



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

ESCUELA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

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

TEMA:

**“SISTEMA PARA LA ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE
SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PARA EL ACCIONAMIENTO
DE UN TOBILLO ROBÓTICO”**

AUTOR: JUAN PABLO SANIPATÍN DÍAZ

DIRECTOR: ING. HENRY CERVANTES

IBARRA – ECUADOR

2015



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

La Universidad Técnica del Norte dentro del proyecto Repositorio Digital institucional, determino 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 pongo a disposición la siguiente información.

DATOS DEL AUTOR			
CÉDULA DE IDENTIDAD	100307401-8		
APELLIDOS Y NOMBRES	SANIPATÍN DÍAZ JUAN PABLO		
DIRECCIÓN	SAN ANTONIO, BARRIO MORAS, CALLE ALONSO TOBAR		
E-MAIL	elcorreodejuan1992@gmail.com		
TELÉFONO FIJO	2933-463	TELÉFONO MÓVIL	0989785821
DATOS DE LA OBRA			
TÍTULO	SISTEMA PARA LA ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS PARA EL ACCIONAMIENTO DE UN TOBILLO ROBÓTICO		
AUTOR	SANIPATÍN DÍAZ JUAN PABLO		
FECHA	JULIO DEL 2015		
PROGRAMA	PREGRADO		
TÍTULO POR EL QUE OPTA	INGENIERO EN MECATRÓNICA		
DIRECTOR	ING. HENRY CERVANTES		

AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

Yo, Juan Pablo Sanipatín Díaz con cédula de identidad Nro. 1003074018, 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.



.....
Firma:

Nombre: Juan Pablo Sanipatín Díaz

C.I.: 1003074018

Ibarra, Julio del 2015



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA Y CIENCIAS APLICADAS

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

Yo, Juan Pablo Sanipatín Díaz, con Cédula de identidad Nro. 1003074018, 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: Sistema para la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas para el accionamiento de un tobillo robótico, que ha sido desarrollada 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, consisting of several overlapping loops and lines, positioned above a dotted line.

.....
Firma:

Nombre: Juan Pablo Sanipatín Díaz

C.I.: 1003074018

Ibarra, Julio del 2015



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA Y CIENCIAS APLICADAS

CONSTANCIA

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la 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.

A handwritten signature in blue ink, consisting of several overlapping loops and strokes, positioned above a dotted line.

.....
Firma:

Nombre: Juan Pablo Sanipatín Díaz

C.I.: 1003074018

Ibarra, Julio del 2015



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA Y CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

En calidad de Director de Trabajo de Grado "Sistema para la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas para el accionamiento de un tobillo robótico", presentado por el señor Juan Pablo Sanipatín Díaz, para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica, certifico que el mencionado proyecto fue realizado bajo mi dirección.

A handwritten signature in blue ink, which appears to read "Henry Cervantes", is written over a horizontal dotted line.

Ing. Henry Cervantes
DIRECTOR DE TESIS



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA Y CIENCIAS APLICADAS

DECLARACIÓN

Yo, JUAN PABLO SANIPATÍN DÍAZ, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría, no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional y certifico la veracidad de las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A handwritten signature in blue ink, consisting of several overlapping loops and lines, positioned above a dotted line.

.....
Firma:

Nombre: Juan Pablo Sanipatín Díaz

C.I.: 1003074018

Ibarra, Julio del 2015



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA Y CIENCIAS APLICADAS

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios y a toda mi familia por su apoyo incondicional que me ha permitido cumplir esta meta en mi vida; por estar siempre a mi lado en los momentos que más lo necesitaba.

Agradezco a la Universidad Técnica del Norte, la Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, a todo el personal docente, quienes me han influenciado con sus conocimientos y valores; en especial al Ing. Henry Cervantes quien desde un principio confió en mí, por ser más que un docente, un amigo, quien supo brindarme su apoyo y guía en miras de culminar el presente trabajo.

Agradezco al PhD David Ojeda por toda la confianza depositada en mí y por haberme inculcado un espíritu investigativo en base a sus conocimientos y valores.

Juan Pablo Sanipatín Díaz



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA Y CIENCIAS APLICADAS

DEDICATORIA

A Dios por todas sus bendiciones, a mi padre por todos sus sacrificios que han hecho posible culminar esta meta en mi vida, a mi madre por ser el pilar fundamental de mi vida y a mi hermana por su apoyo moral.

Juan Pablo Sanipatín Díaz

RESUMEN

El presente trabajo de grado tiene como finalidad la construcción del sistema que permite la adquisición y acondicionamiento de la señal eléctrica producida por los músculos, la cual será utilizada como entrada para un sistema de control encargado de accionar a un tobillo robótico. El diseño y construcción de este sistema representa la primera etapa de un macro proyecto de investigación para el desarrollo de prótesis robóticas mioeléctricas, específicamente una prótesis de tobillo robótico para casos de amputaciones transtibiales.

El sistema mioeléctrico obtiene la señal de los músculos a partir de electrodos superficiales, esta señal es acondicionada, filtrada y amplificada utilizando componentes electrónicos básicos, hasta obtener un potencial de salida en un rango proporcional a la determinada acción muscular.

El sistema es validado en base al procesamiento de las señales registradas a través de instrumentos electrónicos seleccionados, análisis de su amplitud y análisis de su frecuencia utilizando el software computacional especializado LabVIEW.

ABSTRACT

This degree work is aimed to building the system that allows the acquisition and conditioning of the electrical signal produced by the muscles, which will be used as input for a control system to operate a robotic ankle. The design and construction of this system represents the first stage of a research project to design and build robotic myoelectric prosthesis, specifically a robotic prosthetic ankle for transtibial amputations.

The system obtains myoelectric signal of the muscles through surface electrodes, this signal is conditioned, filtered and amplified using basic electronic components to obtain a potential output proportional to the specific muscle action range.

The system is validated based on the processing of the signals recorded through selected electronic instruments, amplitude analysis and frequency analysis using National instruments' specialized software called LabVIEW.

ÍNDICE DE CONTENIDO

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN	II
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	IV
CONSTANCIA	V
CERTIFICACIÓN.....	VI
DECLARACIÓN.....	VII
AGRADECIMIENTO	VIII
DEDICATORIA	IX
RESUMEN.....	X
ABSTRACT.....	XI
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	XII
ÍNDICE DE FIGURAS	XVII
ÍNDICE DE TABLAS	XXII
ÍNDICE DE ECUACIONES	XXIV
CAPÍTULO I	1
1. GENERALIDADES.....	1
1.1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.3. OBJETIVO GENERAL	3
1.4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	3
1.5. JUSTIFICACIÓN.....	4
1.6. ALCANCE.....	4
1.7. LIMITACIONES.....	5
CAPÍTULO II	7
2. FUNDAMENTO TEÓRICO	7
2.1. ESTADO DEL ARTE	7

2.2. HISTORIA DE LA ELECTROMIOGRAFÍA.....	11
2.3. SEÑALES BIOELÉCTRICAS MUSCULARES.....	12
2.4. ELECTROMIOGRAFÍA	14
2.5. CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL EMG.....	15
2.6. FACTORES QUE AFECTAN A LA SEÑAL EMG	18
2.7. ELECTRODOS	20
2.7.1. ELECTRODOS NO INVASIVOS (SUPERFICIALES).....	20
2.7.2. ELECTRODOS INVASIVOS (DE AGUJA O ALAMBRE).....	22
2.8. RECOMENDACIONES PARA ELECTRODOS SUPERFICIALES BIPOLARES DE ELECTROMIOGRAFÍA.....	23
2.9. CONSIDERACIONES PARA SELECCIONAR EL ELECTRODO ADECUADO	24
2.10. PREPARACIÓN DE LA PIEL.....	25
2.11. DETERMINACIÓN DE LA LOCALIZACIÓN DE LOS ELECTRODOS	25
2.12. CONSIDERACIONES PARA LA ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA.....	26
2.13. TOBILLO	29
2.13.1. MOVIMIENTOS EN EL TOBILLO	29
2.14. AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL.....	31
2.15. BIOMECATRÓNICA.....	31
2.16. INSTRUMENTACIÓN.....	32
2.16.1. AMPLIFICADOR OPERACIONAL EN CONFIGURACIÓN NO INVERSORA	32
2.16.2. AMPLIFICADOR OPERACIONAL EN CONFIGURACIÓN INVERSORA... ..	33
2.16.3. AMPLIFICADOR OPERACIONAL SUMADOR	34
2.16.4. AMPLIFICADOR OPERACIONAL DIFERENCIAL.....	35
2.16.5. AMPLIFICADOR OPERACIONAL INTEGRADOR.....	36
2.16.6. RECTIFICADOR DE ONDA COMPLETA	37
2.16.7. AMPLIFICADOR OPERACIONAL DE INSTRUMENTACIÓN.....	38
2.17. INSTRUMENTOS Y ELEMENTOS REQUERIDOS.....	39
2.17.1. NI MYRIO.....	39
2.17.2. LABVIEW 2014	40

2.17.3. OSCILOSCOPIO BK PRECISION 2534	40
2.17.4. OSCILOSCOPIO VIRTUAL PARA NI MYRIO	41
2.17.5. TRANSFORMADA RÁPIDA DE FOURIER	41
2.17.6. MULTISIM 13.0 Y ULTIBOARD 13.0	42
CAPÍTULO III	43
3. METODOLÓGICA DE LA INVESTIGACIÓN	43
3.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN	43
3.2. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	44
CAPÍTULO IV	53
4. DISEÑO, SIMULACIÓN Y CONSTRUCCIÓN	53
4.1. DISEÑO DEL SISTEMA	53
4.1.1. ETAPA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EMG	53
4.1.1.1. SELECCIÓN DEL ELECTRODO	54
4.1.1.2. SELECCIÓN DEL CABLE DE CONEXIÓN	56
4.1.1.3. SELECCIÓN DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN.....	56
4.1.1.4. DISEÑO DE CIRCUITOS UTILIZADOS EN LA ETAPA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EMG.....	58
4.1.2. ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL EMG	65
4.1.2.1. SELECCIÓN DEL AMPLIFICADOR OPERACIONAL.....	66
4.1.2.2. SELECCIÓN DEL TIPO RESPUESTA DE LOS FILTROS ANÁLOGOS	67
4.1.2.3. FILTRO PASA BAJAS DE SEXTO ORDEN	71
4.1.2.4. FILTRO PASA ALTAS DE SEXTO ORDEN	76
4.1.2.5. FILTRO RECHAZA BANDAS	80
4.1.2.6. AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL SEMG FILTRADA	84
4.1.2.7. RECTIFICACIÓN DE ONDA COMPLETA	86
4.1.2.8. AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL SEMG RECTIFICADA.....	90
4.2. SIMULACIÓN DEL SISTEMA.....	91
4.2.1. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN.....	91
4.2.2. FILTROS UTILIZADOS EN EL SISTEMA SEMG	92

4.2.3. AMPLIFICADORES EN CONFIGURACIÓN NO INVERSORA.....	96
4.2.4. RECTIFICACIÓN Y ALISADO DE LA SEÑAL EMG	97
4.2.5.SIMULACIÓN DE TODAS LAS ETAPAS CONSTITUYENTES DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE SEMG	98
4.3. CONSTRUCCIÓN.....	98
4.3.1. HUELLAS DE LOS COMPONENTES ELECTRÓNICOS UTILIZADOS ...	99
4.3.2. ELEMENTOS ELECTRÓNICOS REQUERIDOS.....	99
4.3.3. TARJETA DE CIRCUITO IMPRESO	100
CAPÍTULO V	101
5. REGISTRO DE DATOS, PRUEBAS Y RESULTADOS.....	101
5.1.REGISTRO DE DATOS.....	101
5.1.1. SELECCIÓN DE LOS MÚSCULOS DE LA PARTE INFERIOR DE LA PIERNA	101
5.1.1.1. MÚSCULOS QUE INTERVIENEN EN EL MOVIMIENTO DEL TOBILLO.	101
5.1.1.2. CRITERIOS DE SELECCIÓN.....	102
5.1.1.3. SELECCIÓN	103
5.1.2. PROCEDIMIENTO PARA EL REGISTRO Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL SEMG	103
5.1.2.1. ETAPA INICIAL.....	104
5.1.2.2. ETAPA DE REGISTRO.....	106
5.1.2.3. ETAPA DE PROCESADO.....	107
5.2.PRUEBAS	107
5.3.RESULTADOS	108
5.3.1. GASTROCNEMIO MEDIAL	108
5.3.2. GASTROCNEMIO LATERAL.....	111
5.3.3. TIBIAL ANTERIOR.....	113
5.3.4. SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO SEMG VS MUSCLE SENSOR V3	116
CAPÍTULO VI	119

	XVI
6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	119
6.1.CONCLUSIONES.....	119
6.2.RECOMENDACIONES	120
6.3.BIBLIOGRAFÍA	121
ANEXOS.....	131
ANEXO I MANUAL DE OPERACIÓN.....	132
ANEXO II TARJETA PCB DEL SISTEMA SEMG	136
ANEXO III PLANOS ELECTRÓNICOS DEL SISTEMA SEMG	137
ANEXO IV PROGRAMACIÓN LABVIEW	143
ANEXO V PROGRAMACIÓN MATLAB (FILTROS)	144
ANEXO VI COEFICIENTES PARA EL DISEÑO DE FILTROS BUTTERWORTH..	146
ANEXO VII HOJA DE DATOS DE RESISTENCIAS DE ¼ WATT	147
ANEXO VIII HOJA DE DATOS DE CONDENSADORES CERÁMICOS.....	148
ANEXO IX HOJA DE DATOS DE POTENCIÓMETRO TRIMMER.....	150
ANEXO X CATÁLOGO DE CONECTORES DE AUDIO.....	151
ANEXO XI ELEMENTOS ELECTRÓNICOS REQUERIDOS.....	152
ANEXO XII FOTOS.....	153

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 2.1. Crecimiento en el número de publicaciones relacionadas con EMG desde mediados de los años 1940s.	7
FIGURA 2.2. Implementación del circuito de detección en el control de prótesis de mano.....	9
FIGURA 2.3. Prototipo implantable utilizado para la validación preliminar del estudio.....	10
FIGURA 2.4. Adquisición EMG con el electrodo Vampire-Bat y tecnología ZigBee.	11
FIGURA 2.5. Elementos constituyentes de una unidad motora.....	13
FIGURA 2.6. Curso temporal del potencial de acción de la fibra muscular.	13
FIGURA 2.7. Suma algebraica de todos los potenciales de acción de las unidades motoras.....	15
FIGURA 2.8. Efectos del músculo en la relación señal SEMG – fuerza.....	15
FIGURA 2.9. Curva tensión – longitud para un músculo aislado.....	16
FIGURA 2.10. Espectro de frecuencias de una señal electromiográfica obtenida mediante la transformada de Fourier.....	17
FIGURA 2.11. Representación esquemática del espectro de una señal típica de SEMG.	17
FIGURA 2.12. Factores que afectan a la señal SEMG en un sistema con amplificadores diferenciales.....	20
FIGURA 2.13. Electrodo superficial pasivo.....	21
FIGURA 2.14. Electrodo superficial activo.....	21
FIGURA 2.15. Interface electrodo - electrolito	22
FIGURA 2.16. Diagrama de bloques con las principales etapas en el procedimiento de adquisición de la señal.	26
FIGURA 2.17. Movimientos en el tobillo.....	30
FIGURA 2.18. Rangos angulares de movimiento en el tobillo.....	30
FIGURA 2.19. Terminales básicos de un amplificador operacional.....	32
FIGURA 2.20. Amplificador operacional no inversor básico.	33
FIGURA 2.21. Amplificador operacional inversor básico.....	34

FIGURA 2.22. Amplificador operacional sumador básico.....	35
FIGURA 2.23. Amplificador operacional diferencial básico.	36
FIGURA 2.24. Amplificador operacional integrador básico.....	36
FIGURA 2.25. Amplificador operacional como rectificador de onda completa. ..	37
FIGURA 2.26. Amplificador operacional de instrumentación.....	38
FIGURA 2.27. Principales componentes del hardware embebido NI MyRIO.	40
FIGURA 2.28. Principales componentes del osciloscopio digital BK Precision 2534.....	41
FIGURA 3.1. Diagrama de bloques del Sistema de adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas.....	50
FIGURA 3.2. Actividades requeridas para el cumplimiento de los objetivos planteados en la investigación.....	51
FIGURA 4.1. Electrodo DORMO SX - 30 ECG utilizado.....	56
FIGURA 4.2. Cable utilizado en el sistema EMG.	56
FIGURA 4.3. Terminales básicos del amplificador de instrumentación AD620. .	58
FIGURA 4.4. Configuración interna del amplificador de instrumentación AD620.	59
FIGURA 4.5. Circuito para monitoreo médico de ECG (driver de pierna derecha).	61
FIGURA 4.6. Circuito de pierna derecha utilizado en EMG.	61
FIGURA 4.7. Circuito de acoplamiento de AC.....	62
FIGURA 4.8. Filtro atenuador de radio frecuencias.....	64
FIGURA 4.9. Condensadores de derivación.....	64
FIGURA 4.10. Amplificador no inversor en la etapa de adquisición.	65
FIGURA 4.11. Terminales básicos del amplificador operacional LM324N.	67
FIGURA 4.12. Respuesta de amplitud de filtros Butterworth pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].	68
FIGURA 4.13. Respuesta de fase de filtros Butterworth pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].	68
FIGURA 4.14. Respuesta de amplitud de filtros Chebyshev pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].	69
FIGURA 4.15. Respuesta de fase de filtros Chebyshev pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].	69

FIGURA 4.16. Respuesta de amplitud de filtros Bessel pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].	70
FIGURA 4.17. Respuesta de fase de filtros Bessel pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].	70
FIGURA 4.18. Comparativa de las respuestas de amplitud de filtros Butterworth, Chebyshev y Bessel de 6° orden pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].	70
FIGURA 4.19. Filtro Butterworth pasa bajas de sexto orden con ganancia unitaria.	75
FIGURA 4.20. Respuesta de amplitud y fase adquirida en Matlab en base a la función de transferencia del filtro pasa bajas diseñado.	76
FIGURA 4.21. Filtro Butterworth pasa altas de sexto orden con ganancia unitaria.	79
FIGURA 4.22. Respuesta de amplitud y fase adquirida en Matlab en base a la función de transferencia del filtro pasa bajas diseñado.	80
FIGURA 4.23. Filtro rechaza bandas Twin-T de segundo orden.	83
FIGURA 4.24. Respuesta de amplitud y fase adquirida en Matlab en base a la función de transferencia del filtro rechaza bandas.	84
FIGURA 4.25. Amplificador no inversor en la etapa de filtrado.	85
FIGURA 4.26. Interferencia de 60 [Hz].	85
FIGURA 4.27. Esquema simplificado del diodo 1N4148 (SOD27; DO - 35) y símbolo.	86
FIGURA 4.28. Rectificador de onda completa de precisión implementado.	87
FIGURA 4.29. Filtro inversor pasa bajas de primer orden (alisado de la señal SEMG rectificadas).	89
FIGURA 4.30. Amplificador no inversor en la etapa de rectificación.	91
FIGURA 4.31. Señal EMG simulada y adquirida con una ganancia de aproximadamente 132 veces la señal original.	92
FIGURA 4.32. Respuesta de amplitud y fase adquirida en Matlab en base a la función de transferencia de todos los filtros diseñados para el sistema.	93
FIGURA 4.33. Amplitud de entrada y amplitud de salida del filtro pasa bajas de sexto orden de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de aproximadamente 500 [Hz].	93

FIGURA 4.34. Retardo de grupo del filtro pasa bajas de sexto orden de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de aproximadamente 500 [Hz] generado por el software FilterPro de Texas Instruments.....	94
FIGURA 4.35. Amplitud de entrada y amplitud de salida del filtro pasa altas de sexto orden de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de aproximadamente 20 [Hz].	94
FIGURA 4.36. Retardo de grupo del filtro pasa altas de sexto orden de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de aproximadamente 20 [Hz] generado por el software FilterPro de Texas Instruments.	95
FIGURA 4.37. Amplitud de entrada y amplitud de salida del filtro rechaza bandas de cuarto orden con ganancia 4 con una frecuencia media de aproximadamente 60 [Hz].	95
FIGURA 4.38. Retardo de grupo del filtro rechaza bandas de cuarto orden con ganancia 4 con una frecuencia media de aproximadamente 60 [Hz] generado por el software FilterPro de Texas Instruments.....	96
FIGURA 4.39. Amplitud de entrada y amplitud de salida de los AO en configuración no inversora utilizados a la salida de la etapa de adquisición y a la salida de la etapa de filtrado con una ganancia de 11.....	96
FIGURA 4.40. Amplitud de entrada y amplitud de salida del AO en configuración no inversora utilizado a la salida de la etapa de rectificación con una ganancia regulable de $1 \leq G \leq 5,25$	97
FIGURA 4.41. Simulación de la rectificación y alisado de una señal de entrada de 10 [mV] a 60 [Hz]......	97
FIGURA 4.42. Potenciales generados en puntos específicos de la simulación completa del sistema.	98
FIGURA 4.43. Proyección 3D de la vista superior de la placa PCB con las etapas de adquisición, filtrado y rectificación de la señal SEMG.....	100
FIGURA 4.44. Proyección 3D de la vista inferior de la placa PCB con las etapas de adquisición, filtrado y rectificación de la señal SEMG.....	100
FIGURA 5.1. Músculos seleccionados para el registro de datos.....	103
FIGURA 5.2. Ubicación 1 de los electrodos para los músculos seleccionados.	105
FIGURA 5.3. Ubicación 2 de los electrodos para los músculos seleccionados.	105
FIGURA 5.4. Pruebas preliminares de funcionamiento de sistema SEMG.	107

FIGURA 5.5. Registros de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio medial.	108
FIGURA 5.6. Procesado de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.	108
FIGURA 5.7. Análisis de amplitud de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.....	109
FIGURA 5.8. Análisis de frecuencia de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.....	110
FIGURA 5.9. Registros de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio lateral.....	111
FIGURA 5.10. Procesado de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio lateral.....	111
FIGURA 5.11. Análisis de amplitud de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio lateral.....	112
FIGURA 5.12. Análisis de frecuencia de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio lateral.....	113
FIGURA 5.13. Registros de la señal SEMG proveniente del músculo tibial anterior.	113
FIGURA 5.14. Procesado de la señal SEMG registrada en el músculo tibial anterior.....	114
FIGURA 5.15. Análisis de amplitud de la señal SEMG registrada en el músculo tibial anterior.	115
FIGURA 5.16. Análisis de frecuencia de la señal SEMG registrada en el músculo tibial anterior.	115
FIGURA 5.17. Señal de salida rectificadora con ganancia mínima proporcional a la contracción muscular.	117
FIGURA 5.18. Señal de salida rectificadora con ganancia máxima proporcional a la contracción muscular.	117

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 2.1. Algunos de los campos y áreas de aplicación actuales para la SEMG.	14
TABLA 2.2. Tipos de contracciones musculares.....	16
TABLA 2.3. Factores que afectan a la señal SEMG	18
TABLA 2.4. Consideraciones para seleccionar el electrodo adecuado.....	24
TABLA 2.5. Especificaciones mínimas recomendadas para un amplificador de SEMG.	29
TABLA 2.6. Movimientos angulares máximos y mínimos para el tobillo.	30
TABLA 4.1. Electrodo utilizados en electromiografía.	54
TABLA 4.2. Tabla comparativa con las características relevantes para SEMG de los amplificadores de instrumentación AD620 e INA128.	57
TABLA 4.3. Principales características de los amplificadores de propósito general: LM324N y TL084.	66
TABLA 4.4. Huellas utilizadas para los elementos en el diseño de las tarjetas PCB.	99
TABLA 5.1. Músculos que intervienen en los movimientos del tobillo.	102
TABLA 5.2. Procedimiento 1 para la colocación de los electrodos.	104
TABLA 5.3. Procedimiento 2 para la colocación de los electrodos.	105
TABLA 5.4. Test clínicos para adquirir la contracción máxima voluntaria de los músculos seleccionados.	106
TABLA 5.5. Características de la señal SEMG real promedio del músculo gastrocnemio medial.....	109
TABLA 5.6. Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo gastrocnemio medial.....	109
TABLA 5.7. Características de la señal SEMG rectificadas y suavizadas provenientes del músculo gastrocnemio medial.....	110
TABLA 5.8. Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio medial.	110
TABLA 5.9. Características de la señal SEMG real promedio del músculo gastrocnemio lateral.....	111

TABLA 5.10. Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo gastrocnemio lateral.	112
TABLA 5.11. Características de la señal SEMG rectificada y suavizada proveniente del músculo gastrocnemio lateral.....	112
TABLA 5.12. Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio lateral.....	113
TABLA 5.13. Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo tibial anterior.	114
TABLA 5.14. Características de la señal SEMG real promedio del músculo tibial anterior.....	114
TABLA 5.15. Características de la señal SEMG rectificada y suavizada proveniente del músculo tibial anterior.....	115
TABLA 5.16. Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo tibial anterior.....	116
TABLA 5.17. Comparativa de las características de las señales SEMG.	116
TABLA 5.18. Comparativa entre las principales características de las señales SEMG de los músculos seleccionados.....	117

ÍNDICE DE ECUACIONES

ECUACIÓN 2.1. Voltaje de salida para un amplificador operacional no inversor.	33
ECUACIÓN 2.2. Ganancia para un amplificador operacional no inversor.	33
ECUACIÓN 2.3. Voltaje de salida para un amplificador operacional inversor.	34
ECUACIÓN 2.4. Ganancia para un amplificador operacional inversor.	34
ECUACIÓN 2.5. Voltaje de salida para un amplificador operacional sumador. ...	34
ECUACIÓN 2.6. Relación entre las resistencias para un amplificador operacional diferencial.	35
ECUACIÓN 2.7. Voltaje de salida para un amplificador operacional diferencial.	35
ECUACIÓN 2.8. Voltaje de salida para un amplificador operacional integrador.	37
ECUACIÓN 2.9. Cálculo 1 del voltaje de salida para un amplificador operacional de instrumentación.	39
ECUACIÓN 2.10. Cálculo 2 del voltaje de salida para un amplificador operacional de instrumentación.	39
ECUACIÓN 2.11. Ecuación para el cálculo de la transformada rápida de Fourier.	42
ECUACIÓN 4.1. Ganancia para el amplificador de instrumentación AD620.	59
ECUACIÓN 4.2. Voltaje de pre amplificación V_A en función de los voltajes de entrada V_1 y V_2 en un amplificador de instrumentación.	60
ECUACIÓN 4.3. Voltaje de pre amplificación V_B en función de los voltajes de entrada V_1 y V_2 en un amplificador de instrumentación.	60
ECUACIÓN 4.4. Voltaje de salida V_o en función de voltajes de pre amplificación V_A y V_B en un amplificador de instrumentación.	60
ECUACIÓN 4.5. Voltaje de salida V_o en función de voltajes de pre amplificación V_A y V_B simplificado para valores de resistencias iguales en un amplificador de instrumentación.	60
ECUACIÓN 4.6. Función de transferencia del amplificador de instrumentación AD620.	60
ECUACIÓN 4.7. Cálculo para el circuito de acoplamiento AC.	62
ECUACIÓN 4.8. Ancho de banda diferencial para un filtro RF.	63

ECUACIÓN 4.9. Ancho de banda común para un filtro RF.	63
ECUACIÓN 4.10. Función de transferencia de un amplificador operacional no inversor.	65
ECUACIÓN 4.11. Cálculo de resistencias para un filtro pasa bajas.	72
ECUACIÓN 4.12. Condición para seleccionar el valor de los condensadores de un filtro pasa bajas.	72
ECUACIÓN 4.13. Coeficiente a_1 para un filtro pasa bajas.	73
ECUACIÓN 4.14. Coeficiente b_1 para un filtro pasa bajas.	73
ECUACIÓN 4.15. Factor de calidad de un filtro pasa bajas y de un filtro pasa altas.	73
ECUACIÓN 4.16. Función de transferencia para un filtro pasa bajas de segundo orden.	75
ECUACIÓN 4.17. Cálculo de resistencia R_1 para un filtro pasa altas.	77
ECUACIÓN 4.18. Cálculo de resistencia R_2 para un filtro pasa altas.	77
ECUACIÓN 4.19. Coeficiente a_1 para un filtro pasa altas.	77
ECUACIÓN 4.20. Coeficiente b_1 para un filtro pasa altas.	77
ECUACIÓN 4.21. Función de transferencia para un filtro pasa altas de segundo orden.	79
ECUACIÓN 4.22. Cálculo de la frecuencia media para un filtro rechaza bandas.	81
ECUACIÓN 4.23. Cálculo de la ganancia para un filtro rechaza bandas.	81
ECUACIÓN 4.24. Cálculo de la calidad de rechazo para un filtro rechaza bandas.	81
ECUACIÓN 4.25. Cálculo de R_2 estableciendo la ganancia de la frecuencia media para un filtro rechaza bandas.	82
ECUACIÓN 4.26. Cálculo de R_2 estableciendo una calidad de rechazo específica para un filtro rechaza bandas.	82
ECUACIÓN 4.27. Función de transferencia para un filtro rechaza bandas de segundo orden.	83
ECUACIÓN 4.28. Función de transferencia del rectificador de onda completa para valores negativos de la entrada.	87
ECUACIÓN 4.29. Función de transferencia del rectificador de onda completa para valores negativos de la entrada.	87

ECUACIÓN 4.30. Condición 1 para el funcionamiento del rectificador de onda completa.	88
ECUACIÓN 4.31. Condición 2 para el funcionamiento del rectificador de onda completa.	88
ECUACIÓN 4.32. Voltaje de rizado máximo del circuito de alisado.	89
ECUACIÓN 4.33. Corriente máxima del circuito de alisado.	89
ECUACIÓN 4.34. Función de transferencia para el circuito de alisado.	90

CAPÍTULO I

1. GENERALIDADES

En este Capítulo, en primera instancia se introduce el concepto de Biomecatrónica y su aplicación para la actual investigación; se plantea la situación problemática actual, para la cual se establecen objetivos que permiten solucionar el problema; se argumenta los motivos de la investigación y se delimita la investigación estableciendo su alcance y sus limitaciones.

1.1. INTRODUCCIÓN

La contracción de una fibra muscular genera un potencial de acción o impulso eléctrico. Su utilización, conjuntamente con dispositivos electrónicos y mecánicos conforman un sistema integrado en el área de “Biomecatrónica”. Recientemente, la utilización de sistemas de adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas estaban dedicados específicamente a investigaciones médicas de rehabilitación, ergonomía, ciencia del deporte, entre otras (Konrad, 2005); sin embargo, con el auge de la utilización de estos sistemas en los campos de la Biomecatrónica y sistemas computacionales se ha logrado integrar en muchos de los dispositivos de última generación, tal es el caso de prótesis robóticas mioeléctricas (Pinwei, 2010) (Zhang & Luan, 2007), dispositivos de control inalámbricos para mecanismos en la industria (Kobayashi, 2013), dispositivos de entrada para computadores y consolas de video juegos (Greene, 2009), etc.

1.2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Según el Informe mundial sobre la discapacidad publicado por la Organización Mundial de la Salud (OMS); se estima que más de mil millones de personas viven con algún tipo de discapacidad; o sea, alrededor del 15% de la población mundial, esta cifra es superior a las estimaciones previas de la Organización Mundial de la Salud, correspondientes a los años 1970, que eran de aproximadamente un 10%; lo que indica que el número de personas con discapacidad está creciendo (Organización Mundial de la Salud, 2011).

De acuerdo con el Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades del Ecuador (CONADIS), en Ecuador, aproximadamente 397233 personas tienen algún tipo de discapacidad y aproximadamente 193905 personas tiene algún tipo de discapacidad física en todo el país. De estas cifras 4620 personas tienen discapacidad física en la provincia de Imbabura (Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades, 2014).

En la Facultad de Ciencias de la Salud específicamente en la Carrera de Terapia Física de la Universidad Técnica del Norte (UTN), existen estudios e investigaciones que han determinado que en la Provincia de Imbabura existe un elevado número de personas con discapacidad y dentro de las discapacidades físicas el caso más común de amputación es la amputación transtibial (Dávila , 2013) (Cevallos & Hidrobo, 2013).

En la Constitución vigente del Ecuador dentro del Plan Nacional del Buen Vivir (Objetivo 3); figuran políticas que identifican a las personas con discapacidad como un grupo de atención prioritaria, incluyendo políticas de inclusión y equidad social, laboral, educación, rehabilitación, entre otras (Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo, 2013).

La inserción social, productiva y laboral de las personas con discapacidad no es solo preocupación del Gobierno, sino también de otros sectores del país, por ejemplo las Universidades. Se busca poner en práctica conocimientos adquiridos en la aplicación de nuevas herramientas, en este caso prótesis robóticas, que sirvan de apoyo a los discapacitados utilizando las señales eléctricas producidas por los músculos remanentes de la lesión. Estas señales son usadas como base de prótesis mecanizadas y computarizadas permitiendo entregar a las personas que carecen de una de sus extremidades un beneficio social que le permita la autonomía personal y el acceso a la salud, educación, trabajo, recreación, deportes, etc.

En el desarrollo de prótesis robóticas, en general, es necesario e indispensable hacer uso de la electromiografía (evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos). Este tipo de prótesis requieren la disposición de estas señales en tiempo real y en un rango utilizable para que puedan ser controladas

eficaz y eficientemente; así como también, se requiere entrenar a la persona para la cual se está desarrollando la prótesis.

En el Ecuador, el desarrollo de sistemas electromiográficos es dependiente de la tecnología extranjera. La inexistencia de una amplia variedad de sensores disponibles en el país, para este tipo de aplicaciones, dificulta el diseño y construcción de posibles prótesis robóticas; por lo que es necesario, buscar en el mercado internacional sensores y dispositivos que se adapten a los requerimientos de un sistema en desarrollo.

La falta de creación de tecnología nacional genera un impedimento en el desarrollo de dispositivos tecnológicos en el país, este impedimento evita la solución de la problemática que representa la inserción social de las personas con discapacidad y con miembros amputados. Las prótesis actuales plantean soluciones que presentan limitadas expectativas en lo que a estética personal y funcionalidad se refiere. La utilización de prótesis mioeléctricas será una solución integral y definitiva a diferencia de las prótesis existentes en la actualidad.

Con la fabricación de este dispositivo, que permite la adquisición y acondicionamiento de la señal electromiográfica, se busca eliminar muchos de los problemas que se presentan al momento de realizar prótesis inteligentes y otros dispositivos, que basen su funcionamiento en las señales eléctricas musculares.

1.3. OBJETIVO GENERAL

- Construir un sistema para la adquisición y acondicionamiento de la señal electromiográfica para el accionamiento de un tobillo robótico.

1.4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Seleccionar el tipo de electrodo que facilite la obtención de la actividad eléctrica del músculo.
- Diseñar el sistema para la obtención y acondicionamiento de las señales eléctricas.
- Seleccionar los componentes electrónicos existentes en el mercado.

- Simular el esquema eléctrico y/o electrónico del sistema haciendo uso de un programa computacional.
- Construir el dispositivo electromiográfico.
- Probar el dispositivo en un paciente sano.

1.5. JUSTIFICACIÓN

La investigación para el desarrollo y fabricación de tecnología nacional potenciaría las capacidades internas del país fortaleciendo ámbitos como el social y tecnológico. Esta investigación brindará datos e información como base para nuevas investigaciones contribuyendo a la transferencia tecnológica para el crecimiento endógeno del país.

Con el desarrollo del sistema que se presenta como trabajo de grado se iniciaría una línea de investigación con el fin de aportar en la solución de los problemas actuales que se presentan en la movilidad de las personas con amputación transtibial.

El registro de la actividad eléctrica por el sistema en cuestión establecería bases para posteriores proyectos orientados al desarrollo de prótesis robóticas inteligentes; las cuales se están ejecutando como líneas de investigación en la Facultad de Ingeniería de Ciencias Aplicadas de la Universidad Técnica del Norte.

1.6. ALCANCE

En el presente trabajo de grado, se diseña e implementa un sistema electrónico capaz de adquirir y acondicionar las señales eléctricas producidas en tiempo real por los músculos que generan el movimiento del tobillo, censados por medio de electrodos electromiográficos; con el fin de que dichas señales se encuentren en un rango estándar para acoplar a cualquier mecanismo de prótesis electrónicas para personas que han sufrido amputaciones transtibiales. Las pruebas del sistema en cuestión serán realizadas por una persona sana sin ningún tipo de discapacidad con el objetivo de calibrar el sistema y desarrollar el posterior manual del sistema.

1.7.LIMITACIONES

El dispositivo permite obtener la señal mioeléctrica de la acción de un solo músculo, para la determinación del músculo del cual se obtendrá la señal se realizarán gráficas y tablas comparativas con la respuesta adquirida en base a pruebas experimentales de los músculos que inciden en el movimiento del tobillo. El sistema posee una salida ajustable; esta salida ajustable permite regular el rango de voltaje de salida; su valor por defecto será establecido en un rango estándar de uso.

CAPÍTULO II

2. FUNDAMENTO TEÓRICO

En este Capítulo, se establece todas las bases teóricas requeridas para el diseño y construcción del sistema de adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas de la presente investigación.

2.1. ESTADO DEL ARTE

El primer dispositivo que se utilizó como una “interfaz mioeléctrica” para el mando de un dispositivo de prótesis robótica fue desarrollado en 1960 en la Unión Soviética, hoy conocida como Rusia por N. Kobrinsky, M. Breydo, B. Gurfinkel, A. Sysin, and J. Jacobson. (Basmajian & De Luca, 1985) (De Luca, 2006). Investigaciones relacionadas con el uso y aplicación de la electromiografía son relativamente nuevas; la Figura 2.1 presenta el número de publicaciones relacionadas y el año de publicación. Se puede observar que con el avance de los años el número de publicaciones va en aumento.

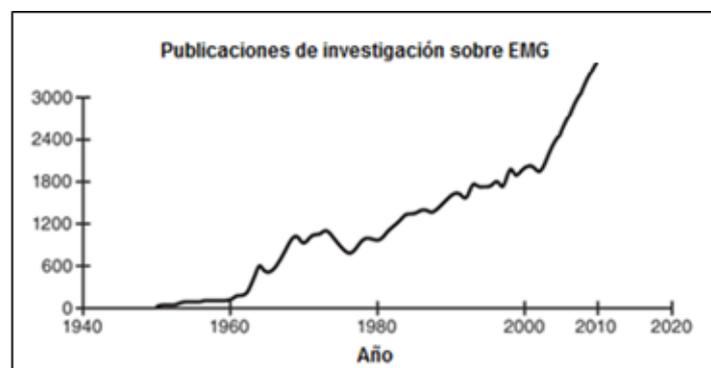


FIGURA 2.1. Crecimiento en el número de publicaciones relacionadas con EMG desde mediados de los años 1940s.

Fuente: (Kamen & Gabriel, 2010)

El “Estudio sobre la tecnología de medición y procesamiento de electromiografía” desarrollado por Zhang Xiaodong y Luan Haojie de la Universidad Politécnica del Noroeste de Xi’an, China, detalla el diseño completo de un sistema de medida electromiográfico; este sistema presenta una etapa de amplificación inicial, filtrado paso bajo de 300 [Hz], una nueva etapa de amplificación y un filtro elimina banda de 60 [Hz], una conversión análoga digital y el procesamiento final en el

computador, además se presenta la aplicación del sistema en una mano virtual programada con una herramienta computacional (Zhang & Luan, 2007).

En lo que a electromiografía se refiere en la Quinta Conferencia Internacional de Latino América y El Caribe para Ingeniería y Tecnología (LACCEI) realizada desde el 29 de mayo hasta el 1 de junio del 2007 en Tampico, México se publicó la investigación “Diseño y construcción de un sistema de adquisición y visualización de señales electromiográficas” por Jaime F. Delgado Saa, Erick Vallejo y Jaime Torres de la Universidad del Norte, Barranquilla, Colombia. El sistema desarrollado adquiere la señal de forma diferencial mediante tres electrodos, la primera etapa es la encargada de elevar la amplitud y con un sistema de acople de AC elimina la banda de los 0 [Hz] a 20 [Hz], posteriormente la señal es filtrada con un filtro de octavo orden tipo Butterworth con el objetivo de eliminar componentes de alta frecuencia que no son de interés, finalmente la señal es nuevamente amplificada para poder ser utilizada en un conversor análogo digital (Delgado, et al., 2007).

En el año 2009 Microsoft patentó un sensor para reemplazar el uso del mouse, teclado y pantallas táctiles; la “interfaz controlada por músculos” basa su funcionamiento en los gestos o movimientos que realiza la persona con los brazos (manos libres); este sensor cuenta con varios electrodos colocados alrededor del brazo y dependiendo de la combinación de sus respuestas se representa un gesto o movimiento determinado (Greene, 2009).

Publicado en el año 2010 en la Conferencia Internacional Futura Tecnología de la Información e Ingeniería de Gestión (FITME), el artículo “Diseño de circuito de detección de electromiografía superficial”, cuya implementación se muestra en la figura (Véase Figura 2.2); presenta el análisis de las características de un modelo de electromiografía superficial SEMG y un circuito de detección con alta relación de rechazo de modo común (CMRR), incluyendo aislamiento de señal de corriente continua (DC), un circuito de pre amplificación, un filtro elimina bandas de 50 [Hz] y filtrado de paso bajas y pasa altas (Pinwei, 2010).

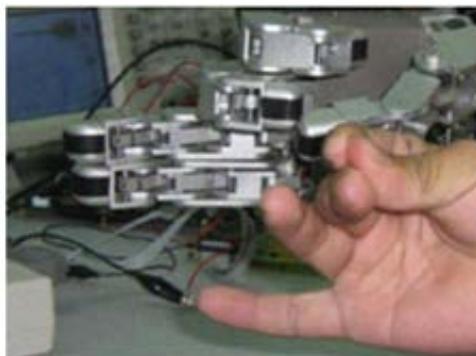


FIGURA 2.2. Implementación del circuito de detección en el control de prótesis de mano.

Fuente: (Pinwei, 2010)

Publicado Para el 10° Congreso Nacional de Mecatrónica en el año 2011 en Puerto Vallarta, Jalisco, el artículo de investigación “Detección y Acondicionamiento de Señales Mieléctricas” por Ramiro Ramos Mario, Vergara Betancourt Ángel, Vázquez Gerónimo Gustavo, Hernández García Edgar y Juárez Ramiro Luis, presenta el diseño y construcción de una tarjeta electrónica para la adquisición de las señales mioeléctricas generadas por los músculos de los brazos para controlar dispositivos electro - mecánicos; además muestra un panorama con las posibles aplicaciones de la tarjeta en el campo de la ingeniería. Las etapas de las que está compuesto el sistema son: pre amplificación con amplificadores de instrumentación, un filtro pasa bajas y rechaza bandas activo y un filtro pasa altas pasivo, una nueva amplificación y filtrado, conversión análogo – digital (A/D), etapa de potencia utilizando relés y transistores de potencia y finalmente el actuador (Ramiro, et al., 2011).

En el 18° Congreso Argentino de Bioingeniería y las VII Jornadas de Ingeniería Clínica, SABI - 2011, realizado en el Mar del Plata del 28 al 30 de septiembre de 2011 fue publicado el artículo “Sistema de adquisición y visualización de señales mioeléctricas” cuyos autores son Matías N López, Víctor Toranzos y Oscar G Lombardero; se presenta el diseño y construcción de un sistema básico que detecta, adquiere y acondiciona la señales mioeléctricas superficiales además de la transmisión de las mismas a una PC para su procesamiento en el software Matlab. La adquisición del sistema está restringida al rango de frecuencias de 20 - 400 [Hz], CMRR de 86 [dB], amplitud de 0,1 [mV] a 5 [mV] con una ganancia máxima de 2541 veces; mientras que para la visualización se utiliza una resolución

de 10 bits con una frecuencia de muestreo de 5000 [Hz] transmitida a 115200 [Bauds] (López, et al., 2011).

Uno de las investigaciones presentadas en la 34° Conferencia Anual Internacional de la IEEE para la Ingeniería en medicina y Sociedad de Biología (EMBC) en San Diego, California, EE.UU. fue la investigación “Electromiografía implantable multicanal inalámbrica para prótesis” desarrollada por Daniel McDonnall, Scott Hiatt , Christopher Smith y K. Shane Guillory; la investigación se centra en el desarrollo del prototipo implantable presentado en la Figura 2.3, el cual permite el registro de múltiples canales independientes de EMG y en el envío de estas señales inalámbricamente a un receptor externo, las características del amplificador utilizado son: ruido de entrada referido de 2,2 [μ Vrms], CMRR mayor a 55 [dB] y un aislamiento entre canales de 66 [dB] de promedio (McDonnall, et al., 2012).

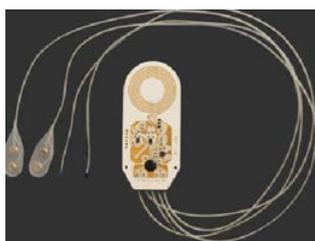


FIGURA 2.3. Prototipo implantable utilizado para la validación preliminar del estudio.

Fuente: (McDonnall, et al., 2012)

La “Interfaz compacta hombre maquina utilizando electromiografía de superficie” desarrollado por Luke P. Simmons y James S. Welsh publicada en la Conferencia Internacional sobre Mecatrónica Inteligente Avanzada (AIM) en el año 2013 en Australia; presenta el desarrollo de un sistema de electromiografía de superficie de bajo costo y su eficacia como dispositivo de interfaces hombre maquina; su diseño es compacto y mantiene la calidad de sistemas más complejos logrando que el dispositivo pueda ser comercializado (Simmons & Welsh, 2013).

En abril del año 2013, se publica el artículo “Sistema de Adquisición de electromiografía (EMG) - electrocardiograma (ECG) con parámetros ajustables en línea utilizando la tecnología inalámbrica ZigBee”, desarrollado por Hiroyuki Kobayashi del Instituto de Tecnología de Japón; el artículo describe el sistema de adquisición, el cual consta principalmente de dos componentes, uno de ellos un

electrodo inteligente que puede cambiar sus parámetros digitales y analógicos en línea y el otro un servidor de adquisición de datos. El sistema completo se muestra a continuación en la Figura 2.4 (Kobayashi, 2013).

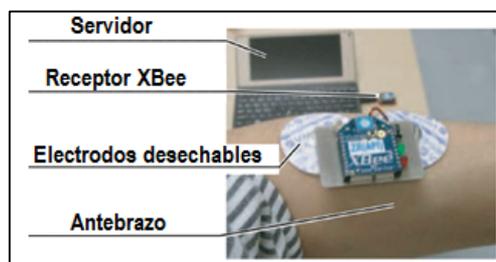


FIGURA 2.4. Adquisición EMG con el electrodo Vampire-Bat y tecnología ZigBee.

