

ACTUALIZACION TECNOLOGICA DEL MODULO DE TRATAMIENTO DE
SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS

JUAN CARLOS GUARIN RUEDA
SANDRA MILENA RUIZ ARDILA

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERIA Y ADMINISTRACION
FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRONICA
BUCARAMANGA
2009

ACTUALIZACION TECNOLOGICA DEL MODULO DE TRATAMIENTO DE
SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS

JUAN CARLOS GUARIN RUEDA
SANDRA MILENA RUIZ ARDILA

Trabajo de grado para optar al título de
Ingeniero Electrónico

Director
FABIO ALONSO GUZMAN SERNA
Ingeniero Electrónico

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERIA Y ADMINISTRACION
FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRONICA
BUCARAMANGA
2009

Nota de aceptación

Proyecto Titulado Actualización
Tecnológica del Módulo de Tratamiento
de Señales Electromiográficas.
Presentado por JUAN CARLOS GUARIN
RUEDA y SANDRA MILENA RUIZ
ARDILA para optar el título de Ingeniero
Electrónico.

Presidente del Jurado

Jurado

Jurado

Bucaramanga, 24 de Julio del 2009

*A Dios que con sabiduría divina ilumino
mis decisiones para con este proyecto
A mi madre Carmen Ardila por ser el
ejemplo de mi vida
A mi padre Juan Ruiz por apoyarme y
ser el camino a seguir
A mis hermanos por ser mis compañeros
de batalla
A mi novio César García que quiero
tanto por llenarme de felicidad y estar
conmigo en las buenas y en las malas
A mis amigos, profesores y familiares
por participar en este triunfo.*

Sandra Milena Ruiz Ardila

*A Dios primero que todo por darme la
fortaleza para realizar este proyecto.
A mis padres Jesús Guarín y Alicia
Rueda que con su ejemplo hicieron
de mi la persona que soy hoy.
A mi hermana Andrea por su
comprensión y compañía.
A mis amigos por su apoyo en los
momentos difíciles.*

Juan Carlos Guarín Rueda

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan sus agradecimientos a todas las personas que de una u otra forma hicieron parte integral de nuestra vida universitaria y de nuestra formación como profesionales, agradecemos a todos los profesores y compañeros de clase que nos acompañaron en este camino y especialmente le damos gracias:

Al Ing. Fabio Alonso Guzmán Serna, director del proyecto, por sus aportes oportunos, por su gran colaboración y apoyo logístico, por supervisar y orientar el trabajo, promoviendo calidad, coherencia, buena redacción y el uso de la terminología apropiada.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCION.....	17
1. SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES EMG.....	19
1.1 ETAPA A.....	20
1.1.1 Protocolo a seguir para tomar una señal electromiográfica.....	24
1.2 ETAPA B.....	28
1.3 ELECCION DE LOS COMPONENTES DE LA TARJETA.....	42
1.4 ETAPA C.....	44
1.4.1 Tarjeta de Adquisición	60
1.4.2 Interfaz gráfica del Electromiógrafo	61
2. CONCLUSIONES.....	68
3. RECOMENDACIONES.....	69
BIBLIOGRAFIA.....	70

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Rangos de amplitud y frecuencia de algunas señales bioeléctricas.....	19
Tabla 1.2 Valores requeridos de RG.....	22
Tabla 1.3 Características del amplificador diferencial AD620A.....	43
Tabla 1.4 Características del amplificador operacional OP97F.....	43
Tabla 1.5 Características del amplificador-comparador TLV3491.....	44
Tabla 1.6 Resumen de especificaciones para la Tarjeta de Adquisición USB-6008.....	61

LISTA DE GRAFICAS

	Pág.
Gráfica 1.1 Adquisición señal electromiográfica en protoboard persona A.....	26
Gráfica 1.2 Adquisición señal electromiográfica en protoboard persona B.....	26
Gráfica 1.3 Adquisición señal electromiográfica en circuito impreso persona A.....	27
Gráfica 1.4 Adquisición señal electromiográfica en circuito impreso persona B.....	28
Gráfica 1.5 Simulación filtro pasa-alta implementado en dominio del tiempo.....	30
Gráfica 1.6 Simulación filtro pasa-alta implementado en dominio de la frecuencia.....	31
Gráfica 1.7 Filtro pasa-alta en protoboard persona A.....	32
Gráfica 1.8 Filtro pasa-alta en protoboard persona B.....	32
Gráfica 1.9 Filtro pasa-alta en circuito impreso persona A.....	33
Gráfica 1.10 Filtro pasa-alta en circuito impreso persona B.....	34
Gráfica 1.11 Simulación filtro pasa-baja implementado en dominio del tiempo....	35
Gráfica 1.12 Simulación filtro pasa-baja implementado en dominio de la frecuencia.....	36
Gráfica 1.13 Filtro pasa-baja en protoboard persona A.....	37
Gráfica 1.14 Filtro pasa-baja en protoboard persona B.....	37
Gráfica 1.15 Filtro pasa-baja en circuito impreso persona A.....	38
Gráfica 1.16 Filtro pasa-baja en circuito impreso persona B.....	39
Gráfica 1.17 Señal electromiográfica amplificada en protoboard persona A.....	40

Gráfica 1.18	Señal electromiográfica amplificada en protoboard persona B.....	41
Gráfica 1.19	Señal electromiográfica amplificada en circuito impreso Persona A.....	41
Gráfica 1.20	Señal electromiográfica amplificada en circuito impreso persona B.....	42
Gráfica 1.21	Señal electromiográfica rectificada en protoboard persona A.....	45
Gráfica 1.22	Señal electromiográfica rectificada en protoboard persona B.....	46
Gráfica 1.23	Señal electromiográfica rectificada en circuito impreso Persona A.....	46
Gráfica 1.24	Señal electromiográfica rectificada en circuito impreso persona B.....	47
Gráfica 1.25	Seguidor de voltaje en protoboard persona A.....	48
Gráfica 1.26	Seguidor de voltaje en protoboard persona B.....	49
Gráfica 1.27	Seguidor de voltaje en circuito impreso persona A.....	49
Gráfica 1.28	Seguidor de voltaje en circuito impreso persona B.....	50
Gráfica 1.29	Ventana de histéresis implementada.....	52
Gráfica 1.30	Smith trigger en protoboard persona A.....	54
Gráfica 1.31	Smith trigger en protoboard persona B.....	55
Gráfica 1.32	Smith trigger en circuito impreso persona A.....	55
Gráfica 1.33	Adquisición señal electromiográfica en labVIEW.....	63
Gráfica 1.34	Adquisición señal electromiográfica en labVIEW.....	63
Gráfica 1.35	Señal electromiográfica amplificada en labVIEW A.....	64
Gráfica 1.36	Señal electromiográfica amplificada en labVIEW B.....	65

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1 Esquema general por etapas del diseño implementado.....	20
Figura 1.2 Movimientos en la mano implementados.....	23
Figura 1.3 Disposición de los electrodos en (a) región anterior del antebrazo y (b) región posterior del antebrazo.....	23
Figura 1.4 Circuito implementado en la adquisición de ECG adaptado a EMG....	25
Figura 1.5 Circuito adquisición señal electromiográfica.....	25
Figura 1.6 Filtro Butterworth pasa-alta de 20Hz. Configuración Sallen-Key.....	30
Figura 1.7 Filtro Butterworth pasa-baja de 500 Hz. Configuración Sallen-Key.....	35
Figura 1.8 Circuito amplificador no inversor.....	40
Figura 1.9 Circuito rectificador.....	45
Figura 1.10 Circuito seguidor de voltaje.....	48
Figura 1.11 Circuito smith trigger.....	51
Figura 1.12 Diagrama de conexiones de la tarjeta de adquisición de señales electromiográficas.....	57
Figura 1.13 Tarjeta de acondicionamiento de señales electromiográficas.....	58
Figura 1.14 Tarjeta junto con los cables para conectar los electrodos.....	58
Figura 1.15 Módulo portátil de adquisición de señales electromiográficas.....	59
Figura 1.16 Tarjeta de adquisición USB-6008.....	60
Figura 1.17 Interfaz gráfica del electromiógrafo.....	62
Figura 1.18 Diagrama de bloques del electromiógrafo.....	66

Figura 1.19 Espectro de frecuencia de la señal EMG.....	75
Figura 1.20 Plano circuital de la baquelita (PCB).....	76
Figura 1.21 Diagrama de las conexiones del PCB.....	77
Figura 1.22 Borneras del módulo para cada señal a obtener.....	79
Figura 1.23 Conectores hembra del módulo.....	79
Figura 1.24 Cables para la ubicación de los electrodos.....	79
Figura 1.25 Cable USB del módulo al PC.....	80

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
A. ELECTROMIOGRAFIA.....	74
A.1 DEFINICION GENERAL.....	74
B. ESQUEMAS DE LA TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO DISEÑADOS EN EAGLE.....	76
C. MANUAL DE OPERACIONES DEL MODULO IMPLEMENTADO.....	78
D. DATA SHEETS DE LOS COMPONENTES IMPLEMENTADOS.....	81

GLOSARIO

BIOPOTENCIALES: cargas eléctricas producidas por diversos tejidos corporales, especialmente el tejido muscular durante las contracciones [23].

CMRR: razón de rechazo de modo común. Es la amplificación de la señal diferencial dividida por la amplificación de la entrada en modo común [13].

ECG: electrocardiograma y esta compuesto por *electro* que implica la actividad eléctrica, *cardio* del griego corazón y *grama*, también del griego, que significa escritura [23].

ELECTROCARDIOGRAFIA: procedimiento que proporciona un registro gráfico de las corrientes eléctricas provocadas por la actividad del corazón [26].

ELECTROCARDIOGRAFO: es un aparato electrónico que capta y amplía la actividad eléctrica del corazón a través de electrodos colocados en las 4 extremidades y en 6 posiciones precordiales [26].

ELECTROCARDIOGRAMA: es un gráfico de los potenciales eléctricos generados en el corazón durante el ciclo cardiaco [26].

ELECTRODOS: son pequeñas piezas de metal que convierten corriente bioeléctrica iónica en corriente eléctrica. Estos están pegados a la piel del paciente sobre el músculo para detectar la pequeña señal eléctrica que el músculo esquelético genera durante la contracción [1].

ELECTROMIOGRAFIA: procedimiento que proporciona un registro continuo de la actividad eléctrica de un músculo esquelético y mide su respuesta a los estímulos nerviosos [1].

ELECTROMIOGRAFO: es un aparato electrónico que capta las señales provenientes de los músculos del paciente por medio de electrodos localizados en la zona comprometida, siendo la persona quien regula de manera consciente o voluntaria la contracción o relajación de los grupos musculares a través de los indicadores visuales que posee el equipo [3].

ELECTROMIOGRAMA: mide la contracción y relajación muscular. Amplifica la actividad eléctrica originada en el músculo y la traduce a señales auditivas o visuales de aumento o decremento de la actividad electromiográfica [3].

EMG: electromiograma y esta compuesto por *electro* que implica la actividad eléctrica, *mio* del griego músculo y *grama*, también del griego, que significa escritura [23].

INSTRUMENTO: se denomina instrumento a cualquier dispositivo empleado para medir, registrar y/o controlar el valor de un amplitud que se desea observar **[3]**.

INSTRUMENTACION: ciencia y tecnología del diseño y utilización de los instrumentos **[3]**.

INSTRUMENTACION MEDICA: son los instrumentos empleados para obtener información o aplicar energía a los seres vivos, y también a los destinados a ofrecer una ayuda funcional o a la sustitución de funciones fisiológicas **[3]**.

RESUMEN

TÍTULO:

ACTUALIZACION TECNOLÓGICA DEL MÓDULO DE TRATAMIENTO DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS

AUTORES:

JUAN CARLOS GUARIN RUEDA

SANDRA MILENA RUIZ ARDILA

PALABRAS CLAVE:

Electromiografía, amplificadores de instrumentación, comparador de histéresis, labVIEW.

DESCRIPCION:

La idea principal para el desarrollo de éste proyecto surge como consecuencia de las necesidades frecuentes en la implementación de dispositivos con características tecnológicas, que permitan desempeñar aplicaciones de mayor complejidad y procesamiento.

Este proyecto implementa una tarjeta de adquisición capaz de obtener las señales electromiográficas provenientes del miembro superior de una persona, para luego procesar la información y visualizarla en una PC.

El hardware del sistema está construido en base a una placa de adquisición y un circuito analógico de entrada, que permite capturar las pequeñas señales provenientes del músculo. Considerando el ancho de banda que ocupan estas señales y la baja amplitud de ellas, se tuvo que ser muy riguroso con el filtrado, primero para atenuar la señal de entrada dentro de su rango característico, segundo para discernir a esta señal del ruido proveniente del ambiente y de la línea, que como se verá a lo largo del trabajo son las fuentes de mayor interferencia en las señales electromiográficas, para posteriormente amplificarla. Adicionalmente, se implementó un circuito de muestreo y retención de amplitud el cual mantiene un nivel DC diferente de cero, mientras exista en la entrada de este circuito una señal electromiográfica proveniente de algún músculo esquelético.

El software fue desarrollado utilizando un lenguaje de programación a nivel objeto (labVIEW 8.2) para la adquisición y almacenamiento de la señal electromiográfica, de manera de lograr una interfaz gráfica agradable y de fácil manejo para el usuario.

A lo largo del documento se explicará paso a paso cada una de las etapas en detalle implementadas y se brindará suficiente información para que el usuario que desee leerlo pueda localizar lo que busca y comprenderlo rápidamente.

ABSTRACT

TITLE: TECHNOLOGICAL UPGRADE FOR THE ELECTROMYOGRAPHIC SIGNAL TREATMENT MODULE

AUTHORS:

JUAN CARLOS GUARIN RUEDA
SANDRA MILENA RUIZ ARDILA

KEY WORDS:

Electromyography, instrument amplifier, hysteresis comparator, LabVIEW

DESCRIPTION:

The development of this project arises as a consequence of the frequent needs in the implementation of devices with technological characteristics, that allow for applications with more complexity and processing.

This project implements an acquisition card capable of electromyographic signals from the upper limb of a person, and then process the information and display it on a PC.

The hardware system is built on an acquisition board and a circuit analog input, which can capture small signals from the muscle. Considering the bandwidth occupied by these signals and the low amplitude of them had to be very strict with filtering, first to reduce the input signal within its typical range, second to discern a signal from the ambient noise and the line, as will be seen throughout the work are the biggest sources of interference in the electromyographic signal, then amplified. Additionally, a circuit implemented sampling and retention amplitude level which maintains a DC different from zero, while the entry exists in this circuit an electromyographic signal from a skeletal muscle.

The software was developed using a programming language-level object (LabVIEW 8.2) for the purchase and storage of the electromyographic signal, so as to achieve a nice graphical interface and easy to handle for the user.

Throughout the document will explain step by step, each step in detail and implemented will provide enough information for the user you want to read it can find and understand what you are looking for quickly.

INTRODUCCION

El primer estudio en profundidad del *electromiograma* (EMG) fue llevado a cabo por Piper en 1912, quien registró potenciales durante la contracción voluntaria empleando electrodos de superficie y un galvanómetro de hilo [1].

En 1922, el médico estadounidense Joseph Erlanger y su discípulo el fisiólogo Herbert Spencer Gasser, pudieron amplificar las 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 [10].

Posteriormente, en 1929, Adrian y Broke introdujeron el electrodo concéntrico de aguja que hizo posible, conjuntamente con el osciloscopio de rayos catódicos y los amplificadores electrónicos, el estudio de potenciales de acción de unidades motrices y de fibras únicas [1].

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 el biofeedback, utilizado en el tratamiento de algunos trastornos y enfermedades como el dolor de cabeza, el asma, la hipertensión, el estrés, la ansiedad, la úlcera, etc. Los sensores se quedan en contacto con los músculos cuya tensión se quiere 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 [10].

En estudios recientes Hefftner, Zucchini y Jaros en 1988, toman el electromiograma (EMG) como una señal de control para la estimulación neuromuscular, y realizan un modelamiento autorregresivo como medida de discriminación de una señal EMG [18]. En 1995, Investigadores de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica del Instituto Politécnico Nacional inventaron un electromiógrafo que mide la actividad del músculo en pacientes que presentan algún tipo de enfermedad [19].

Otros estudios parten del electromiograma para realizar un análisis fractal de las señales EMG superficiales de los bíceps en 1997 [17], o para teleoperar un manipulador humanoide en el 2003 [15]. Así mismo, se ha realizado el pre-procesamiento basado en *wavelet* de señales electroencefalográficas y electromiográficas para el reconocimiento del habla en el 2007 [27].

En ese mismo año, se diseña un electromiógrafo digital de ocho canales para el estudio de la marcha [24].

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 [21], y el desarrollado por Fabián León y Jhonatan Camacho para el reconocimiento de movimientos de la mano en el 2008 [23].

Con base en los estudios mencionados, en el presente texto se muestra el trabajo de investigación, elaboración y construcción del módulo portátil de adquisición de señales electromiográficas provenientes de algún músculo esquelético.

El documento se divide en varias etapas distribuidas de la siguiente manera:

1. Adquisición de la señal EMG.
2. Filtrado y amplificación de la señal EMG.
3. Digitalización, adquisición y almacenamiento de la señal EMG.

La primera etapa adquiere la señal electromiográfica basada en el modelo del ECG que se encuentra en las aplicaciones del amplificador de instrumentación médica de Texas instrument, adaptado a señales EMG. Para su adquisición es necesario tener en cuenta varias características y parámetros que se encuentran explicados en el capítulo 1 y en los subcapítulos 1.1 y 1.3; el anexo D contiene el datasheet, el cual se tuvo en cuenta para elegir este dispositivo.

La segunda etapa filtra la señal de entrada con el fin de reducir el ruido electromagnético y atenuar esta señal dentro de las frecuencias de interés, para posteriormente amplificarla. Para su filtrado y amplificación es conveniente analizar las posibles fuentes de ruido y su rango característico, que se encuentran desglosados en el capítulo 1 y en los subcapítulos 1.2 y 1.3; el anexo D contiene las hojas de datos de los elementos implementados en esta etapa.

Y la tercera etapa digitaliza y adquiere la señal electromiográfica para ser visualizada en una PC a través de una interfaz gráfica diseñada en labVIEW, la cual será almacenada en ésta. Para el proceso de digitalización y almacenamiento se necesita previamente una óptima adquisición y acondicionamiento (hardware), para así evitar datos erróneos en el software implementado. Los parámetros a seguir en el software se encuentran en las subdivisiones 1.4.1 y 1.4.2 del subcapítulo 1.4.

1. SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS

El diseño de la tarjeta para la adquisición de las señales electromiográficas de dos canales (**Figura 1.1**), está basado en el funcionamiento del electrocardiógrafo común que se encuentra muy bien documentado a nivel mundial [2].

