



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA
MECÁNICA Y ELÉCTRICA**

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA PARA LA
CAPTURA Y DESPLEGADO DE SEÑALES
ELECTROMIOGRÁFICAS

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE INGENIERO EN
COMUNICACIONES Y ELECTRÓNICA

PRESENTA

ITZAEEL JIMÉNEZ ARANDA

ASESORES:

M. EN C. ALFREDO RAMÍREZ GARCÍA

M. EN C. EDUARDO GABRIEL BALDERAS

DRA. IVONNE BAZAN TRUJILLO



MÉXICO, D.F. JUNIO DE 2014

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
UNIDAD PROFESIONAL "ADOLFO LÓPEZ MATEOS"

TEMA DE TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
POR LA OPCIÓN DE TITULACIÓN
DEBERA (N) DESARROLLAR

INGENIERO EN COMUNICACIONES Y ELECTRÓNICA
TESIS Y EXAMEN ORAL INDIVIDUAL
C. ITZAELE JIMENEZ ARANDA

"DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA PARA LA CAPTURA Y DESPLEGADO DE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS"

TENER UN SISTEMA CAPAZ DE VISUALIZAR LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA DE ALGÚN MÚSCULO, PARA QUE SE PUEDA INTERPRETAR Y PODER DETERMINAR ALGUNA ENFERMEDAD MUSCULAR O ADENTRARSE CON EL ESTUDIO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA.

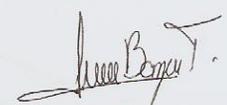
- INTRODUCCIÓN
- ANÁLISIS Y DISEÑO
- PRUEBAS DE LABORATORIO
- CONCLUSIONES
- BIBLIOGRAFÍA

MÉXICO D.F. A 20 DE FEBRERO DE 2015

ASESORES


M EN C. EDUARDO GABRIEL BALDERAS


M. EN C. ALFREDO RAMÍREZ GARCÍA


DRA. IVONNE BAZAN TRUJILLO


ING. PATRICIA LORENA RAMÍREZ RANGEL
JEFE DEL DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA EN COMUNICACIONES Y ELECTRÓNICA



Índice

RESUMEN	6
DEDICATORIA.....	7
AGRADECIMIENTOS	8
1.- INTRODUCCIÓN	9
2.- ANÁLISIS Y DISEÑO.....	12
2.0 ADQUISICIÓN DE DATOS	12
2.1 DIAGRAMA A BLOQUES	12
2.2 ETAPA DE PREAMPLIFICACIÓN.....	13
2.2.0 <i>Voltaje en modo común</i>	13
2.2.1 <i>Amplificador de Instrumentación</i>	14
2.3 ETAPA DE FILTRADO.....	16
2.3.0 <i>Filtro pasobajas</i>	16
2.3.1 <i>Filtro pasoaltas</i>	18
2.3.2 <i>Filtro pasobanda</i>	19
2.3.3 <i>Filtro rechaza banda</i>	20
2.4 ETAPA DE AMPLIFICACIÓN	21
2.4.0 <i>Amplificador Operacional</i>	21
2.5 ETAPA DE CONVERSIÓN A/D	23
2.5.0 <i>Tarjeta de adquisición de datos (DAQ)</i>	23
2.5.1 <i>Interfaz gráfica</i>	24
2.5.2 <i>Entorno de LabVIEW</i>	24
2.5.2.0 Controles.....	25
2.5.2.1 Funciones	25
2.5.2.2 Flujo de ejecución	26
2.5.2.3 VI y subVI.....	27
2.5.2.4 Proyectos.....	27
2.5.3 <i>Estructuras de LabVIEW</i>	28
2.5.3.0 Sequence.....	28
2.5.3.1 Case.....	29
2.5.3.2 While	30
2.5.4 <i>Tipos de datos de LabVIEW</i>	30
2.5.4.0 Boolean	31
2.5.4.1 Numeric.....	31
2.5.4.2 Strings.....	32
2.5.4.3 Arrays	32
2.5.4.4 Clusters.....	33
2.5.4.5 Waveforms.....	33
2.5.4.6 Dynamic.....	33