Fuente: (Kobayashi, 2013)

En resumen, si bien los dispositivos antes mencionados son diferentes y poseen diferentes aplicaciones, se puede establecer ciertas similitudes entre todos ellos: la mayoría requiere del uso de un amplificador de instrumentación para la adquisición de la señal electromiográfica, este amplificador posee ciertas características indispensables para su uso en la electromiografía como bajo ruido, alta ganancia, alta relación de rechazo de modo común, entre otros; la utilización de filtros es necesaria debido a las interferencias que se generan y por el bajo potencial de este tipo de señales, filtros pasa bajas, filtros pasa altas y un filtro rechaza bandas de 50 [Hz] y 60 [Hz] son utilizados. Además se utilizan circuitos de protección, acople de AC, conversión analógica – digital, rectificación de la señal, comunicación inalámbrica, entre otros.

2.2. HISTORIA DE LA ELECTROMIOGRAFÍA

El estudio de la electricidad y la actividad muscular inicia en el Renacimiento, Andreas Vesalio conocido como “el padre de la anatomía moderna” produjo varios análisis de los músculos, sin embargo sus estudios se enfocaron a los músculos muertos más no a su dinámica (Basmajian & De Luca, 1985).

El italiano Francisco Redi en 1666 sostuvo que el choque eléctrico de los peces raya eran de origen muscular. En 1791 Luigi Galvani experimento en los músculos de las ancas de una rana tocándolas con varillas metálicas y observo que al aplicar corriente eléctrica las patas respondían realizando un movimiento (Basmajian & De Luca, 1985).

Utilizando el primer galvanómetro desarrollado en 1820 por Schweigger, en el año de 1838, Carlo Matteucci comprobó que una mínima corriente eléctrica se genera en los músculos; atraído por el trabajo de Matteucci, en 1849 Frenchman Dubois Reymond fue el primero en reportar la detección de señales eléctricas voluntariamente provocadas de los músculos humanos desarrollando un electrodo superficial formado por un cable junto a un papel secante sumergido en un frasco de solución salina (Basmajian & De Luca, 1985).

Las técnicas de detección se simplificaron al utilizar tubos de rayos catódicos, inventados por Braun en 1897; con la introducción de los amplificadores de tubos de vacío la tarea de detectar la señal electromiográfica se simplificó en gran medida. Sin embargo, el impacto en la comunidad clínica se produjo después de que se introdujo el electrodo de aguja por Adrian y Bronk en el año 1929. Estudios de kinesiología han proliferado sólo después de la aparición del electrodo superficial de cloruro de plata eléctricamente estable y el electrodo de cable no invasivo que aparecieron alrededor de 1960 (De Luca, 2006).

A finales de 1970 y principios de 1980 se inició el uso de algoritmos informáticos sofisticados y teoría de la comunicación para descomponer la señal de EMG en señales eléctricas individuales de las fibras musculares. La década de 1990 vio la aplicación efectiva de las técnicas de procesamiento de la señal moderna para el análisis y uso de la señal electromiográfica (De Luca, 2006).

2.3. SEÑALES BIOELÉCTRICAS MUSCULARES

El proceso de generación de movimiento en un músculo inicia cuando el cerebro envía instrucciones como un conjunto de impulsos eléctricos a través de células especiales denominadas neuronas, las cuales se encargan de enviar y recibir estos impulsos a través del sistema nervioso central y periférico; en este proceso una motoneurona tiene la función específica de enviar y recibir los impulsos eléctricos desde la espina dorsal hasta las fibras musculares (Gardner, et al., 1979).

Inmerso en el estudio de la actividad muscular se encuentra el estudio de las unidades motoras (Véase Figura 2.5); las mismas fueron descritas por primera vez por Sherrington, quien determinó que “una unidad motora está constituida de una

sola motoneurona y todas las fibras musculares están constituidas por esta motoneurona” (Kamen & Gabriel, 2010); una unidad motora constituye la más pequeña unidad con la cual se describe el control neuronal del proceso de contracción muscular (Basmajian & De Luca, 1985).

El número de fibras musculares conectadas a una única unidad motora puede variar de decenas a miles (Heckman & Enocha, 2004). Para realizar movimientos como la extensión o flexión de una extremidad se requiere el funcionamiento en conjunto de varias motoneuronas, estimulando varios músculos ligados a varias unidades motoras.

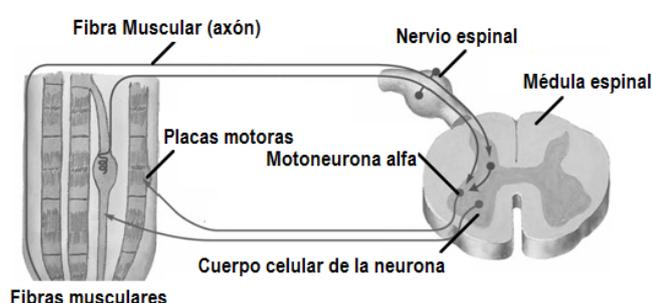


FIGURA 2.5. Elementos constituyentes de una unidad motora.

Fuente: (Criswell, 2010)

Los músculos son tejidos rodeados por una membrana llamada sarcolema que están constantemente en un medio iónico. Las fibras musculares son excitables; es así que cuando una de ellas se despolariza alrededor de 10 [mV] o más, produce un potencial de acción como respuesta a la despolarización, este potencial de acción se determina en base a los cambios en la permeabilidad de la membrana a iones Na^+ y K^+ como se muestra en la Figura 2.6 (Kamen & Gabriel, 2010).

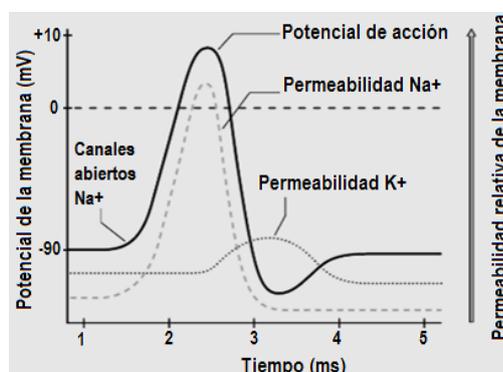


FIGURA 2.6. Curso temporal del potencial de acción de la fibra muscular.

Fuente: (Kamen & Gabriel, 2010)

2.4. ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía se define de distintas maneras, en conjunto estas definiciones brindan una idea clara del enfoque de la electromiografía, a continuación se señalan algunas de estas definiciones:

“La electromiografía es el estudio de la función muscular a través de la adquisición de la señal eléctrica que los músculos generan” (Basmajian & De Luca, 1985).

“La electromiografía es una técnica de evaluación para el estudio del movimiento humano, evaluando mecanismos que relacionan fisiología neuromuscular y diagnóstico de trastornos neuromusculares” (Kamen & Gabriel, 2010).

“La electromiografía es una técnica experimental que trata del desarrollo, registro y análisis de las señales bioeléctricas” (Konrad, 2005).

A continuación se presenta la Tabla 2.1 con algunos de los campos de aplicación de la electromiografía superficial SEMG y sistemas electromiográficos superficiales.

Áreas de aplicación para la SEMG	
Campo	Aplicaciones en SEMG
Investigación neurofisiológica	<ul style="list-style-type: none"> - Neurología funcional. - Ortopedia y cirugía neuromuscular. - Análisis de la marcha y la postura.
Rehabilitación	<ul style="list-style-type: none"> - Rehabilitación neurológica e ingeniería de neurorehabilitación. - Fisioterapia y la terapia de entrenamiento activo. - Control de extremidades humanas paralizadas o de una prótesis.
Ergonomía	<ul style="list-style-type: none"> - Análisis y diseño ergonómico de los lugares de trabajo. - Prevención de riesgos y detección temprana de trastorno.
Deportes y la ciencia del movimiento	<ul style="list-style-type: none"> - Biomecánica y análisis del movimiento. - Seguimiento de la fuerza o la resistencia del entrenamiento. - La rehabilitación de lesiones deportivas. - Diseño óptimo de los equipos o instrumentos deportivos.

TABLA 2.1. Algunos de los campos y áreas de aplicación actuales para la SEMG.

Fuente: (Barbero, et al., 2012)

En la electromiografía de superficie debido a que múltiples fibras musculares están inervadas por una sola motoneurona, al activarse esta motoneurona activa de manera casi simultánea a varias fibras musculares; la suma de todos estos potenciales individuales genera un potencial de acción en la unidad motora (MUAP), la suma algebraica de estos potenciales de acción se considera como la señal electromiográfica proveniente del conjunto de fibras musculares que constituyen un músculo específico como se observa en la Figura 2.7 (Kamen & Gabriel, 2010).

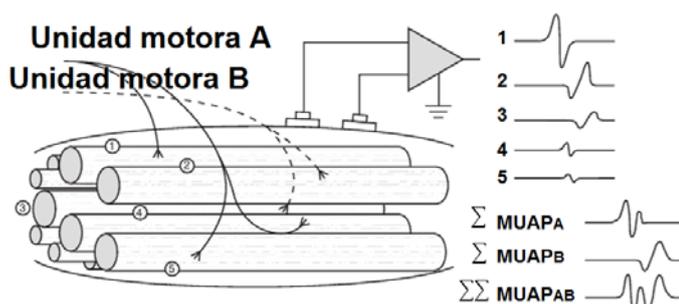


FIGURA 2.7. Suma algebraica de todos los potenciales de acción de las unidades motoras.

Fuente: (Kamen & Gabriel, 2010)

2.5. CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL EMG

La amplitud de una señal SEMG no es igual a la fuerza (Basmajian & De Luca, 1985). Los resultados muestran que la fuerza de contracción tiene una dispersión de aproximadamente del 25% del valor medio dependiendo del nivel físico de los sujetos estudiados.

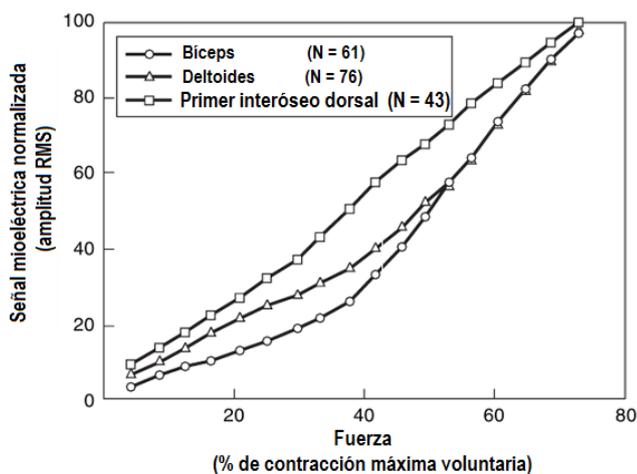


FIGURA 2.8. Efectos del músculo en la relación señal SEMG – fuerza.

N: promedio del número de contracciones isométricas para cada grupo muscular.

Fuente: (Lawrence & De Luca, 1983)

Durante contracciones isométricas de músculos pequeños se tiene una relación casi lineal entre fuerza y SEMG mientras que músculos grandes como el bíceps asumen una relación curvilínea (Véase Figura 2.8) (Criswell, 2010).

La cantidad de fuerza o esfuerzo que un músculo puede aplicar depende de la longitud en reposo del mismo, la relación longitud - tensión se mide por el grado de superposición de sus unidades anatómicas y funcionales (sarcómeros); la Figura 2.9 muestra la relación entre la tensión muscular y el porcentaje de longitud de reposo de un músculo aislado.

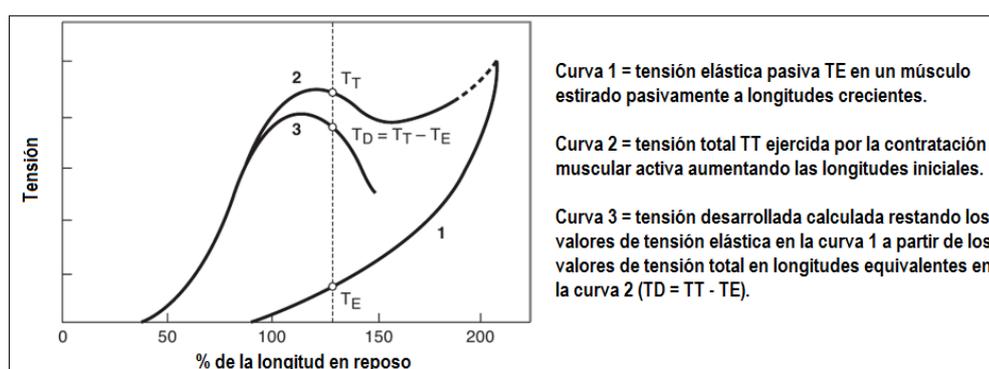


FIGURA 2.9. Curva tensión – longitud para un músculo aislado.

Fuente: (Gowitzke & Milner, 1988)

La cantidad de fuerza de un músculo también se ve afectado por la velocidad y el tipo de contracción; en la Tabla 2.2 se detalla los tipos de contracciones que se pueden realizar en un músculo (Criswell, 2010).

Contracciones musculares	
Tipo	Caracterización
Isométrica	El músculo tiene longitud fija promedio o la articulación está en un ángulo fijo.
Isotónica	Una contracción que produce fuerza promedio constante.
Isocinética	Contracción a velocidad lineal constante o velocidad angular constante.
Concéntrica	Músculo se acorta bajo tensión.
Excéntrica	Músculo se alarga bajo tensión.

TABLA 2.2. Tipos de contracciones musculares.

Fuente: (Soderberg, 1992)

La forma de la onda del potencial de acción depende de la orientación del electrodo con respecto a las fibras musculares; típicamente al colocar los electrodos alineados en paralelo a las fibras musculares la forma de onda será bifásica y el signo de las fases dependerá de la dirección desde que la despolarización de la membrana muscular se acerca al sitio de detección (Basmajian & De Luca, 1985).

La amplitud pico - pico promedio de una MUAP detectada por electrodos invasivos es de unos pocos micro voltios a 5 [mv] con una duración en el rango de 1 a 13 [ms] (Basmajian & De Luca, 1985); mientras que para electromiografía superficial el rango típico de amplitud pico - pico está entre 0,01 [mv] a 5 [mv] y la frecuencia está entre 1 [Hz] - 300 [Hz], las figuras: Figura 2.10 y Figura 2.11 representan el espectro de frecuencias típico de este tipo de señal (Soderberg, 1992).

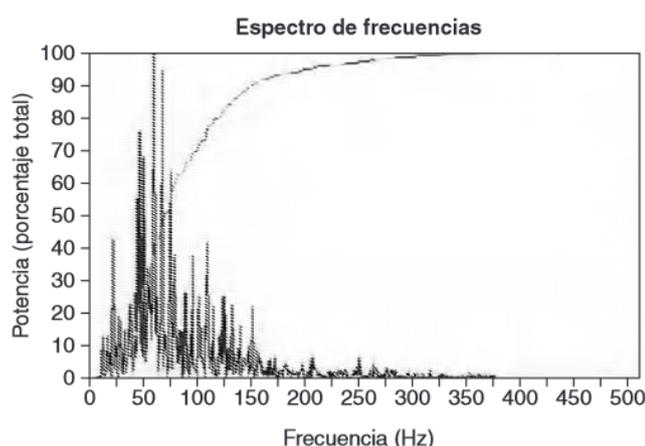


FIGURA 2.10. Espectro de frecuencias de una señal electromiográfica obtenida mediante la transformada de Fourier.

Fuente: (Aparicio, 2005)

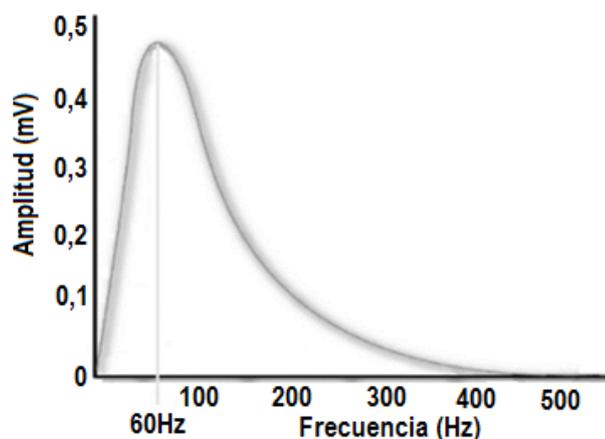


FIGURA 2.11. Representación esquemática del espectro de una señal típica de SEMG.

2.6. FACTORES QUE AFECTAN A LA SEÑAL EMG

A nivel muscular e instrumentación empleada en el circuito de detección, existen varios factores que caracterizan e influncian a la señal EMG específicamente en su amplitud pico - pico y su frecuencia; todos estos factores hacen imposible especificar una amplitud y frecuencia definitiva. A continuación en la Tabla 2.3 se presentan estos factores y su influencia en la señal electromiográfica.

Factores que afectan a la señal SEMG	
Factor	Influencia
Fisiología de la fibra muscular	La velocidad de conducción de las fibras musculares. La tasa de disparo de potenciales de acción de la unidad motora.
Anatomía muscular	La orientación y distribución de las fibras musculares de las unidades motoras. El diámetro de las fibras musculares. El número total de unidades motoras.
Tamaño y la orientación del electrodo	El número de fibras musculares dentro de la zona de detección del electrodo. El número de unidades motoras dentro de la zona de detección de la superficie del electrodo respecto a las fibras musculares.
Interface electrodo - electrolito	Materiales y preparación de electrodo. La ubicación del electrodo. Impedancia del electrodo con frecuencia en aumento.
Configuración de electrodo bipolar	Efecto de la distancia entre los electrodos de detección y de ancho de banda (filtro de paso de banda). La orientación de los electrodos de detección con respecto al eje de las fibras musculares.

TABLA 2.3. Factores que afectan a la señal SEMG

Fuente: (Soderberg, 1992)

Además de los factores mencionados en la Tabla 2.3, al momento de adquirir señales electromiográficas siempre existe ruido (señales o interferencias no deseadas detectadas conjuntamente con la de importancia) (Day, 2002); el ruido puede provenir de varios medios tales como:

Ruido de ambiente: generado por dispositivos electromagnéticos generalmente conectados a la línea de corriente alterna (AC); típicamente la frecuencia de estas señales es de 50 [Hz] o 60 [Hz].

Ruido de transductor: generado por la unión electrodo - piel, puede ser de dos tipos; potencial de acción de corriente directa (DC) y potencial de acción de corriente alterna (AC). El primero causado por la diferencia en la impedancia entre la piel y el electrodo y por reacciones químicas en la región de contacto entre el electrodo y el gel conductor (Gerdle, et al., 1999); mientras el segundo es causado por fluctuaciones en la impedancia entre el transductor conductor y la piel (Duchêne & Goubel, 1992). La consistencia de la impedancia es crítica para garantizar las mediciones EMG; el uso de pre amplificación con alta impedancia reduce la importancia de un bajo nivel de impedancia en la unión electrodo - piel, la estabilidad de la impedancia en el tiempo y el equilibrio de impedancia entre electrodos minimizan el ruido en los componentes; además la impedancia debe ser constante durante toda una sesión de medición (Day, 2002).

El llamado "Cross talk" que se define como la señal de los músculos cercanos al electrodo que también son captados (Basmajian & De Luca, 1985); típicamente estas señales no exceden el 10% - 15% del contenido general de la señal adquirida (Konrad, 2005). Estas señales pueden ser evitadas seleccionando apropiadamente el tamaño del área de detección de los electrodos y la distancia entre electrodos (Day, 2002).

Al producirse una contracción muscular sostenida durante un período suficientemente largo, parámetros como la velocidad de conducción de los potenciales de acción a lo largo de las fibras musculares tienden a disminuir paulatinamente; por lo que el músculo tiende a descargarse o contraerse con menor frecuencia.

La fatiga muscular se asocia con la inadecuada perfusión del tejido, agotamiento de la fuente de energía y la acumulación de metabolitos (Criswell, 2010).

Gráficamente todos los factores que afectan e interfieren a una señal SEMG son presentados en la figura (Véase Figura 2.12).

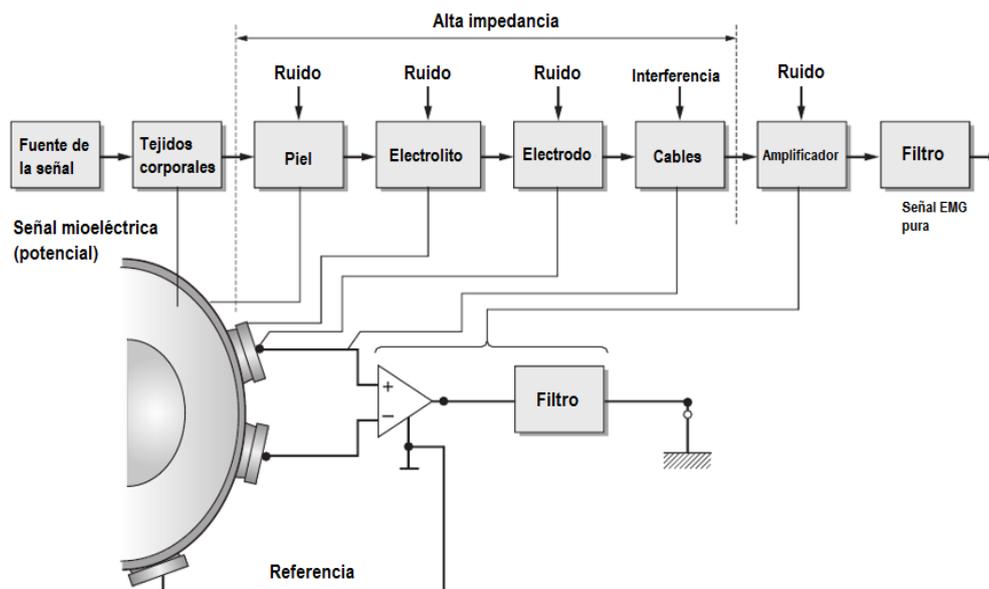


FIGURA 2.12. Factores que afectan a la señal SEMG en un sistema con amplificadores diferenciales.

Fuente: (Soderberg, 1992)

2.7. ELECTRODOS

Los elementos capaces de adquirir la señal bioeléctrica muscular y transferirla al dispositivo electrónico capaz de manejar y acondicionar la señal de entrada para obtener una señal de salida son conocidos como “electrodos”. Para la detección de señales electromiográficas se utilizan básicamente electrodos de dos tipos: electrodos de aplicación superficial y electrodos que necesitan ser insertados (de agujas o alambre) en configuración monopolar o bipolar respectivamente.

2.7.1. ELECTRODOS NO INVASIVOS (SUPERFICIALES)

Esta técnica de adquisición permite obtener la suma de los potenciales de acción de las unidades motoras que se activan en el movimiento muscular. Este tipo de electrodos se aplican directamente sobre la piel del músculo por lo cual no tienen la capacidad de obtener cierto potencial de cierta unidad motora en la fibra muscular. Se utilizan en aplicaciones donde el estudio y manejo de la señal promedio de la actividad bioeléctrica de un músculo es útil, como por ejemplo en el campo de la ciencia del deporte, rehabilitación y ergonomía (Konrad, 2005).

Existen dos tipos de electrodos superficiales: pasivos y activos; su principal diferencia radica en que los pasivos consisten básicamente de un elemento

conductor que censa la actividad bioeléctrica a través de la piel mientras que los activos además de este elemento conductor cuentan con un sistema amplificador de alta impedancia de entrada integrado.



FIGURA 2.13. Electrodo superficial pasivo.

Fuente: (Bionic, 2011)



FIGURA 2.14. Electrodo superficial activo.

Fuente: (Delsys Inc, 2015)

Los electrodos superficiales pasivos presentados en la Figura 2.13, al estar compuestos simplemente con un elemento conductor típicamente de plata, se ven obligados a utilizar un gel, una pasta conductora o también a eliminar la capa superficial de la piel con el objetivo de mejorar el contacto eléctrico (Webster, 1988).

Los electrodos superficiales activos presentados en la Figura 2.14, eliminan la necesidad de preparar la piel o el medio conductor; típicamente estos electrodos son acoplados resistivamente o capacitivamente a la piel (De Luca, 2006).

Los electrodos superficiales también pueden ser clasificados como electrodos secos y electrodos gelificados. Los electrodos secos se utilizan en aplicaciones en las que la geometría o el tamaño de los electrodos no permite gel; es común que este tipo de electrodos posean una pre amplificación integrada debido a la alta impedancia en la unión electrodo - piel (Day, 2002). Electrodos gelificados utilizan un gel electrolito como una interface mecánica entre la piel y el elemento metálico del electrodo (Day, 2002).

Una interface electrodo - electrolito (Véase Figura 2.15), se forma al añadir al conjunto electrodo - piel un gel conductor que absorbe el estrato mucoso y hace contacto con la dermis con lo cual se reduce la resistencia que presenta la piel.

Cuando el metal entra en contacto con el gel electrolito, primero el metal atrae a los iones a partir del gel electrolito y luego existe una tendencia a que este metal descargue iones en el gel electrolito, dejando atrás un exceso de electrones libres en el metal; juntas estas dos interacciones químicas producen una capa bipolar de carga en la interface electrodo - electrolito que se comporta al igual que un condensador (Kamen & Gabriel, 2010) (Cooper, 1963).

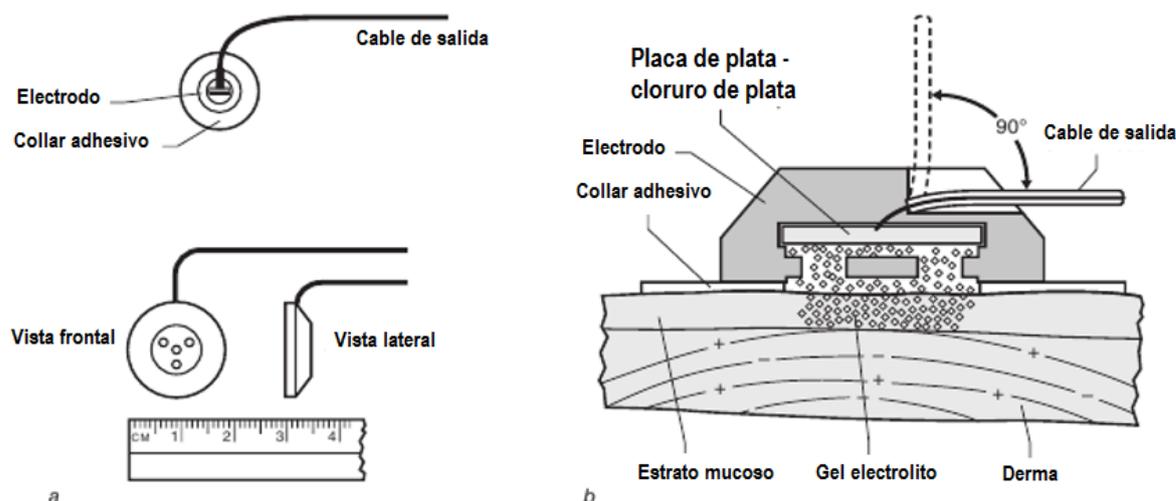


FIGURA 2.15. Interface electrodo - electrolito

(a) Dimensiones típicas de un electrodo superficial circular

(b) interface electrodo- piel

Fuente: (Kamen & Gabriel, 2010)

Esta capa bipolar apreciable en la Figura 2.15, es la fuente de impedancia en la entrada de la señal EMG del músculo hacia el electrodo; la piel, gel y las interfaces de electrodos presentan un sistema físico complejo que afectan a la señal de EMG en distintas formas.

Los electrodos de plata - cloruro de plata (Ag - AgCl) son utilizados en un 80% para aplicaciones de SEMG (Duchêne & Goubel, 1992); la utilización de una capa de cloruro de plata permite que la corriente del músculo fluya libremente a través de la unión electrodo - electrolito (Day, 2002).

2.7.2. ELECTRODOS INVASIVOS (DE AGUJA O ALAMBRE)

La electromiografía invasiva se utiliza principalmente en aplicaciones de uso específico en las cuales se analiza el comportamiento de cierta unidad motora; la

colocación de electrodos invasivos requiere de personal médico calificado es por ello que esta técnica se utiliza para fines médicos y; existen dos clases de electrodos invasivos, estos son: electrodos de aguja y electrodos de alambre. Al utilizar los electrodos de aguja se toman los datos con una distancia entre electrodos mínima (50 [μm] - 200 [μm]), por lo que este tipo de electrodos son ideales para detectar potenciales de acción de un limitado volumen de tejido (Andreassen & Rosenfalck, 1978); de similar forma los electrodos de alambre son utilizados en estudios de kinesiología ya que son extremadamente finos, fáciles de implantar y de retirar de los músculos esqueléticos, por lo general son menos dolorosos de aplicar que los electrodos de aguja (De Luca, 2006).

2.8. RECOMENDACIONES PARA ELECTRODOS SUPERFICIALES BIPOLARES DE ELECTROMIOGRAFÍA

El proyecto SENIAM (Surface Electromyography for the Non - Invasive Assessment of Muscles) se crea con el objetivo de ayudar a resolver problemas inherentes al uso de la electromiografía superficial en base a la integración de investigaciones científicas a nivel Europeo (Hermens & Freriks, 1996). A continuación se presentan las recomendaciones a tomar en cuenta en el desarrollo de sistemas electromiográficos:

La forma del electrodo está definida como la forma del área conductiva siendo los más utilizados los de forma rectangular, circular y oval. La impedancia de los electrodos debe ser la misma para que no exista influencia en la medición de la señal. Los electrodos disponibles comercialmente muestran que los más utilizados son los electrodos circulares de 10 [mm] de diámetro.

El tamaño del electrodo se define como el tamaño del área conductiva en el electrodo, el tamaño generalmente está definido desde 1 [mm^2] hasta algunos [cm^2] e influye directamente en la señal adquirida; se recomienda que el tamaño del electrodo en dirección de las fibras musculares sea de máximo 10 [mm].

La distancia entre electrodos se define como la distancia entre centros de las áreas conductivas de los dos electrodos bipolares e influye en el área de exploración y en la señal de músculos cercanos a la misma. Las recomendaciones dadas por el

SENIAM establecen una distancia de 20 [mm] y en el caso de trabajar con músculos pequeños esta distancia no debe exceder un cuarto de la longitud de la fibra muscular.

Según (Hermens & Freriks, 1996) para estudios de músculos superficiales los electrodos electromiográficos superficiales de plata / cloruro de plata pre gelificados son los más usados y recomendados, básicamente por su fácil y rápido manejo, transmisión estable con bajo nivel de ruido, aspectos de limpieza e higiene no son considerados ya que son electrodos desechables.

2.9. CONSIDERACIONES PARA SELECCIONAR EL ELECTRODO ADECUADO

La selección del electrodo específico a utilizar depende de la aplicación a la cual se destina y al uso conveniente que presente el mismo para la aplicación. A continuación se presenta la Tabla 2.4, que contiene las principales características y aplicaciones para cada tipo de electrodo.

Consideraciones para seleccionar el electrodo adecuado		
Electrodos Superficiales	Electrodos de aguja	Electrodos de alambre
Tiempo de la fuerza reacción de las señales EMG. Estudios de kinesiología de los músculos superficiales. Los estudios neurofisiológicos de los músculos superficiales. Estudios psicofisiológicos.	Características de las MUAP. Propiedades de los controles de las unidades motoras (tasa de disparos, caracterización, etc.). Electromiografía clínica exploratoria.	Estudios de kinesiología de músculos profundos. Los estudios neurofisiológicos de los músculos profundos. Estudios limitados de propiedades de la unidad motora. Procedimiento de registro cómodo de los músculos profundos.

TABLA 2.4. Consideraciones para seleccionar el electrodo adecuado.

Fuente: (De Luca, 2006)

Para estudios de kinesiología de músculos profundos los electrodos de alambre delgado y flexible son los preferidos, todos estos estudios representan

aplicaciones específicas y estudios mucho más precisos sobre la actividad eléctrica muscular.

Para casos específicos de electromiografía superficial el proyecto SENIAM recomienda seleccionar los electrodos de acuerdo a su forma, tamaño, distancia entre electrodos y material; cada una de estas características varía de acuerdo a la aplicación destinada, de ahí que son factores a tener en cuenta en la selección.

2.10. PREPARACIÓN DE LA PIEL

El proyecto SENIAM recomienda afeitar la superficie de la piel del paciente, limpiar la piel con alcohol y permitir que el alcohol se evapore para que la piel esté seca para colocar el electrodo (Hermens & Freriks, 1996).

Para la limpieza de la piel se recomienda el uso de pastas especiales conductivas y abrasivas que eliminan las células muertas de la piel (que producen alta impedancia) y limpian la suciedad y el sudor. Se puede utilizar papel de lija muy fina aplicando una presión suave de 3 o 4 barridos combinado con algodón empapado de alcohol para la limpieza. Finalmente si no se dispone de los materiales antes mencionados el uso de alcohol para la limpieza puede ser suficiente (Konrad, 2005).

2.11. DETERMINACIÓN DE LA LOCALIZACIÓN DE LOS ELECTRODOS

La ubicación del sensor está definida como la posición del centro de los dos electrodos bipolares en el músculo; los electrodos deben ser colocados de manera que se obtenga una estable y clara señal bioeléctrica. El proyecto SENIAM recomienda la ubicación de los electrodos en 30 músculos individuales. Las recomendaciones para la ubicación de los electrodos varían de acuerdo a la disposición de los electrodos con respecto al eje largo del músculo.

Longitudinal: se recomienda colocar los electrodos bipolares en la mitad de la zona de la placa motora distal (aproximadamente la línea media del músculo) y el tendón distal con el objetivo de evitar que el electrodo cubra toda la zona de inervación o tendón durante el movimiento.

Transversal: se recomienda colocar los electrodos bipolares en el músculo de tal manera que cada electrodo este fuera del área de exploración del músculo de interés; esto significa que la línea entre los centros de los electrodos es más o menos paralelo al eje largo del músculo (Hermens & Freriks, 1996).

Cabe destacar que para la óptima colocación de los electrodos es fundamental conocer la estructura muscular de acuerdo a la dirección de las fibras musculares ya que, los electrodos deben estar alineados con las fibras musculares y en algunos casos la disposición de estas fibras no siempre es regular lo cual dificulta la colocación de los electrodos y por ende se obtiene ligeras distorsiones en la señal EMG (Nishihara, et al., 2008) que tienen incidencia especialmente en la frecuencia media y la velocidad de conducción estimada (Roy, et al., 1986).

2.12. CONSIDERACIONES PARA LA ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

Un dispositivo electrónico de este tipo debe contar con ciertas características fundamentales que permiten asegurar la señal adquirida como la señal original generada por el músculo en estudio; el diagrama de bloques presentado en la Figura 2.16, muestra las etapas o fases necesarias para garantizar este resultado.

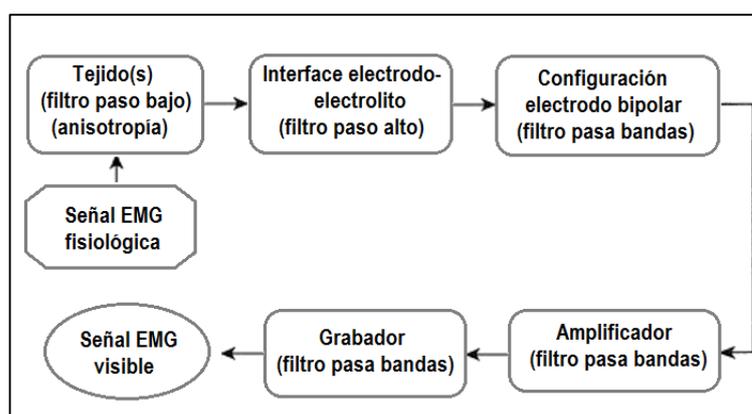


FIGURA 2.16. Diagrama de bloques con las principales etapas en el procedimiento de adquisición de la señal.

Fuente: (De Luca, 2006)

El potencial eléctrico de la actividad eléctrica muscular en la superficie del músculo es adquirido mediante la colocación de electrodos superficiales con respecto a una señal en el electrodo de referencia, que suele estar ubicado en un punto en el cual

la actividad eléctrica es prácticamente nula o un punto que posee señales que no están relacionadas con las señales detectadas.

El tejido muscular presenta una impedancia interna (característica de filtrado) a la propagación de corrientes eléctricas; esta impedancia es dependiente de la frecuencia y de la distancia entre las fuentes de la señal EMG y la superficie de detección de los electrodos (Basmajian & De Luca, 1985). A medida que esta señal se propaga a través de los tejidos decrece en función de la distancia aproximadamente en un 25% dentro de los 100 [μm]. El tejido muscular actúa como un filtro paso bajo cuyo ancho de banda y ganancia disminuye a medida que aumenta la distancia. (De Luca, 2006).

La interface electrodo - electrolito posee una impedancia que actúa como resistencias y capacitancias dependiente de la frecuencia; la mayoría de electrodos utilizados en EMG son considerados como filtros pasa altas cuyas características varían de acuerdo al tipo de electrodo y de acuerdo a las características de la unión electrodo - electrolito (Basmajian & De Luca, 1985). La ganancia y el ancho de banda de este filtro son función de la superficie de detección y de la alteración electromecánica de la unión electrodo - electrolito (De Luca, 2006).

La utilización de electrodos bipolares y un amplificador diferencial actúa de la misma manera que un filtro pasa bandas; esta afirmación se cumple siempre y cuando las entradas en el amplificador diferencial son balanceadas y los aspectos de filtrado de la unión electrodo - electrolito son equivalentes (De Luca, 2006).

Las señales de ruido AC con frecuencia de 50 [Hz] - 60 [Hz] provenientes de señales electromagnéticas que irradian cables de alimentación, tomacorrientes, dispositivos eléctricos y señales de ruido DC como los potenciales de polarización en la unión metal-electrolito son detectadas por ambas superficies y tienen amplitud similar por lo tanto son restadas pero no eliminadas por completo; la capacidad de un amplificador diferencial para eliminar la señal de modo común se conoce como la relación de rechazo de modo común (CMRR). En la realidad esto no se cumple debido a que, primero, los amplificadores no realizan esta resta

exactamente y segundo, las señales de ruido en las dos entradas del amplificador no siempre están en modo común debido a la característica anisotrópica del tejido muscular (Basmajian & De Luca, 1985).

En SEMG, una vez que la energía del músculo llega a la piel, es detectada por los electrodos; la impedancia de la piel se describe como una resistencia de DC que varía en función, por ejemplo: de la humedad de la piel, capa de células muertas, etc. Comúnmente es utilizado algún tipo de medio electrolítico para proporcionar un cojín entre la superficie del electrodo y la superficie de la piel.

En SEMG es importante mantener la impedancia de la piel en la zona de colocación de los electrodos lo más bajo posible y equilibrado para los dos electrodos de registro (configuración bipolar). Para propósitos de investigación, la impedancia en el sitio del electrodo debe ser inferior a 5000 $[\Omega]$ a 10000 $[\Omega]$ (Criswell, 2010).

La característica de impedancia de entrada de un preamplificador diferencial para medición de señales de SEMG es de suma importancia; la impedancia de entrada absorbe esencialmente la energía muscular que se ha alcanzado en la interface piel - electrodo, proporcionando así una base para amplificar la pequeña señal. Por lo tanto, un amplificador de SEMG debe ser de 10 a 100 veces mayor que la impedancia en la interface electrodo - piel. Como regla general cuanto mayor es la impedancia de entrada en el preamplificador SEMG, mejor; una impedancia de entrada más alta permitirá un sistema más robusto en cuanto a una mala conexión entre la piel y el electrodo (Criswell, 2010).

La corriente de polarización es la corriente constante mínima requerida para mantener al amplificador activo; dado que el amplificador diferencial real no posee característica ideales, este amplificador tiene impedancia finita en cada entrada y posee una corriente de polarización distinta a cero por lo tanto, es lógico pensar que una corriente inferior a la corriente de polarización no será amplificada (Basmajian & De Luca, 1985).

Las entradas de la primera etapa de amplificación deben ser lo más corto posible y no deben ser susceptibles a movimiento (menos de 10 cm del electrodo) (De Luca, 2006).

Las especificaciones típicas de un amplificador operacional utilizado en EMG se muestran a continuación en la Tabla 2.5.

Especificaciones mínimas recomendadas para un amplificador de SEMG	
Característica	Especificaciones mínimas recomendadas
Impedancia de entrada	$>10^{10}$ [Ω] a DC $>10^8$ [Ω] a 100 [Hz]
Ganancia del amplificador	200-100000 \pm 10% en incrementos discretos
CMRR	> 90 [dB] medidos a 60 [Hz]
Respuesta en frecuencia	1 [Hz] - 3000 [Hz] medido a -3 [dB]
Corriente de polarización	< 50 [nA]
Aislamiento	\leq [μ A] corriente de fuga entre el paciente y tierra
Ruido	< 5 [μ V] RMS

TABLA 2.5. Especificaciones mínimas recomendadas para un amplificador de SEMG.

Fuente: (Soderberg, 1992)

2.13. TOBILLO

La articulación distal del miembro inferior (tobillo o tibiotarsiana) es una troclea, es decir posee un solo grado de libertad que condiciona los movimientos de la pierna en relación al pie en el plano sagital (plano con orientación vertical que divide al cuerpo en zonas derecha e izquierda) la cual es indispensable para la marcha, tanto en terreno llano como en terreno accidentado (Kapandji, 2002).

2.13.1. MOVIMIENTOS EN EL TOBILLO

De forma general estos movimientos se agrupan en cuatro grupos: deslizamiento, movimientos angulares, rotación y movimientos especiales (Tortora & Derrickson, 2007). El tobillo al ser una articulación con un solo grado de movimiento permite solamente dos movimientos: la Dorsiflexión y la flexión plantar (Kapandji, 2002). Para analizar los movimientos que se efectúan en el tobillo se establece como posición de referencia a la posición en la cual la planta del pie es perpendicular al

eje de la pierna como se aprecia en la Figura 2.17a. A partir de la posición de referencia, el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna apreciable en la Figura 2.17b se denomina flexión dorsal o dorsiflexión; mientras que el movimiento que aleja el dorso del pie de la cara anterior de la pierna mientras el pie tiende a situarse en la prolongación de la pierna apreciable en la Figura 2.17c se denomina flexión plantar.

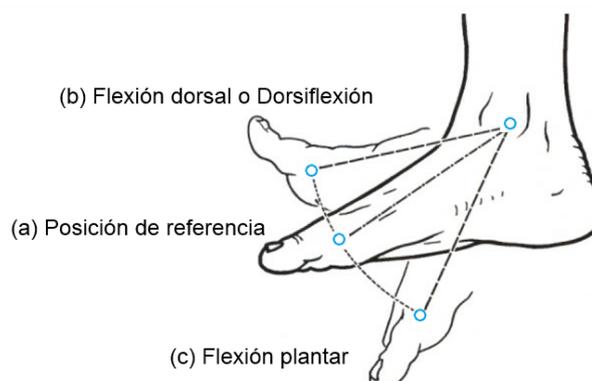


FIGURA 2.17. Movimientos en el tobillo.

Fuente: (Kapandji, 2002)

La Tabla 2.6 presenta los rangos de movimiento del tobillo en base a la valoración del ángulo entre la planta del pie y el eje de la pierna.

Movimientos angulares máximos y mínimos para el tobillo		
Movimiento	Especificación	Rango
Dorsiflexión	Ángulo agudo (Véase Figura)	20° a 30°
Flexión plantar	Ángulo obtuso (Véase Figura)	30° a 50°

TABLA 2.6. Movimientos angulares máximos y mínimos para el tobillo.

Fuente: (Kapandji, 2002)

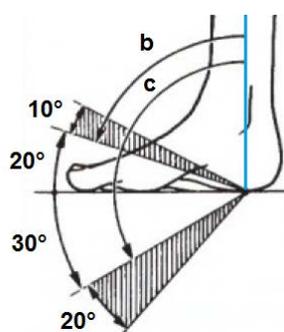


FIGURA 2.18. Rangos angulares de movimiento en el tobillo.

Fuente: (Kapandji, 2002)

Para llegar a los movimientos extremos (Véase Figura 2.18), no solo interviene la tibiotalariana (tobillo) sino también las articulaciones del tarso; estas articulaciones permiten realizar los movimientos de inversión y eversión que generalmente son erróneamente considerados como movimientos producidos por la articulación del tobillo.

2.14. AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL

El nivel de una amputación generalmente es nombrado por el hueso o articulación importante a través de la cual se realiza la amputación y generalmente puede realizarse como una desarticulación de la articulación o como un corte de sección a través de un hueso largo.

La amputación que se realiza por debajo de la rodilla se conoce como “amputación transtibial” y, dependiendo de la sección cortada del hueso se especifica como: corta, estándar o larga. En esta amputación se conserva la articulación de la rodilla que representa un mecanismo útil tanto para la movilidad como para apoyo; acciones como subir y bajar de escaleras, caminar cuevas, impulso, entre otras son posibles gracias al uso de prótesis conjuntamente con esta articulación.

Las prótesis utilizadas en personas con discapacidad transtibial van desde prótesis de apoyo que funcionan como una bisagra oscilante reguladas por bandas de goma o muelles hasta prótesis eléctricas, hidráulicas o neumáticas controladas por una señal electromiográfica a través de microprocesadores (Millee, 2012) (Organización Mundial de la Salud, 1954).

2.15. BIOMECATRÓNICA

La Mecatrónica definida por el comité IRDAC (Former Industrial R&D Advisory Committee of the European Commission) como “Una combinación sinérgica de la ingeniería de precisión, control electrónico y sistemas de pensamiento en el diseño de productos y la fabricación procesos” o la definición dada por Buur: “Mecatrónica es una tecnología que combina la mecánica con la electrónica y tecnología de la información para formar tanto la interacción funcional y la integración espacial en componentes, módulos, productos y sistemas” (Buur, 1990) (IRDAC, 1986).

En base a estas y otras definiciones es posible plantear las ventajas que tiene el diseño de procesos y sistemas de este tipo en relación a otros; su versatilidad, flexibilidad, rendimiento y calidad permiten la optimización de todo un sistema y, actualmente su aplicación en el desarrollo de sistemas que tienen como objetivo el ayudar a personas mayores y discapacitadas abre un nuevo campo de aplicación conocido como la “Biomecatrónica”.

2.16. INSTRUMENTACIÓN

Un amplificador operacional (AO) es un circuito integrado que amplifica la diferencia entre dos entradas y produce una única salida. El amplificador operacional es frecuente en la electrónica analógica (Floyd, 2012)

Los terminales básicos e indispensables con los que cuenta un amplificador operacional se muestran en la Figura 2.19, estos son: la entrada no inversora V_+ , la entrada inversora V_- , alimentación positiva V_{s+} , alimentación negativa V_{s-} y la salida V_o .