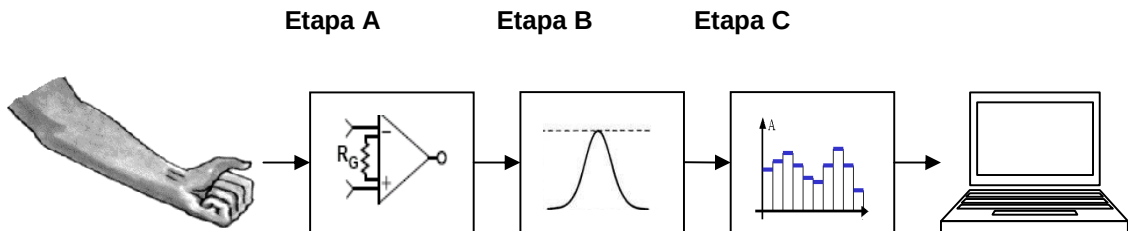
Para adaptar el modelo del ECG a señales EMG, es fundamental conocer las características tanto en amplitud como en frecuencia de las mismas (**Tabla 1.1**). En estudios anteriores [16] se ha determinado que el ancho de banda que ocupan las señales EMG se encuentra en el rango de 20 a 500Hz, ver **Anexo A**, diferencia de gran relevancia cuando se compara con señales de tipo ECG. Adicionalmente, la diferencia que existe en amplitud de microvoltios en señales EMG aproximadamente de 0 volt (en reposo, es decir cuando no existe contracción muscular) y 250 microvolt durante la contracción [3] comparada con amplitudes de milivoltios en señales ECG aproximadamente 1mV, implica que la señal debe ser amplificada con una ganancia muy superior tal que sea apreciable en la adquisición [14].

Dado que la naturaleza de las señales es la misma, variando solo por su ancho de banda y amplitud, el problema puede ser tratado de igual forma, teniendo en cuenta las consideraciones previamente mencionadas.

Tabla 1.1 Rangos de amplitud y frecuencia de algunas señales bioeléctricas [24].

Nombre	Amplitud	Rango de Frecuencia
Electrocardiografía ECG	0.5-4mV	0.01-250Hz
Electroencefalografía EEG	5-300uV	DC-150Hz
Electromiografía EMG	0.1-5mV	DC-10KH

Figura 1.1 Esquema general por etapas del diseño implementado.



1.1 ETAPA A

Como se explicó anteriormente, las señales electromiográficas son muy pequeñas en amplitud (del orden de los microvoltios hasta los milivoltios), en consecuencia el ruido es frecuente sobre la señal a medir. No solo es necesario filtrar la señal obtenida, sino que también se requiere de un dispositivo capaz de producir un rechazo a modo común, lo suficientemente alto como para discriminar la señal ante el ruido. Además, es necesario que el circuito de entrada tenga una impedancia de al menos 1Gohm [3]. Teniendo en cuenta que estas dos características son esenciales para adquirir correctamente la señal, luego de investigar que tipo de dispositivos o arreglos cumplían las especificaciones citadas, se encontró un amplificador de instrumentación médica ó amplificador diferencial (solo permite procesar la parte de la señal que es diferente de las señales ambiente recogidas por los dos electrodos) fabricado por Texas Instrument, que fue diseñado para adquirir biopotenciales entre otros propósitos. Más adelante veremos las características de este amplificador.

Debido a que estas señales son de bajo valor, ruidos o artefactos como el ruido ambiente o en mayor medida el ruido de la línea (60Hz), pueden provocar una falsa interpretación de los resultados. Por lo tanto, este amplificador necesita ser no solo lo suficientemente sensible como para detectar y amplificar las pequeñas señales, sino que también debe aislar los artefactos de manera de procesar solo la señal electromiográfica [3].

De acuerdo a lo anterior, esta primera etapa o etapa de entrada está constituida por el amplificador de instrumentación AD620A, que cumple con esas características y parámetros y está especialmente construido para propósitos de instrumentación médica y el amplificador operacional OP97F, ver **Anexo D**.

Esta etapa fue diseñada para acondicionar la señal de entrada en modo diferencial, eliminando interferencia por ruido electromagnético y señales en modo común, aumentando la relación señal a ruido [16]. Adicionalmente, para reducir el ruido proveniente de la línea y del ambiente que se hubiesen filtrado a través de las entradas diferenciales del AD620A, se emplean dos capacitores de 0.1uF conectados a tierra y a cada entrada de alimentación respectivamente.

La ganancia total implementada en la tarjeta es de 176.600 distribuida en dos circuitos diferentes. El AD620A amplifica la señal diferencialmente en 883 de acuerdo a la fórmula descrita a continuación, relativamente alta para la capacidad del mismo (**Tabla 1.2**), sin embargo, es necesario para que haya mayor sensibilidad a la señal electromiográfica del músculo en el momento de capturarla, esto se debe a que el R_G es muy pequeño. Pero, en algunas ocasiones las condiciones de la piel o el deterioro de los electrodos por movimientos constantes producen pequeñas diferencias de potencial estático entre los mismos, saturando la salida a tensiones de alimentación siempre que su ganancia sea potencialmente superior [16].

El AD620A tiene una resistencia externa llamada R_G , que tiene como función variar la ganancia del amplificador según el usuario lo disponga. Esta resistencia se puede obtener de dos formas diferentes: A través de una ecuación o por una tabla de valores. A continuación veremos estas formas:

Ecuación para hallar el valor de R_G en base a la ganancia implementada, ver (**Anexo D**) ^[1].

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

^[1]. Datasheet: ANALOG DEVICES. AD620A. U.S.A. 2004; p 16. Disponible en: <www.analog.com>

Tabla 1.2 Valores requeridos de R_G ^[2].

<i>1% std del valor de la tabla $R_G\Omega$</i>	<i>Ganancia Calculada</i>	<i>1% std del valor de la tabla $R_G\Omega$</i>	<i>Ganancia Calculada</i>
49.9k	1.990	49.3k	2.002
12.4k	4.984	12.4k	4.984
5.49k	9.998	5.49k	9.998
2.61k	19.93	2.61k	19.93
1.00k	50.40	1.01k	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	1,003.0

Durante las pruebas realizadas para medir el potencial de un músculo en tres movimientos diferentes de la mano (**Figura 1.2**), se utilizaron tres electrodos superficiales de la marca Meditrace para cada paciente y en diferentes posiciones (**Figura 1.3**), con muy buenos resultados: estos dos son ubicados sobre la piel donde se encuentra el músculo, estos recogen no solo la señal muscular, sino que también recogen las señales ambiente. El electrodo restante (masa o tierra) puede ser ubicado en cualquier parte del cuerpo, en donde no se registre ningún tipo de actividad muscular. Este electrodo también recoge las señales ambiente pero no señales musculares. Finalmente el amplificador diferencial procesa la parte de la señal que es diferente entre los tres electrodos. Por otra parte, se debe tener en cuenta que el eje longitudinal del electrodo debe alinearse de manera paralela con la longitud de las fibras musculares **[21]**.

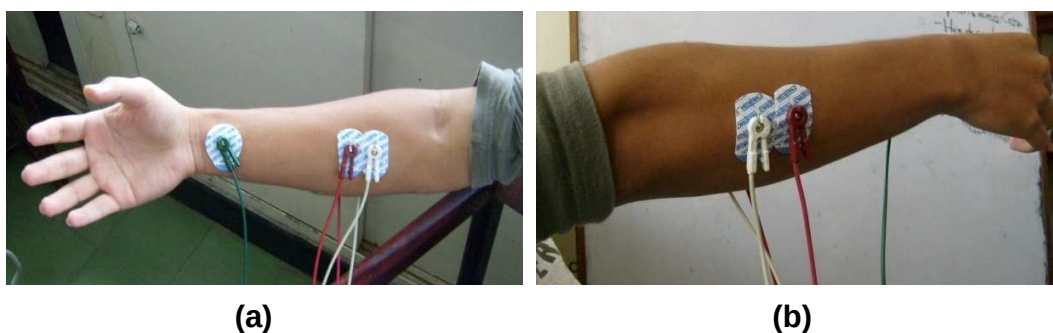
^[2]. Datasheet: ANALOG DEVICES. AD620A. U.S.A. 2004; p 16. Disponible en: <www.analog.com>

Si los electrodos son diferentes en tamaño o composición o las resistencias son diferentes porque los electrodos están sucios, el amplificador diferencial en vez de recibir una señal de ruido ambiente del mismo nivel en cada electrodo, recibe diferentes niveles de cada uno de ellos. En consecuencia, la interferencia no se cancela completamente y como resultado de esto el artefacto o ruido se vuelve parte de la señal brindando una información errónea al paciente [3].

Figura 1.2 Movimientos en la mano implementados.



Figura 1.3 Disposición de los electrodos en (a) región anterior del antebrazo y (b) región posterior del antebrazo.



Además, de tener en cuenta las características y parámetros citados anteriormente en el momento de adquirir correctamente una señal electromiográfica, la elección de los electrodos es crítica y fundamental a la hora de adquirir esta señal. Se presenta un potencial Piel-Electrodo determinante en las mediciones, es por ello que se recomienda disponer de los más finos electrodos posibles para obtener una medición precisa.

1.1.1 Protocolo a seguir para tomar una señal electromiográfica. La resistencia de la piel es otro factor importante que está directamente relacionada con la conducción de la señal a través de los electrodos, por lo mismo es necesario tomar una serie de precauciones en el momento de hacer dicha medición. A continuación, se darán algunos consejos y precauciones que son indispensables para obtener buenos resultados:

- En caso de que el paciente tenga mucho vello en la zona de interés, resulta conveniente afeitar el lugar donde los electrodos van a ser colocados.
- La piel debe ser higienizada con un algodón impregnado con alcohol para extraer el aceite depositado sobre la misma. Sin embargo no es recomendable causar desgaste por fricción.
- La utilización de gel conductor beneficia notablemente la transmisión de la señal. En caso de utilizarse el mismo debe tenerse precaución, que no exista un cortocircuito entre los electrodos.
- Es útil en ocasiones adherir los cables al paciente con cinta adhesiva para prevenir que el movimiento cause respuestas que influyan sobre la medición [3].
- Es necesario utilizar una manilla electromagnética para aterrizar al paciente, y así atenuar el ruido en el momento de realizar la medición.

El circuito de entrada se muestra en la (**Figura 1.4**), donde se puede observar que la derivación de la pierna derecha es análoga al electrodo de referencia y los electrodos de los brazos corresponden a los ubicados sobre los músculos de interés en el antebrazo.

Figura 1.4 Circuito implementado en la adquisición de ECG adaptado a EMG [3].

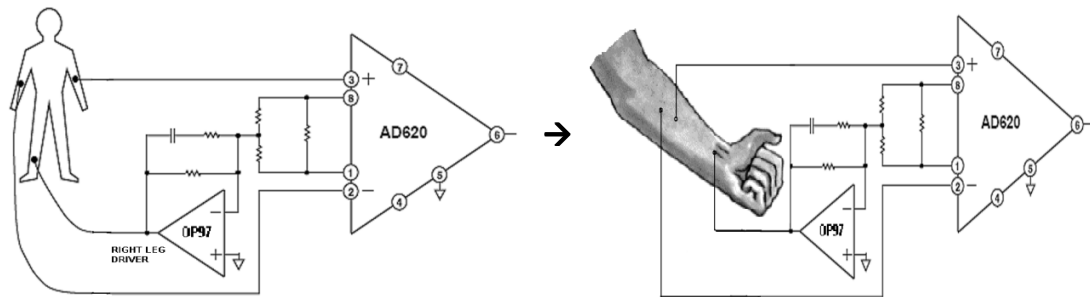
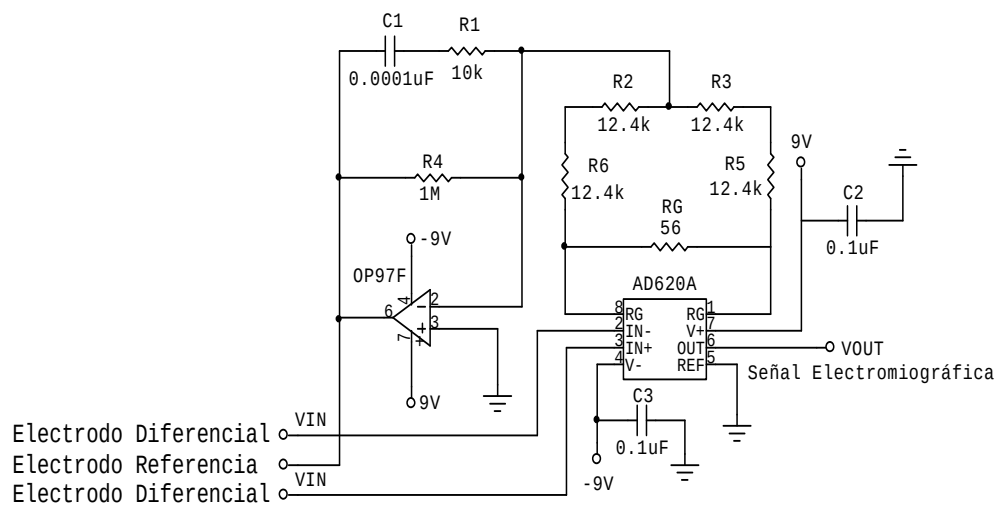


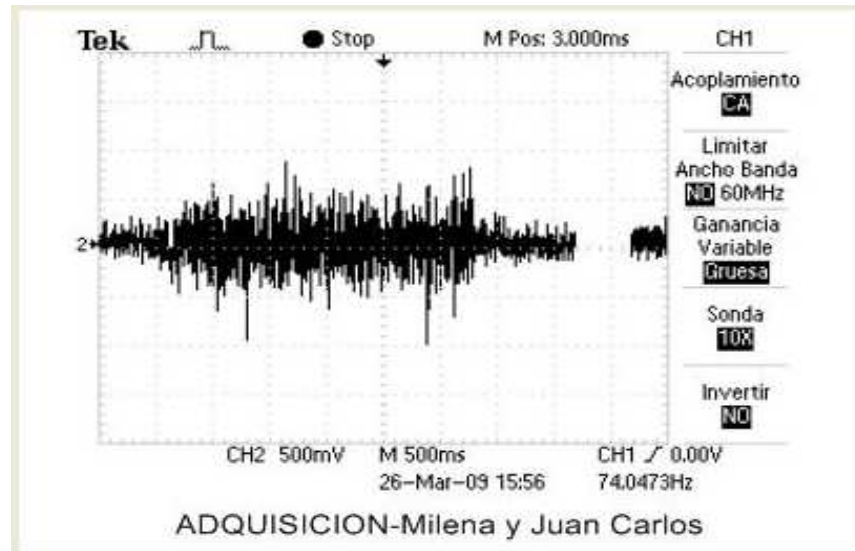
Figura 1.5 Circuito adquisición señal electromiográfica.



La señal correspondiente a la salida del circuito de la (**Figura 1.5**) se representa en las (**Gráficas 1.1, 1.2, 1.3 y 1.4**), adquiridas mediante el software WaveStar for Oscilloscopes proporcionado por TEKTRONIX.

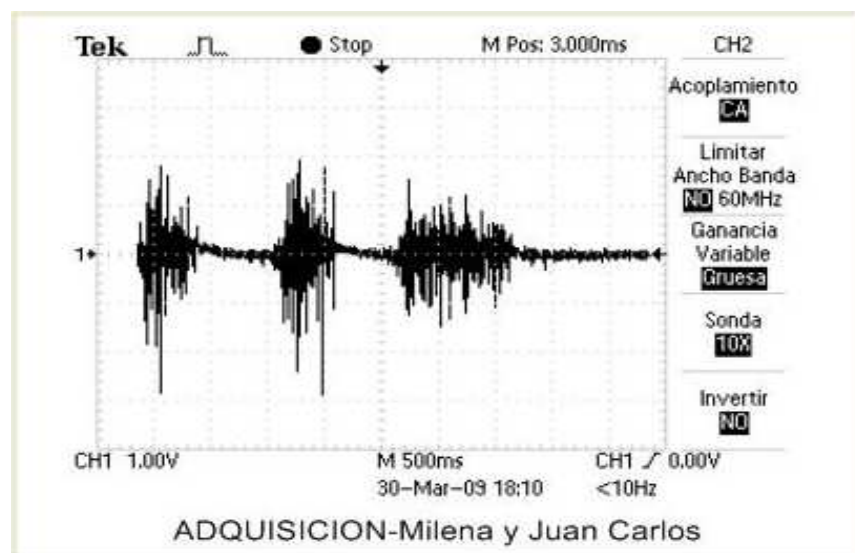
[3]. Datasheet: ANALOG DEVICES. AD620A. U.S.A. 2004; p 15. Disponible en: <www.analog.com>

Gráfica 1.1 Adquisición señal electromiográfica en protoboard persona A.



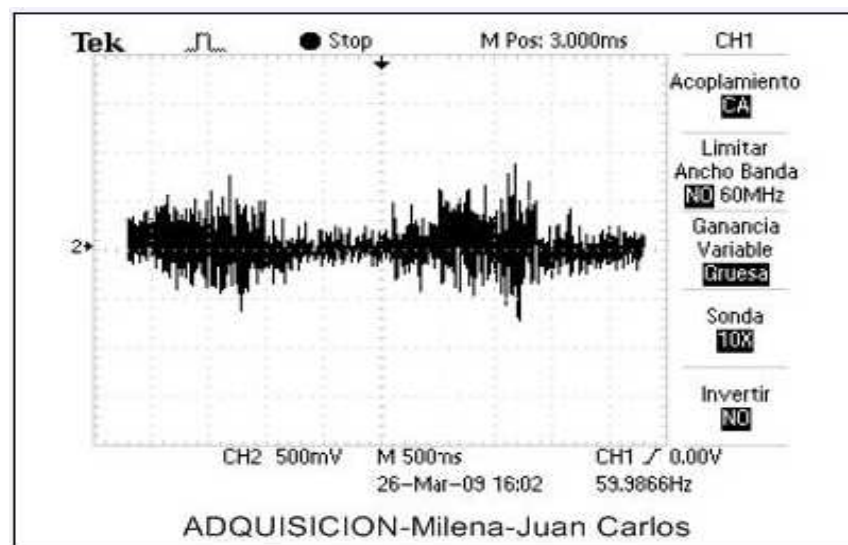
En la (**Gráfica 1.1**) se observa una señal electromiográfica adquirida en el pin 6 que es la salida del amplificador de instrumentación médica, tomada del antebrazo derecho de una persona delgada con contracción muscular suave y amplitud de 0.8V.

Gráfica 1.2 Adquisición señal electromiográfica en protoboard persona B.



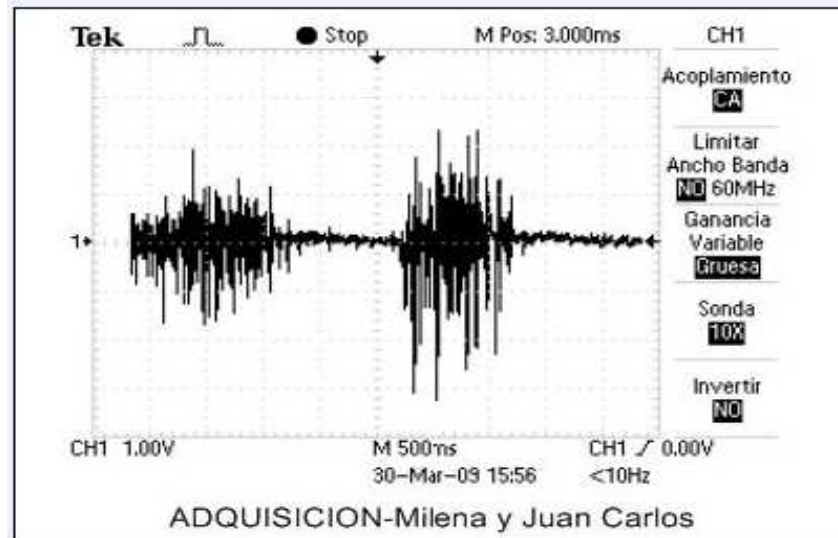
En la (**Gráfica1.2**) se observa una señal electromiográfica adquirida en el pin 6 que es la salida del amplificador de instrumentación médica, tomada del antebrazo derecho de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente 2.5V y tres repeticiones.