2.5.4.7	Path	33
2.5.5	<i>Variables y propiedades de LabVIEW</i>	34
2.5.5.0	Variables locales	34
2.5.5.1	Nodos de propiedad	34
2.6	ELECTRODOS	36
2.6.0	<i>Electrodos superficiales e invasivos</i>	36
3.-	PRUEBAS DE LABORATORIO	38
3.0	ETAPA PREAMPLIFICADORA	38
3.0.0	<i>Medición del CMRR</i>	38
3.0.1	<i>Cálculos</i>	38
3.0.2	<i>Circuito</i>	39
3.0.3	<i>Gráficas</i>	40
3.1	ETAPA DE FILTRADO	42
3.1.0	<i>Filtro pasobanda</i>	42
3.1.1	<i>Cálculos</i>	42
3.1.2	<i>Circuito</i>	44
3.1.3	<i>Gráfica</i>	45
3.1.4	<i>Filtro Notch</i>	47
3.1.5	<i>Circuito</i>	48
3.1.6	<i>Gráfica</i>	49
3.2	ETAPA DE AMPLIFICACIÓN	50
3.2.0	<i>Ganancia final</i>	50
3.2.1	<i>Cálculos</i>	50
3.2.2	<i>Circuito</i>	51
3.2.3	<i>Grafica</i>	52
3.3	ETAPA DE CONVERSIÓN A/D	53
3.3.0	<i>Configuración de DAQ MC USB-1208HS</i>	53
3.3.1	<i>Diseño y construcción del diagrama a bloques de la interfaz gráfica en LabVIEW</i>	55
3.3.1.0	Diagrama de flujo	55
3.3.1.1	Proyecto, VI y subVIs	57
3.3.1.2	Variables locales del programa	60
3.3.1.3	Control de las escalas del gráfico	60
3.3.1.4	SubVIs dentro del VI principal	60
3.3.1.5	Filtro por software	61
3.3.1.6	Almacenamiento de la imagen	62
3.3.1.7	Almacenamiento de los datos	63
3.3.1.8	Tiempo de visualización en gráfica	64
3.3.1.9	Tiempo para que el procesador pueda completar otras tareas	64
3.3.1.10	Abortando programa y mensaje de error	64
3.3.2	<i>Diseño y construcción del panel frontal de la interfaz gráfica en LabVIEW</i>	66
3.3.3	<i>Construcción de la aplicación</i>	68
3.4	ELECTRODOS	76
3.4.0	<i>Electrodos Meditrace y cables contruidos</i>	76
3.4.1	<i>Resultados</i>	77

4.- CONCLUSIONES	81
BIBLIOGRAFÍA.....	82
I.- HOJA DE DATOS: INA128.....	84
II.- HOJA DE DATOS: OPA4277	87
III.- HOJA DE DATOS: UAF42	90
IV.- HOJA DE DATOS: DISEÑO DE UN FILTRO NOTCH A 60HZ CON EL UAF42	93
V.- HOJA DE DATOS: USB-1208HS	96
ANEXO I: GLOSARIO DE TÉRMINOS	103
ANEXO II: FOTOS	105

Resumen

Este trabajo de investigación presenta el diseño y construcción de un sistema para la adquisición de señales electromiográficas, así como el despliegue de estas señales en una interfaz gráfica en la cual el usuario puede interactuar. La finalidad del trabajo de investigación consiste en tener un sistema capaz de visualizar la señal electromiográfica de algún músculo, para poder interpretarla y poder determinar alguna enfermedad muscular o adentrarse con el estudio de una prótesis mioeléctrica.

