



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

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

TEMA:

**“TARJETA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES
ELÉCTRICAS PROVENIENTES DEL CUERPO HUMANO PARA EL
ACCIONAMIENTO DE PRÓTESIS TRANSRADIALES”**

AUTOR: DARÍO FERNANDO YÉPEZ PONCE

DIRECTOR: MSC. ING. IVÁN IGLESIAS

Ibarra, Febrero del 2016



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

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, determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la universidad.

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

DATOS DEL CONTACTO	
Cédula de Identidad	100418200-0
Apellidos y Nombres	Yépez Ponce Darío Fernando
e-mail	dfyepez@utn.edu.ec
Teléfono Fijo	062 903 072
Teléfono Móvil	0998694998
DATOS DE LA OBRA	
Título	TARJETA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES ELÉCTRICAS PROVENIENTES DEL CUERPO HUMANO PARA EL ACCIONAMIENTO DE PRÓTESIS TRANSRADIALES
Autor	Darío Fernando Yépez Ponce
Fecha	15 de febrero del 2016
Programa	Pregrado
Título por el que aspira	Ingeniero en Mecatrónica
Director	MSc. Ing. Iván Iglesias



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

Yo, Darío Fernando Yépez Ponce, con cédula de identidad N° 100418200-0, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en forma 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 de material y como apoyo a la educación, investigación y extensión, en concordancia con la Ley de educación Superior Artículo 144.

Ibarra, a los 20 días del mes de Febrero del 2016

EL AUTOR:

Nombre: Fernando Yépez

Cédula: 100418200-0



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

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

Yo, Darío Fernando Yépez Ponce, con cédula de identidad N° 100418200-0, 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 y 6, en calidad de autor del trabajo de grado denominado: "TARJETA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES ELÉCTRICAS PROVENIENTES DEL CUERPO HUMANO PARA EL ACCIONAMIENTO DE PRÓTESIS TRANSRADIALES", que ha sido desarrollado para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi calidad 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 el formato impreso y digital a la biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

Nombre: Fernando Yépez
Cédula: 100418200-0

Ibarra, 20 de Febrero del 2016



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente Trabajo de Grado “TARJETA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES ELÉCTRICAS PROVENIENTES DEL CUERPO HUMANO PARA EL ACCIONAMIENTO DE PRÓTESIS TRANSRADIALES”, fue desarrollado por el egresado Darío Fernando Yépez Ponce, bajo mi supervisión, lo cual certifico en honor a la verdad.



MSc. Ing. Iván Iglesias
DIRECTOR



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

CONSTANCIAS

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 asumo la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamos por parte de terceros.

Ibarra, a los 20 días del mes de Febrero del 2016

EL AUTOR

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'fernando', is written over a horizontal line.

Nombre: Fernando Yépez

Cédula: 100418200-0



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

DECLARACIÓN

Yo, Darío Fernando Yépez Ponce declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que este no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'fernando', is written above a horizontal line.

Nombre: Fernando Yépez

Cédula: 100418200-0



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

AGRADECIMIENTO

Agradezco primero a la Universidad Técnica del Norte. La Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas por haberme permitido ingresar a su mundo de conocimientos y a todos los docentes que han dejado en mí un granito de arena en cada clase, para que vaya recolectándolos uno por uno hasta poder construir una montaña de conocimientos que finalmente está dando frutos.

Agradezco a mi tutor Msc. Ing. Iván Iglesias por ser una persona paciente y brindarme su apoyo y conocimientos, pero más que nada por ser un buen docente y persona de bien, ya que sin ello no se consigue nada en la vida, gracias a su ejemplo y ayuda he podido salir adelante con la tesis.

Un especial reconocimiento al Dr. David Ojeda por su apoyo y guía en el desarrollo del presente trabajo.

A mis padres y hermanos por siempre confiar en mí, por siempre brindarme el apoyo económico y moral para cada día salir adelante con los estudios, por darme todo el amor del mundo, valores y ejemplo de personas humanas para formarme como un hombre de bien.

A mis compañeros y compañeras de clase que con sus ocurrencias me han hecho sonreír en los buenos y malos momentos, y como no, dar gracias a nuestra inolvidable Facultad que sus aulas han sido fieles testigos de mis triunfos y fracasos en mi largo camino por alcanzar una profesión para defenderme en un futuro como una persona útil para la sociedad.

Fernando Yépez.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

DEDICATORIA

A Dios,

Por darme la vida, por estar a mis espaldas en cada paso que doy, por fortalecer mi corazón e iluminar nuestra mente y por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido mi soporte y compañía durante todo el período de estudio.

A mis padres,

Por ser un ejemplo de perseverancia, e inculcarme los valores que me han ayudado en toda circunstancia de la vida, por dejar todo su sudor y dedicación para que sea un hombre de bien, y finalmente por siempre brindarme su calor y amor constante de padres y amigos.

A mis hermanos y hermanas,

Que siempre confiaron en mí, por su apoyo y por estar conmigo, y para que vean en mí un ejemplo a seguir.

A mi hijo,

Si no te tuviera, mi vida sería un desastre. Cada vez que te veo siento más ganas de trabajar fuertemente y seguir con el objetivo de alcanzar mis metas. Tú eres mi principal motivación.

Fernando Yépez.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

RESUMEN

En este trabajo, se presenta el diseño del primer prototipo de una tarjeta de adquisición y tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano. La principal meta perseguida durante el desarrollo de la tarjeta ha sido el de diseñar un sistema ligero, pequeño y de tres canales, el cual debe ser de fácil adaptabilidad y reproducción.

Para el proceso de diseño, se realizaron investigaciones de los rangos de voltaje en los que se encuentran presentes las bioseñales y de las señales externas que afectan la correcta adquisición y procesamiento de las mismas. En la tarjeta se utilizaron componentes electrónicos que son de fácil adquisición en el mercado nacional para que pueda ser reproducida con facilidad.

Para el monitoreo de la adquisición de las señales mioeléctricas se hizo uso de una poderosa herramienta de instrumentación virtual LabVIEW, en este software se realizó una interfaz para poder monitorear en tiempo real las bioseñales adquiridas, estos datos también podrán ser guardados para un posterior análisis.

La tarjeta cuenta con tres canales de adquisición con los cuales las prótesis podrán realizar hasta ocho movimientos diferentes; para disminuir el uso del número de electrodos se utiliza la configuración de tierra común. El propósito de diseñar esta tarjeta es la de en un futuro poder accionar prótesis mioeléctricas.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Abstract

In this paper, the design of the first prototype of a card acquiring and processing electrical signals from the human body is presented. The main goal pursued during the development of the card was to design a lightweight, small and three channels, which should be easily adaptable and easy reproduction.

For the design process, investigations voltage ranges where the biosignal and external signals affecting the correct acquisition and processing them are present is performed. Card electronic components that are readily available in the domestic market so that it can be reproduced easily used.

To monitor the acquisition of myoelectric signals are made use of a powerful tool LabVIEW virtual instrumentation, this software interface to monitor real-time biosignal acquired was performed, these data can also be saved for later analysis.

The card features three channels of acquisition which prostheses can take up to eight different movements; to reduce the number of electrodes used settings common ground is used. The purpose of designing this card is to be able to operate in the future myoelectric prosthesis.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

ÍNDICE GENERAL

CONTENIDO

Portada	I
Identificación de la Obra	II
Autorización de uso a favor de la Universidad	III
Cesión de derechos de autor del trabajo de grado a favor de la Universidad Técnica del Norte	IV
Certificación	V
Constancias	VI
Declaración	VII
Agradecimiento	VIII
Dedicatoria	IX
Resumen	X
Abstract	XI
Índice General	XII
Índice de Figuras	XV
Índice de Tablas	XVII
CAPÍTULO I: Introducción	1
1.1. Planteamiento del Problema.....	2
1.2. Objetivos	3
1.2.1 Objetivo General	3
1.2.2 Objetivos Específicos.....	3
1.3. Antecedentes	4
1.4. Justificación.....	6
1.5. Alcance	7
1.6. Organización del trabajo de grado.....	8
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	
2.1. Sistema Neuromuscular	9
2.1.1. Fibras Musculares y Fibras Nerviosas	10
2.1.2. Unidad Motora (UM).....	11
2.1.3. La bomba sodio-potasio.....	12



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

2.1.4. El potencial de acción	13
2.2. Anatomía del brazo	13
2.2.1. Músculo Deltoides.....	14
2.2.2. Tríceps Braquial.....	14
2.2.3. Bíceps Braquial.....	15
2.2.4. Braquial Anterior	15
2.3. Fundamentos de Electrónica.....	16
2.3.1. Amplificador Operacional.....	16
2.3.1.1. Configuración Inversora.....	18
2.3.1.2. Configuración no inversora.....	18
2.3.1.3. Seguidor de Voltaje.....	19
2.3.1.4. Rectificador de media onda	19
2.4. Electrodo s	21
2.4.1. Electrodo s invasivos de aguja.....	22
2.4.2. Electrodo s superficiales	23
2.4.3. Localización de los electrodo s, forma, tamaño, distancia interelectrodo y material	24
2.5. Electromiografía	26
2.5.1. Señales Electromiográficas.....	26
2.5.2. Electromiografía Invasiva.....	27
2.5.3. Electromiografía Superficial	28

CAPÍTULO III: DISEÑO MATEMÁTICO DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES BIOLÉCTRICAS

3.1. Consideraciones Generales	29
3.2. Ruido Eléctrico	29
3.2.1. Ruido de componentes electrónicos	29
3.2.2. Ruido ambiental	30
3.2.3. Artefactos en movimiento.....	30
3.2.4. Inestabilidad de la señal.....	31
3.2.5. Tejido subcutáneo.....	31
3.3. Procesamiento de la Señal.....	32
3.3.1. Etapa de adquisición.....	32



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

3.3.2. Etapa de pre-amplificación.....	34
3.3.3. Circuito de pierna derecha	37
3.3.4. Etapa de amplificación inicial	38
3.3.5. Etapa de filtrado	40
3.3.5.1. Filtro Pasa Altos.....	43
3.3.5.2. Filtro Pasa Bajas.....	50
3.3.6. Etapa de rectificación de media onda	53
3.3.7. Etapa de amplificación final	54
3.4. Adquisición de la Señal	55
3.5. Normas de seguridad	56
3.5.1. Consideraciones de diseño de la AAMI	56
3.5.1.1. Ancho de banda.....	56
3.5.1.2. Impedancia de ingreso.....	56
3.5.1.3. Detalle de ganancias del equipo	57
3.5.1.4. Factor de rechazo a modo común	57
3.5.1.5. Detalle del rango dinámico de adquisición.....	57
3.5.1.6. Protección del paciente.....	57
CAPÍTULO IV: CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS	
4.1. Construcción del circuito impreso	59
4.2. Captura de registros de EMG	61
4.3. Pruebas de funcionamiento	63
4.4. Tablas de Pruebas de funcionamiento.....	68
CAPÍTULO V: RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	70
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	72
TRABAJO A FUTURO	74
ANEXOS	75
MANUAL DE OPERACIONES DE LA TARJETA	83
BIBLIOGRAFÍA	84



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Índice de Figuras

Capítulo II

Figura 2.1 (a) Sistema Nervioso	9
Figura 2.1 (b) Sistema Muscular.....	9
Figura 2.2 (a) Partes de la neurona.....	10
Figura 2.2 (b) El potencial de acción: bases iónicas	11
Figura 2.3 Unidad motora.....	12
Figura 2.4 Bomba K-Na	12
Figura 2.5 (a) Musculatura	13
Figura 2.5 (b) Estructura ósea del brazo	13
Figura 2.6 Músculo Deltoides	14
Figura 2.7 Tríceps Braquial	14
Figura 2.8 Bíceps Braquial	15
Figura 2.9 Braquial Anterior.....	15
Figura 2.10 Diagrama de Amplificador Operacional	16
Figura 2.11 Diagrama de Configuración Inversora	18
Figura 2.12 Diagrama de Configuración no Inversora	19
Figura 2.13 Diagrama de Configuración Seguidor de voltaje.....	19
Figura 2.14 (a) Representación del proceso de rectificación de media onda	20
Figura 2.14 (b) Representación del proceso de rectificación de onda completa	20
Figura 2.15 Diagrama del Rectificador de onda completa	20
Figura 2.16 Tipos de electrodos de aguja.....	22
Figura 2.17 Diferentes tipos de electrodos de superficie	23
Figura 2.18 (a) Histograma del diámetro del electrodo.....	25
Figura 2.18 (b) Histograma de la distancia entre electrodos.....	25
Figura 2.19 Gráfica del espectro de frecuencia de varias señales EMG	27
Figura 2.20 Relación entre la contracción muscular voluntaria y la señal electromiográfica	27

Capítulo III

Figura 3.1 Respuesta del Filtro Notch a una frecuencia de corte de 60 Hz.....	30
Figura 3.2 Influencia del tejido subcutáneo.....	31
Figura 3.3 Diagrama de bloques del sistema de adquisición de señales E.M.G	32
Figura 3.4 Acople de Impedancias para los electrodos inversor y no inversor	34
Figura 3.5 Amplificador de instrumentación AD620	36



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Figura 3.6 Etapa de pre-amplificación	37
Figura 3.7 Circuito de pierna derecha.....	38
Figura 3.8 Circuito eléctrico de pierna derecha	38
Figura 3.9 Etapa de amplificación inicial.....	39
Figura 3.10 Gráfica de ganancia (dB) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 20Hz	41
Figura 3.11 Gráfica de ganancia (dB) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 500Hz.....	41
Figura 3.12 Gráfica de ganancia (V/V) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 20Hz	42
Figura 3.13 Gráfica de ganancia (V/V) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 500Hz.....	42
Figura 3.14 Filtro Sallen Key pasa altas configuración Butterworth	43
Figura 3.15 Filtro Pasa Altas a una frecuencia de corte de 20 Hz	49
Figura 3.16 Respuesta en Fase y Magnitud del Filtro Pasa Altas diseñado.....	49
Figura 3.17 Filtro Sallen Key pasa bajas configuración Butterworth	50
Figura 3.18 Filtro Pasa Bajas a una frecuencia de corte de 500 Hz	52
Figura 3.19 Respuesta en Fase y Magnitud del Filtro Pasa Bajas diseñado.....	53
Figura 3.20 Respuesta en Fase y Magnitud del Filtro Pasa Bandas diseñado	53
Figura 3.21 Diferentes potenciales provenientes de las UM	54
Figura 3.22 Diagrama esquemático del rectificador de onda completa.....	54
Figura 3.23 Circuito eléctrico de la etapa de amplificación final.....	55

Capítulo IV

Figura 4.1 Primer prototipo construido para la adquisición de señales EMG	59
Figura 4.2 Colocación de los electrodos para adquisición de señales EMG	60
Figura 4.3 Adquisición de señales EMG	60
Figura 4.4 Tarjeta de Adquisición de señales EMG de tres canales	61
Figura 4.5 Interfaz en LabVIEW para adquirir y guardar los registros de EMG	62
Figura 4.6 Programa en LabVIEW para adquirir y guardar los registros de EMG	62
Figura 4.7 Registros de EMG a la salida de la etapa de pre-amplificación	63
Figura 4.8 Registros de EMG comparando la señal a la salida de la etapa de pre-amplificación y a la salida de la etapa de amplificación inicial	63
Figura 4.9 Respuesta del filtro pasa altas a señales de 8 Hz.....	64
Figura 4.10 Respuesta del filtro pasa altas a señales de 25 Hz.....	64



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Figura 4.11 Respuesta del filtro pasa bandas a señales de 60 Hz	65
Figura 4.12 Respuesta del filtro pasa bandas a señales de 860 Hz	65
Figura 4.13 Comparación de las señales a la salida de la etapa de filtrado y a la salida de la etapa de rectificación de onda completa	66
Figura 4.14 Comparación de las señales a la salida de la etapa de rectificación de onda completa y a la salida de la etapa de amplificación final	66
Figura 4.15 Registros de EMG capturadas con la interfaz en LabVIEW ante una leve contracción	67
Figura 4.16 Registros de EMG capturadas con la interfaz en LabVIEW ante una contracción sostenida	67

Índice de Tablas

Tabla 2.1 Fuentes de señales bioeléctricas censadas por electrodos	21
Tabla 3.2 Comparación entre Amplificadores Operacionales de Propósito General	33
Tabla 3.3 Comparación entre Amplificadores de Instrumentación	35
Tabla 3.4 Factores de calidad para filtros Butterworth	43
Tabla 3.5 Ganancias de las etapas del circuito	57
Tabla 3.6 Pruebas de funcionamiento hechas con un hombre de 24 años	68
Tabla 3.7 Pruebas de funcionamiento hechas con una mujer de 18 años	68
Tabla 3.8 Pruebas de funcionamiento hechas con un hombre de 20 años	68
Tabla 3.9 Pruebas de funcionamiento hechas con una mujer de 22 años	68



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN

Con el avance de la tecnología, se ha logrado cada vez más mejorar la construcción de prótesis como extensiones de algún miembro del cuerpo humano con características como: flexibilidad, estética, cosmética, peso ligero y multifuncionalidad. De igual forma, la ciencia y la ingeniería han realizado grandes avances en el área del procesamiento de señales biomédicas como son las señales electrocardiográficas (ECG), electroencefalográficas (EEG), electromiográficas superficiales (EMGS), entre otras; y sus aplicaciones en el control de prótesis mioeléctricas.

La electromiografía se basa en el estudio de las funciones musculares a través de las señales eléctricas producidas en los músculos, mientras estos se contraen. Estas señales son difíciles de adquirir y procesar debido a que son muy pequeñas (en un rango de 1-10mV) y altamente susceptibles al ruido (Konrad P, 2005).

El sistema de adquisición de señales EMG, es capaz de adquirir las señales producidas por los músculos del brazo en tiempo real; con el propósito de guardar y graficar los datos obtenidos.

En los últimos años la adquisición y el análisis de las señales EMG en tiempo real, ha sido considerablemente uno de los campos de investigación con mayor auge debido a sus múltiples aplicaciones (Butariu E., Butariu S., Minodora A., Novenau L., Mihalas G., 2009).

Una de las aplicaciones más importantes es el control de prótesis mioeléctricas, que son sistemas accionados por servomotores que se gobiernan a partir de las señales EMG, bien sean intramusculares, capturadas mediante agujas o superficiales, recogidas del paciente mediante electrodos (Alonso A., Sánchez H., Hurtado E., Steinz D., Liptak L., 2002).

Las prótesis mioeléctricas son utilizadas para suplir la pérdida o falta de algún miembro, principalmente brazos, manos o piernas; su desempeño, sin importar



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

que tipo de señal se utilice es igualmente aceptable (Hargrove L., Englehart K., Hudgins B., 2005).

Este tipo de prótesis son cada vez más aceptadas por las personas con amputación, porque permite a las personas que las utilizan, desempeñarse activamente en el ámbito social y laboral.

El éxito de una prótesis mioeléctrica es medido por su desempeño en la ejecución de movimientos prácticos y esenciales; de los ejecutados por la mano humana, con la mayor naturalidad posible y con la menor complejidad de operación por parte del paciente. Para esto, es esencial un adecuado proceso del análisis de las bioseñales.

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En Ecuador existen alrededor de 193 095 personas con discapacidad física, de las cuales 4620 pertenecen a la provincia de Imbabura (2402 Ibarra, 458 Antonio Ante, 408 Cotacachi, 974 Otavalo, 174 Pimampiro y 184 San Miguel de Urququí); según el corte del CONADIS publicado en Septiembre del 2014 (CONADIS, 2014).

En el desempeño diario de las personas, las manos desarrollan un papel muy importante al realizar tareas delicadas (sentir), precisas (escribir) y pesadas (sujetar). Incluso al hablar las manos ayudan a expresar las ideas, los pensamientos y los sentimientos que se desean transmitir; es por todas estas razones que la falta o pérdida de este miembro terminal causa en las personas un grave daño psicológico y emocional.

En Ecuador son muy pocas las instituciones (Fundación Hermano Miguel, Fundación Manuela Espejo, Órtesis y Prótesis Arias, Fundación Prótesis para la Vida, otras) que se dedican a la elaboración de prótesis, las cuales son rigurosamente mecánicas y costosas (Luis Gutiérrez, administrador de la Fundación Prótesis para la Vida, explicó: que en el mercado una prótesis cuesta entre 2 000 y 10 000 dólares); lo que las convierte en una solución molesta e



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

inaccesible para la población de escasos recursos que padece de esta discapacidad.

En países como Estados Unidos, Alemania, Japón y otros, existen prótesis biomecánicas de mano para amputaciones o enfermedades congénitas por debajo del codo, las cuáles son mucho más estéticas y funcionales que las fabricadas en Ecuador por las fundaciones anteriormente mencionadas, pero su precio es muy elevado (La mano biónica "i-LIMB" fue presentada el pasado 29 de noviembre en la Feria Orprotec de Valencia por la empresa valenciana EMO manifestó: El costo de comercialización de la mano, se sitúa entre los 36.000 y 40.000 euros , en función de las características del paciente); haciéndolas una vez más solo un sueño, para las personas de escasos recursos debido a que en dólares está prótesis estaría sobre los 40 000 dólares.

1.2. OBJETIVOS:

1.2.1. Objetivo General

- Diseñar y construir una tarjeta para la adquisición y tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano para el accionamiento de prótesis transradiales.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Seleccionar el sistema de adquisición de datos que se ajuste a las características físicas de las personas con discapacidad.
- Simular el funcionamiento del sistema de adquisición de datos haciendo uso de un programa de computación.
- Diseñar la tarjeta para la adquisición de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano haciendo uso de un programa de diseño asistido por computador, teniendo en cuenta la funcionalidad, el mantenimiento, modularidad y costos.
- Implementar el sistema para la adquisición y tratamiento de las señales eléctricas provenientes del cuerpo humano con integrados disponibles en el mercado nacional.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

- Simular en un software computacional la funcionalidad de la tarjeta de adquisición de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano.
- Realizar pruebas y correcciones necesarias que garanticen el buen funcionamiento del sistema de adquisición de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano.

1.3 ANTECEDENTES

Uno de los primeros en contribuir en el campo de la actividad eléctrica en el cuerpo fue Luigi Galvani (Merletti R., 2004), quien en 1786 descubrió la electricidad animal al observar que se producía un movimiento como respuesta al estímulo eléctrico en la extremidad de una rana.

El primer estudio en profundidad de la EMG fue llevado a cabo por Piper en 1912, quién registró potenciales eléctricos durante la contracción voluntaria de varios músculos, empleando electrodos de superficie y utilizando un galvanómetro de hilo (Navarro R., 2013).

En 1922, el médico estadounidense Joseph Erlanger y su discípulo el fisiólogo Herbert Spencer Gasser, pudieron amplificar señales eléctricas originadas, al estimular una fibra nerviosa y representarlas gráficamente en un osciloscopio de rayos catódicos. Mediante este método, descubrieron que las fibras nerviosas conducen impulsos a diferentes velocidades según su espesor y que cada una posee su propio umbral de excitabilidad. Por sus descubrimientos relacionados con las funciones altamente diferenciadas de las fibras nerviosas recibieron el premio Nóbel de Medicina en 1944 (Guarin J., Ruiz S., 2013).

Años más tarde, en 1929, Adrian y Broke introdujeron el electrodo concéntrico de aguja, que conjuntamente con el osciloscopio de rayos catódicos y los amplificadores electrónicos, hizo posible el estudio de potenciales de acción de unidades motrices y de fibras únicas (Navarro R., 2013).

A finales de los años 50 y principios de los 60, George Whatmore utilizó la electromiografía para aumentar la técnica de relajación progresiva. Había nacido



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

el *biofeedback*, utilizado en el tratamiento de algunos trastornos y enfermedades como: el dolor de cabeza, al asma, la hipertensión, el estrés, la ansiedad, la úlcera, entre otras. Los sensores se quedan en contacto con los músculos cuya tensión se requiere medir y controlar. Estos músculos a su vez transmiten unas señales eléctricas que son absorbidas por el aparato de *biofeedback* que, a modo de respuesta, envía señales audibles y visuales para que la persona conozca su nivel de tensión muscular y pueda aprender a controlarla, obteniendo así un alivio de los síntomas (Guarin J., Ruiz S., 2013).

En 1988, Hefftner, Zucchini y Jaros, toman la EMG como una señal de control para la estimulación neuromuscular, y realizan un modelamiento autorregresivo, como medida de discriminación de una señal EMG (Hefftner G., Zucchini W., Jaros G., 1988).

En 1995, Investigadores de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica del Instituto Politécnico Nacional de México inventaron un Electromiógrafo que mide la actividad del músculo en pacientes que presentan algún tipo de enfermedad (Investigadores de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica, 1995).

Otros estudios parten del electromiograma para realizar un análisis fractal de las señales EMG superficiales de los bíceps en 1997 (Gupta V., Suryanara S., Reddy N., 1997), o para tele operar un manipulador humanoide en el 2003 (Fukuda O., Tsuji T., Kaneko M., Otsuka A., 1988).