Gráfica 1.3 Adquisición señal electromiográfica en circuito impreso persona A.



En la (**Gráfica 1.3**) se observa una señal electromiográfica adquirida en el pin 6 que es la salida del amplificador de instrumentación médica, tomada del antebrazo izquierdo de una persona delgada con contracción muscular suave, amplitud de 0.8V y dos repeticiones.

Gráfica 1.4 Adquisición señal electromiográfica en circuito impreso persona B.



En la (**Gráfica 1.4**) se observa una señal electromiográfica adquirida en el pin 6 que es la salida del amplificador de instrumentación médica, tomada del antebrazo izquierdo de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente 2.5V y dos repeticiones.

1.2 ETAPA B

Teniendo en cuenta el bajo valor en amplitud de que tienen las señales electromiográficas, resulta conveniente analizar las posibles fuentes de ruido que lo generan. El objetivo es localizar que tipo de ruido influye más sobre la señal que deseamos medir, para posteriormente filtrarlo.

Existen básicamente dos tipos diferentes de interferencias relacionadas con el equipo de medición, estas son algunas de ellas:

Interferencia externa al equipo de medida:

- Capacitivas: acoplamiento capacitivo con el paciente y acoplamiento capacitivo con los conductores y el equipo.
- Inductivas: originadas por la interfaz electrodo-electrolito-piel, debidas a otros potenciales bioeléctricos, a otros sistemas fisiológicos y a cargas electrostáticas.

Interferencias internas al equipo de medida:

- Ruidos generados por los componentes eléctricos [3].

Sabemos que la principal interferencia externa es la línea de 110 volt y 60Hz que es la responsable de la mayoría de los acoples capacitivos e inductivos, debido a que las señales bioeléctricas son extremadamente vulnerables a este ruido por su bajo valor en amplitud y por encontrarse dentro del rango que abarca estas señales.

Por otra parte, el diseño de los filtros que limitan la señal en banda es una etapa muy importante en el desarrollo del proyecto. Si bien existen señales electromiográficas que superan los 500Hz de frecuencia, no son útiles para los propósitos de este trabajo. Para fines del módulo implementado las señales útiles están comprendidas en el rango de 20 a 500Hz. De esta manera se construyó dos filtros cuyos valores de resistencias y capacitores cumplen con las especificaciones anteriores y están diseñados para discernir la señal obtenida inmersa en ruido.

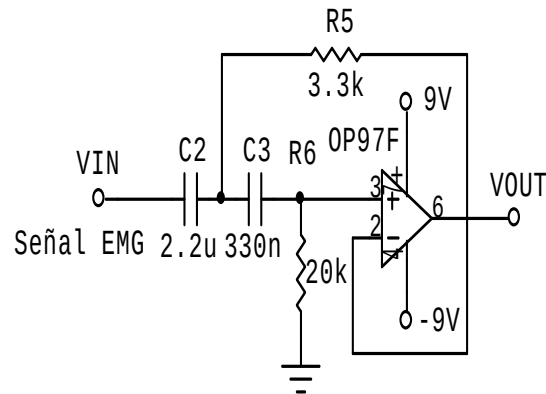
La segunda etapa está constituida por el amplificador operacional OP97F, ver **Anexo C**, corresponde al filtrado necesario para aislar señales que no pertenecen al rango de las frecuencias de interés.

En primer lugar se implementa un filtro pasa-alta de segundo orden y ganancia unitaria cuya frecuencia de corte es 20Hz, encargado de atenuar la señal de entrada en el rango de 0–20Hz, y de eliminar tensión DC presente en la señal que se produce como consecuencia de los potenciales de continua electrodo-piel luego de ser amplificados. Los componentes de frecuencia presentes entre 0Hz y 20 Hz son particularmente inestables, ya que se ven afectados por el carácter cuasi-aleatorio de la tasa de disparos en unidades musculares [5] [7].

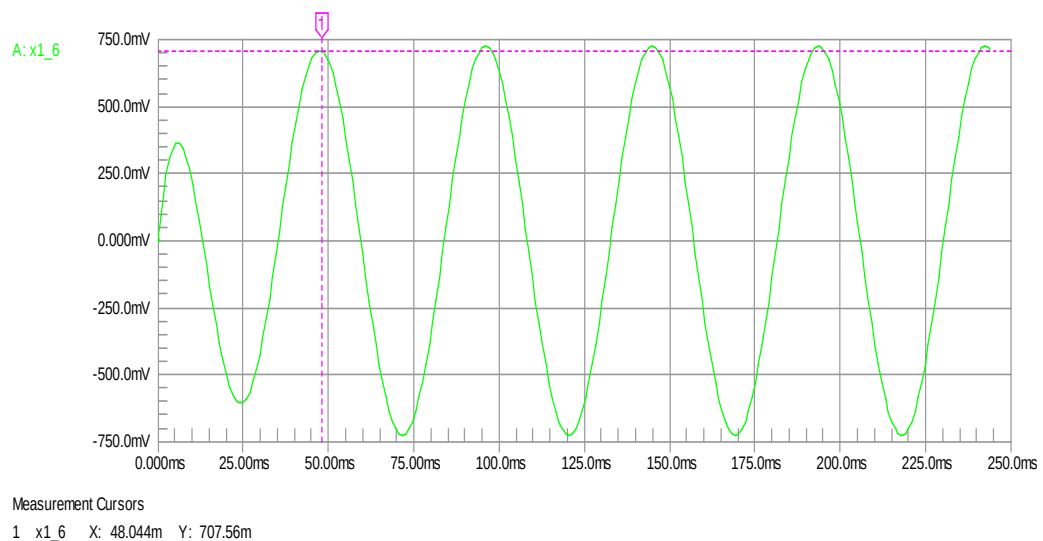
Debido a la naturaleza inestable de estos componentes de señal, es aconsejable considerarlos como no deseados y eliminar su efecto. Otra razón de importancia para implementar este filtro se debe a dos fuentes principales de ruido ocasionado por movimiento: una en la interfaz debido al movimiento entre la superficie de detección del electrodo y la piel, otra debida al movimiento del cable de conexión del electrodo al amplificador. Las señales eléctricas de las dos fuentes de ruido tienen la mayor parte de su energía en la gama de frecuencias de 0Hz a 20 Hz. Ambas fuentes son esencialmente reducidas en el diseño adecuado del filtro de orden 2 o superior y 20 dB/dec de atenuación [16].

El circuito correspondiente se muestra en la (**Figura 1.6**) y las simulaciones en las (**Gráficas 1.5 y 1.6**), adquiridas mediante el software circuit maker.

Figura 1.6 Filtro Butterworth pasa-alta de 20Hz. Configuración Sallen-Key.

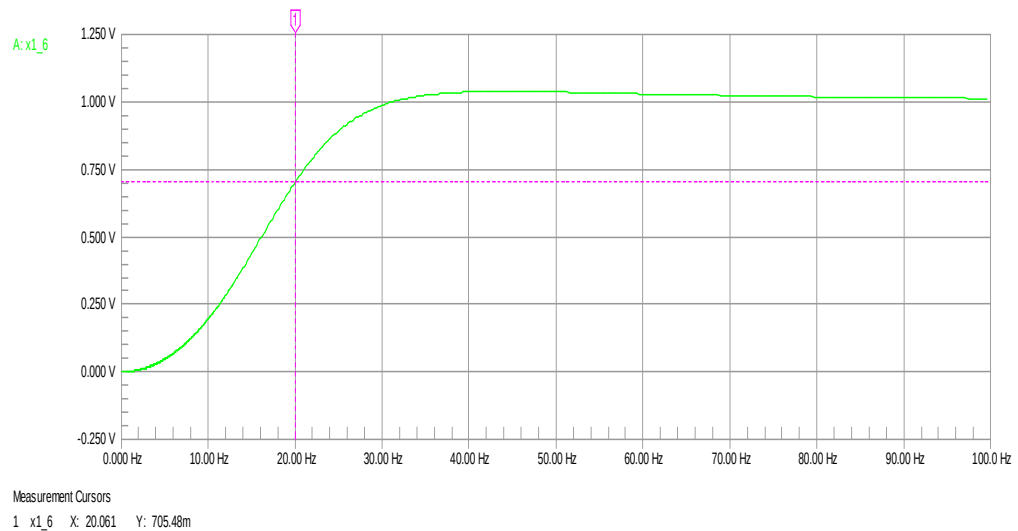


Gráfica 1.5 Simulación filtro pasa-alta implementado en dominio del tiempo,



En la (**Gráfica 1.5**) la respuesta de la función de transferencia del filtro como dominio del tiempo, se obtiene con atenuación de amplitud para la banda de rechazo y amplificación mayor e igual que uno para la banda de paso. Esto se presenta para un tiempo determinado.

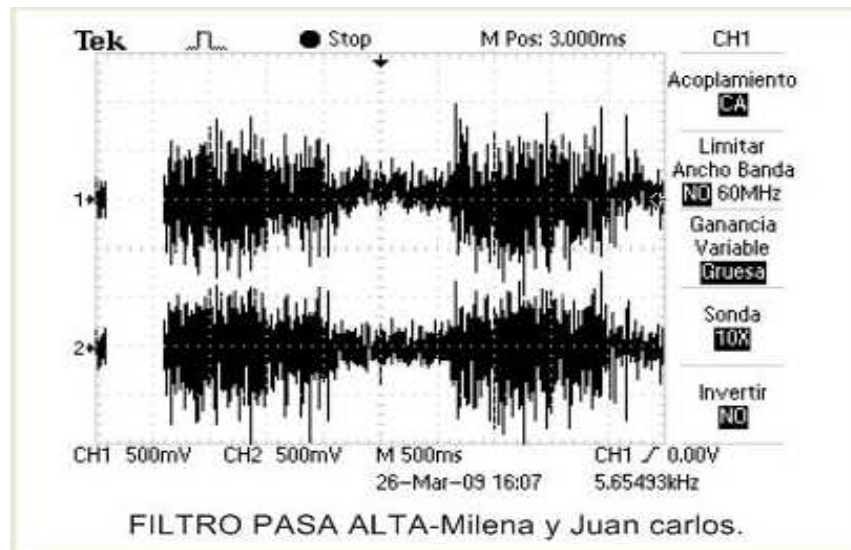
Gráfica 1.6 Simulación filtro pasa-alta implementado en dominio de la frecuencia.



Como se observa en la (**Gráfica 1.6**) la respuesta de la función de transferencia en el dominio de la frecuencia se obtiene como el diagrama de bode para todas las frecuencias posibles de la señal de entrada. Teniendo presente que para la banda de paso la atenuación de cero dB equivale a veinte veces el logaritmo base diez de uno.

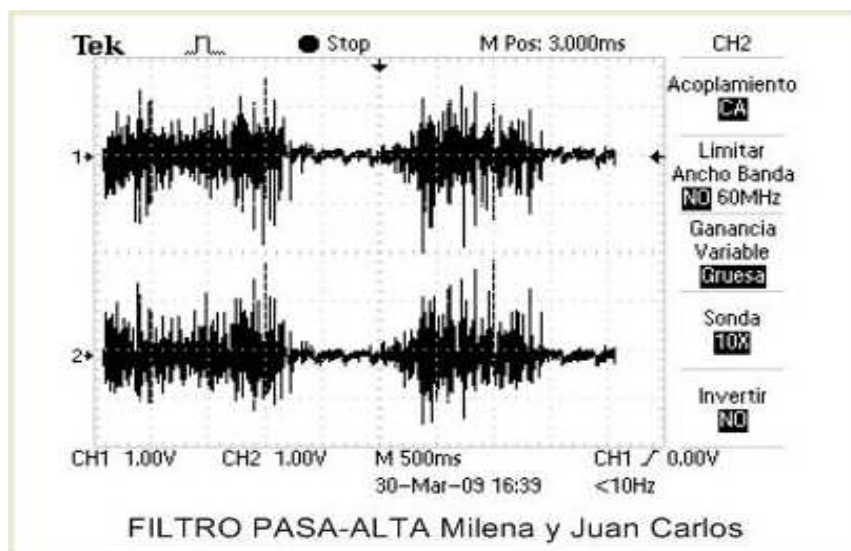
Para las (**Gráficas 1.7, 1.8, 1.9 y 1.10**) en el canal 1 se muestra la señal de entrada del filtro pasa alta y el canal 2 la señal de salida, adquiridas mediante el software WaveStar for Oscilloscopes proporcionado por TEKTRONIX.

Gráfica 1.7 Filtro pasa-alta en protoboard persona A.



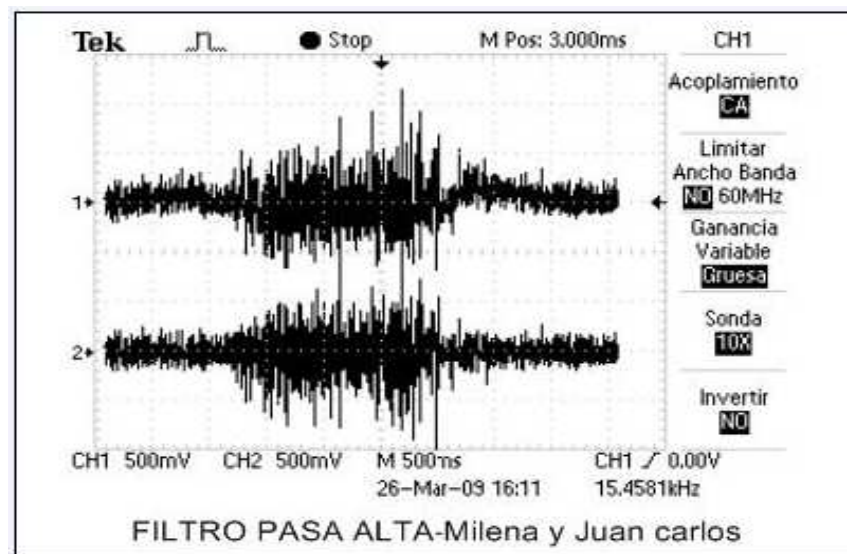
En la (Gráfica 1.7) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la entrada del filtro pasa-alta o salida del amplificador de instrumentación y la otra señal en el pin 6 que es la salida del filtro, tomada del antebrazo derecho de una persona delgada con contracción muscular suave, amplitud de 1V respectivamente y dos repeticiones.

Gráfica 1.8 Filtro pasa-alta en protoboard persona B.



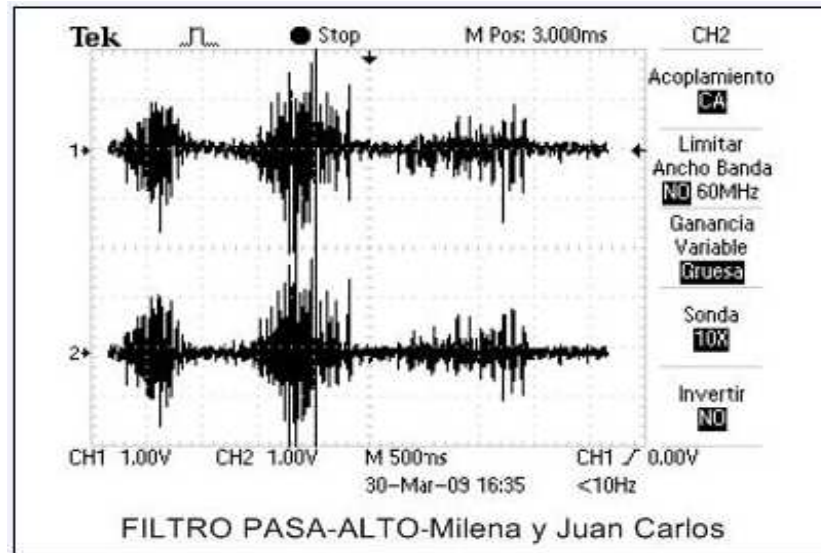
En la (**Gráfica 1.8**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la entrada del filtro pasa-alta o salida del amplificador de instrumentación y la otra señal en el pin 6 que es la salida del filtro, tomada del antebrazo derecho de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente de 2V respectivamente y dos repeticiones.

Gráfica 1.9 Filtro pasa-alta en circuito impreso persona A.



En la (**Gráfica 1.9**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la entrada del filtro pasa-alta o salida del amplificador de instrumentación y la otra señal en el pin 6 que es la salida del filtro, tomada del antebrazo izquierdo de una persona delgada con contracción muscular suave y amplitud de aproximadamente de 1V respectivamente.

Gráfica 1.10 Filtro pasa-alta en circuito impreso persona B.

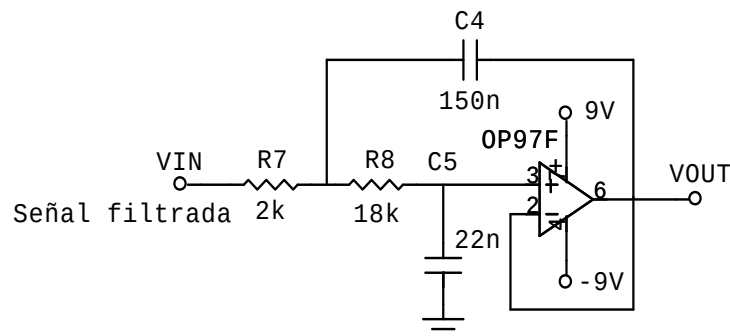


En la (**Gráfica 1.10**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la entrada del filtro pasa-alta o salida del amplificador de instrumentación y la otra señal en el pin 6 que es la salida del filtro, tomada del antebrazo izquierdo de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente de 2V respectivamente y tres repeticiones.

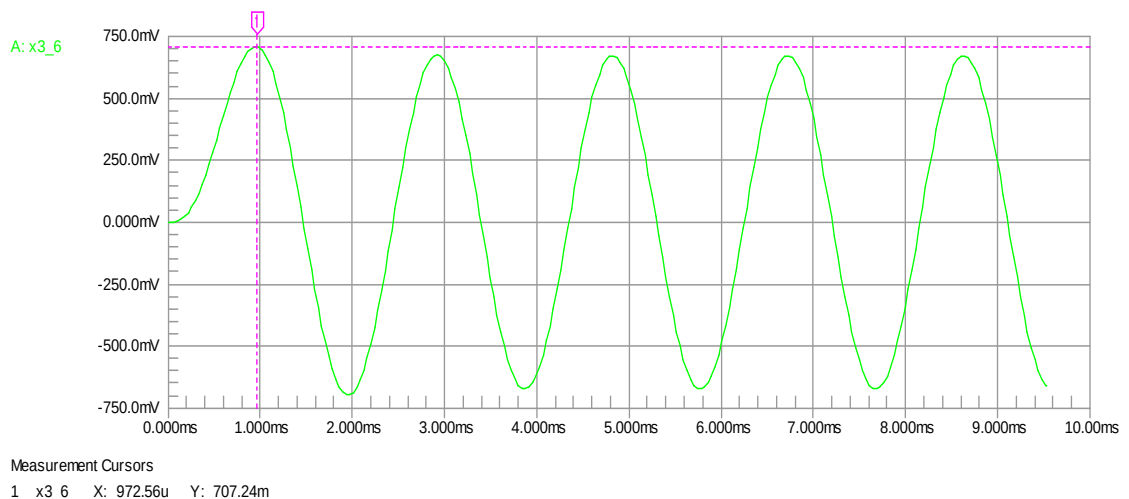
En esta misma etapa se implementa un filtro pasa-baja de segundo orden, atenuación de 20dB/dec, ganancia unitaria y frecuencia de corte 500Hz, encargado de atenuar amplitudes de la señal a frecuencias superiores dado que el aporte significativo de energía de la señal electromiográfica se encuentra por debajo de dicha frecuencia [16].