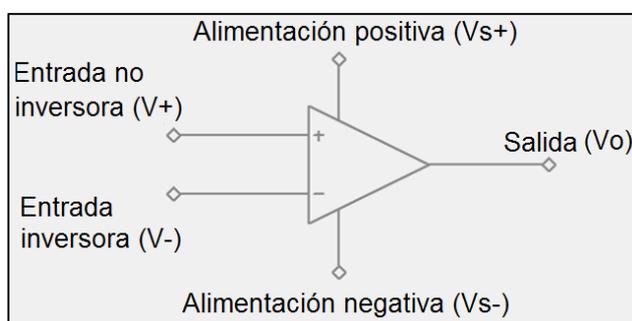


FIGURA 2.19. Terminales básicos de un amplificador operacional.

El término “operacional” hace referencia a todas las operaciones que el circuito puede llevar a cabo dependiendo de su configuración; entre estas operaciones se encuentran: suma, resta, multiplicación, división, derivación, integración, entre otras.

2.16.1. AMPLIFICADOR OPERACIONAL EN CONFIGURACIÓN NO INVERSORA

Un amplificador operacional no inversor en su diseño más básico (Véase Figura 2.20) cuenta con dos resistencias R_1 y R_2 con la conexión mostrada, el término

inversor se utiliza debido a que la salida presentada en la Ecuación 2.1, tiene como resultado el valor de la entrada con su mismo signo multiplicado por un factor de ganancia expresado por la Ecuación 2.2 determinado por las resistencias R1 y R2.

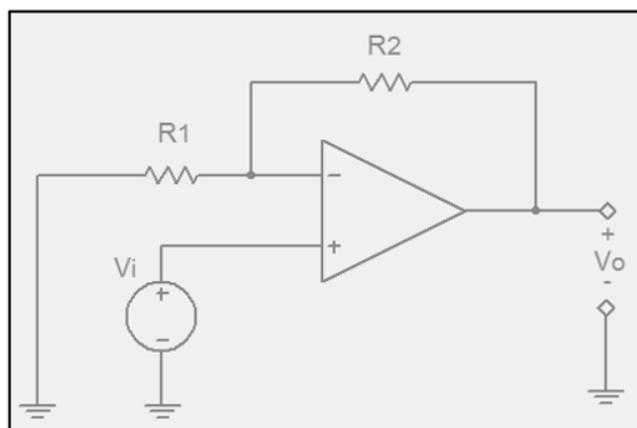


FIGURA 2.20. Amplificador operacional no inversor básico.

$$V_o = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * V_i \text{ [V]}$$

ECUACIÓN 2.1. Voltaje de salida para un amplificador operacional no inversor.

Fuente: (Floyd, 2012)

$$G = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)$$

ECUACIÓN 2.2. Ganancia para un amplificador operacional no inversor.

Fuente: (Floyd, 2012)

Dónde: Vi: Voltaje de entrada
R1, R2: Resistencia 1, Resistencia 2
Vo: Voltaje de salida

2.16.2. AMPLIFICADOR OPERACIONAL EN CONFIGURACIÓN INVERSORA

Un amplificador operacional inversor proporciona en el terminal de salida un voltaje con signo contrario al del terminal de la entrada multiplicada por una ganancia dependiente de los valores de las resistencias R1 y R2 en su configuración básica. Las ecuaciones (Véase Ecuación 2.3 y la Ecuación 2.4), conjuntamente con el circuito (Véase Figura 2.21) para esta configuración se presentan a continuación.

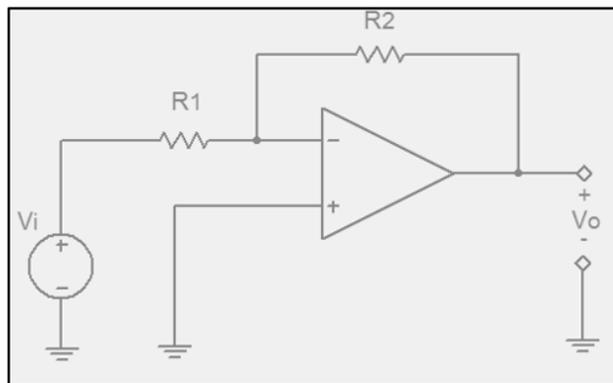


FIGURA 2.21. Amplificador operacional inversor básico.

$$V_o = -\frac{R_2}{R_1} * V_i [V]$$

ECUACIÓN 2.3. Voltaje de salida para un amplificador operacional inversor.

Fuente: (Floyd, 2012)

$$G = -\frac{R_2}{R_1}$$

ECUACIÓN 2.4. Ganancia para un amplificador operacional inversor.

Fuente: (Floyd, 2012)

Dónde: Vi: Voltaje de entrada
R1, R2: Resistencia 1, Resistencia 2
Vo: Voltaje de salida

2.16.3. AMPLIFICADOR OPERACIONAL SUMADOR

En un amplificador operacional sumador cada entrada conectada a la entrada inversora del amplificador a través de una resistencia es sumada en la salida del mismo como se puede apreciar en la figura (Véase Figura 2.22); al utilizar la configuración inversora su salida poseerá el signo contrario al de la suma de las entradas (fase invertida), la expresión matemática que rige su funcionamiento se establece a continuación en la Ecuación 2.5.

$$V_o = -R_f \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \dots + \frac{V_n}{R_n} \right) [V]$$

ECUACIÓN 2.5. Voltaje de salida para un amplificador operacional sumador.

Fuente: (Floyd, 2012)

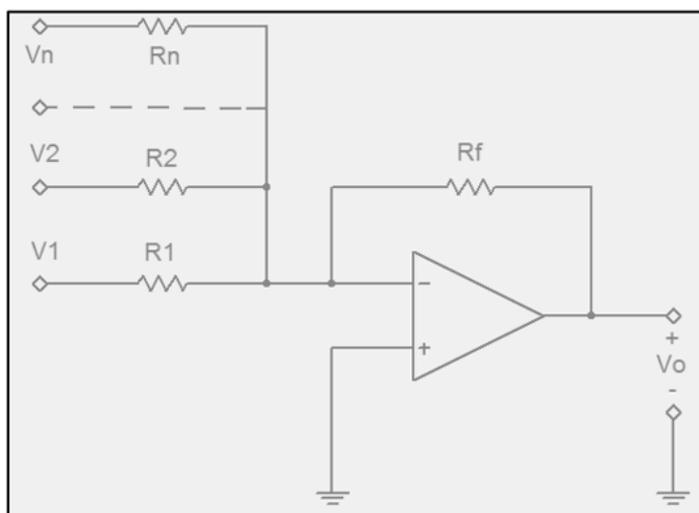


FIGURA 2.22. Amplificador operacional sumador básico.

Dónde: $V_1, V_2, V_3 \dots V_n$: Voltajes de entrada
 $R_1, R_2, R_3 \dots R_n$: Resistencias
 R_f : Resistencia de ganancia
 V_o : Voltaje de salida

2.16.4. AMPLIFICADOR OPERACIONAL DIFERENCIAL

En esta configuración un amplificador operacional amplifica la diferencia entre las dos señales en los terminales de entrada, en su configuración más básica (Véase Figura 2.23), el diseño cuenta con cuatro resistencias. La ecuación del voltaje de salida con respecto al voltaje de entrada de esta configuración se muestra en la Ecuación 2.7 y la relación de las resistencias para esta configuración se muestra en la Ecuación 2.6.

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1}$$

ECUACIÓN 2.6. Relación entre las resistencias para un amplificador operacional diferencial.

Fuente: (Floyd, 2012)

$$V_o = \frac{R_2}{R_1} * (V_2 - V_1) \quad [V]$$

ECUACIÓN 2.7. Voltaje de salida para un amplificador operacional diferencial.

Fuente: (Floyd, 2012)

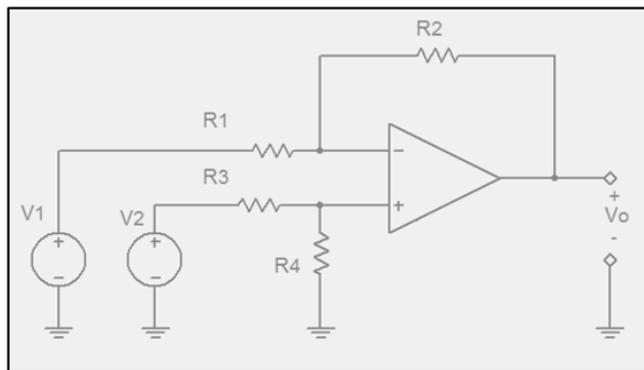


FIGURA 2.23. Amplificador operacional diferencial básico.

Dónde: V1: Voltaje en la entrada inversora
 V2: Voltaje en la entrada no inversora
 R1, R2, R3, R4: Resistencia 1, Resistencia 2, Resistencia 3, Resistencia 4
 Vo: Voltaje de salida

2.16.5. AMPLIFICADOR OPERACIONAL INTEGRADOR

En su diseño más básico un amplificador operacional integrador cuenta con un condensador y una resistencia como se aprecia en la Figura 2.24; su configuración es similar a la configuración inversora pero para este caso la salida es la integral (área bajo la curva) de la entrada con fase invertida. La salida de un amplificador operacional integrador se calcula en base a la ecuación (Véase Ecuación 2.8).

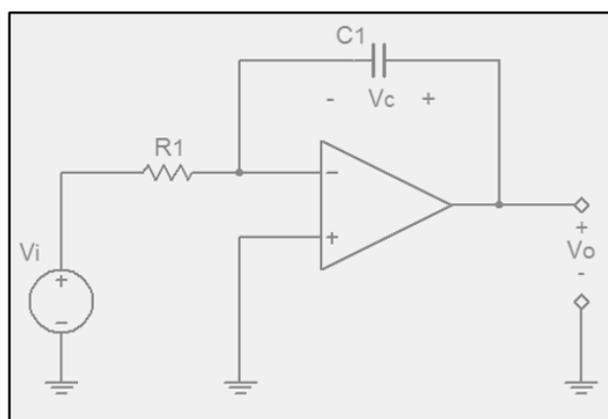


FIGURA 2.24. Amplificador operacional integrador básico.

Dónde: Vi: Voltaje de entrada
 Vc: Voltaje del condensador
 C1: Condensador
 Vo: Voltaje de salida

$$V_o = V_o(t_o) - \frac{1}{R1 * C1} \int_0^{t-t_o} V_i(t') dt' \quad [V]$$

ECUACIÓN 2.8. Voltaje de salida para un amplificador operacional integrador.

Fuente: (Floyd, 2012)

2.16.6. RECTIFICADOR DE ONDA COMPLETA

En un rectificador de onda completa los valores de V_i menores de cero son invertidos (componentes negativos de la señal) obteniendo como salida tanto componentes positivos y negativos de la señal como positivos; o bien todo lo contrario valores de V_i mayores de cero son invertidos (componentes positivos de la señal) obteniendo como salida tanto componentes positivos y negativos de la señal como negativos dependiendo de la señal que se necesite. Su uso es frecuente para convertir una señal de voltaje de entrada alterno en uno de salida continuo.

Se puede obtener un rectificador de media onda con salida positiva a partir de un circuito rectificador de media onda de salida negativa añadiendo elementos a su configuración junto a un amplificador sumador inversor como se muestra a continuación en la Figura 2.25a.

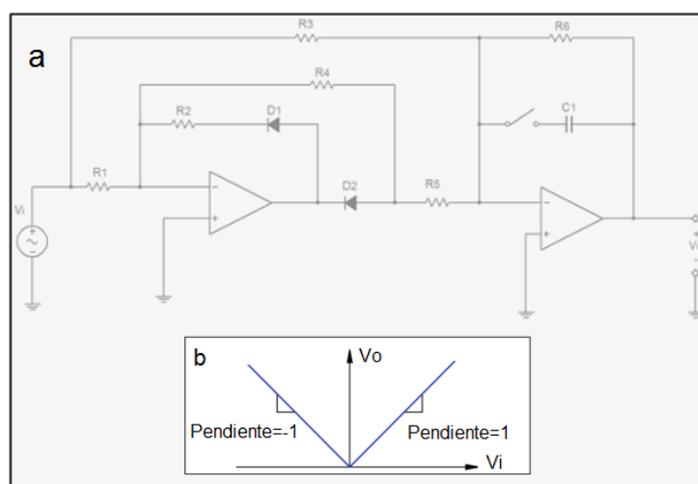


FIGURA 2.25. Amplificador operacional como rectificador de onda completa.

(a) Circuito

(b) Gráfica de respuesta del circuito

Dónde: V_i : Voltaje de entrada
 V_o : Voltaje de salida
 $R1...R6$: Resistencias
 $D1, D2$: Diodo 1, Diodo 2

Añadiendo un condensador como se muestra en el diagrama del circuito (Véase Figura 2.25a) se obtiene una salida lineal.

La figura (Véase Figura 2.25b) representa la relación entre el voltaje de entrada y el voltaje de salida; como se observa tanto para valores positivos y negativos de V_i se tiene un voltaje de salida V_o positivo.

2.16.7. AMPLIFICADOR OPERACIONAL DE INSTRUMENTACIÓN

Existen casos en los que se debe obtener una alta impedancia de entrada y además una alta ganancia en un amplificador diferencial, para obtener estas características se puede insertar un seguidor de voltaje entre la fuente y cada entrada; sin embargo la desventaja de este diseño es que no se puede establecer la ganancia del amplificador diferencial fácilmente (uso de varias resistencias). Un amplificador de instrumentación soluciona esta desventaja y permite configurar la ganancia del mismo utilizando una sola resistencia; un amplificador operacional de este tipo cuenta con dos etapas: la etapa de entrada, conformada por dos amplificadores no inversores y la entrada de amplificación conformada por un amplificador diferencial dispuestos como se muestra a continuación en la Figura 2.26.

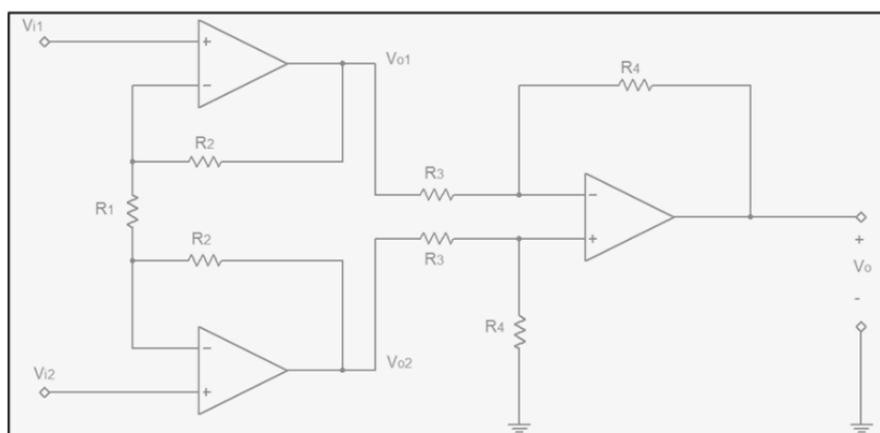


FIGURA 2.26. Amplificador operacional de instrumentación.

Dónde:

- V_{i1} : Voltaje de entrada 1
- V_{i2} : Voltaje de entrada 2
- V_o : Voltaje de salida final
- $R_1 \dots R_4$: Resistencias
- V_{o1} : Voltaje de salida 1
- V_{o2} : Voltaje de salida 2

El voltaje de salida puede ser calculado en base a la Ecuación 2.9 o en base a la Ecuación 2.10.

$$V_o = \frac{R_4}{R_3} * (V_{o2} - V_{o1}) \quad [V]$$

ECUACIÓN 2.9. Cálculo 1 del voltaje de salida para un amplificador operacional de instrumentación.

Fuente: (Floyd, 2012)

$$V_o = \frac{R_4}{R_3} * \left(1 + \frac{2 * R_2}{R_1}\right) * (V_{i2} - V_{i1}) \quad [V]$$

ECUACIÓN 2.10. Cálculo 2 del voltaje de salida para un amplificador operacional de instrumentación.

Fuente: (Floyd, 2012)

2.17. INSTRUMENTOS Y ELEMENTOS REQUERIDOS

A continuación se presenta una breve reseña con los datos y características relevantes de todos los elementos externos utilizados para la verificación y visualización del funcionamiento del sistema de adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas.

2.17.1. NI MYRIO

La NI myRIO (Véase Figura 2.27) es un dispositivo de hardware embebido multifuncional, portátil y accesible que permite diseñar sistemas de ingeniería complejos y reales gracias a sus componentes internos, software de apoyo, biblioteca de recursos y tutoriales aplicables en diversas áreas tales como: mecatrónica, control, robótica, entre otros. (National Instruments, 2015).

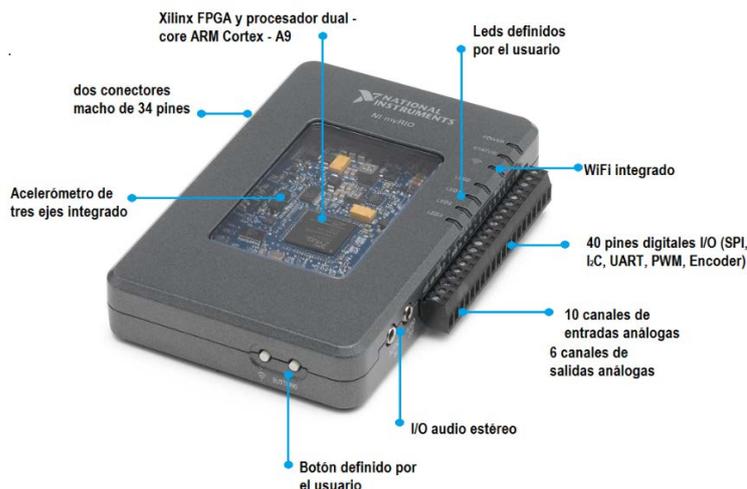


FIGURA 2.27. Principales componentes del hardware embebido NI MyRIO.

Fuente: (National Instruments, 2015)

2.17.2. LABVIEW 2014

El software computacional LabVIEW 2014 integra todas las herramientas que ingenieros y científicos necesitan para construir una amplia variedad de aplicaciones en mucho menos tiempo; es un entorno de desarrollo ideal para la innovación, descubrimiento y resultados acelerados principalmente gracias a su integración total con hardware de NI (National Instruments, 2014).

LabVIEW 2014 utiliza un lenguaje de programación gráfica, pero además permite integrar varios enfoques de programación (programación gráfica, escritura de algoritmos con matemática textual, interacción con código ANSI C, .NET o usando herramientas especializadas para modelado y simulación) para encontrar la mejor solución al problema en cuestión (National Instruments, 2014).

2.17.3. OSCILOSCOPIO BK PRECISION 2534

Este osciloscopio (Véase Figura 2.28) combina gran rendimiento y bajo costo de adquisición. Posee controles análogos conjuntamente con funciones de auto medida con un enfoque de uso intuitivo. Funciones como la transformada rápida de Fourier, filtrado digital, grabación de la forma de onda, barrido, zoom, entre otras incluidas en el osciloscopio ofrecen poderosas herramientas para depurar circuitos (BK Precision, 2011).

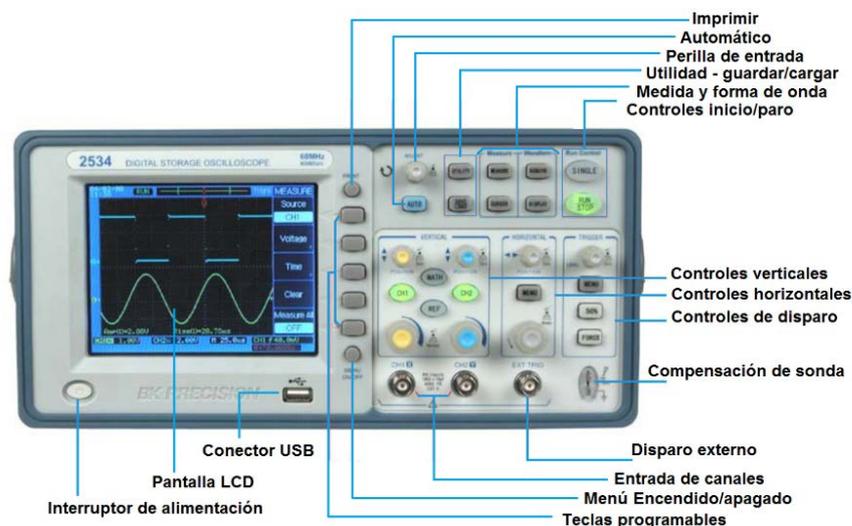


FIGURA 2.28. Principales componentes del osciloscopio digital BK Precision 2534.

Fuente: (BK Precision, 2008)

2.17.4. OSCILOSCOPIO VIRTUAL PARA NI MYRIO

El complemento desarrollado por “Choose Movement Consulting” permite configurar al computador conjuntamente con la NI MyRio como un osciloscopio y generador de funciones de 2 canales; para su funcionamiento requiere el software LabVIEW, con software de myRIO instalado y hardware myRIO. Este osciloscopio y generador de funciones cuenta con las siguientes características disponibles en (National Instruments & Choose Movement Consulting, 2015)

2.17.5. TRANSFORMADA RÁPIDA DE FOURIER

La transformada de Fourier permite transformar una señal en el dominio de tiempo al dominio de la frecuencia. La transformada rápida de Fourier es un algoritmo que permite el cálculo aproximado a la transformada discreta de Fourier; esta aproximación emplea como suposición que el número de muestras es múltiplo de 2 lo que permite aplicar ciertas condiciones de simetría que reducen el número de operaciones matemáticas a realizar. Para una función expresada en una tabla de datos (arreglo) por un conjunto de N (múltiplo de 2) pares de datos (t_j, x_j) en un intervalo Δt desde $t_0=0$ hasta $t_{\text{final}}=(N-1)$, la transformada rápida de Fourier obtiene como resultado otro arreglo con la información de la amplitud y la fase del arreglo de entrada, con cada elemento asociado a una frecuencia dentro del intervalo $\Delta\omega$. Mediante la ecuación (Véase Ecuación 2.11) se determina la transformada rápida

de Fourier para una señal discreta (Mathworks, 2015) (Escuela de Ingeniería de Eibar, 2015).

$$X(k) = \sum_{j=1}^N x(j) * e^{\left(\frac{-2\pi i}{N}\right)(j-1)(k-1)}$$

ECUACIÓN 2.11. Ecuación para el cálculo de la transformada rápida de Fourier.

Fuente: (Mathworks, 2015)

2.17.6. MULTISIM 13.0 Y ULTIBOARD 13.0

Multisim 13.0 es un entorno de simulación estándar utilizado mundialmente por estudiantes, investigadores, educadores e ingenieros en diversos campos de aplicación, entre los que se encuentran: aplicaciones de análisis de semiconductores, de bioinstrumentación, de energía y potencia, diseño de circuitos de baja frecuencia, diseño de circuitos analógicos, diseño de circuitos lógicos digitales, microcontroladores y FPGAs, electrónica de potencia, entre otras (National Instruments - Multisim, 2015).

El software computacional Ultiboard 13.0 brinda un entorno visual e intuitivo para la generación de prototipos de tarjetas de circuito impreso (PCB). Su integración con Multisim permite a los diseñadores de circuitos minimizar el tiempo de desarrollo realizando esquemáticos de circuitos, simulación SPICE y diseño de PCB en el mismo entorno. Ultiboard complementa la simulación SPICE brindada por Multisim, con el diseño de PCB y de enrutado obteniendo prototipos con la mayor rapidez y precisión posible (National Instruments - Ultiboard, 2015).

CAPÍTULO III

3. METODOLÓGICA DE LA INVESTIGACIÓN

“La investigación científica es, en esencia, como cualquier tipo de investigación, sólo que más rigurosa, organizada y se lleva a cabo cuidadosamente” (Sampieri, et al., 2010). En este Capítulo se analiza detalladamente el conjunto de procedimientos y métodos que conllevan al cumplimiento sistemático del conjunto de fases y actividades requeridas para estudiar el problema, cumplir los objetivos de la investigación y plantear la solución; para lo cual, se enmarca a la investigación dentro de una área y tipo de investigación con enfoque investigativo específico, además se presenta el diseño de investigación propuesto para este tipo de investigación con todas las actividades necesarias para la consecución de los objetivos planteados que conllevan a la solución óptima.

3.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN

La investigación actual se ubica dentro del tipo de investigación “aplicada”; ya que tiene como objetivo principal la resolución de un problema con un enfoque cualitativo con alcance exploratorio y diseño experimental.

El enfoque cualitativo de la investigación establece que a medida que se recoge datos e información acerca del tema estudiado, surgen preguntas de la investigación que ayudan a afinar la investigación, es decir, que a medida que se avanza con la investigación, esta se redirige; por lo que a diferencia del enfoque cuantitativo que se guía en un conjunto de procesos secuenciales y probatorios, el enfoque cualitativo más bien sigue un proceso circular. En el enfoque cualitativo no se sigue un proceso definido, la recolección de datos se realiza por métodos no estandarizados y es posible regresar a etapas previas lo que brinda flexibilidad al momento de desarrollar la investigación (Sampieri, et al., 2010). El alcance exploratorio se aplica en la investigación ya que, en nuestro medio el tema es poco estudiado, innovador y permite generar nuevos estudios e investigaciones.

3.2. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

A continuación se detalla este proceso investigativo subdividido en las etapas llevadas a cabo para la consecución de los objetivos planteados.

Para el diseño y la construcción del sistema de adquisición y acondicionamiento de las señales SEMG se siguió la consecución de varias etapas sin un orden estricto de realización; sin embargo, antes de realizar estas actividades se debe contar con bases que permiten desarrollar un sistema funcional en cuanto a su aplicación se refiere. Es por esta razón que el proceso partió de la generación de la idea de la UTN de realizar proyectos de investigación orientados a la sociedad, enmarcado dentro de las políticas de estado, específicamente el objetivo 3 del Plan Nacional del Buen Vivir (Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo, 2013) y el cambio de la matriz productiva del país (Vicepresidencia de la República del Ecuador, 2013); aplicando estas políticas se propone el desarrollo de prótesis robóticas mioeléctricas que permitan emular el funcionamiento de la extremidad amputada para personas con cierto grado de discapacidad. Estudios e investigaciones publicadas demuestran que, a nivel nacional un gran número de personas se podrían beneficiar con este proyecto investigativo (Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades, 2014) (Dávila , 2013) (Cevallos & Hidrobo, 2013). Con el fin de afinar y estructurar esta idea se plantea un problema; el planteamiento del problema (objetivos, justificación, alcance y limitaciones) permite subdividir al macro proyecto en varios proyectos con enfoque específico. Una de estas subdivisiones representa la investigación actual: "Sistema para la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas para el accionamiento de un tobillo robótico"; las señales bioeléctricas y en especial las señales eléctricas musculares (mioeléctricas) representan el más alto grado como señal de control a utilizar dentro de un dispositivo mecatrónico para la rehabilitación de miembros amputados (Pinwei, 2010) (Simmons & Welsh, 2013) (Zhou, et al., 2006) (Miller, et al., 2008). El siguiente paso requerido es la construcción del marco teórico para lo cual se obtiene, revisa, consulta, extrae y recopila información relacionada a temas como la electromiografía, sistemas y dispositivos electromiográficos, prótesis robóticas mioeléctricas, interfaces EMG, electromiografía superficial, actividad eléctrica muscular, entre otros; información

adquirida principalmente de fuentes bibliográficas, publicaciones científicas y en menor número de tesis desarrolladas. A continuación se detallan cada una de las actividades realizadas para llegar a la solución del problema investigativo propuesto:

Objetivo I: Seleccionar el tipo de electrodo que facilite la obtención de la actividad eléctrica del músculo.

Actividad I: Para la selección del electrodo se consulta publicaciones científicas actualizadas relacionadas a sistemas electromiográficos y a electrodos utilizados en electrocardiogramas debido a su capacidad de adaptabilidad de uso en aplicaciones electromiográficas, fuentes como la Revista de Electromiografía y Kinesiología que contiene estudios con enfoque médico - clínico acerca de la EMG además del Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica (IEEE) y la Editorial Springer especialmente por publicaciones que contienen especificaciones técnicas eléctricas y electrónicas en el uso de electrodos electromiográficos son consultadas.

Actividad II: El uso de bibliografía es mínimo debido principalmente a su antigüedad, sin embargo esta bibliografía posee datos válidos y útiles que, conjuntamente con el marco teórico permiten establecer tablas comparativas entre los principales tipos de electrodos utilizados en la EMG.

Actividad III: Una vez determinado el nivel de aplicación del electrodo (no invasivo) se analizan los electrodos disponibles comercialmente a nivel mundial, para lo cual se consultan páginas web de proveedores en la comercialización de dispositivos y materiales médicos tales como: (SKINTACT®, 2004) (Ambu, 2015) (The Electrode Store, 2015) (Bio-Medical, 2015) (Bionic, 2011) (Medico Electrodes International Ltd, 2014) (TELIC GROUP, 2015) (Pulse Medical Limited, 2015).

Actividad IV: Se selecciona los cables utilizados en el sistema EMG, para esta selección no se realiza comparativas entre cables utilizados en EMG debido a que la mayoría de cables son utilizados en dispositivos médicos de alta calidad, aplicaciones médicas específicas y de costo elevado. Por estas razones se utiliza cables utilizados en el "Muscle Sensor v3" (Advancer Technologies, 2015).

Objetivo II: Diseñar el sistema para la obtención y acondicionamiento de las señales eléctricas.

Actividad I: En base a la teoría, bibliografía y publicaciones revisadas se determina las etapas constituyentes del sistema, cada una de ellas necesarias para garantizar la calidad y validez de la señal eléctrica muscular adquirida.

Actividad II: Para la etapa de adquisición se compara y selecciona un amplificador operacional de instrumentación; se consulta las hojas de datos ya que todos los fabricantes recomiendan circuitos de protección para el paciente y de eliminación de señales no deseadas para usos en electrocardiogramas (ECG) aplicables en la electromiografía. En la adquisición inicial comprendida por los electrodos y un amplificador de instrumentación se determina la ganancia que permite obtener una salida óptima sin amplificación del ruido o señales no deseadas captadas por el circuito. Posteriormente se determina la ganancia necesaria en una etapa de pre amplificación antes del filtrado; esta amplificación, al ubicarse antes de efectuar un filtrado a la señal no se debe amplificar demasiado de modo que no se amplifique también el ruido.

Actividad III: Para la etapa del filtrado y demás circuitos se utiliza un amplificador operacional de propósito general, seleccionando uno de todos los disponibles en el mercado en base a criterios específicos, tales como características, costo, disponibilidad, entre otros.

Actividad IV: En primera instancia se analizan las respuestas de todos los tipos de filtros analógicos existentes (Diagramas de Bode); cabe destacar que en base a las fuentes consultadas se comprueba que todos los sistemas electrónicos de EMG utilizan filtros Butterworth; para esta selección se utiliza bibliografía reciente sobre el diseño de filtros analógicos además de bibliografía escrita por los principales fabricantes de circuitos integrados tales como: Texas instruments, Analog Devices, ST Microelectronics, entre otros; además se analiza la respuesta en frecuencia para filtros de hasta decimo orden con el fin de seleccionar el orden adecuado del filtro a diseñar.

Actividad V: Con el tipo de respuesta y orden de los filtros a utilizar se diseña los mismos en base a la frecuencia de corte requerida, utilizando fórmulas y ecuaciones disponibles para el cálculo de dichos filtros; manuales disponibles de los fabricantes de circuitos integrados de amplificadores operacionales son utilizados (Jung, 2005) (Zumbahlen, 2011).

Actividad VI: En varios puntos específicos del sistema se requiere el uso de amplificadores operacionales en configuración no inversora con una ganancia determinada; para lo cual se diseña cada uno de ellos en base a la ecuación que rige a este tipo de amplificadores.

Actividad VII: Para la rectificación de onda completa y alisado de la señal EMG se utilizan publicaciones científicas relacionadas con el diseño de rectificadores de onda completa de precisión disponibles en la red; la autoría de estas publicaciones está relacionada principalmente a los fabricantes de elementos electrónicos integrados (NXP Semiconductors, 2004) (Bode, 2008) (Ting, 2013) que realizan el encapsulado de circuitos rectificadores.

Objetivo III: Seleccionar los componentes electrónicos existentes en el mercado.

Actividad I: La selección de componentes a utilizar en el sistema se basa en aplicar criterios específicos que no necesariamente permiten seleccionar los mejores componentes para este tipo de aplicaciones; es así que entre los criterios en los que se basa esta selección se encuentran: la disponibilidad en el mercado nacional y bajo costo. Con los elementos electrónicos que cumplan estas dos premisas, se selecciona uno de estos comparando sus características en base a las hojas de datos de cada elemento disponibles en la red.

Objetivo IV: Simular el esquema eléctrico y/o electrónico del sistema haciendo uso de un programa computacional.

Actividad I: En la etapa de adquisición dentro de la cual se enmarca los circuitos de protección y circuitos para el funcionamiento del amplificador de instrumentación son simulados conjuntamente, utilizando una señal EMG simulada en base a una tabla de datos cortesía del Departamento de Neurología

de la Escuela de Medicina de Harvard (PhysioNet, 2011), se verifica el funcionamiento de esta etapa observando y analizando la señal de salida. Para la simulación de todos los circuitos de la etapa de adquisición se selecciona el software computacional de National Instruments: Multisim 13.0 en su versión Power Pro Edition (National Instruments - Multisim, 2015).

Actividad II: Diseñados los circuitos de filtros con el tipo de respuesta y orden seleccionados, se verifica el funcionamiento de todos estos circuitos a través del software computacional Multisim 13.0; utilizando una señal de entrada senoidal a frecuencia variable dada por un generador de funciones y observada en un osciloscopio (filtros de tipo pasa bajas, pasa bajas y rechaza bandas se incluyen en esta etapa).

Actividad III: Para la simulación de los amplificadores operacionales en configuración no inversora se observa la señal de entrada y la señal de salida en una misma gráfica dada por un osciloscopio virtual de Multisim 13.0, en base a una señal de entrada senoidal dada por un generador de funciones. Analizando esta gráfica se verifica la ganancia establecida para cada circuito.

Actividad IV: La etapa de rectificación de la señal es simulada (rectificación de onda completa, alisado inversor de la señal rectificada y la amplificación de la señal en un rango establecido). La gráfica brindada por el osciloscopio virtual de Multisim 13.0 permite verificar y observar el funcionamiento de los circuitos que constituyen esta etapa.

Actividad V: Finalmente se simula todos los circuitos que constituyen las etapas de adquisición y acondicionamiento de la señal. El uso de fuentes virtuales proporcionadas por Multisim 13.0 permite generar las interferencias que afectan a este tipo de sistemas una vez ya implementados; en base a estos componentes se verifica el filtrado de la señal y en base a las gráficas de entrada (potencial SEMG con interferencias) y salida (voltaje DC de salida) se verifica el funcionamiento de los circuitos que amplifican, rectifican y alisan la señal.

Objetivo V: Construir el dispositivo electromiográfico.

Actividad I: Para la construcción de las tarjetas de circuitos impresos de todas las etapas del sistema, se selecciona el software computacional de National Instruments: Ultiboard 13.0 en su versión Power Pro Edition; basándose en su completa integración con el software de simulación SPICE (National Instruments - Ultiboard, 2015).

Actividad II: Se selecciona las huellas para cada elemento electrónico utilizado en el sistema basándose principalmente en sus dimensiones y especificaciones en las hojas de datos del fabricante; para elementos inexistentes en Ultiboard se selecciona elementos semejantes y se realiza una edición in situ de la huella de estos elementos adaptándolos a los elementos reales a utilizar.

Actividad III: Se genera el auto ruteo de todos los elementos requeridos por los circuitos para su funcionamiento. Factores como el espacio entre rutas, grosor, espacio con el plano de potencia, capas utilizadas, holguras, islas a remover deben ser tomados en cuenta.

Actividad IV: Se construye las placas utilizando placas de cobre y las impresiones de los circuitos impresos generados en Ultiboard 13.0, se realiza las perforaciones en los puntos específicos de los terminales de cada componente y se suelda cada componente in situ.

Objetivo VI: Probar el dispositivo en un paciente sano.

Actividad I: Se realiza un análisis general de los principales métodos utilizados para el registro y análisis de señales EMG, la revisión de publicaciones científicas es esencial para determinar el método o procedimiento a utilizar, algunas de estas publicaciones consultadas son: (Thexton, 1996) (Bonato, et al., 1998) (Xu & Adler, 2004) (Reaz, et al., 2006) (Laterza & Olmo, 1997) (Kumar, et al., 2003) (Martin & Flandrin, 1985) (Cheron, et al., 1996) (Chan, et al., 2000) (Yana, et al., 1995) (Fang, et al., 1997).

Actividad II: Antes de probar el sistema construido, se selecciona los músculos para la toma de datos, para lo cual se utiliza el fundamento teórico consultado,

principalmente teniendo en cuenta recomendaciones brindadas por (Hermens & Freriks, 1996); analizando los músculos que intervienen en el movimiento del tobillo y estableciendo criterios para esta selección.

Actividad III: Se define el procedimiento para realizar el registro de datos, para lo cual se subdivide a este procedimiento de forma general en tres etapas: una etapa inicial (preparación de la piel, ubicación y colocación de electrodos), una etapa de registro (Test clínico para medir la contracción máxima voluntaria de cada músculo) y una etapa de procesado (Funciones implementadas en los elementos de software y hardware utilizados).

Actividad IV: Se presenta y discierne los resultados de forma gráfica y textual en base a tablas con las principales características de la forma de onda obtenida en cada registro, además se compara los registros del sistema diseñado con los registros del Muscle sensor V3 (Sparkfun, 2015).

Finalmente, la Figura 3.1 presenta el diagrama de bloques con las etapas constituyentes del sistema de adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas superficiales de un solo canal.

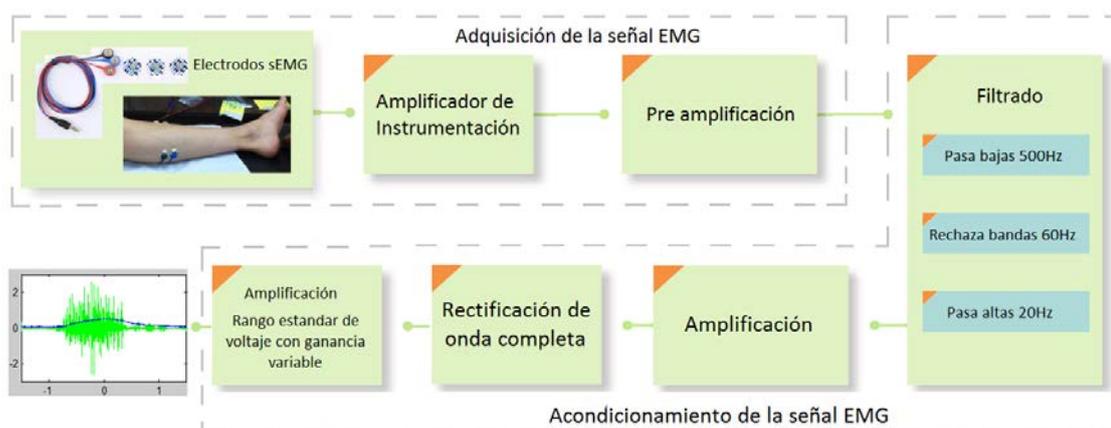


FIGURA 3.1. Diagrama de bloques del Sistema de adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas.

La figura (Véase Figura 3.2) presenta la representación gráfica de cada una de las actividades requeridas para el cumplimiento de los objetivos planteados en la investigación.

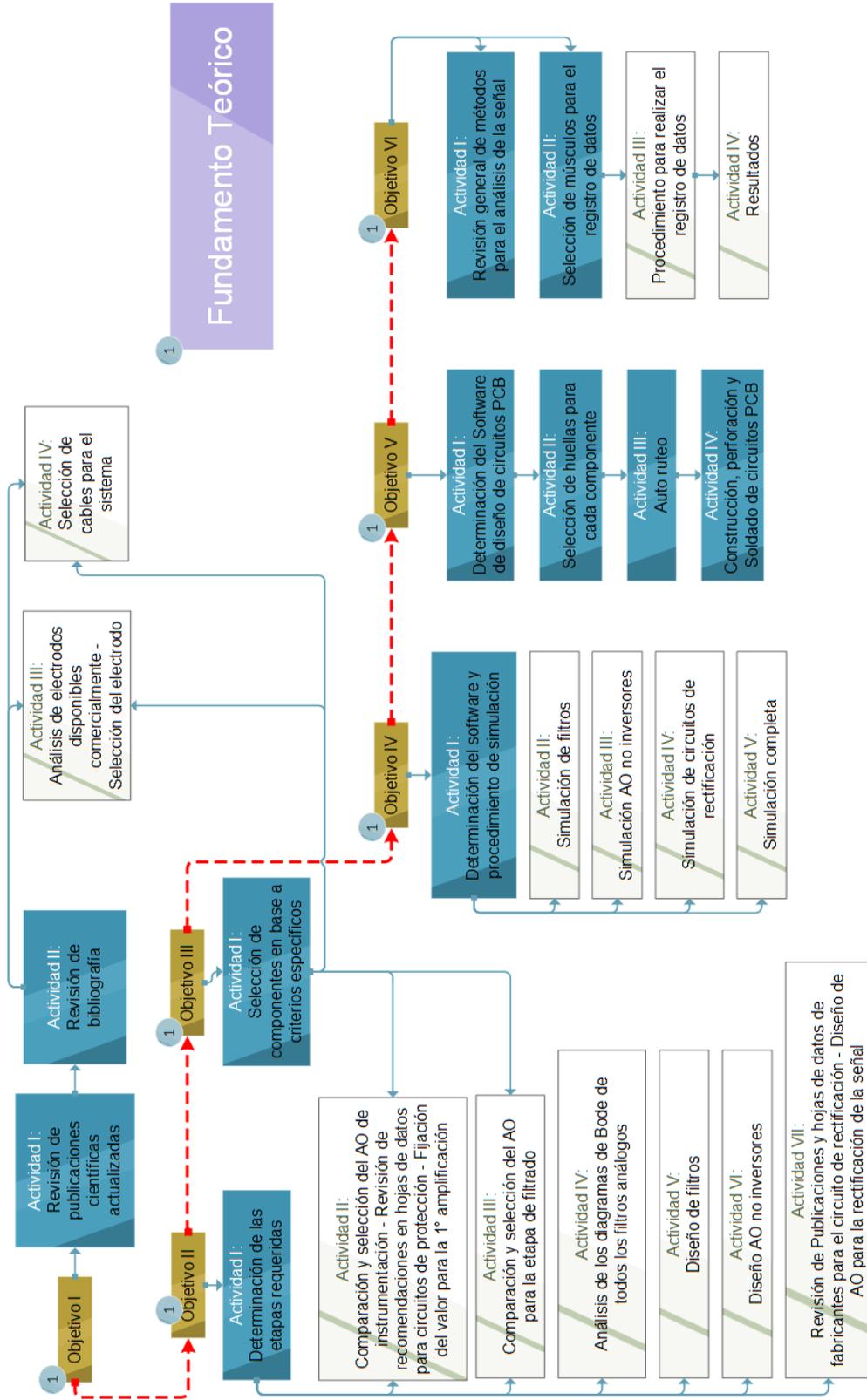


FIGURA 3.2. Actividades requeridas para el cumplimiento de los objetivos planteados en la investigación

CAPÍTULO IV

4. DISEÑO, SIMULACIÓN Y CONSTRUCCIÓN

Este Capítulo detalla el proceso de selección de todos los elementos externos y el proceso de diseño de los circuitos de protección y funcionamiento requeridos para la adquisición y acondicionamiento de una señal electromiográfica superficial; con el sistema totalmente diseñado se realiza la simulación del sistema mediante un software especializado. Finalmente se construye la placa electrónica del sistema con los circuitos ya diseñados y simulados.

4.1. DISEÑO DEL SISTEMA

El sistema adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas posee las etapas que se muestran en la figura (Véase Figura 3.1). El sistema se subdivide en dos etapas principales: la etapa de adquisición de la señal y la etapa de acondicionamiento de la señal. Al adquirir señales de voltaje en el rango típico de amplitud pico - pico está entre 0,01 [mV] a 5 [mV] y la frecuencia está entre 1 [Hz] - 300 [Hz] (Véase Figura 2.10) (Soderberg, 1992), se debe realizar una elevada amplificación de la señal; esta amplificación se realiza en varios puntos específicos del circuito del sistema con ganancias específicas, todas estas ganancias se multiplican obteniendo un coeficiente que representa la amplificación total de la señal adquirida.

4.1.1. ETAPA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EMG

Esta etapa inicial está formada por tres sub etapas: electrodos, amplificador de instrumentación y pre amplificación. Esta etapa es la encargada de captar la señal EMG pura de baja calidad que proviene de los músculos de una persona y amplificarlas; esta señal amplificada contiene mucha información innecesaria proveniente de interferencias y ruido que ya se analizaron en el Capítulo II; sin embargo esta señal captada es funcional y de ser necesario puede ser filtrada (como es el caso del actual diseño). En esta etapa también se incorporan circuitos de protección además de circuitos adicionales requeridos para el buen funcionamiento del amplificador de instrumentación.

4.1.1.1. SELECCIÓN DEL ELECTRODO

Los electrodos representan el punto de partida para el diseño de un sistema de adquisición y acondicionamiento de señales EMG ya que, en base a la selección de un determinado tipo de electrodos se diseñan las posteriores etapas de amplificación y filtrado; para la selección de electrodos se analizan las características de los principales tipos de electrodos utilizados en EMG. Una de las características a tomar en cuenta es que los electrodos deben ser de fácil montaje, que no requieran de supervisión médica y que no requieran de conocimientos médicos específicos para su uso. La Tabla 4.1 muestra la comparativa entre los principales tipos de electrodos utilizados en EMG.