Años más tarde, se diseña un Electromiógrafo digital de ocho canales para el estudio de la marcha (Puurtine M., 2003). Así mismo, se ha realizado el pre-procesamiento basado en *wavelet* de señales electroencefalográficas y electromiográficas para el reconocimiento del habla en el 2007 (Wand M., 2007).

En Colombia, se han desarrollado módulos para el registro y medición de señales EMG como el llevado a cabo por Diego Jaimes y Hernán Orduña en el 2005 (Vega D., Orduña H., 2005), y el desarrollado por Fabián León y Jhonatan Camacho para el reconocimiento de movimientos de la mano en el 2008 (León F., Camacho J., 2008).



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

1.4. JUSTIFICACIÓN

Debido a la importancia que tienen las manos en la vida diaria, prescindir de una de ellas, es una de las limitaciones físicas más importantes que afecta al ser humano no solo en el aspecto físico sino también en su desempeño motriz, su estabilidad psicológica y emocional al sentirse limitados o excluidos laboralmente o socialmente.

Es por esta razón que varios países del mundo se vienen desarrollando investigaciones que ayuden a proporcionar algún tipo de solución, ya sea desde el ámbito de la medicina o de la ingeniería.

La ingeniería centra sus esfuerzos en el desarrollo funcional, el acabado estético y en el control numérico de las prótesis; con el fin de reemplazar el órgano ausente de la manera más natural posible. Todos estos esfuerzos se realizan con la finalidad que las personas con discapacidad, no se sientan marginadas, ni afectadas emocionalmente, debido a que la prótesis crea la percepción de un aspecto físico normal y completo.

Las prótesis comerciales no proveen todas las soluciones deseadas (Fácil adaptabilidad, ligera, ajustable, actúe con normalidad, fácil fabricación y de precio accesible) y su mayor inconveniente son sus elevados costos para nuestro medio socio-económico (Luis Gutiérrez, administrador de la Fundación Prótesis para la Vida, señaló que en el mercado una prótesis cuesta entre 2 000 y 10 000 dólares), estas prótesis deberían permitir recuperar gran parte de los movimientos de la mano. Sin embargo, esta tarea que parece simple implica un proceso muy complejo de transmisión y control de la información enviada desde el cerebro hasta la mano para que actúe naturalmente.

Con la finalidad de ofrecer a las personas con amputación transradial una prótesis funcional que presente buena accesibilidad por parte de las personas con discapacidad tanto en utilización como en costos, se busca construir un sistema que adquiera y trate las señales eléctricas obtenidas del cuerpo humano, el mismo que será utilizado para el accionamiento de prótesis transradiales, de



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

tal forma que los movimientos de la mano sean controlados fácilmente y de forma natural por el usuario.

Este proyecto servirá como un instrumento de apoyo en el ámbito educativo de la carrera, debido a que contribuirá de base para posteriores proyectos asociados a las líneas de investigación de la Universidad Técnica del Norte; este trabajo permitirá en un futuro extender los resultados a prótesis de brazo; con lo cual se estará contribuyendo en mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad.

1.5. ALCANCE

Teniendo en cuenta que la discapacidad transradial afecta psicológicamente y emocionalmente en las personas que lo padecen, al no poder desempeñar sus actividades diarias con naturalidad; se quiere realizar el diseño e implementación de un sistema para la adquisición y tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano, las mismas que servirán para el accionamiento de prótesis transradiales.

El sistema será capaz de llevar a cabo funciones básicas e indispensables en el desarrollo de actividades diarias como: asir, manipular y explorar; además el sistema será funcional, de fácil adaptabilidad y de bajo costo, para que pueda ser implementado en el primer prototipo de prótesis biomecatrónica transradial desarrollado en la Universidad Técnica del Norte.

Se pretende también que este proyecto sirva como un instrumento de apoyo en el ámbito educativo de la carrera de ingeniería en mecatrónica, sirviendo como base para posteriores investigaciones asociadas al tema en la Universidad Técnica del Norte. Igualmente el éxito de este trabajo permitirá en un futuro extender los resultados a prótesis de brazo.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

1.6. ORGANIZACIÓN DEL TRABAJO DE GRADO

El trabajo de grado “Tarjeta de adquisición y tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano para el accionamiento de prótesis transradiales”, está estructurado en cinco capítulos:

Capítulo 1: En este capítulo se da a conocer la importancia y justificación del trabajo de grado.

Capítulo 2: Aborda el estudio focalizado a la estructura anatómica del brazo humano, de los músculos presentes en el brazo y de cómo se pueden utilizar estos, y más específicamente como se puede utilizar las señales Electromiográficas generadas en ellos, para accionar un dispositivo electrónico.

Capítulo 3: Está dedicado a analizar la electrónica detrás de la captura de las bioseñales del músculo, más conocidas como señales EMG y de las dificultades que representa trabajar con este tipo de señales, debido a que son muy débiles; por lo que se necesita de amplificadores altamente sensibles, pero a la vez que sean muy inmunes al ruido eléctrico, tanto del paciente como del ambiente que lo rodea. Otro aspecto muy importante, analizado en este capítulo, es la interfaz de electrodos, donde se estudia su comportamiento desde el punto de vista eléctrico, tomando en consideración la impedancia de la piel y del mismo electrodo, según el material y el electrolito empleado.

Capítulo 4: Este capítulo constituye la parte medular de este trabajo de investigación, se detallan cada etapa del desarrollo de la **TARJETA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES ELÉCTRICAS PROVENIENTES DEL CUERPO HUMANO**. También comprende la elaboración del hardware y software necesario, para que el sistema electrónico realice el procesamiento y monitoreo de las bioseñales en tiempo real, lo que permitirá calibrar y controlar el accionamiento de la prótesis transradial.

Capítulo 5: Finalmente en este último capítulo se evalúan los resultados obtenidos con el prototipo, sometidos a diversas pruebas; las ventajas que posee y sus posibles mejoras en un prototipo futuro.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

En este capítulo se analizarán todas las propiedades y tratamiento de las señales electromiográficas con el objetivo de tener una referencia para el diseño de la tarjeta de adquisición. Se revisará lo referente al sistema muscular y anatómico de brazo, así como de las formas adecuadas para la adquisición de las mismas.

2.1. SISTEMA NEUROMUSCULAR

El sistema neuromuscular está comprendido por el sistema nervioso (Figura 2.1a) y por el sistema músculo-esquelético (Figura 2.1b), estos sistemas trabajan en conjunto para la generación de movimientos a partir de la recepción de estímulos. El sistema nervioso es el que facilita el trabajo armónico entre el esqueleto, las articulaciones y los músculos para la generación de movimientos. El sistema nervioso está constituido por el cerebro, la espina dorsal y los nervios; que son los encargados de captar y procesar rápidamente las señales provenientes del cerebro para ejercer el control y coordinación de los demás órganos (Ganong W., Anguiano G., 1980) (Guyton A., 1997).

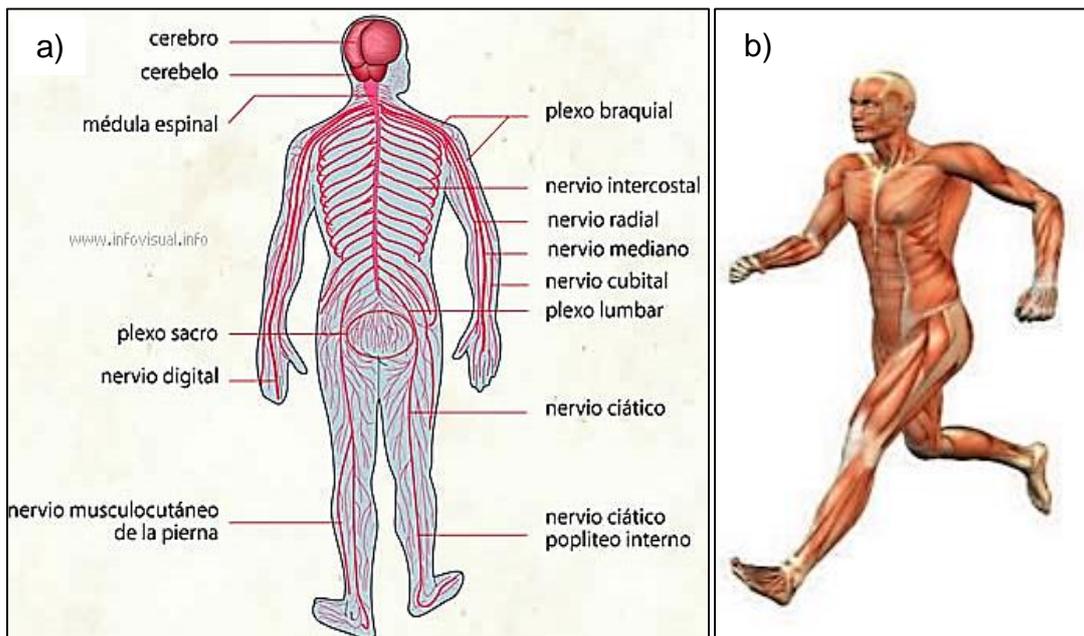


Figura 2.1 (a) Sistema Nervioso (b) Sistema Muscular (Dery B., 2005) (Anzorandia C., 2003)

2.1.1. Fibras Musculares y Fibras Nerviosas

La fisiología muscular depende directamente de la excitabilidad de las fibras musculares provocada por el control neuronal, las propiedades eléctricas del sarcolema (membrana citoplasmática de las células musculares) y su semipermeabilidad logran producir este fenómeno. El equilibrio iónico entre el interior y exterior de la célula muscular forma una diferencia de potencial en la membrana de la fibra muscular (aproximadamente entre -80mV y -90mV cuando no existe contracción alguna) (Anzorandia C., 2003).

Gran parte de las células nerviosas tiene prolongaciones extensas (axones), lo que permite la conducción de impulsos eléctricos a lo largo de todo el cuerpo (Figura 2.2a). Los axones se estimulan por presión, calor, factores químicos o choques eléctricos para lograr producir un potencial de acción. Al existir estimulación que llega desde el medio ambiente, inicia una rápida sucesión de potenciales de acción en un tren de pulsos ya sean de baja o de alta frecuencia. Dependiendo del tipo de nervio, la velocidad de propagación varía entre 1 m/s y 100 m/s.

Durante el cambio de potencial los iones de sodio penetran al axón y los iones de potasio salen de él, pero las concentraciones se restablecen rápidamente (Figura 2.2b). El potencial de acción se propaga a lo largo del axón debido al ingreso y egreso de estos iones (Konrad P., 2005) (Bigland B., Lippold C., 1954) (Ituarte de Ghisolfi L., 2010).

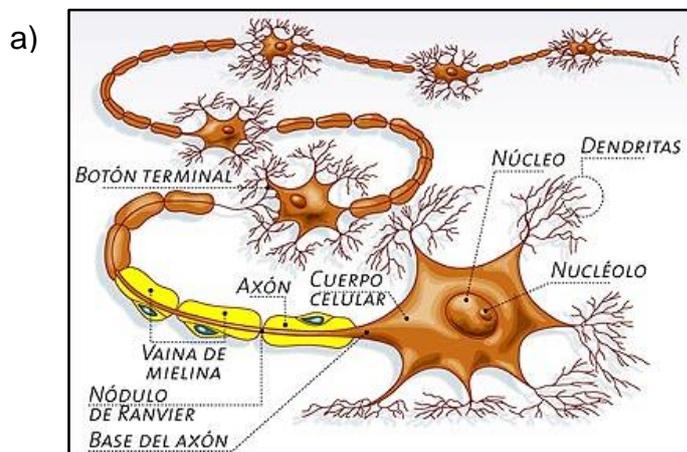


Figura 2.2 (a) Partes de la neurona (Marroquín F., 2010)

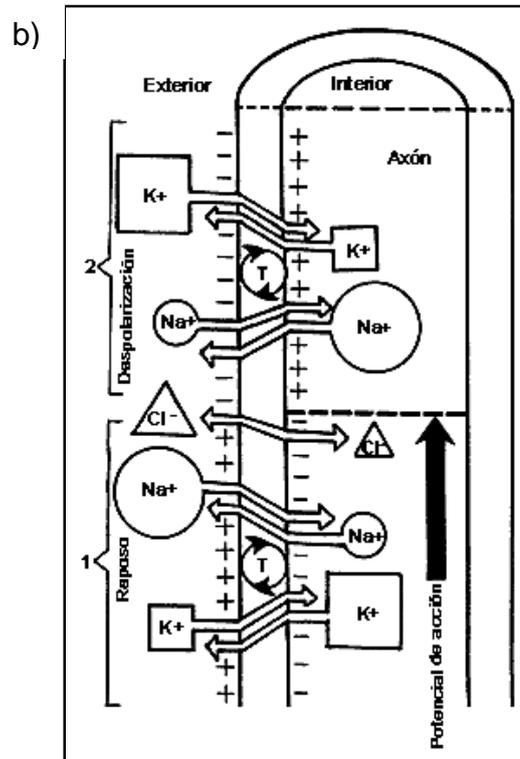


Figura 2.2 (b) El potencial de acción: bases iónicas (Brailowsky S., 2003)

2.1.2. Unidad Motora (UM)

La unidad funcional más pequeña que describe el control del proceso de contracción muscular es la unidad motora (Figura 2.3), está constituida por tres partes esenciales:

- 1) Cuerpo celular y dendritas de una neurona motora.
- 2) Las múltiples ramificaciones del axón.
- 3) Las fibras musculares inervadas por el axón y sus ramas.

La unidad motora puede tener desde unas pocas fibras musculares (en el músculo laríngeo) a varios cientos (en los músculos gemelos). Una regla general establece que mientras menor cantidad de fibras musculares sean inervadas por una misma neurona se conseguirá mayor precisión en el movimiento. El potencial de acción de la unidad motora es el campo eléctrico generado por las fibras musculares pertenecientes a una misma unidad motora que se despolarizan y repolarizan de modo sincrónico (Anzorandia C., 2003) (Ituarte de Ghisolfi L., 2010) (Hollinshead H., 1983).

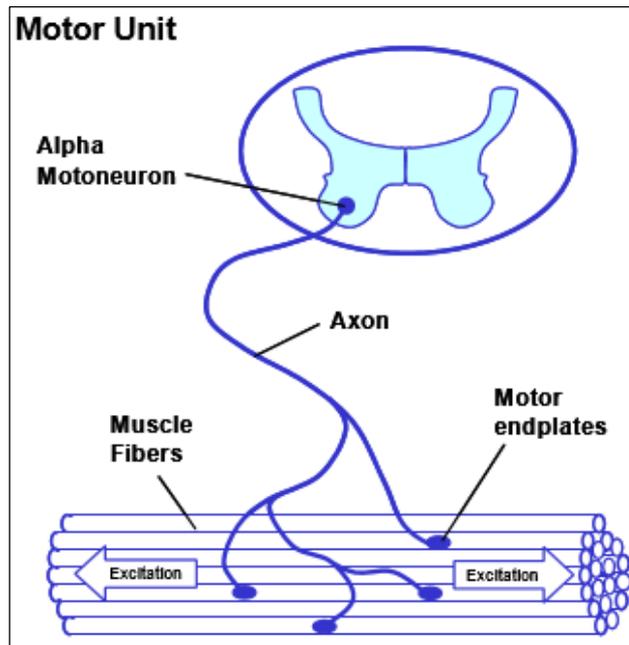


Figura 2.3 Unidad motora (Konrad P., 2005)

2.1.3. La bomba sodio-potasio

La transmisión de impulsos en las células se basa en el funcionamiento de la bomba sodio-potasio. La bomba Na-K desplaza tres iones de sodio hacia el exterior de la membrana por cada dos iones de potasio que desplaza hacia el interior (Figura 2.4), es decir transporta carga positiva desde el interior hacia el exterior en cada ciclo de bombeo. Por tanto la bomba sodio-potasio es electrógena, porque genera un potencial eléctrico a través de las células (Guyton A., 1997).

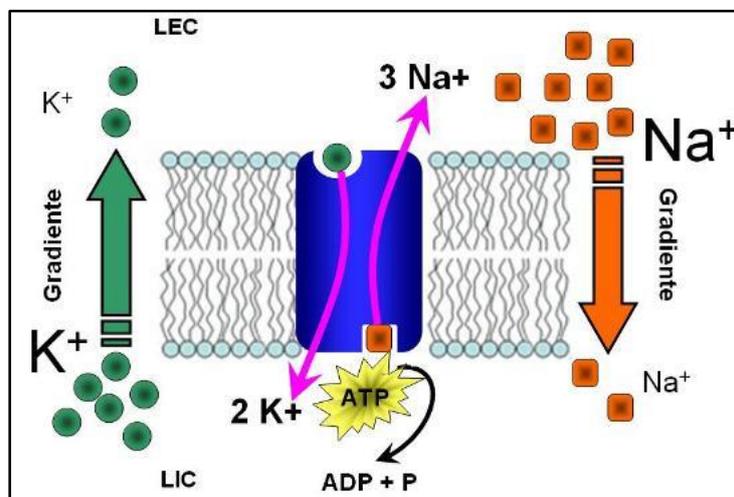


Figura 2.4 Bomba K-Na [Konrad P., 2005]

2.1.4. El potencial de acción

El registro de los cambios producidos por la descarga de fibras musculares de una determinada unidad motora se conoce como potencial de acción de la unidad motora (PAUM). En condiciones normales, la amplitud media de un PAUM está entre 0.5mV y su duración es de 8 a 14 ms dependiendo del tamaño de la UM. Si la afluencia de sodio excede un cierto nivel de umbral, la despolarización de la membrana causa un potencial de acción que rápidamente cambia de -80mV a +30mV; después de la excitación, esta diferencia de potencial se desplaza por la fibra muscular a una velocidad de 2-6m/s y pasa al electrodo (Konrad P., 2005).

2.2. ANATOMÍA DEL BRAZO

Para obtener una buena señal EMG es necesario realizar una correcta colocación de los electrodos sobre los músculos, para ello es necesario conocer la disposición de los mismos, además de conocer que músculos son los más idóneos para obtener dichas señales, dependiendo en gran medida de que músculos puede controlar mejor el usuario o paciente. El sistema muscular del brazo se muestra en la Figura 2.5a y el sistema óseo del mismo en la Figura 2.5b. A continuación se realizará una breve descripción de los diferentes músculos que conforman el brazo.

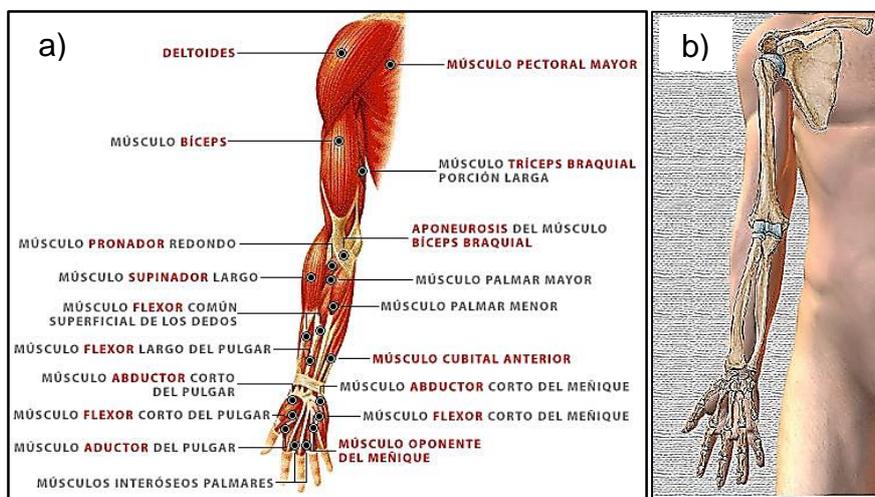


Figura 2.5 (a) Musculatura (b) Estructura ósea del brazo (Láminas Yzquieta., 2010) (IQB, 2013)



2.2.1. Músculo Deltoides

Este músculo debe su nombre a su forma, parecida a la letra griega delta (Figura 2.6). Es un músculo de largo trayecto con origen en tres partes bien diferenciadas: la clavícula, el acromion y la apófisis espinosa de la escápula. (Michael L., Richardson M., 2014).



Figura 2.6 Músculo Deltoides (Michael L., Richardson M., 2014)

2.2.2. Tríceps Braquial

Es un músculo de 3 cabezas, a las cuáles se les da el nombre de “vastos” (interno, externo, medio o largo). Ocupa prácticamente toda la cara posterior del húmero, salvo su segmento posterior que está ocupado por el deltoides (Figura 2.7).

Además es un músculo sinérgico antagonista del bíceps braquial, facilitando así la acción de atornillar, específica del ser humano en la manipulación de objetos con un fin establecido (Michael L., Richardson M., 2014).

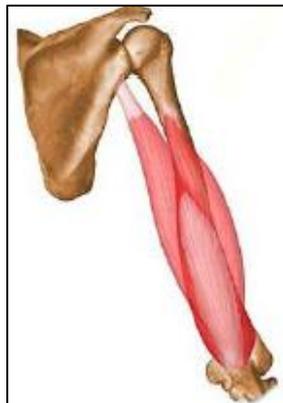


Figura 2.7 Tríceps Braquial (Michael L., Richardson M., 2014)



2.2.3. Bíceps Braquial

Esté por su parte se encuentra junto al músculo coracobraquial (Figura 2.8). Topográficamente es del codo, pero funcionalmente es muy importante en la articulación escapulo humeral (Michael L., Richardson M., 2014).

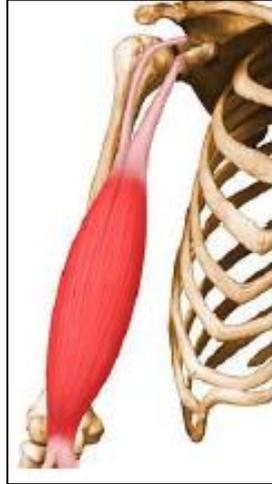


Figura 2.8 Bíceps Braquial (Michael L., Richardson M., 2014)

2.2.4. Braquial Anterior

Es un músculo bastante profundo situado detrás del bíceps braquial (Figura 2.9). Actúa como flexor del codo en cualquier posición que adopte, independientemente de la pronación o la supinación. Al ser muy grueso es bastante potente, y en algunas acciones es suficiente por sí sólo para flexionar el codo, además actúa a gran velocidad. (Michael L., Richardson M., 2014).



Figura 2.9 Braquial Anterior (Michael L., Richardson M., 2014)



2.3. FUNDAMENTOS DE ELECTRÓNICA

Para la elaboración de la tarjeta de adquisición y procesamiento de señales eléctricas provenientes de los músculos del brazo, es necesario definir algunos conceptos de electrónica antes del proceso de diseño, la cual debe contar con las siguientes etapas: acople de impedancias, preamplificación, amplificación inicial, filtrado, rectificación de onda completa y de una amplificación final ajustable.

2.3.1. Amplificador Operacional

El amplificador operacional es un circuito integrado compuesto por una gran cantidad de transistores (Sedra A., Smith C., 2002). Este circuito es muy popular debido a su gran versatilidad, pueden ser usados en múltiples configuraciones y tienen la capacidad de hacer operaciones aritméticas (suma, resta, integración y derivación). El diagrama de un amplificador es presentado en la Figura 2.10; en el cual se pueden apreciar los siguientes terminales; el terminal de salida V_{out} , el terminal de la entrada inversora V_- , el terminal de la entrada no inversora V_+ , los terminales de alimentación V_{s+} y V_{s-} .

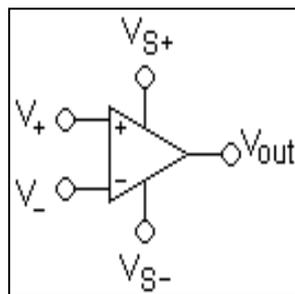


Figura 2.10 Diagrama del amplificador operacional (Sedra A., Smith C., 2002)

Los amplificadores operacionales tienen la característica de amplificar la diferencia de potencial que aparezca en sus terminales V_+ y V_- dándole una ganancia G al sistema, idealmente infinita (Sedra A., Smith C., 2002).

Para el cálculo de la tensión de salida se utiliza la ecuación (2.1) (Sedra A., Smith C., 2002).

$$V_{out} = G(V_+ - V_-) \quad (2.1)$$



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Donde:

V_{out} =Tensión de salida

G=Ganancia

V_{+} =Tensión de la entrada no inversora

V_{-} =Tensión de la entrada inversora

Según Sedra A. y Smith C. (2002), se considera el modelo de amplificador operacional ideal como aquel circuito que cuenta con las siguientes características:

- Impedancia de entrada infinita, la corriente neta que entra al amplificador por las terminales no inversora e inversora es cero
- Impedancia de salida cero
- Ganancia de modo común cero, los voltajes iguales a las entradas, la salida del amplificador deberá ser cero
- Ganancia de lazo abierto infinita, en otras palabras, se puede amplificar el factor de ganancia ($V_{+} - V_{-}$) a valores infinitos
- Ancho de banda infinito, lo que se entiende por esto es que los amplificadores operacionales ideales pueden amplificar señales en los rangos de frecuencias de 0 a infinito con una ganancia infinita (Franco S., 2002).