El circuito correspondiente se muestra en la (**Figura 1.7**) y las simulaciones en las (**Gráficas 1.11 y 1.12**), adquiridas mediante el software circuit maker.

Figura 1.7 Filtro Butterworth pasa-baja de 500 Hz. Configuración Sallen-Key.

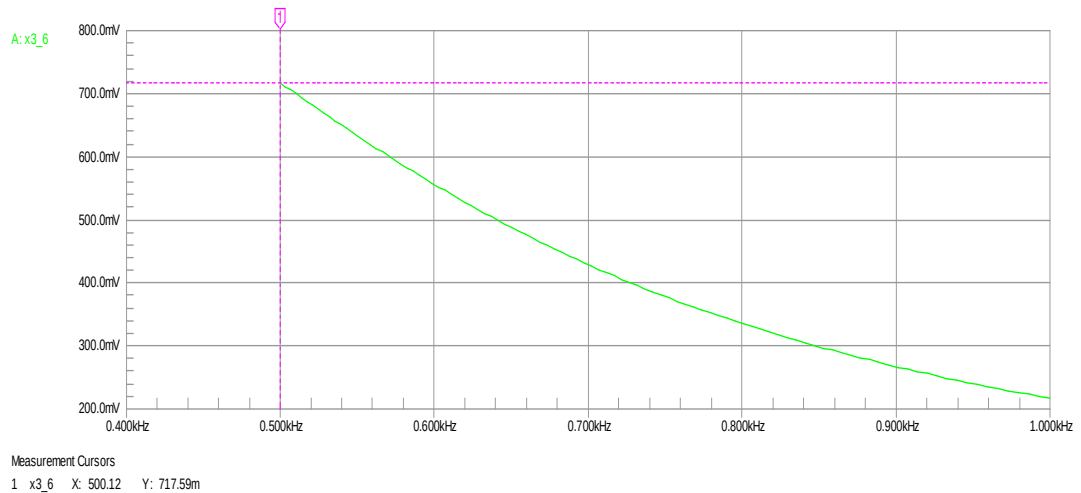


Gráfica 1.11 Simulación filtro pasa-baja implementado en dominio del tiempo.



En la (**Gráfica 1.11**) la respuesta de la función de transferencia del filtro como dominio del tiempo, se obtiene con atenuación de amplitud para la banda de rechazo y amplificación mayor e igual que uno para la banda de paso. Esto se presenta para un tiempo determinado.

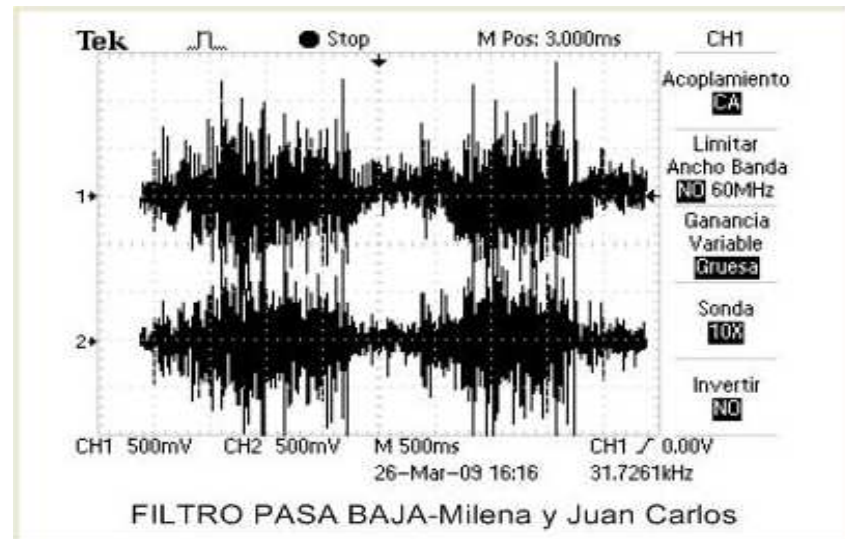
Gráfica 1.12 Simulación filtro pasa-baja implementado en dominio de la frecuencia.



Como se observa en la (**Gráfica 1.12**) la respuesta de la función de transferencia en el dominio de la frecuencia se obtiene como el diagrama de bode para todas las frecuencias posibles de la señal de entrada. Teniendo presente que para la banda de paso la atenuación de cero dB equivale a veinte veces el logaritmo base diez de uno.

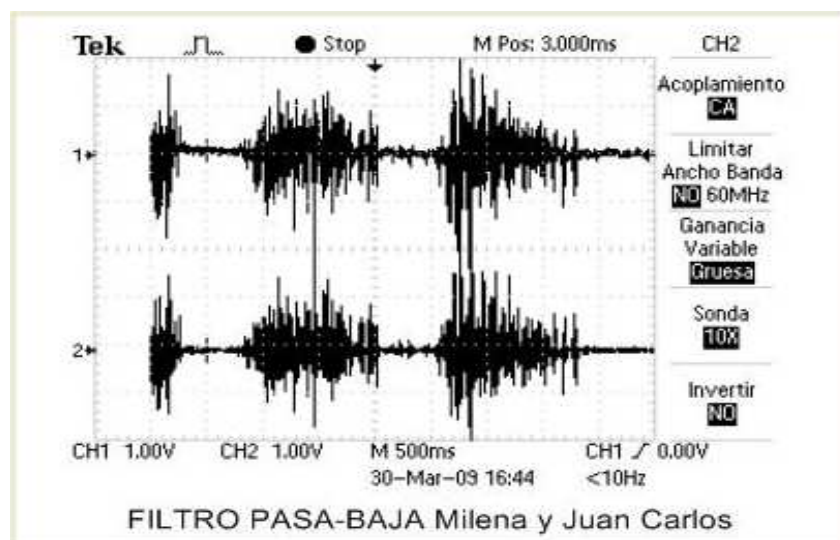
Para las (**Gráficas 1.13, 1.14, 1.15 y 1.16**) el canal 1 representa la señal de entrada del filtro pasa baja y el canal 2 la señal de salida, adquiridas mediante el software WaveStar for Oscilloscopes proporcionado por TEKTRONIX.

Gráfica 1.13 Filtro pasa-baja en protoboard persona A.



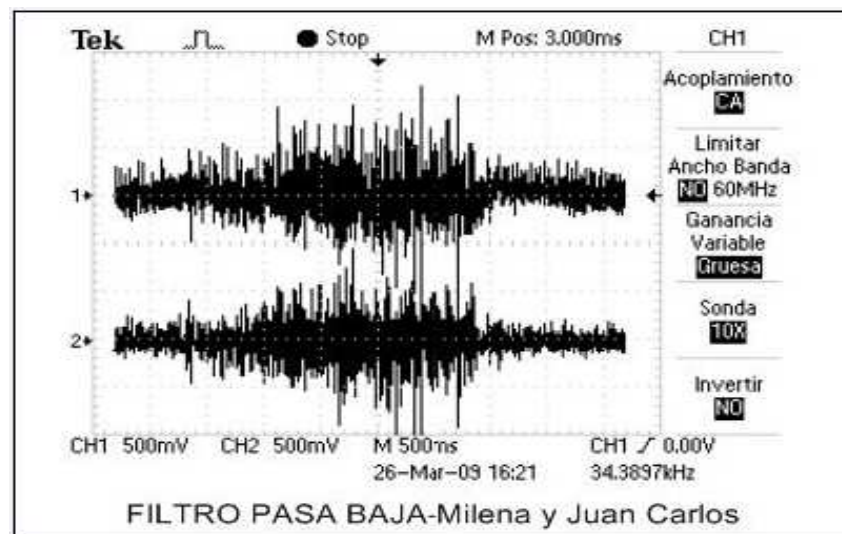
En la (Gráfica 1.13) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la entrada del filtro pasa-baja o salida del filtro pasa-alta y la otra señal en el pin 6 que es la salida del filtro, tomada del antebrazo derecho de una persona delgada con contracción muscular suave, amplitud de de 1V respectivamente y dor repeticiones.

Gráfica 1.14 Filtro pasa-baja en protoboard persona B.



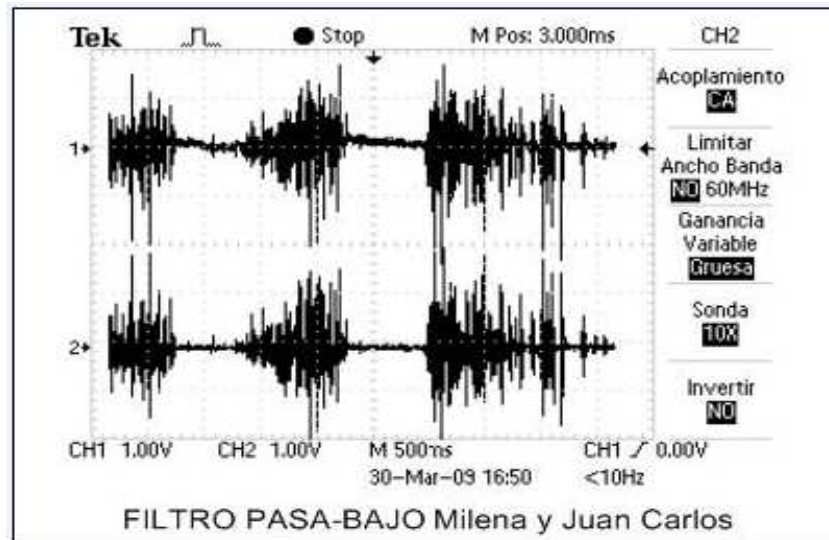
En la (**Gráfica 1.14**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la entrada del filtro pasa-baja o salida del filtro pasa-alta y la otra señal en el pin 6 que es la salida del filtro, tomada del antebrazo derecho de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente de 2V respectivamente y tres repeticiones.

Gráfica 1.15 Filtro pasa-baja en circuito impreso persona A.



En la (**Gráfica 1.15**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la entrada del filtro pasa-baja o salida del filtro pasa-alta y la otra señal en el pin 6 que es la salida del filtro, tomada del antebrazo izquierdo de una persona delgada con contracción muscular suave y amplitud de aproximadamente de 1V respectivamente.

Gráfica 1.16 Filtro pasa-baja en circuito impreso persona B.

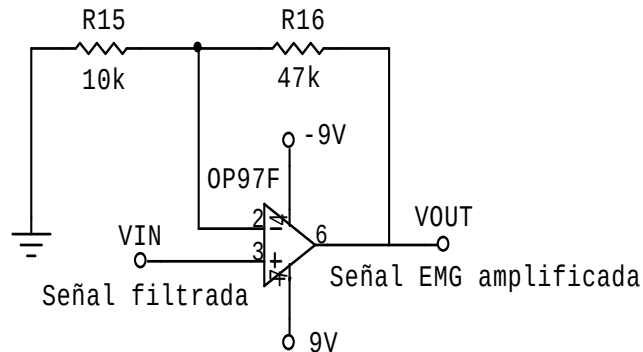


En la (**Gráfica 1.16**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la entrada del filtro pasa-baja o salida del filtro pasa-alta y la otra señal en el pin 6 que es la salida del filtro, tomada del antebrazo izquierdo de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente de 2V respectivamente y tres repeticiones.

Para la amplificación final de la señal electromiográfica se implementa un circuito amplificador no inversor, constituido por el amplificador operacional OP97F a la salida del filtro pasa baja con una ganancia de 200, lo que resulta en una ganancia total de la tarjeta de 176.600.

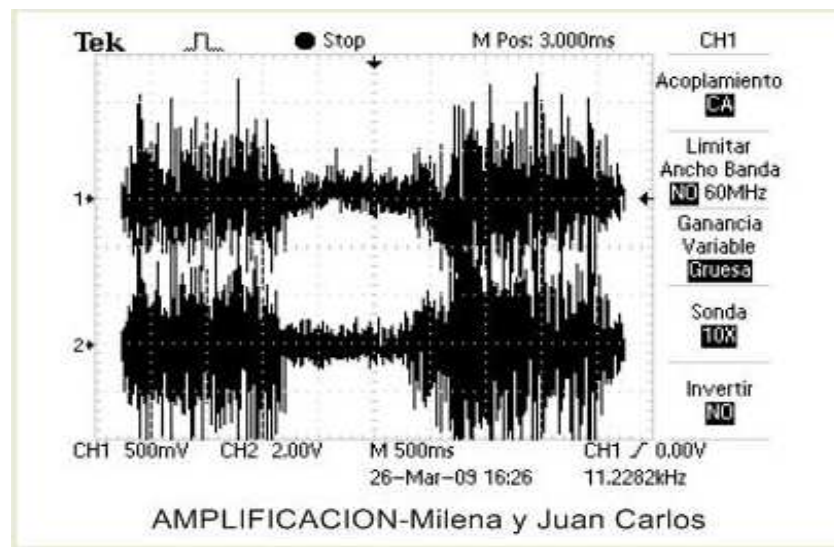
El circuito correspondiente se muestra en la (**Figura 1.8**).

Figura 1.8 Circuito amplificador no inversor.



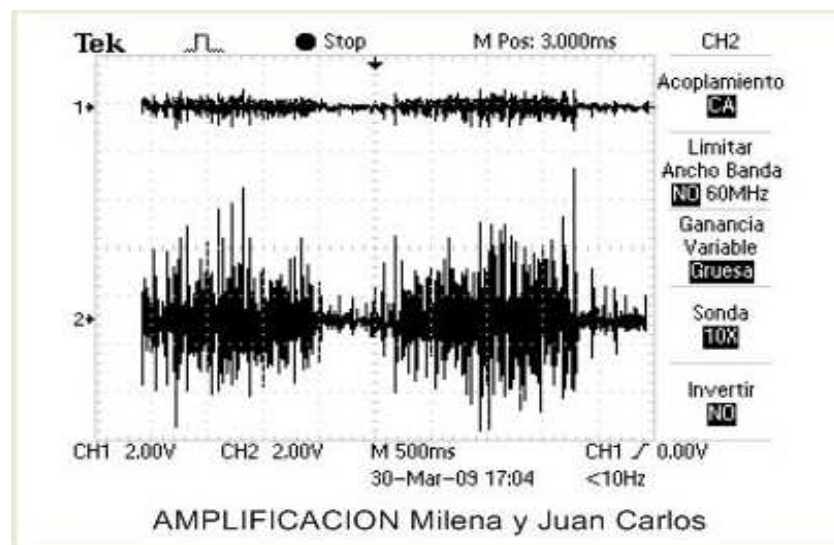
La señal correspondiente a la salida del circuito de la (**Figura 1.8**) se representa en las (**Gráficas 1.17, 1.18, 1.19 y 1.20**) es decir, en el canal 1 se muestra la señal electromiográfica en el punto de salida del filtro pasa bajo y en el canal 2 se muestra la señal de salida, adquiridas mediante el software WaveStar for Oscilloscopes proporcionado por TEKTRONIX.

Gráfica 1.17 Señal electromiográfica amplificada en protoboard persona A.



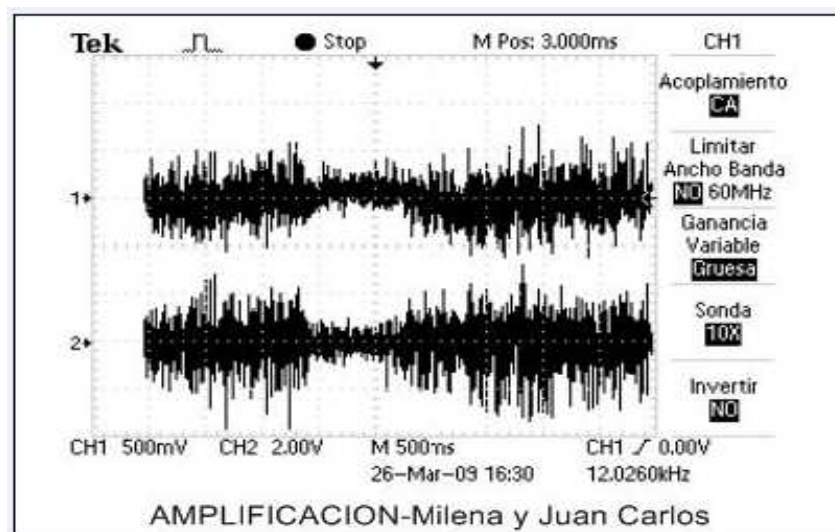
En la (**Gráfica 1.17**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la salida del filtro pasa-baja y la otra señal en el pin 6 que es la salida del circuito amplificador, tomada del antebrazo derecho de una persona delgada con contracción muscular suave, amplitud de aproximadamente 1V y 4V respectivamente y dos repeticiones.

Gráfica 1.18 Señal electromiográfica amplificada en protoboard persona B.



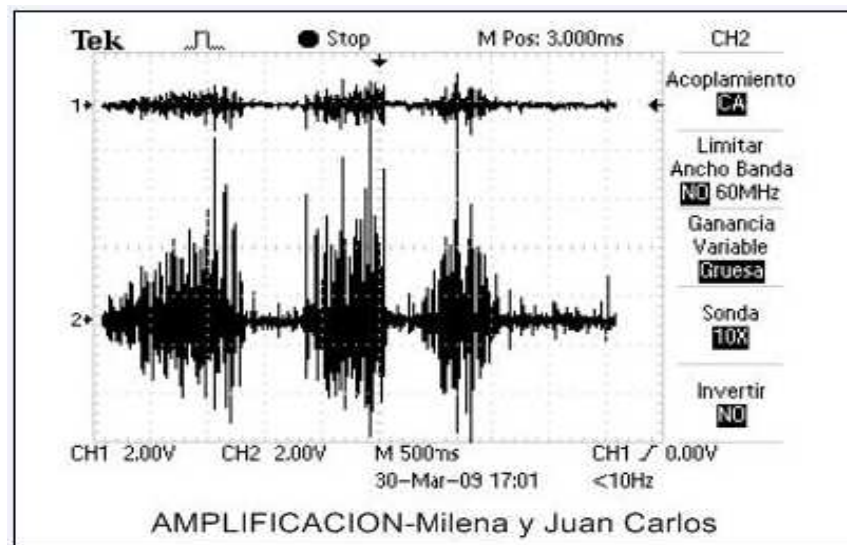
En la (Gráfica 1.18) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la salida del filtro pasa-baja y la otra señal en el pin 6 que es la salida del circuito amplificador, tomada del antebrazo derecho de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente 0.2V y 4.5V respectivamente y dos repeticiones.

Gráfica 1.19 Señal electromiográfica amplificada en circuito impreso persona A.



En la (**Gráfica 1.19**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la salida del filtro pasa-baja y la otra señal en el pin 6 que es la salida del circuito amplificador, tomada del antebrazo izquierdo de una persona delgada con contracción muscular suave, amplitud de aproximadamente 1V y 4V respectivamente y dos repeticiones.

Gráfica 1.20 Señal electromiográfica amplificada en circuito impreso persona B.