Electrodos utilizados en electromiografía	
Electrodos no invasivos (Superficiales)	Electrodos invasivos
<p>Se aplican directamente sobre la piel del músculo.</p> <p>Desechables</p> <p>Bajo costo</p> <p>Reutilizables</p> <p>Utilizan una pasta o gel conductor para reducir la impedancia entre el electrodo y la piel.</p> <p>Mantienen su posición mediante una espuma que posee una superficie adhesiva.</p> <p>El uso de una pasta o gel conductor mantiene al electrodo sin contacto directo con la superficie de la piel evitando desconexión por movimientos bruscos.</p> <p>Proveen un medio conveniente y rápido de sujeción.</p> <p>No requieren de conocimientos médicos para su colocación.</p> <p>Se utilizan para estudiar la actividad de todo el músculo superficial.</p>	<p>Se aplican en el tejido que se encuentra inmediatamente debajo de la piel, perforando la piel en un ángulo oblicuo.</p> <p>Desechables.</p> <p>Costo moderado.</p> <p>Su reutilización requiere de esterilización.</p> <p>Utilizan agujas, alambres y cánulas similares a una aguja hipodérmica.</p> <p>Es posible registrar señales de muy baja amplitud y alta frecuencia.</p> <p>Su aplicación requiere de personal médico calificado.</p> <p>Se utilizan en electromiografía clínica para analizar defectos en unidades motoras específicas.</p> <p>Se utilizan en casos de problemas graves en la piel, especialmente en pacientes anestesiados.</p>

TABLA 4.1. Electrodos utilizados en electromiografía.

En base a la tabla (Véase Tabla 4.1), considerando la característica de fácil montaje, analizando investigaciones previas existentes (Lim, et al., 2006) (Drost, et al., 2006) (Farina, et al., 2002) (Ruiz, et al., 2007) (Garcés, et al., 2001) (Hewson, et al., 2001). En el sistema se utiliza electrodos no invasivos o de electromiografía superficial, más específicamente se utilizan electrodos de Ag / AgCl adhesivos y gelificados.

A nivel mundial existen proveedores y fabricantes que disponen de una amplia variedad de equipos para el diagnóstico y monitoreo de señales bioeléctricas, proveedores como: (SKINTACT®, 2004) (Ambu, 2015) (TELIC GROUP, 2015) (Pulse Medical Limited, 2015) (Medico Electrodes International Ltd, 2014) (The Electrode Store, 2015) (Bio-Medical, 2015), comercializan electrodos invasivos y no invasivos utilizados en EMG y ECG tales como: electrodos para el diagnóstico ECG de reposo, monitoreo a corto, mediano y largo plazo, de diagnóstico, de desfibrilación, para ultrasonidos, entre otros. Todos estos productos disponibles comercialmente requieren de importación, por lo cual se realiza una búsqueda a nivel nacional concluyendo en el uso de electrodos no invasivos DORMO disponibles en el país.

Los electrodos de Ag / AgCl varían principalmente en su diámetro y su uso en aplicaciones específicas, por disponibilidad en nuestro medio, los electrodos de plata / cloruro de plata utilizados son los electrodos DORMO SX - 30 ECG (Véase Figura 4.1). Los electrodos SX - 30 están contruidos para utilizarlos en electrocardiogramas, sin embargo sus características son completamente aplicables en la electromiografía superficial. Las características del electrodo SX - 30 consultadas en (Pulse Medical Limited, 2015) (TELIC GROUP, 2015) son:

- Ideal para Pediatría y Neonatos.
- Tamaño pequeño redondo 30 [mm].
- Señales estables de alta calidad.
- Ag/AgCl.
- Pre gelificado con gel sólido.
- Sujeción tipo corchete/botón.

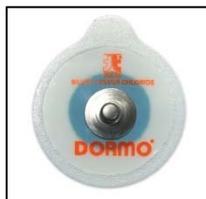


FIGURA 4.1. Electrodo DORMO SX - 30 ECG utilizado.

Fuente: (TELIC GROUP, 2015)

4.1.1.2. SELECCIÓN DEL CABLE DE CONEXIÓN

Para la adquisición de la señal con un amplificador operacional de instrumentación diferencial es necesario el uso de tres electrodos DORMO SX - 30: un electrodo inversor, un electrodo no inversor conectados a los terminales del AO con las mismas denominaciones además de un electrodo de referencia. Los cables utilizados para la conexión entre los electrodos y el amplificador de instrumentación son cables utilizados en el "Muscle Sensor v3" apreciables en la Figura 4.2 (Sparkfun, 2015) cuyas características son:

- Conectores de 3,5 [mm] de audio.
- Terminal tipo corchete.
- Tres cables conductores de 60,96 [cm].
- Cables rojo – azul - negro.

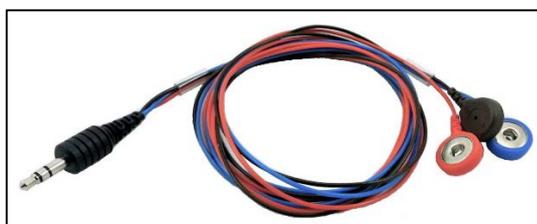


FIGURA 4.2. Cable utilizado en el sistema EMG.

Fuente: (Advancer Technologies, 2015)

4.1.1.3. SELECCIÓN DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Para su uso en la SEMG un amplificador debe poseer ciertas características que permiten la adquisición de la señal (Véase Tabla 2.5); la mayoría de amplificadores de propósito general no poseen estas características a no ser que se realice un circuito que implica la utilización de varios AO en configuraciones determinadas que permiten la adquisición. Un amplificador de instrumentación gracias a su

configuración interna cuenta con todas estas características; con lo cual se selecciona un AO que cumpla con las características mínimas recomendadas y que además sea de fácil adquisición.

De acuerdo al estudio y revisión de investigaciones (Li, et al., 2010) (He, et al., 2003) (Li, et al., 2009) (Urbina Rojas, et al., 2012) y tesis publicadas (Mozhanova, 2012) (Camacho & León, 2008) (Valencia Brito & Villa Parra, 2013) por mencionar algunas, se determina que, de la amplia gama de amplificadores de instrumentación existentes comercialmente, los amplificadores: INA128 y AD620 son los más utilizados en sistemas de adquisición y acondicionamiento de señales eléctricas musculares.

Las características relevantes para un sistema EMG de los amplificadores de instrumentación AD620 e INA128 se presentan en la Tabla 4.2.

Amplificadores de instrumentación utilizados en sistemas EMG		
Característica	AD620 (25°C, VS = ±15 [V], G=10)	INA128 (+25°C, VS = ±15 [V], G=10)
Impedancia de entrada	$10^{10} \parallel 2 \text{ [G}\Omega\text{]} \parallel \text{ [pF]}$	$10^{10} \parallel 2 \text{ [G}\Omega\text{]} \parallel \text{ [pF]}$
Ganancia del amplificador	1 - 10000	1 - 10000
Ganancia no lineal	±0,00001%	±0,0003%
Relación de rechazo de modo común	93 [dB]	103 [dB]
Repuesta en frecuencia	1 - 800 [KHz] medido a -3 [dB]	1 - 700 [KHz] medido a -3 [dB]
Corriente de polarización	0,5 [nA]	± 2 [nA]
Ruido	0,55 [μ V] p-p	0,2 [μ V] p-p

TABLA 4.2. Tabla comparativa con las características relevantes para SEMG de los amplificadores de instrumentación AD620 e INA128.

Fuentes: (Analog Devices, 2014) (Texas Instruments, 2005)

Comparando las características de los dos amplificadores operacionales se concluye que no existe diferencia significativa en el funcionamiento de los dos circuitos integrados, por lo cual puede ser utilizado cualquiera de los dos; finalmente por disponibilidad y facilidad de adquisición se utiliza el amplificador de instrumentación AD620.

El AD620 fabricado por Analog Devices es un amplificador de instrumentación de bajo costo de alta precisión que requiere únicamente de una resistencia para configurar su ganancia de 1 a 10000. Para su funcionamiento requiere de un voltaje de alimentación dual de mínimo $\pm 2,3$ [V] y de máximo ± 18 [V] además de una baja corriente (suministro de corriente máximo de 1,3 [mA]). Es ideal para la adquisición de datos de precisión ya que posee una alta precisión de 40 [ppm] máxima de ganancia no lineal, bajo desplazamiento de tensión máximo de 50 [mV] y la deriva del desplazamiento de 0,6 [$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$] max. Su alta relación de rechazo de modo común, bajo nivel de ruido, baja corriente de polarización de entrada y baja potencia permite su uso en aplicaciones médicas como ECG, EMG, monitores de presión arterial no invasiva, etc. El AD620 funciona bien como pre amplificador debido a su bajo ruido de voltaje de entrada de [9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$] a 1 [kHz] (Analog Devices, 2014). El AD620 presentado en la Figura 4.3 cuenta con 8 terminales dispuestos de la siguiente manera:

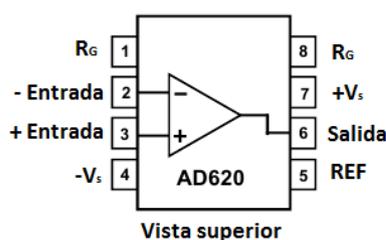


FIGURA 4.3. Terminales básicos del amplificador de instrumentación AD620.

Fuente: (Analog Devices, 2014)

Dónde:

- RG: Resistencia-ganancia
- Entrada: Entrada inversora
- +Entrada: Entrada no inversora
- Vs: Alimentación voltaje negativo
- +Vs: Alimentación voltaje positivo
- Salida: Voltaje de salida
- REF: Referencia

4.1.1.4. DISEÑO DE CIRCUITOS UTILIZADOS EN LA ETAPA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EMG

Para el diseño de cada uno de los circuitos en la etapa de adquisición de la señal electromiográfica se define los valores de ciertos componentes en base a los cuales se calcula los demás componentes que cada circuito requiera.

La ganancia utilizada en el amplificador de instrumentación es de aproximadamente 12; este valor de ganancia es determinado en base a pruebas experimentales de funcionamiento ya que, para la adquisición de señales EMG se analiza que para ganancias menores, el funcionamiento del amplificador de instrumentación es mucho más estable que para ganancias mayores, por lo que al utilizar una ganancia baja en este amplificador se requiere de una nueva amplificación en la etapa de adquisición de la señal; además, al aplicar amplificaciones por separado se tiene varios puntos de amplificación en caso de que posteriormente se requiera ciertos cambios de amplificación en diversas etapas del dispositivo. En base a la Ecuación 4.1 es posible determinar la resistencia insertada entre los terminales 1 y 8 del AD620.

$$G = \frac{49,4k\Omega}{R_G} + 1$$

ECUACIÓN 4.1. Ganancia para el amplificador de instrumentación AD620.

Fuente: (Analog Devices, 2014)

$$\text{Con } G = 12 \rightarrow R_G = \frac{49,4k\Omega}{12-1} \rightarrow R_G = 4,491k\Omega \rightarrow R_G \cong 4,4 [k\Omega]$$

El circuito equivalente para el amplificador de instrumentación está compuesto por tres amplificadores operacionales OP07D con la configuración mostrada en la Figura 4.4; para determinar la función de transferencia de este circuito primero se analiza la etapa preamplificadora y luego la etapa diferencial del circuito. Este análisis permite determinar las ecuaciones, que rigen al funcionamiento del amplificador operacional de instrumentación AD620.

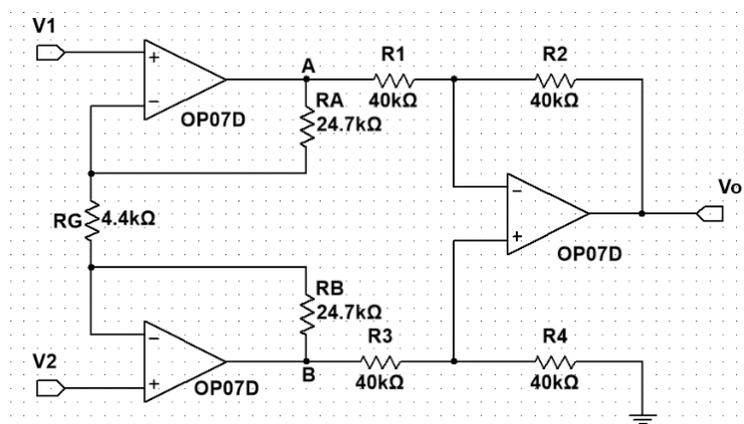


FIGURA 4.4. Configuración interna del amplificador de instrumentación AD620.

Se determina V_A y V_B en función de V_1 y V_2 , obteniendo la Ecuación 4.2 y la Ecuación 4.3.

$$V_A = V_1 \left(\frac{R_A}{R_G} + 1 \right) - \frac{R_A}{R_G} V_2 \quad [V]$$

ECUACIÓN 4.2. Voltaje de pre amplificación V_A en función de los voltajes de entrada V_1 y V_2 en un amplificador de instrumentación.

$$V_B = V_2 \left(\frac{R_B}{R_G} + 1 \right) - \frac{R_B}{R_G} V_1 \quad [V]$$

ECUACIÓN 4.3. Voltaje de pre amplificación V_B en función de los voltajes de entrada V_1 y V_2 en un amplificador de instrumentación.

Para la etapa diferencial del circuito se establece la Ecuación 4.4:

$$V_o = \left(-\frac{R_2}{R_1} \right) V_A + \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) V_B \quad [V]$$

ECUACIÓN 4.4. Voltaje de salida V_o en función de voltajes de pre amplificación V_A y V_B en un amplificador de instrumentación.

Si se considera que $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$ la Ecuación 4.4 queda expresada como Ecuación 4.5:

$$V_o = V_B - V_A \quad [V]$$

ECUACIÓN 4.5. Voltaje de salida V_o en función de voltajes de pre amplificación V_A y V_B simplificado para valores de resistencias iguales en un amplificador de instrumentación.

La función de transferencia general equivalente para el amplificador de instrumentación AD620 queda determinada por la Ecuación 4.6, reemplazando las ecuaciones: Ecuación 4.2 y Ecuación 4.3 en la Ecuación 4.4.

$$A(s) = \frac{2R_A}{R_G} + 1$$

ECUACIÓN 4.6. Función de transferencia del amplificador de instrumentación AD620.

Para el caso específico de $R_A = R_B = 24.7 [k\Omega]$ y $R_G = 4,4 [k\Omega]$

$$A(s) = \frac{49.4k\Omega}{4,4k\Omega} + 1 \quad \rightarrow \quad A(s) = 12$$

Para la adquisición de señales bioeléctricas se recomienda un circuito para monitoreo médico de señales de electrocardiografía presentado en la Figura 4.5, este circuito es adaptado para su uso en EMG. Este circuito brinda estabilidad al sistema evitando corriente de desbalance y compensar problemas de ruido atenuando los voltajes de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación, además de añadir una protección adecuada creando una tierra activa aislada de la tierra eléctrica del circuito para proteger al paciente de posible.

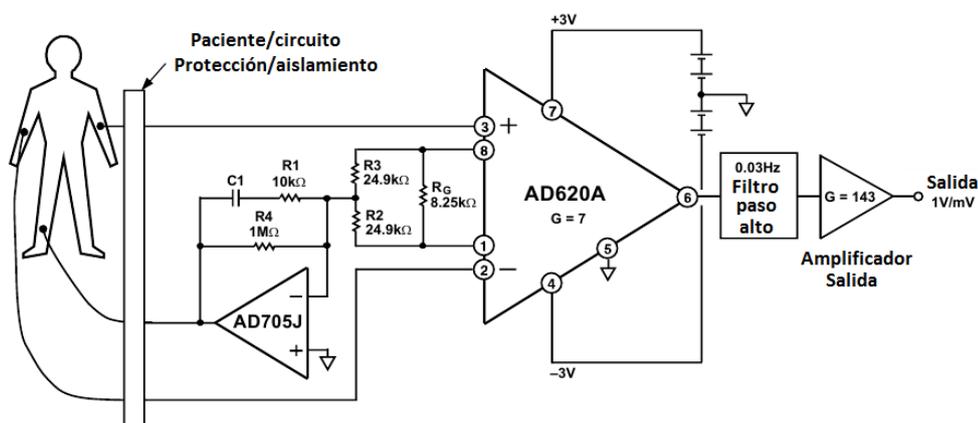


FIGURA 4.5. Circuito para monitoreo médico de ECG (driver de pierna derecha).

Fuente: (Analog Devices, 2014)

Todos los cambios realizados en el circuito de pierna derecha utilizado en ECG para su aplicación en la EMG se presentan en la Figura 4.6. El valor del condensador C1 es seleccionado para mantener la estabilidad del driver de pierna derecha.

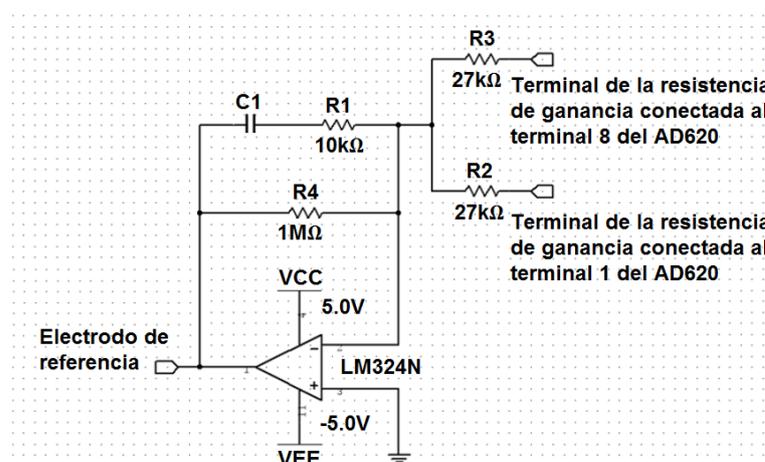


FIGURA 4.6. Circuito de pierna derecha utilizado en EMG.

Utilizando un amplificador operacional LM324N en configuración integradora conectado entre el terminal de salida y el terminal de referencia del AD620 como se aprecia en la Figura 4.7, se obtiene un acople AC con el cual se extrae la señal de AC y a la vez se rechaza la señal DC y el ruido de modo común presente (Stitt, 1990) (Kitchin & Counts, 2006). Para el cálculo de los valores de R1 y C1 utilizados en el circuito se utiliza la Ecuación 4.7 estableciendo una frecuencia de corte de aproximadamente 10Hz.

$$f_{-3dB} = \frac{1}{2\pi C_1 R_1} \quad [Hz]$$

ECUACIÓN 4.7. Cálculo para el circuito de acoplamiento AC.

Fuente: (Stitt, 1990) (Kitchin & Counts, 2006)

Con $C_1 = 100 [nF]$ y $f_{-3dB} \cong 7 [Hz]$

$$R_1 = \frac{1}{2\pi C_1 f_{-3dB}} \quad \rightarrow \quad R_1 = \frac{1}{2 * \pi * 100 * 10^{-9} F * 7 Hz} \quad \rightarrow \quad R_1 \cong 220 [k\Omega]$$

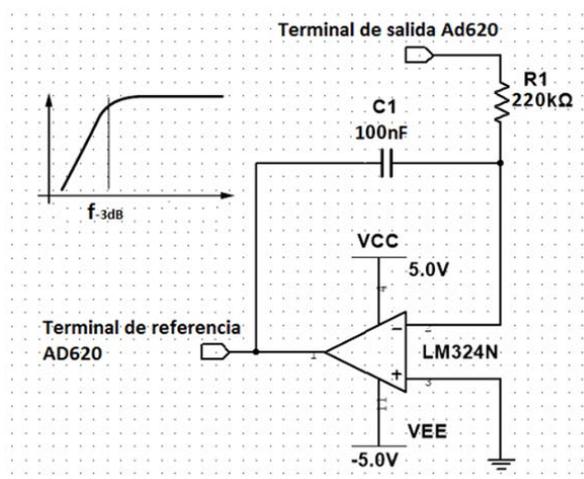


FIGURA 4.7. Circuito de acoplamiento de AC.

En la etapa de adquisición de la señal se incluye además un circuito para eliminar la interferencia causada por dispositivos que generan y transmiten radio frecuencias RF. Todo amplificador de instrumentación rectifica en su salida una pequeña banda de señales que generan un mínimo desplazamiento de voltaje DC (Kitchin & Counts, 2006). Señales de altas frecuencias pueden ser filtradas con una red pasa bajas RC colocada en las entradas del amplificador de instrumentación (Véase Figura 4.8). Este filtro limita la salida de acuerdo a las ecuaciones (Véase Ecuación 4.8 y Ecuación 4.9).

$$BW_{DIFF-3dB} = \frac{1}{2\pi R(2C_2 + C_1)} \quad [Hz]$$

ECUACIÓN 4.8. Ancho de banda diferencial para un filtro RF.

Fuente: (Kitchin & Counts, 2006)

$$BW_{CM-3dB} = \frac{1}{2\pi RC_1} \quad [Hz]$$

ECUACIÓN 4.9. Ancho de banda común para un filtro RF.

Fuente: (Kitchin & Counts, 2006)

Un filtro RF posee dos anchos de banda: el diferencial y el común. El ancho de banda diferencial define la respuesta en frecuencia del filtro con una señal de entrada diferencial aplicada entre las dos entradas del circuito mientras el ancho de banda de modo común define que señal RF de modo común se presenta entre las dos entradas y tierra. Para establecer los valores de los componentes primero se establece el valor de las resistencias R1a y R1b, típicamente se utiliza valores entre 2 [kΩ] y 10 [kΩ] (generando ruido de 8 [nV/√Hz] a 18 [nV/√Hz]); luego se selecciona el valor apropiado para C2, utilizando valores lo más bajos posibles. El ancho de banda diferencial adecuado usualmente es 10 veces la mayor frecuencia de la señal. Finalmente se selecciona el valor del condensador C1a y C1b (determinan el ancho de banda de modo común); para obtener un adecuado CMRR de corriente alterna, este valor debe ser el 10% del valor de C2 o menos (Kitchin & Counts, 2006).

Con $R_{1a} = R_{1b} = 3,9 \text{ [k}\Omega\text{]}$ $BW_{DIFF-3dB} \cong 400 \text{ [Hz]}$ $C_2 = 0,047 \text{ [}\mu\text{F]}$

$$BW_{DIFF-3dB} = \frac{1}{2\pi R(2C_2 + C_1)} \rightarrow C_1 = \frac{1}{2\pi R * BW_{DIFF-3dB}} - 2C_2 \rightarrow$$

$$\rightarrow C_1 = \frac{1}{2\pi * 3,9 * 10^3 \Omega * 400 \text{ Hz}} - 2 * 0,047 * 10^{-6} \text{ F} \rightarrow C_1 \cong 1000 \text{ [pF]}$$

Con el valor del condensador C1 encontrado se calcula el valor del ancho de banda de modo común del filtro RF:

Con $C_1 = 1000 \text{ [pF]}$ y $R_{1a} = R_{1b} = 3,9 \text{ [k}\Omega\text{]}$

$$BW_{CM-3dB} = \frac{1}{2\pi RC_1} \rightarrow BW_{CM-3dB} = \frac{1}{2\pi * 3,9 * 10^3 \Omega * 1000 * 10^{-12} \text{ F}} \rightarrow BW_{CM-3dB} \cong 40 \text{ [kHz]}$$

El ancho de banda de modo común debe ser siempre menor del 10% del ancho de banda del amplificador de instrumentación con ganancia unitaria; para el AD620 el ancho de banda con ganancia unitaria es de 1000 [kHz] de modo que se cumple con esta condición obteniendo un ancho de banda de modo común de aproximadamente el 4%. El filtro RF diseñado se presenta en la Figura 4.8.

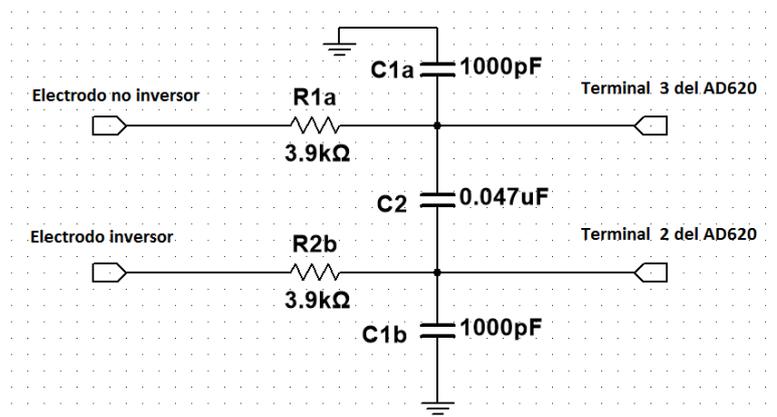


FIGURA 4.8. Filtro atenuador de radio frecuencias.

En general, en su configuración los amplificadores operacionales principalmente los monolíticos poseen terminales referenciados a uno o ambas fuentes de alimentación que necesitan ser desacopladas con respecto al terminal de referencia (Kitchin & Counts, 2006); por lo que se añade un condensador de derivación conectado entre cada terminal de alimentación y la referencia del circuito como se aprecia en la Figura 4.9.

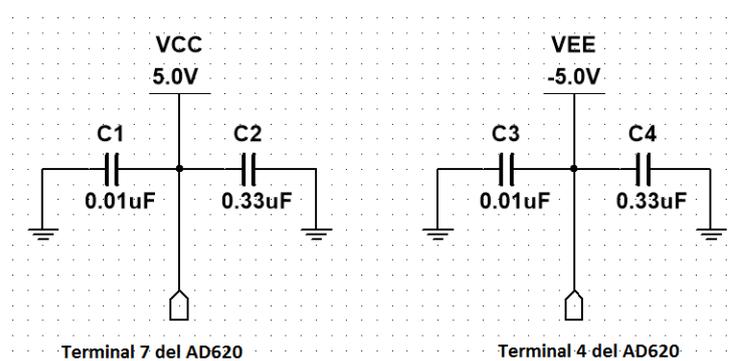


FIGURA 4.9. Condensadores de derivación.

Para finalizar la etapa de adquisición, la señal de salida del AD620 es amplificada utilizando un amplificador operacional LM324N en configuración no inversora con una ganancia de aproximadamente 11 veces la señal de origen (Véase Figura 4.10).

Utilizando la ecuación (Véase Ecuación 2.1) con $G \cong 11$ y $R_1 = 1 [k\Omega]$

$$R_2 = GR_1 - R_1 \rightarrow R_2 = 11 * 1k\Omega - 1k\Omega \rightarrow R_2 \cong 10 [k\Omega]$$

En base a la la ecuación (Véase Ecuación 2.1), se establece la función de transferencia del amplificador no inversor indicada en la Ecuación 4.10.

$$A(s) = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

ECUACIÓN 4.10. Función de transferencia de un amplificador operacional no inversor.

Con $R_1 = 1 [k\Omega]$ y $R_2 = 10 [k\Omega]$

$$A(s) = 11$$

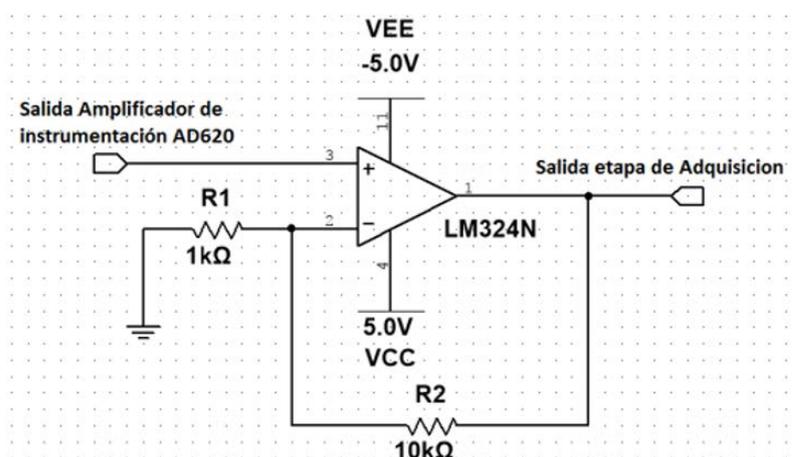


FIGURA 4.10. Amplificador no inversor en la etapa de adquisición.

En el ANEXO III se presenta el diagrama esquemático de la etapa de adquisición de la señal EMG conjuntamente con los circuitos de protección, acoplamiento AC y atenuación de radio frecuencias.

4.1.2. ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL EMG

Esta etapa de acondicionamiento de la señal se divide en dos partes principales: el filtrado y la rectificación de la señal. Para el filtrado de la señal se diseña un filtro pasa bajas, un filtro pasa altas y un filtro elimina bandas con los que se atenúa señales fuera del rango típico de una señal electromiográfica superficial; una vez filtrada la señal adquirida se rectifica y se suaviza obteniendo una señal DC utilizable y proporcional a la contracción del músculo en estudio.

4.1.2.1. SELECCIÓN DEL AMPLIFICADOR OPERACIONAL

Con la señal electromiográfica adquirida y amplificada en la etapa de adquisición es posible utilizar amplificadores operacionales de propósito general para la etapa de filtrado y rectificación de la señal. Este tipo de amplificadores operacionales poseen características aplicables a una amplia gama de circuitos; para su selección se analiza dos de los amplificadores más utilizados y ampliamente conocidos cuyas principales características se presentan en la Tabla 4.3.

Amplificadores operacionales de propósito general		
Característica	LM324N	TL084
Voltaje de alimentación	Suministro único: +3 [V] a +30 [V] Suministro dual: $\pm 1,5$ [V] a ± 15 [V]	± 18 [V]
Ancho de banda	1,3 [MHz]	3 [MHz]
Ganancia de voltaje	100 [dB]	120 [dB]
Corriente de alimentación	20 [nA]	30 [pA]
Desplazamiento de voltaje de entrada	5 [mV] máximo	3 [mV] máximo
CMRR	80 [dB]	86 [dB]

TABLA 4.3. Principales características de los amplificadores de propósito general: LM324N y TL084.

Fuentes: (Texas instruments, 1999) (Texas instruments, 2014)

En base a la revisión y comparación de todas las características de las hojas de datos disponibles de estos dos amplificadores (Texas instruments, 1999) (Texas instruments, 2014) se determina que el amplificador operacional TL084 presenta mejores características que el LM324N sin embargo no existe una diferencia sustancial determinante para la selección del TL084. Por su costo y disponibilidad en el medio cercano se opta por utilizar el amplificador operacional LM324N.

El circuito integrado LM324N está compuesto por cuatro amplificadores operacionales independientes de alta ganancia que requiere un suministro con una única fuente de alimentación o una amplia gama de voltajes duales. Entre las características importantes para su utilización en un sistema EMG están: ancho de banda de 1,3 [MHz] suficiente para el rango de frecuencias de una señal EMG, suministro de corriente por amplificador bajo de aproximadamente 375 [μ A],

ganancia de voltaje de 100 [dB] y bajo ruido de voltaje de entrada de 40 [nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$] a 1 [kHz] (ST Microelectronics, 2011). El circuito integrado LM324N cuenta con 14 terminales dispuestos como se aprecia en la Figura 4.11.

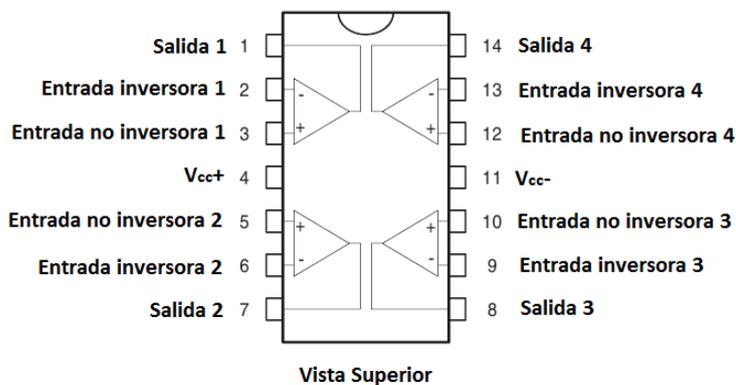


FIGURA 4.11. Terminales básicos del amplificador operacional LM324N.

Fuente: (ST Microelectronics, 2011)

Dónde: V_{cc-} : Alimentación voltaje negativo.

V_{cc+} : Alimentación voltaje positivo.

4.1.2.2. SELECCIÓN DEL TIPO RESPUESTA DE LOS FILTROS ANÁLOGOS

Existe una gran variedad de filtros análogos que pueden ser diseñados; dependiendo del tipo de respuesta que brinda el filtro se encuentran principalmente los filtros: Butterworth, Chebyshev y Bessel que cuentan con características específicas en la forma de la curva de respuesta que permiten diferenciarlos entre sí. La respuesta de cada tipo de filtro (pasa bajas, pasa altas, pasa bandas, elimina bandas) se adapta en base a los valores y disposición de los componentes del circuito. A continuación se determina el tipo de respuesta a utilizar en el diseño del filtrado de la señal electromiográfica superficial.

Características de los filtros Butterworth: proporcionan una respuesta de amplitud plana en la banda de paso con una tasa de caída de -20 [dB] / década / polo. La respuesta de la fase no es lineal, sin embargo, el cambio de fase (por lo tanto, tiempo de retardo) de las señales que pasan a través del filtro varían de forma no lineal con la frecuencia (Véase Figura 4.13). Por lo tanto, un pulso aplicado al filtro con respuesta Butterworth causará rebasamiento en la salida, ya que cada componente de frecuencia del pulso de subida y bajada experimentará

un retardo de tiempo diferente. Filtros con respuesta Butterworth se utilizan cuando todas las frecuencias en la banda de paso deben tener la misma ganancia (Floyd, 2012). Un filtro Butterworth proporciona el máximo aplanamiento de banda de paso; cuanto mayor es el orden del filtro, mayor es el aplanamiento de la banda de paso como se aprecia en la Figura 4.12 (Carter, 2003).

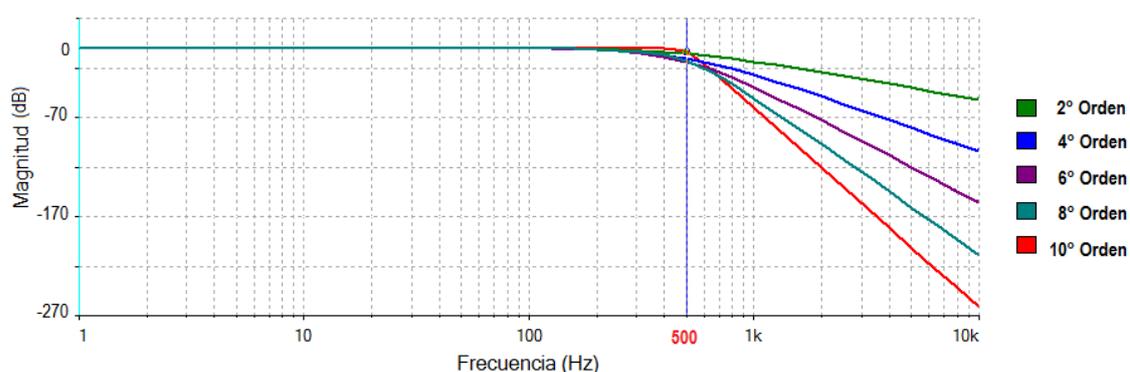


FIGURA 4.12. Respuesta de amplitud de filtros Butterworth pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].

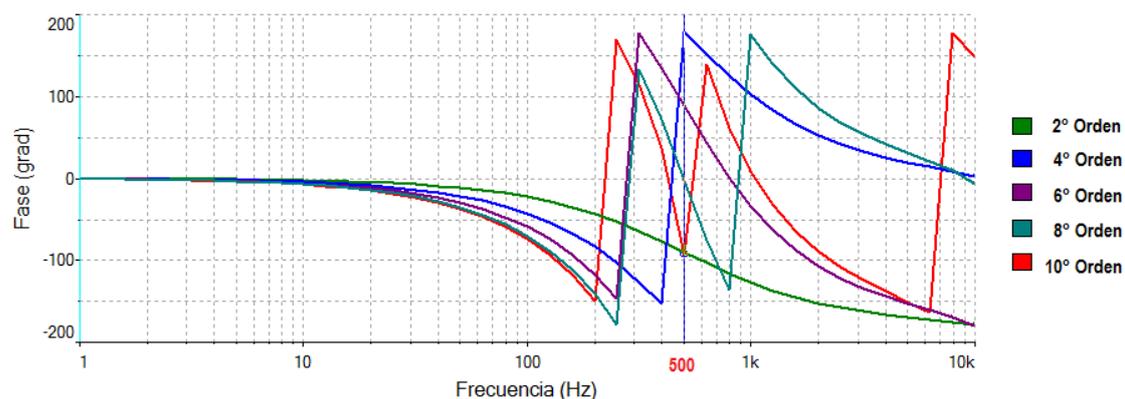


FIGURA 4.13. Respuesta de fase de filtros Butterworth pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].

Características de los filtros Chebyshev: Son utilizados cuando se requiere una caída rápida mayor a -20 [dB] / década / polo. Esta tasa de caída es mayor que la de los filtros Butterworth, por lo que filtros pueden ser implementados con respuesta Chebyshev con menos polos y circuitos menos complejos para una tasa de caída determinada. Este tipo de respuesta de filtro se caracteriza por un sobre impulso u oscilaciones en la banda de paso (dependiendo del número de polos) (Véase Figura 4.14) y una respuesta de fase menos lineal incluso que la de los filtros Butterworth (Véase Figura 4.15) (Floyd, 2012).

Los filtros Chebyshev proporcionan una atenuación de ganancia por encima de la frecuencia de corte, sin embargo, como muestra la Figura 4.14, la ganancia de banda de paso no es monótona y contiene ondas de magnitud constante (Carter, 2003). Para un filtro de mayor orden, mayor son las ondas en la banda de paso y mayor es la atenuación del filtro.

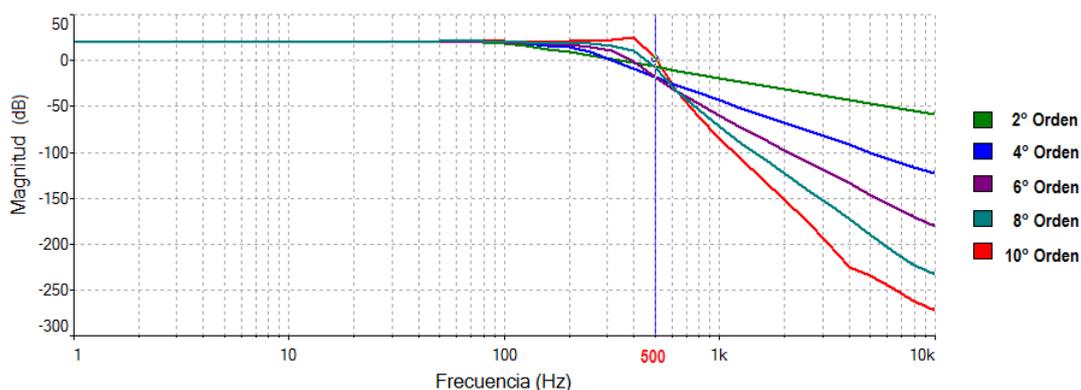


FIGURA 4.14. Respuesta de amplitud de filtros Chebyshev pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].

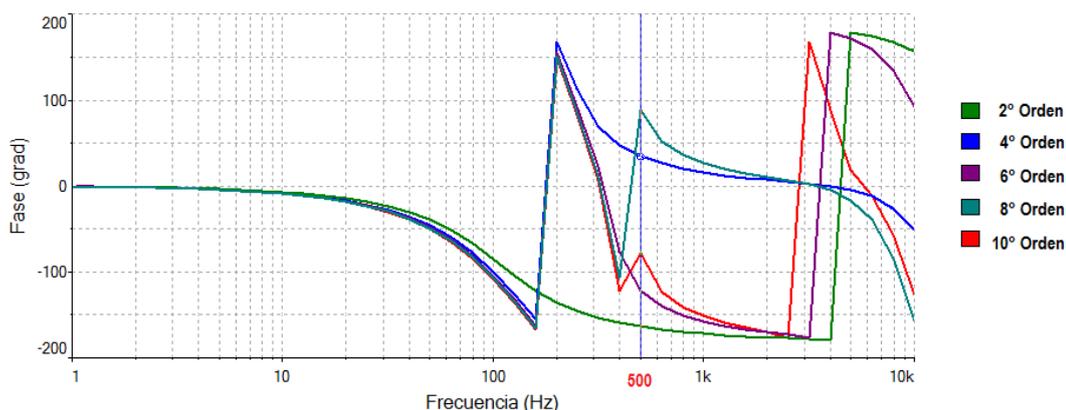


FIGURA 4.15. Respuesta de fase de filtros Chebyshev pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].

Características de los filtros Bessel: La respuesta Bessel exhibe una característica de fase lineal (Véase Figura 4.17), lo que significa que el cambio de fase aumenta linealmente con la frecuencia. El resultado de esta característica de linealidad es que casi no se rebase en la salida con una entrada de impulsos (Floyd, 2012). Sin embargo, la ganancia de banda de paso de un filtro Bessel no es tan plana como la del filtro Butterworth y la transición de la banda de paso a la banda de detención no es aguda como la de un filtro Chebyshev (Véase Figura 4.16) (Carter, 2003).

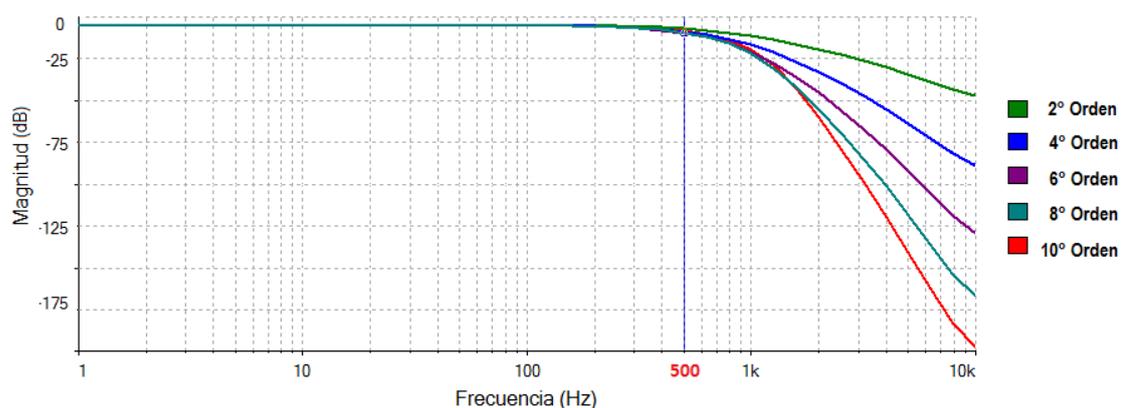


FIGURA 4.16. Respuesta de amplitud de filtros Bessel pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].

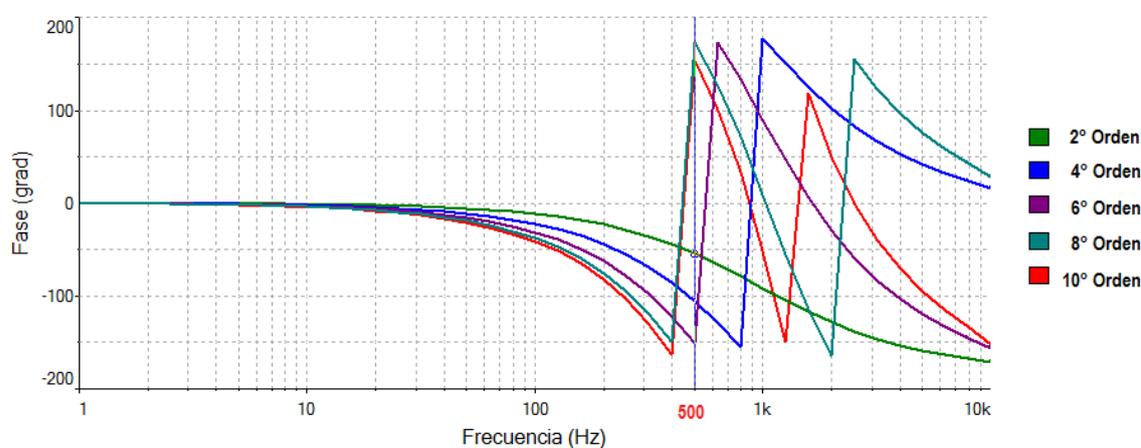


FIGURA 4.17. Respuesta de fase de filtros Bessel pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].

En la Figura 4.18 se representa la respuesta en frecuencia de filtros Butterworth, Chebyshev y Bessel cada uno de 6° orden; en esta gráfica se aprecia la diferencia que existe entre ellos, principalmente por las características de la onda en la frecuencia de corte.

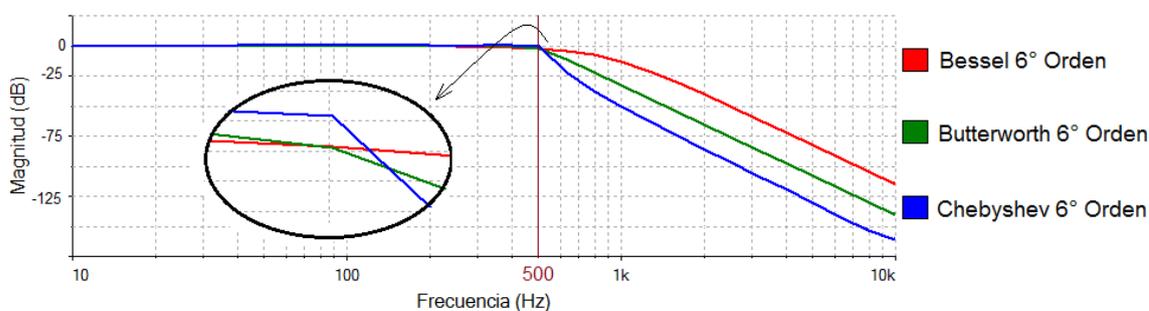


FIGURA 4.18. Comparativa de las respuestas de amplitud de filtros Butterworth, Chebyshev y Bessel de 6° orden pasa bajas con una frecuencia de corte de 500 [Hz].

En base a las características y gráficas de las respuestas de los filtros análogos se selecciona al filtro con respuesta Butterworth por su pendiente de caída plana y cercana a la frecuencia de corte. Para el diseño de filtros de orden superior se coloca en cascada los filtros de manera que su orden final estará determinado por la suma del orden de cada uno de los filtros colocados en cascada. Por simplicidad de diseño y número de elementos electrónicos necesarios para el diseño de un filtro se utiliza la topología Sallen – Key (Carter, 2003); esta configuración es una de las más utilizadas para filtros de segundo orden (dos polos).

El rango típico de frecuencia de una señal electromiográfica superficial está mayoritariamente entre 1 [Hz] - 300 [Hz] (Soderberg, 1992), sin embargo, este tipo de señales llegan a alcanzar una frecuencia de 500 [Hz] (Véase Figura 2.10 y Figura 2.11); además señales captadas entre 1 [Hz] y 20 [Hz] se deben a factores que afectan a la señal EMG como el tamaño y la orientación del electrodo, interface electrodo - electrolito, ruido de ambiente, valores de DC, entre otros. Para limitar la salida a frecuencias entre 20 [Hz] y 500 [Hz] se diseña un filtro pasa bandas colocando en cascada un filtro pasa altas y un filtro pasa bajas de 6° orden cada uno.