Dedicatoria

Esta tesis se la dedico a mis padres:

Víctor Jiménez Zaldívar

Laura Aranda Nuncio

Agradecimientos

Primeramente agradezco a mis padres por todo el apoyo brindado para que nunca me faltara nada para terminar mis estudios y estar al tanto de mi persona y así poder alcanzar esta meta. Estas palabras quedan cortas con respecto al enorme agradecimiento y amor que les tengo, muchas gracias a los dos.

Agradezco la oportunidad de haber realizado estudios dentro del Instituto Politécnico Nacional; y en particular dentro de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica ya que tuve la oportunidad de contar con una sólida preparación, la cual no sólo me preparó en los aspectos técnicos; me ha permitido aumentar mi creatividad, me permitió conocer aún más mis fortalezas y debilidades, me ha inculcado un amor al estudio y al trabajo y el respeto a mis compañeros.

Gracias a los profesores que compartieron sus conocimientos y experiencias, los cuales fueron necesarios para poder terminar este trabajo de investigación.

A mi asesor Ramírez García Alfredo por el apoyo y el esfuerzo de estar al pendiente del diseño, construcción y pruebas realizadas en este trabajo de investigación, siempre proporcionándome equipo de medición y material que permitieron el avance del mismo.

A mi asesor Gabriel Balderas Eduardo por el apoyo y el esfuerzo de estar al pendiente del escrito de este trabajo de investigación, haciendo que mejorara mi escritura.

1.- Introducción

La presente investigación contiene los elementos para adquirir señales musculares y el despliegue de estas en una interfaz gráfica.

El objetivo principal es tener un sistema capaz de obtener y visualizar señales electromiográficas para la interpretación de estas señales.

La electromiografía es el estudio de la actividad eléctrica de los músculos, proporciona información útil sobre su estado fisiológico y de los nervios que los activan. Permite la localización, en el caso, por ejemplo, de parálisis musculares, del lugar de la lesión, que puede estar en el encéfalo, la medula espinal, el axón, la unión neuromuscular o las propias fibras musculares. La electromiografía es útil en el diagnóstico de las siguientes patologías:

- a) Denervación
- b) Desórdenes de la neurona motriz
- c) Neuropatías periféricas
- d) Bloqueo neuromuscular
- e) Otras enfermedades musculares

También es útil en la implementación de prótesis mioeléctricas. [4]

En este trabajo electromiografía se abrevia EMG y señal electromiográfica se abrevia sEMG para simplificar el texto.

La amplitud de la sEMG es de naturaleza aleatoria. Los valores típicos de tensión se encuentran entre 0.1 y 10mV pico-pico y es por esto que se necesita amplificar. Una vez amplificada la señal, se debe considerar la eliminación de las componentes de ruido de alta frecuencia y las provenientes de fuentes del entorno. El espectro de la señal depende del tipo de registro. Para registros invasivos se obtienen anchos de banda entre 1kHz y 5kHz; mientras que para registros superficiales el espectro de la señal va desde 0Hz hasta 500Hz siendo la banda de mayor energía la comprendida entre 50Hz y 150Hz, aunque su canal de información va de los 20Hz a los 500Hz. La importante disminución en las componentes de frecuencia (cuando el registro es superficial), se debe al volumen conductor, es decir, la señal recibida se ve afectada por los tejidos existentes entre las fuentes de la señal y los electrodos de registro. La figura 1.0 muestra el efecto del volumen conductor en el registro de la sEMG (para un mismo músculo en el mismo instante de tiempo) dependiendo de si la señal se adquiere de modo superficial o intramuscular.