Sin embargo, estas características no pueden ser alcanzadas del todo en la realidad, un ejemplo muy simple es el hecho que no podemos dar ganancias infinitas, ya que el amplificador operacional real solo puede dar una ganancia dependiendo del rango de sus fuentes de alimentación. Originar una ganancia infinita equivaldría a tener fuentes de alimentación infinitas, lo cual no es posible en la práctica; mientras que por el lado de las impedancias de entrada infinitas, tampoco es posible, pero en el mercado existen amplificadores que tienen impedancias de entrada de varios cientos de mega ohmios, con lo que se pueden hacer aproximaciones al modelo del amplificador operacional ideal.

Los amplificadores operaciones cuentan con varios tipos de configuraciones, entre las más utilizadas se encuentran:

2.3.1.1. Configuración inversora

Recibe su nombre debido a la operación que realiza, su diagrama es mostrado en la Figura 2.11; esta configuración da como salida el valor amplificado del voltaje de entrada V_{in} en base a la ecuación (2.2) (Sedra A., Smith C., 2002):

$$V_{out} = -\frac{R_f}{R_{in}} V_{in} \quad (2.2)$$

Donde:

V_{out} =Tensión de salida

R_f =Resistencia de realimentación

R_{in} =Resistencia de entrada

V_{in} =Tensión de entrada

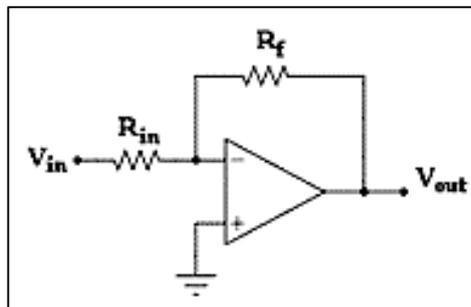


Figura 2.11 Diagrama de configuración inversora (Sedra A., Smith C., 2002)

2.3.1.2. Configuración no inversora

Esta configuración es mostrada en la Figura 2.12; recibe el nombre debido a que la salida V_{out} tiene como resultado el valor amplificado del voltaje de entrada (V_{in}) en base a la ecuación (2.3) (Sedra A., Smith C., 2002):

$$V_{out} = \left(\frac{R_2}{R_1} + 1\right) V_{in} \quad (2.3)$$

Donde:

V_{out} =Tensión de salida

R_2 =Resistencia de realimentación

R_1 =Resistencia de entrada

V_{in} =Tensión de entrada

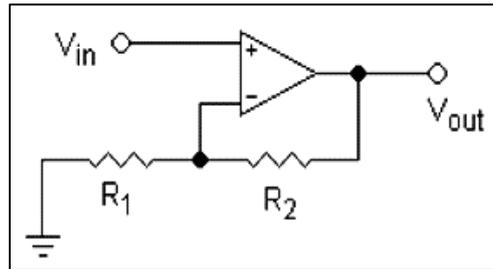


Figura 2.12 Diagrama de configuración no inversora (Sedra A., Smith C., 2002)

2.3.1.3. Seguidor de voltaje

Su configuración es mostrada en la Figura 2.13. La configuración seguidor de voltaje es bastante simple, el valor del voltaje de salida es igual al del voltaje de entrada, se dice que la salida sigue a la entrada. Esta configuración se usa como un buffer, para eliminar efectos de carga o para adaptar impedancias (Sedra A., Smith C., 2002).

$$V_{out} = V_{in} \quad (2.4)$$

Donde:

V_{out} =Tensión de salida

V_{in} =Tensión de entrada

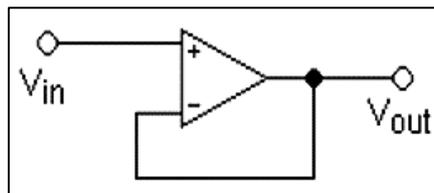


Figura 2.13 Diagrama de la configuración seguidor de voltaje (Sedra A., Smith C., 2002)

2.3.1.4. Rectificador de media onda

Un circuito rectificador es aquel que convierte los componentes negativos de una señal a positivos; existen dos tipos de rectificación: rectificación de media onda y de onda completa, el de media onda conserva los componentes positivos de la señal mientras que el de onda completa convierte los componentes negativos de la señal de entrada a positivos dejando los componentes positivos intactos (Sedra A., Smith C., 2002); los diferentes tipos de rectificación se muestran en la Figura 2.14.

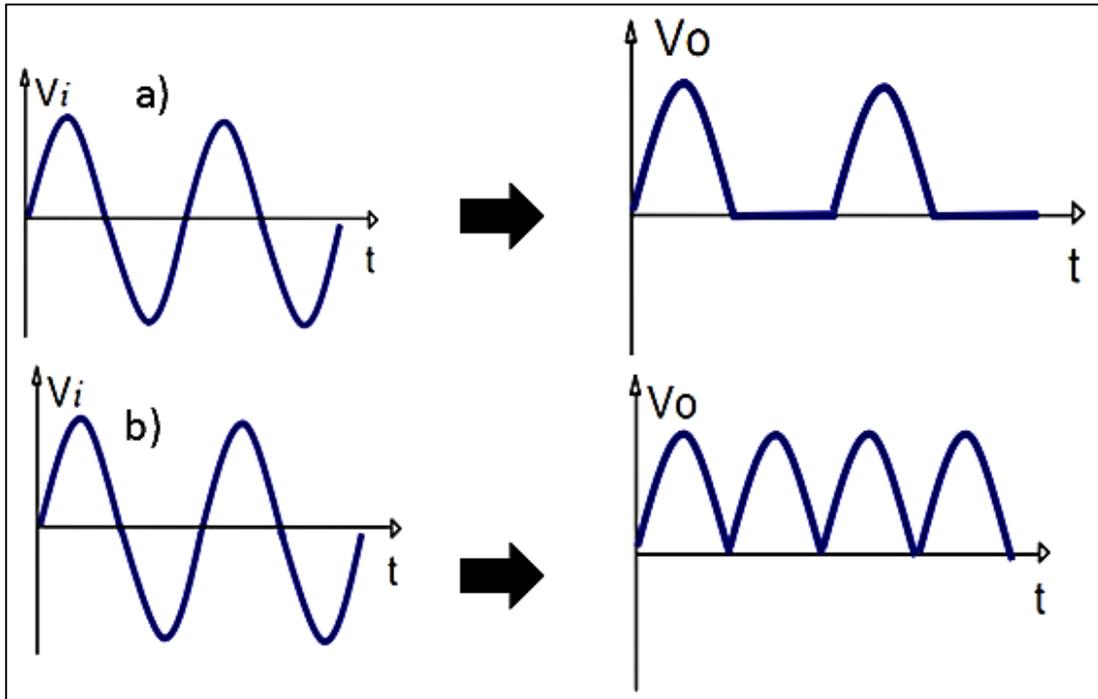


Figura 2.14 a) Representación del proceso de rectificación de media onda. b) Representación del proceso de rectificación de onda completa

Para el circuito rectificador de onda completa, se utilizan diodos que no presentan la pérdida de 0.7 V de voltaje típica de los mismos, de esta manera es capaz de rectificar la señal que se le aplique con gran exactitud. La Figura 2.15 muestra la configuración de este circuito.

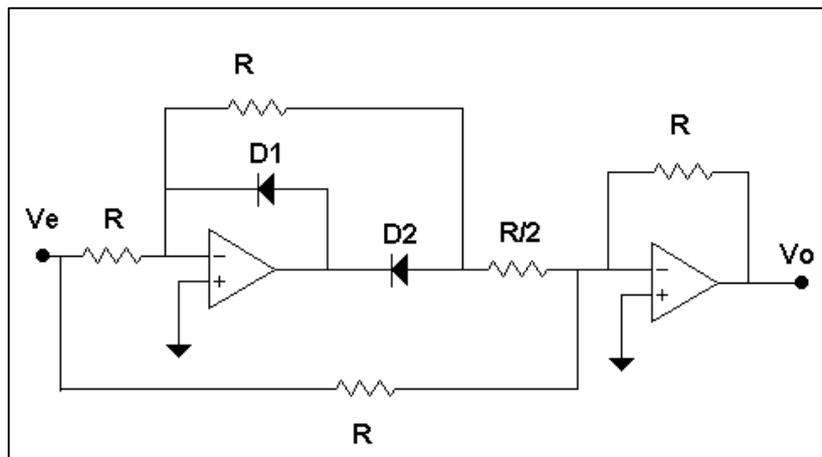


Figura 2.15 Diagrama del rectificador de onda completa (Sedra A., Smith C., 2002)

Una vez analizada la instrumentación que normalmente es utilizada en las diferentes tarjetas de adquisición de señales, se pasará a estudiar los múltiples tipos de sensores empleados en la captación de las señales electromiográficas.



2.4. Electrodo

La manera de obtener información acerca de nuestro entorno y transferirla a algún aparato electrónico se lleva a cabo mediante un transductor, el cual es un dispositivo capaz de transformar un tipo de energía de entrada a otro tipo de energía de salida. En el campo de la bioelectricidad los transductores utilizados son llamados electrodos y son los encargados de hacer la transferencia iónica del tejido vivo del cuerpo hacia un dispositivo electrónico, el cual se encargará de procesarla, para posteriormente obtener información útil de la medición (Neuman, M., 2000).

Entre las bioseñales más estudiadas y registradas se encuentran las electrocardiográficas (ECG), electroencefalográficas (EEG), electromiográficas (EMG), por citar algunas; Tabla 2.1. Para el registros de estas señales se suelen utilizar principalmente dos tipos de electrodos, los electrodos de superficie y los electrodos invasivos; estos primeros son colocados en la superficie de la piel y son capaces de tomar registros de la actividad bioeléctrica; mientras que los electrodos invasivos son insertados en el tejido para tomar directamente la diferencia de potencial existente entre la membrana celular y la piel (Khandpur R., 2004).

Señal Bioeléctrica	Abreviación	Fuente Bioseñal
Electrocardiograma	ECG	Corazón (Superficial)
Electrograma Cardíaco	-	Corazón (Interior)
Electromiografía	EMG	Músculos
Electroencefalografía	EEG	Cerebro
Electrooptiograma	EOG	Campo bipolar del ojo
Electrorretinograma	ERG	Retina del ojo
Potencial de Acción	-	Nervio o músculo
Electrogastrograma	EKG	Stómago
Reflejo galvánico de la piel	GSR	Piel

Tabla 2.1 Fuentes de señales bioeléctricas censadas por electrodos (Khandpur R., 2004)

2.4.1. Electrodo de aguja

Para medir los potenciales generados por las unidades motoras, la electromiografía invasiva hace uso de electrodos de aguja; un electrodo de aguja consiste en una delgada aguja de metal, la cual es insertada directamente en el músculo (Merletti R., 2004). La Figura 2.16 muestra distintos tipos de electrodos de aguja.

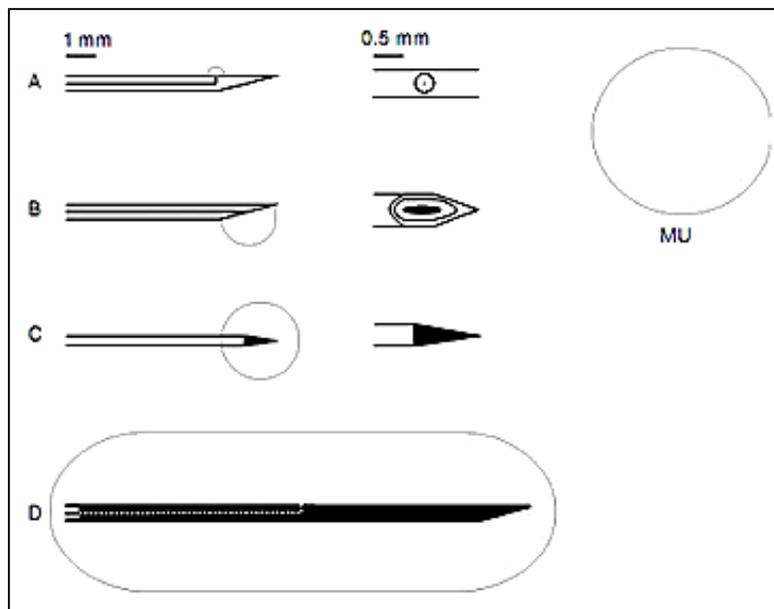


Figura 2.16 Tipos de electrodos de aguja (Merletti R., 2004)

La amplitud de la señal registrada por los electrodos de aguja depende del área de registro que ocupan, así como también de la distancia del electrodo a la fuente de la señal (UM); siendo la amplitud más grande mientras el electrodo está más cerca de la unidad motora; la amplitud disminuye mientras más lejano este el electrodo de la fuente (Merletti R., 2004).

Debido a que la inserción de los electrodos de aguja es bastante dolorosa y además requiere la supervisión médica, la electromiografía invasiva se limita a usos clínicos y de carácter médico; principalmente es usada para diagnosticar enfermedades motoras. Esta característica hace difícil su uso en investigaciones para el desarrollo de prótesis, ya que muchas personas consideran muy molesto el procedimiento de inserción (Merletti R., 2004).

2.4.2. Electrodoos superficiales

Los electrodoos superficiales son colocados sobre la piel, estos electrodoos son principalmente de superficies metálicas, sin embargo, al estar en contacto directo con la piel se deben tener en cuenta ciertas consideraciones, debido a que la piel es un tejido conductivo cuyo material intracelular y extracelular está compuesto de soluciones electrolíticas, en la cual la corriente es transportada por iones; mientras que el metal es un material altamente conductivo, en el cual la corriente es transportada por electrones, en consecuencia, la interfaz electrodo-piel se vuelve en sí muy ruidosa. Existen varios tipos de electrodoos de superficie, estos se dividen principal mente en dos grandes grupos: electrodoos secos y electrodoos húmedos (Merletti R., 2004).

Los electrodoos húmedos son aquellos en los que entre la placa de metal y la piel se encuentra una substancia electrolítica o gel conductor (Khandpur R., 2004); esto se hace con el fin de minimizar el ruido intrínseco que se genera entre el contacto de la piel y el metal, este gel conductor mejora la conductividad y el flujo de la corriente. En la Figura 2.17 se indican algunos tipos de electrodoos superficiales utilizados con mayor frecuencia para la adquisición de bioseñales.

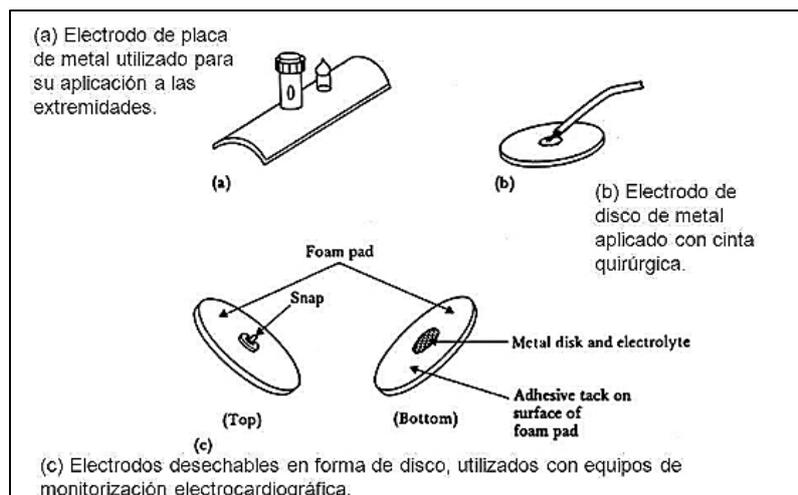


Figura 2.17 Diferentes tipos de electrodoos de superficie (Khandpur R., 2004)

Los materiales de los que se constituyen la mayoría de los electrodoos de superficie son muy variables, entre ellos están la plata, el oro, acero inoxidable, platino, entre otros (Khandpur R., 2004).



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Una de las condiciones deseables en un electrodo, es que no sea polarizado, esto significa que el potencial en el electrodo no debe de variar considerablemente cada vez que la corriente pase a través de él; el electrodo de plata-cloruro de plata (Ag/AgCl) ha demostrado tener los estándares adecuados para lograr esta característica; además, la interfaz piel-plata o piel-Ag/AgCl tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en EMG (Searle A., Kirkup L., 2007).

2.4.3. Localización de los electrodos, forma, tamaño, distancia inter-electrodo y material.

Uno de los puntos más discutidos en la EMG de superficie es la localización de los electrodos. Debido a esto, se originó una iniciativa europea para tratar de estandarizar estos factores; localización, tamaño y forma de los electrodos; es así que en 1996 surge el SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles) para tratar de dar ciertas recomendaciones en cuanto a estas variables (Hermens H., 2014).

En muchas referencias bibliográficas, en las que se trata el tema de la SEMG se tienen varios registros de diferentes configuraciones en cuanto al tamaño y posición de los electrodos, la (Figura 2.18a) muestra los valores del diámetro de los electrodos tomados por varias publicaciones y trabajos europeos, en ella se puede observar que las medidas preferidas para diámetro del electrodo son de 10mm (Merletti R., 2004). La distancia inter-electrodo es definida como la distancia centro a centro del área conductiva de los electrodos, la (Figura 2.18b) muestra información recabada en referencias sobre la distancia inter-electrodo usada en ellas. La forma del electrodo es definida como el área conductora que entra en contacto con la piel; la mayoría de las referencias bibliográficas coincide en la forma circular como la más utilizada (Merletti R., 2004).

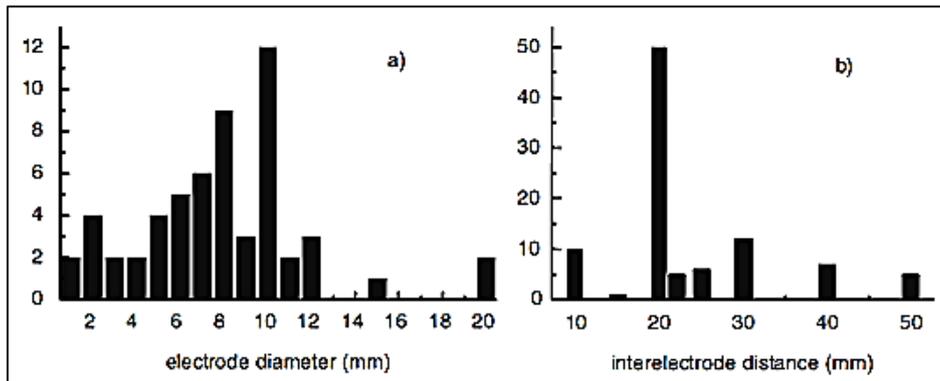


Figura 2.18 a) Histograma del diámetro del electrodo. b) Histograma de la distancia entre electrodos (Merletti R., 2004)

El material más utilizado para los electrodos es el de la combinación plata-cloruro de plata (Ag/AgCl); estos electrodos son fabricados normalmente por electrolisis. Se toman dos discos de plata y son sumergidos en una solución salina. El polo positivo de una fuente de DC es conectada al disco a ser clorado de plata y el polo negativo es conectado al otro disco. Una corriente a una tasa de $1\text{mA}/\text{cm}^2$ es pasada a través del electrodo por algunos minutos. Una capa de cloruro de plata es entonces depositada en la superficie del ánodo (Merletti R., 2004).

Según Hermens H., (2014); la SENIAM proporciona una serie de pasos antes de realiza las mediciones SEMG:

1. Selección de los electrodos para SEMG.
2. Preparación de la piel, esto implica ya sea la amplificación de algún gel conductor o limpiar con alcohol la zona donde se van a colocar los electrodos.
3. Posicionar al paciente en la postura inicial, esta postura puede variar dependiendo del estudio a realizar.
4. Determinar la localización de los electrodos.
5. Fijar los electrodos.
6. Finalmente se deben probar las conexiones.

Estas medidas se deben al tratar de colocar un estándar en los métodos, materiales, posiciones y tamaño de los electrodos, son de vital importancia, ya que una medición de SEMG es bastante variable y es muy difícil repetir experimentos y obtener los mismos valores.



2.5. ELECTROMIOGRAFÍA

2.5.1. Señales Electromiográficas

Las señales EMG de las fibras musculares son señales aleatorias, las cuales muestran la intensidad de la contracción muscular y el momento de la activación.

Este tipo de señales son afectadas por los diferentes fenómenos que producen el ruido de las señales y la inexactitud en las mediciones. Estos fenómenos ruidosos se presentan por la grasa corporal que produce retrasos y decrementos en la amplitud de las mediciones. El *Cross-Talk* es otro fenómeno ruidoso que se presenta debido al movimiento de distintos músculos al mismo tiempo (Konrad P., 2005). La fatiga muscular es otra causa relacionada con la variación de las mediciones. Otro problema a tener en consideración es la edad, debido a que los músculos tienen un comportamiento diferente según la edad de las personas (Ruiz A., 2008).

La información extraída de las señales EMG, es seleccionada de tal manera que se minimice el error en el control de las prótesis mioeléctricas. Como la electromiografía tiene por objeto el estudio de la actividad muscular, no se puede pasar por alto la actividad de las unidades motoras [Cameron J., 1992]; en una contracción muscular voluntaria, la fuerza es modulada por un serie de cambios en la frecuencia de la actividad de las UM's, es decir, que la frecuencia de disparo de los potenciales de las UM's depende de la fuerza aplicada y la velocidad de contracción muscular. El espectro de frecuencia de las unidades motoras durante una contracción muscular voluntaria o (MVC) puede apreciarse en la Figura 2.19, mientras que, en la Figura 2.20 se aprecia la relación entre la contracción muscular voluntaria y la señal electromiográfica de superficie (Khandpur R., 2004).

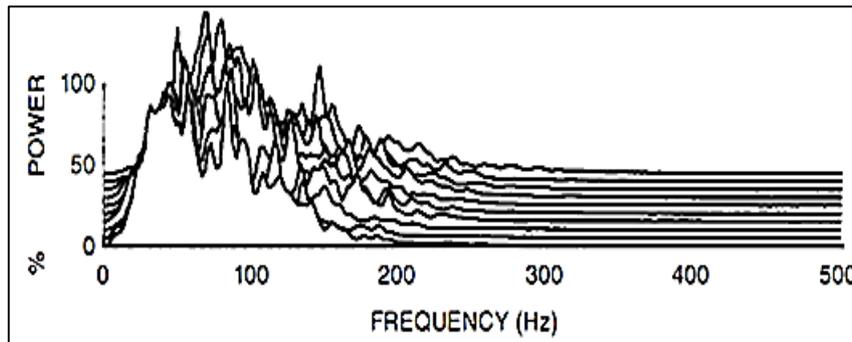


Figura 2.19 Gráfica del espectro de frecuencia de varias señales EMG (Khandpur R., 2004)

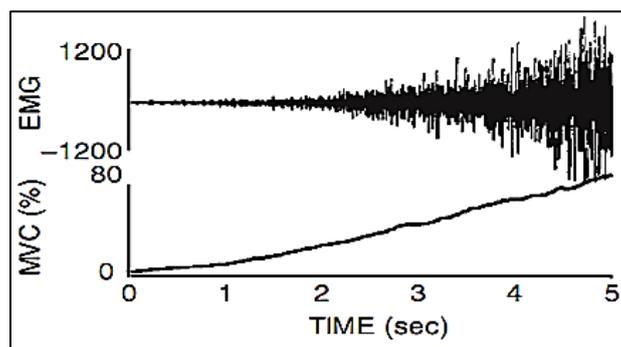


Figura 2.20 Relación entre la contracción muscular voluntaria y la señal electromiográfica (Khandpur R., 2004)

En base a estas figuras, se puede observar que la mayor cantidad de actividad electromiográfica está presente alrededor de los 50Hz (Khandpur R., 2004). En una contracción del músculo esquelético, los rangos de potenciales van desde los 50 μ V hasta los 5mV (Khandpur R., 2004). Existen dos formas principales de registrar las señales electromiográficas; la electromiografía de superficie o no invasiva y la electromiografía invasiva.

2.5.2. Electromiografía Invasiva

Los músculos del cuerpo están conformados por varias moto neuronas, las cuales inervan una zona específica de las fibras musculares; la electromiografía invasiva se encarga de obtener el registro del potencial generado por una unidad motora en particular. Es una técnica muy útil para diversas especialidades, sobre todo en rehabilitación, medicina interna o traumatología, sirve para localizar el área lesionada, concretando si es un problema de una mano, brazo o pierna, o si es algo más difuso, y definiendo si la lesión es de un músculo, nervio, tronco o raíz nerviosa, o de la combinación de estas (Merletti R., 2004).



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

2.5.3. Electromiografía Superficial

La electromiografía de superficie o SEMG es una técnica que se basa en el uso de electrodos superficiales. La SEMG tiene la peculiaridad de que los registros obtenidos mediante ella muestran actividad poblacional de las unidades motoras, esto es debido a que los electrodos, al estar en la superficie del músculo, no son capaces de captar la señal de una sola unidad motora, sino que por el contrario, captan la información de varias UM's (Khandpur R., 2004). Es por esta razón que esta técnica no es muy ocupada para diagnósticos médicos muy precisos. Por otro lado, el uso de los electrodos superficiales es mucho más adecuado para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de un músculo o grupo de músculos, por lo que se emplea para detectar fatiga muscular y para el monitoreo del rendimiento de deportistas; la SEMG es la técnica que se utiliza principalmente para el desarrollo de prótesis mioeléctricas, donde el uso de los electrodos de aguja no sería muy cómodo para el paciente.