En la (**Gráfica 1.20**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la entrada del filtro pasa-alta o salida del amplificador de instrumentación y la otra señal en el pin 6 que es la salida del filtro, tomada del antebrazo izquierdo de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente de 0.5V y 5V respectivamente y tres repeticiones.

1.4 ELECCION DE LOS COMPONENTES DE LA TARJETA

Amplificador de instrumentación (AD620A): se utilizó para rechazar señales que entran en modo común, o sea en las dos entradas se presentan la misma señal. En nuestro caso, para la adquisición de las señales electromiográficas se requirió de un alto cociente de rechazo de modo común. Además, la impedancia del amplificador tuvo que ser grande para que el biopotencial se desarrollara a través de la entrada del amplificador y no a través de la interfaz paciente-electrodo.

Por otra parte, el AD620A es de propósito general, pero dado su alto desempeño tiene especial implementación en aplicaciones médicas. Las características relevantes que posee este dispositivo, en relación a los requerimientos mínimos que son extraídos directamente de www.delsys.com, empresa dedicada a la fabricación comercial de dispositivos para adquirir señales EMG, se muestran en la (Tabla 1.3).

Tabla 1.3 Características del amplificador diferencial AD620A ^[4].

Índice	AD620A	Esperado
CMRR	120 dB Típico	90 dB
Impedancia de Entrada Diferencial	10 GΩ 2 pF	10 GΩ 5 pF

Amplificador de los filtros: amplificador operacional OP97F, este es un amplificador con alto desempeño en la implementación de aplicaciones médicas. Este tiene un alto cociente de rechazo de modo común y una alta impedancia de entrada, características necesarias para reducir el ruido electromagnético presente en la señal y atenuar esta dentro de las frecuencias de interés.

Este OpAmp cumple con los parámetros mostrados en la (Tabla 1.4), aspectos:

Tabla 1.4 Características del amplificador operacional OP97F ^[5].

Índice	OP97F	Esperado
CMRR	132 dB Típico	110 dB
Impedancia de entrada	30 MΩ Mínimo	30 MΩ Mínimo

Amplificador del Smith trigger: Amplificador-Comparador TLV3491 con salida push-pull, por su alto desempeño es implementado en equipos médicos portátiles. Este posee un alto cociente de rechazo de modo común y una alta impedancia de entrada, características importantes para ayudar a reducir el ruido electromagnético presente en la señal.

^[4]. Datasheet: ANALOG DEVICES. U.S.A. 2004; p. 3-4. Disponible en: <www.analog.com>

^[5]. Datasheet: ANALOG DEVICES. U.S.A. 1997-2007; p. 3. Disponible en: <www.analog.com>

Este Amp cumple con los parámetros mostrados en la (**Tabla 1.5**), aspectos:

Tabla 1.5 Características del amplificador-comparador TLV3491 ^[6].

Índice	TLV3491	Esperado
CMRR	74 dB Típico	60 dB
Impedancia de entrada	6.0 MΩ Típico	1.0 MΩ Mínimo

Si bien no es posible obtener una señal completamente libre de distorsión o ruido de la línea, la implementación de estos integrados cumple satisfactoriamente con las necesidades que implica la implementación de un electromiógrafo.

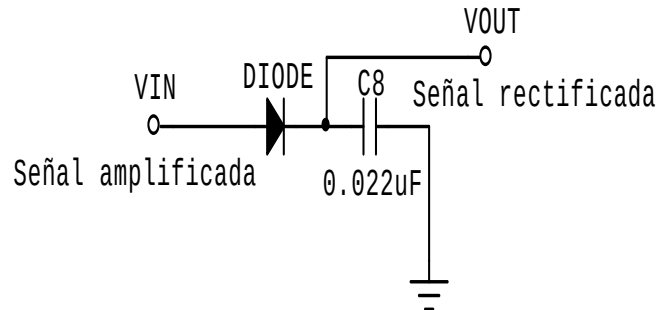
1.3 ETAPA C

Esta etapa corresponde a la digitalización, adquisición y almacenamiento de la señal electromiográfica filtrada y amplificada, para ello se utilizó una tarjeta de adquisición de National Instruments® en conjunto con la herramienta software LabVIEW que permitió diseñar la interfaz gráfica agradable y de fácil operación para el usuario del electromiógrafo.

Adicionalmente, se implementó mediante hardware un circuito de muestreo y retención de amplitud el cual mantiene un nivel DC diferente de cero mientras exista en la entrada de este circuito una señal electromiográfica proveniente de algún músculo esquelético. Dicho circuito es constituido por un circuito rectificador (**Figura 1.9**), un seguidor de voltaje para hacer acople de impedancia (**Figura 1.10**) y un Smith trigger como se ilustra en la (**Figura 1.11**). El objetivo es obtener de forma binaria la información correspondiente a la presencia o ausencia de una señal electromiográfica a causa de la contracción de algún músculo esquelético. Además, con este circuito se tiene como respuesta pulsos de ancho proporcional a la energía de la señal electromiográfica de entrada lo cual permite hacer control mediante la técnica conocida como PWM (Pulse Width Modulated), (**Gráfica 1.30, 1.31 y 1.32**).

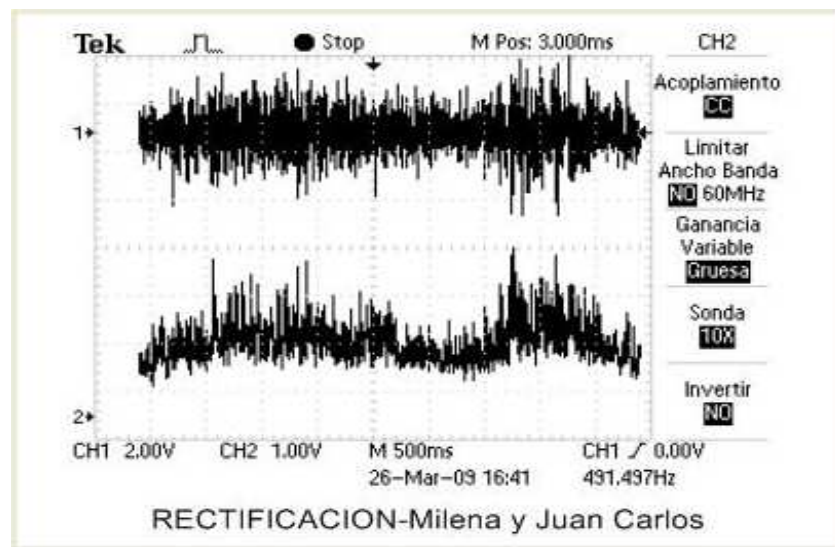
^[6]. Datasheet: TEXAS INSTRUMENT. U.S.A. 2002-2004; p. 3. Disponible en: <www.ti.com>

Figura 1.9 Circuito rectificador.



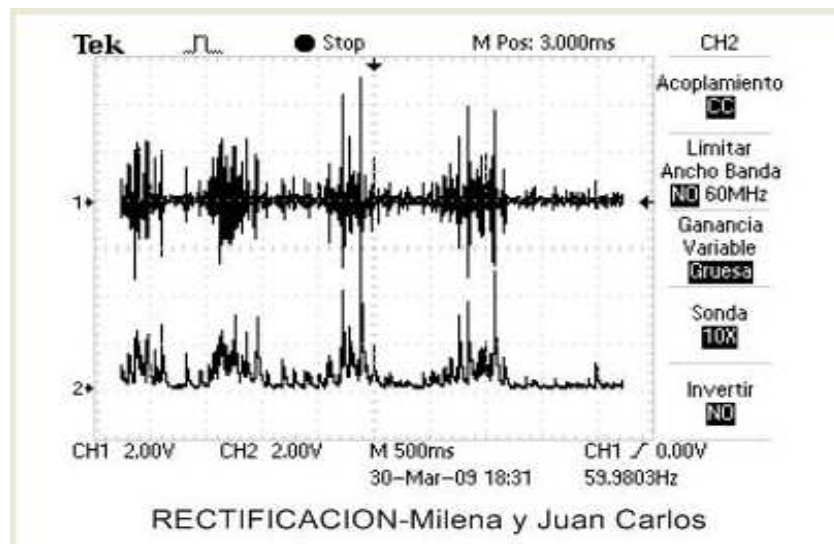
La señal correspondiente a la salida del circuito de la (**Figura 1.9**) se representa en las (**Gráficas 1.21, 1.22, 1.23 y 1.24**) es decir, en el canal 1 se muestra la señal electromiográfica filtrada y amplificada y en el canal 2 se muestra la señal de salida, adquiridas mediante el software WaveStar for Oscilloscopes proporcionado por TEKTRONIX.

Gráfica 1.21 Señal electromiográfica rectificada en protoboard persona A.



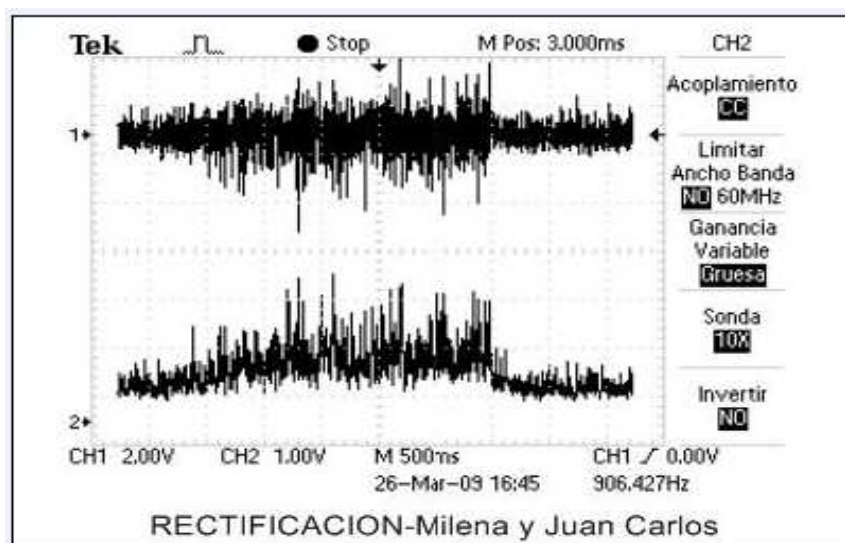
En la (**Gráfica 1.21**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la salida del circuito amplificador y la otra señal en la salida del diodo de shicheo rápido, tomada del antebrazo derecho de una persona delgada con contracción muscular suave, amplitud de aproximadamente de 2.5V respectivamente y dos repeticiones.

Gráfica 1.22 Señal electromiográfica rectificada en protoboard persona B.



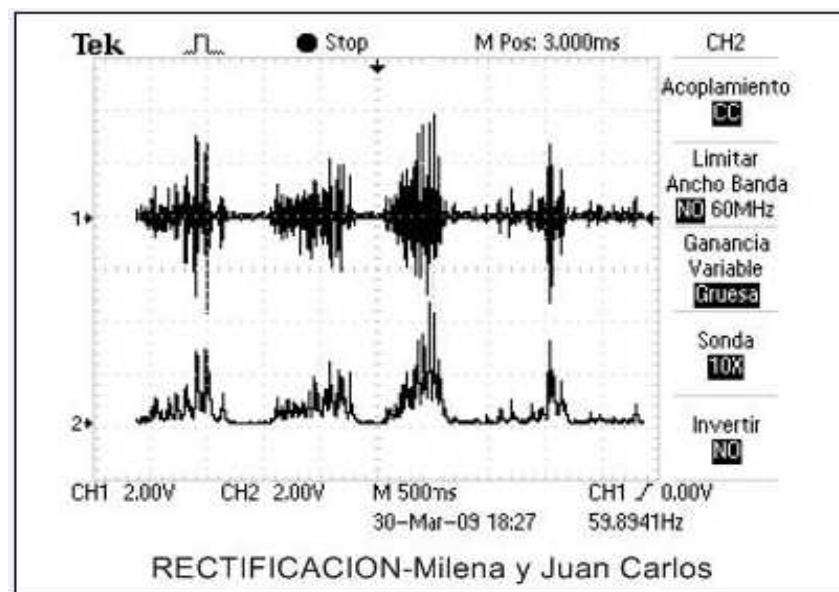
En la (Gráfica 1.22) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la salida del circuito amplificador y la otra señal en la salida del diodo de shicheo rápido, tomada del antebrazo derecho de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente de 4V respectivamente y 4 repeticiones.

Gráfica 1.23 Señal electromiográfica rectificada en baquela persona A.



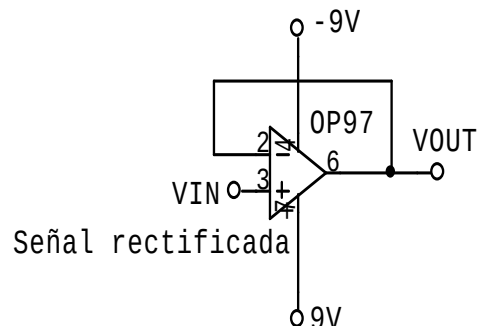
En la (**Gráfica 1.23**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la salida del circuito amplificador y la otra señal en la salida del diodo de shicheo rápido, tomada del antebrazo izquierdo de una persona delgada con contracción muscular suave y amplitud de aproximadamente de 2.5V respectivamente.

Gráfica 1.24 Señal electromiográfica rectificada en baqueta persona B.



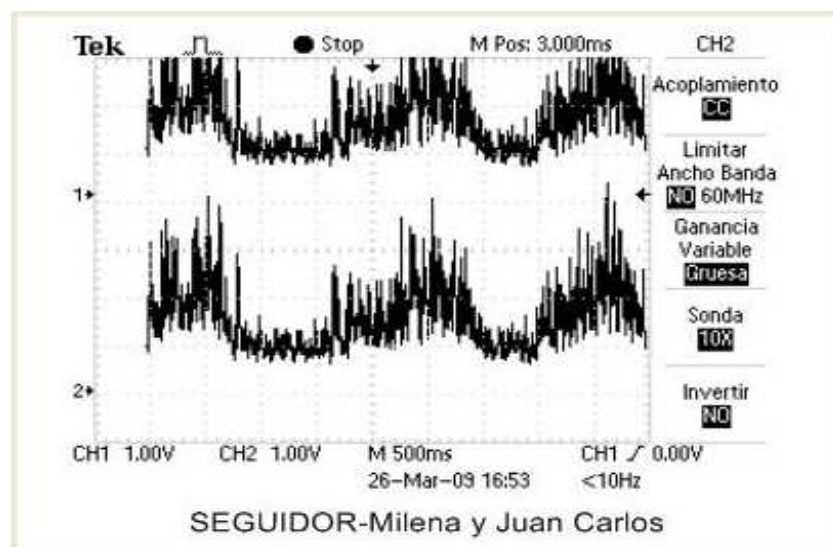
En la (**Gráfica 1.24**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en la salida del circuito amplificador y la otra señal en la salida del diodo de shicheo rápido, tomada del antebrazo izquierdo de una persona delgada con contracción muscular suave, amplitud de aproximadamente de 4V respectivamente y repeticiones.

Figura 1.10 Circuito seguidor de voltaje.



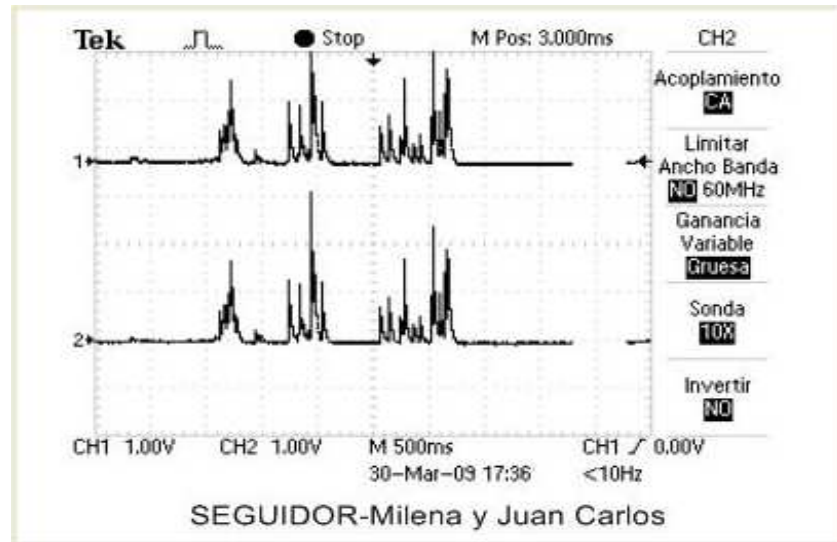
La señal correspondiente a la salida del circuito de la (**Figura 1.10**) se representa en las (**Gráficas 1.25, 1.26, 1.27 y 1.28**) es decir, en el canal 1 se muestra la señal electromiográfica rectificada y en el canal 2 se muestra la señal de salida.

Gráfica 1.25 Seguidor de voltaje en protoboard persona A.



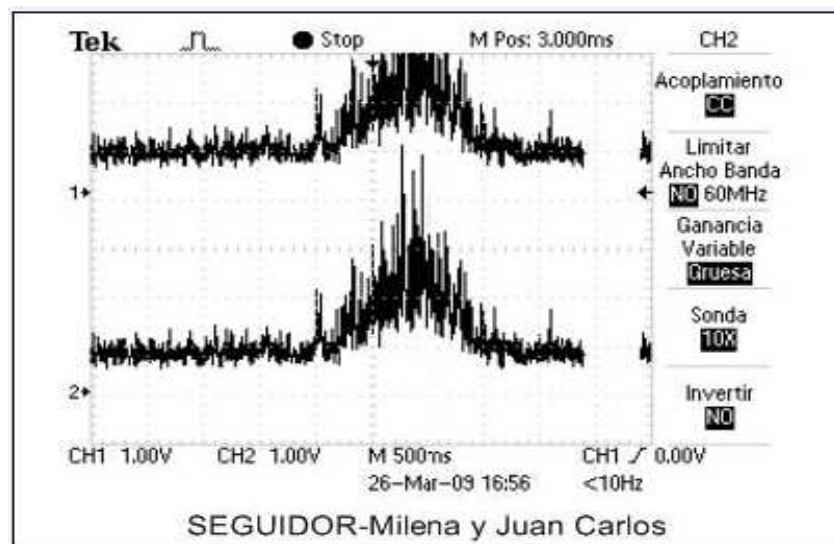
En la (**Gráfica 1.25**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en salida del rectificador y la otra señal en el pin 6 que es la salida del seguidor, tomada del antebrazo derecho de una persona delgada con contracción muscular suave, amplitud de aproximadamente de 3V respectivamente y tres repeticiones.

Gráfica 1.26 Seguidor de voltaje en protoboard persona B.