De manera general mientras mayor sea el orden del filtro mayor será está pendiente de caída y por ende se atenúa señales fuera del rango de frecuencias establecido; sin embargo el diseño de un filtro de orden superior a 10° orden requiere de un elevado número de componentes y por ende de un gran espacio en la tarjeta electrónica del sistema; además, en base a la experimentación previa de funcionamiento de los circuitos de filtros de diversos orden, se establece un valor medio en el orden de los filtros siendo este el de 6° orden.

Para el diseño de cada uno de los filtros en la etapa de filtrado de la señal electromiográfica se define los valores de ciertos componentes en base a los cuales se calcula los demás componentes que requiere cada filtro.

4.1.2.3. FILTRO PASA BAJAS DE SEXTO ORDEN

Un filtro pasa bajas es un circuito que atenúa todas las frecuencias mayores a la frecuencia de corte especificada y deja pasar a todas las señales cuyas

frecuencias son menores a la frecuencia de corte especificada. Para el diseño del filtro Butterworth pasa bajas de ganancia unitaria de segundo orden con una frecuencia de corte de 500 [Hz] se utiliza la Ecuación 4.11; para llegar al sexto orden requerido es necesario el uso de tres estaciones colocadas en cascada, utilizando en las ecuaciones los coeficientes requeridos y establecidos (Véase Ecuación 4.13 y Ecuación 4.14) para cada estación.

Para facilitar el diseño se selecciona una ganancia unitaria $A_0 = 1$; además como se observa en la figura, el pendiente de caída comienza a descender antes de llegar a la frecuencia de corte por lo que se añade a la frecuencia de corte un valor de 100 [Hz] para garantizar que las señales se atenúen a partir de la frecuencia de corte establecida de 500 [Hz].

$$R_{1,2} = \frac{a_1 C_2 \mp \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2} \quad [\Omega]$$

ECUACIÓN 4.11. Cálculo de resistencias para un filtro pasa bajas.

Fuente: (Mancini & Carter, 2009)

Dónde:

- f_c : Frecuencia de corte.
- a_1, b_1 : Coeficientes del filtro.
- R_1, R_2 : Resistencia 1, Resistencia 2.
- C_1, C_2 : Condensador 1, Condensador 2.

Para obtener valores reales en la raíz cuadrada de la ecuación, C_2 debe cumplir la condición establecida por la ecuación (Véase Ecuación 4.12).

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2} [F]$$

ECUACIÓN 4.12. Condición para seleccionar el valor de los condensadores de un filtro pasa bajas.

Fuente: (Mancini & Carter, 2009)

Los coeficientes a_1 y b_1 presentes en las ecuaciones son calculados en base a las ecuaciones (Véase Ecuación 4.13 y Ecuación 4.14) o bien utilizando valores establecidos en tablas disponibles en (Mancini & Carter, 2009) y en el ANEXO VI.

$$a_1 = \omega_c C_1 (R_1 + R_2)$$

ECUACIÓN 4.13. Coeficiente a_1 para un filtro pasa bajas.

Fuente: (Carter, 2003)

$$b_1 = \omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2$$

ECUACIÓN 4.14. Coeficiente b_1 para un filtro pasa bajas.

Fuente: (Carter, 2003)

Donde: ω_c : es la frecuencia para la cual la amplitud de la señal de entrada se atenúa 3 [dB], esta frecuencia de corte es propia del filtro.

a_1, b_1 : son los coeficientes del filtro.

A_0 : es la ganancia de banda de paso.

El factor de calidad Q de un filtro pasa bajas se calcula mediante la Ecuación 4.15 (Jung, 2005).

$$Q = \frac{1}{a_1}$$

ECUACIÓN 4.15. Factor de calidad de un filtro pasa bajas y de un filtro pasa altas.

Fuente: (Jung, 2005)

El procedimiento a seguir para el diseño de la primera estación del filtro es el siguiente:

Con $C_1 = 33 [nF]$ $a_1 = 1,9319$ $b_1 = 1,0000$ $f_c = 600 [Hz]$

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2} \rightarrow C_2 \geq 33 * 10^{-9} F * \frac{4*1,0000}{1,9319^2} \rightarrow C_2 \geq 33 * 10^{-9} F * \frac{4*1,0000}{1,9319^2} \rightarrow$$

$$\rightarrow C_2 \geq 35,39 [nF] \rightarrow C_2 \cong 35 [nF]$$

Con los valores de C_1 y C_2 , los valores de R_1 y R_2 se calculan en base a la ecuación (Véase Ecuación 4.11) de la siguiente manera:

$$R_1 = \frac{1,9319*35*10^{-9}F - \sqrt{1,9319^2*(35*10^{-9}F)^2 - 4*1,0000*33*10^{-9}F*35*10^{-9}F}}{4\pi*600Hz*33*10^{-9}F*35*10^{-9}F} \rightarrow R_1 \cong 7,8 [k\Omega]$$

$$R_2 = \frac{1,9319*35*10^{-9}F + \sqrt{1,9319^2*(35*10^{-9}F)^2 - 4*1,0000*33*10^{-9}F*35*10^{-9}F}}{4\pi*600Hz*33*10^{-9}F*35*10^{-9}F} \rightarrow R_2 \cong 7,8 [k\Omega]$$

El procedimiento a seguir para el diseño de la segunda estación del filtro es el siguiente:

$$\text{Con } C_1 = 47 [nF] \quad a_1 = 1,4142 \quad b_1 = 1,0000 \quad f_c = 600 [Hz]$$

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2} \rightarrow C_2 \geq 47 * 10^{-9} F * \frac{4*1,0000}{1,4142^2} \rightarrow C_2 \geq 47 * 10^{-9} F * \frac{4*1,0000}{1,4142^2} \rightarrow$$

$$\rightarrow C_2 \geq 94,002 [nF] \rightarrow C_2 \cong 100 [nF]$$

Con los valores de C_1 y C_2 , los valores de R_1 y R_2 se calculan en base a la ecuación (Véase Ecuación 4.11) de la siguiente manera:

$$R_1 = \frac{1,4142*100*10^{-9}F - \sqrt{1,4142^2*(100*10^{-9}F)^2 - 4*1,0000*47*10^{-9}F*100*10^{-9}F}}{4\pi*600Hz*47*10^{-9}F*100*10^{-9}F} \rightarrow R_1 \cong 3,9 [k\Omega]$$

$$R_2 = \frac{1,4142*100*10^{-9}F + \sqrt{1,4142^2*(100*10^{-9}F)^2 - 4*1,0000*47*10^{-9}F*100*10^{-9}F}}{4\pi*600Hz*47*10^{-9}F*100*10^{-9}F} \rightarrow R_2 \cong 3,9 [k\Omega]$$

Finalmente, el procedimiento a seguir para el diseño de la tercera estación del filtro es el siguiente:

$$\text{Con } C_1 = 6,8 [nF] \quad a_1 = 0,5176 \quad b_1 = 1,0000 \quad f_c = 600 [Hz]$$

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2} \rightarrow C_2 \geq 6,8 * 10^{-9} F * \frac{4*1,0000}{0,5176^2} \rightarrow C_2 \geq 6,8 * 10^{-9} F * \frac{4*1,0000}{0,5176^2} \rightarrow$$

$$\rightarrow C_2 \geq 102,48 [nF] \rightarrow C_2 \cong 100 [nF]$$

Con los valores de C_1 y C_2 , los valores de R_1 y R_2 se calculan en base a la ecuación (Véase Ecuación 4.11) de la siguiente manera:

$$R_1 = \frac{0,5176*100*10^{-9}F - \sqrt{0,5176^2*(100*10^{-9}F)^2 - 4*1,0000*6,8*10^{-9}F*100*10^{-9}F}}{4\pi*600Hz*6,8*10^{-9}F*100*10^{-9}F} \rightarrow R_1 \cong 10[k\Omega]$$

$$R_2 = \frac{0,5176*100*10^{-9}F + \sqrt{0,5176^2*(100*10^{-9}F)^2 - 4*1,0000*6,8*10^{-9}F*100*10^{-9}F}}{4\pi*600Hz*6,8*10^{-9}F*100*10^{-9}F} \rightarrow R_2 \cong 10[k\Omega]$$

Con todos los valores calculados se obtiene el filtro Butterworth pasa bajas de sexto orden con ganancia unitaria mostrado en la figura (Véase Figura 4.19). La figura (Véase Figura 4.20) presenta la respuesta de amplitud vs frecuencia y la respuesta de fase vs frecuencia de las tres estaciones colocadas en cascada obteniendo un filtro de sexto orden.

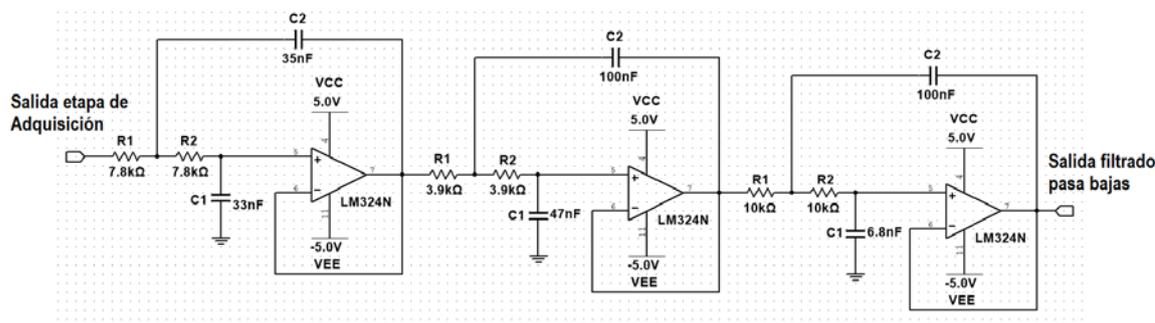


FIGURA 4.19. Filtro Butterworth pasa bajas de sexto orden con ganancia unitaria.

Es importante mencionar que en el diseño se obtienen valores de elementos no comerciales por lo que es necesario la conexión en serie de los mismos hasta obtener los valores deseados; estos valores aseguran que la respuesta del filtro simulado (Véase Figura 4.20) es la respuesta del filtro real ya implementado.

Para obtener la función de transferencia del filtro diseñado se toma como referencia la ecuación de transferencia general para un filtro de segundo orden presentada en la Ecuación 4.16 (Jung, 2005).

$$A(s) = \frac{A_0 \omega_c^2}{\omega_c^2 + \frac{\omega_c}{Q} s + s^2}$$

ECUACIÓN 4.16. Función de transferencia para un filtro pasa bajas de segundo orden.

Fuente: (Jung, 2005).

La función de transferencia de la primera estación del filtro queda determinada por la siguiente expresión matemática:

$$\text{Con } \omega_c = 2\pi f_c = 2 * \pi * 600 \cong 3770 \quad a_1 = 1,9319 \quad A_0 = 1$$

$$A(s) = \frac{14212900}{14212900 + 7283s + s^2}$$

La función de transferencia de la segunda estación del filtro queda determinada por la siguiente expresión matemática:

$$\text{Con } \omega_c = 2\pi f_c = 2 * \pi * 600 \cong 3770 \quad a_1 = 1,4142 \quad A_0 = 1$$

$$A(s) = \frac{14212900}{14212900 + 5331s + s^2}$$

La función de transferencia de la tercera estación del filtro queda determinada por la siguiente expresión matemática:

$$\text{Con } \omega_c = 2\pi f_c = 2 * \pi * 600 \cong 3770 \quad a_1 = 0,5176 \quad A_0 = 1$$

$$A(s) = \frac{14212900}{14212900 + 1951s + s^2}$$

Finalmente la función de transferencia del filtro Butterworth pasa bajas de sexto orden con ganancia unitaria queda determinado por la siguiente expresión matemática:

$$A(s) = \frac{2,87 * 10^{21}}{2,87 * 10^{21} + 2,942 * 10^{18}s + 1,508 * 10^{15}s^2 + 4,898 * 10^{11}s^3 + 1,061 * 10^8s^4 + 14565s^5 + s^6}$$

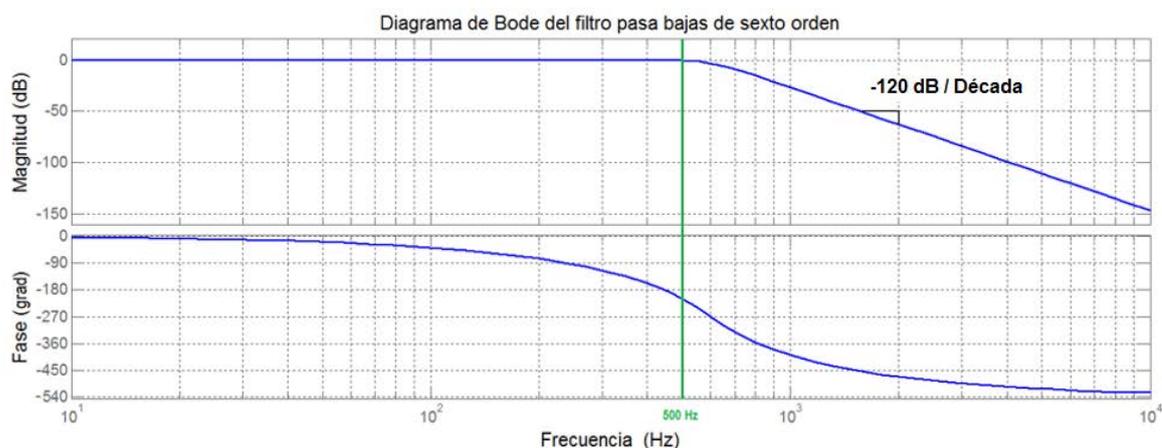


FIGURA 4.20. Respuesta de amplitud y fase adquirida en Matlab en base a la función de transferencia del filtro pasa bajas diseñado.

4.1.2.4. FILTRO PASA ALTAS DE SEXTO ORDEN

En contraposición al circuito de filtro pasa bajas, un filtro pasa altas es un circuito que atenúa todas las frecuencias menores a la frecuencia de corte especificada y deja pasar a todas las señales cuyas frecuencias son mayores a la frecuencia de corte especificada.

Para el diseño del filtro Butterworth pasa altas de ganancia unitaria de segundo orden con una frecuencia de corte de 20 [Hz] al igual que en el filtro pasa bajas ya diseñado, para llegar al sexto orden requerido es necesario el uso de tres

estaciones colocadas en cascada, utilizando la Ecuación 4.17 y la Ecuación 4.18, además de los coeficientes requeridos calculados mediante la Ecuación 4.19 y la Ecuación 4.20 para cada estación.

Para facilitar el diseño se selecciona una ganancia unitaria $\alpha = 1$ y $C_1 = C_2 = C$; además en el filtro pasa altas Butterworth, la pendiente de caída llega a la ganancia unitaria a una frecuencia mayor que la frecuencia de corte; por lo que, como medida de seguridad se resta 5 [Hz] a la frecuencia de corte requerida para garantizar que solo para valores menores a esta frecuencia se atenúe la señal.

$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1} [\Omega]$$

ECUACIÓN 4.17. Cálculo de resistencia R1 para un filtro pasa altas.

Fuente: (Carter, 2003)

$$R_2 = \frac{1}{4\pi f_c C b_1} [\Omega]$$

ECUACIÓN 4.18. Cálculo de resistencia R2 para un filtro pasa altas.

Fuente: (Carter, 2003)

Dónde: f_c : Frecuencia de corte
 a_1, b_1 : Coeficientes del filtro.
 R_1, R_2 : Resistencia 1, Resistencia 2
 C : Condensador

Los coeficientes a_1 y b_1 se calculan en base a la Ecuación 4.19 y la Ecuación 4.20 o utilizando los valores disponibles en (Mancini & Carter, 2009) y en el ANEXO VI.

$$a_1 = \frac{1}{\omega_c R_1 C}$$

ECUACIÓN 4.19. Coeficiente a_1 para un filtro pasa altas.

Fuente: (Mancini & Carter, 2009)

$$b_1 = \frac{1}{\omega_c^2 R_1 R_2 C^2}$$

ECUACIÓN 4.20. Coeficiente b_1 para un filtro pasa altas.

Fuente: (Mancini & Carter, 2009)

Dónde: ω_c : es la frecuencia para la cual la amplitud de la señal de entrada se atenúa 3 [dB], esta frecuencia de corte es propia del filtro.
 a_1, b_1 : son los coeficientes del filtro.

El factor de calidad Q de un filtro pasa altas se calcula mediante la ecuación (Véase Ecuación 4.15).

El procedimiento a seguir para el diseño de la primera estación del filtro utilizando la Ecuación 4.17 y la Ecuación 4.18 es el siguiente:

$$\text{Con } C = 47 \text{ [nF]} \quad a_1 = 1,9319 \quad b_1 = 1,0000 \quad f_c = 15 \text{ [Hz]}$$

$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1} \rightarrow R_1 = \frac{1}{\pi * 15 \text{ Hz} * 47 * 10^{-9} \text{ F} * 1,9319} \rightarrow R_1 \cong 232 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

$$R_2 = \frac{1}{4\pi f_c C b_1} \rightarrow R_2 = \frac{1}{4 * \pi * 15 \text{ Hz} * 47 * 10^{-9} \text{ F} * 1,0000} \rightarrow R_2 \cong 220 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

El procedimiento a seguir para el diseño de la segunda estación del filtro utilizando la Ecuación 4.17 y la Ecuación 4.18 es el siguiente:

$$\text{Con } C = 100 \text{ [nF]} \quad a_1 = 1,4142 \quad b_1 = 1,0000 \quad f_c = 15 \text{ [Hz]}$$

$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1} \rightarrow R_1 = \frac{1}{\pi * 15 \text{ Hz} * 100 * 10^{-9} \text{ F} * 1,4142} \rightarrow R_1 \cong 150 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

$$R_2 = \frac{1}{4\pi f_c C b_1} \rightarrow R_2 = \frac{1}{4 * \pi * 15 \text{ Hz} * 100 * 10^{-9} \text{ F} * 1,0000} \rightarrow R_2 \cong 75 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

Finalmente el procedimiento a seguir para el diseño de la tercera estación del filtro utilizando la Ecuación 4.17 y la Ecuación 4.18 es el siguiente:

$$\text{Con } C = 100 \text{ [nF]} \quad a_1 = 0,5176 \quad b_1 = 1,0000 \quad f_c = 15 \text{ [Hz]}$$

$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1} \rightarrow R_1 = \frac{1}{\pi * 15 \text{ Hz} * 100 * 10^{-9} \text{ F} * 0,5176} \rightarrow R_1 \cong 410 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

$$R_2 = \frac{1}{4\pi f_c C b_1} \rightarrow R_2 = \frac{1}{4 * \pi * 15 \text{ Hz} * 100 * 10^{-9} \text{ F} * 1,0000} \rightarrow R_2 \cong 27 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

Diseñadas todas las estaciones requeridas para el filtro Butterworth pasa altas de sexto orden con ganancia unitaria se obtiene el circuito presentado en la figura (Véase Figura 4.21), cuya respuesta de amplitud vs frecuencia y la respuesta de fase vs frecuencia se muestra en la figura (Véase Figura 4.22).

Al igual que en el diseño del filtro pasa bajas, en el diseño del actual filtro pasa altas se obtienen valores de elementos no comerciales por lo que es necesario la conexión en serie de los mismos hasta obtener los valores deseados para garantizar que la respuesta del filtro simulado (Véase Figura 4.22) es la respuesta del filtro real ya implementado.

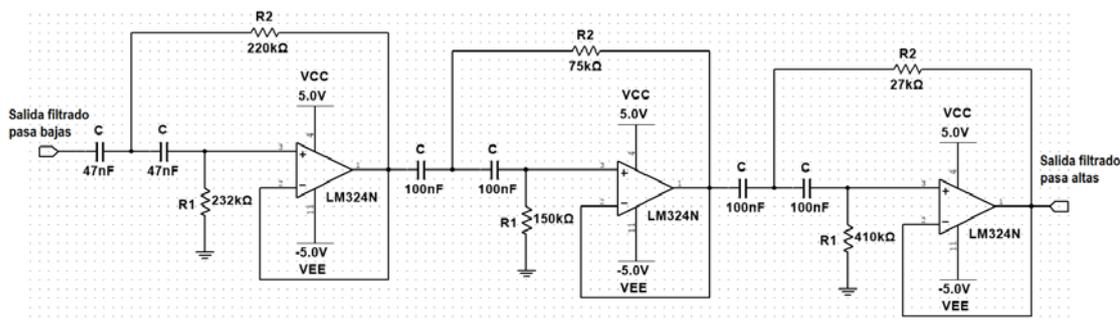


FIGURA 4.21. Filtro Butterworth pasa altas de sexto orden con ganancia unitaria.

Para obtener la función de transferencia del filtro diseñado se toma como referencia la ecuación de transferencia general de un filtro pasa altas de segundo orden presentada a continuación en la Ecuación 4.21 (Jung, 2005).

$$A(s) = \frac{A_{\infty} s^2}{\omega_c^2 + \frac{\omega_c}{Q} s + s^2}$$

ECUACIÓN 4.21. Función de transferencia para un filtro pasa altas de segundo orden.

Fuente: (Jung, 2005)

La función de transferencia de la primera estación del filtro queda determinada por la siguiente expresión matemática:

$$\text{Con } \omega_c = 2\pi f_c = 2 * \pi * 15 \cong 94 \quad a_1 = 1,9319 \quad A_{\infty} = 1$$

$$A(s) = \frac{s^2}{8836 + 182s + s^2}$$

La función de transferencia de la segunda estación del filtro queda determinada por la siguiente expresión matemática:

$$\text{Con } \omega_c = 2\pi f_c = 2 * \pi * 15 \cong 94 \quad a_1 = 1,4142 \quad A_{\infty} = 1$$

$$A(s) = \frac{s^2}{8836 + 133s + s^2}$$

La función de transferencia de la tercera estación del filtro queda determinada por la siguiente expresión matemática:

$$\text{Con } \omega_c = 2\pi f_c = 2 * \pi * 15 \cong 94 \quad a_1 = 0,5176 \quad A_\infty = 1$$

$$A(s) = \frac{s^2}{8836 + 49s + s^2}$$

Finalmente la función de transferencia del filtro Butterworth pasa bajas de sexto orden con ganancia unitaria queda determinada por la siguiente expresión matemática:

$$A(s) = \frac{s^6}{6,899 * 10^{11} + 2,842 * 10^{10}s + 5,845 * 10^8s^2 + 7,619 * 10^6s^3 + 66149s^4 + 364s^5 + s^6}$$

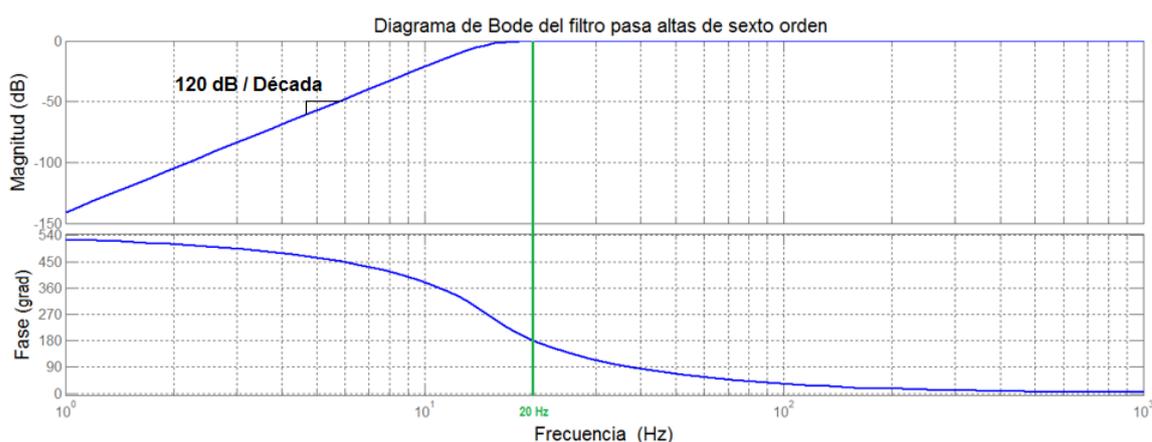


FIGURA 4.22. Respuesta de amplitud y fase adquirida en Matlab en base a la función de transferencia del filtro pasa bajas diseñado.

4.1.2.5. FILTRO RECHAZA BANDAS

Un filtro rechaza bandas permite atenuar señales con frecuencias indeseables dentro de una banda de detección y deja pasar señales en la pasa banda que está en los dos lados de la banda de rechazo. Para el diseño del filtro rechaza bandas de cuarto orden se diseña en cascada dos filtros rechaza banda iguales conformado cada uno por un filtro rechaza bandas con topología Sallen - Key (filtro activo Twin - T) con una ganancia de aproximadamente el doble de la señal original.

En base a la Ecuación 4.22, la Ecuación 4.23 y la Ecuación 4.24 se determina los valores de los componentes del circuito, necesarios para eliminar las señales con frecuencia de 60 [Hz].

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} \text{ [Hz]}$$

ECUACIÓN 4.22. Cálculo de la frecuencia media para un filtro rechaza bandas.

Fuente: (Carter, 2003)

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

ECUACIÓN 4.23. Cálculo de la ganancia para un filtro rechaza bandas.

Fuente: (Carter, 2003)

$$Q = \frac{1}{2(2 - G)}$$

ECUACIÓN 4.24. Cálculo de la calidad de rechazo para un filtro rechaza bandas.

Fuente: (Carter, 2003)

$$A_0 = G$$

$$R_3 = \frac{R}{2}$$

$$C_1 = 2C$$

Dónde:

- f_m : Frecuencia media
- G : Ganancia interna
- R, R_1, R_2, R_3 : Resistencia, Resistencia 1, Resistencia 2, Resistencia 3
- C, C_1 : Condensador, Condensador 1
- A_0 : Ganancia de pasa banda
- Q : Calidad de rechazo

El procedimiento a seguir para el diseño tanto de la primera como de la segunda estación del filtro de cuarto orden es el siguiente:

Con $f_m = 60 \text{ [Hz]}$ y $C = 100 \text{ [nF]}$

$$R = \frac{1}{2\pi f_m C} \rightarrow R = \frac{1}{2 * \pi * 60 \text{ Hz} * 100 * 10^{-9} \text{ F}} \rightarrow R = 26,5 \text{ [k}\Omega] \rightarrow R \cong 27 \text{ [k}\Omega]$$

Debido a la dependencia existente entre Q y A_0 , se presentan dos vías, ya sea utilizando la Ecuación 4.25 o la Ecuación 4.26 para calcular el valor de R_2 .

$$R_2 = (A_0 - 1)R_1 \quad [Hz]$$

ECUACIÓN 4.25. Cálculo de R_2 estableciendo la ganancia de la frecuencia media para un filtro rechaza bandas.

Fuente: (Carter, 2003)

$$R_2 = R_1 \left(1 - \frac{1}{2Q}\right) \quad [Hz]$$

ECUACIÓN 4.26. Cálculo de R_2 estableciendo una calidad de rechazo específica para un filtro rechaza bandas.

Fuente: (Carter, 2003)

Utilizando la Ecuación 4.26, con una calidad de rechazo de aproximadamente $Q \cong 30$ y la resistencia 1 con un valor de $R_1 = 10 \text{ [k}\Omega\text{]}$, se obtiene:

$$R_2 = R_1 \left(1 - \frac{1}{2Q}\right) \rightarrow R_2 = 10 * 10^3 \Omega \left(1 - \frac{1}{2*30}\right) \rightarrow R_2 = 9,83 \text{ [k}\Omega\text{]} \rightarrow R_2 \cong 10 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

Finalmente se determina el valor de los componentes finales del circuito de filtro rechaza bandas.

Con $R \cong 27 \text{ [k}\Omega\text{]}$ y $C = 100 \text{ [nF]}$

$$R_3 = \frac{R}{2} \rightarrow R_3 = \frac{27*10^3 \Omega}{2} \rightarrow R_3 = 13,5 \text{ k}\Omega \rightarrow R_3 \cong 13,4 \text{ k}\Omega \rightarrow$$

$$\rightarrow C_1 = 2C \rightarrow C_1 = 2 * 100 * 10^{-9} F \rightarrow C_1 \cong 200 \text{ [nF]}$$

En filtro rechaza bandas de cuarto orden está constituido por dos circuitos idénticos de segundo orden cada uno; el circuito de filtro rechaza bandas de segundo orden es presentado en la figura (Véase Figura 4.23).

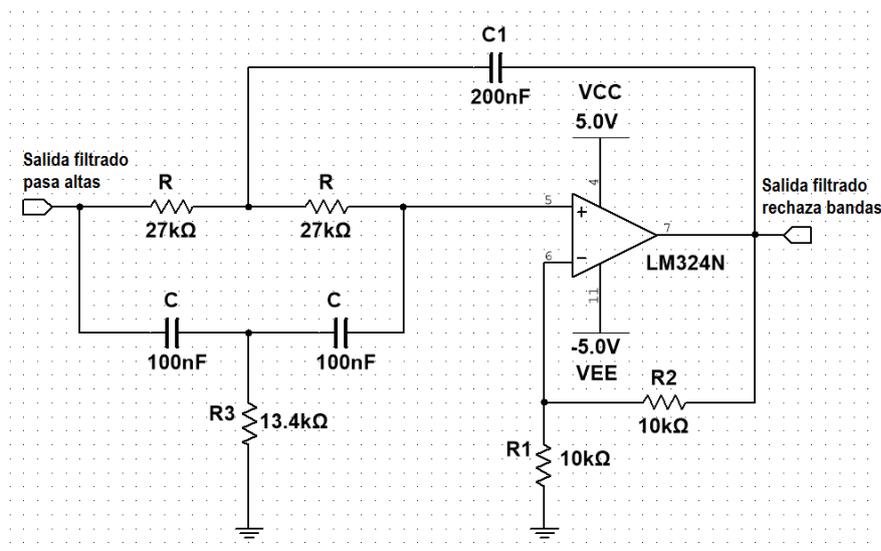


FIGURA 4.23. Filtro rechaza bandas Twin-T de segundo orden.

Para obtener la función de transferencia del filtro diseñado se toma como referencia la ecuación de transferencia general de un filtro rechaza bandas de segundo orden presentada en la Ecuación 4.27 (Jung, 2005).

$$A(s) = \frac{A_0(s^2 + \omega_z^2)}{\omega_0^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + s^2}$$

ECUACIÓN 4.27. Función de transferencia para un filtro rechaza bandas de segundo orden.

Fuente: (Jung, 2005)

Dónde: ω_0 : Frecuencia del polo

ω_z : Frecuencia del cero

Para un filtro rechaza bandas estándar $\omega_z = \omega_0$

La función de transferencia de una estación del filtro rechaza banda de cuarto orden queda determinada por la siguiente expresión matemática:

Con $\omega_z = \omega_0 = 2\pi f_m = 2 * \pi * 60 \cong 377$ $Q = 30$ $A_0 = 2$

$$A(s) = \frac{2s^2 + 284258}{142129 + 12,56s + s^2}$$

Utilizando la Ecuación 4.27 es posible determinar la función de transferencia del filtro rechaza bandas de cuarto orden implementado:

$$A(s) = \frac{8,08 * 10^{10} + 1,137 * 10^6 s^2 + 4s^4}{2,02 * 10^{10} + 3,57 * 10^6 s + 2,844 * 10^5 s^2 + 25,12s^3 + s^4}$$

Al igual que en los anteriores diseños, en el diseño del actual filtro rechaza bandas se obtienen valores de elementos no comerciales por lo que es necesario la conexión en serie de los mismos hasta obtener los valores deseados para garantizar que la respuesta del filtro simulado presentada en la Figura 4.24, es la respuesta del filtro real ya implementado.

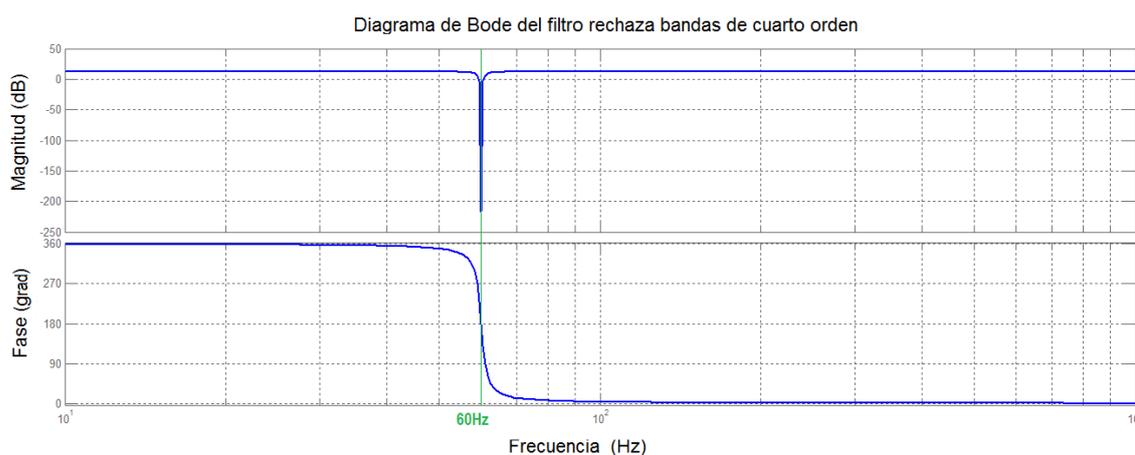


FIGURA 4.24. Respuesta de amplitud y fase adquirida en Matlab en base a la función de transferencia del filtro rechaza bandas.

4.1.2.6. AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL SEMG FILTRADA

Una vez que la señal electromiográfica superficial ha sido totalmente filtrada, se realiza una nueva amplificación de la señal; para ello se utiliza un amplificador operacional no inversor con una ganancia de aproximadamente 11 veces la señal original. Los valores de los elementos electrónicos del circuito son determinados a partir de la ecuación (Véase Ecuación 2.1).

Utilizando la ecuación con $G \cong 11$ y $R_1 = 1 [k\Omega]$

$$R_2 = GR_1 - R_1 \rightarrow R_2 = 11 * 1 * 10^3 \Omega - 1 * 10^3 \Omega \rightarrow R_2 = 10 [k\Omega]$$

Con los valores de los componentes electrónicos calculados, el circuito de amplificador no inversor en la etapa de filtrado se presenta en la figura (Véase Figura 4.25).

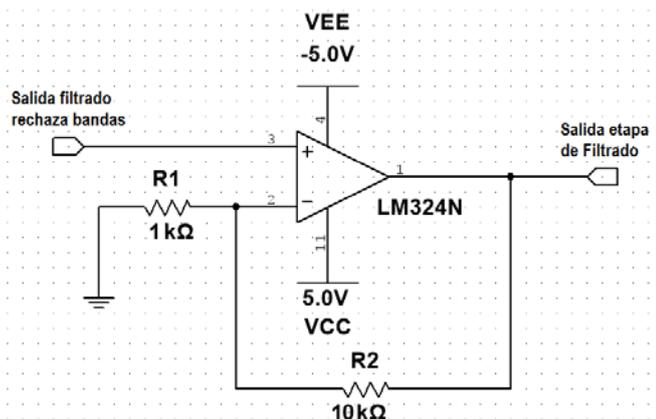


FIGURA 4.25. Amplificador no inversor en la etapa de filtrado.

En base a la ecuación (Véase Ecuación 4.10), se establece la función de transferencia del amplificador no inversor de la etapa de filtrado.

Con $R_1 = 1 [k\Omega]$ y $R_2 = 10 [k\Omega]$

$$A(s) = 11$$

En la Figura 4.26 se observa que cuando mayor es el orden del filtro rechaza bandas la atenuación de las interferencias de 60 [Hz] es mayor. El filtro de cuarto orden elimina un porcentaje de aproximadamente el 77,78% de las señales de 60 [Hz].

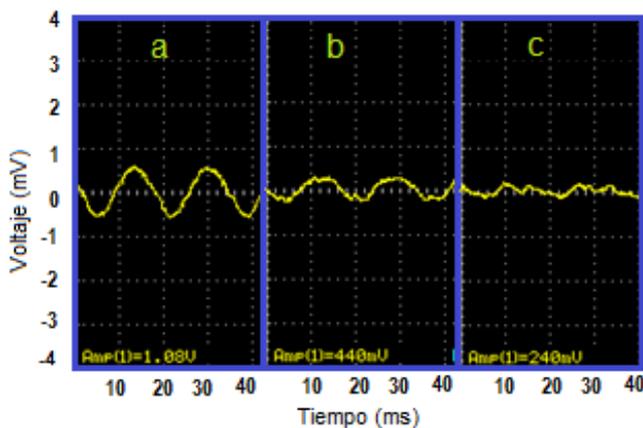


FIGURA 4.26. Interferencia de 60 [Hz].

- (a) Sin filtro rechaza bandas
- (b) Filtro rechaza bandas de segundo orden
- (c) Filtro rechaza bandas de cuarto orden

La etapa de filtrado diseñada para el sistema (filtrado pasa bajas, filtrado pasa altas, filtrado rechaza bandas y amplificación) se muestra en el ANEXO III.

4.1.2.7. RECTIFICACIÓN DE ONDA COMPLETA

Con la señal electromiográfica superficial original adquirida y filtrada, el siguiente paso es la rectificación de la misma. La rectificación de una señal típicamente se realiza para convertir la señal de entrada AC en una señal de salida DC. Se debe tener en cuenta que un rectificador de onda completa obtiene una señal DC con el promedio de los picos de la señal AC (Zumbahlen, 2011).

Para la rectificación de la señal se utiliza los diodos de alta velocidad 1N4148 utilizados para aplicaciones de conmutación de alta velocidad, su símbolo se presenta en la Figura 4.27 y sus principales características son:

- Herméticamente sellados con vidrio y plomo SOD27 (DO - 35).
- Alta velocidad de conmutación: máx. 4 [ns].
- Aplicación general.
- Tensión inversa continua: máx. 100 [V].
- Tensión repetitiva inversa de pico: máx. 100 [V].
- Corriente directa de pico repetitiva: máx. 450 [mA].



FIGURA 4.27. Esquema simplificado del diodo 1N4148 (SOD27; DO - 35) y símbolo.

Fuente: (NXP Semiconductors, 2004)

El uso de diodos para la rectificación de una señal presenta un problema ya que, un diodo posee una caída de tensión típicamente de 0,6 [V]; por ello cualquier señal que sea de un orden de magnitud menor a este se distorsionará y para una rectificación de onda completa el problema es mayor ya que se requiere el uso de dos diodos. La solución estándar para este problema es utilizar los diodos en la ruta de retroalimentación de un amplificador operacional convirtiendo los diodos normales en diodos perfectos que por ejemplo, conduzcan unidireccionalmente con caída de tensión directa igual a cero (Bode, 2008).

La Figura 4.28 muestra el circuito de rectificador de onda completa de precisión de acuerdo (Bode, 2008) implementado en el sistema.

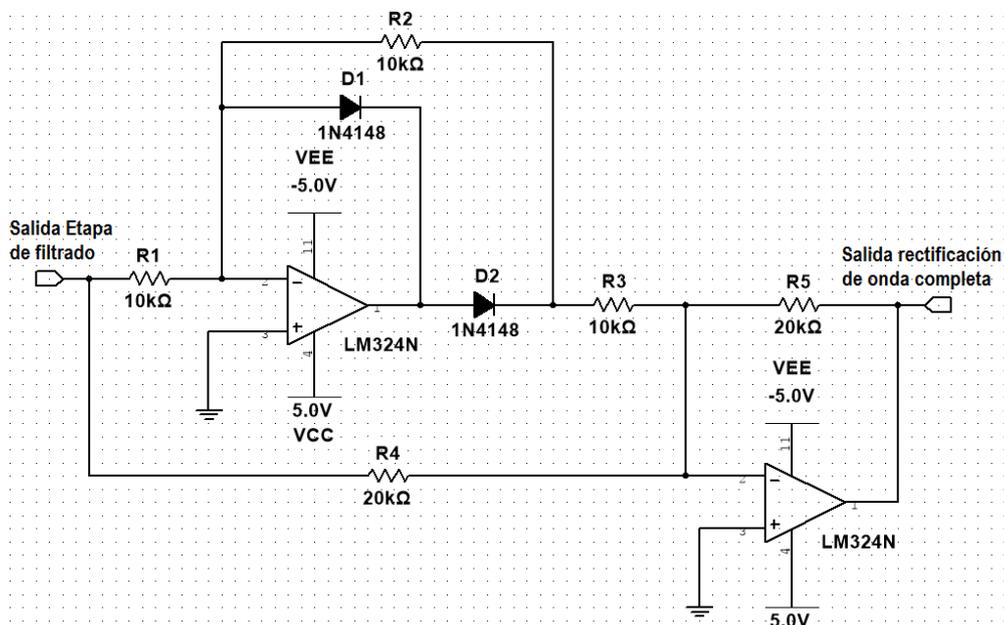


FIGURA 4.28. Rectificador de onda completa de precisión implementado.

En base a la Figura 4.28 se determina la función de transferencia que rige el funcionamiento del circuito.

Para valores negativos en la entrada del circuito, la función de transferencia viene dada por la Ecuación 4.28.

$$A(s) = \frac{R_2 R_5}{R_1 R_3} - \frac{R_5}{R_4}$$

ECUACIÓN 4.28. Función de transferencia del rectificador de onda completa para valores negativos de la entrada.

Fuente: (Bode, 2008)

Para valores positivos en la entrada del circuito, la función de transferencia viene dada por la Ecuación 4.29.

$$A(s) = -\frac{R_5}{R_4}$$

ECUACIÓN 4.29. Función de transferencia del rectificador de onda completa para valores negativos de la entrada.

Fuente: (Bode, 2008)

Existe una simetría inherente en las funciones de transferencia para las dos mitades de la señal; de esta manera el circuito funciona cualitativamente siempre que se cumpla la Ecuación 4.30 y la Ecuación 4.31 (Bode, 2008).

$$\frac{R_2 R_5}{R_1 R_3} = 2 \frac{R_5}{R_4}$$

ECUACIÓN 4.30. Condición 1 para el funcionamiento del rectificador de onda completa.

Fuente: (Bode, 2008)

$$\frac{R_2 R_4}{R_1 R_3} = 2$$

ECUACIÓN 4.31. Condición 2 para el funcionamiento del rectificador de onda completa.

Fuente: (Bode, 2008)

Utilizando la Ecuación 4.30 y la Ecuación 4.31, tomando como referencia a (Ting, 2013), las funciones de transferencia del rectificador de onda completa de precisión implementado quedan determinadas por:

Con $R_1 = R_2 = R_3 = 10 [k\Omega]$ y $R_4 = R_5 = 20 [k\Omega]$

Para valores negativos en la entrada del circuito:

$$A(s) = 1$$

Para valores positivos en la entrada del circuito:

$$A(s) = -1$$

La señal electromiográfica requiere un “alisado” para que finalmente se obtenga una señal completamente DC, para lo cual se utiliza un amplificador operacional cuya configuración funciona igual que un filtro inversor pasa bajas de primer orden; haciendo uso de la característica de carga y descarga de un condensador es posible realizar este alisado de la señal. La figura (Véase Figura 4.29) presenta el circuito utilizado para la conversión final de la señal SEMG rectificada a una señal DC promedio utilizable.

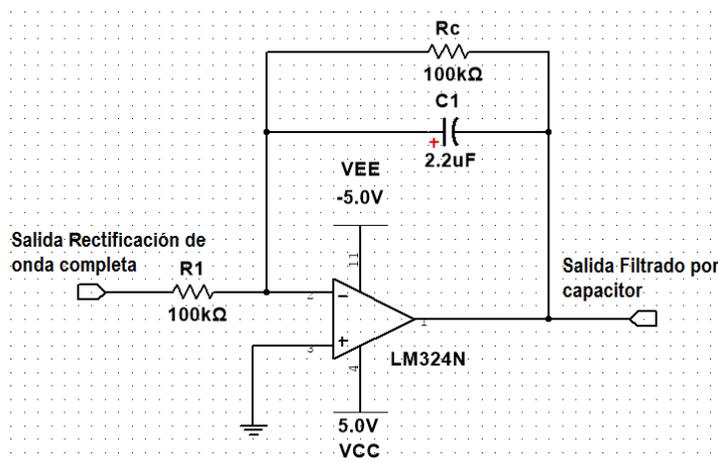


FIGURA 4.29. Filtro inversor pasa bajas de primer orden (alisado de la señal SEMG rectificada).

Con la Ecuación 4.32 es posible determinar el voltaje de rizado máximo que se obtiene a la salida del circuito.

$$V_r = \frac{i}{2 * f * C} [V]$$

ECUACIÓN 4.32. Voltaje de rizado máximo del circuito de alisado.

Fuente: (Zumbahlen, 2011)

Conociendo que la corriente máxima del circuito viene dada por la Ecuación 4.33:

$$i = \frac{V_{cc}}{R_c} [A]$$

ECUACIÓN 4.33. Corriente máxima del circuito de alisado.

Fuente: (Zumbahlen, 2011)

Utilizando la Ecuación 4.32 y la Ecuación 4.33, con los valores máximos para frecuencia y voltaje de salida se obtiene el siguiente voltaje de rizado:

Con $V_{cc} = 3 [V]$ $f = 500 [Hz]$ $R_c = 100 [k\Omega]$ $C = 2,2 [\mu F]$

$$i = \frac{V_{cc}}{R_c} \rightarrow i = \frac{3V}{100 * 10^3 \Omega} \rightarrow i \cong 0,03 [mA]$$

$$V_r = \frac{i}{2 * f * C} \rightarrow V_r = \frac{0,03 * 10^{-3} A}{2 * 500 Hz * 2,2 * 10^{-6} F} \rightarrow V_r \cong 13,63 [mV]$$

Para obtener la función de transferencia del circuito diseñado se toma como referencia la Figura 4.29, en base a la cual se obtiene la ecuación (Véase Ecuación 4.34) (Zumbahlen, 2011).

$$A(s) = -\frac{R_c}{R_1} * \frac{1}{1 + sCR_c}$$

ECUACIÓN 4.34. Función de transferencia para el circuito de alisado.

Fuente: (Zumbahlen, 2011)

En signo negativo de la Ecuación 4.34 indica que el filtro inversor de primer orden genera a la salida un cambio de fase de 180° en base a la entrada del circuito (Mancini & Carter, 2009).

La función de transferencia del filtro inversor de primer orden implementado que realiza el alisado de la señal se determina utilizando la Ecuación 4.34, con los siguientes valores:

Con $R_1 = 100 [k\Omega]$ $R_c = 100 [k\Omega]$ $C = 2,2 [\mu F]$

$$A(s) = -\frac{1}{1 + 0,22s}$$

4.1.2.8. AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL SEMG RECTIFICADA

Para concluir con la etapa de rectificación de la señal SEMG, se amplifica la señal DC promedio proporcional a la señal EMG rectificada; para lo cual se utiliza un amplificador operacional no inversor con ganancia variable fijada entre 1 y 5,25. Con la ecuación (Véase Ecuación 2.1) se determina los valores de los componentes necesarios para establecer el rango de ganancias que brinda el circuito (Véase Figura 4.30).

