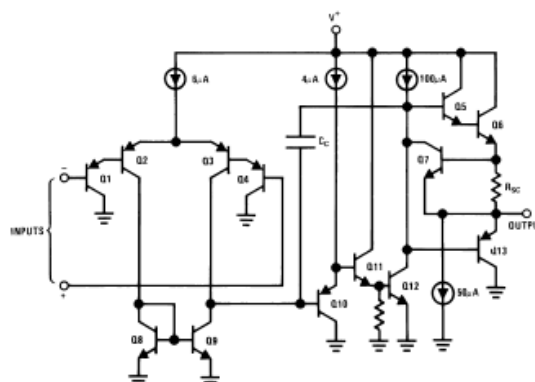
Application areas include transducer amplifiers, DC gain blocks and all the conventional op amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM124-N series can directly operate off of the standard 5-V power supply voltage which is used in digital systems and easily provides the required interface electronics without requiring the additional ± 15 V power supplies.

Device Information⁽¹⁾

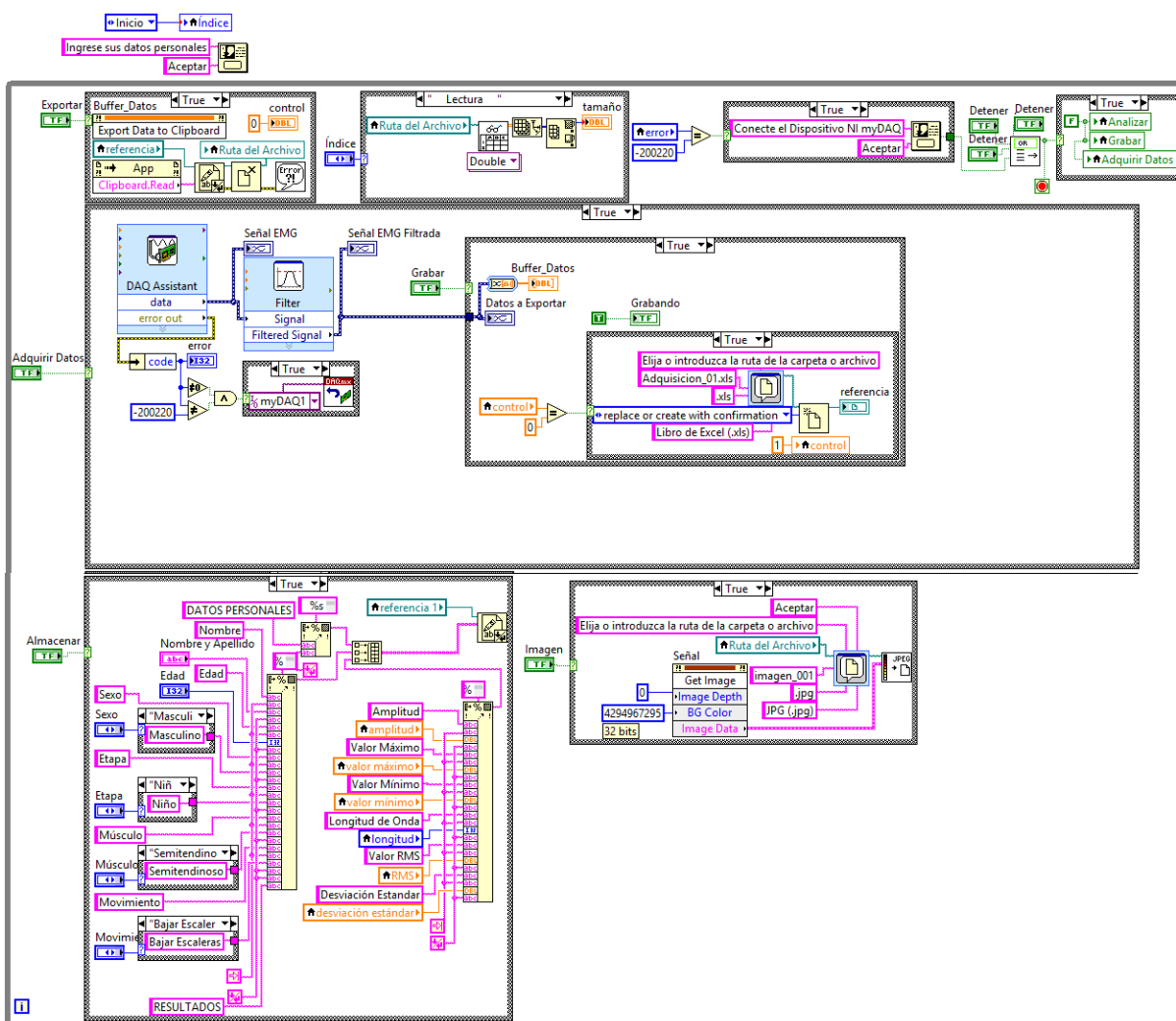
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM124-N	CDIP (14)	19.56 mm \times 6.67 mm
LM224-N		
LM324-N	CDIP (14)	19.56 mm \times 6.67 mm
	PDIP (14)	19.177 mm \times 6.35 mm
	SOIC (14)	8.65 mm \times 3.91 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm \times 4.40 mm
LM2902-N	PDIP (14)	19.177 mm \times 6.35 mm
	SOIC (14)	8.65 mm \times 3.91 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm \times 4.40 mm