En base a lo estudiado y analizado en este capítulo, se tomará las señales electromiográficas de bíceps y tríceps por ser músculos potentes; las capturas se llevaron a cabo por medio de la electromiografía superficial y para el diseño de la tarjeta de adquisición y procesamiento de señales se tuvo muy en cuenta el rango de frecuencias en las que la señal electromiográfica presenta mayor actividad, es decir la actividad muscular que se encuentra en el rango de frecuencias de 20 - 500 Hz.



CAPÍTULO III: DISEÑO MATEMÁTICO DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES BIOLÉCTRICAS

En este capítulo se realizará el diseño matemático de cada una de las etapas de la tarjeta de adquisición y tratamiento de señales electromiográficas para su posterior construcción.

3.1. CONSIDERACIONES GENERALES

Existen ciertos factores que deben tomarse en cuenta para una adecuada detección de las señales EMG, en esta parte se analizarán los aspectos que resultan indispensables para obtener señales mioeléctricas adecuadas.

Una señal electromiográfica no presenta una amplitud constante, al contrario esta señal es bastante aleatoria y su energía útil se limita a frecuencias entre 0Hz y 500 Hz, existiendo mayor energía en las frecuencias entre 20 Hz y 500 Hz (Anzorandia C., 2003).

3.2. RUIDO ELÉCTRICO

El ruido eléctrico, en términos generales denominado simplemente ruido, tiene un efecto importante en cualquier sistema eléctrico que se utilice para recoger o transmitir información, ya que el mismo puede enmascarar o distorsionar la información. El ruido se puede originar externamente como el ruido térmico de una resistencia, o por la interferencia de aparatos hechos por el hombre, como motores eléctricos o generadores cercanos (Anzorandia C., 2003). El ruido que se sobrepone a la señal, puede surgir de diversas fuentes que serán abordadas en los siguientes sub-epígrafes:

3.2.1. Ruido de componentes electrónicos

El ruido producido por la presencia de condensadores y bobinas, son ruidos pequeños casi imperceptibles. Los dispositivos que mayor propensión al ruido



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

presentan son los que mayor cantidad de capacitancias e inductancias poseen. La frecuencia de la red, se sobrepone en la señal EMG y dificulta la adquisición de esta señal, y debido a que existe gran cantidad de información en 60 Hz, no es recomendada la utilización de un filtro Notch para que atenúe esta frecuencia (Anzorandia C., 2003).

En la Figura 3.1 se muestra la respuesta de un filtro en configuración Notch para una frecuencia de corte de 60Hz; en la imagen se puede observar que solo se podría utilizar señales electromiográficas que se encuentren en el rango de frecuencias de 55-65 Hz aproximadamente, lo que resultaría muy poco apropiado por todo el estudio realizado hasta el momento.

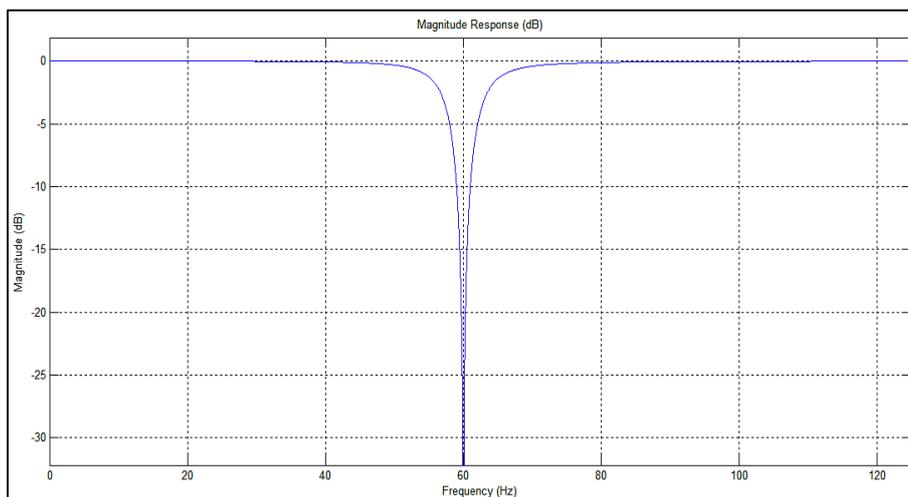


Figura 3.1 Respuesta del Filtro Notch a una frecuencia de corte central de 60 Hz (Matlab)

3.2.2. Ruido ambiental

Todo dispositivo electromagnético genera ruido. Las superficies del cuerpo humano generalmente se encuentran con bastante radiación electromagnética y resulta prácticamente imposible evitar la exposición a este tipo de ruido (Anzorandia C., 2003).

3.2.3. Artefactos en movimiento

Este tipo de ruido se presenta en el contacto existente entre la piel y el electrodo, y aumenta debido a movimientos excesivos. Además se presenta

entre el cable del electrodo y el equipo que procesará la señal. Estos tipos de ruido se presentan con mayor énfasis en las frecuencias existentes entre 0Hz y 20 Hz (Anzorandia C., 2003).

3.2.4. Inestabilidad de la señal

La señal EMG en el rango de frecuencias de 0 a 20 Hz, es una señal demasiado inestable debido a la naturaleza casi randómica de las unidades motoras (Anzorandia C., 2003). Tomando en cuenta esta información se diseñará un filtro con una frecuencia de corte inferior de 20 Hz para evitar así obtener información muy poco útil para el control de prótesis mioeléctricas.

3.2.5. Tejido subcutáneo

Se considera al cuerpo humano como un buen conductor eléctrico, la conductibilidad de la piel varía dependiendo del tipo de tejido subcutáneo. En la Figura 3.2 se muestra la variación de la amplitud de la señal EMG en condiciones normales y cuando el tejido adiposo subcutáneo es de grandes dimensiones. Lo que dificulta la adquisición de la amplitud normal de la señal (Anzorandia C., 2003).

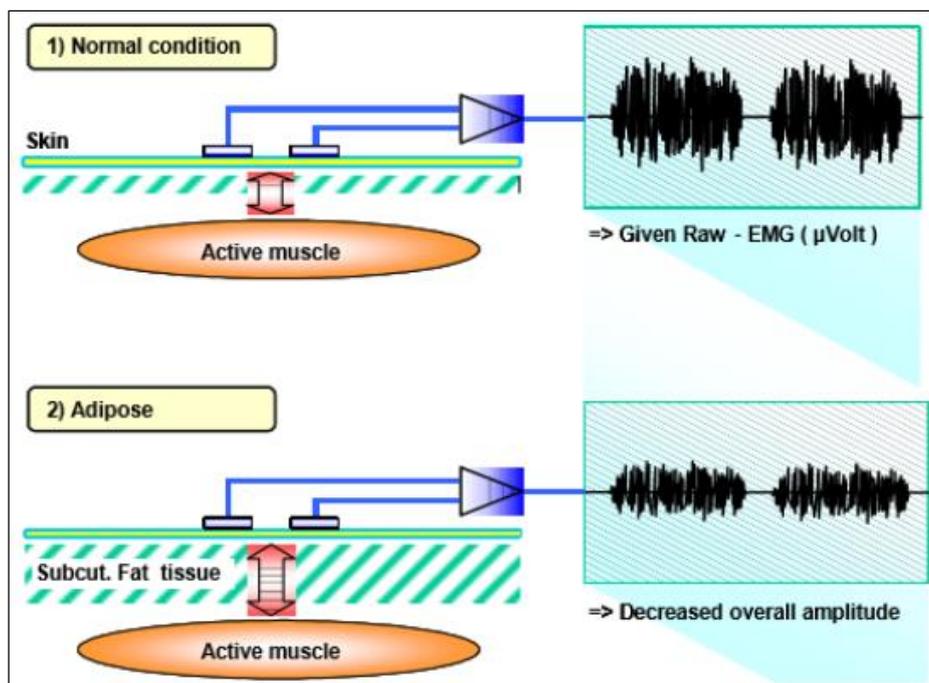


Figura 3.2 Influencia del tejido subcutáneo (Anzorandia C., 2003)

3.3. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

Para el procesamiento de la señal electromiográfica, se diseñaron siete etapas básicas que logran proporcionar una señal adecuada; estas etapas son:

- Adquisición
- Pre-amplificación
- Circuito de pierna derecha
- Amplificación inicial
- Filtrado
- Rectificador de onda completa
- Amplificación final ajustable

Las etapas para la adquisición de señales electromiográficas se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 3.3.

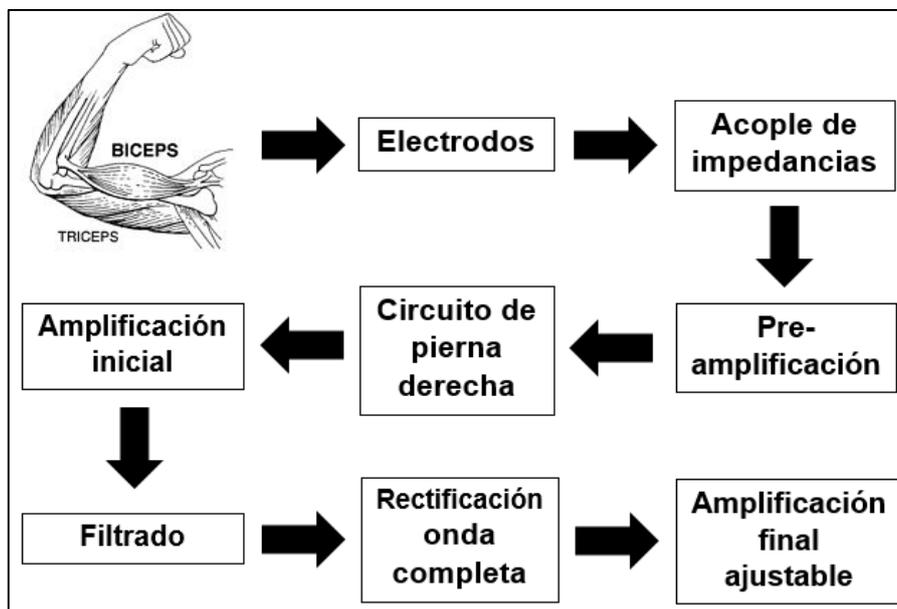


Figura 3.3 Diagrama de bloques del sistema de adquisición de señales EMG

3.3.1. Etapa de adquisición

La información extraída de las señales EMG, es seleccionada de tal manera que se minimice el error en el control de los sistemas de prótesis mioeléctricas.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

La necesidad de una rápida respuesta de las prótesis limita la longitud de las muestras de la señal sobre las cuales se extraen las características.

Las señales provenientes de los músculos se adquieren utilizando tres electrodos superficiales, que debido a la elevada resistencia eléctrica natural de la piel, se recomienda la aplicación de un gel que mejore la conductividad además de conseguir una buena superficie de contacto y adherencia con los electrodos.

En la Tabla 3.1 se realiza una comparación basada en los datasheets de tres Amplificadores Operacionales de Propósito General comunes en el mercado nacional.

	TL064	TL074	TL084
Número de Canales	4	4	4
Tensión Total Suministro (Min) (+5V=5, +/-5V=10)	7	7	7
Tensión Total Suministro (Max) (+5V=5, +/-5V=10)	36	36	36
GBW (Typ) (MHz)	1	3	3
Velocidad de respuesta (Typ) (V/us)	3.5	13	13
Vos (Voltaje de corte @ 25C) (Max) (mV)	15	6	6
Iq por canal (Typ)(mA)	0.2	1.4	1.4
Vn a 1kHz (Typ) (nV/rtHz)	42	18	18
Rango Temperatura de Operación (C)	-40 to 84	-40 to 85	-40 to 125
Deriva de Corte (Typ) (uV/C)	10	18	18
IIB (Max) (pA)	200	200	200
Io (Typ) (mA)	10	10	10
CMRR (Typ) (dB)	86	86	100
Iq por canal (Max) (mA)	0.25	2.5	2.8

Tabla 3.1 Comparación entre Amplificadores Operacionales de Propósito General

En base a la información presentada en la Tabla 3.1, se decidió utilizar el amplificador operacional TL084CN por presentar un alto rechazo en modo común (CMRR).

La etapa contiene el acoplamiento de las señales, para lo cual se utiliza amplificador operacional TL084CN en configuración de seguidor de tensión. Utilizamos este acople para adaptar la impedancia de la señal EMG con la del circuito preamplificador, se consigue con esto lograr percibir la señal EMG cuya impedancia es elevada y su adquisición compleja. Con el acople, las señales son obtenidas con mayor exactitud.

En la Figura 3.4 se presenta el esquema de la etapa de acople de impedancias, en las entradas se conectan el electrodo inversor (EI) y el electrodo no inversor (ENI); el terminal salida del electrodo inversor (SEI) y el terminal salida del electrodo no inversor (SENI) se conectan a la siguiente etapa (etapa de preamplificación).

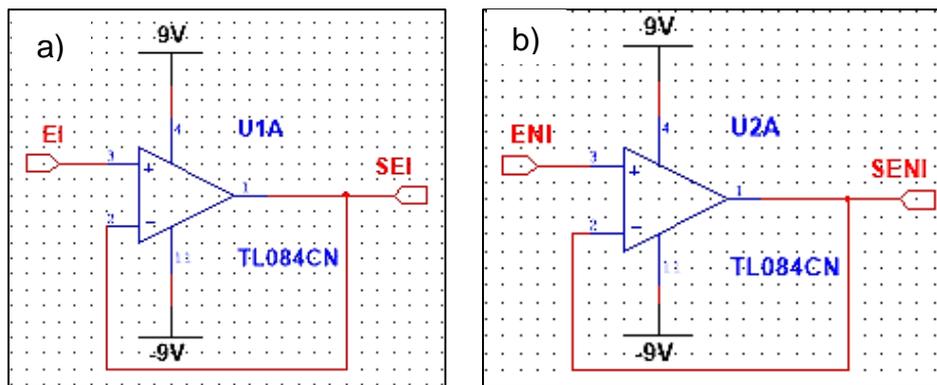


Figura 3.4 Acople de Impedancias para los electrodos inversor (a) y no inversor (b) (Multisim)

3.3.2. Etapa de Preamplificación

Debido a que las señales adquiridas en la etapa anterior son de valores muy bajos, se realiza una etapa de preamplificación. Con esta etapa se consigue que el sistema sea sensible a las casi imperceptibles magnitudes mioeléctricas.

Para el tratamiento de las señales mioeléctricas se hace indispensable el uso de un amplificador de instrumentación con alto rechazo en modo común (CMRR) debido a que éste consigue amplificar la diferencia de tensiones entre sus entradas respecto a la referencia; únicamente en caso de no considerar este factor se obtendrá a la salida del amplificador la suma ponderada entre las señales electromiográficas y la señal de ruido.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Según Navarro R., 2013; para esta etapa se debe utilizar un amplificador de instrumentación, que este a su vez debe de cumplir con ciertas características para tener un buen rendimiento en la adquisición de señales mioeléctricas; estas características son:

- Impedancia de entrada de 300 MΩ.
- Ganancia de voltaje establecida únicamente por una resistencia.
- El voltaje de salida V_{out} depende únicamente de la diferencia existente entre V_{in1} y V_{in2} .
- Excelente CMRR mayor a 90 decibeles.

Teniendo en cuenta estas consideraciones, en la Tabla 3.2 se realiza una comparación basada en los datasheets de tres Amplificadores de Instrumentación comúnmente utilizados para la adquisición de señales mioeléctricas con el objetivo de seleccionar el más adecuado.

	INA128	AD620	AD8221	INA118
Número de Canales	1	1	1	1
Vs (Min) (V)	4.5	2.3	2.3	1.35
Vs (Max) (V)	36	18	18	18
Corriente Polarización Entrada (+/-) (Max) (nA)	5	1	0.4	5
Deriva de entrada (+/-) (Max) (uV/Grados Celsius)	0.5	0.6	0.3	0.5
Ruido a 1kHz (Typ) (nV/rt(Hz))	8	9	8	8
CMRR (Min) (dB)	120	100	80	110
Ancho de banda a G=100 (Min) (kHz)	200	120	825	70
Ganancia (V/V)	1 a 10000	1 a 10000	1 a 10000	1 a 10000
Método de ajuste de ganancia	resistencia	resistencia	resistencia	resistencia

Tabla 3.2 Comparación entre Amplificadores de Instrumentación

Teniendo en consideración estas características, se decidió utilizar el amplificador de instrumentación AD620, debido a que cumple con los requerimientos establecidos anteriormente y sobre todo por encontrarse en el mercado nacional.

En la Figura 3.5 se presenta el diagrama de terminales correspondientes a un amplificador de instrumentación donde la salida está dada por la ecuación (3.1).

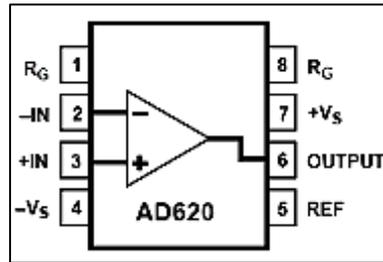


Figura 3.5 Amplificador de instrumentación AD620 (Datasheet AD620)

$$V_{out} = G(V_+ - V_-) \quad (3.1)$$

Donde:

V_{out} =Tensión de salida

$V_{positivo}$ =Tensión del electrodo no inversor

$V_{negativo}$ =Tensión del electrodo inversor

G =Ganancia

La ganancia está dada por la ecuación (3.2) (Datasheet AD620).

$$G = \frac{49.4 K\Omega}{R_G} + 1 \quad (3.2)$$

Donde:

R_G =Resistencia para la ganancia

Para el control de ganancia de este amplificador, se debe conectar entre los terminales 1 y 8 del AD620, la resistencia calculada según la ecuación (3.3), de modo que para la ganancia deseada de 500, la resistencia resulta ser de 98.998Ω.

$$R_G = \frac{49.4 K\Omega}{G-1} \quad (3.3)$$

$$R_G = \frac{49.4 K\Omega}{500 - 1}$$

$$R_G = 98.998 \Omega$$

Por motivos comerciales en las tarjetas se ocupó dos resistencias de 47Ω conectadas en serie, con las cuales se obtiene una ganancia real de aproximadamente 526.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

$$G = \frac{49.4 K\Omega}{R_G} + 1$$

$$G = \frac{49.4K\Omega}{94\Omega} + 1$$

$$G = 525.53$$

En la Figura 3.6 se presenta el esquema de la etapa de pre-amplificación, en las entradas se conectan el terminal EEI (Entrada del Electrodo Inversor) se conecta al terminal SEI y el terminal EENI (Entrada del electrodo no Inversor), se conectan al terminal SENI de la etapa de anterior. El terminal SAI (Salida del Amplificador de Instrumentación), se conecta a la siguiente etapa (etapa de amplificación inicial); y el terminal ECPD (Entrada del Circuito de Pierna Derecha), proviene de un circuito de retroalimentación o driver de pierna derecha propuesta por el fabricante (Datasheet AD620).

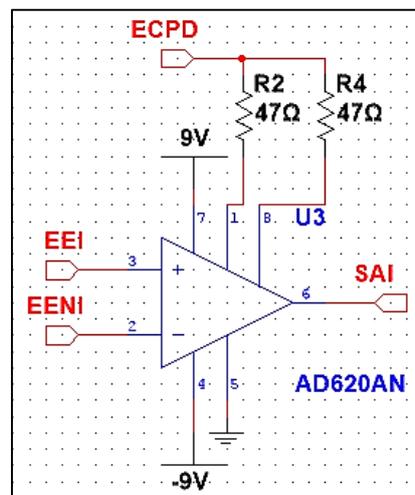


Figura 3.6 Etapa de pre-amplificación (Multisim)

3.3.3. Circuito de pierna derecha

El circuito de pierna derecha se utiliza comúnmente en equipos médicos (ECG, EMG, EEG) para atenuar la interferencia en modo común. Estos equipos requieren realizar mediciones de señales cuyas amplitudes son menores a 1 mV, por lo que el ruido producido por diversas fuentes afecta a las mediciones. En la

Figura 3.7, se muestra el diagrama del circuito de pierna derecha recomendado por el fabricante (Datasheet AD620).

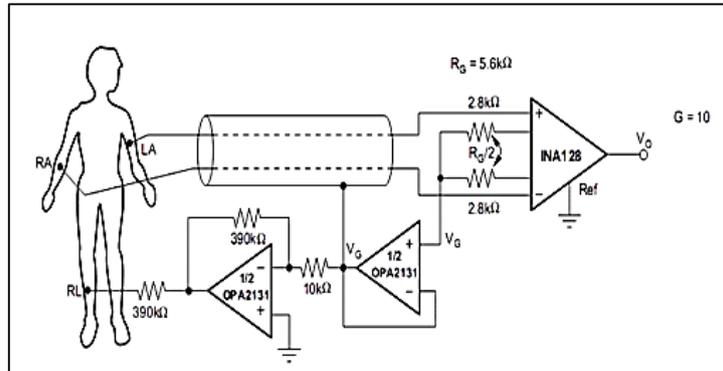


Figura 3.7 Circuito de pierna derecha (Hoja de datos técnicos)

En la Figura 3.8, el electrodo de referencia (terminal ER) se conecta a la resistencia de 390 KΩ y la salida del circuito de pierna derecha (SCPD), se conecta entre las resistencias que determinan la ganancia del amplificador AD620 (ECPD).

Con este circuito se consigue disminuir los voltajes en modo común ya que el circuito se retroalimenta a través de la referencia.

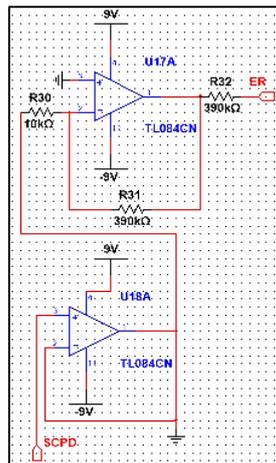


Figura 3.8 Circuito eléctrico de Pierna Derecha

3.3.4. Etapa de amplificación inicial

En esta etapa se realiza una amplificación de 3.75 veces, posterior a la etapa de preamplificación. El terminal EAI (Entrada del Amplificador de Instrumentación), se conecta al terminal SAI de la etapa de preamplificación; el

terminal SF (Salida Filtrado) se conecta a la etapa de filtrado como se muestra en la Figura 3.9.

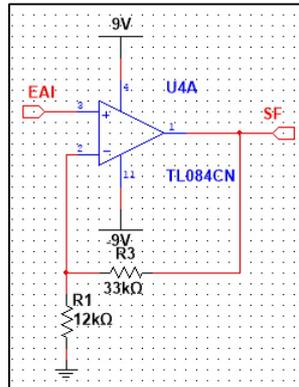


Figura 3.9 Etapa de amplificación inicial (Multisim)

Utilizando la ecuación 2.3 descrita en el capítulo anterior, calculamos la ganancia que se obtiene en esta etapa.

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

$$G = \left(\frac{33}{12} + 1 \right)$$

$$G = (2.75 + 1)$$

$$\mathbf{G = 3.75}$$

Para el cálculo de la ganancia obtenida hasta el momento hacemos uso de la ecuación 3.4 proporcionada por (Avendaño L., 2006); de la misma obtenemos que la ganancia total aproximada proporcionada por la tarjeta es de 1971 veces.

$$\mathbf{G_{total} = G_1 G_2} \quad (3.4)$$

Donde:

G_{total} =Ganancia total.

G_1 =Ganancia de la etapa de preamplificación.

G_2 =Ganancia de la etapa de amplificación inicial.

$$G_{total} = 525.53(3.75)$$

$$\mathbf{G_{total} = 1970.74}$$



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

3.3.5. Etapa de Filtrado

Para la etapa de filtrado se utilizaron amplificadores operacionales en configuración de filtros Sallen Key. Sin embargo existen 3 configuraciones comunes usadas de filtros Sallen Key, estas son la configuración Butterworth, Chebyshev y Bessel (Cameron J., 1992); cada uno de los cuales tiene las siguientes características:

- **Filtro de Butterworth**, este tipo de filtro presenta una banda de paso suave y un corte agudo. También es el filtro que presenta la respuesta más plana mientras más se acerca a la frecuencia de corte, es por eso que recibe el nombre de máximamente plana (Cameron J., 1992).
- **Filtro de Chebyshev**, este tipo de filtro presenta la respuesta más aguda, pero también se generan algunas ondulaciones antes de llegar a la frecuencia de corte, estas ondulaciones se reducen conforme aumenta el orden del filtro (Cameron J., 1992).
- **Filtro de Bessel**, este tipo de filtro presenta una variación de fase constante (Cameron J., 1992).

Para el análisis y selección de la configuración del filtro más adecuado para la tarjeta, se utilizó el programa FilterPro de National Instrument.