Utilizando la ecuación (Véase Ecuación 2.1) con $1 \leq G \leq 5,25$ y $R_1 = 4,7 [k\Omega]$

$$R_2 = GR_1 - R_1 \rightarrow R_2 = 5,25 * 4,7 * 10^3 \Omega - 4,7 * 10^3 \Omega \rightarrow$$

$$\rightarrow 0 [\Omega] \leq R_2 \leq 20 [k\Omega]$$

En base a los cálculos de la ecuación se determina que, para establecer una ganancia variable entre 1 y 5,25 es necesario un potenciómetro de $20 [k\Omega]$.

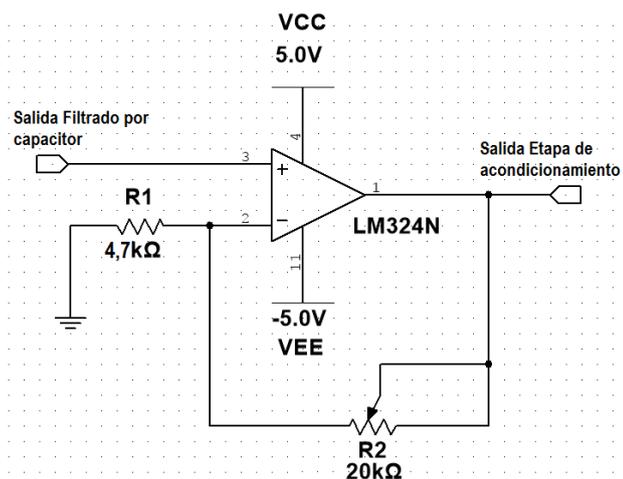


FIGURA 4.30. Amplificador no inversor en la etapa de rectificación.

En base a la ecuación (Véase Ecuación 4.10), se establece la función de transferencia del amplificador no inversor de la etapa de rectificación.

Con $R_1 = 4,7k\Omega$ y $0\Omega \leq R_2 \leq 20k\Omega$

$$A(s) = 1 + \frac{R_2}{4700\Omega}$$

La etapa de rectificación de la señal EMG se muestra en el ANEXO III; en este diagrama se aprecia los circuitos: rectificador de onda completa, filtrado por condensador y amplificador no inversor con ganancia variable.

4.2. SIMULACIÓN DEL SISTEMA

Antes de la implementación física del sistema es necesario realizar la simulación del sistema que valide su funcionamiento, para realizar la simulación completa se utiliza una señal SEMG virtual creada a partir de una tabla de datos, además para comprobar el funcionamiento de los filtros y del circuito rectificador se utiliza como entrada una señal oscilatoria. Para la simulación de todos estos circuitos se utiliza el software computacional Multisim 13.0 Power Pro Edition de National Instruments.

4.2.1. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Con los circuitos diseñados en la etapa de adquisición y armados en Multisim 13.0, se utiliza como entrada el componente virtual “fuente de voltaje lineal a

trozos” que permite graficar una señal de voltaje en base a una tabla de datos; en la simulación, esta tabla de datos reproduce la señal electromiográfica de una persona sana (PhysioNet, 2011), la cual es amplificada y visualizada en un osciloscopio virtual.

La tabla de datos que representa la señal electromiográfica utilizada (PhysioNet, 2011) fue adquirida por el sistema de monitoreo “Medelec Sinergia N2 EMG”, la misma representa el potencial de una unidad motora específica ya filtrada.

La Figura 4.31 presenta el potencial adquirido y amplificado en base a los circuitos diseñados para la etapa de adquisición de la señal mioeléctrica.

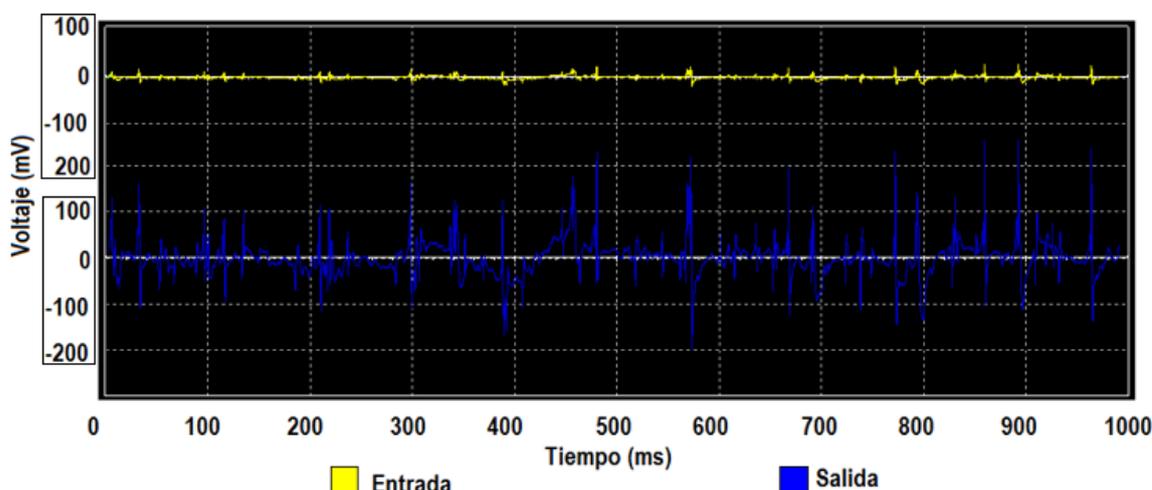


FIGURA 4.31. Señal EMG simulada y adquirida con una ganancia de aproximadamente 132 veces la señal original.

4.2.2. FILTROS UTILIZADOS EN EL SISTEMA SEMG

La simulación de los filtros en Multisim 13.0 requiere de la construcción de los circuitos con la configuración y valores de los componentes ya diseñados y calculados previamente; para la verificación en función de la amplitud de la entrada y salida de voltaje de los circuitos: pasa altas, pasa bajas y rechaza bandas se ingresa una señal senoidal y se varía gradualmente la frecuencia de esta señal observando la atenuación de la señal para cada frecuencia de corte de los filtros; en base a este procedimiento se confirma el filtrado de la señal de entrada y se reafirma que, la respuesta de amplitud y fase de los circuitos es la indicada en la figura (Véase Figura 4.32).

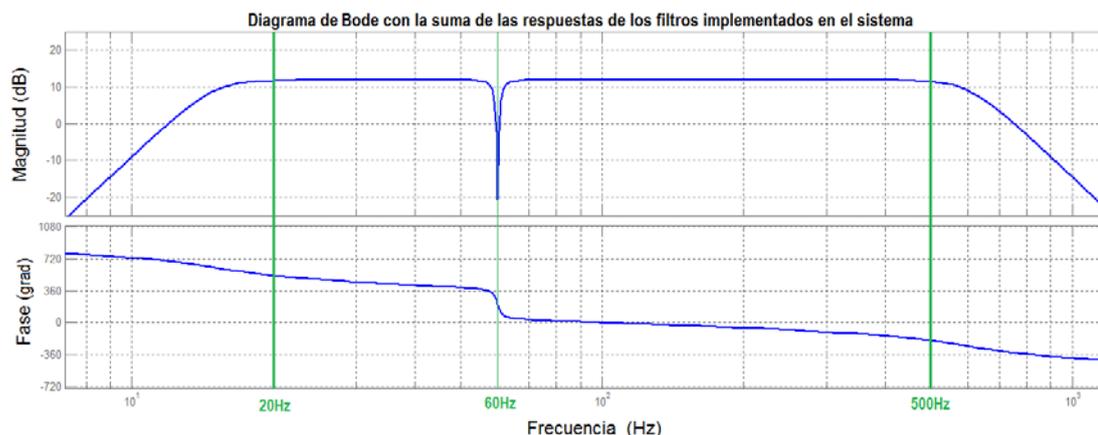


FIGURA 4.32. Respuesta de amplitud y fase adquirida en Matlab en base a la función de transferencia de todos los filtros diseñados para el sistema.

Para la simulación del funcionamiento de todos los filtros diseñados para la etapa de filtrado de la señal SEMG se utilizan básicamente dos componentes virtuales: un generador de funciones y un osciloscopio virtual de Multisim 13.0.

La Figura 4.33 presenta la señal de entrada senoidal con una amplitud de 10 [mV] y la señal de salida del filtro pasa bajas de sexto orden de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de aproximadamente 500 [Hz]; en esta gráfica se muestra la entrada - salida del circuito para frecuencias de 500 [Hz], 700 [Hz] y 900 [Hz] y se aprecia que la amplitud de la señal decrece a partir de la frecuencia de corte establecida para el filtro.

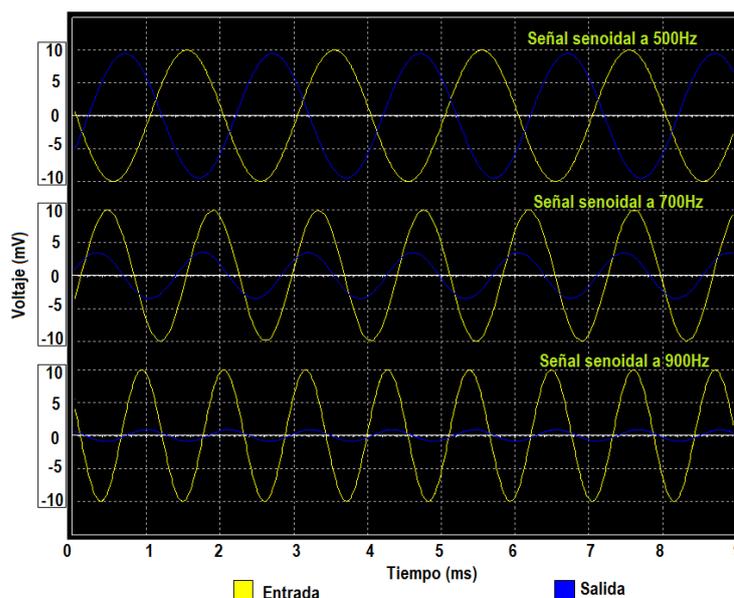


FIGURA 4.33. Amplitud de entrada y amplitud de salida del filtro pasa bajas de sexto orden de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de aproximadamente 500 [Hz].

En la figura (Véase Figura 4.33) se aprecia que existe un desfase entre la señal de entrada y la señal de salida del filtro; este desfase queda determinado por el “retardo de grupo” que posee el filtro diseñado y que se define como el tiempo con el cual el filtro desfasa a cada frecuencia dentro de la banda (Mancini & Carter, 2009); el retardo de grupo para el filtro pasa bajas de sexto orden de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de aproximadamente 500 [Hz] se presenta en la Figura 4.34.

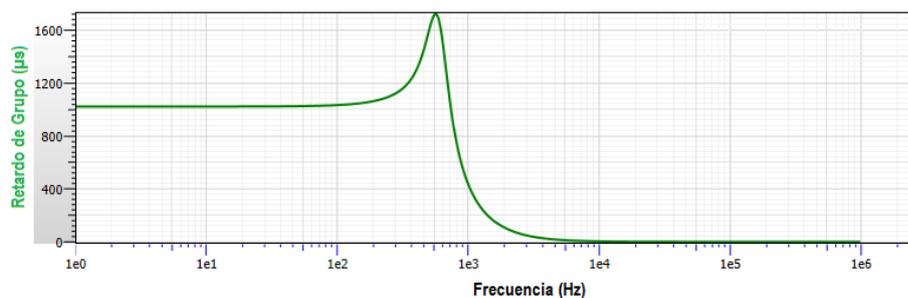


FIGURA 4.34. Retardo de grupo del filtro pasa bajas de sexto orden de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de aproximadamente 500 [Hz] generado por el software FilterPro de Texas Instruments.

Aplicando una señal de entrada senoidal con una amplitud de 10 [mV] y variando la frecuencia de la misma para valores de 5 [Hz], 13 [Hz] y 20 [Hz] se evidencia el filtrado de la señal de salida del filtro pasa altas de sexto orden de ganancia unitaria a partir de la frecuencia de corte establecida de aproximadamente 20 [Hz] como se aprecia en la Figura 4.35, con un retardo de grupo presentado en la figura (Véase Figura 4.36).

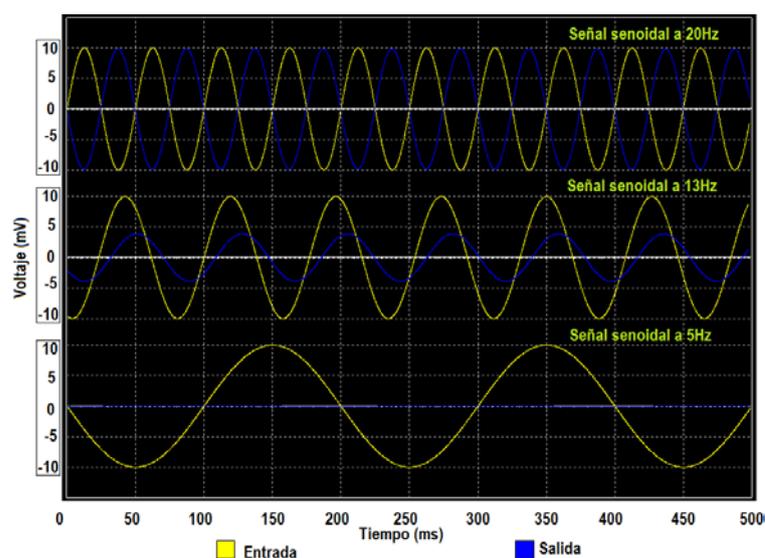


FIGURA 4.35. Amplitud de entrada y amplitud de salida del filtro pasa altas de sexto orden de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de aproximadamente 20 [Hz].

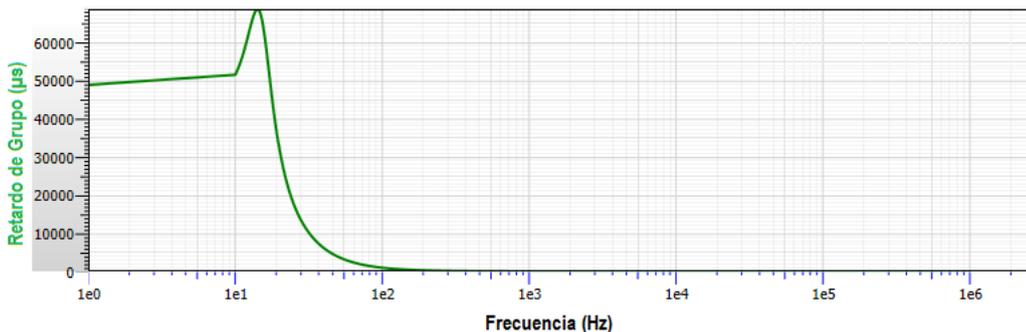


FIGURA 4.36. Retardo de grupo del filtro pasa altas de sexto orden de ganancia unitaria con una frecuencia de corte de aproximadamente 20 [Hz] generado por el software FilterPro de Texas Instruments.

De manera similar para el filtro rechaza bandas de cuarto orden con una frecuencia media de aproximadamente 60 [Hz] y ganancia de aproximadamente 4, se utiliza una señal de entrada senoidal con una amplitud de 10 [mV] y para este caso, se utiliza frecuencias de 59 [Hz], 60 [Hz] y 61 [Hz] apreciando gráficamente la atenuación de las señales de 60 [Hz] en la Figura 4.37 con un desfase de la señal de salida presentado en la figura (Véase Figura 4.38).

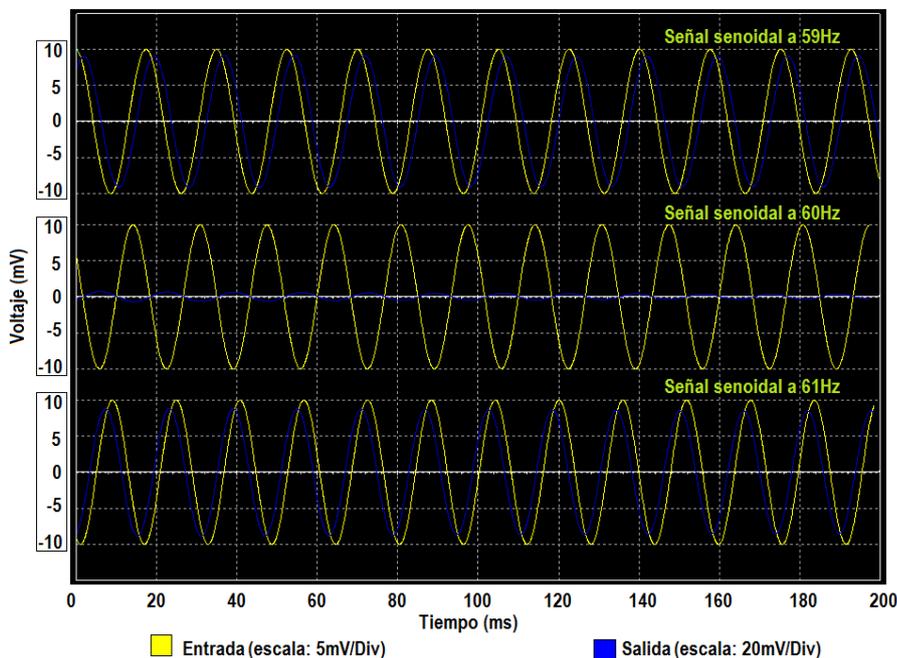


FIGURA 4.37. Amplitud de entrada y amplitud de salida del filtro rechaza bandas de cuarto orden con ganancia 4 con una frecuencia media de aproximadamente 60 [Hz].

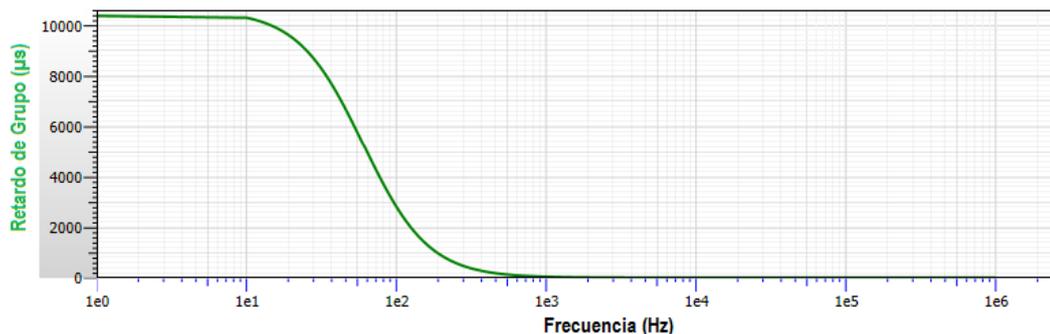


FIGURA 4.38. Retardo de grupo del filtro rechaza bandas de cuarto orden con ganancia 4 con una frecuencia media de aproximadamente 60 [Hz] generado por el software FilterPro de Texas Instruments.

4.2.3. AMPLIFICADORES EN CONFIGURACIÓN NO INVERSORA

La amplificación de la señal mioeléctrica adquirida debe ser realizada en varias etapas y en puntos específicos del sistema. Tres amplificadores con configuración no inversora son utilizados: uno que amplifica el potencial de salida de la etapa de adquisición, uno que amplifica el potencial a la salida de la etapa de filtrado y uno que amplifica la señal a la salida de la etapa de rectificación. Las figuras (Véase Figura 4.39 y Figura 4.40) presentan de forma gráfica el funcionamiento de estos tres amplificadores operacionales no inversores; como entrada se genera una señal senoidal con una amplitud de 10 [mV] a 60 [Hz] y a través de un osciloscopio virtual se observa la señal senoidal amplificada tantas veces como la ganancia lo indica.

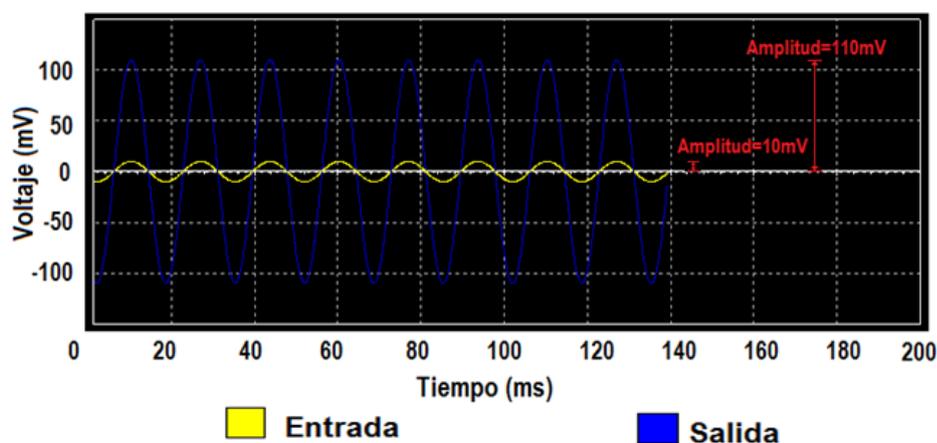


FIGURA 4.39. Amplitud de entrada y amplitud de salida de los AO en configuración no inversora utilizados a la salida de la etapa de adquisición y a la salida de la etapa de filtrado con una ganancia de 11.

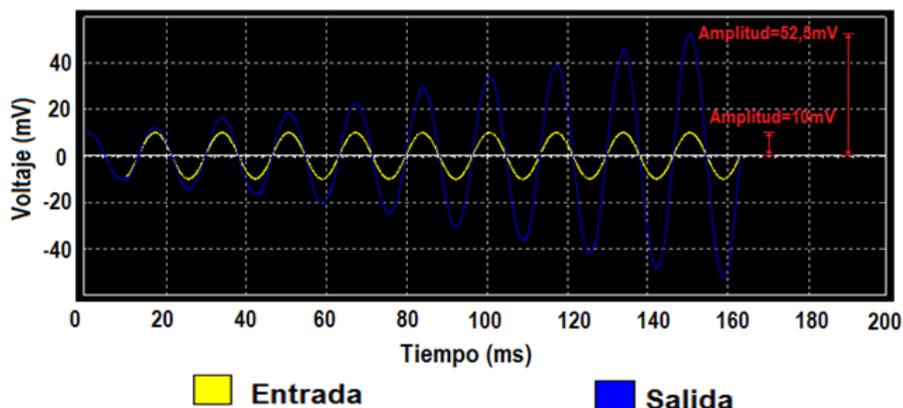


FIGURA 4.40. Amplitud de entrada y amplitud de salida del AO en configuración no inversora utilizado a la salida de la etapa de rectificación con una ganancia regulable de $1 \leq G \leq 5,25$.

4.2.4. RECTIFICACIÓN Y ALISADO DE LA SEÑAL EMG

Para la simulación del funcionamiento de los circuitos de rectificación y alisado de la señal SEMG se utilizan básicamente dos componentes virtuales: un generador de funciones y un osciloscopio virtual de Multisim 13.0.

En base una señal senoidal de entrada de 10 [mV] a 60 [Hz], se verifica la rectificación de onda completa a la salida del circuito diseñado; la rectificación de la señal senoidal se produce en la componente positiva de la onda, mientras que la componente negativa queda intacta. La configuración inversora que se aplica en el circuito que permite el alisado de la señal rectificada permite obtener un voltaje positivo a la salida del sistema. Todo el funcionamiento del proceso de rectificación que produce el sistema se aprecia en la Figura 4.41.

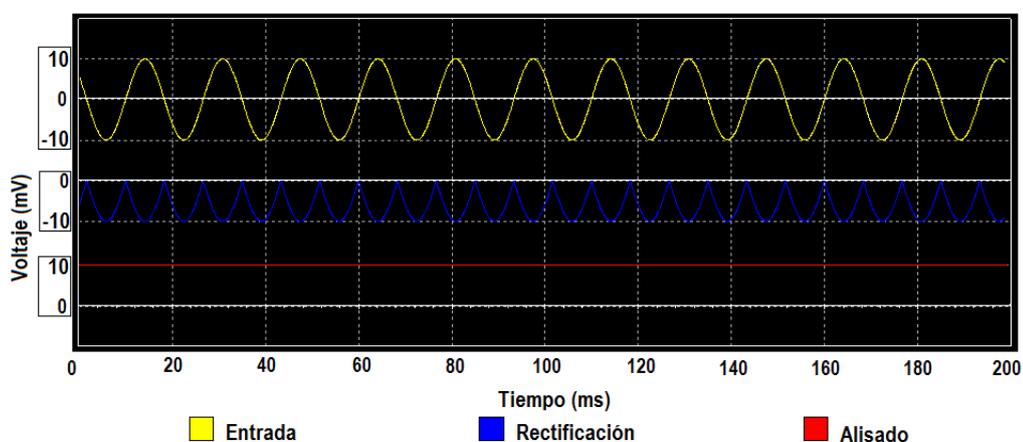


FIGURA 4.41. Simulación de la rectificación y alisado de una señal de entrada de 10 [mV] a 60 [Hz].

4.2.5. SIMULACIÓN DE TODAS LAS ETAPAS CONSTITUYENTES DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE SEMG

Simular el circuito completo requiere el uso de fuentes de voltaje virtuales especiales de Multisim 13.0: dos fuentes variables que generen señales fuera del rango típico de señales electromiográficas, una fuente que genere una señal a 60 [Hz], además de una fuente que genere una señal electromiográfica pura; todas estas fuentes permiten simular la señal real con las interferencias más importantes que afectan a un potencial eléctrico de electromiografía superficial. En la Figura 4.42 se aprecia los potenciales obtenidos mediante un osciloscopio virtual en puntos específicos del sistema (entrada, filtrado, rectificación y salida).

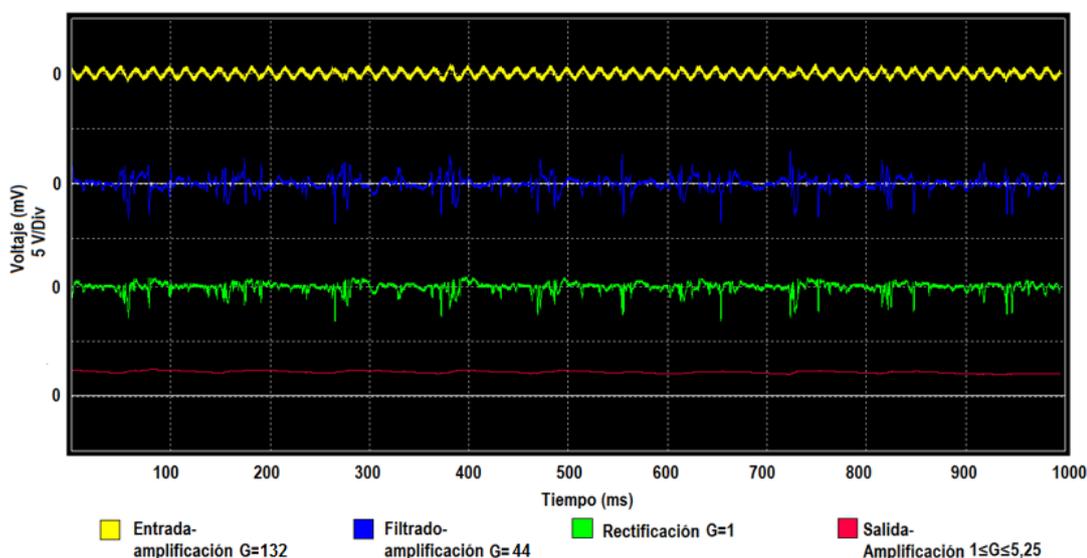


FIGURA 4.42. Potenciales generados en puntos específicos de la simulación completa del sistema.

4.3. CONSTRUCCIÓN

La construcción de los circuitos impresos requeridos para el funcionamiento del sistema EMG, requiere de la generación del ruteo de las pistas o rutas mediante las cuales se conectan los elementos constituyentes de estos circuitos. Para la construcción de todos los circuitos impresos se utiliza Ultiboard 13.0. Este software permite exportar los archivos que contienen los circuitos de simulación creados en Multisim 13.0 y gracias a sus características, funciones y herramientas permite generar manual o automáticamente las rutas necesarias para el funcionamiento de los circuitos.

4.3.1. HUELLAS DE LOS COMPONENTES ELECTRÓNICOS UTILIZADOS

La huella de un elemento electrónico permite la representación gráfica de estos elementos en el software de diseño de tarjetas de circuito impreso. Generalmente es la representación de la vista “planta” del elemento. La huella de los elementos electrónicos contiene información acerca de su tamaño real, forma, tamaño del agujero (montaje no superficial), nombre y referencia del elemento, además del nombre y número de cada pin.

La Tabla 4.4 presenta las huellas de los elementos utilizados en el diseño de los circuitos impresos.

Huellas utilizadas para los elementos electrónicos		
Componente	Convención/Fabricante	Huella
AD620	IPC-2221A/2222	DIP-8
LM324N	IPC-2221A/2222	PDIP-14(N14A)
Resistencias	IPC-2221A/2222	RES900-300X200
Condensadores cerámicos	IPC-2221A/2222	CAPR250-500X250X550
Condensadores electrolíticos	IPC-2221A/2222	CAPPR200-500X1100
Espadines	Genérico	HDR1x2/ HDR1x3
Conector TRS (SJ1-3515N)	CUI	SJ1-3515N (modificado para adaptación al componente real: K3624 distribuido por (Mantech Electronics, 2015))
Potenciómetro	Ultiboard	POT0 (modificado para adaptación al componente real: WIW1029—W—503 fabricado por (Sharma Electro Components, 2015))
Diodo 1N4148	NXP Semiconductors	DO-35-2(SOD27)

TABLA 4.4. Huellas utilizadas para los elementos en el diseño de las tarjetas PCB.

4.3.2. ELEMENTOS ELECTRÓNICOS REQUERIDOS

En el ANEXO XI se detallan todos los elementos electrónicos utilizados en los circuitos diseñados para las etapas de adquisición, filtración y rectificación, todos estos elementos son colocados y soldados de acuerdo a su referencia

especificada en Multisim 13.0 y Ultiboard 13.0; debido a los altos porcentajes de tolerancia de los elementos utilizados es posible obtener valores no comerciales necesarios en los circuitos, sin embargo pueden ser utilizados valores comerciales cercanos a los valores específicos calculados en el Capítulo IV, obteniendo resultados similares.

4.3.3. TARJETA DE CIRCUITO IMPRESO

Con las huellas correctas seleccionadas para cada componente de los circuitos diseñados se procede a rutear las pistas necesarias para el funcionamiento de los circuitos, para lo cual se utiliza las siguientes funciones de Ultiboard 13.0: auto colocación de piezas, auto ruteo, optimización de ruteo y edición en sitio. La Figura 4.43 y la Figura 4.44 presentan el diseño final PCB para la implementación del sistema SEMG diseñado.

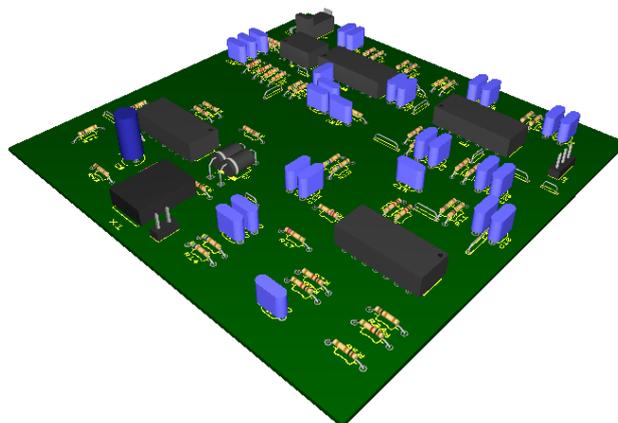


FIGURA 4.43. Proyección 3D de la vista superior de la placa PCB con las etapas de adquisición, filtrado y rectificación de la señal SEMG.

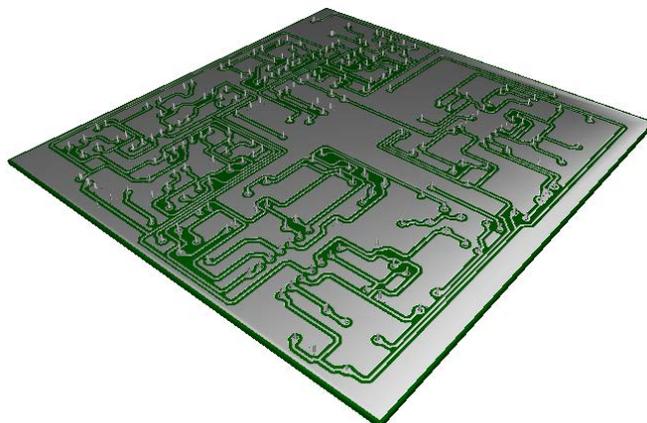


FIGURA 4.44. Proyección 3D de la vista inferior de la placa PCB con las etapas de adquisición, filtrado y rectificación de la señal SEMG.

CAPÍTULO V

5. REGISTRO DE DATOS, PRUEBAS Y RESULTADOS

En este Capítulo se detalla el conjunto de procedimientos en base a los cuales se registra, analiza y valida el funcionamiento del sistema previamente diseñado simulado y construido. La toma de datos es registrada por una MyRIO y un osciloscopio digital BK Precision 2534 para su posterior procesamiento en el software computacional LabVIEW.

5.1. REGISTRO DE DATOS

Actualmente existe una amplia gama de métodos disponibles para, en primera instancia detectar una señal EMG (Thexton, 1996) (Bonato, et al., 1998) (Xu & Adler, 2004). Debido a que una señal está formada por la superposición de la actividad de múltiples unidades motoras es posible descomponer esta señal EMG (Laterza & Olmo, 1997) (Kumar, Pah, & Bradley, 2003) (Martin & Flandrin, 1985) (Raez, et al., 2006) (Cheron, et al., 1996) (Chan, et al., 2000) (Yana, et al., 1995), todos estos métodos son utilizados para el análisis de una unidad motora específica, por lo que no son aplicables para la validación del actual sistema. En SEMG se opta por un análisis de amplitud y un análisis del espectro de frecuencias dado por la transformada de Fourier de las señales registradas.

5.1.1. SELECCIÓN DE LOS MÚSCULOS DE LA PARTE INFERIOR DE LA PIERNA

El más mínimo movimiento generado por el cuerpo humano resulta de una combinación estratégica de una gran cantidad de músculos; es por ello que, para la selección de un músculo en el cual realizar el registro de datos es importante identificar los músculos que intervienen en el movimiento particular de la extremidad o de una porción de ella.

5.1.1.1. MÚSCULOS QUE INTERVIENEN EN EL MOVIMIENTO DEL TOBILLO

Para la selección de los músculos en los cuales se realizan los registros de datos se debe tener en cuenta todos los músculos involucrados en los movimientos permitidos por el tobillo (Véase Tabla 5.1).

Músculos que intervienen en los movimientos del tobillo	
Dorsiflexión	Flexión plantar
Extensor largo de los dedos Extensor largo del dedo gordo Tercer peroneo Tibial anterior	Flexor común de los dedos del pie Flexor largo del dedo gordo Gastrocnemio Peroneo lateral corto Peroneo largo Plantar Sóleo Tibial posterior
Eversión	Inversión
Extensor largo de los dedos Peroneo lateral corto Peroneo largo Peroneo tercero	Flexor largo de los dedos Tibial anterior Tibial posterior

TABLA 5.1. Músculos que intervienen en los movimientos del tobillo.

Autor: (Florimond, 2009)

5.1.1.2. CRITERIOS DE SELECCIÓN

La selección final de los músculos a utilizar requiere de la aplicación de varios criterios en los cuales se fundamenta esta selección, los cuales se detallan a continuación:

- El sistema de adquisición y acondicionamiento de señales SEMG será aplicado para casos de amputaciones transtibiales, se debe obviar el uso de músculos que provienen del pie.
- La mayoría de prótesis que utilizan señales EMG para su accionamiento tienen un solo grado de libertad.
- La mayoría de prótesis que utilizan señales EMG para su accionamiento simulan los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar.
- Las recomendaciones dadas por el Proyecto SENIAM para la porción inferior de la pierna y pie.
- Revisión de investigaciones y bibliografía sobre medición de señales EMG para la porción inferior de la pierna.

5.1.1.3. SELECCIÓN

En base al cumplimiento de todos los criterios de selección antes descritos mediante la revisión de bibliografía y publicaciones científicas (Hermens & Freriks, 1996) (Olney & Winter, 1985) (Au, et al., 2005) (Bogey, et al., 2005) (Arampatzis, et al., 2006) (Wang, et al., 2013) (Hitt, et al., 2007) (Florimond, 2009) y la Tabla 5.1 se determina que los músculos seleccionados para la validación del sistema EMG diseñado y construido presentados en la Figura 5.1 son los siguientes:

- Gastrocnemio Lateral
- Gastrocnemio Medial
- Tibial Anterior

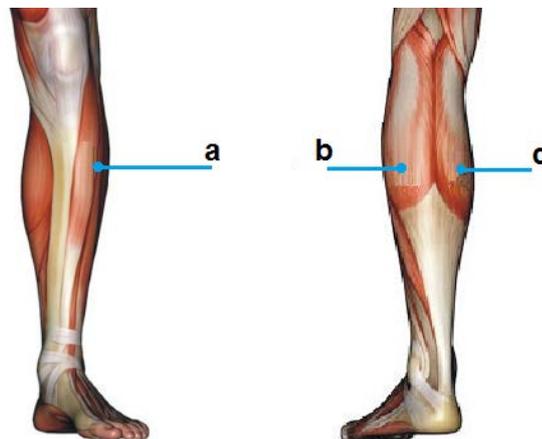


FIGURA 5.1. Músculos seleccionados para el registro de datos.

- (a) Gastrocnemio Lateral
- (b) Gastrocnemio Medial
- (c) Tibial Anterior

5.1.2. PROCEDIMIENTO PARA EL REGISTRO Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL SEMG

Con los músculos seleccionados para el registro y análisis de las señales EMG que generan dichos músculos; el siguiente paso es definir el conjunto de pasos requeridos para adquirir la señal utilizando los instrumentos electrónicos ya determinados.

El procedimiento a seguir puede ser dividido de forma general en tres etapas: una etapa inicial, una etapa de registro y una etapa de procesado.

5.1.2.1. ETAPA INICIAL

Esta etapa involucra la preparación de la piel del paciente, la cual busca reducir la impedancia y brindar características óptimas que permitan un buen contacto entre el electrodo superficial y la piel (Konrad, 2005); para la preparación de la piel se realizan dos actividades imprescindibles:

- Afeitado de la zona de la piel donde se aplican los electrodos.
- Limpieza de la piel con alcohol para disminuir la capa de piel seca o células muertas además de eliminar el sudor en las zonas del músculo para el registro.

En base a guías publicadas (Criswell, 2010) (Mercer, et al., 2006) (Hermens & Freriks, 1996) se determina la ubicación de los electrodos bipolares y la ubicación del electrodo de referencia presentadas en la Tabla 5.2 para los tres músculos seleccionados; con una distancia inter electrodo de aproximadamente 20 [mm] (Hermens & Freriks, 1996).

Procedimiento 1 para la colocación de los electrodos				
Músculo	Desde la postura	Ubicación	Orientación	Electrodo referencia
Gastrocnemio Medial	Tendido en el vientre con la cara hacia abajo, la rodilla extendida.	Los electrodos deben ser colocados en la protuberancia más prominente del músculo.	En la dirección de la pierna.	Sobre o alrededor del tobillo.
Gastrocnemio Lateral		Los electrodos deben ser colocados en un tercio de la línea entre la cabeza del peroné y el talón.	En la dirección de la línea entre la cabeza del peroné y el talón.	
Tibial Anterior	Supino o sentado.	Los electrodos deben ser colocados en un tercio en la línea entre la punta del peroné y la punta del maléolo medial.	En la dirección de la línea entre la punta del peroné y la punta del maléolo medial.	

TABLA 5.2. Procedimiento 1 para la colocación de los electrodos.

Fuente: (Hermens & Freriks, 1996)

Las ubicaciones, punto de referencia tomados y la postura para la colocación descritos en la tabla (Véase Tabla 5.2), se muestran en la Figura 5.2.

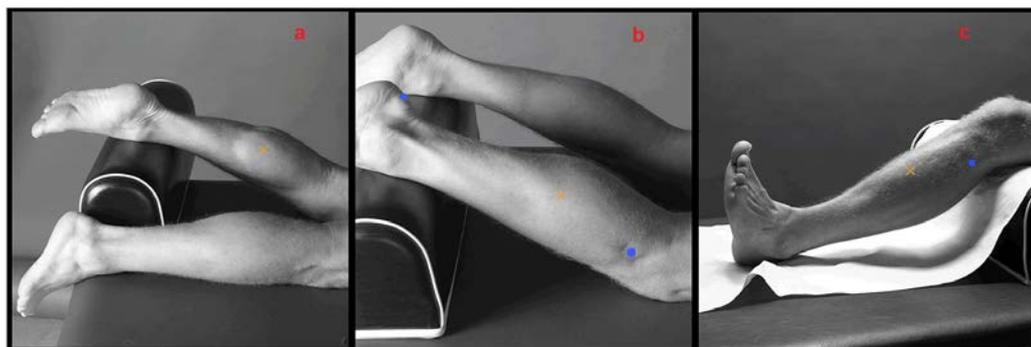


FIGURA 5.2. Ubicación 1 de los electrodos para los músculos seleccionados.

Fuente: (Hermens & Freriks, 1996)

La Tabla 5.3 y la Figura 5.3 permiten establecer un procedimiento alternativo al propuesto por (Hermens & Freriks, 1996) para la correcta ubicación de los electrodos superficiales.

Procedimiento 2 para la colocación de los electrodos		
Músculo	Referencia anatómica (ALF)	Ubicación óptima del electrodo
Gastrocnemio Medial	Una línea entre el lado medial de la inserción del tendón de Aquiles y el lado medial de la cavidad poplítea.	Entre el 87% y el 100 % de la ALF.
Gastrocnemio Lateral	Una línea entre el lado lateral de la inserción del tendón de Aquiles y el lado lateral de la cavidad poplítea.	Entre el 75 % y el 100 % de la ALF.
Tibial Anterior	Una línea entre la tuberosidad tibial y la línea intermaleolar.	Entre 0 % y 19 % o entre el 51 % y el 100 % de la ALF.

TABLA 5.3. Procedimiento 2 para la colocación de los electrodos.

Fuente: (Barbero, et al., 2012)

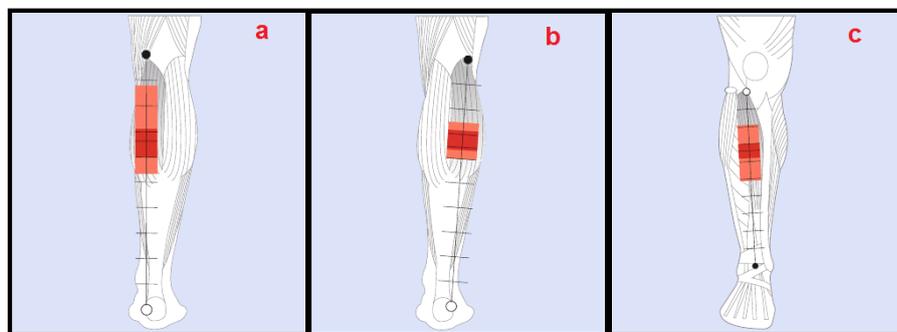


FIGURA 5.3. Ubicación 2 de los electrodos para los músculos seleccionados.

Fuente: (Barbero, et al., 2012)

5.1.2.2. ETAPA DE REGISTRO

El registro de la señal EMG involucra la obtención de la contracción máxima voluntaria de cada músculo en estudio; para lo cual se sigue un procedimiento clínico específico que permite obtener esta contracción. La Tabla 5.4 presenta dos alternativas para realizar este procedimiento, de las cuales se utiliza la propuesta por (Hermens & Freriks, 1996).

Test clínicos para adquirir la contracción máxima voluntaria de los músculos seleccionados		
Músculo	Test clínico propuesto por (Hermens & Freriks, 1996)	Test clínico propuesto por (Barbero, et al., 2012)
Tibial anterior	Apoyar la pierna justo por encima de la articulación del tobillo con la articulación del tobillo en flexión dorsal y el pie en la inversión sin la extensión del dedo gordo. Aplicar presión contra el lado medial, la superficie dorsal del pie en la dirección de la flexión plantar de la articulación del tobillo y la eversión del pie.	El paciente sentado en una silla. A continuación, se realiza una contracción isométrica durante una extensión dorsal del tobillo.
Gastrocnemio medial	La flexión plantar del pie con énfasis en el talón hacia arriba empujando la parte delantera del pie hacia abajo. Para la presión máxima en esta posición, es necesario aplicar presión contra la parte delantera del pie, así como contra el calcáneo.	El paciente con la rodilla extendida. A continuación, se realiza una contracción isométrica durante una flexión plantar del tobillo.
Gastrocnemio lateral		

TABLA 5.4. Test clínicos para adquirir la contracción máxima voluntaria de los músculos seleccionados.

Fuentes: (Hermens & Freriks, 1996) (Barbero, et al., 2012)

El registro de la actividad eléctrica muscular que se produce con la contracción máxima voluntaria permite normalizar la forma de onda obtenida con respecto a esta contracción para determinado músculo e individuo. Generalmente para el registro se realiza tres contracciones isométricas máximas de aproximadamente 6 segundos, con un intervalo de descanso entre cada una de ellas; con lo que es posible analizar un promedio entre las tres que permite normalizar la señal (Rey, et al., 2010).

5.1.2.3. ETAPA DE PROCESADO

La señal EMG bruta adquirida y filtrada por el sistema y registrada mediante los instrumentos descritos en el Capítulo II debe ser procesada para que pueda ser analizada. Dos tipos de análisis son los más utilizados: análisis de amplitud y análisis de frecuencia. Para el análisis de la amplitud de la señal se realiza la rectificación y suavizado de la misma con lo que se obtiene un valor proporcional al de la contracción máxima muscular registrada, mientras que para el análisis de la frecuencia de la señal se aplica la transformada rápida de Fourier y un suavizado de la señal con lo que se obtiene el espectro de frecuencias para la señal EMG registrada.

5.2. PRUEBAS

En primera instancia, se realiza pruebas preliminares de los circuitos diseñados, para lo cual se implementa el sistema en una placa de pruebas y se realiza los test presentados en la tabla (Véase Tabla 5.4), la Figura 5.4 presenta las pruebas preliminares realizadas.



FIGURA 5.4. Pruebas preliminares de funcionamiento de sistema SEMG.