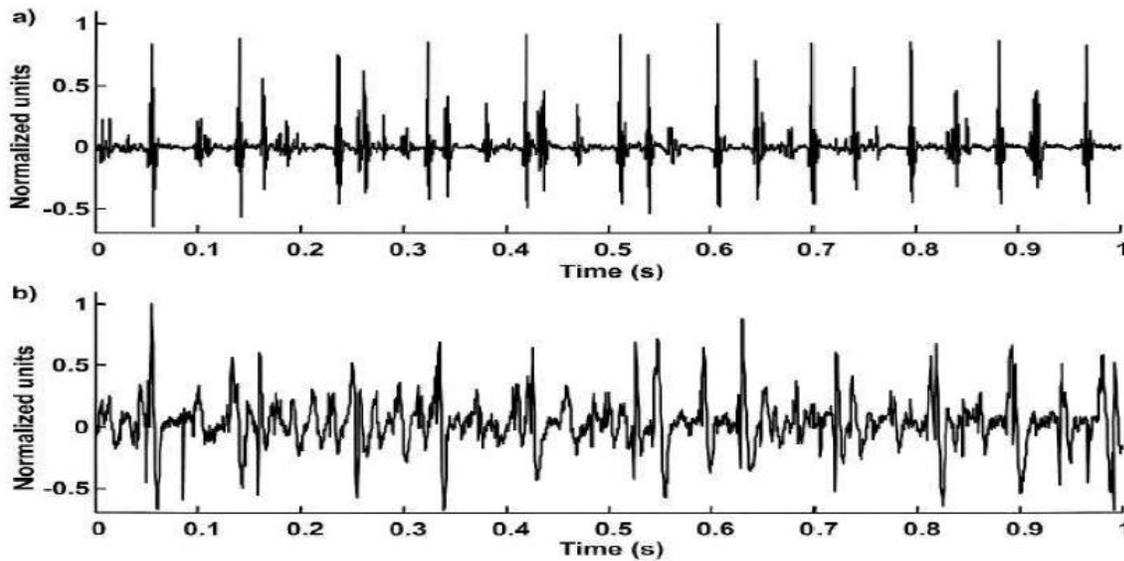


Figura 1.0-Diferencia entre EMG invasiva (a) y EMG superficial (b)

En la banda de 0Hz a 20Hz la amplitud de la señal se ve afectada por la tasa de disparo de las unidades motoras; y las señales de ruido provenientes por el movimiento de los cables y de los artefactos se encuentran entre 0Hz y 15Hz, por lo que la información obtenida de la señal en esta banda no puede ser utilizada, pese a que es un indicador de actividad muscular. [5][6][9][10]

Para generar la señal electromiográfica es necesario contraer y relajar el músculo, es decir, la contracción muscular voluntaria es un proceso fisiológico en el cual los músculos se tensan por medio de una indicación del cerebro. La relajación es disminuir la tensión voluntaria dejando flojo el músculo.

Hay varias fuentes de ruido las cuales afectan al sistema tales como: el ruido fisiológico, el ruido ambiental y el ruido de línea base.

El ruido fisiológico: se origina a partir de otros tejidos que generan señales eléctricas, por ejemplo: ECG, EOG, los músculos respiratorios y similares.

El ruido ambiental: se origina a partir de la radiación electromagnética que es un fenómeno generalizado en todos los ambientes como el ruido en la línea de alimentación y el movimiento del cable del dispositivo.

El ruido de línea base: se origina en la electrónica del sistema de amplificación y en la interfaz piel-electrodo. Se puede observar cuando un

sensor está unido a la piel y el músculo está completamente relajado. El intercambio iónico entre el metal en el electrodo y los electrolitos en las sales de la piel (también conocido como la interfaz electrolito-electrodo) genera un ruido electro-químico. [9][10]

Los electrodos utilizados en EMG se subdividen en dos tipos: superficiales y de aguja. El sistema que aquí se describe es capaz de registrar potenciales sobre la superficie de la piel, por lo cual se implementan electrodos superficiales.

En el capítulo 2 se realiza el análisis y diseño del circuito que permite obtener la sEMG, pre-amplificación, filtros y amplificación. Se construyen cables para los electrodos utilizados en la obtención de la sEMG de los músculos. Se emplea la tarjeta de adquisición de datos USB-1208HS por la capacidad de obtener 1MS/s (1 millón de muestras por segundo) y así poder lograr expandir a más canales (observación de más de un musculo a la vez) este trabajo de investigación. Se emplea el lenguaje G de LabVIEW por su gran potencial en la instrumentación que facilita y da confiabilidad en el diseño.