En las Figuras 3.10 y 3.11, podemos observar la respuesta en frecuencia (rad/s) de los distintos tipos de filtros utilizados con mayor periodicidad en los aparatos electrónicos. El análisis se le realizó a las frecuencias de corte de 20 y 500 Hz respectivamente, debido a que a estas frecuencias de corte se diseñará el filtro pasabandas que se incorporará en la tarjeta de adquisición y tratamiento de señales mioeléctricas.

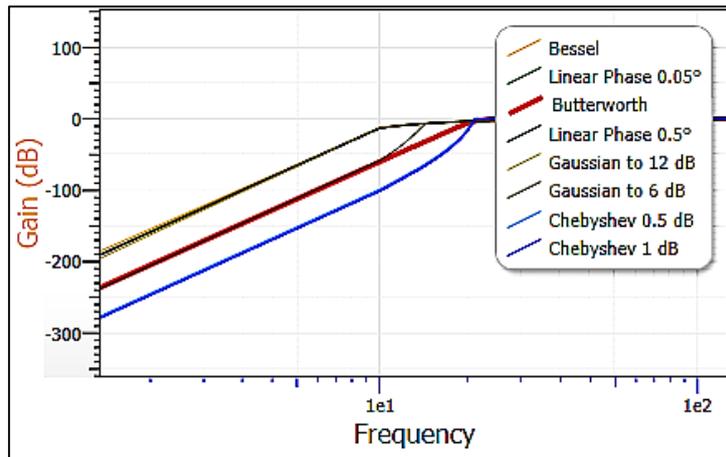


Figura 3.10 Gráfica de ganancia (dB) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 20Hz (FilterPRO)

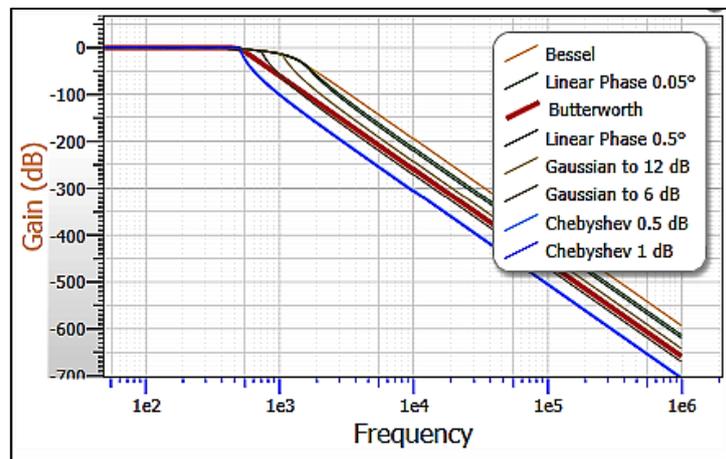


Figura 3.11 Gráfica de ganancia (dB) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 500Hz (FilterPRO)

De las gráficas se puede concluir que el filtro Butterworth tiene una respuesta muy plana conforme se acerca a las frecuencias de corte, por lo que hasta el momento sería la configuración de filtro ideal a ser implementada.

En las Figuras 3.12 y 3.13, se puede observar la respuesta en magnitud de los distintos tipos de filtros utilizados con mayor periodicidad en los aparatos electrónicos. El análisis se realizó a las frecuencias de corte de 20 y 500 Hz respectivamente, debido a que a estas frecuencias de corte se diseñará el filtro pasabandas que se incorporará en la tarjeta de adquisición y tratamiento de señales mioeléctricas.

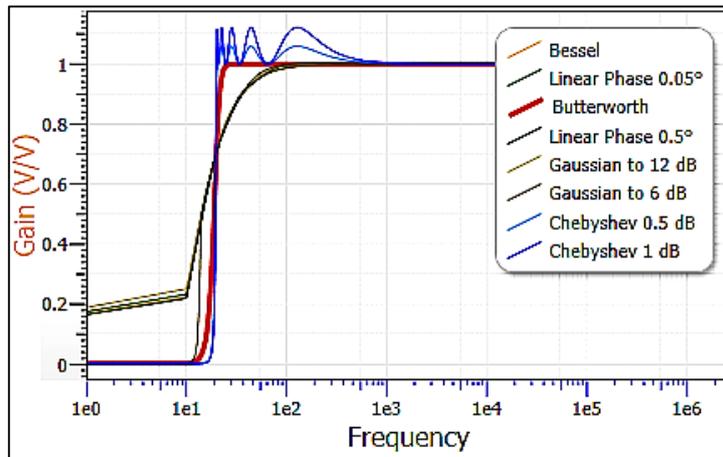


Figura 3.12 Gráfica de ganancia (V/V) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 20Hz (FilterPRO)

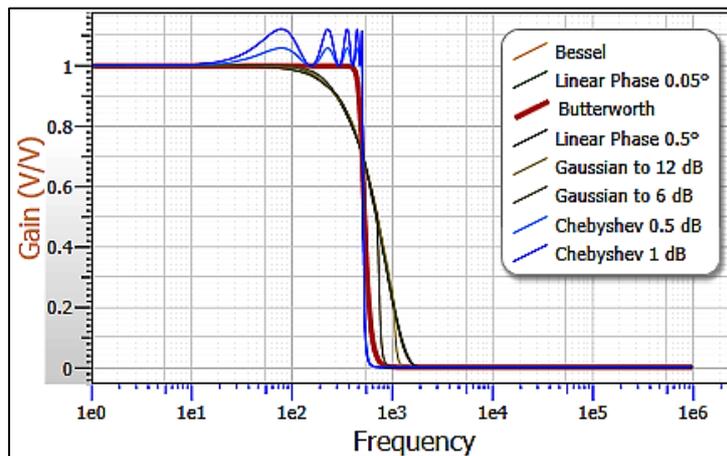


Figura 3.13 Gráfica de ganancia (V/V) vs frecuencia (rad/s) de los diferentes tipos de filtros a una frecuencia de corte de 500Hz (FilterPRO)

Basado en la gráfica de la figura 3.13 se puede concluir que el filtro Butterworth tiene una respuesta muy poco oscilatoria conforme se acerca a las frecuencias de corte.

Teniendo en cuenta las características que presentan los diferentes tipos de filtros, se escogió la configuración Butterworth debido a que presenta una respuesta en magnitud muy plana y su pendiente desciende rápido al acercarse a la frecuencia de corte.

Para el filtrado de señales mioeléctricas, se diseñó un filtro pasa bandas Butterworth de octavo orden, con lo que se consigue limitar las frecuencias en el rango de 20 Hz a 500 Hz aproximadamente; este filtro está compuesto por un filtro pasa altos conectado en cascada con un filtro pasa bajos.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Se utilizó la Tabla 3.3 (Avendaño L., 2006), estandarizada de los factores de calidad para filtros Butterworth, para realizar el diseño de los filtros.

Orden	i	Q_i
10	1	0.51
	2	0.56
	3	0.71
	4	1.10
	5	3.20

Tabla 3.3 Tabla de factores de calidad para filtros Butterworth

Donde:

- i=Número del filtro parcial.
- Q_i =Factor de calidad de cada filtro parcial.

3.3.5.1. Filtro Pasa Altos

Para realizar un filtro pasa altos con un amplificador operacional se parte de la función de transferencia de segundo orden (Avendaño L., 2006), que está dada por la ecuación (3.5):

$$H(s) = \frac{H_o s^2}{s^2 + \left(\frac{W_n}{Q}\right)s + W_n^2} \quad (3.5)$$

En esta ecuación, H_o es la ganancia a frecuencia infinita, W_n es la frecuencia natural y Q el factor de calidad del sistema.

En la Figura 3.14, se muestra la configuración para el diseño de cada una de las pre-etapas del filtro pasa altos de 20 Hz.

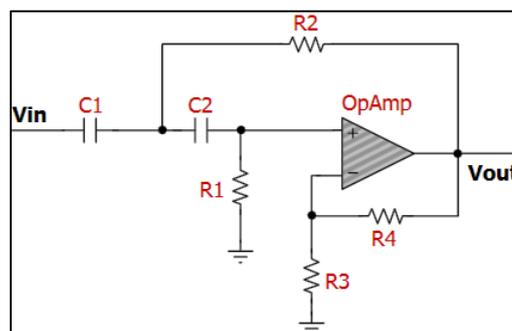


Figura 3.14 Filtro Sallen Key pasa altas configuración Butterworth (FilterPRO)



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Normalizando la ecuación (3.5) se llega a la ecuación (3.6).

$$H(s) = \frac{\mu s^2}{s^2 + \left[\frac{1}{R_1 C_1} + \frac{1}{R_1 C_2} + \frac{1-\mu}{R_2 C_1} \right] s + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (3.6)$$

El parámetro μ (Avenidaño L., 2006), se define de acuerdo a la ecuación (3.7):

$$\mu = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (3.7)$$

De la ecuación (3.6), se obtiene por ajuste de coeficientes con la ecuación (3.5); el conjunto de ecuaciones (3.8):

$$\begin{aligned} H_o &= \mu \\ W_n &= \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \\ \frac{1}{Q} &= \sqrt{\frac{R_2 C_1}{R_1 C_2}} + \sqrt{\frac{R_2 C_2}{R_1 C_1}} + (1 - \mu) \sqrt{\frac{R_1 C_2}{R_1 C_1}} \end{aligned} \quad (3.8)$$

Para el diseño de filtros se realizarón las siguientes asignaciones:

$$R_1 = R_2 = R \quad (3.9)$$

$$C_1 = C_2 = C \quad (3.10)$$

Sustituyendo las ecuaciones (3.9) y (3.10) en el conjunto de ecuaciones (3.8) se llega al conjunto de ecuaciones (3.11):

$$\begin{aligned} H_o &= \mu \\ W_n &= \frac{1}{RC} \\ \frac{1}{Q} &= 3 - \mu \end{aligned} \quad (3.11)$$

Despejando el conjunto de ecuaciones 3.11, se obtienen las ecuaciones de diseño (3.12):

$$H_o = \mu \quad (3.12)$$



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

$$R = \frac{1}{W_n C}$$

$$Q = \frac{1}{3 - \mu}$$

$$R_3 = (\mu - 1)R_4$$

La función de transferencia del filtro queda:

$$H(s) = \frac{\mu s^2}{s^2 + \frac{3-\mu}{RC}s + \frac{1}{R^2 C^2}} \quad (3.13)$$

Para eliminar el ruido provocado por artefactos en movimiento (interfaz piel-electrodo) y el movimiento del cable de los electrodos (Cameron J., 1992), se realizó el diseño de un filtro pasa altas de 20 Hz. Esta etapa está compuesto por cinco filtros de segundo orden Sallen-Key en configuración Butterworth conectados en cascada.

Para el cálculo del valor de R en las cinco etapas se asumió un valor comercial para los capacitores de $C = 0.1\mu F$.

$$W_n = 2\pi(20) = 125.66 \frac{rad}{s}$$

$$W_n = \frac{1}{RC} \Rightarrow R = \frac{1}{(125.66)(10^{-7})} = 79.58 K\Omega$$

Por motivos comerciales en las tarjetas se ocupó dos resistencias una de $68K\Omega$ y una de $11K\Omega$ conectadas en serie, con las cuales se obtiene una frecuencia de corte real de aproximadamente 20.15 Hz.

$$W_n = \frac{1}{RC} = \frac{1}{(79000)(10^{-7})} = 126.58 rad/s$$

$$f_c = \frac{126.58}{2\pi} = 20.15 Hz$$

Para la primera etapa parcial se realizaron los siguientes cálculos:

1. Para el cálculo de μ se utilizó de la Tabla 3.3, el valor para el factor de calidad de $Q = 0.51$.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

$$0.51 = \frac{1}{3 - \mu} \Rightarrow \mu = 3 - \frac{1}{0.51} = \mathbf{1.0392}$$

2. Para el cálculo de R_4 se asumió un valor de $R_3 = 100 \text{ K}\Omega$.

$$R_4 = (1.0392 - 1)100\text{K}\Omega = \mathbf{3.92\text{K}\Omega}$$

Por motivos comerciales en las tarjetas se ocupó una resistencia de $3.9\text{K}\Omega$, con las cuales se obtiene valor real de μ aproximadamente de 1.039

$$\mu = 1 + \frac{3.9}{100} = \mathbf{1.039}$$

3. Cálculo de la función de transferencia de esta etapa:

$$H(s) = \frac{1.039s^2}{s^2 + \frac{3 - 1.039}{(79000)(10^{-7})}s + \frac{1}{(79000)^2(10^{-7})^2}}$$

$$H(s) = \frac{1.039s^2}{s^2 + 248.23s + 16023.07}$$

Para la segunda etapa parcial se realizaron los siguientes cálculos:

1. Para el cálculo de μ se utilizó de la Tabla 3.3, el valor para el factor de calidad de $Q = 0.56$.

$$0.56 = \frac{1}{3 - \mu} \Rightarrow \mu = 3 - \frac{1}{0.56} = \mathbf{1.2143}$$

2. Para el cálculo de R_4 se asumió un valor de $R_3 = 10 \text{ K}\Omega$.

$$R_4 = (1.2143 - 1)10\text{K}\Omega = \mathbf{2.14\text{K}\Omega}$$

Por motivos comerciales en las tarjetas se ocupó una resistencia de $2.2\text{K}\Omega$, con las cuales se obtiene valor real de μ aproximadamente de 1.22

$$\mu = 1 + \frac{2.2}{10} = \mathbf{1.22}$$

3. Cálculo de la función de transferencia de esta etapa:



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

$$H(s) = \frac{1.22s^2}{s^2 + \frac{3 - 1.22}{(79000)(10^{-7})}s + \frac{1}{(79000)^2(10^{-7})^2}}$$
$$H(s) = \frac{1.22s^2}{s^2 + 225.32s + 16023.07}$$

Para la tercera etapa parcial se realizaron los siguientes cálculos:

1. Para el cálculo de μ se utilizó de la Tabla 3.3, el valor para el factor de calidad de $Q = 0.71$.

$$0.71 = \frac{1}{3 - \mu} \Rightarrow \mu = 3 - \frac{1}{0.71} = \mathbf{1.5915}$$

2. Para el cálculo de R_4 se asumió un valor de $R_3 = 10\text{ K}\Omega$.

$$R_4 = (1.5915 - 1)10\text{K}\Omega = \mathbf{5.92\text{K}\Omega}$$

Por motivos comerciales en las tarjetas se ocupó una resistencia de $5.6\text{ K}\Omega$, con las cuales se obtiene valor real de μ aproximadamente de 1.56

$$\mu = 1 + \frac{5.6}{10} = \mathbf{1.56}$$

3. Cálculo de la función de transferencia de esta etapa:

$$H(s) = \frac{1.56s^2}{s^2 + \frac{3 - 1.56}{(79000)(10^{-7})}s + \frac{1}{(79000)^2(10^{-7})^2}}$$
$$H(s) = \frac{1.56s^2}{s^2 + 182.28s + 16023.07}$$

Para la cuarta etapa parcial se realizaron los siguientes cálculos:

1. Para el cálculo de μ se utilizó de la Tabla 3.3, el valor para el factor de calidad de $Q = 1.10$.

$$1.10 = \frac{1}{3 - \mu} \Rightarrow \mu = 3 - \frac{1}{1.10} = \mathbf{2.0909}$$

2. Para el cálculo de R_4 se asumió un valor de $R_3 = 10\text{K}\Omega$.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

$$R_4 = (2.0909 - 1)10K\Omega = \mathbf{1.09K\Omega}$$

Por motivos comerciales en las tarjetas se ocupó una resistencia de 11 K Ω , con las cuales se obtiene valor real de μ aproximadamente de 2.1

$$\mu = 1 + \frac{11}{10} = \mathbf{2.1}$$

3. Cálculo de la función de transferencia de esta etapa

$$H(s) = \frac{2.1s^2}{s^2 + \frac{3 - 2.1}{(79000)(10^{-7})}s + \frac{1}{(79000)^2(10^{-7})^2}}$$
$$H(s) = \frac{2.1s^2}{s^2 + 113.92s + 16023.07}$$

Para la quinta y última etapa parcial se realizaron los siguientes cálculos:

1. Para el cálculo de μ se utilizó de la Tabla 3.3, el valor para el factor de calidad de $Q = 3.20$.

$$3.20 = \frac{1}{3 - \mu} \Rightarrow \mu = 3 - \frac{1}{3.20} = \mathbf{2.6875}$$

2. Para el cálculo de R_4 se asumió un valor de $R_3 = 1K\Omega$.

$$R_4 = (2.6875 - 1)1K\Omega = \mathbf{1.69K\Omega}$$

Por motivos comerciales en las tarjetas se ocupó una resistencia de 1.8 K Ω , con las cuales se obtiene valor real de μ aproximadamente de 2.8

$$\mu = 1 + \frac{1.8}{1} = \mathbf{2.8}$$

3. Cálculo de la función de transferencia de esta etapa

$$H(s) = \frac{2.8s^2}{s^2 + \frac{3 - 2.8}{(79000)(10^{-7})}s + \frac{1}{(79000)^2(10^{-7})^2}}$$
$$H(s) = \frac{2.8s^2}{s^2 + 25.32s + 16023.07}$$

En la Figura 3.15, se indica el esquema del filtro pasa altas de 20 Hz, el terminal entrada filtro pasa altas (EFPA), proviene de la etapa de amplificación inicial; y el terminal salida filtro pasa altas (SFPA) se conecta a la entrada de la etapa de filtro pasa bajas.

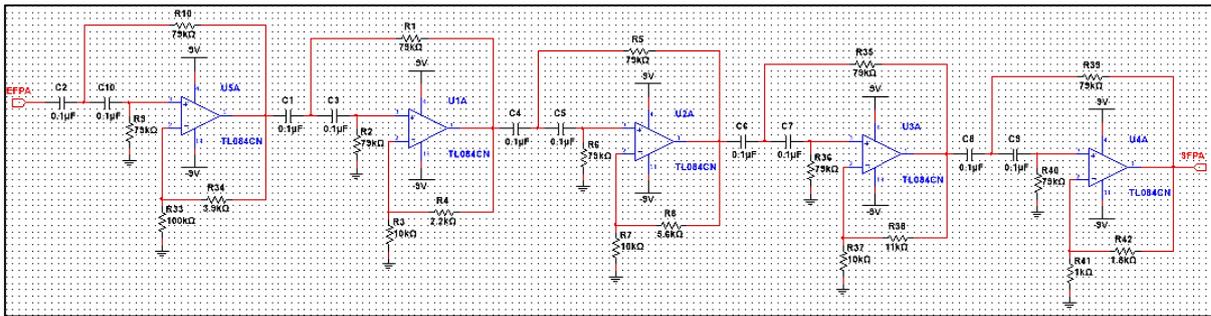


Figura 3.15 Filtro Pasa Altas a una frecuencia de corte de 20 Hz (Multisim)

La función de transferencia de toda esta etapa es:

$$H(s) = \frac{11.63s^{10}}{s^{10} + 795.1s^9 + 3.166 * 10^5s^8 + 8.285 * 10^7s^7 + 1.576 * 10^{10}s^6 + 2.276 * 10^{12}s^5 + 2.526 * 10^{14}s^4 + 2.127 * 10^{16}s^3 + 1.302 * 10^{18}s^2 + 5.241 * 10^{19}s + 1.056 * 10^{21}} \quad (3.14)$$

En la Figura 3.16 se puede observar la respuesta en fase y magnitud del diseño de este filtro, realizada en MATLAB.

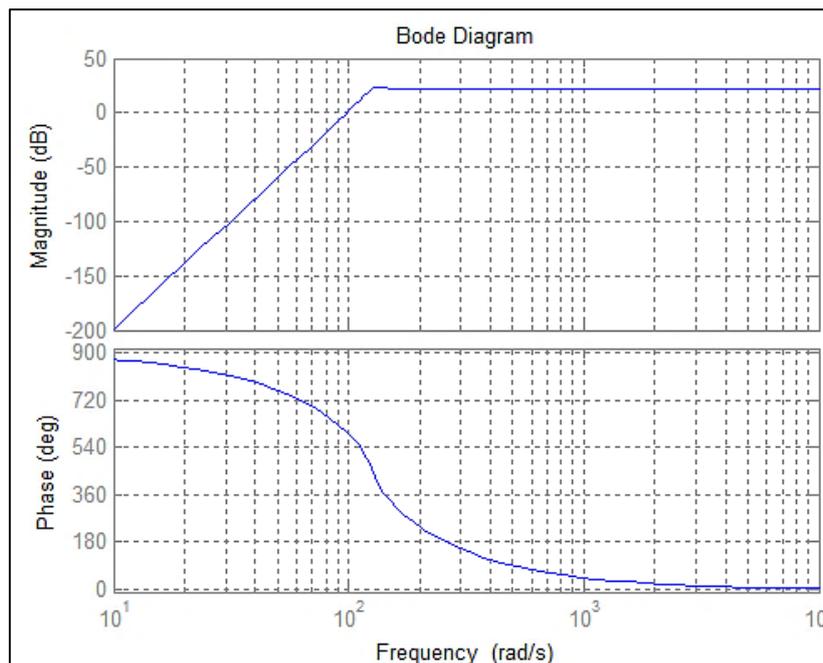


Figura 3.16 Respuesta en Fase y Magnitud del Filtro Pasa Altas diseñado (Matlab)

3.3.5.2. Filtro Pasa Bajas

Para realizar un filtro pasa bajas con un amplificador operacional se parte de la función de transferencia de segundo orden (Avendaño L., 2006), que está dada por la ecuación (3.15):

$$H(s) = \frac{H_0 W_n^2}{s^2 + \left(\frac{W_n}{Q}\right)s + W_n^2} \quad (3.15)$$

Normalizando la ecuación (3.15) se llega a la ecuación (3.16).

$$H(s) = \frac{\mu}{R_1 R_2 C_1 C_2} \frac{1}{s^2 + \left[\frac{1}{R_1 C_2} + \frac{1}{R_2 C_2} + \frac{1-\mu}{R_2 C_1} \right] s + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (3.16)$$

La función de transferencia del filtro queda:

$$H(s) = \frac{\mu}{R^2 C^2} \frac{1}{s^2 + \frac{3-\mu}{RC} s + \frac{1}{R^2 C^2}} \quad (3.17)$$

En la Figura 3.17, se muestra la configuración para el diseño de cada una de las pre-etapas del filtro pasa bajos de 500 Hz

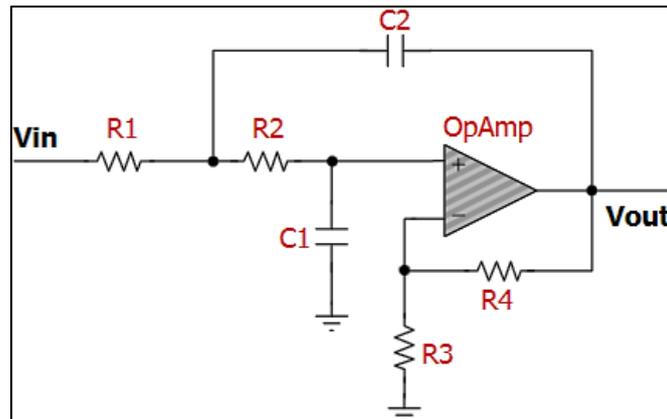


Figura 3.17 Filtro Sallen Key pasa bajas configuración Butterworth (FilterPRO)

Esta etapa al igual que la anterior está compuesta por cinco filtros de segundo orden Sallen-Key en configuración Butterworth conectados en cascada para una frecuencia de corte de 500 Hz.

Para el cálculo del valor de **R** en las cinco etapas se asumió un valor comercial para los capacitores de $C = 0.1\mu F$.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

$$W_n = 2\pi(500) = 3141.59 \frac{rad}{s}$$

$$W_n = \frac{1}{RC} \Rightarrow R = \frac{1}{(3141.59)(10^{-7})} = 3.18K\Omega$$

Por motivos comerciales en las tarjetas se ocuparon resistencias de 3 K Ω , con las cuales se obtiene una frecuencia de corte real de aproximadamente 530.52 Hz.

$$W_n = \frac{1}{RC} = \frac{1}{(3000)(10^{-7})} = 3333.33 \text{ rad/s}$$

$$f_c = \frac{3333.33}{2\pi} = 530.52 \text{ Hz}$$

Para las demás etapas se utilizó los mismos cálculos que se realizaron en la etapa del filtro pasa altas.