Estas pruebas preliminares se validan analizando que para una contracción determinada, se tiene una potencial EMG puro (canal 1 del osciloscopio BK Precision 2534) y una señal DC proporcional a dicha contracción (canal 2 del osciloscopio BK Precision 2534).

El correcto funcionamiento de los circuitos probados en la placa de pruebas permite continuar con la construcción de las placas PCB presentadas en el Capítulo IV; de igual manera con el sistema completamente construido se realizan

los test de la tabla (Véase Tabla 5.4) y se procede a realizar el registro, procesado y obtención de los resultados presentados en la siguiente sección.

5.3. RESULTADOS

En primera instancia se ingresa las señales EMG adquiridas por la NI MyRIO y el osciloscopio BK Precision 2534 mediante la interfaz programada y diseñada en NI LabVIEW 2014, donde son procesadas hasta obtener sus principales características; en base a la comparación de los resultados obtenidos para los músculos seleccionados, finalmente se selecciona uno de ellos.

5.3.1. GASTROCNEMIO MEDIAL

La Figura 5.5 presenta gráficamente los tres registros de señales electromiográficas superficiales obtenidas del músculo gastrocnemio medial, con los cuales se obtiene una señal promedio resultante.

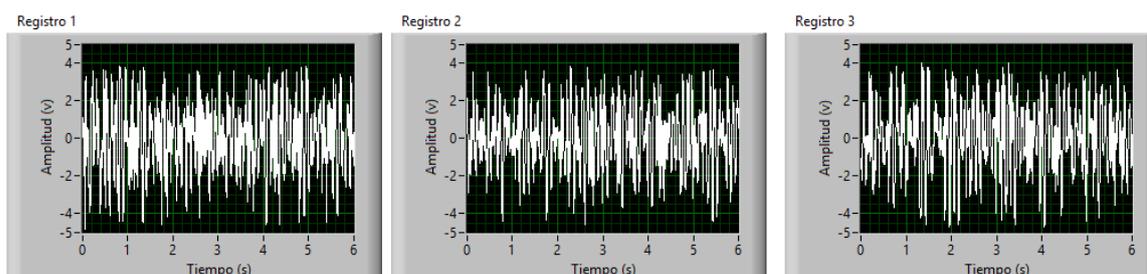


FIGURA 5.5. Registros de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio medial.

La Figura 5.6 presenta en primera instancia la señal EMG promedio resultante, la cual es amplificada y filtrada por el sistema ya construido; finalmente se realiza la rectificación por software de los componentes negativos de la señal obtenida.

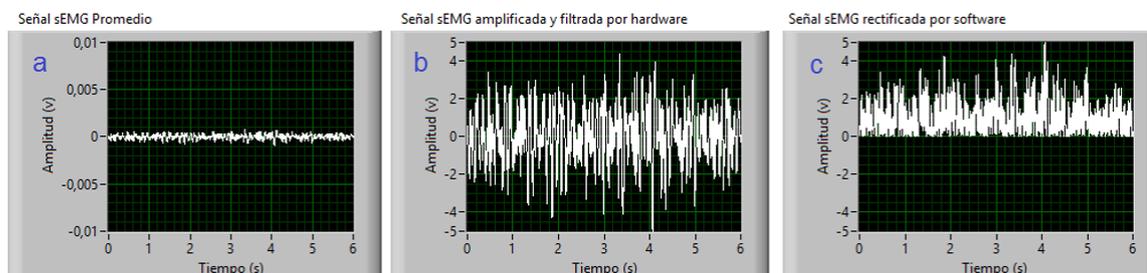


FIGURA 5.6. Procesado de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

(a) Señal SEMG promedio.

(b) Señal SEMG amplificada y filtrada por hardware.

(c) Señal SEMG rectificanda por LabVIEW.

Algunas de las características más relevantes que se desprenden de la figura (Véase Figura 5.6) se presentan a continuación en la Tabla 5.5 y en la Tabla 5.6.

Características de la señal SEMG real promedio proveniente del músculo gastrocnemio medial	
Característica	Valor
Pico – Pico	1,63545 [mv]
Máximo pico positivo	0,758035 [mv]
Máximo pico negativo	-0,87741 [mv]

TABLA 5.5. Características de la señal SEMG real promedio del músculo gastrocnemio medial.

Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo gastrocnemio medial	
Característica	Valor
Ciclo Promedio	0,0241498 [v]
Ciclo RMS	1,54282 [v]
Pico – Pico	9,49867 [v]
Máximo pico positivo	4,40267 [v]
Máximo pico negativo	-5,096 [v]
RMS	1,41889 [v]

TABLA 5.6. Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo gastrocnemio medial.

El análisis de amplitud para la señal electromiográfica superficial del músculo gastrocnemio medial se presenta gráficamente en la Figura 5.7, cuyas principales características se presentan en la tabla (Véase Tabla 5.7).

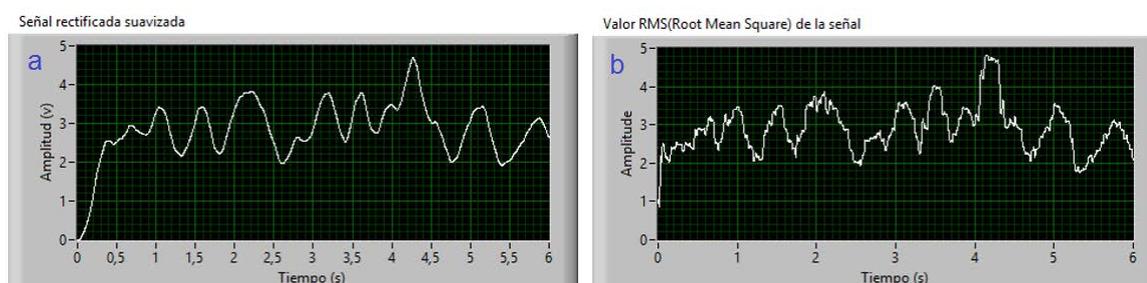


FIGURA 5.7. Análisis de amplitud de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

(a) Señal rectificada suavizada mediante filtrado.

(b) Valor RMS de la señal.

Características de la señal SEMG rectificada y suavizada proveniente del músculo gastrocnemio medial	
Característica	Valor
Pico máximo	1,80598 [v]
Promedio DC	1,08935 [v]
RMS	1,12595 [v]

TABLA 5.7. Características de la señal SEMG rectificada y suavizada proveniente del músculo gastrocnemio medial.

El espectro de frecuencias para la señal electromiográfica superficial del músculo gastrocnemio medial se presenta gráficamente en la Figura 5.8, cuyas principales características se presentan en la Tabla 5.8.

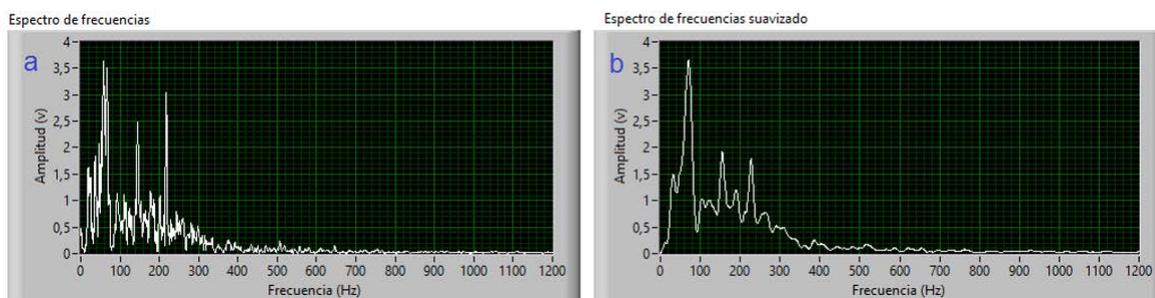


FIGURA 5.8. Análisis de frecuencia de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio medial.

- (a) Espectro de frecuencias aplicando la transformada rápida de Fourier.
 (b) Suavizado del espectro de frecuencias mediante filtrado.

Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio medial	
Característica	Valor
Frecuencia máxima	517,32 [Hz]
Amplitud máxima	3,65578 [v]
Frecuencia mínima	12,307 [Hz]
Amplitud mínima	0,154788 [v]

TABLA 5.8. Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio medial.

5.3.2. GASTROCNEMIO LATERAL

La Figura 5.9 presenta gráficamente los tres registros de señales electromiográficas superficiales obtenidas del músculo gastrocnemio lateral, con los cuales se obtiene una señal promedio resultante.

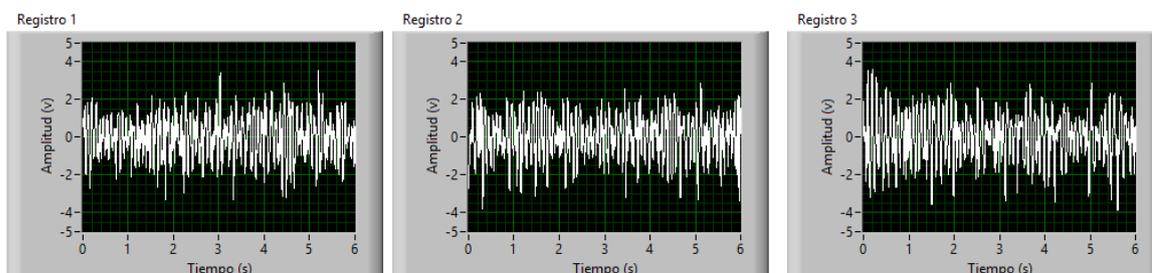


FIGURA 5.9. Registros de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio lateral.

La Figura 5.10 presenta en primera instancia la señal EMG promedio resultante, la cual es amplificada y filtrada por el sistema ya construido; finalmente se realiza la rectificación por software de los componentes negativos de la señal obtenida.

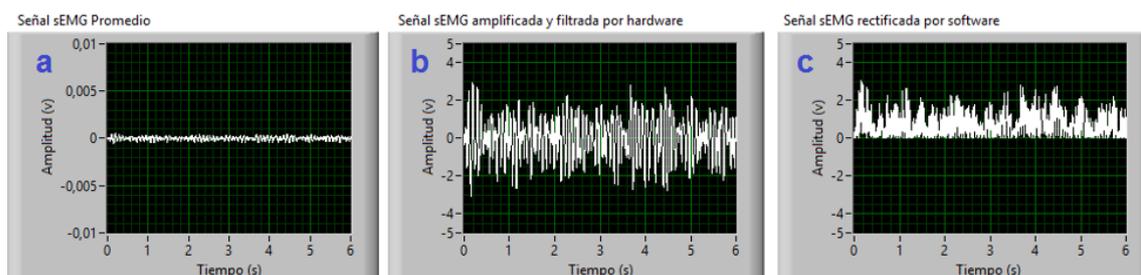


FIGURA 5.10. Procesado de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio lateral.

(a) Señal SEMG promedio.

(b) Señal SEMG amplificada y filtrada por hardware.

(c) Señal SEMG rectificada por LabVIEW.

Algunas de las características más relevantes que se desprenden de la Figura 5.10 se presentan a continuación en las tablas (Véase Tabla 5.9 y Tabla 5.10).

Características de la señal SEMG real promedio del músculo gastrocnemio lateral	
Característica	Valor
Pico – Pico	1,02663 [mv]
Máximo pico positivo	0,501377 [mv]
Máximo pico negativo	-0,525253 [mv]

TABLA 5.9. Características de la señal SEMG real promedio del músculo gastrocnemio lateral.

Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo gastrocnemio medial	
Característica	Valor
Ciclo Promedio	0,108382 [v]
Ciclo RMS	1,93815 [v]
Pico – Pico	5,96267 [v]
Máximo pico positivo	2,912 [v]
Máximo pico negativo	-3,05067 [v]
RMS	1,04175 [v]

TABLA 5.10. Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo gastrocnemio lateral.

El análisis de amplitud para la señal electromiográfica superficial del músculo gastrocnemio lateral se presenta gráficamente en la Figura 5.11, cuyas principales características se presentan en la Tabla 5.11.

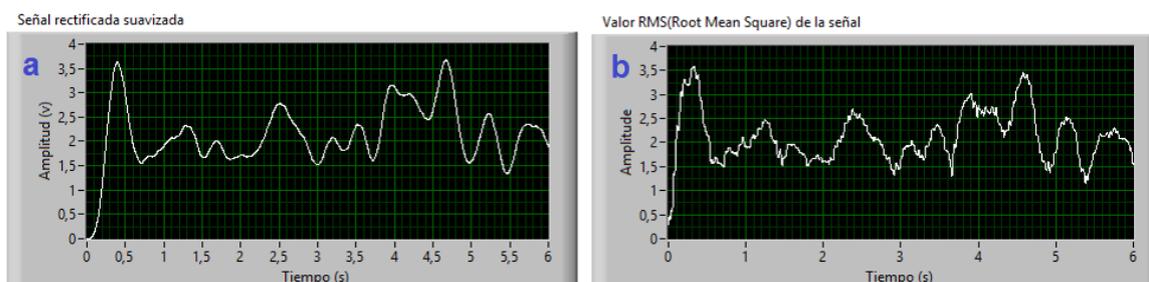


FIGURA 5.11. Análisis de amplitud de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio lateral.

(a) Señal rectificada suavizada mediante filtrado.

(b) Valor RMS de la señal.

Características de la señal SEMG rectificada y suavizada proveniente del músculo gastrocnemio lateral	
Característica	Valor
Pico máximo	1,4133 [v]
Promedio DC	0,822667 [v]
RMS	0,857756 [v]

TABLA 5.11. Características de la señal SEMG rectificada y suavizada proveniente del músculo gastrocnemio lateral.

El espectro de frecuencias para la señal electromiográfica superficial del músculo gastrocnemio lateral se presenta gráficamente en la Figura 5.12, cuyas principales características se presentan en la Tabla 5.12.

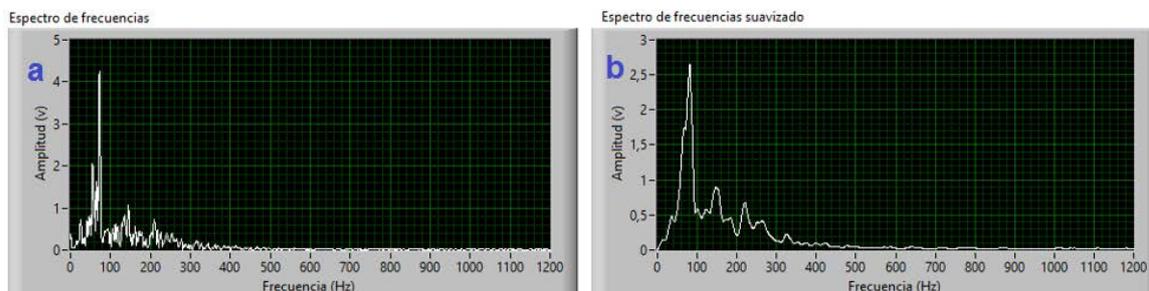


FIGURA 5.12. Análisis de frecuencia de la señal SEMG registrada en el músculo gastrocnemio lateral.

- (a) Espectro de frecuencias aplicando la transformada rápida de Fourier.
 (b) Suavizado del espectro de frecuencias mediante filtrado.

Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio lateral	
Característica	Valor
Frecuencia máxima	325,774 [Hz]
Amplitud máxima	2,65245 [v]
Frecuencia mínima	35,5452 [Hz]
Amplitud mínima	0,23021 [v]

TABLA 5.12. Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo gastrocnemio lateral.

5.3.3. TIBIAL ANTERIOR

La Figura 5.13 presenta gráficamente los tres registros de señales electromiográficas superficiales obtenidas del músculo tibial anterior, con los cuales se obtiene una señal promedio resultante.

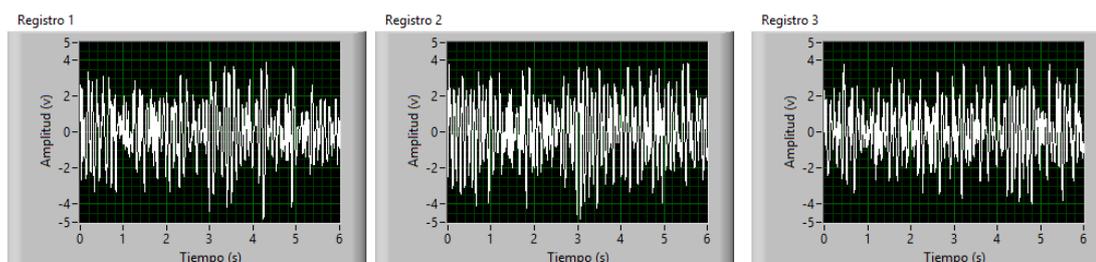


FIGURA 5.13. Registros de la señal SEMG proveniente del músculo tibial anterior.

La Figura 5.14 presenta en primera instancia la señal EMG promedio resultante, la cual es amplificada y filtrada por el sistema ya construido; finalmente se realiza la rectificación por software de los componentes negativos de la señal obtenida.

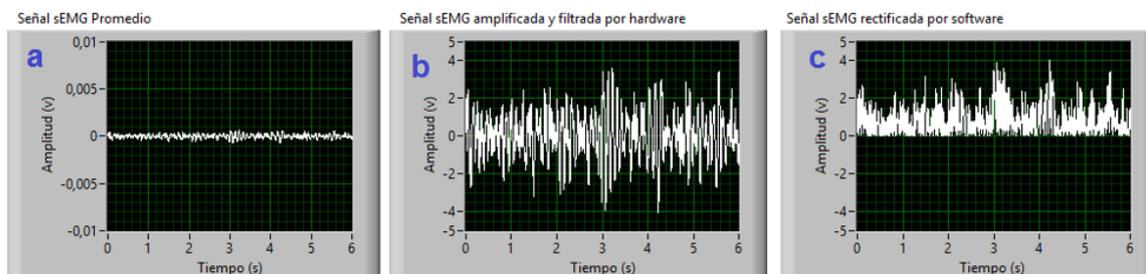


FIGURA 5.14. Procesado de la señal SEMG registrada en el músculo tibial anterior.

(a) Señal SEMG promedio.

(b) Señal SEMG amplificada y filtrada por hardware.

(c) Señal SEMG rectificada por LabVIEW.

Algunas de las características más relevantes que se desprenden de la Figura 5.14 se presentan a continuación en la Tabla 5.13 y en la Tabla 5.14.

Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo tibial anterior	
Característica	Valor
Ciclo Promedio	0,247289 [v]
Ciclo RMS	2,23456 [v]
Pico – Pico	7,62667 [v]
Máximo pico positivo	3,60533 [v]
Máximo pico negativo	-4,02133 [v]
RMS	1,20262 [v]

TABLA 5.13. Características de la señal SEMG amplificada y filtrada proveniente del músculo tibial anterior.

Características de la señal SEMG real promedio del músculo tibial anterior	
Característica	Valor
Pico – Pico	1,31313 [mv]
Máximo pico positivo	0,620753 [mv]
Máximo pico negativo	-0,692378 [mv]

TABLA 5.14. Características de la señal SEMG real promedio del músculo tibial anterior.

El análisis de amplitud para la señal electromiográfica superficial del músculo tibial anterior se presenta gráficamente en la Figura 5.15, cuyas principales características se presentan en la Tabla 5.15.

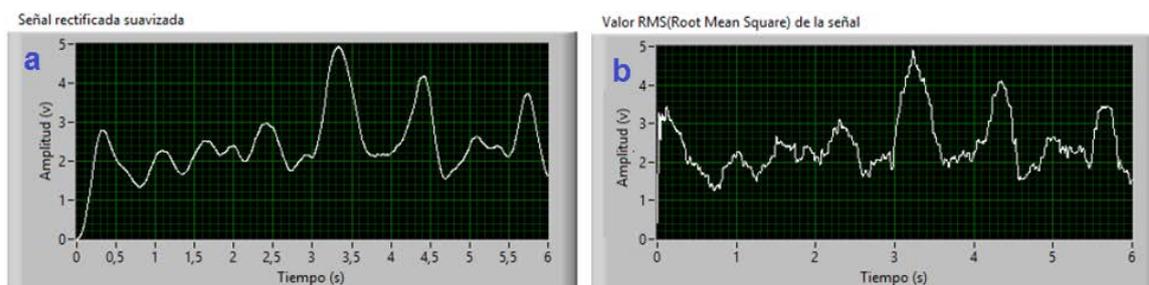


FIGURA 5.15. Análisis de amplitud de la señal SEMG registrada en el músculo tibial anterior.

(a) Señal rectificada suavizada mediante filtrado.

(b) Valor RMS de la señal.

Características de la señal SEMG rectificada y suavizada proveniente del músculo tibial anterior	
Característica	Valor
Pico máximo	1,8978 [v]
Promedio DC	0,933226 [v]
RMS	0,98549 [v]

TABLA 5.15. Características de la señal SEMG rectificada y suavizada proveniente del músculo tibial anterior.

El espectro de frecuencias para la señal electromiográfica superficial del músculo tibial anterior se presenta gráficamente en la Figura 5.16, cuyas principales características se presentan en la tabla (Véase Tabla 5.16).

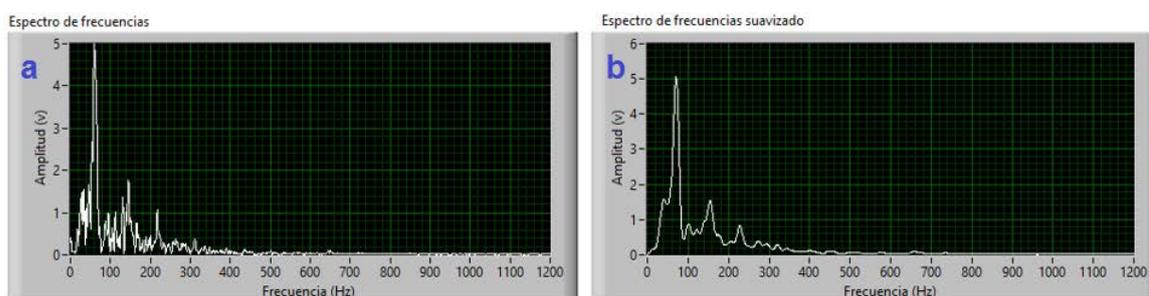


FIGURA 5.16. Análisis de frecuencia de la señal SEMG registrada en el músculo tibial anterior.

(a) Espectro de frecuencias aplicando la transformada rápida de Fourier.

(b) Suavizado del espectro de frecuencias mediante filtrado.

Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo tibial anterior	
Característica	Valor
Frecuencia máxima	343,922 [Hz]
Amplitud máxima	5,07769 [v]
Frecuencia mínima	12,4009 [Hz]
Amplitud mínima	0,172212 [v]

TABLA 5.16. Características del espectro de frecuencias de la señal SEMG proveniente del músculo tibial anterior.

La Tabla 5.17 presenta la comparación de las características extraídas del registro, análisis de amplitud y análisis de frecuencia para los músculos seleccionados.

Comparativa entre las principales características de las señales SEMG de los músculos seleccionados			
Característica	Gastrocnemio medial	Gastrocnemio lateral	Tibial anterior
Pico – Pico	1,63545 [mv]	1,02663 [mv]	1,31313 [mv]
Máximo pico positivo	0,758035 [mv]	0,501377 [mv]	0,620753 [mv]
Máximo pico negativo	-0,87741 [mv]	-0,525253 [mv]	-0,692378 [mv]
Frecuencia máxima	517,32 [Hz]	325,774 [Hz]	343,922 [Hz]
Frecuencia mínima	12,307 [Hz]	35,5452 [Hz]	12,4009 [Hz]

TABLA 5.17. Comparativa de las características de las señales SEMG.

5.3.4. SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y ACONDICIONAMIENTO SEMG VS MUSCLE SENSOR V3

La Tabla 5.17 permite establecer que el músculo gastrocnemio medial posee un mayor potencial EMG; utilizando este músculo se compara la señal rectificadora del sistema diseñado y construido con la salida del Muscle sensor v3 (Sparkfun, 2015). Las figuras (Véase Figura 5.17 y Figura 5.18) presentan la señal de salida promedio de tres registros obtenidos al aplicar una máxima contracción voluntaria contenida por alrededor de 2 - 3 segundos. En base a estas figuras se determina y compara los rangos de voltaje de salida del sistema de adquisición y acondicionamiento de señales EMG con el Muscle sensor v3 (Véase Tabla 5.18).

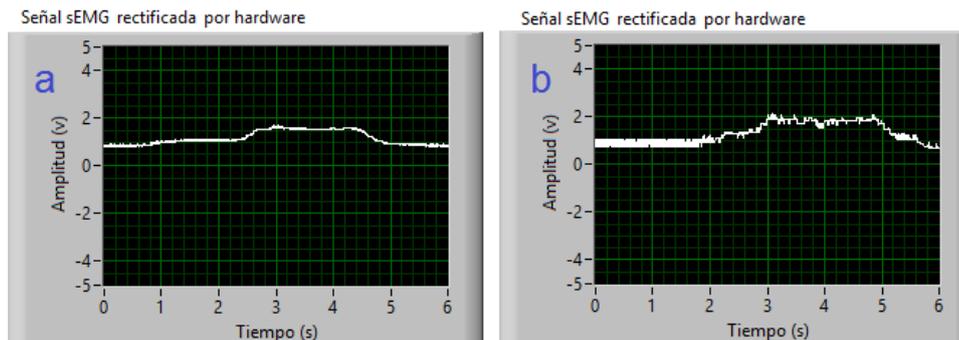


FIGURA 5.17. Señal de salida rectificada con ganancia mínima proporcional a la contracción muscular.

(a) Sistema EMG diseñado y construido.

(b) Muscle sensor v3.

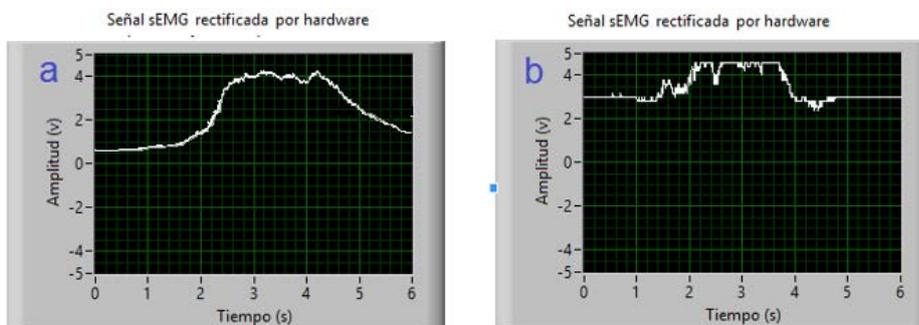


FIGURA 5.18. Señal de salida rectificada con ganancia máxima proporcional a la contracción muscular.

(a) Sistema EMG diseñado y construido.

(b) Muscle sensor v3.

Comparativa entre las principales características de las señales SEMG de los músculos seleccionados				
Característica	Sistema SEMG diseñado y construido		Muscle sensor v3	
	Ganancia mínima	Ganancia máxima	Ganancia mínima	Ganancia máxima
Pico – Pico	0,866667 [V]	2,11467 [V]	1,47333 [V]	5,98 [V]
Máximo pico positivo	1,69867 [V]	4,29867 [V]	2,16667 [V]	3,12 [V]
Máximo pico negativo	0,432 [V]	0,452 [V]	0,693333 [V]	2,86 [V]

TABLA 5.18. Comparativa entre las principales características de las señales SEMG de los músculos seleccionados.

En base a las gráficas y datos resultantes en el procesado de las señales adquiridas se determina que:

- Las gráficas (Véase Figura 5.6, Figura 5.10 y Figura 5.14) muestran la señal original sin amplificación, la cual se encuentra dentro de los rangos establecidos para señales EMG superficiales (Figura 2.12 y Figura 2.13).
- En base a la gráficas (Véase Figura 5.8, Figura 5.12 y Figura 5.16) se observa que aunque se aplica un filtrado de las señales de 60 [Hz] producidas por instrumentos de AC, todavía se registran señales EMG en esa frecuencia.
- En base a las figuras (Véase Figura 5.17 y Figura 5.18), se puede apreciar que el Muscle sensor v3 amplifica señales no deseadas, es susceptible a interferencias ya que no posee circuitos de protección; además al operar con máxima ganancia el circuito tiende a saturar su salida y la señal no presenta un suavizado óptimo.

CAPÍTULO VI

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En este Capítulo se detallan las conclusiones generadas durante el desarrollo de la investigación, las recomendaciones que permiten dar continuidad al campo investigativo de la electromiografía enfocada a la Biomecatrónica; además de la bibliografía utilizada como base teórica.

6.1. CONCLUSIONES

- El sistema para la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas superficiales diseñado, construido y probado posee un costo de fabricación bajo, alrededor de un 70% menor que el dispositivo más barato que existe en el mercado.
- La inclusión de circuitos de protección en la etapa de adquisición de la señal SEMG brinda todas las seguridades necesarias para la utilización del sistema en cualquier persona.
- En comparación con el Muscle sensor v3, el sistema SEMG diseñado y construido no solo puede ser utilizado para el control de elementos se corriente directa, además puede ser utilizado como un electro miógrafo, ya que posee una salida con la señal EMG pura filtrada.
- La selección de un amplificador de instrumentación para la etapa inicial de adquisición de la señal EMG requiere de varios puntos a tomar en cuenta, una de las principales características para la selección es el CMRR; cuando mayor sea el valor del CMRR del amplificador, mejor será la cancelación de señales indeseables comunes entre los dos terminales de entrada, por lo que, interferencias a 60 [Hz] serían completamente anuladas eliminando la necesidad de realizar un filtrado rechaza bandas de 60 [Hz].
- Para el diseño de filtros se determina que la mejor respuesta aplicable en sistemas SEMG, es la presentada por los filtros tipo Butterworth debido a su pendiente de caída plana y cercana a la frecuencia de corte.

- La utilización de filtros de orden superior requiere el uso de filtros de primer y segundo orden conectados en serie, sin embargo los circuitos no deben ser los mismos ya que la utilización de valores comerciales no permite el diseño de filtros con la frecuencia de corte exacta por lo que a medida que los filtros conectados en serie avanzan se requiere una compensación en la frecuencia de corte.
- El sistema debe ser calibrado para su utilización en un determinado paciente ya que los potenciales EMG varían para cada persona; por lo que resulta difícil tener a la salida del sistema un potencial dentro de un rango estándar.

6.2. RECOMENDACIONES

- Para futuras mejoras al sistema de adquisición y acondicionamiento de señales SEMG actual, se recomienda el uso de elementos analógicos de calidad, ya que el sistema actual partió con la premisa de ser un sistema funcional de bajo costo, por ende de menor calidad.
- Se recomienda la utilización de cables apantallados para la adquisición de las señales EMG ya que mejoran notablemente el funcionamiento del sistema; este apantallamiento actúa como un filtro más aplicado a la señal adquirida.
- La distancia de los cables en la zona de adquisición y el sistema SEMG debe ser mínima para evitar posibles interferencias debido al movimiento del cable.
- La utilización de baterías para la alimentación del sistema SEMG se recomienda el uso de circuitos reguladores, ya que el sistema está diseñado para una tensión DC de ± 5 voltios.
- Para futuros usos del sistema SEMG en sistemas de control, se recomienda tener en cuenta el factor de fatiga asociado a los músculos en los que se realiza el registro de la señal.

6.3. BIBLIOGRAFÍA

- Advancer Technologies. (2015). *Sensor Cable - Electrode Pads (3 connector)*.
Obtenido de <https://www.sparkfun.com/products/12970>
- Ambu. (2015). *Productos para el diagnóstico y monitoreo de pacientes*. Obtenido de
http://www.ambu.com/corp/products/patient_monitoring_and_diagnostics.aspx
- Analog Devices. (2014). *Hoja de datos amplificador de instrumentación AD620*.
Obtenido de <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>
- Andreassen, S., & Rosenfalck, A. (1978). Recording from a Single Motor Unit During Strong Effort. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*.
- Aparicio, M. V. (2005). Electromiografía cinesiología. *Rehabilitación*.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., DeMonte, G., & Brüggemann, G. P. (2006). Effect of different ankle-and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *Journal of biomechanics*.
- Au, S. K., Bonato, P., & Herr, H. (2005). An EMG-position controlled system for an active ankle-foot prosthesis: an initial experimental study. *In Rehabilitation robotics, 2005. ICORR 2005. 9th international conference on*.
- Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). *Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications*. Springer Science & Business Media.
- Basmajian, J., & De Luca, D. J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Williams & Wilkins.
- Bio-Medical. (2015). *Electrodos*. Obtenido de <http://bio-medical.com/products/supplies/electrodes.html>
- Bionic. (2011). *Electrodos Adhesivos desechables*. Obtenido de <http://tienda.bionic.es/electrodo-adhesivo/193-electrodos-tejido-hydrogel.html>
- BK Precision. (2008). *User Manual Digital Storage Oscilloscopes Models 2534,2540 & 2542*. Obtenido de

https://bkpmedia.s3.amazonaws.com/downloads/manuals/en-us/254x_manual.pdf

- BK Precision. (2011). *Datasheet Digital Storage Oscilloscopes Models 2534,2540 & 2542*. Obtenido de https://bkpmedia.s3.amazonaws.com/downloads/datasheets/en-us/2534_datasheet.pdf
- Bode, P. A. (2008). *ZXCT1041 como rectificador de onda completa de precisión*. Obtenido de http://www.diodes.com/_files/products_appnote_pdfs/zetex/an55.pdf
- Bogey, R. A., Perry, J., & Gitter, A. J. (2005). An EMG-to-force processing approach for determining ankle muscle forces during normal human gait. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*.
- Bonato, P., Alessio, T. D., & Knaflitz, M. (1998). A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*.
- Buur, J. A. (1990). *Theoretical approach to mechatronics design*. Institute for Engineering Design, Technical University of Denmark, Lyngby, Denmark.
- Camacho, J., & León, F. (2008). Diseño de una interfaz electrónica para el reconocimiento de patrones EMG. Bsc. Project. *Universidad Industrial de Santander*.
- Carter, B. (2003). *Op Amps for everyone*. Elsevier.
- Cevallos, J. S., & Hidrobo, B. V. (2013). *Diseño de un programa fisioterapéutico para pacientes con miembros amputados que acuden a la fundación prótesis para la vida de la ciudad de Ibarra durante el periodo julio 2012 - enero 2013 Repositorio digital Universidad técnica del Norte*. Obtenido de <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/4303/1/06%20TEF%20036%20TESIS.pdf>
- Chan, F. H., Yang, Y. S., Lam, F. K., Zhang, Y. T., & Parker, P. (2000). Fuzzy EMG classification for prosthesis control. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*.
- Cheron, G., Draye, J. P., Bourgeois, M., & Libert, G. (1996). A dynamic neural network identification of electromyography and arm trajectory relationship

during complex movements. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on.*

- Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades. (2014). *Registro Nacional de Discapacidades*. Obtenido de http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2014/11/registro_nacional_discapacidades.pdf
- Cooper, R. (1963). Electrodes. *American Journal of EEG Technology*.
- Crisswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Publishers.
- Dávila , G. (2013). *Eficacia y adaptabilidad de la prótesis ptb (patellar tendon bearing) con suspensión en liners para amputaciones transtibiales en pacientes que acuden a la fundación prótesis para la vida de la ciudad de Ibarra durante el período enero a junio del 2012*. Obtenido de <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/2852/1/06%20TEF%2060%20TESIS.pdf>
- Day, S. (2002). Important factors in surface EMG measurement. *Bortec Biomedical Ltd publishers*.
- De Luca, C. (2006). *Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*.
- Delgado, J., Vallejo, E., & Torres, J. (2007). Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas. *5th Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology*.
- Delsys Inc. (2015). *Trigno™ mini EMG System*. Obtenido de <http://www.delsys.com/products/emg-auxiliary-sensors/mini-sensor/>
- Drost, G., Stegeman, D. F., Van Engelen, B. G., & Zwarts, M. J. (2006). Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- Duchêne, J., & Goubel, F. (1992). Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. *Critical reviews in biomedical engineering*.
- Escuela de Ingeniería de Eibar. (2015). *Transformada rápida de Fourier*. Obtenido de http://www.sc.ehu.es/sbweb/energias-renovables/MATLAB/datos/fourier/fourier_1.html

- Fang, J., Agarwal, G. C., & Shahani, B. T. (1997). Decomposition of EMG signal by wavelet spectrum matching. *In Engineering in Medicine and Biology Society, 1997. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE.*
- Farina, D., Cescon, C., & Merletti, R. (2002). Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biological cybernetics.*
- Florimond, V. (2009). *Basics of surface electromyography applied to physical rehabilitation and biomechanics.* Montreal, Canada: Thought Technology Ltd.
- Floyd, T. L. (2012). *Electronic Devices, 9/E.* Prentice Hall.
- Garcés, G. L., Milutinovic, L., Medina Leal, D., Rasines Pardo, J. L., & Oliver Roca, G. (2001). Uso de la isoestación B-200® y electromiografía de superficie en la valoración del dolor lumbar. *Mapfre Medicina.*
- Gardner, E., Gray, D. J., O'Rahilly, R., Henselmann, C., & Sánchez-Maldonado, G. (1979). Anatomía: estudio por regiones del cuerpo humano. *Salvat.*
- Gerdle, B., Karlsson, S., Day, S., & Djupsjöbacka, M. (1999). Acquisition, processing and analysis of the surface electromyogram. *In Modern techniques in neuroscience research - Springer Berlin Heidelberg.*
- Gowitzke, B., & Milner, M. (1988). *Scientific Bases of Human Movement, 3rd edition.* Williams and Wilkins.
- Greene, K. (2009). *Muscle Bound Computer Interface.* Obtenido de <http://www.technologyreview.com/news/416021/muscle-bound-computer-interface/>
- He, Q., Peng, C., Wu, B., & Wang, H. (2003). Detection of surface EMG signal using active electrode. *Journal of biomedical engineering.*
- Heckman, C. J., & Enoka, R. M. (2004). Physiology of the motor neuron and the motor unit. *Handbook of Clinical Neurophysiology.*
- Hermens, H. J., & Freriks, B. (1996). *Sensor location and placement, SENIAM.* Obtenido de <http://www.Seniam.org>
- Hewson, D. J., Duchêne, J., & Hogrel, J. Y. (2001). Changes in impedance at the electrode-skin interface of surface EMG electrodes during long-term EMG recordings. *In Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE.*

- Hitt, J. K., Bellman, R., Holgate, M., Sugar, T. G., & Hollander, K. W. (2007). The sparky (spring ankle with regenerative kinetics) project: Design and analysis of a robotic transtibial prosthesis with regenerative kinetics. ASME 2007 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference, American Society of Mechanical Engineers.
- IRDAC. (1986). Opinion on R&D needs in the field of mechatronics, Industry R&D. *Advisory Committee of the Comm. of the EC, Brussels, Belgium.*
- Jung, W. G. (2005). *Op Amp applications handbook*. Newnes.
- Kamen, G., & Gabriel, D. (2010). *Essentials of Electromyography: Human Kinetics 10%*.
- Kapandji, I. (2002). *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. Tomo II: Miembro Inferior*. Editorial Médica Panamericana.
- Kitchin, C., & Counts, L. (2006). *A designer's guide to instrumentation amplifiers*. Analog Devices.
- Kobayashi, H. (2013). EMG/ECG acquisition system with online adjustable parameters using ZigBee wireless technology. *Electronics and Communications in Japan*.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*. USA: Noraxon INC.
- Kumar, D. K., Pah, N. D., & Bradley, A. (2003). Wavelet analysis of surface electromyography. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*.
- Laterza, F., & Olmo, G. (1997). Analysis of EMG signals by means of the matched wavelet transform. *Electronics letters*.
- Lawrence, J. H., & De Luca, C. J. (1983). Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *Journal of Applied Physiology*.
- Li, H., Xu, S., Yang, P., & Chen, L. (2009). A Research and Design on Surface EMG Amplifier. *In Measuring Technology and Mechatronics Automation (ICMTMA), 2010 International Conference on IEEE*.
- Li, Z., Pengxian, Y., Longteng, X., & Qingguo, M. (2010). Application of digital signal processor in EMG-based human machine interface. *In Control Conference (CCC), 2010 29th Chinese IEEE*.

- Lim, Y. G., Kim, K. K., & Park, S. (2006). ECG measurement on a chair without conductive contact. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*.
- López, N. M., Toranzos, V., & Lombardero, G. O. (2011). Sistema de adquisición y visualización de señales mioeléctricas. *El XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011 - VII Jornadas de Ingeniería Clínica, Mar del Plata*.
- Mancini, R., & Carter, B. (2009). *Op amps for everyone. Third edition*.
- Mantech Electronics. (2015). *Phone Jack*. Obtenido de <http://www.mantech.co.za/Datasheets/Products/EIE250-089.pdf>
- Martin, W., & Flandrin, P. (1985). Wigner-Ville spectral analysis of nonstationary processes. *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*.
- Mathworks. (2015). *Fast Fourier transform*. Obtenido de <http://www.mathworks.com/help/matlab/ref/fft.html>
- McDonnall, D., Hiatt, S., Smith, C., & Guillory, K. S. (2012). Implantable multichannel wireless electromyography for prosthesis control. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*.
- Medico Electrodes International Ltd. (2014). *Electrodos ECG/EMG para monitoreo*. Obtenido de <http://www.medicoelectrodes.com/monitoring.html>
- Mercer, J. A., Bezodis, M., DeLion, D., Zachry, T., & Rubley, M. D. (2006). EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions? *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- Millee, J. (2012). Orthotics and prosthetics in rehabilitation. *Elsevier Health Sciences*.
- Miller, L. A., Stubblefield, K. A., Lipschutz, R. D., Lock, B. A., & Kuiken, T. A. (2008). Improved myoelectric prosthesis control using targeted reinnervation surgery: a case series. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*.
- Mozhanova, M. (2012). Design of a High-Resolution Surface Electromyogram (EMG) Conditioning Circuit. (*Doctoral dissertation, WORCESTER POLYTECHNIC INSTITUTE*).
- National Instruments - Multisim. (2015). *Multisim*. Obtenido de <http://www.ni.com/multisim/esa/>

- National Instruments - Ultiboard. (2015). *Ultiboard*. Obtenido de <http://www.ni.com/ultiboard/>
- National Instruments. (2014). *NI LabVIEW*. Obtenido de <http://www.ni.com/labview/esa/>
- National Instruments. (2015). *NI MyRIO*. Obtenido de <http://www.ni.com/myrio/applications/esa/>
- National Instruments, & Choose Movement Consulting. (2015). *Osciloscopio y Generador de Funciones para myRIO de Choose Movement Consulting*. Obtenido de <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/es/nid/212783>
- Nishihara, K., Kawai, H., Gomi, T., Terajima, M., & Chiba, Y. (2008). Investigation of Optimum Electrode Locations by Using an Automatized Surface Electromyography Analysis Technique. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*.
- NXP Semiconductors. (2004). *Hoja de datos diodo 1N4148*. Obtenido de http://www.nxp.com/documents/data_sheet/1N4148_1N4448.pdf
- Olney, S. J., & Winter, D. A. (1985). Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *Journal of biomechanics*.
- Organización Mundial de la Salud. (1954). *Amputaciones y prótesis, Informe de una conferencia sobre Protética*. Obtenido de http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/37142/1/WHO_TRS_100_spa.pdf?ua=1
- Organización Mundial de la Salud. (2011). *Informe mundial sobre la discapacidad*. Obtenido de http://whqlibdoc.who.int/publications/2011/9789240685215_eng.pdf
- PhysioNet. (2011). *Ejemplos de electromiogramas*. Obtenido de <http://physionet.org/physiobank/database/emgdb/>
- Pinwei, Z. (2010). Design of surface electromyography detection circuit. *The Future Information Technology and Management Engineering (FITME), 2010 International Conference on*.
- Pulse Medical Limited. (2015). *Electrodo SX-30 ECG*. Obtenido de http://www.pulsemedical.co.uk/epages/es146711.sf/en_GB/?ObjectPath=/Shops/es146711/Products/SX-30

- Ramiro, R. M., Vergara, B. A., Vázquez, G. G., Hernández, G. E., & Juárez, R. L. (2011). Detección y Acondicionamiento de Señales Mioeléctricas. *10º Congreso Nacional de Mecatrónica*.
- Reaz M, B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*.
- Rey, F., Romero, D., Gual, G., Massó i Ortigosa, N., Costa Tutusaus, L., & Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Generalitat de Catalunya: Consell Català de l'Esport*.
- Roy, S. H., De Luca, C. J., & Schneider, J. (1986). Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *Journal of Applied Physiology*.
- Ruiz, A. F., Brunetti, F. J., Rocon, E., Forner-Cordero, A., & Pons, J. L. (2007). Adquisición y procesado de información EMG en el modelado de sistemas biológicos. *Jornadas de Automática*.
- Sampieri Hernández, R., Fernández Collado, C., & Baptista Lucio, O. (2010). *Metodología de la investigación. 5ta edición*. Editorial Mc Graw Hill.
- Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo. (2013). *Plan Nacional del Buen Vivir 2013 - 2017*. Obtenido de www.buenvivir.gob.ec/documents/10157/26effa35-aaa8-4aec-a11c-be69abd6e40a
- Sharma Electro Components. (2015). *Potenciómetro Trimmer WIW1029—W—503*. Obtenido de <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/167963/SHARMA/WIW1029-Z-104.html>
- Simmons, L. P., & Welsh, J. S. (2013). Compact human-machine interface using surface electromyography. *Paper presented at the Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2013 IEEE/ASME International Conference on*.
- SKINTACT®. (2004). *Electrodos ECG SKINTACT*. Obtenido de http://www.skintact.com/fileadmin/template/skintact/download/Downloadar_eas/Kataloge/EKG_EN_Katalog_2014.pdf
- Soderberg, G. (1992). *Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives*. Cincinnati, OH, US Department of Health and Human Services.