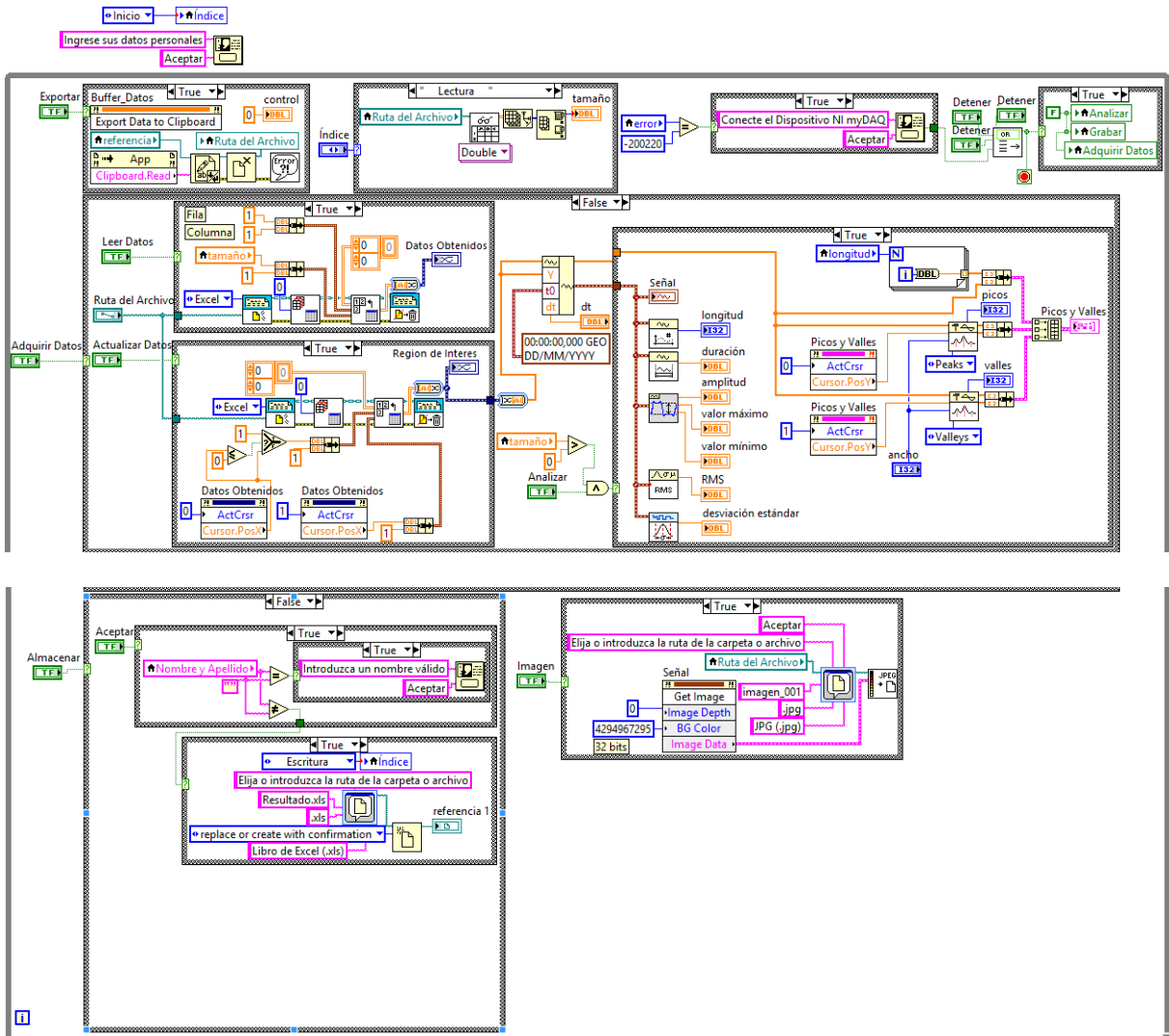
(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the datasheet.

Schematic Diagram



7.4 CÓDIGO EN LABVIEW





7.5 PANEL FRONTAL Y DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ANÁLISIS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO Y LA FRECUENCIA