1. La función de transferencia para la primera etapa es:

$$H(s) = \frac{1.039}{(3000)^2(10^{-7})^2} \frac{1}{s^2 + \frac{3 - 1.039}{(3000)(10^{-7})}s + \frac{1}{(3000)^2(10^{-7})^2}}$$
$$H(s) = \frac{1.154 * 10^7}{s^2 + 248.2s + 1.111 * 10^7}$$

2. La función de transferencia para la segunda etapa es:

$$H(s) = \frac{1.22}{(3000)^2(10^{-7})^2} \frac{1}{s^2 + \frac{3 - 1.22}{(3000)(10^{-7})}s + \frac{1}{(3000)^2(10^{-7})^2}}$$
$$H(s) = \frac{1.356 * 10^7}{s^2 + 225.3s + 1.111 * 10^7}$$

3. La función de transferencia para la tercera etapa es:

$$H(s) = \frac{1.56}{(3000)^2(10^{-7})^2} \frac{1}{s^2 + \frac{3 - 1.56}{(3000)(10^{-7})}s + \frac{1}{(3000)^2(10^{-7})^2}}$$
$$H(s) = \frac{1.733 * 10^7}{s^2 + 182.3s + 1.111 * 10^7}$$

4. La función de transferencia para la cuarta etapa es:

$$H(s) = \frac{2.10}{(3000)^2(10^{-7})^2} \frac{1}{s^2 + \frac{3 - 2.10}{(3000)(10^{-7})}s + \frac{1}{(3000)^2(10^{-7})^2}}$$

$$H(s) = \frac{2.333 * 10^7}{s^2 + 113.9s + 1.111 * 10^7}$$

5. La función de transferencia para la quinta etapa es:

$$H(s) = \frac{2.80}{(3000)^2(10^{-7})^2} \frac{1}{s^2 + \frac{3 - 2.80}{(3000)(10^{-7})}s + \frac{1}{(3000)^2(10^{-7})^2}}$$

$$H(s) = \frac{3.111 * 10^7}{s^2 + 25.32s + 1.111 * 10^7}$$

En la Figura 3.18, se indica el esquema del filtro pasa bajas de 500 Hz, el terminal entrada filtro pasa bajas (EFPB), proviene de la etapa de filtro pasa altas; y el terminal salida filtro pasa bajas (SFPB) se conecta a la entrada de la etapa de rectificación de onda completa.

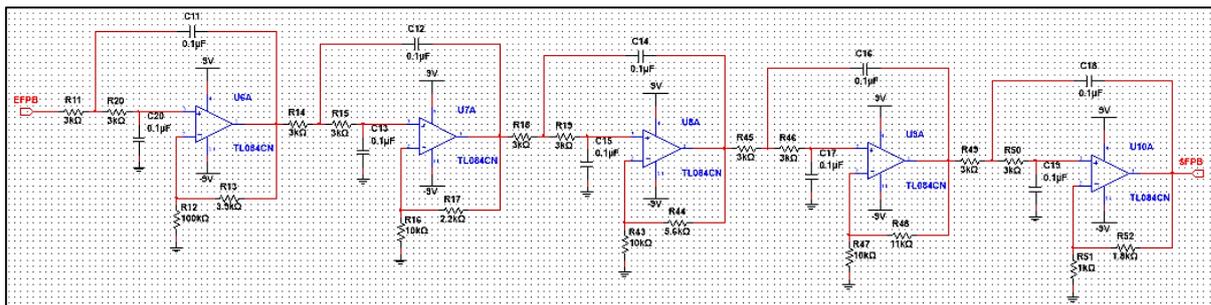


Figura 3.18 Filtro Pasa Bajas a una frecuencia de corte de 500 Hz (Multisim)

La función de transferencia de toda esta etapa es:

$$H(s) = \frac{1.969 * 10^{36}}{s^{10} + 795.1s^9 + 5.579 * 10^7 s^8 + 3.537 * 10^{10} s^7 + 1.242 * 10^{15} s^6 + 0} \quad (3.18)$$

$$\frac{+5.896 * 10^{17} s^5 + 1.381 * 10^{22} s^4 + 4.366 * 10^{24} s^3 + 7.653 * 10^{28} s^2 + 1.212 * 10^{31} s + 1.694 * 10^{35}}{0}$$

En la Figura 3.19 se puede observar la respuesta en fase y magnitud del diseño de este filtro, realizada en MATLAB.

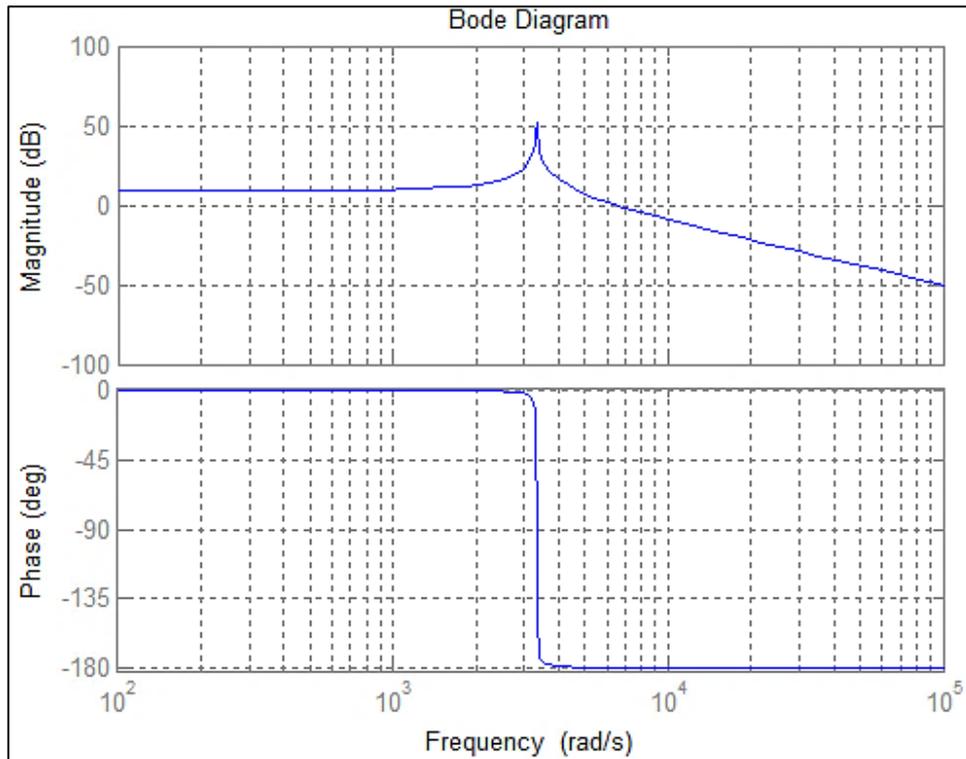


Figura 19 Respuesta en Fase y Magnitud del Filtro Pasa Bajas diseñado (Matlab)

En la Figura 3.20 se puede observar la respuesta en fase y magnitud del diseño del filtro pasabanda, desarrollado en el software MATLAB

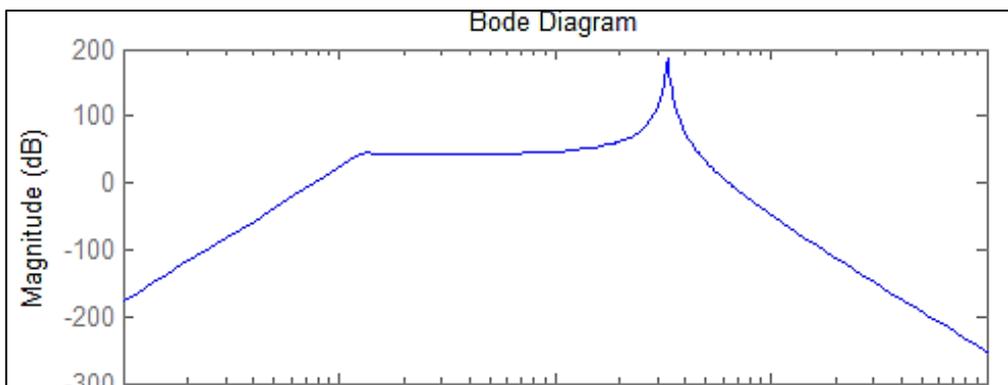


Figura 3.20 Respuesta en Fase y Magnitud del Filtro Pasa Bandas diseñado (Matlab)

3.3.6. Etapa de rectificación de onda completa

Un solo potencial de acción (Figura 3.21) está compuesto por una señal con un componente positivo y uno negativo, es por esta razón que se eligió el método de rectificación onda completa, para así tomar los componentes negativos como positivos por cada potencial de acción (Dery B., 2005).

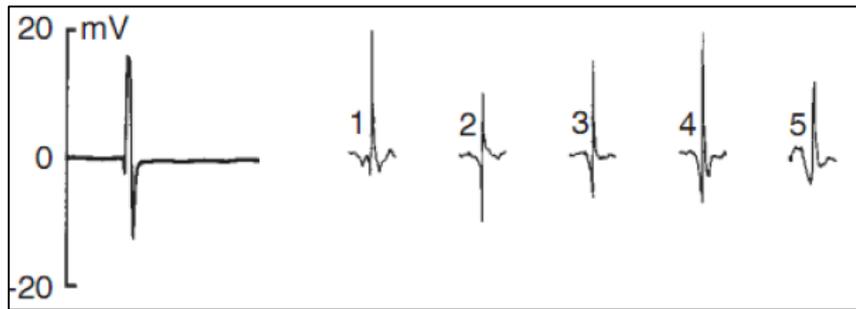


Figura 3.21 Diferentes potenciales provenientes de las UM (Khandpur R., 2004)

El circuito rectificador usado es un rectificador de onda completa que se muestra en la Figura 3.22, el terminal entrada rectificación de onda completa (ERO) se conecta a la salida de la etapa anterior (etapa de filtrado).y el terminal salida se conecta a la entrada de la última etapa (etapa de amplificación final ajustable).

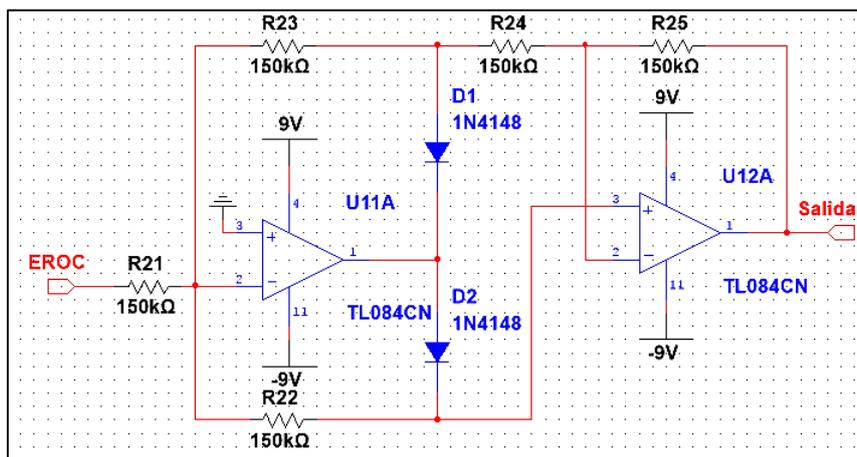


Figura 3.22 Diagrama esquemático del rectificador de onda de completa (Multisim)

3.3.7. Etapa de amplificación final ajustable

Esta etapa permite amplificar la señal libre de ruidos, es decir únicamente la señal EMG presente entre las frecuencias 20 Hz y 500 Hz. Esta amplificación necesariamente deberá ser variable debido a la diferencia existente en el grosor del tejido bajo la piel donde se colocan los electrodos; para este caso de estudio se calibró el potenciómetro a un valor de 50 KΩ. Consiguiendo así una ganancia de 5 veces respecto a la etapa anterior. En el esquema de la Figura 3.23, el terminal entrada de la etapa de amplificación final (EEAF) va conectado a la salida de la etapa anterior (etapa rectificación de onda completa), mientras que

el terminal salida etapa amplificación final (SEAF), es la señal resultante de todo el proceso.

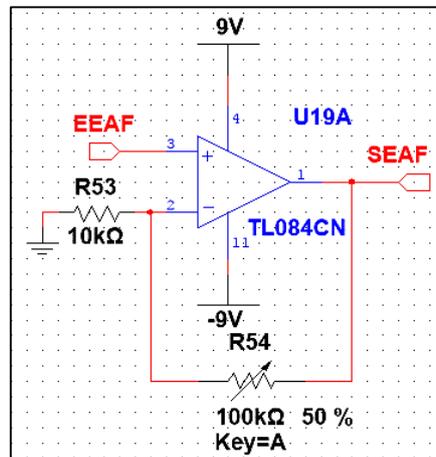


Figura 3.23 Etapa de amplificación final (Multisim)

En el Anexo 1, se presenta el esquema del circuito completo.

3.4. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

Los datos que se han obtenido con la tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas, diseñada y descrita previamente, son procesados en el computador mediante el software LabVIEW 2014. La comunicación se ha efectuado mediante la tarjeta de adquisición Arduino MEGA 2560, las características de esta tarjeta se detallan en el Anexo 2.

El Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon afirma que para digitalizar una señal sin perder información y por tanto poder reproducirla perfectamente partiendo de la señal continua, se debe muestrear a una frecuencia de al menos el doble de la frecuencia fundamental de la señal analógica.

Para la digitalización de la señal se ha escogido un muestreo mínimo aceptable de al menos dos veces la frecuencia más alta de corte del filtro pasa bajo (500 Hz) (Merletti R., 2004), por lo que la frecuencia de muestreo seleccionada es de 1 KHz.



3.5. NORMAS DE SEGURIDAD

La tarjeta de adquisición y tratamiento de señales mioeléctricas desarrollado está destinado a ser utilizado por seres humanos, por lo que es indispensable cumplir con ciertas normas establecidas por instituciones, cuyo objetivo es garantizar que los equipos médicos electrónicos realicen con éxito su función sin causar daño alguno al paciente. La Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (AAMI), ha promulgado normas para el diseño y ha presentado una serie de estándares para el etiquetado, colores, seguridad y el rendimiento que el instrumento médico debe cumplir. El diseño electrónico de esta tarjeta ha tenido en consideración ciertos parámetros recomendados por la institución antes mencionada, estas consideraciones son detalladas a continuación (Hermens H., 2014).

3.5.1. Consideraciones de diseño de la AAMI

Para conseguir un funcionamiento satisfactorio de un equipo de adquisición de bioseñales es necesario cumplir con las siguientes recomendaciones:

3.5.1.1. Ancho de banda

La AAMI recomienda, debido a las frecuencias en las que se encuentran las señales electromiográficas, el equipo construido debe tener un ancho de banda de funcionamiento de 20 a 500 Hz. La banda considerada debe ser plana y de rechazo a la atenuación mínimo de 80 dB por década.

3.5.1.2. Impedancia de ingreso

La AAMI establece que para garantizar la adquisición de una señal sin distorsión, la impedancia presentada entre cualquier electrodo y tierra debe ser mayor a 5 M Ω , considerando también que la impedancia entre la piel y el electrodo sea menor a 30 Ω .

El circuito electrónico diseñado posee amplificadores operacionales FET que permiten cumplir con este requerimiento. Por la disponibilidad existente en el mercado y su bajo costo se emplean amplificadores operacionales TL084. En el



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Anexo 3 se detalla que la impedancia de ingreso de este dispositivo electrónico es de $10^{12} \Omega$, garantizando de esta manera una impedancia de entrada dentro de los parámetros exigidos.

3.5.1.3. Detalle de ganancias del equipo

La tarjeta de adquisición de señales electromiográficas del miembro superior tiene una ganancia total de 19920. En la Tabla 3.4, se indica la amplificación obtenida en cada una de las etapas del circuito electrónico implementado.

Etap	Amplificación
Preamplificación	525.53
Amplificación inicial	3.75
Amplificación regulable	1.5 (calibrada)

Tabal 3.4 Ganancias de las etapas del circuito

3.5.1.4. Factor de rechazo a modo común

La AAMI indica que el rechazo en modo común mínimo aceptable debe ser de 100 dB. El amplificador operacional de instrumentación AD620, amplificador utilizado en la adquisición de bioseñales, garantiza como mínimo un factor de 100 dB de CMRR.

3.5.1.5. Detalle del rango dinámico de adquisición

La AAMI sugiere que la tarjeta que adquiere bioseñales debe ser sensible a señales cuya amplitud diferencial varía de 20 a 500 μV , rangos de voltaje en equipos médicos profesionales de electromiografía.

3.5.1.6. Protección del paciente

El paciente u operador del equipo debe ser protegido de corrientes mayores a 20 μA , de cualquier electrodo a tierra física. Para cumplir con lo establecido es necesaria la implementación de un circuito de aislamiento o el uso de baterías. La alimentación de la tarjeta se realiza con fuentes de 9 VDC. Las corrientes de retorno que pueden influir hacia el paciente son evitadas con la presencia de diodos anti-paralelo en los terminales provenientes de cables que se conectan a los electrodos.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

En este capítulo se ha realizado todo el sustento matemático en el desarrollo de cada una de las etapas, a pesar de que los valores se recalcularon con los valores de resistencias y capacitores comerciales; en la práctica deberemos tener en cuenta las tolerancias de cada uno de estos elementos.

CAPÍTULO IV: CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DE LA TARJETA DE ADQUISIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS

En este capítulo se describirá como se llevó a cabo la implementación física de cada una de las etapas de la tarjeta y se realizarán las pruebas de funcionamiento correspondientes.

4.1. CONSTRUCCIÓN DEL CIRCUITO IMPRESO

El diseño PCB del circuito de este primer prototipo fue desarrollado con el programa EAGLE, en el Anexo 4 se muestran los diseños de cada una de las placas. En la Figura 4.1 se muestra cada una de las etapas de la tarjeta:

1. Alimentación de la fuente dual.
2. Salida de la etapa de preamplificación.
3. Salida de la etapa de amplificación inicial.
4. Salida de la etapa del filtro pasa altas.
5. Salida de la etapa del filtro pasa bandas.
6. Salida de la etapa de rectificación de onda completa.
7. Salida de la etapa de amplificación final.

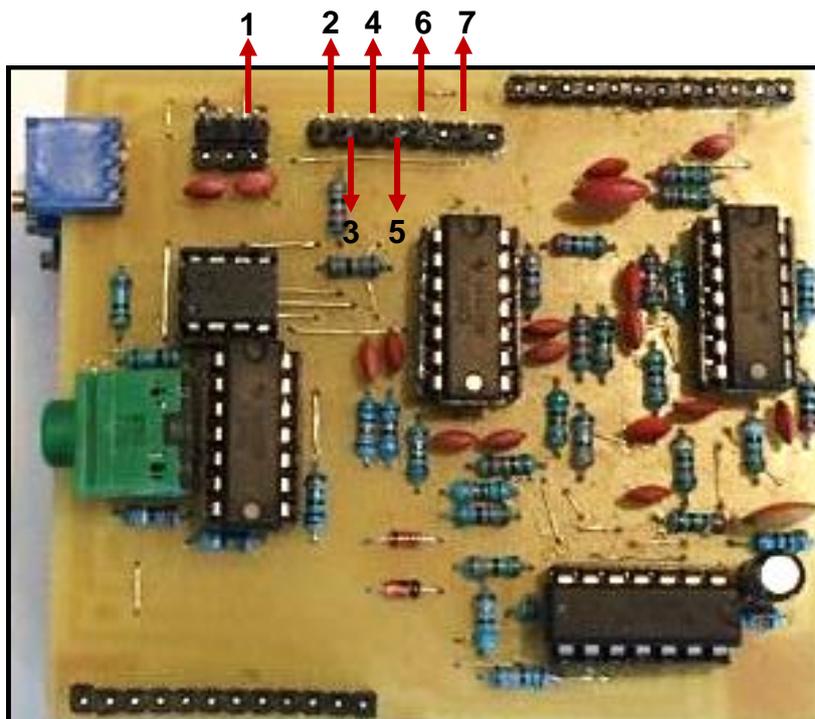


Figura 4.1 Primer prototipo construido para la adquisición de señales EMG



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Una vez finalizada con la elaboración del primer prototipo, era necesario realizar pruebas de su funcionamiento, por lo cual las primeras pruebas se llevaron a cabo con una persona con amputación a nivel transradial. En las Figura 4.2 y 4.3 se muestra al paciente siendo preparado para la toma y adquisición de señales por parte del personal del departamento de terapia física.



Figura 4.2 Colocación de los electrodos para adquisición de señales EMG



Figura 4.3 Adquisición de señales EMG

Los resultados de estas pruebas son mostrados más adelante. Cabe mencionar que las pruebas se realizaron con los tres canales de adquisición, pero en la Tesis solo se muestra los resultados de una debido a que las otras dos placas presentan los mismos resultados.

En la Figura 4.4 se puede observar la tarjeta implementada en su totalidad.

1. Canal de Adquisición N° 1.
2. Canal de Adquisición N° 2.
3. Canal de Adquisición N° 3.
4. Salidas de cada una de las etapas.
5. Ganancia ajustable de cada canal.

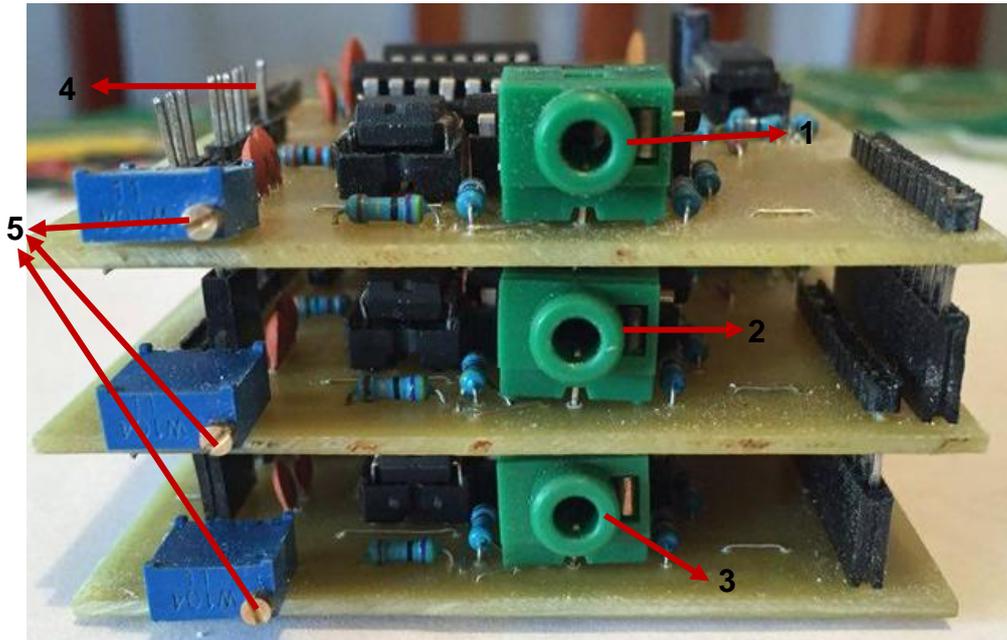


Figura 4.4 Tarjeta de Adquisición de señales EMG de tres canales

4.2. CAPTURA DE REGISTROS DE EMG

Una vez finalizada la elaboración del primer prototipo, era necesario tomar muestras y guardar los registros capturados. En una primera instancia se observan los potenciales en el osciloscopio; sin embargo surge la necesidad de tener los registros de estos potenciales en la computadora para poder graficarlos y compararlos con registros posteriores, es por eso que se utilizó una herramienta muy poderosa en el campo de la instrumentación electrónica, la instrumentación virtual.

La instrumentación virtual es una manera de hacer mediciones y procesamiento de señales sin la necesidad de contar con el hardware con el que normalmente se haría en un laboratorio de electrónica; es un software en el que se pueden realizar procesamiento de señales tanto analógicas como digitales sin la necesidad de tener equipo físicamente.

Se utilizó la instrumentación virtual para digitalizar los potenciales EMG y guardarlos para graficarlos posteriormente. Para este fin se utilizó el software



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

LabVIEW de National Instruments. Para realizar la tarea de la digitalización de los datos se empleó la tarjeta Arduino MEGA 2560.

En la aplicación desarrollada en LabVIEW, se podrán visualizar los datos adquiridos, los mismos que pueden ser guardados al presionar el botón guardar. En la Figura 4.5 se muestra la interfaz gráfica de la aplicación, mientras que en la Figura 4.6 se puede observar la programación de la misma.

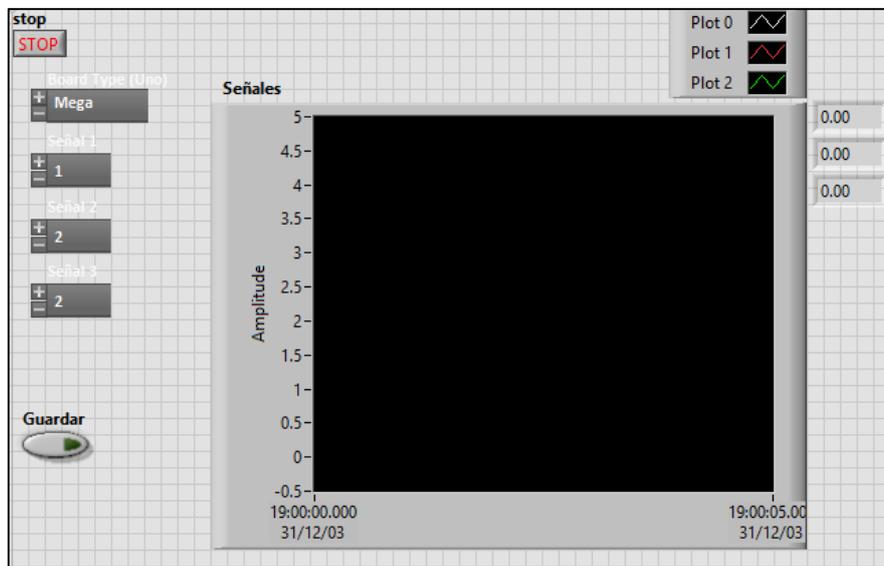


Figura 4.5 Interfaz en LabVIEW para adquirir y guardar los registros de EMG.