- Sparkfun. (2015). *Muscle Sensor v3*. Obtenido de <https://www.sparkfun.com/products/13027>
- ST Microelectronics. (2011). *Hoja de datos amplificador operacional LM324N*. Obtenido de <http://www.st.com/st-web-ui/static/active/en/resource/technical/document/datasheet/CD00000457.pdf>
- Stitt, R. M. (1990). *AC coupling instrumentation and difference amplifiers*. Obtenido de <http://www.ti.com/general/docs/lit/getliterature.tsp?literatureNumber=sboa003&fileType=pdf>
- TELIC GROUP. (2015). *Catálogo de productos médicos*. Obtenido de <http://www.promex.cl/pdf/endovascular/telic/CatalogoTelic.pdf>
- Texas instruments. (1999). *Hoja de datos amplificador operacional LM324N*. Obtenido de www.ti.com/lit/ds/symlink/lm124-n.pdf
- Texas Instruments. (2005). *Hoja de datos amplificador de instrumentación INA128*. Obtenido de <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina129.pdf>
- Texas instruments. (2014). *Hoja de datos amplificador operacional TL084*. Obtenido de www.ti.com/lit/ds/slos081h/slos081h.pdf
- The Electrode Store. (2015). *EMG*. Obtenido de Recuperado de: <http://electrodestore.com/collections/emg>
- Thexton, A. J. (1996). A randomization method for discriminating between signal and noise in recordings of rhythmic electromyographic activity. *Journal of neuroscience methods*.
- Ting, Y. (2013). *Rectificador de onda completa de precisión, fuente dual*. Obtenido de <http://www.ti.com/lit/ug/tidu030/tidu030.pdf>
- Tortora, G., & Derrickson, B. (2007). *Principios de anatomía y fisiología*. Panamericana.
- Urbina Rojas, W. F., & Martínez Santa, F. (2012). Implementing electromyographic equipment through USB interfaces. *Tecnura*.
- Valencia Brito, E. I., & Villa Parra, F. F. (2013). Diseño y construcción de un módulo didáctico para la adquisición y análisis de señales ECG, EEG y EMG.
- Vicepresidencia de la República del Ecuador. (2013). *Objetivo General, objetivos estratégicos y Entorno para el Cambio*. Obtenido de

<http://www.vicepresidencia.gob.ec/objetivo-general-objetivos-estrategicos-y-entorno-para-el-cambio-2/>

- Wang, J., Kannape, O., & Herr, H. M. (2013). Proportional EMG control of ankle plantar flexion in a powered transtibial prosthesis. *In Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on.*
- Webster, J. G. (1988). *Encyclopedia of medical devices and instrumentation.* Wiley.
- Xu, L., & Adler, A. (2004). An improved method for muscle activation detection during gait. *In Electrical and Computer Engineering, 2004. Canadian Conference on.*
- Yana, K., Mizuta, H., & Kajiyama, R. (1995). Surface electromyogram recruitment analysis using higher order spectrum. *In Engineering in Medicine and Biology Society, 1995. IEEE 17th Annual Conference.*
- Zhang, X., & Luan, H. (2007). Study on Measurement and Processing Technology of Electromyography. *Electronic Measurement and Instruments ICEMI 8th International Conference on.*
- Zhou, P., Lowery, M. M., Weir, R. F., & Kuiken, T. A. (2006). Elimination of ECG artifacts from myoelectric prosthesis control signals developed by targeted muscle reinnervation. *In Engineering in Medicine and Biology Society IEEE EMBS.*
- Zumbahlen, H. (2011). *Linear circuit design handbook.* Newnes.

ANEXOS

ANEXO I MANUAL DE OPERACIÓN

Manual de Operación

**Sistema para la adquisición y
 acondicionamiento de señales
 electromiográficas para el
 accionamiento de un tobillo
 robótico.**

Juan Pablo Sanipatín Díaz

Universidad Técnica del Norte



© 2015

Información

El sistema para la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas EMG es una placa electrónica basada en el uso de un amplificador diferencial de instrumentación, amplificadores de propósito general en configuraciones de filtros y amplificadores no inversores, que en conjunto brindan un potencial de salida proporcional a la contracción muscular medida por electrodos EMG superficiales.

Generalidades

En el presente manual de operación brinda al usuario una completa guía para el uso y correcto funcionamiento del sistema SEMG, además ayuda a evitar posibles averías y accidentes inherentes al mal uso del dispositivo, brindando seguridad tanto para el usuario como para la placa electrónica.

Contenidos

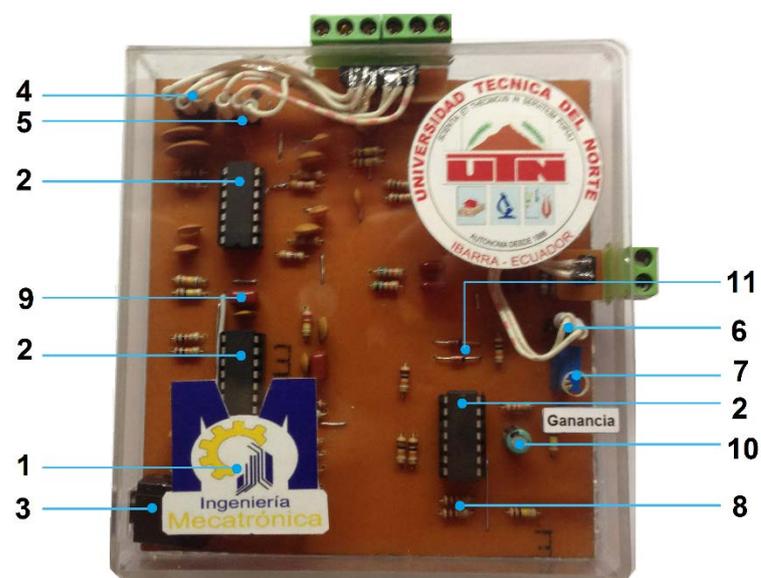
- Advertencias de seguridad
- Elementos constituyentes
- Especificaciones técnicas
- Instrucciones de uso

Advertencias de seguridad

- La placa electrónica ha sido diseñada, construida y probada para su utilización en los músculos seleccionados, su utilización en otros músculos puede causar un funcionamiento incorrecto.
- Verificar las tensiones de alimentación antes de alimentar a la placa electrónica, potenciales elevados pueden causar daños a ciertos elementos electrónicos.
- Por seguridad, encender el dispositivo sin conectar los cables a los electrodos para evitar ciertos sobre impulsos producidos por las fuentes de alimentación.
- Utilizar elementos aislantes en la planta de los pies, en caso de no utilizarlos es posible que se presenten interferencias que afectan a las señales registradas por el sistema.

- No manipular los circuitos de forma directa si no se tiene conocimientos adecuados de sus elementos, funcionamiento o cuando el sistema se encuentra encendido, ya que pueden presentarse cortocircuitos.
- En caso de mal funcionamiento o cierta avería en el sistema SEMG, apagar y desenchufar de la corriente eléctrica.
- Evitar todo contacto de la placa con líquidos, ya que se pueden ocasionar corto circuitos afectando al paciente.

Elementos constituyentes



Identificador	Nombre
1	AD620
2	LM324AN
3	Audio Jack TRS (SJ1-3515N)
4	Conectores de alimentación espadines HDR1x3
5	Conectores de referencia espadines HDR1x3
6	Conectores de salida espadines HDR1x2
7	Potenciómetro trimmer (WIW1029—W—503)
8	Resistencias (varios valores en todo la placa)
9	Condensadores cerámicos (varios valores en todo la placa)
10	Condensador electrolítico
11	Diodos 1N4148

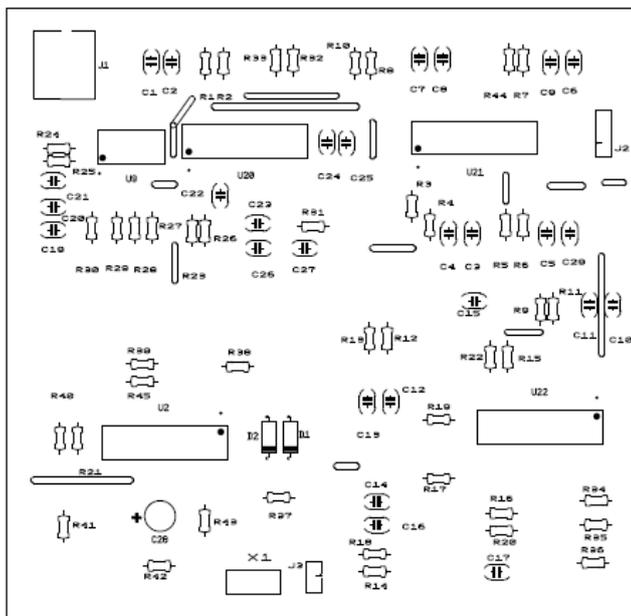
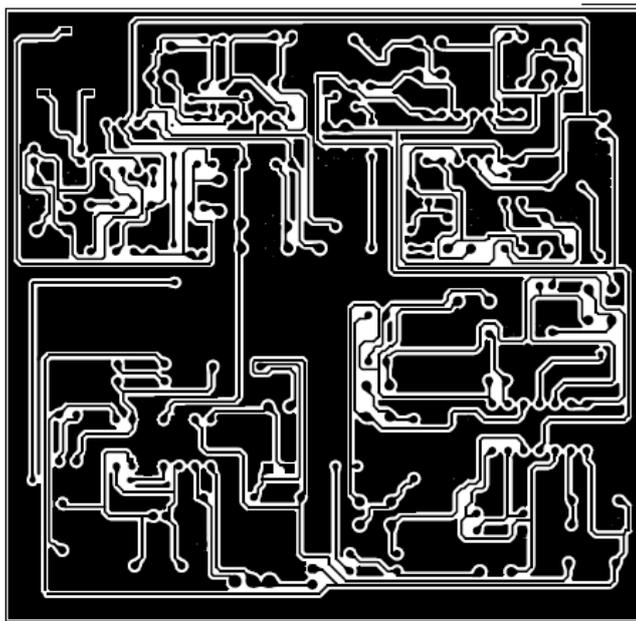
Especificaciones técnicas

Sistema para la adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas	
Característica	Valor
Amplificación total	Aproximadamente de 5800
CMRR	93 [dB]
Impedancia de entrada (Diferencial)	2 [GΩ]
Ganancia de la salida	Entre 1 y 5,25
Filtro pasa bajas	Sexto orden de 600 [Hz]
Filtro pasa altas	Sexto orden de 15 [Hz]
Filtro rechaza bandas	Cuarto orden de 60 [Hz]
Canales de salida	2 (Tensión DC proporcional y señal EMG pura)
Circuitos de protección	Driver de pierna derecha - Acople de AC - Filtro RF - Condensadores de derivación
Rizado máximo en la rectificación	13,63 [mV]
Largo	102 [mm]
Ancho	100 [mm]
Peso	45 [g]
Voltaje de alimentación DC	± 5 [V] / ± 15 [V] (recomendado / máximo)

Instrucciones de uso

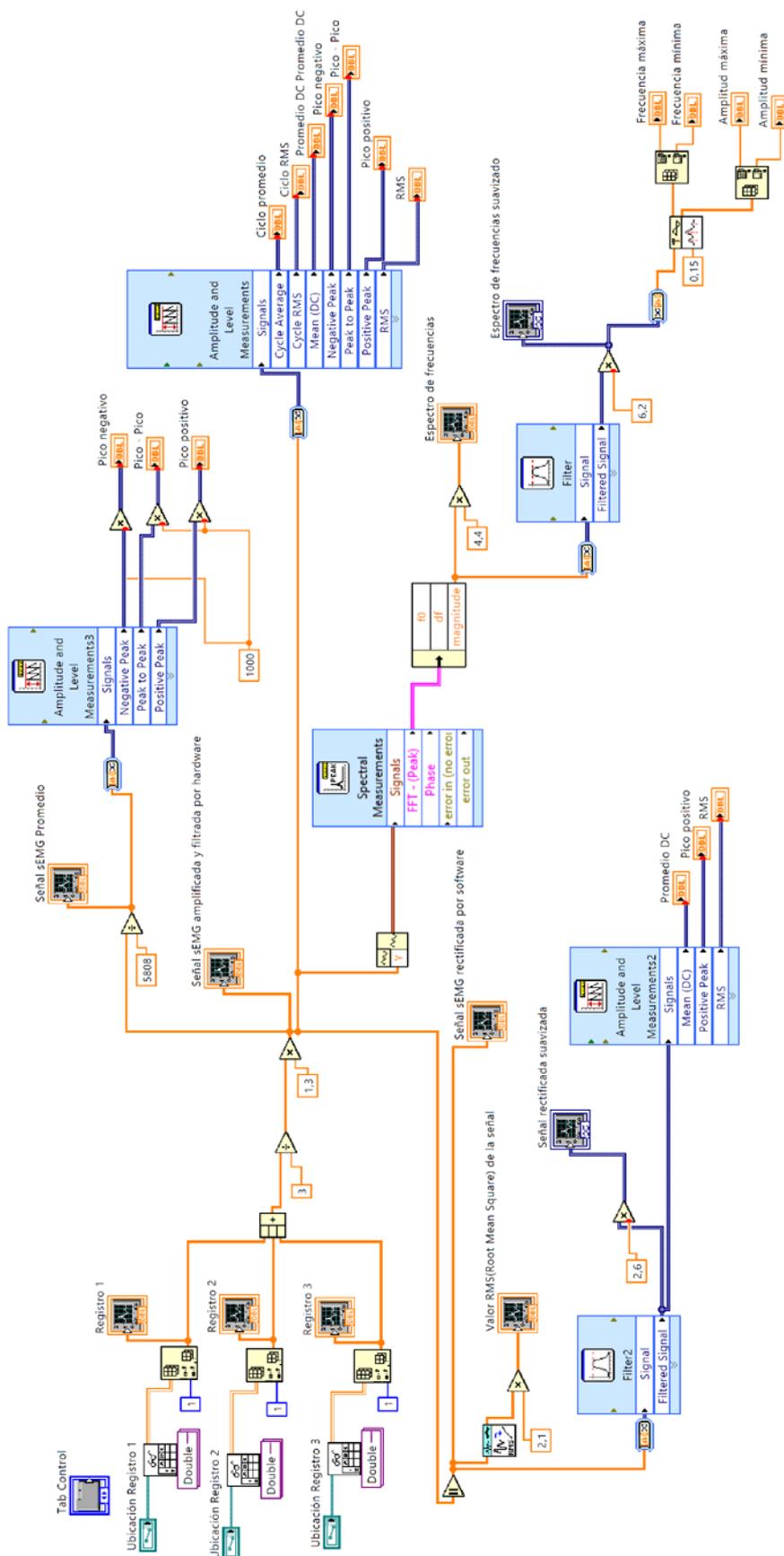
- Siguiendo un procedimiento establecido colocar los electrodos en las zonas del músculo en el que se va a registrar la señal.
- Conectar la salida deseada desde la placa hacia algún elemento de medición o actuador.
- Conectar las fuentes de alimentación a los puertos disponibles en la placa electrónica.
- Conectar los cables de medición en los electrodos superficiales y encender las fuentes de alimentación.
- Contraer el músculo voluntariamente.
- Ajustar la ganancia del potencial de salida con el potenciómetro trimmer disponible en la placa electrónica.
- Terminada la utilización del sistema SEMG, apagar las fuentes de alimentación.
- Desconectar las fuentes de alimentación de los puertos en la placa electrónica.
- Desconectar los cables de medición de los electrodos superficiales.
- Desprender los electrodos superficiales.

ANEXO II TARJETA PCB DEL SISTEMA SEMG



**ANEXO III PLANOS ELECTRÓNICOS DEL
SISTEMA SEMG**

ANEXO IV PROGRAMACIÓN LABVIEW



ANEXO V PROGRAMACIÓN MATLAB (FILTROS)

```

%% %% %% Respuesta de los filtros implementados en el sistema SEMG %% %% %% %%

n1pb=[14212900]; %Numerador 1° estación del filtro pasa bajas
d1pb=[1 7283 14212900]; %Denominador 1° estación del filtro pasa bajas
n2pb=[14212900]; %Numerador 2° estación del filtro pasa bajas
d2pb=[1 5331 14212900]; %Denominador 2° estación del filtro pasa bajas
n3pb=[14212900]; %Numerador 3° estación del filtro pasa bajas
d3pb=[1 1951 14212900]; %Denominador 3° estación del filtro pasa bajas
A1 = tf(n1pb,d1pb); %FT de la 1° estación del filtro pasa bajas
A2 = tf(n2pb,d2pb); %FT de la 2° estación del filtro pasa bajas
A3 = tf(n3pb,d3pb); %FT de la 3° estación del filtro pasa bajas
figure(1) %Figura 1:Diagrama de Bode -filtros pasa bajas
bode(A1,'g',A2,'r',A3,'b') %Diagrama de Bode para las FT: A1, A2 y A3
set(gcf,'Name','Diagrama de Bode - Filtro pasa bajas') %Se establece el nombre
de la Figura 1
title('Diagrama de Bode - Filtro pasa bajas') %Se establece el título
de la Figura 1
legend('1° estación','2° estación','3° estación') %Se establece la leyenda
de la Figura 1

npb=[2.87e21]; %Numerador filtro pasa bajas de 6° orden
dpb=[1 14565 1.061e8 4.898e11 1.508e15 2.942e18 2.87e21];%Denominador filtro
pasa bajas de 6° orden
A4 = tf(npb,dpb); %FT del filtro pasa bajas de 6° orden
figure(2) %Figura 2:Filtro pasa bajas de 6° orden
bode(A4) %Diagrama de Bode para la FT: A4
%Se establece el nombre de la Figura 2
set(gcf,'Name','Diagrama de Bode - Filtro pasa bajas de 6° orden')
%Se establece el título de la Figura 2
title('Diagrama de Bode - Filtro pasa bajas de 6° orden')
%Se establece la leyenda de la Figura 2
legend('6° orden')

n1pa=[1 0 0]; %Numerador 1° estación del filtro pasa altas
d1pa=[1 182 8836]; %Denominador 1° estación del filtro pasa altas
n2pa=[1 0 0]; %Numerador 2° estación del filtro pasa altas
d2pa=[1 133 8836]; %Denominador 2° estación del filtro pasa altas
n3pa=[1 0 0]; %Numerador 3° estación del filtro pasa altas
d3pa=[1 49 8836]; %Denominador 3° estación del filtro pasa altas
A5 = tf(n1pa,d1pa); %FT de la 1° estación del filtro pasa altas
A6 = tf(n2pa,d2pa); %FT de la 2° estación del filtro pasa altas
A7 = tf(n3pa,d3pa); %FT de la 3° estación del filtro pasa altas
figure(3) %Figura 2: Diagrama de Bode - Filtro pasa altas
bode(A5,'g',A6,'r',A7,'b') %Diagrama de Bode para las FT: A5, A6 y A7

%Se establece el nombre de la Figura 3
set(gcf,'Name','Diagrama de Bode - Filtro pasa altas')
%Se establece el título de la Figura 3
title('Diagrama de Bode - Filtro pasa altas')
%Se establece la leyenda de la Figura 3
legend('1° estación','2° estación','3° estación')
npa=[1 0 0 0 0 0]; %Numerador filtro pasa altas de 6° orden
dpa=[1 364 66149 7.619e6 5.845e8 2.842e10 6.899e11]; %Denominador filtro pasa
altas de 6° orden
A8 = tf(npa,dpa); %FT del filtro pasa altas de 6° orden
figure(4) %Figura 4: Filtro pasa altas de 6° orden
bode(A8) %Diagrama de Bode para la FT: A8

%Se establece el nombre de la Figura 4
set(gcf,'Name','Diagrama de Bode - Filtro pasa altas de 6° orden')

%Se establece el título de la Figura 4
title('Diagrama de Bode - Filtro pasa altas de 6° orden')
%Se establece la leyenda de la Figura 4
legend('6° orden')

```

```

n12rb=[2 0 284258];      %Numerador 1° y 2° estación del filtro rechaza bandas
d12rb=[1 12.56 142129]; %Denominador 1° y 2° estación del filtro rechaza bandas
A9 = tf(n12rb,d12rb);   %FT de la 1° y 2° estación del filtro rechaza bandas
figure(5)               %Figura 5: Diagrama de Bode - Filtro rechaza bandas
bode(A9)                %Diagrama de Bode para la FT: A9

%Se establece el nombre de la Figura 5
set(gcf,'Name','Diagrama de Bode - Filtro rechaza bandas')

%Se establece el título de la Figura 5
title('Diagrama de Bode - Filtro rechaza bandas')

%Se establece la leyenda de la Figura 5
legend('1° y 2° estación')

%Numerador del filtro rechaza bandas de 4° orden
nrb=[4 0 1.137e6 0 8.08e10];
%Denominador del filtro rechaza bandas de 4° orden
drb=[1 25.12 2.844e5 3.57e6 2.02e10];

A10 = tf(nrb,drb);      %FT del filtro rechaza bandas de 4° orden
figure(6)               %Figura 6: Filtro rechaza bandas de 4° orden
bode(A10)               %Diagrama de Bode para la FT: A10

%Se establece el nombre de la Figura 6
set(gcf,'Name','Diagrama de Bode - Filtro rechaza bandas de 4° orden')
%Se establece el título de la Figura 6
title('Diagrama de Bode - Filtro rechaza bandas de 4° orden')
%Se establece la leyenda de la Figura 6
legend('4° orden')

nl=conv(npb,npa); %convolución: numerador pasa bajas y numerador pasa altas
nf=conv(nl,n12rb); %convolución: resultado "nl" y numerador rechaza bandas
d1=conv(dpb,dpa); %convolución: denominador pasa bajas y denominador pasa altas
df=conv(d1,d12rb); %convolución: resultado "d1" y denominador rechaza bandas
figure(7)         %Figura 7: Diagrama de Bode de todos los filtros
bode(A4,'g',A8,'r',A9,'b') %Diagrama de Bode para las FT: A4, A8 y A9

%Nombre de la Figura 7
set(gcf,'Name','Diagrama de Bode de los filtros (pasa altas - pasa bajas -
rechaza bandas')

%Título de la Figura 7
title('Diagrama de Bode de los filtros (pasa altas - pasa bajas - rechaza
bandas')

legend('Pasa bajas','Pasa altas','Rechaza bandas') %Leyenda de la Figura 7

A11= tf(nf,df);      %FT para la etapa de filtros final
figure(8)            %Figura 8: Diagrama de Bode de los filtros implementados
bode(A11)            %Diagrama de Bode para la FT: A11

%Se establece el nombre de la Figura 8
set(gcf,'Name','Diagrama de Bode de los filtros implementados')
%Se establece el título de la Figura 8
title('Diagrama de Bode de los filtros implementados')
%Se establece la leyenda de la Figura 8
legend('Respuesta final del filtrado')

```

ANEXO VI COEFICIENTES PARA EL DISEÑO DE FILTROS BUTTERWORTH

n	i	a_i	b_i	$k_i = f_{ci}/f_c$	Q_i
1	1	1.0000	0.0000	1.000	—
2	1	1.4142	1.0000	1.000	0.71
3	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.0000	1.0000	1.272	1.00
4	1	1.8478	1.0000	0.719	0.54
	2	0.7654	1.0000	1.390	1.31
5	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.6180	1.0000	0.859	0.62
	3	0.6180	1.0000	1.448	1.62
6	1	1.9319	1.0000	0.676	0.52
	2	1.4142	1.0000	1.000	0.71
	3	0.5176	1.0000	1.479	1.93
7	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.8019	1.0000	0.745	0.55
	3	1.2470	1.0000	1.117	0.80
	4	0.4450	1.0000	1.499	2.25
8	1	1.9616	1.0000	0.661	0.51
	2	1.6629	1.0000	0.829	0.60
	3	1.1111	1.0000	1.206	0.90
	4	0.3902	1.0000	1.512	2.56
9	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.8794	1.0000	0.703	0.53
	3	1.5321	1.0000	0.917	0.65
	4	1.0000	1.0000	1.272	1.00
	5	0.3473	1.0000	1.521	2.88
10	1	1.9754	1.0000	0.655	0.51
	2	1.7820	1.0000	0.756	0.56
	3	1.4142	1.0000	1.000	0.71
	4	0.9080	1.0000	1.322	1.10
	5	0.3129	1.0000	1.527	3.20

ANEXO VII HOJA DE DATOS DE RESISTENCIAS DE ¼ WATT

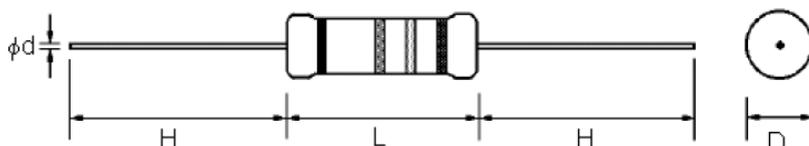
MCF 0.25W Series

Carbon Film Resistors




Features:

- Automatically insertable.
- High quality performance.
- Non-flame type available.
- Cost effective and commonly used.
- Too low or too high values can be supplied on a case to case basis.



Performance Specifications:

Temperature coefficient	: +350PPM/°C for $\leq 10\Omega$ +450PPM/°C for $11\Omega - 99K\Omega$ 0 ~ -700PPM/°C for $100K\Omega \sim 1M\Omega$ 0 ~ -1500PPM/°C for $1.1M\Omega \sim 10M\Omega$.
Short-time overload	: $\Delta R/R \leq \pm(1.0\% + 0.05\Omega)$, with no evidence of mechanical damage.
Minimum insulation resistance	: 10,000 Megaohm.
Dielectric withstanding voltage	: No evidence of flashover, mechanical damage, arcing or insulation breakdown.
Terminal strength	: No evidence of mechanical damage.
Resistance to soldering heat	: $\Delta R/R \leq \pm(1.0\% + 0.05\Omega)$, with no evidence of mechanical damage.
Minimum solderability	: 95% coverage.
Resistance to solvent	: No deterioration of protective coating and markings.
Temperature cycling	: $\Delta R/R \leq \pm(1.0\% + 0.05\Omega)$, with no evidence of mechanical damage.
Load life in humidity	: Normal type : $\Delta R/R \pm 3\%$ for $< 100K\Omega$, $\pm 5\%$ for $\geq 100K\Omega$ Non-flame type : $\Delta R/R \pm 5\%$ for $< 100K\Omega$, $\pm 10\%$ for $\geq 100K\Omega$.
Load life	: Normal type : $\Delta R/R \pm 2\%$ for $< 56K\Omega$, $\pm 3\%$ for $\geq 56K\Omega$ Non-flame type : $\Delta R/R \pm 5\%$ for $< 100K\Omega$, $\pm 10\%$ for $\geq 100K\Omega$.
Operating temperature	: -55°C to +155°C.

Specification Table

Series	Power Rating at 70°C (W)	Dimension				Maximum Working Voltage (V)	Maximum Overload Voltage (V)	Dielectric Withstanding Voltage (V)	Resistance Range
		Maximum Diameter (D)	Maximum Length (L)	Height (H ± 3)	Lead Diameter (d ± 0.05)				
MCF 0.25 W	1/4 (0.25)	2.5	6.8	28.0	0.54	250	500	500	1 Ω ~ 10M Ω

Note: Standard E - 24 series values in $\pm 5\%$ tolerance.

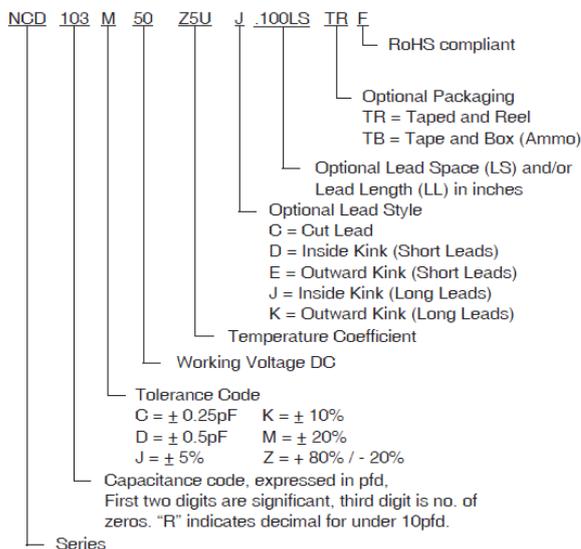
Dimensions : Millimetres



ANEXO VIII HOJA DE DATOS DE CONDENSADORES CERÁMICOS

Ceramic Disc Capacitors

NCD Series Class II/III



Body Diameter	Lead Spacing (mm) - S			
	Standard Bulk	Standard T&R	Optional Bulk mm (inches)	Optional T&R mm (inches)
5 - 11	6.35 \pm 0.8	5.0 \pm 0.8	5.0 \pm 0.8 (0.200LS)	2.5 \pm 0.8 (0.100LS)
≥ 12	6.35 \pm 0.8	5.0 \pm 0.8	7.5 \pm 0.8 (0.295LS) 10.0 \pm 0.8 (0.395LS)	7.5 \pm 0.8 (0.295LS) 10.0 \pm 0.8 (0.395LS)

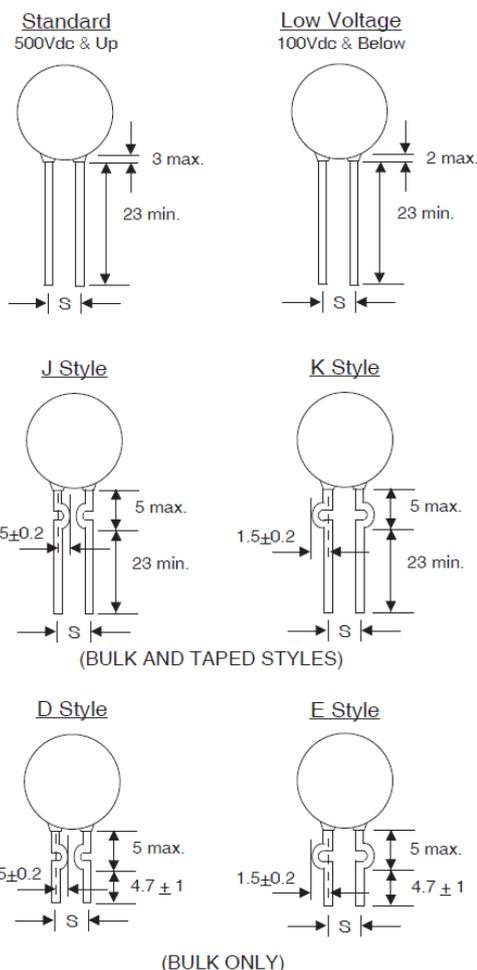
LEAD DIAMETER
0.6MM IS STANDARD

BODY THICKNESS
2 ~ 4MM DEPENDENT ON CV

STANDARD PRODUCTS AND MAXIMUM DIAMETER (mm) BY T.C. AND VOLTAGE

Cap. (pF/ μF)	Working Voltage (Vdc)								
	Y5F/Y5P*			Z5U			Z5V		
	50	500	1K	50	500	1K	50	500	1K
100~470pF	6	6	6	-	-	-	-	-	-
560	6	6	6	-	-	-	-	-	-
680	6	6	7	-	-	-	-	-	-
750	6	6	7	-	-	-	-	-	-
820	6	6	7	-	-	-	-	-	-
0.001 μF	6	7	7	6	6	6	-	6	6
0.0015	6	8	8	6	6	7	-	6	6
0.0022	6	9	10	6	7	7	6	6	6
0.0027	7	10	12	6	7	8	6	6	7
0.0033	7	10	14	6	7	9	6	7	8
0.0047	8	12	14	6	8	10	6	8	8
0.0056	9	14	16	6	9	10	6	8	9
0.0068	9	14	16	7	9	12	6	8	10
0.0082	10	16	18	7	10	12	6	9	10
0.01	12	16	20	7	10	12	6	9	10
0.015	14	21	-	9	14	16	7	10	12
0.022	-	-	-	10	16	18	8	14	16
0.033	-	-	-	8	18	22	7	16	18
0.047	-	-	-	8	21	24	7	16	21
0.068	-	-	-	8/9	24	-	8	16	-
0.1	-	-	-	8/9	26	-	8/9	17	-

*.0047 μF AND ABOVE NOT AVAILABLE IN Y5F. PLEASE USE Y5P.
NIC RESERVES THE RIGHT TO REQUEST MINIMUM QUANTITIES ON CERTAIN VALUES.



NIC COMPONENTS CORP. www.niccomp.com | www.lowESR.com | www.RFpassives.com | www.SMTmagnetics.com

Specifications are subject to change



LEAD CONFIGURATION AND DIMENSIONS (in millimeters)							
L2 Component outline for lead spacing 2.5 mm ± 0.8 mm (straight leads)	H5 Component outline for lead spacing 5.0 mm ± 0.8 mm (flat bent leads)	K2 Component outline for lead spacing 2.5 mm ± 0.8 mm (outside kink)	K5 Component outline for lead spacing 5.0 mm ± 0.8 mm (outside kink)				
SIZE CODE	Wb _{MAX.}	H _{MAX.}	T _{MAX.}	MAXIMUM SEATING HEIGHT (SH)			
				L2	H5	K2	K5
10	3.6	3.6	2.3	1.6	2.6	3.5	-
15	4.0	4.0	2.6	1.6	2.6	3.5	3.5
20	5.0	5.0	3.2	1.6	2.6	3.5	3.5

Notes

- Bulk packed types have a standard lead length $L = 30 \text{ mm} \pm 5 \text{ mm}$.
- The K5 lead style is not available for size 10.
- L2 and H5 are preferred styles.

MARKING		
SIZE 10 AND 15 CAPACITANCE VALUE < 100 pF	SIZE 10 AND 15 CAPACITANCE VALUE $\geq 100 \text{ pF}$	SIZE 20
Vishay logo or BC logo t: Tolerance code XX: Capacitance code	Vishay logo or BC logo XXX: Capacitance code	Vishay logo or BC logo t: Tolerance code XXX: Capacitance code

Notes

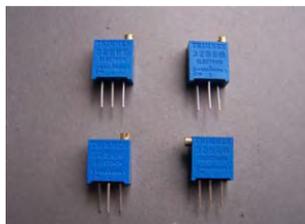
- The capacitance code indicates actual capacitance in pF when capacitance value < 100 pF.
- Two significant digits followed by one digit for the multiplier as given following: 1 = * 10, 2 = * 100, 3 = * 1000, 4 = * 10 000, 5 = * 100 000.
- The tolerance codes are J = 5 %, K = 10 %, M = 20 % and Z = + 80 % / - 20 %.

ORDERING CODE INFORMATION									
K	104	K	15	X7R	F	5	3	H	5
1	2 3 4	5	6 7	8 9 10	11	12	13	14	15
Product Type	Capacitance (pF)	Capacitance Tolerance	Size Code	T.C. Code	Rated Voltage	Lead Diameter	Packaging/Lead Length	Lead Style	Lead Spacing
K = Radial leaded MLCC	The first two digits are the significant figures of capacitance and the last digit is a multiplier as follows: 0 = * 1 1 = * 10 2 = * 100 3 = * 1000 4 = * 10 000 5 = * 100 000	J = $\pm 5 \%$ K = $\pm 10 \%$ M = $\pm 20 \%$ Z = + 80 % / - 20 %	Please refer to relevant datasheet	Please refer to relevant datasheet	F = 50 V _{DC} H = 100 V _{DC} K = 200 V _{DC} L = 500 V _{DC}	5 = 0.50 mm $\pm 0.05 \text{ mm}$	3 = Bulk T = Tape and reel U = Ammo	H = Flat crimp L = Straight K = Outside crimp	2 = 2.5 mm 5 = 5.0 mm

ANEXO IX HOJA DE DATOS DE POTENCIÓMETRO TRIMMER

Sharma Potentiometers

WIW1029 (3296) Trimmer Potentiometer



Features

- 9mm Multiturn Square
- Cermet / Industrial / Sealed
- 5 Terminals types (W / X / P / Y / Z)
- Available with a knob for finger adjust

Electrical Characteristics

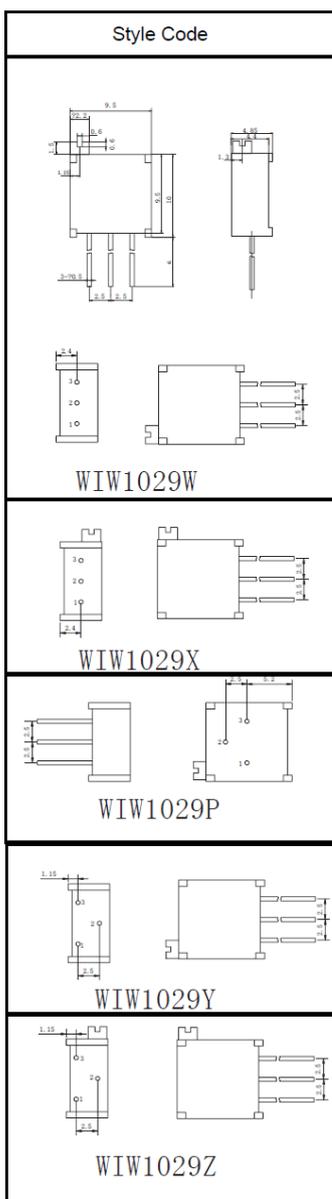
Standard Resistance Range
10 to 5 Megohms
(see standard resistance table)
Resistance Tolerance
± 10% std.
(tighter tolerance available)
Absolute Minimum Resistance
1% or 2 ohms max.
(whichever is greater)
Contact Resistance Variation
3% or 3 ohms max.
(whichever is greater)
Adjustability
Voltage ± 0.01%
Resistance ± 0.05%
Resolution: Infinite
Insulation Resistance
500 vdc
1,000 Megohms min.
Dielectric Strength
101.3 kPa 600 vac
8.5 kPa 360vac
Effective Travel: 25turns nom

Environmental Characteristics

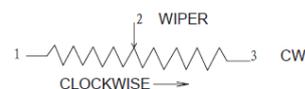
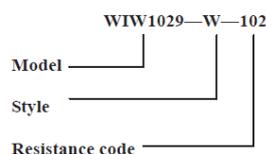
Power Rating (300 volts max.)
0.5 watt (70°C) , 0 watt (125°C)
Temperature Range
-55°C to +125°C
Temperature Coefficient
± 100ppm/°C
Vibration
98 m/s²
(1% Δ TR; 1% Δ VR)
Shock
390 m/s²
(1% Δ TR; 1% Δ VR)
Load Life
1,000 hours 0.5 watt @ 70°C
(3% Δ TR; 4% or 4 ohm, whichever is greater . CRV)
Rotational Life: 200 cycles
(3% Δ TR; 4% or 4 ohm)

Physical Characteristics

Torque
36 mN • m max.
Mechanical Stops
Wiper idles
Terminals
Solderable pins
Standard Packaging
50pcs.per tube



How to order



Standard Resistance Table

Resistance (Ohms)	Resistance Code
10	100
20	200
50	500
100	101
200	201
500	501
1000	102
2,000	202
5,000	502
10,000	103
20,000	203
25,000	253
50,000	503
100,000	104
200,000	204
250,000	254
500, 000	504
1, 000, 000	105
2, 000, 000	205
5, 000, 000	505

Special resistance available
TCR of shaded areas ± 250ppm/°C
Detail Specification: Q/R Y256-2000
Detail Mil-Spec: Q/R Y20021-2000

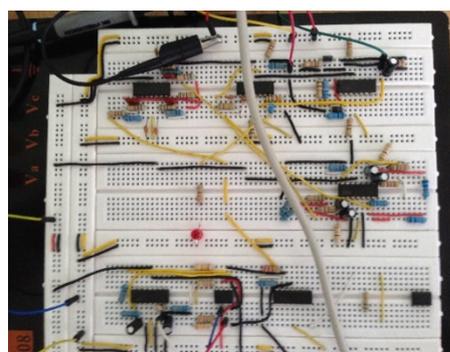
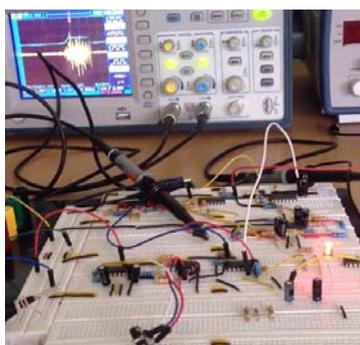
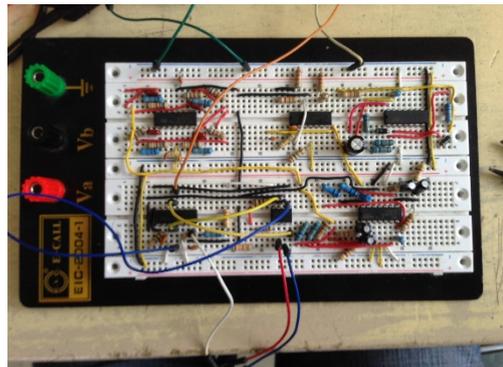
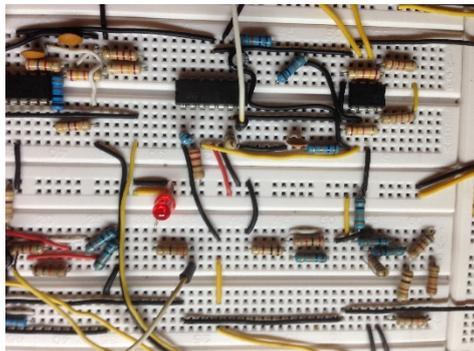
ANEXO X CATÁLOGO DE CONECTORES DE AUDIO

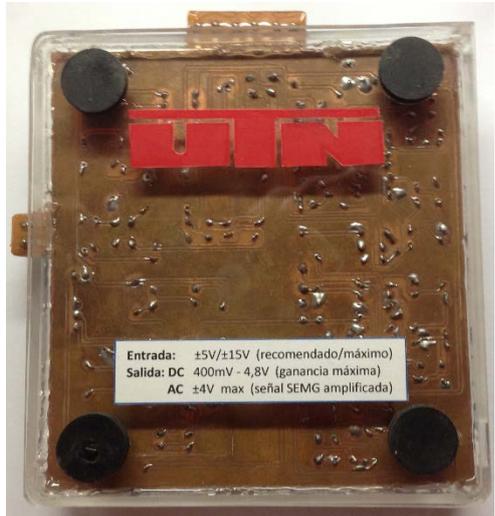
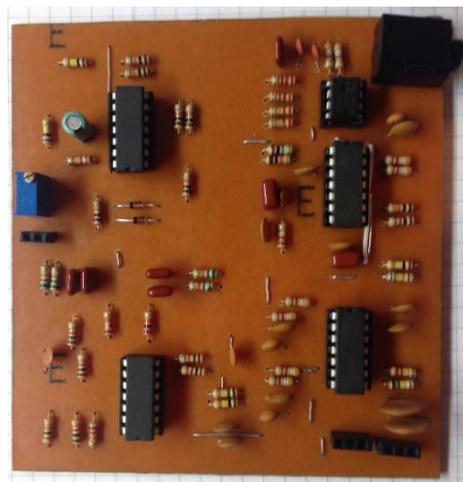
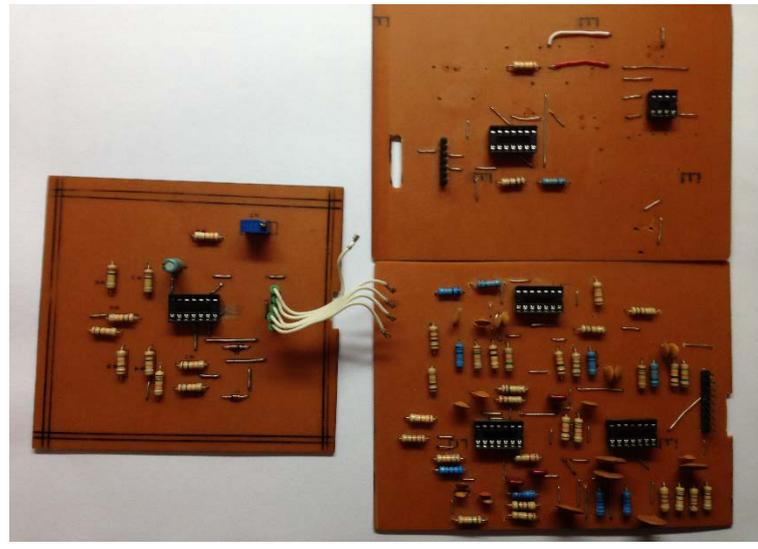
Phone Jack			
<p>For K3610 K3612 K3633</p>		<p>K3624 2.5mm Stereo phone jack</p>	
<p>K3610A /B /C /D /E 3.5mm Phone jack</p>		<p>K3625 2.5mm Stereo phone jack</p>	
<p>K3612A /B /C /D /E 3.5mm Phone jack</p>		<p>K36252 2.5mm Mono phone jack</p>	
<p>K3616 3P 3.5mm stereo phone jack</p> <p>K3617 5P 3.5mm stereo phone jack</p>		<p>K3626 3.5mm Mono phone jack</p>	
<p>K3618 3.5mm Stereo phone jack</p>		<p>K3630 3.5mm Mono phone jack</p>	
<p>K3619 3.5mm Stereo phone jack</p>		<p>K3632 3.5mm Mono phone jack</p>	
<p>K3620 2.5mm Mono phone jack</p>		<p>K3633A /B /C /D /E 3.5mm Phone jack W/shell</p>	
<p>K3622 2.5mm Mono phone jack</p>		<p>K3634 3.5mm Stereo phone jack</p>	
<p>K3623 2.5mm Stereo phone jack</p>		<p>K3636 3.5mm Mono phone jack</p>	

ANEXO XI ELEMENTOS ELECTRÓNICOS REQUERIDOS

Elementos electrónicos requeridos para el sistema SEMG			
Cantidad	Descripción	Valor	Referencia
1	Conector TRS	SJ1-3515N	J1
4	Resistencia	3,9kΩ	R24, R25, R4, R3
1	Resistencia	1MΩ	R23
16	Resistencia	10kΩ	R26, R33, R5, R6, R15, R22, R16, R20, R34, R36, R37, R38, R39, R45, R21, R40
2	Resistencia	24kΩ	R27, R28
2	Resistencia	2,2kΩ	R29, R30
2	Resistencia	220kΩ	R31, R7
2	Resistencia	1kΩ	R32, R35
2	Resistencia	7,8kΩ	R1, R2
1	Resistencia	232kΩ	R44
1	Resistencia	150kΩ	R8
1	Resistencia	75kΩ	R10
1	Resistencia	410kΩ	R9
5	Resistencia	27kΩ	R11, R12, R13, R14, R18
2	Resistencia	13,4kΩ	R17, R19
2	Resistencia	100kΩ	R41, R42
1	Resistencia	4,7kΩ	R43
1	Potenciómetro	20kΩ	X1
2	Condensador	1nF	C20, C21
12	Condensador	100nF	C4, C5, C22, C27, C7, C8, C10, C11, C12, C13, C14, C16
2	Condensador	10nF	C23, C24
2	Condensador	330nF	C25, C26
1	Condensador	33nF	C1
1	Condensador	35nF	C2
4	Condensador	47nF	C19, C3, C6, C9
1	Condensador	6,8nF	C29
2	Condensador	200nF	C15, C17
1	Condensador electrolítico	2,2μF	C28
4	AO	LM324N	U20, U21, U22, U2
1	AO	AD620AN	U9
2	Diodos	1N4148	D1, D2
2	Espadines	HDR1X3	J2, J3

ANEXO XII FOTOS





Entrada: $\pm 5V/\pm 15V$ (recomendado/máximo)
Salida: DC 400mV - 4,8V (ganancia máxima)
AC $\pm 4V$ max (señal SEMG amplificada)