En el capítulo 3 se realizan las pruebas correspondientes de todo el sistema. Se verifica el correcto funcionamiento de la etapa de pre-amplificación, filtrado y amplificación así permitiendo encontrar algunos errores del diseño que fueron corregidos. Se configura la tarjeta de adquisición USB-1208HS para hacer uso de ella. Se realizan pruebas de los cables para electrodos construidos contra cables de electrodos comerciales, se verifica el correcto funcionamiento de la interfaz gráfica realizada en LabVIEW, de igual forma permitiendo encontrar errores en el diseño del programa que fueron corregidos. Las pruebas aportaron conocimientos y confiabilidad en el proyecto terminado. El capítulo permite en base a errores y dificultades generar conclusiones técnicas que son experiencias importantes en la formación y desarrollo del autor de este trabajo de investigación.

En el capítulo 4 se dan a conocer las conclusiones obtenidas al finalizar el trabajo; para presentar algunas sugerencias para posibles trabajos posteriores o la expansión de canales de este trabajo. Se muestra la bibliografía y hojas de especificaciones utilizadas en este trabajo de investigación; y para finalizar se muestra un glosario de términos, la mayoría de los términos son términos médicos por tratarse en alguna parte del estudio de la sEMG.

2.- Análisis y Diseño

2.0 Adquisición de datos

La adquisición de datos o adquisición de señales, consiste en tomar un conjunto de señales físicas, convertirlas en niveles de voltaje y digitalizarlas de manera que se puedan procesar en una computadora.

2.1 Diagrama a bloques

A continuación se propone el diagrama a bloques del sistema de adquisición de datos, que en este caso es un electromiografo.