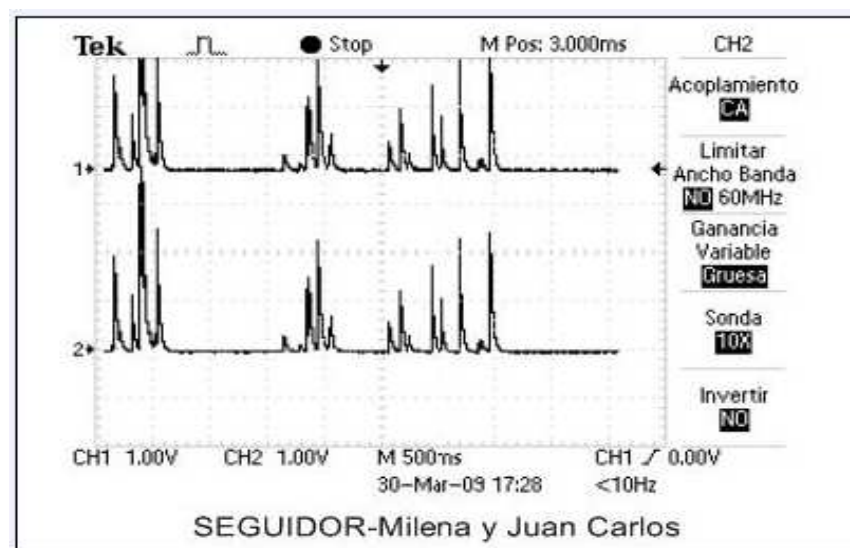
En la (Gráfica 1.26) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en salida del rectificador y la otra señal en el pin 6 que es la salida del seguidor, tomada del antebrazo derecho de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente de 3V respectivamente y tres repeticiones.

Gráfica 1.27 Seguidor de voltaje en circuito impreso persona A.



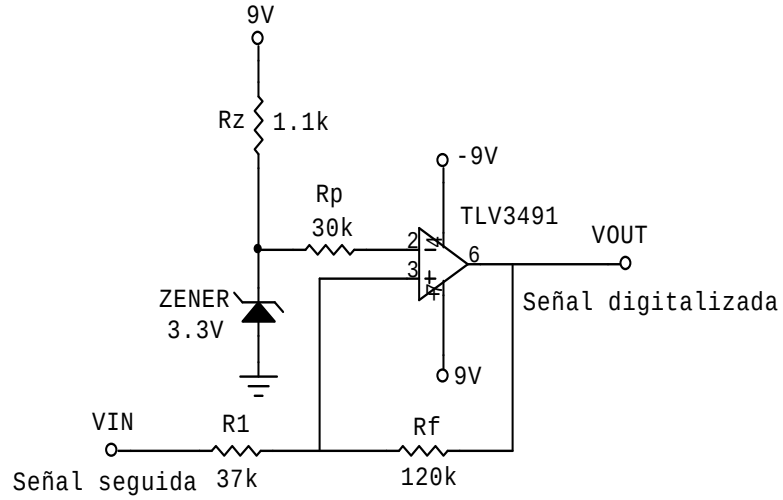
En la (**Gráfica 1.27**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en salida del rectificador y la otra señal en el pin 6 que es la salida del seguidor, tomada del antebrazo izquierdo de una persona delgada con contracción muscular suave, amplitud de aproximadamente de 3V respectivamente.

Gráfica 1.28 Seguidor de voltaje en circuito impreso persona B.



En la (**Gráfica 1.28**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en salida del rectificador y la otra señal en el pin 6 que es la salida del seguidor, tomada del antebrazo izquierdo de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente de 3V respectivamente y tres repeticiones.

Figura 1.11 Circuito smith trigger.



Cálculos desarrollados en la implementación del circuito smith trigger mostrado en la **(Figura 1.11)**.

Si, $V_0 = V_{sat}$ y aplicando el teorema de superposición para el tiempo uno se tiene:

$$V_{p1} = V_{in1} \left(\frac{R_f}{R_f + R_1} \right) + V_{sat} \left(\frac{R_1}{R_1 + R_f} \right) \quad [13]$$

Si, $V_0 = -V_{sat}$ y aplicando nuevamente superposición en un tiempo dos se tiene:

$$Entonces, V_{p2} = V_{in2} \left(\frac{R_f}{R_f + R_1} \right) + (-V_{sat}) \left(\frac{R_1}{R_1 + R_f} \right)$$

Suponiendo $V_0 = V_{sat}$, V_0 cambia a $-V_{sat}$ cuando $V_{p1} < V_{ref}$, la igualdad se tiene en el límite es decir:

$$V_{ref} = V_{in1} \left(\frac{R_f}{R_1 + R_f} \right) + V_{sat} \left(\frac{R_1}{R_f} \right)$$

$$V_{in1} = V_{ref} \left(\frac{R_1 + R_f}{R_f} \right) - V_{sat} \left(\frac{R_1}{R_f} \right)$$

Sponiendo $V_0 = -V_{sat}$; V_0 sube a V_{sat} cuando $V_p > V_{ref}$ el límite se presenta en la igualdad esto es:

$$V_{p2} = V_{ref} = V_{in2} \left(\frac{R_f}{R_1 + R_f} \right) - V_{sat} \left(\frac{R_1}{R_1 + R_f} \right)$$

$$V_{in2} = V_{ref} \left(\frac{R_1 + R_f}{R_f} \right) + V_{sat} \left(\frac{R_1}{R_f} \right)$$

$$\Delta V_{in} = |V_{in} - V_{in2}| = 2V_{sat} \left(\frac{R_1}{R_f} \right) > \text{Voltaje de ruido}$$

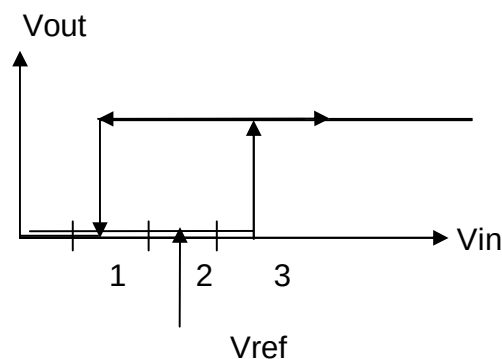
$$\text{Entonces, } R_p = R_1 // R_f = \left(\frac{\frac{\Delta V_{in0}}{\Delta T^\circ}}{\frac{\Delta I_B}{\Delta T^\circ}} \right) [13]$$

Parámetros para el amplificador 741, reemplazo utilizado TLV3491:

$$\frac{\Delta V_{io}}{\Delta T} = 15 \mu V / ^\circ C, \text{ Corrimiento promedio de entrada de l voltaje de desajuste.}$$

$$\frac{\Delta I_B}{\Delta I} = 0,5 \text{ nA}/^\circ C ; \text{ Corrimiento promedio de entrada de la corriente de desajuste polarizado. Promedio de corriente.}$$

Gráfica 1.29 Ventana de histerisis implementada.



La (**Gráfica 1.29**) representa la respuesta de la señal de salida del circuito comparador de histéresis, contra las variaciones de la señal de entrada.

$V_{ref} = 3,3$ voltios
 $\Delta V > 2$ voltios

Para este caso, $\Delta i_n = \frac{R_1 v_{sat}}{R_f}$; si se limita $\Delta v_{in} = \frac{R_1 V_z}{R_f}$

$$\text{Como } R_p = R_1 // R_f = \left(\frac{R_1 R_f}{R_1 + R_f} \right) = \left(\frac{\frac{\Delta V_{in0}}{\frac{\Delta I_{io}}{\Delta T^o}}}{\frac{\Delta I_{io}}{\Delta T^o}} \right)$$

$$\text{Entonces, } R_p = ((R_1)/(1 + (R_1/R_f)))$$

$$\text{Si, } v = \frac{R_1}{R_f} V_{sat}$$

$$\frac{R_1}{R_f} = \frac{2V}{V_{sat}} ;$$

$$\text{Entonces, } R_p = R_1 / (1 + 2 / V_{sat}); \text{ despejando } R_1 = R_p (1 + 2 / V_{sat})^{0.25}, \quad (1)$$

$$R_f = \frac{V_{sat}}{2} R_1, \quad (2)$$

$$R_f = \frac{R_1 R_p}{R_1 - R_p}, \quad (3)$$

Para el LM 741 $R_p = 30k$, valor obtenido bajo los parámetros anteriores.

Remplazando en (1) y asumiendo **$R_p = 30 k$** :

$$\mathbf{R_1 = 37,5 k}$$

Remplazando en (2):

$$\mathbf{R_f = 120k}$$

$$\text{Si, } R_z = \left(\frac{v_{in} - v_{ref}}{5mA} \right), \quad (4)$$

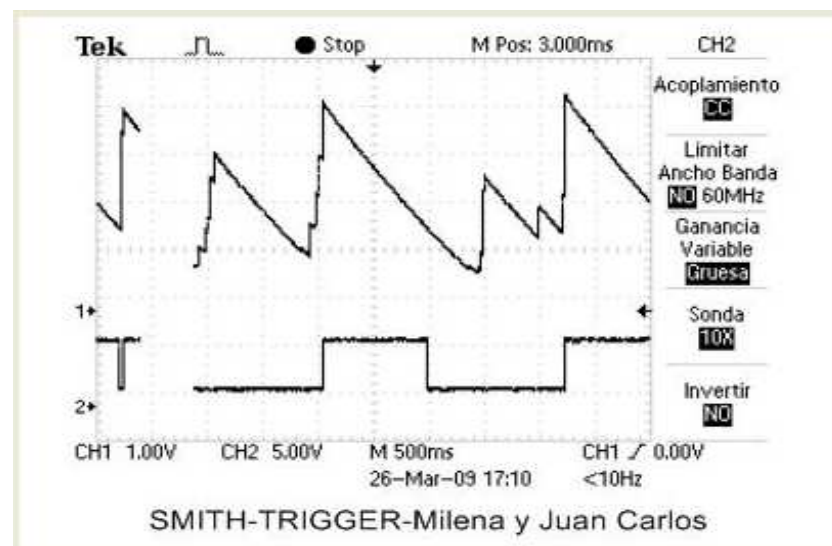
Reemplazando en (4):

$$R_z = \left(\frac{9V - 3,3V}{5mA} \right)$$

$$\mathbf{R_z = 1.1k}$$

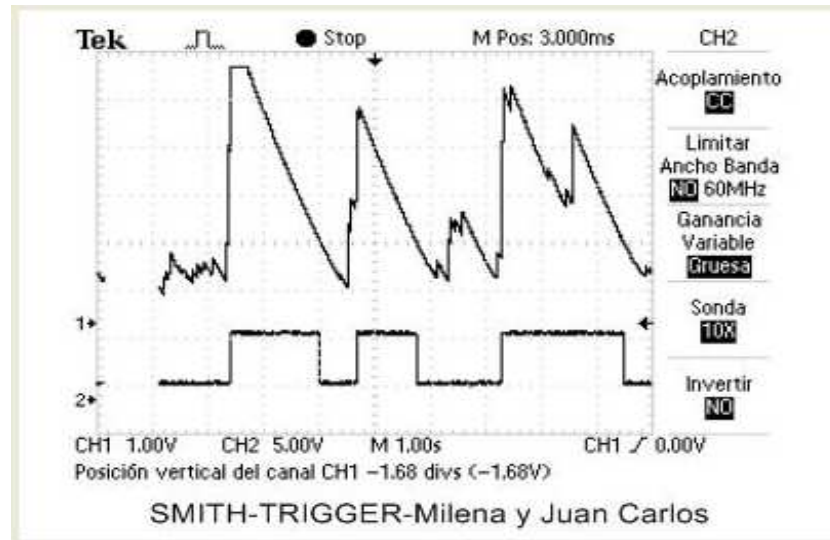
La señal correspondiente a la salida del circuito de la (**Figura 1.11**) se representa en las (**Gráficas 1.30, 1.31, y 1.32**) es decir, en el canal 1 se muestra la señal electromiográfica en el punto de salida del seguidor y en el canal 2 se muestra la señal de salida.

Gráfica 1.30 Smith trigger en protoboard persona A.



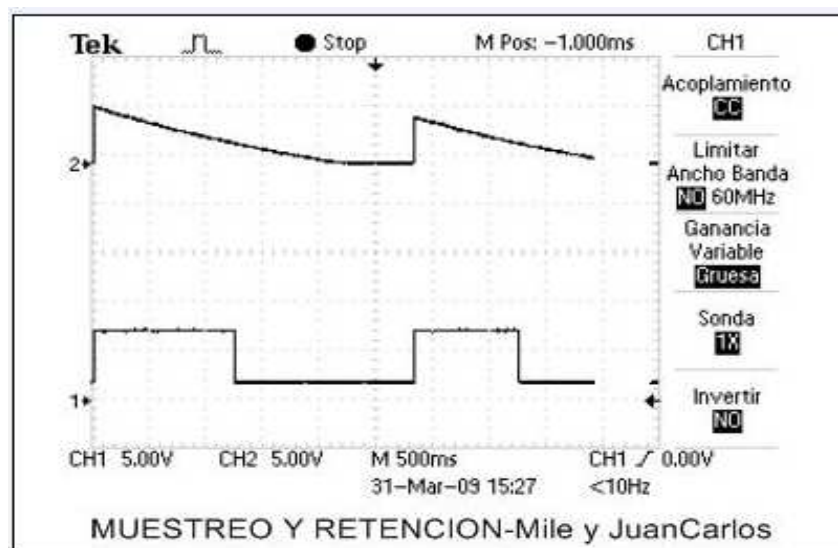
En la (**Gráfica 1.30**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en salida del seguidor y la otra señal en el pin 6 que es la salida del smith trigger, tomada del antebrazo derecho de una persona delgada con contracción muscular suave, amplitud de aproximadamente de 3V respectivamente y varias repeticiones.

Gráfica 1.31 Smith trigger en protoboard persona B.



En la (**Gráfica 1.31**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en salida del rectificador y la otra señal en el pin 6 que es la salida del seguidor, tomada del antebrazo derecho de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente de 5V respectivamente y varias repeticiones.

Gráfica 1.32 Smith trigger en circuito impreso persona B.

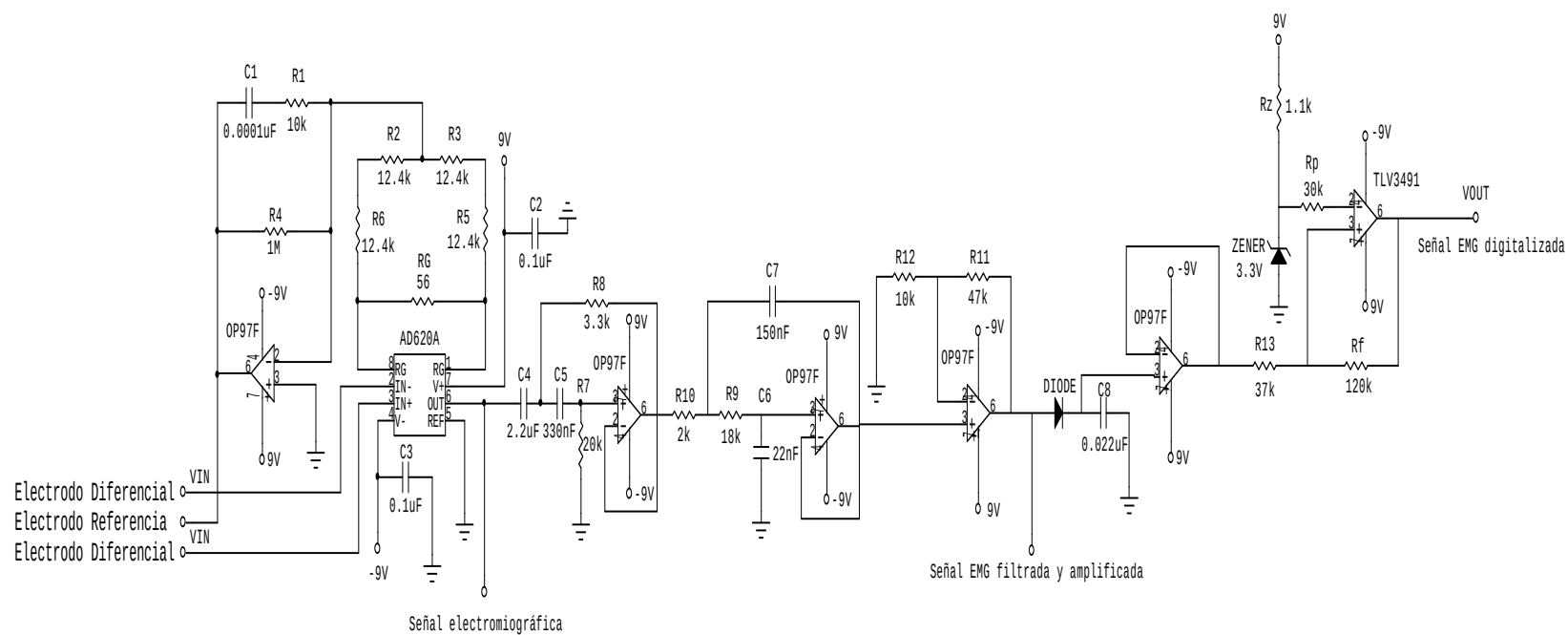


En la (**Gráfica 1.32**) se observan dos señales electromiográficas en dominio del tiempo, una en salida del rectificador y la otra señal en el pin 6 que es la salida del seguidor, tomada del antebrazo derecho de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte, amplitud de aproximadamente de 5V respectivamente y varias repeticiones.

La (**Figura 1.12**) citada a continuación, representa el diagrama de las conexiones de la tarjeta de adquisición de señales electromiográficas, adquirido mediante el software Circuit Maker, (**Figuras 1.19 y 1.20**) representan el plano circuita de la baquelita (PCB) y el diagrama de las conexiones del PCB adquiridos mediante el software Eagle 5.6 ver (**Anexo B**).

En el diagrama de la (**Figura 1.12**), observamos en la primera parte un circuito de adquisición de la señal electromiográfica, luego, un filtro pasa-alta (atenua la señal de entrada en el rango de 0-20Hz) y un filtro pasa-baja (atenua la señal de entrada a frecuencias superiores de 500Hz), posteriormete, un circuito amplificador de la señal y un circuito rectificador que elimina la parte negativa de esta señal, a continuación, un circuito seguidor de voltaje para el acople de impedancias y para finalizar un circuito smith trigger que digitaliza la señal.

Figura 1.12 Diagrama de conexiones de la tarjeta de adquisición de señales electromiográficas.



Luego de explicar paso a paso las etapas desarrolladas del hardware, para la elaboración de la tarjeta de adquisición de señales EMG provenientes del miembro superior de una persona, a continuación en la **(Figura 1.13)**, se observa el diseño final de esta, en la **(Figura 1.14)**, una vista más amplia de la misma junto con los cables que cumplen con el apantallamiento necesario para aislar ruido electromagnético del ambiente, que conectan los electrodos y en la **(Figura 1.15)**, el conjunto de tarjetas que constituyen el módulo portátil de adquisición de las señales electromiográficas, junto al Motesel.

Figura 1.13 Tarjeta de acondicionamiento de señales electromiográficas.