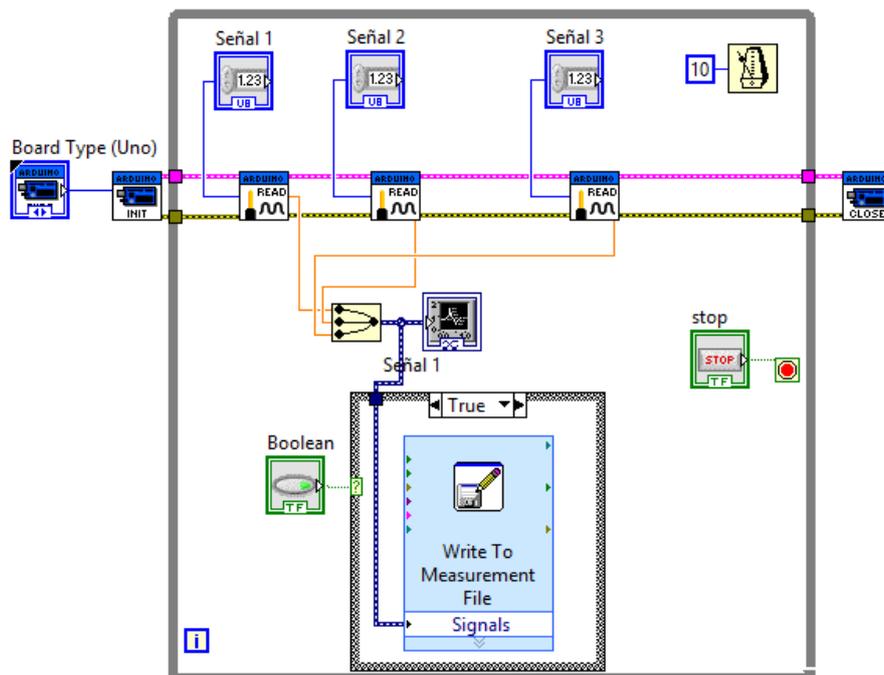


Figura 4.6 Programa en LabVIEW para adquirir y guardar los registros de EMG.

4.4. PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Con el prototipo conectado a un voluntario se realizaron registros de actividad EMG, obteniendo los siguientes resultados:

- 1) En la Figura 4.7 se puede observar la adquisición de las señales EMG a la salida de la etapa de pre-amplificación, en la imagen la señal se encuentra amplificada 500 veces como se describió en capítulos anteriores.

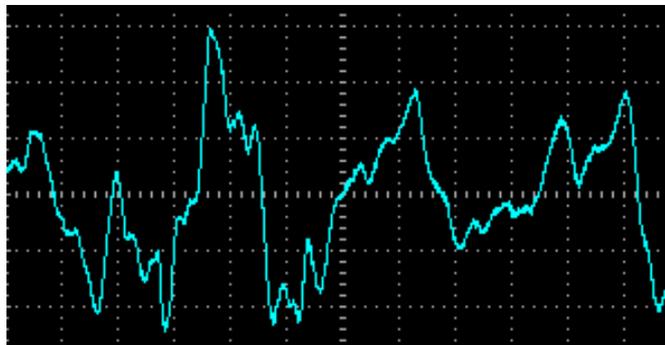


Figura 4.7 Registros de EMG a la salida de la etapa de pre-amplificación.

- 2) A pesar de que la señal ya se encuentra amplificada 500 veces, los niveles de voltaje son aún demasiado bajos, por lo que es necesario amplificar aún más esta señal; es por este motivo que en la Figura 4.8 podemos observar la comparación entre las señales de la pre-amplificación (señal de color celeste) y de la amplificación inicial (señal de color amarillo).

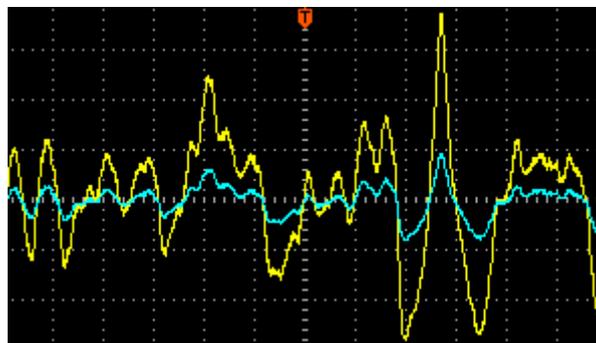


Figura 4.8 Registros de EMG comparando la señal a la salida de la etapa de pre-amplificación y a la salida de la etapa de amplificación inicial.

- 3) En esta etapa se presentó la dificultad de que en un inicio el filtro era de primer orden, por lo que el filtrado no se llevaba a cabo de una manera

adecuada, debido a ello fue necesario desarrollar un filtro de décimo orden para lograr un filtrado idóneo. En la Figura 4.9 se puede observar la respuesta del filtro a frecuencias menores a la frecuencia de corte. En la imagen la señal de color celeste es una señal que se insertó con el generador de funciones (señal sinusoidal con una frecuencia de 8 Hz) y la señal de color amarillo es la respuesta del filtro a estas señales.

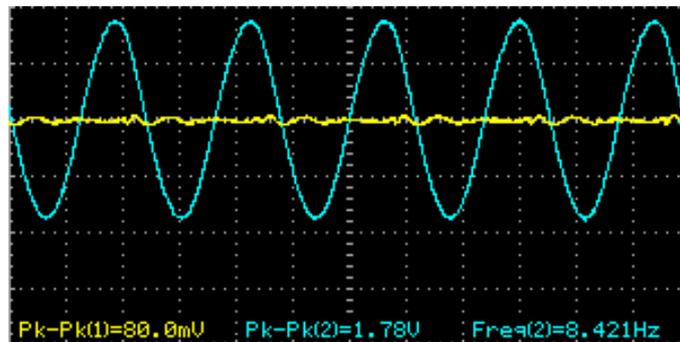


Figura 4.9 Respuesta del filtro pasa altas a señales de 8 Hz.

En la Figura 4.10 se observa la respuesta del filtro a frecuencias mayores a la frecuencia de corte. En la imagen la señal de color celeste es una señal que se insertó con el generador de funciones (señal sinusoidal con una frecuencia de 25 Hz) y la señal de color amarillo es la respuesta del filtro a estas señales.

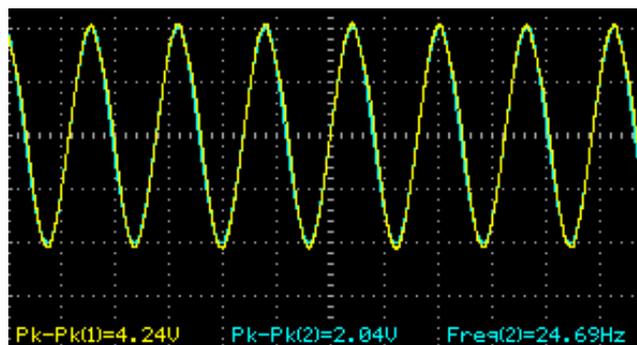


Figura 4.10 Respuesta del filtro pasa altas a señales de 25 Hz.

- 4) En la Figura 4.11 se puede observar la respuesta del filtro pasa banda a frecuencias menores a la frecuencia de corte. En la imagen la señal de color celeste es una señal que se insertó con el generador de funciones (señal sinusoidal con una frecuencia de 60 Hz) y la señal de color amarillo es la respuesta del filtro a estas señales.

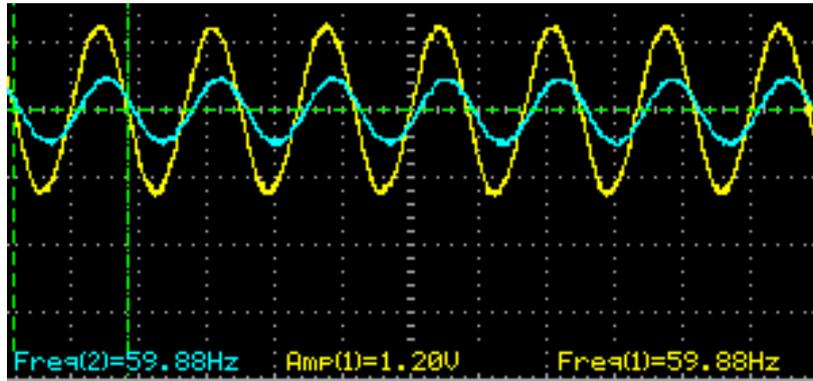


Figura 4.11 Respuesta del filtro pasa bandas a señales de 60 Hz.

- 5) En la Figura 4.12 se puede observar la respuesta del filtro pasa banda a frecuencias mayores a la frecuencia de corte. En la imagen la señal de color celeste es una señal que se insertó con el generador de funciones (señal sinusoidal con una frecuencia de 860 Hz) y la señal de color amarillo es la respuesta del filtro a estas señales.

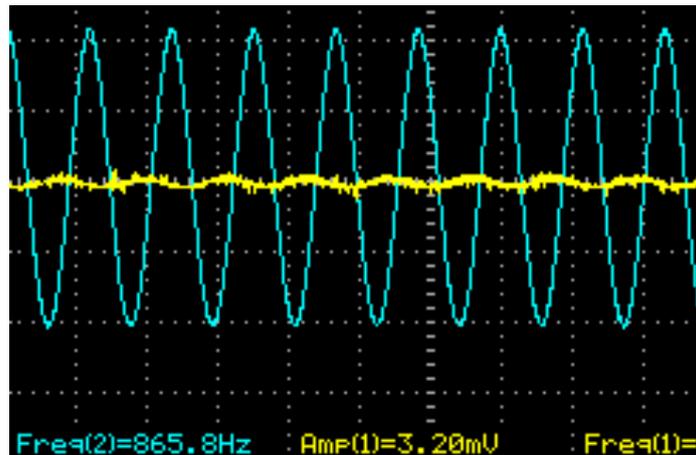


Figura 4.12 Respuesta del filtro pasa bandas a señales de 860 Hz.

- 6) Una vez terminada la etapa de filtrado, era necesario rectificar las señales obtenidas debido a que los microcontroladores o cualquier placa de adquisición no toleran señales negativas. En la Figura 4.13 se puede observar la señal rectificada, la señal de color celeste es una señal que se insertó con el generador de funciones (señal sinusoidal con una frecuencia de 35 Hz) y la señal de color amarillo es la señal rectificada de onda completa. Para esta etapa se hizo el uso de diodos zener 1N4148 debido a su alta respuesta y a que no presentan la pérdida de 0.7V.

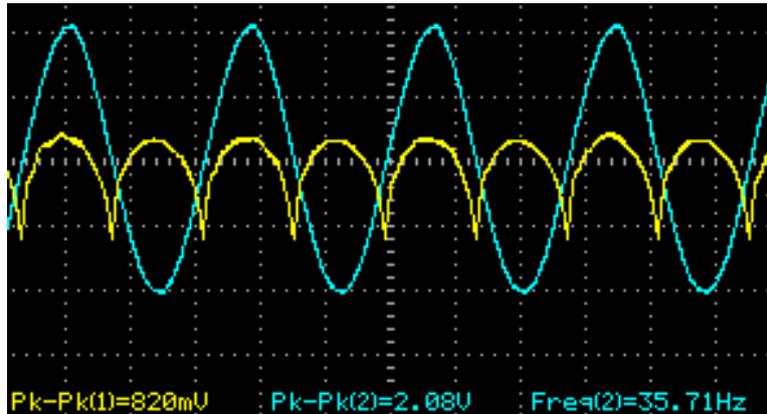


Figura 4.13 Comparación de las señales a la salida de la etapa de filtrado y a la salida de la etapa de rectificación de onda completa.

- 7) La última etapa de la tarjeta es la etapa de amplificación final ajustable debido a que no todas las personas poseemos el mismo tipo de piel como ya se explicó en el Capítulo 2, y con el fin de que la tarjeta pueda ser ocupada por cualquier persona, se realiza una amplificación, que puede ser ajustada de acuerdo a las necesidades del usuario. En la Figura 4.14 se puede observar la comparación entre la señal a la salida de la etapa de rectificación de onda completa (señal de color celeste) y la señal a la salida de todo el circuito (señal de color amarillo).

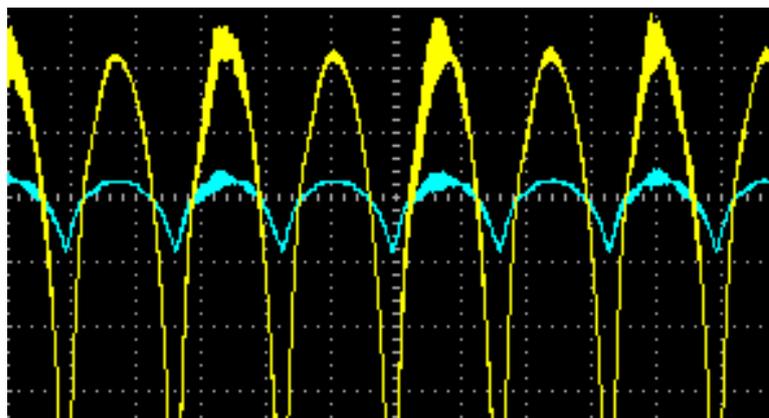


Figura 4.14 Comparación de las señales a la salida de la etapa de rectificación de onda completa y a la salida de la etapa de amplificación final.

Terminadas las pruebas de la tarjeta en el osciloscopio, se procedió por medio de la tarjeta de adquisición de datos Arduino MEGA 2560, a la adquisición de señales del voluntario con amputación transradial con el cual se obtuvieron los siguientes resultados:



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

En la Figura 4.15 se puede observar la respuesta de la tarjeta ante una leve contracción voluntaria del paciente. En la imagen se puede distinguir claramente el cambio de estado de la señal.



Figura 4.15 Registros de EMG capturadas con la interfaz en LabVIEW ante una leve contracción.

En cambio en la Figura 4.16 se puede observar la respuesta de la tarjeta ante una contracción sostenida del paciente. En la imagen se puede observar que en un inicio la señal es estable y luego se inestabiliza y debido a la fatiga muscular.



Figura 4.16 Registros de EMG capturadas con la interfaz en LabVIEW ante una contracción sostenida.

En la parte final de esta Tesis se encuentra un pequeño manual de usuario, que les ayudará a montar de una manera adecuada la tarjeta para llevar a cabo la adquisición de bioseñales sin causar daños a la misma.



4.4. TABLAS DE PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Los resultados que se indican en las tablas 3.5 a las 3.7 se realizaron en el músculo bíceps de cada uno de los pacientes, por considerarse que este es un músculo potente comparado con el resto de músculos del brazo como son el músculo del antebrazo y los tríceps.

En la Tabla 3.5 se indica los resultados de las pruebas realizadas a un Hombre de 24 años.

	Sin Flexión	Semiflexionado	Flexión Total
Frecuencia (Hz)	170 - 387	66 - 221	40 - 157
Amplitud (V)	1.14 – 1.18	1.48 – 1.72	1.82 – 3.22

Tabal 3.5 Pruebas de funcionamiento hechas con un hombre de 24 años

En la Tabla 3.6 se indica los resultados de las pruebas realizadas a una Mujer de 18 años.

	Sin Flexión	Semiflexionado	Flexión Total
Frecuencia (Hz)	188 - 467	167 - 289	64 - 193
Amplitud (V)	0.78 – 0.84	0.86 – 1.1	1.2 – 2.45

Tabal 3.6 Pruebas de funcionamiento hechas con una mujer de 18 años

En la Tabla 3.7 se indica los resultados de las pruebas realizadas a un Hombre de 20 años.

	Sin Flexión	Semiflexionado	Flexión Total
Frecuencia (Hz)	163 - 217	56 -163	50 - 128
Amplitud (mV)	1.44 – 2.68	1.92 – 2.40	2.16 – 3.50

Tabal 3.7 Pruebas de funcionamiento hechas con un hombre de 20 años

En la Tabla 3.8 se indica los resultados de las pruebas realizadas a una Mujer de 22 años.

	Sin Flexión	Semiflexionado	Flexión Total
Frecuencia (Hz)	171 - 347	137 - 284	45 - 156
Amplitud (mV)	0.56 – 0.94	0.89 – 1.28	1.02 – 2.96

Tabal 3.8 Pruebas de funcionamiento hechas con una mujer de 22 años



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

De las tablas 3.5 a la 3.8 se puede hacer énfasis en las amplitudes más que en las frecuencias, en base a estos resultados obtenidos se puede llegar a las siguientes conclusiones:

- La edad y el género influyen en el resultado de las señales electromiográficas.
- A diferencia de las mujeres los hombres tienden a realizar el máximo esfuerzo en la posición cuando el bíceps esta contraído totalmente.
- Tanto el hombre como la mujer que posean una menor masa muscular en esta región del cuerpo, tienden a realizar mayor fuerza, esto se ve representado en la amplitud, para este caso la amplitud llega a picos más altos.
- Las frecuencias se hacen menores a medida que el la amplitud aumenta y se hacen mayores, cuando la persona reduce su esfuerzo.



Capítulo V: RESULTADOS Y ANÁLISIS

En la etapa de adquisición, se consultó a profesionales del departamento de terapia física de la Universidad Técnica del Norte sobre los músculos más idóneos y la correcta colocación de los electrodos en la piel para poder obtener señales electromiográficas útiles, para el posterior accionamiento de prótesis.

Para seleccionar la ganancia inicial adecuada en la etapa de pre-amplificación, se visualizó en el osciloscopio el comportamiento de las señales a la salida de esta etapa; de estas pruebas se obtuvieron los siguientes resultados: a) Si la resistencia es muy alta (ganancia muy baja), la señal del ruido se sobrepone a las señales electromiográficas; b) Si la resistencia es muy baja (ganancia muy alta), las señales electromiográficas no son diferenciables entre el estado de reposo y la contracción voluntaria. Es por estas razones que en la etapa de pre-amplificación se decidió utilizar una ganancia de 500 porque a esta ganancia la adquisición de las bioseñales se realiza adecuadamente y sobre todo se puede diferenciar claramente el estado de reposo y la contracción voluntaria.

En la etapa de procesamiento, se logró disminuir la impedancia de entrada con el acople realizado a las entradas inversoras y no inversoras. La diferencia existente entre la amplitud de las señales adquiridas en los músculos que se han analizado, requiere la implementación de una etapa de amplificación diferencial, por lo que se utilizó el amplificador AD620; debido a que presenta un alto CMRR lo que contribuye a la disminución del ruido común entre las dos entradas.

Los filtros diseñados según la bibliografía debían ser de 0 Hz a 500 Hz, pero debido a la escasa información que presentan las señales electromiográficas a bajas frecuencias y la presencia de ruido en dichas frecuencias (Khandpur R., 2004); se diseñó un filtro pasa altos con frecuencia de corte de 20 Hz, lo que permitió la disminución significativa de las señales indeseadas. En esta etapa en un inicio se presentó el inconveniente de que no filtraba las señales y eso era debido al grado del filtro (segundo orden), por lo que se diseñó un filtro de décimo orden con lo que se superó este inconveniente; pero debido al uso de varios



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

amplificadores operacionales en cascada ha frecuencias elevadas se tienen ciertos desfases entre la señal original y la tratada.

Posterior a la primera amplificación se efectuó una segunda, con la intención de obtener una ganancia mucho mayor, resultante del producto de las dos amplificaciones. Una parte fundamental del procesamiento consiste en considerar el efecto del circuito de pierna derecha, que disminuye los voltajes en modo común que ingresan al momento de adquirir la señal, este circuito logra sensar el voltaje en modo común, lo invierte y amplifica para realimentarlo a través de la referencia del paciente (hueso).

En la etapa final se utilizó una resistencia variable debido a que no todas las personas tienen el mismo tejido adiposo y también las bioseñales varían conforme la edad de los pacientes.

Para poder visualizar el comportamiento de las EMG sin el uso de un osciloscopio, se utilizó LabVIEW para realizar la adquisición y muestreo de estas señales, las mismas que pueden ser guardadas para realizar un posterior análisis que ayuden a controlar prótesis.

En la implementación de las tarjetas se utilizó una configuración en paralelo (una tarjeta sobre otra) para de esta manera disminuir el tamaño de la tarjeta final, además de eso se utilizó elementos de montaje removible para que puedan ser cambiados con facilidad en el caso de que se produzca algún daño en uno de los componentes.



CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- Se desarrolló una tarjeta de adquisición y tratamiento de señales mioeléctricas de tres canales, la cual permite tomar señales de las personas con discapacidad de varios músculos a la vez, debido a que no todos los discapacitados tienen la misma amputación o enfermedad congénita.
- Se usó el software FilterPro de National Instrument para el diseño de los filtros, esta herramienta permitió agilizar el diseño de los mismos, debido a que en este software se puede obtener las respuestas de fase y magnitud de los diferentes tipos de filtros utilizados con mayor frecuencia en el diseño de tarjetas electromiográficas.
- Se diseñó las placas en el software EAGLE tomando en cuenta el tamaño, mantenimiento y modularidad que deben tener las mismas.
- Se desarrolló la tarjeta conformada por 3 placas conectadas en paralelo para disminuir el tamaño de la tarjeta cumpliendo así con la necesidad que se planteó desde el inicio de que fuera lo más pequeña posible y que se adaptara con facilidad a cualquier prótesis.
- Las señales que se obtienen al final del tratamiento se encuentran en el rango de 0 a 4 V, las mismas que son suficientes para poder realizar el control de prótesis en función a estas señales.

Recomendaciones

- Para la amplificación de bioseñales es recomendable utilizar amplificadores de instrumentación con un alto CMRR, debido a que reducen significativamente la presencia de señales indeseadas en modo común.
- Para la adquisición y análisis de señales EMG se recomienda utilizar baterías y mantener el computador desconectado, debido a que la información más importante de las EMG está presente en 60 Hz.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

- Se recomienda que las ampliaciones posteriores se realicen por software, debido a que si utilizamos baterías de mayor potencial podrían causar regresos de corrientes lo que causaría mal estar al paciente.
- Sería importante que se continúe trabajando con el fin de extender el rango de detección, añadiendo más canales, para que pueda ser una herramienta efectiva en el control de prótesis
- Debería ampliarse este tipo de tarjetas para la aplicación de tratamientos en problemas de rehabilitación para extremidades superiores, considerando que esta aplicación sería un verdadero éxito en diagnósticos de atrofia muscular producidos por fracturas, dislocaciones, cirugías, etc (Ituarte de Ghisolfi L., 2010).
- Deberían desarrollarse interfaces que ayuden a utilizar esta tarjeta como un entrenador para futuros pacientes de prótesis transradiales.
- Si se van a utilizar fuentes mayores a 5 V se recomienda utilizar un circuito que proteja al paciente de regresos de corriente.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

TRABAJO A FUTURO

El trabajo a futuro para este prototipo consiste en incluir elementos de montaje superficial para reducir aún más el tamaño de la tarjeta. También se debe incluir una red neuronal artificial para completar el sistema de reconocimiento de patrones. Además se puede mejorar la tarjeta aumentando los canales de adquisición, lo que permitirá realizar más movimientos en las prótesis. Otra mejora que se puede considerar es incluir en la misma tarjeta la protección para los pacientes para evitar regresos de corriente que causen molestias al mismo.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

ANEXOS

1. Esquema del circuito (Multisim 13.0)



2. Arduino MEGA 2560



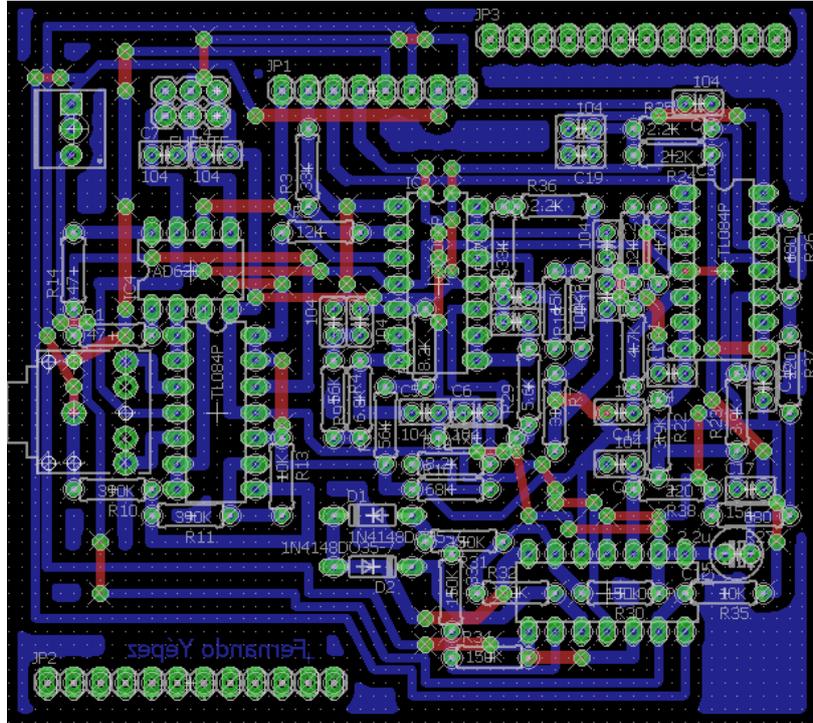
Información general

El Arduino Mega es una placa electrónica basada en el ATmega1280. Cuenta con 54 pines digitales de entrada/salida (de los cuales 14 se pueden utilizar como salidas PWM), 16 entradas analógicas, 4 UART's (hardware puertos serie), un oscilador de cristal de 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP, y un botón de reinicio. Contiene todo lo necesario para apoyar al microcontrolador; simplemente basta con conectarlo a un ordenador con un cable USB, un cable de poder con un adaptador de CA o con una batería CC. El Arduino Mega es compatible con la mayoría de los escudos diseñados para el Arduino Duemilanove o Diecimila.