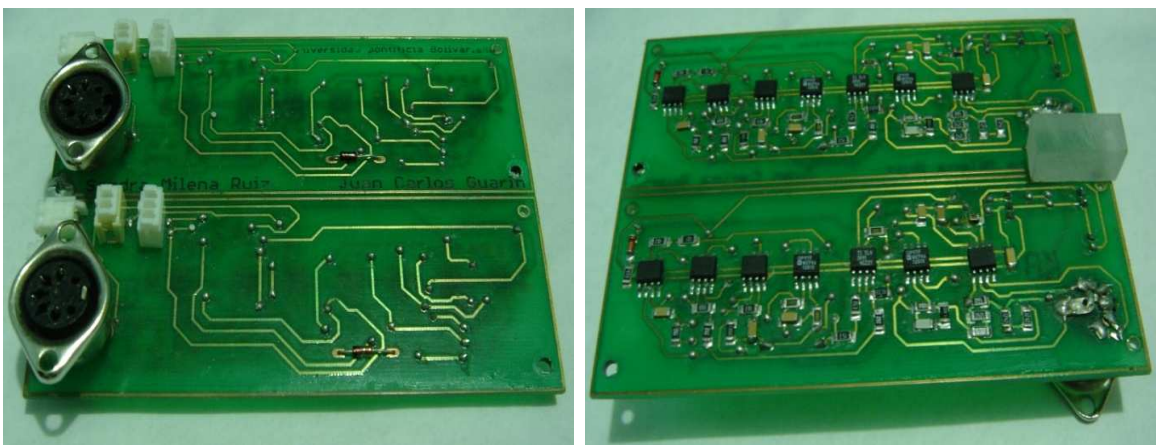
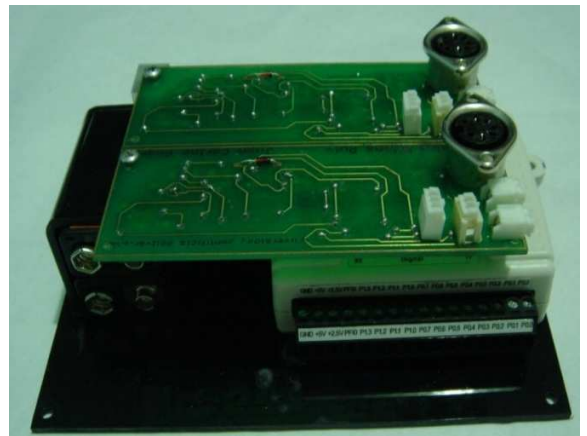


Figura 1.14 Tarjeta junto con los cables para conectar los electrodos.



Figura 1.15 Módulo portátil de adquisición de señales electromiográficas.



En la **Figura 1.15** mostrada anteriormente se observa el módulo de tratamiento de señales electromiográficas “MOTSEL” junto al módulo implementado en sus diferentes modificaciones tanto en la estructura física como en la estructura circuital.

1.3.1 Tarjeta de Adquisición. Para el proceso de digitalización, muestreo y transmisión de la señal electromiográfica se utilizó la tarjeta de adquisición USB-6008 de National Instruments®, ver (**Figura 1.16**), cuyas características se muestran en la (**Tabla 1.6**).

Para la adquisición se utilizan 4 entradas analógicas AI0, AI1, AI2 y AI3, 2 entradas para cada canal distribuidas así: canal 1, AI0 corresponde a la adquisición de la señal electromiográfica, AI1 filtrado y amplificación de la señal electromiográfica, para el canal 2, AI2 corresponde a la adquisición y AI3 al filtrado y amplificación de la señal. Estas entradas se configuran en el modo de entrada RSE, que consiste en referenciar todas las señales a una tierra común (SE).

Figura 1.16 Tarjeta de adquisición USB-6008 ^[7].



^[7]. Datasheet: NATIONAL INSTRUMENT. USB-6008. U.S.A. Disponible en: <www.ni.com>

Tabla 1.6 Resumen de especificaciones para la Tarjeta de Adquisición USB-6008^[8].

Especificación	Descripción	Detalle	Observación
General	Formato Físico	USB	Comunicación
	Soporte para SO	Windows	no se especifica versión
Entrada Analógica	Número de canales de entrada analógica	8 SE/4DI	Señales de una sola terminal (SE) Entradas diferenciales (DI)
	Velocidad de muestreo de entrada analógica	10 kS/s	Velocidad Máxima
	Resolución de entrada analógica	12 bits	Especificación para el convertidor ADC
	Muestreo simultáneo	No	Se debe utilizar la opción de escaneo por intervalos
	Rango de voltaje máximo	-10...10 V	Especificación para el convertidor ADC
	Rango de voltaje mínimo	-1...1V	
	Número de rangos	8	Maximizan el rango del ADC

1.3.2 Interfaz gráfica del electromiógrafo. Se utilizó el programa LabVIEW[®] versión 8.2 para elaborar la herramienta software usada para la adquisición y almacenamiento de la señal EMG. En las (**Figuras 1.18 y 1.19**) se muestra la interfaz gráfica del electromiógrafo y el diagrama de bloques respectivamente.

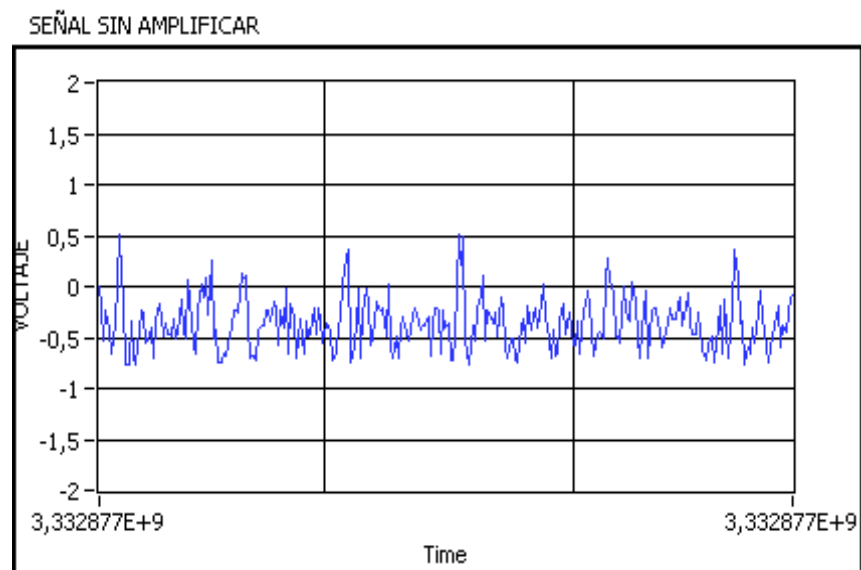
^[8]. Datasheet: NATIONAL INSTRMENT. USB-6008. U.S.A. Disponible en: <www.ni.com>

Figura 1.17 Interfaz gráfica del electromiógrafo.



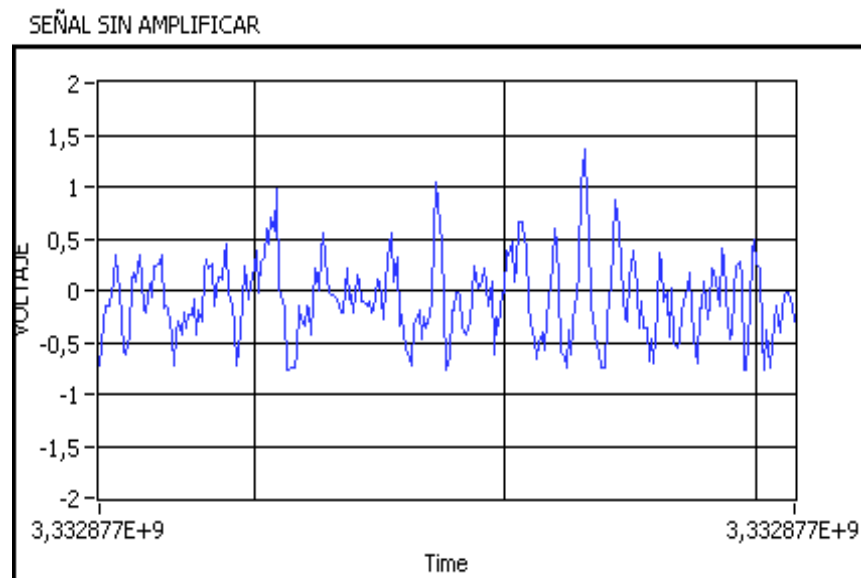
En la (Figura 1.17) se observa un selector de dos canales para el sistema de adquisición de señales electromiográficas, en el canal 1 tenemos un primer cuadro que nos permite graficar y visualizar la señal electromiográfica adquirida y un segundo cuadro para graficar y visualizar la señal filtrada y a su vez amplificada. De igual manera, en el canal 2 tenemos dos cuadros para graficar y visualizar las mismas señales. Por otra parte, se tiene un switch para cambiar el instante en que se va a visualizar la imagen seleccionada, es decir, si se está visualizando la señal adquisición 1 y se quiere visualizar la señal amplificación 1, se cambia el estado del switch deteniendo la señal en proceso y permitiendo visualizar la otra imagen. Para guardar la imagen de la señal en proceso, primero se selecciona la ruta a seguir para el almacenamiento y luego la señal se guarda en la primera casilla del panel de frontal. De la misma manera se guardan los datos, pero en la segunda casilla del panel frontal. Y por último, se tiene un botón llamado stop para detener el proceso llevado a cabo.

Gráfica 1.33 Adquisición señal electromiográfica en labVIEW A.



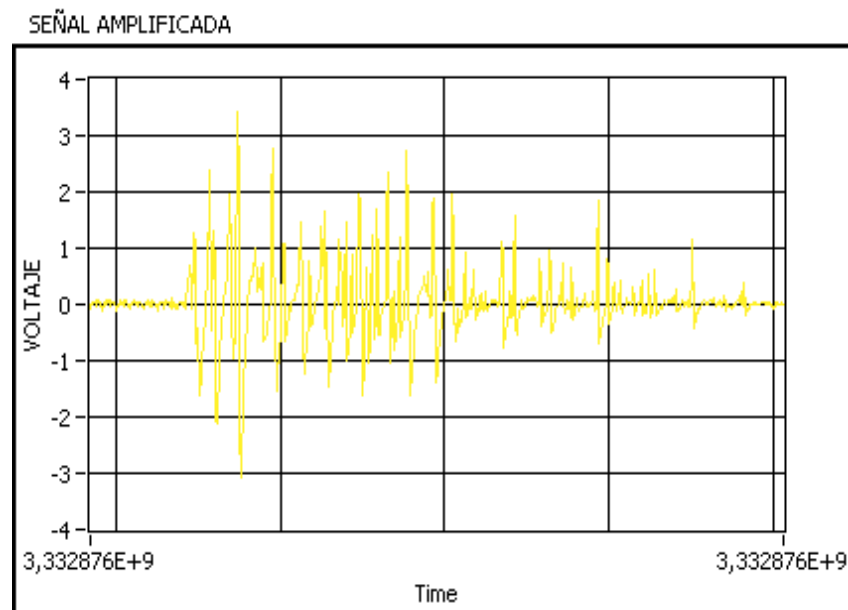
En la (**Gráfica 1.33**) se observa una señal electromiográfica adquirida en la salida analógica AI0 de la tarjeta de adquisición de datos y visualizada en el PC, tomada del antebrazo derecho de una persona delgada con contracción muscular suave y amplitud aproximadamente de 0.5V.

Gráfica 1.34 Adquisición señal electromiográfica en labVIEW B.



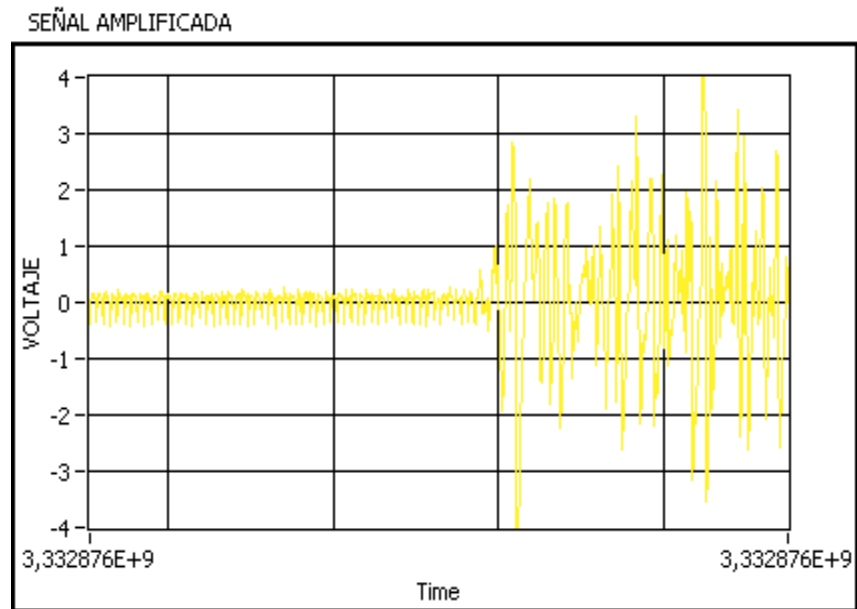
En la (**Gráfica 1.34**) se observa una señal electromiográfica adquirida en la salida analógica AI0 de la tarjeta de adquisición de datos y visualizada en el PC, tomada del antebrazo derecho de una persona de constitucion gruesa con contracción muscular fuerte y amplitud aproximadamente de 1.5V.

Gráfica 1.35 Señal electromiográfica amplificada en labVIEW A.



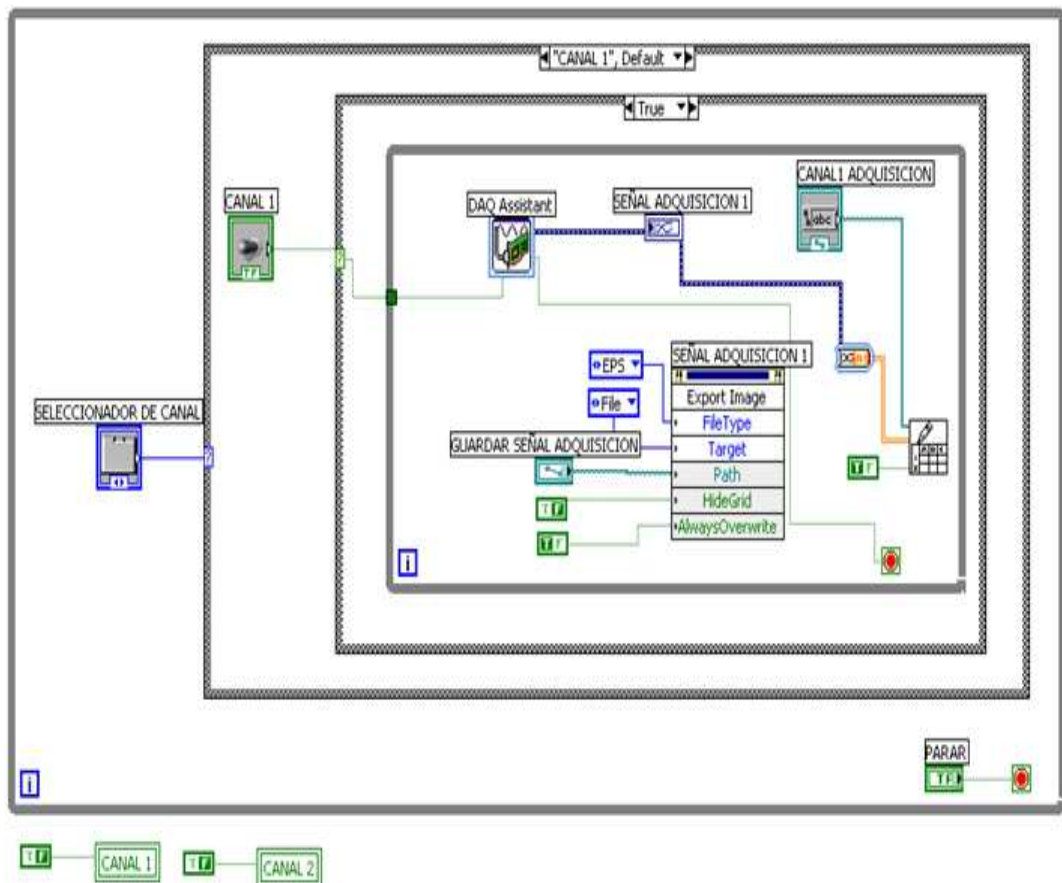
En la (**Gráfica 1.35**) se observa una señal electromiográfica filtrada y amplificada en la salida analógica AI1 de la tarjeta de adquisición de datos y visualizada en el PC, tomada del antebrazo derecho de una persona delgada con contracción muscular suave y amplitud de 3.5V.

Gráfica 1.36 Señal electromiográfica amplificada en labVIEW B.



En la **(Gráfica 1.36)** se observa una señal electromiográfica filtrada y amplificada en la salida analógica AI1 de la tarjeta de adquisición de datos y visualizada en el PC, tomada del antebrazo derecho de una persona de constitución gruesa con contracción muscular fuerte y amplitud de 4V.

Figura 1.18 Diagrama de bloques del electromiógrafo.



En la **(Figura 1.18)** se observan 4 estructuras, la estructura externa denominada while loop, es la encargada de detener todo el proceso de adquisición de señal, la siguiente estructura denominada case, de afuera hacia adentro, es la encargada de escoger el canal con su correspondiente seleccionador de canal como se observa en la figura, ya sea el canal uno o el canal dos. La siguiente estructura en orden, denominada case, es la encargada de realizar el control, junto con el switch correspondiente en la figura para detener una señal que se esté mostrando en un determinado graficador y posteriormente dar paso a otra señal en el otro graficador. La estructura interna denominada while loop es la encargada de encerrar todo el proceso de adquisición, almacenamiento de datos y almacenamiento de imágenes. Esta estructura depende de todas las demás estructuras mencionadas anteriormente. Internamente en esta estructura tenemos diferentes iconos.

En el icono de DAQ assistance, se configuran todos los parámetros para adquirir la señal, tales como entradas, salidas, características de muestreo y velocidad de transmisión. Este icono de la DAQ está conectado con el graficador, el cual permite visualizar la señal adquirida. Posteriormente tenemos un icono grande llamado: export image, el cual se configura para guardar la imagen en un archivo determinado, darle una extensión y darle condiciones iniciales. Del graficador tenemos otra conexión hacia un icono de color blanco llamado write to spreadsheet, este icono es el encargado de realizar la toma de datos de la grafica y se configura para que los datos obtenidos se guarden en determinada extensión, en este caso en txt. Cada graficador tiene el título de la señal que se va a adquirir, ya sea señal adquirida o señal amplificada.

CONCLUSIONES

- Se construyó un módulo de adquisición de señales electromiográficas portátil disminuyendo significativamente los costos y tamaño. Facilitando el traslado de él y por supuesto sus aplicaciones. Estas son algunas diferencias que se transforman en ventajas frente al prototipo Motesel.
- Se diseñó y acondicionó el módulo para que trabaje con dos baterías de nueve voltios puesto que el consumo de potencia se disminuyó considerablemente, de esta forma se hace un uso eficiente de la energía requerida para su funcionamiento. Adicionalmente como la alimentación es independiente de la red eléctrica no es estrictamente necesario el bloque de aislamiento para proteger al paciente.
- Se logró obtener una señal digital de la presencia o ausencia de las contracciones de músculo esquelético, lo cual es de gran importancia para hacer control a partir de las señales electromiográficas de dispositivos como sillas de ruedas o prótesis de miembro inferior o superior.
- El módulo de señales electromiográficas garantiza la disponibilidad en todo momento de una herramienta hardware para recopilar datos de diferentes pacientes ya sea mediante un osciloscopio digital o a través de una PC.
- Se utilizó una tarjeta de adquisición de datos de National Instrument con conectividad USB para mayor comodidad y tecnología a la hora de buscar una PC con este tipo de puerto, y fue configurada de tal manera que nos permitió digitalizar, muestrear y transmitir las señales electromiográficas obtenidas a la PC.
- Se integró al sistema una interfaz gráfica agradable y de fácil operación para el usuario, que nos ayudó a almacenar y visualizar las señales obtenidas por medio de la GUI elaborada en LabVIEW de una forma instantánea sobre la PC para su análisis o posterior procesamiento.
- Este sistema permitirá realizar investigaciones de mayor complejidad, razón por la cual se hace necesario suplir los requerimientos de conectividad, resolución y portabilidad con bajo consumo de potencia.

RECOMENDACIONES

- En el diseño de una tarjeta de adquisición de señales electromiográficas se debe tener en cuenta dos aspectos fundamentales como lo son el filtrado de la señal para evitar componentes no deseadas en su información y dar una respuesta errónea, como el ruido del ambiente y de la línea y que los componentes electrónicos implementados sean en su mayoría de un mismo fabricante para así evitar problemas de acoples de impedancia garantizando la seguridad del paciente.
- Para el diseño de una tarjeta de acondicionamiento de señales electromiográficas, además de utilizar componentes de Burr Brown en comparación con los de Texas Instrument por su alto desempeño en aplicaciones médicas, manejar valores de resistencias y capacitores exactos para tener mejores resultados en las señales que se desean adquirir.
- Para eliminar la interferencia de ruido del ambiente y de la línea en un módulo de adquisición de señales EMG utilizar cable blindado para las conexiones y forrar sus paredes con papel aluminio o blindado.
- La ubicación y la elección de los electrodos de detección en el registro de señales electromiográficas es un factor influyente en el momento de adquirir correctamente esta señal.

BIBLIOGRAFIA

- [1]** BAREA NAVARRO, R. Instrumentación Biomédica "Electromiografía". Departamento Electrónica, Universidad Alcalá.
- [2]** BRONZINO, Joseph. Biomedical Engineer Handbook. Second Edition. 2000.
- [3]** BARREDA, Luis E. Electromiógrafo. Laboratorio de Comunicaciones, Universidad Nacional del Mar del Plata. 2005.
- [4]** CONTANDRIOPOULOS AP.; CHAMPAGNE F.; POTVIN L.; DENIS JL, BOYLE P. Preparar un proyecto de investigación. Barcelona: SG Editores. 1991.
- [5]** CARLO J, De Luca. Surface electromyography: Detection and Recording. Delsys Inc, 2002. Disponible desde internet en:
<http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf>
- [6]** Clínica Universitaria Universidad de Navarra. Electromiografía. Disponible desde internet en:
<www.cun.es/.../neurofisiología/información-sobre-pruebas/electromiografía-y-velocidades-de-conducción/> - 17k ->
- [7]** CROMWELL, L. Biomedical Instrumentation and measurements. Englewood Cliffs New Jersey. Prentice- Hall Inc. 1980.
- [8]** DELGADO GARCIA, A. Anatomía funcional y clínica. Universidad del valle, Cali, 1994.
- [9]** DRAKE MOYANO, José María. El amplificador de instrumentación. Dpto. de Electrónica y Computadores, Universidad de Cantabria. Santander. 2005. Disponible en:
<www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_IT/IEC_3.pdf> ->

- [10] Electromiografía, reseña histórica, el primer estudio en profundidad.
Disponible en: http://telemedicina8.tripod.com/archivos/informe_EMG.pdf -
- [11] Electroterapia. Puntos motores nerviosos. Disponible en:
<<http://www.electroterapia.com>>
- [12] Enciclopedia Ilustrada de Salud. Electromiografía. Disponible en:
<www.healthbasis.com/Spanish%20Health%20Illustrated%20Encyclopedia/5/003929.htm - 21k>
- [13] FAULKENBERRY, Luces M. Introduccion a los amplificadores operacionales con aplicaciones ACI lineales. Texas State Technical Institute, Mexico. Editorial Limusa, S.A. de C.V. Grupo Noriega Editores. 1996.
- [14] FRERIKS, B.; HERMENS, H. European Recommendations for Surface Electromyography, Results of the SENIAM project. 2002. Disponible en:
<www.seniam.org>
- [15] 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.
- [16] GIANLUCA, De Luca, Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition, Delsys Inc, 2001. Disponible desde internet en:
<http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_Sampling1-4.pdf>
- [17] GUPTA, Vineet. SURYANARAYANAN, Srikanth. REDDY, Narender 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.
- [18] 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.

- [19] 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.
- [20] INSTITUTO COLOMBIANO DE NORMAS TECNICAS Y CERTIFICACION. Trabajos escritos: presentación y referencias bibliográficas. Sexta actualización. Bogotá: INCONTEC, 2008. 110 páginas.
- [21] JAIMES VEGA, Diego F. ORDUÑA GUERRERO, Hernan. Módulo de tratamiento de señales electromiográficas "MOTSEL". Bucaramanga. Universidad Pontificia Bolivariana. TE121/J26, 2005.
- [22] JOSEPH GOOD, Arthur Ebersten. Electrodiagnosis of neuromuscular diseases. London. Editorial Williams & wilkins. Tercera edition. 1983 U.S.A.
- [23] LEON VARGAS, FABIAN M. CAMACHO NAVARRO, JHONATAN. Diseño de una interfaz electrónica para el reconocimiento de patrones EMG para prótesis de mano. Universidad Industrial de Santander. 2008.
- [24] PUURTINE MERJA. Bioamplifier Work. Disponible en: <www.rgi.tut.fi/KURSSIT/7102500/biovahvistin/biovahvistin.pdf>. Tampere University of Technology, Ragnar Granit Institute, Medical Electronics Laboratory, 2003>
- [25] RODRIGUEZ DELISLE, D. BLANCO SAAD, R. DIAZ NOVO, C. NARANJO GARCIA, J.C. RIO LOPEZ, R. Electromiógrafo digital de ocho canales para el estudio de la marcha. Centro de Biofísica Médica, Universidad del Oriente Patricio Lumumba s/n. CP 90500. Santiago de Cuba. 2007.
- [26] VIDAL SILVA, Cristian. PAVESI FARRIOL, Leopoldo. Desarrollo de un sistema de adquisición y tratamiento de señales electrocardiográficas. Facultad de Ingeniería, Universidad Tarapacá. Chile. Vol 13 Nº 1, 2005; p. 39-46.

- [27] WAND, Michael. Advisors Dr, SCHULTZ, T. Prof Dr, WAIBEL, A. Wavelet-based Preprocessing of Electroencephalographic and Electromyographic Signals for Speech Recognition. 2007.

ANEXOS

A. ELECTROMIOGRAFIA (EMG)

A.1 DEFINICION GENERAL

Procedimiento que proporciona un registro continuo de la actividad eléctrica de un músculo esquelético y mide su respuesta a los estímulos nerviosos. De este registro es posible realizar el diagnóstico de enfermedades en personas con síntomas de debilidad y la evaluación muestra deterioro de la fortaleza del músculo o pérdida de la masa muscular en un área concreta o de miembros superiores e inferiores [1] [6].

La electromiografía se realiza por medio de electrodos de superficie ubicados sobre la piel en el músculo esquelético (y de modo muy poco frecuente mediante una aguja fina con un electrodo que se introduce a través del mismo).

Después de colocar el electrodo o los electrodos, se le pide al paciente que contraiga el músculo (por ejemplo, doblando el brazo), momento durante el cual internamente las fibras musculares producen descargas bioeléctricas las cuales son recogidas por estos electrodos. La presencia, tamaño y forma de la onda producida por el osciloscopio (el potencial de acción) suministra información sobre la capacidad del músculo para responder cuando se estimulan los nervios [6] [12].

El potencial de acción de un músculo determinado (o fibra nerviosa) tiene una magnitud fija, independientemente de la intensidad del estímulo que genera la respuesta. Así, en un músculo la intensidad con que actúa no incrementa la altura neta del impulso del potencial de acción sino que incrementa el ritmo con que se dispara cada fibra muscular y el número de fibras que se activan en un instante determinado.

La amplitud de la forma de onda EMG medida es la suma instantánea de todos los potenciales generados en un instante determinado. Dado que esos potenciales de acción se producen tanto con polaridades positivas como negativas en un par de electrodos determinado, a veces se adicionan y a veces se cancelan [20].

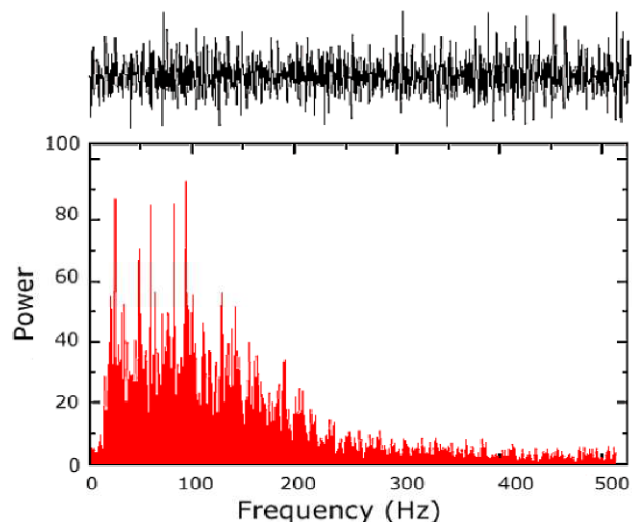
De este modo la señal EMG se parece mucho a un ruido aleatorio, siendo la energía de la señal función de la cantidad de actividad muscular y de la situación de los electrodos (**Figura 1.19**).

Las características más relevantes de las señales EMG son:

- ❖ La señal EMG es de naturaleza estocástica y puede ser razonablemente representada por una función de distribución Gausiana.
- ❖ La amplitud de la señal tiene un rango de 0-10mV (pico-pico) ó de 3.5 mVrms.
- ❖ La energía útil de la señal está limitada al rango de 20-500 Hz. Con la energía dominante localizada en el rango de 50-150 Hz [5] [7] [20].

De acuerdo a estos parámetros es importante considerar que en cualquier señal biológica que sea adquirida por un proceso de conversión-análogo, la frecuencia de muestreo de la señal debe responder al teorema de Nyquist. Este establece que la frecuencia de muestreo debe ser al menos del doble de la frecuencia donde se encuentra la energía útil de la señal. En el caso de señales musculares la frecuencia de muestreo deber ser 1000Hz [20].

Figura 1.19 Espectro de frecuencia de la señal EMG.



Esta señal fue medida en el músculo tibia anterior durante una contracción isométrica forzada al 50% del máximo voluntario, adquirida de www.delsys.com.

B. ESQUEMAS DE LA TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO DISEÑADOS EN EAGLE

Figura 1.20 Plano circuital de la baqueta (PCB).

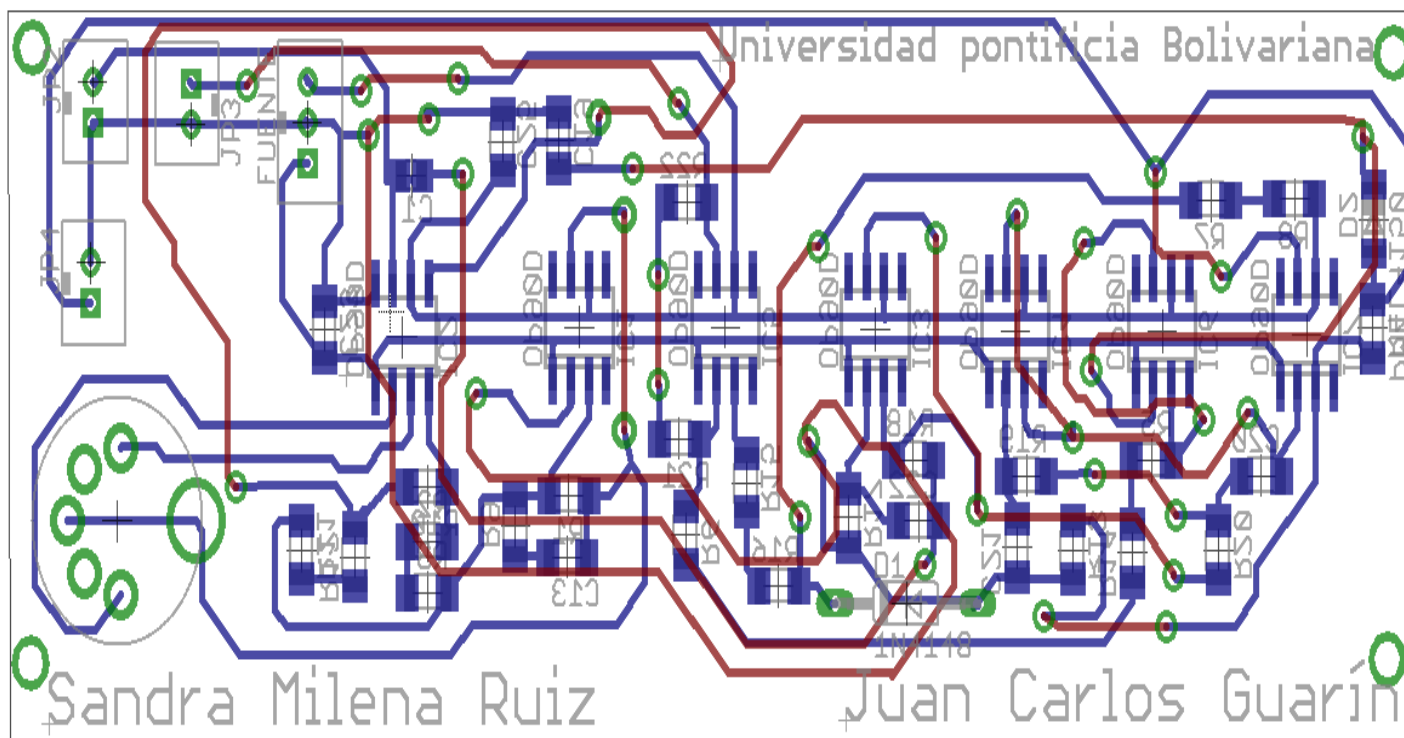
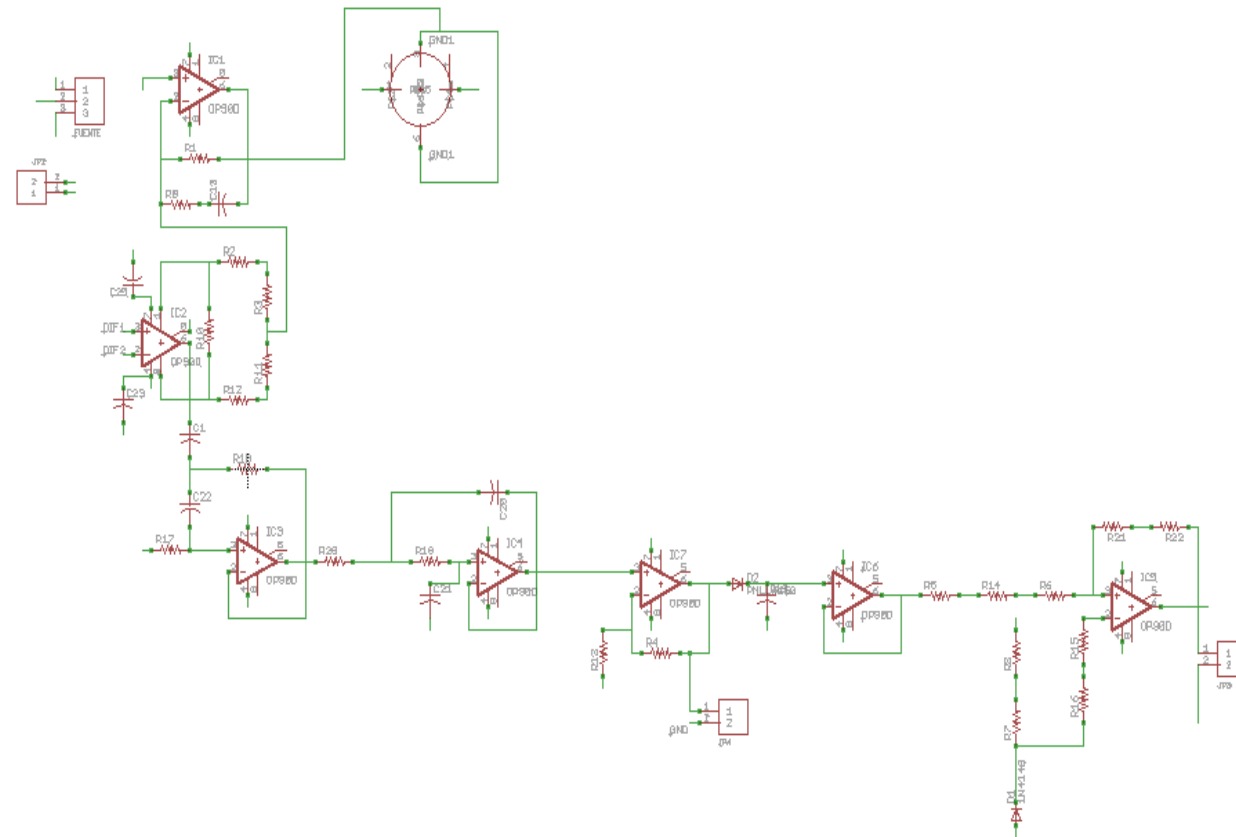


Figura 1.21 Diagrama de las conexiones del PCB.



C. MANUAL DE OPERACIONES DEL MODULO IMPLEMENTADO

Características del módulo de tratamiento de señales electromiográficas.

- 6 entradas de medición
- 2 canales
- Baterías de 9v recargables
- Conexión USB
- Tarjeta DAQ

Importante: El electromiógrafo ha sido diseñado para operar sin necesidad de conectarlo a la red eléctrica (110 V ac).

ELEMENTOS

- cables blindados, cada uno con 3 terminales de conexión: rojo y blanco para las entradas diferenciales y negro para la tierra.
- 4 baterías recargables de 9v
- Paquete de electrodos.

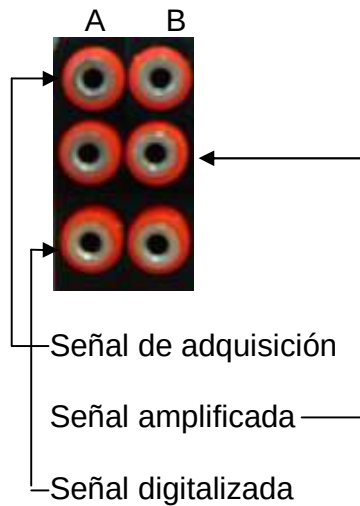
Antes de la instalación:

- Este sistema solo opera con + 9v DC y -9v DC.
- No desensamblar ningún elemento del equipo.

PANEL DE CONTROLES

1. Switch de encendido: En la parte lateral izquierda del equipo se encuentra el interruptor de encendido, el cual energiza todo el sistema.
2. Conector tarjeta DAQ: Conector USB
3. Borneras panel frontal: Puntos de medición de la señal electromiográfica.

Figura 1.22 Borneras del módulo para cada señal a obtener.



4. Conectores hembra panel superior: Se ubican los cables blindados para adquirir la señal electromiografica proveniente del musculo.

Figura 1.23 Conectores hembra del módulo.



5. Cable electrodos: Se ubican sobre la superficie de la piel según su color, Rojo: entrada diferencial uno, Blanco: entrada diferencial dos, Negro: tierra.

Figura 1.24 Cables para la ubicación de los electrodos.



6. Cable USB: Comunica la tarjeta DAQ con el PC.

Figura 1.25 Cable USB del módulo al PC.



PRECAUCIONES

- Al realizar la conexión de los cables blindados, hacer coincidir los conectores según su medida y su ubicación.
- 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 por medio del conector DAQ se deben tener los electrodos puestos y debidamente ajustados.

D. DATA SHEETS DE LOS COMPONENTES IMPLEMENTADOS