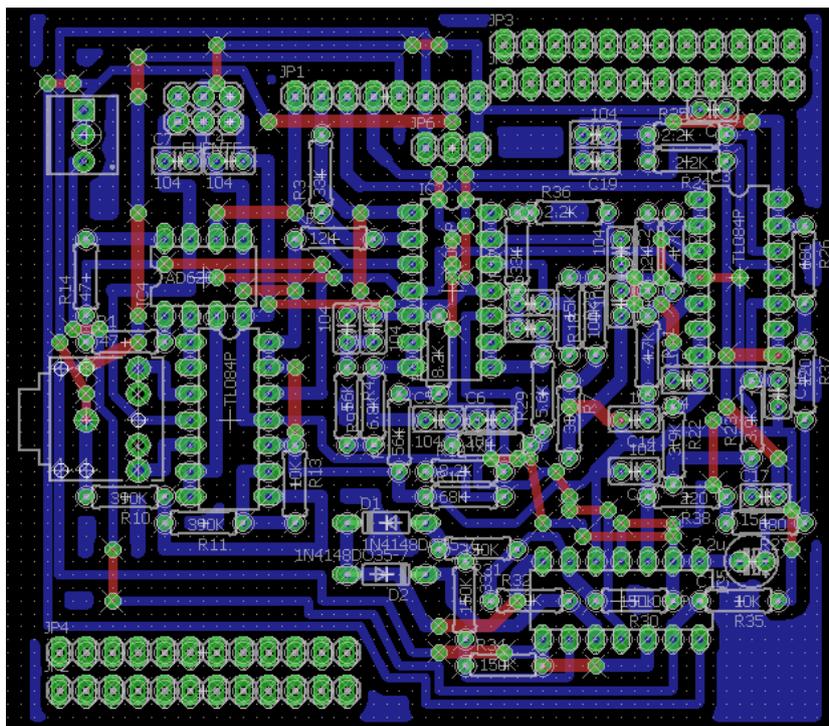
Características

Microcontroladores	ATmega1280
Tensión de funcionamiento	5V
Voltaje de entrada	7-12V
Voltaje de entrada (límites)	6-20V
Digital pines I / O	54 (de las cuales 15 proporcionan salida PWM)
Pines de entrada analógica	16
Corriente DC por E / S Pin	40 mA
Corriente DC de 3.3V Pin	50 mA
Memoria flash	128 KB de los cuales 4 KB utilizado por el gestor de arranque
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidad de reloj	16 MHz

3. PCB del Circuito (EAGLE 7.2.0)



Placa Superior



Placa Intermedia e Inferior

4. Datasheets

- TL084CN

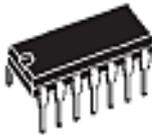


TL084

TL084A - TL084B

GENERAL PURPOSE J-FET
QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : $16V/\mu s$ (typ)



N
DIP14
(Plastic Package)



D
SO14
(Plastic Micropackage)



P
TSSOP14
(Thin Shrink Small Outline Package)

DESCRIPTION

The TL084, TL084A and TL084B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

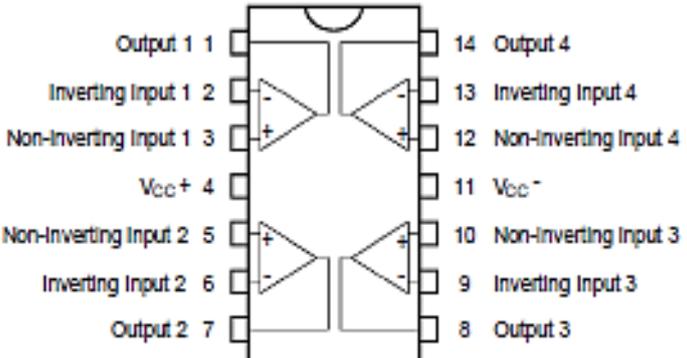
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

ORDER CODES

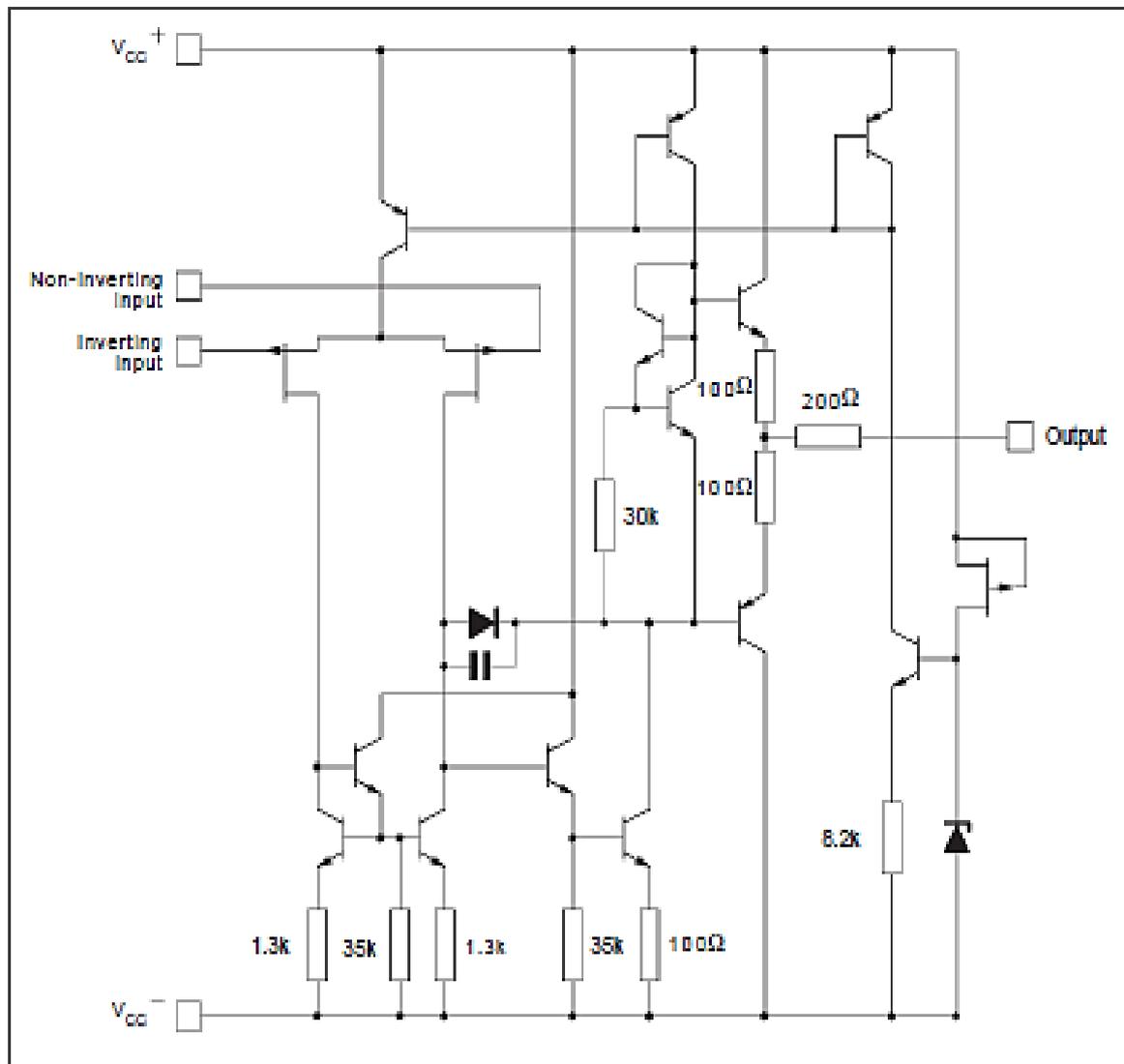
Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL084M/AM/5M	-55°C, +125°C	•	•	•
TL084I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•	•
TL084C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•	•

Examples : TL084CN, TL084CD

PIN CONNECTIONS (top view)



SCHEMATIC DIAGRAM (each amplifier)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit	
V_{CC}	Supply Voltage - (note 1)	± 18	V	
V_i	Input Voltage - (note 3)	± 15	V	
V_{id}	Differential Input Voltage - (note 2)	± 30	V	
P_{tot}	Power Dissipation	680	mW	
	Output Short-circuit Duration - (note 4)	Infinite		
T_{oper}	Operating Free Air Temperature Range	TL084C, AC, BC TL084I, AI, BI TL084M, AM, BM	0 to 70 -40 to 105 -55 to 125	$^{\circ}C$
T_{stg}	Storage Temperature Range		-65 to 150	$^{\circ}C$

- Notes :
1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC}^{+} and V_{CC}^{-} .
 2. Differential voltages are at the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
 3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
 4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and /or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

ELECTRICAL CHARACTERISTICS								
$V_{CC} = \pm 15V, T_{amb} = 25^{\circ}C$ (unless otherwise specified)								
Symbol	Parameter	TL084I,M,AC,AI, AM,BC,BI,BM			TL084C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		3 3 1	10 6 3 13 7 5		3 13		mV
DV_{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10		$\mu V/^{\circ}C$
I_{io}	Input Offset Current * $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		5	100 4		5 100 4		pA nA
I_b	Input Bias Current * $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		20	200 20		30 400 20		pA nA
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain ($R_L = 2k\Omega, V_O = \pm 10V$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	50 25	200		25 15	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	80 80	86		70 70	86		dB
I_{cc}	Supply Current, per Amp, no Load $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		1.4	2.5 2.5		1.4 2.5 2.5		mA
V_{icm}	Input Common Mode Voltage Range	± 11	+15 -12		± 11	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	80 80	86		70 70	86		dB
I_{os}	Output Short-circuit Current $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	10 10	40	60 60	10 10	40 60 60		mA
$\pm V_{OVR}$	Output Voltage Swing $T_{amb} = 25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		10 12 10 12	12 13.5		10 12 10 12		V
SR	Slew Rate ($V_{in} = 10V, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF,$ $T_{amb} = 25^{\circ}C, \text{ unity gain}$)		8	16		8 16		V/ μs
t_r	Rise Time ($V_{in} = 20mV, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF,$ $T_{amb} = 25^{\circ}C, \text{ unity gain}$)			0.1		0.1		μs
K_{OV}	Overshoot ($V_{in} = 20mV, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF,$ $T_{amb} = 25^{\circ}C, \text{ unity gain}$)			10		10		%
GBP	Gain Bandwidth Product ($f = 100kHz,$ $T_{amb} = 25^{\circ}C, V_{in} = 10mV, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF$)	2.5	4		2.5	4		MHz
R_i	Input Resistance		10^{12}			10^{12}		Ω
THD	Total Harmonic Distortion ($f = 1kHz, A_v = 20dB,$ $R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF, T_{amb} = 25^{\circ}C, V_O = 2V_{pp}$)			0.01		0.01		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage ($f = 1kHz, R_s = 100\Omega$)			15		15		nV \sqrt{Hz}
ϕ_m	Phase Margin			45		45		Degrees
V_{O1}/V_{O2}	Channel Separation ($A_v = 100$)			120		120		dB

* The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

- **AD620**



**ANALOG
DEVICES**

**Low Cost, Low Power
Instrumentation Amplifier**

AD620

FEATURES

EASY TO USE
Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)
Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")
50 μ V max, Input Offset Voltage
0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
1.0 nA max, Input Bias Current
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

LOW NOISE
9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

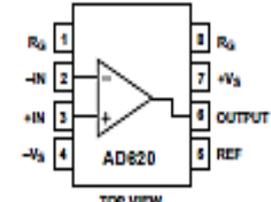
EXCELLENT AC SPECIFICATIONS
120 kHz Bandwidth (G = 100)
15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS
Weigh Scales
ECG and Medical Instrumentation
Transducer Interface
Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION
The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



TOP VIEW

1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

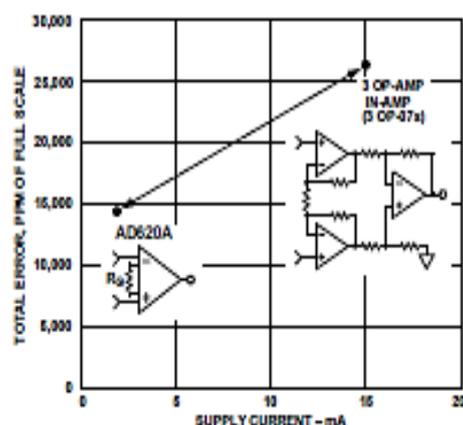


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

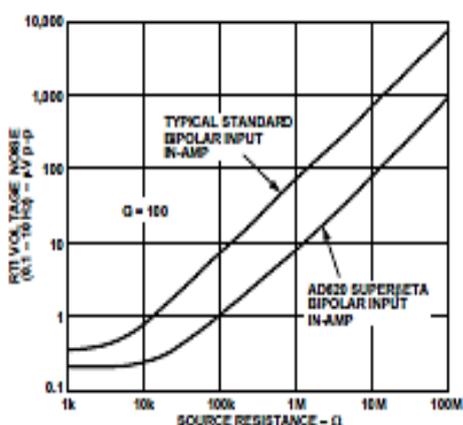


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

Precision V-I Converter

The AD620, along with another op amp and two resistors, makes a precision current source (Figure 37). The op amp buffers the reference terminal to maintain good CMR. The output voltage V_x of the AD620 appears across R_1 , which converts it to a current. This current less only, the input bias current of the op amp, then flows out to the load.

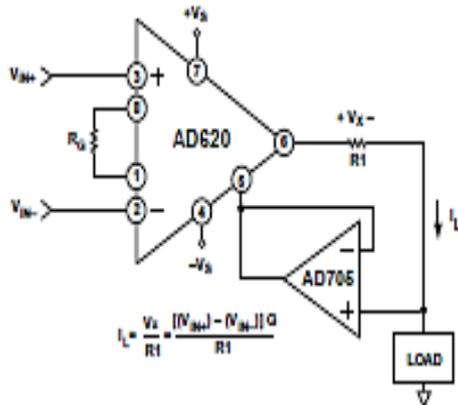


Figure 37. Precision Voltage-to-Current Converter (Operates on 1.8 mA, ±3 V)

GAIN SELECTION

The AD620's gain is resistor programmed by R_G , or more precisely, by whatever impedance appears between Pins 1 and 8. The AD620 is designed to offer accurate gains using 0.1%–1% resistors. Table II shows required values of R_G for various gains. Note that for $G = 1$, the R_G pins are unconnected ($R_G = \infty$). For any arbitrary gain R_G can be calculated by using the formula:

$$R_G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

To minimize gain error, avoid high parasitic resistance in series with R_G ; to minimize gain drift, R_G should have a low TC—less than 10 ppm/°C—for the best performance.

Table II. Required Values of Gain Resistors

1% Std Table Value of R_G , Ω	Calculated Gain	0.1% Std Table Value of R_G , Ω	Calculated Gain
49.9 k	1.990	49.3 k	2.002
12.4 k	4.984	12.4 k	4.984
5.49 k	9.998	5.49 k	9.998
2.61 k	19.93	2.61 k	19.93
1.00 k	50.40	1.01 k	49.91
499	100.0	499	100.0
249	199.4	249	199.4
100	495.0	98.8	501.0
49.9	991.0	49.3	1,003

INPUT AND OUTPUT OFFSET VOLTAGE

The low errors of the AD620 are attributed to two sources, input and output errors. The output error is divided by G when referred to the input. In practice, the input errors dominate at high gains and the output errors dominate at low gains. The total V_{OS} for a given gain is calculated as:

$$\text{Total Error RTI} = \text{input error} + (\text{output error}/G)$$

$$\text{Total Error RTO} = (\text{input error} \times G) + \text{output error}$$

REFERENCE TERMINAL

The reference terminal potential defines the zero output voltage, and is especially useful when the load does not share a precise ground with the rest of the system. It provides a direct means of injecting a precise offset to the output, with an allowable range of 2 V within the supply voltages. Parasitic resistance should be kept to a minimum for optimum CMR.

INPUT PROTECTION

The AD620 features 400 Ω of series thin film resistance at its inputs, and will safely withstand input overloads of up to ±15 V or ±60 mA for several hours. This is true for all gains, and power on and off, which is particularly important since the signal source and amplifier may be powered separately. For longer time periods, the current should not exceed 6 mA ($I_{IN} \leq V_{DS}/400 \Omega$). For input overloads beyond the supplies, clamping the inputs to the supplies (using a low leakage diode such as an FD333) will reduce the required resistance, yielding lower noise.

RF INTERFERENCE

All instrumentation amplifiers can rectify out of band signals, and when amplifying small signals, these rectified voltages act as small dc offset errors. The AD620 allows direct access to the input transistor bases and emitters enabling the user to apply some first order filtering to unwanted RF signals (Figure 38), where $RC \approx 1/(2\pi f)$ and where $f \geq$ the bandwidth of the AD620; $C \leq 150$ pF. Matching the extraneous capacitance at Pins 1 and 8 and Pins 2 and 3 helps to maintain high CMR.

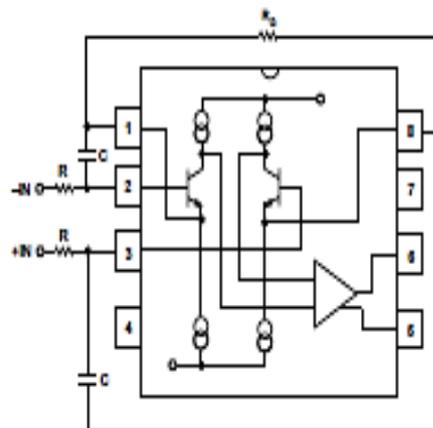


Figure 38. Circuit to Attenuate RF Interference



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Manual de Operaciones del Módulo Implementado

Características del módulo de tratamiento de señales Electromiográficas:

- 7 entradas de medición.
- 3 canales.
- Baterías de 3.7-9 V.
- Conexión USB.
- Tarjeta de Adquisición de datos.

Elementos:

- Cables blindados, el primero con tres terminales de conexión y los otros con dos terminales de conexión.
- 2 baterías recargables.
- Paquete de electrodos.

Antes de la instalación:

- El sistema solo opera con tensiones de $\pm 3.7 - \pm 9$ V.
- No desensamblar ningún elemento del equipo.

Calibración:

Por defecto la tarjeta se encuentra con la ganancia ajustable al 50%, antes de la adquisición con la ayuda de un multímetro se debe comprobar la tensión de salida y si esta es muy alta, se debe girar el potenciómetro a la derecha y si la tensión es muy baja se debe girar el potenciómetro a la izquierda. El nivel de tensión debe estar oscilando: en reposo tiene que ser menor o igual a 1 V y en contracción mayor a 2.5 V.

Precauciones:

- Al realizar la conexión de los cables blindados, hacer coincidir los conectores de una manera adecuada.
- Ubicar correctamente los electrodos en la superficie de la piel, para una correcta medición.
- Realizar la medición de la señal con las baterías plenamente cargadas.
- Antes de transmitir las señales al PC, se deben tener los electrodos puestos y debidamente ajustados.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

BIBLIOGRAFÍA:

Alonso A., Sánchez H., Hurtado E., Steinz D., Liptak L., “Entrenador Mioeléctrico de Prótesis para Amputados de Brazo y Mano”, Hospital clínico Universitario, Universidad de Valladolid. Mapfre Medicina. Vol 13, pp. 11-19, 2002.

Anzorandia C., “El ABC de la electroneuromiografía clínica”, Editorial Ciencias Médicas, 2003.

Analog Devices. AD620, Instrumentation Amplifier datasheet, 1999.

Bigland B., Lippold C., “Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle”, 1954.

Butariu E., Butariu S., Minodora A., Novenau L., Mihalas G., “Use of EMG Biofeedback as a Method of muscular training during physical exercise in elders”, University of Medicine and Pharmacy Victor Babes, 2009.

Brailowsky S., “La sinapsis: estructura y función”, 2003.

Cameron John R. “Medical physics”, 1992.

Dery B., “El Diccionario Visual”, 2005.

Electromiografía, reseña histórica, el primer estudio en profundidad. Disponible en: http://telemedicina8.tripod.com/archivos/informe_EMG.pdf

Fukuda, O. Tsuji, T. Kaneko, M. Otsuka, A. A human-assisting manipulator teleoperated by EMG signals and arm motions. Japan. IEEE Transactions on Robotics and Automation. April 1988.

Franco S., “Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos”, 2002.

Ganong W., “Fisiología médica”, México, D.F., Editorial El Manual Moderno, 1992.

Guarin J., & Ruiz S., Actualización tecnológica del módulo de tratamiento de señales electromiográficas, 2013.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Gupta V., Suryanara S., Reddy P., Fractal analysis of Surface EMG signals from the biceps. Human Interface Laboratory, Department of Biomedical Engineering, University of Akron, OH 44325-0302, USA, December 1997.

Guyton A., "Anatomía y fisiología del sistema nervioso: Neurociencia básica", Editorial médica panamericana, 1997.

Hargrove L., Englehart K., Hudgins B., "A Comparison of Surface and Intramuscular Myoelectric Signal Classification", Proc. of the 27th Annual Conf. Int. pag. 5009-5012. IEEE EMBS 2005.

Hefftner, G. Zucchini, W. Jaros, G.G. The electromyogram (EMG) as a control signal for functional neuromuscular stimulation. I. Autoregressive modeling as a means of EMG signature discrimination. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. April 1988.

Hermens, H. B. Frenks, "SENIAM 5: the state of the art on sensors and sensors placement procedures for surface electromyography", 2014.

Hollinshead H., "Fisiología para la Rehabilitación", 1983.

Investigadores de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica (ESIME). Electromiógrafo que mide la actividad del músculo en pacientes que presentan algún tipo de enfermedad. Instituto Politécnico Nacional (IPN), México. 1995.

Ituarte de Ghisolfi L., "Biofísica celular", 2010.

Kapandji, A., "Fisiología Articular", Editorial Médica Panamericana, 2006.

Khandpur R., "Biomedical instrumentations. Technology and applications", MacGraw-Hill, 2004.

Konrad P., "The ABC of EMG, A Practical introduction to kinesiological Electromyography", NORAXON INC. USA, Abril 2005.

Láminas Yzquieta., 2010.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

León F., y Camacho J., Diseño de una interfaz electrónica para el reconocimiento de patrones EMG para prótesis de mano. Universidad Industrial se Santander. 2008.

Marroquín F., "Anatomía y Fisiología humana", 2010.

Merletti R., "Electromyography-Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications". Editado por: Merletti, Roberto; Parker, Philip© 2004 John Wiley & Sons.

Navarro, R. Instrumentación Biomédica "Electromiografía". Departamento Electrónica, Universidad Alcalá, 2013.

Neuman M., "Biopotential Electrodes. "The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

Pant H., Stanat P., Schroeders U., Roppelt A., Siegle T., y Pöhlmann, C. (2013). The IQB national assessment study 2012: Competencies in mathematics and the sciences at the end of secondary level.

Puurtine M., Bioamplifier Work, Tampere University of Technology, Ragnar Granit Institute, Medical Electronics Laboratory, 2003.

Ruíz A., "Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humanoy Control Neuromotor", Universidad Carlos III de Madrid, Octubre 2008.

Sedra A., y Smith C., "Circuitos microelectrónicos", 5^{ta} ed., 2002.

Searle A., y Kirkup L., "A direct comparison of wet, dry and isolating bioelectric recordings electrodes". Department of Applied Physics, University of technology, Sydney, Broadway, NSW, 2007, Australia.

Universidad de Granada. Anatomía Funcional. *Músculos por orden alfabético*.
<http://www.ugr.es/~dlcruz/musculos/indexmabc.htm>.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Carrera de Ingeniería en Mecatrónica

Vega J., y Guerrero O., Módulo de tratamiento de señales electromiográficas "MOTSEL". Bucaramanga. Universidad Pontificia Bolivariana. TE121/J26, 2005.

Wand M., Wavelet-based Preprocessing of Electroencephalographic and Electromyographic Signals for Speech Recognition. 2007.