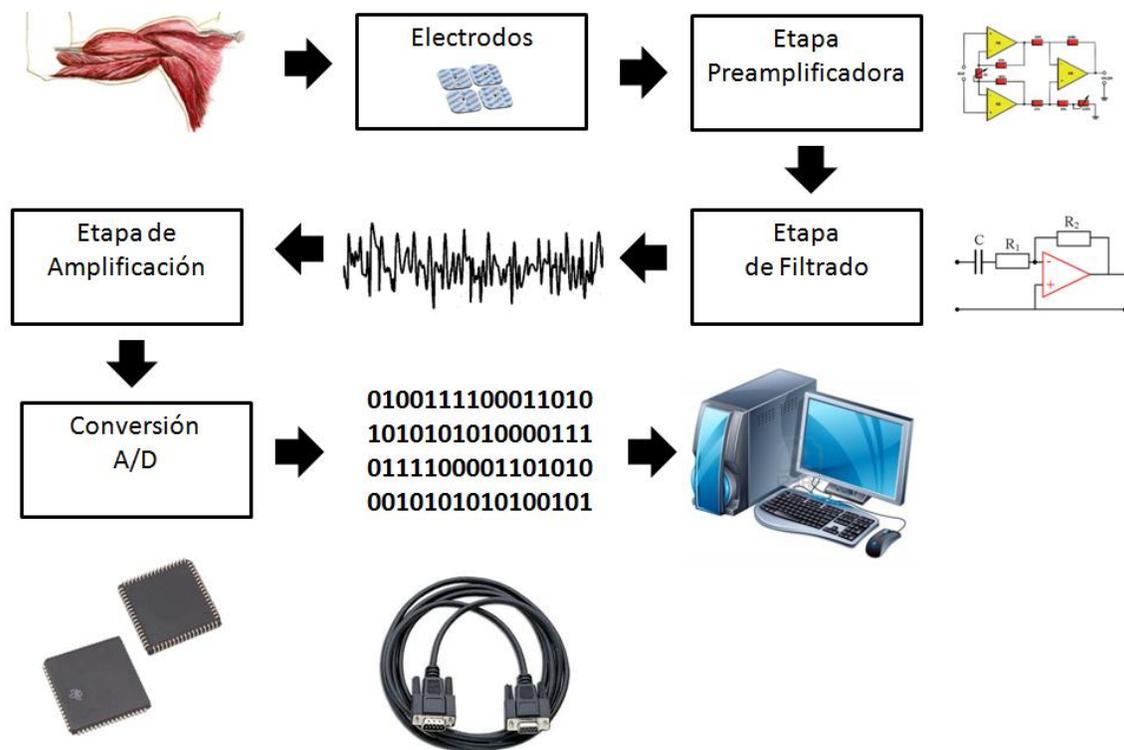


Figura 2.0-Diagrama a bloques

A continuación se muestra un breve resumen de cada bloque mostrado en la figura 2.0.

Electrodos: son los encargados de sensar la señal bioeléctrica de los músculos al sistema de adquisición de datos. Actúan como interface entre el musculo y el circuito.

Preamplificadora: se amplifica la señal y se eliminan las señales comunes a la señal deseada, para esto se necesita un alto nivel de CMRR en el dispositivo a utilizar en esta etapa. Esto con la idea de eliminar otras señales que son comunes a la entrada y que son más grandes que la señal transmitida por los músculos, pudiendo distorsionarla por completo.

Filtrado: el fin del filtro es eliminar las señales no deseadas de la señal que se está observando. Como la señal es emitida a cierta frecuencia, se diseñan filtros para que el sistema sólo capte la señal emitida en esta frecuencia, que es la que se desea. Con esto se asegura aún más el tener la señal limpia de otras señales no deseadas.

Amplificación: se vuelve a amplificar la señal, esto se hace en dos partes, tanto en la etapa de preamplificación como en la amplificación, para no perder nivel de CMRR. Porque cuando se amplifica una señal el nivel de CMRR disminuye de acuerdo a la ganancia, por esto es que se hace de esta manera, en dos partes la amplificación total de la señal.

Conversión A/D: convierte la señal analógica a digital, para poder procesarla, en este caso se muestra en una computadora la señal emitida por los músculos.

2.2 Etapa de preamplificación

Para la etapa de preamplificación es necesario un amplificador de instrumentación, este proporciona aparte de una amplificación de la señal, eliminar las señales en modo común que interfieren con la información.

2.2.0 Voltaje en modo común

En la práctica, las señales de modo común nunca serán rechazadas completamente, de manera que alguna pequeña parte de la señal indeseada contribuirá a la salida.

Para cuantificar la calidad del amplificador de instrumentación, se especifica la llamada relación de rechazo de modo común (CMRR). [1][2][3]

2.2.1 Amplificador de Instrumentación

El amplificador de más utilidad en la instrumentación es el amplificador de instrumentación. Es uno de los amplificadores más útiles, precisos y versátiles de que se disponen en la actualidad. Todas las unidades de adquisición de datos cuentan por lo menos con uno. Está formado por tres amplificadores operacionales y siete resistores.

En la figura 2.1 se puede observar la estructura de un amplificador de instrumentación.

Actualmente existen varios circuitos integrados que tienen la configuración de un amplificador de instrumentación. Desafortunadamente, estos resultan más caros que un solo amplificador operacional; pero si lo que se necesita es un buen desempeño y precisión, el uso de un amplificador de instrumentación justificara su precio, pues su desempeño no puede lograrse con un amplificador operacional promedio. [1][2]

En la figura 2.1, AO1 y AO2 forman lo que con frecuencia se llama primera etapa o de entrada, y AO3 forma la segunda etapa o de salida. Según la restricción del voltaje de entrada, el voltaje a través de R_G es $v_1 - v_2$. De acuerdo con la restricción de la corriente de entrada, las resistencias que se denotan como R_3 , llevan la misma corriente que R_G . Al aplicar la ley de Ohm se obtiene el resultado

$$v_{o1} - v_{o2} = (R_3 + R_G + R_3) (v_1 - v_2) / R_G$$

o bien

$$v_{o1} - v_{o2} = \left(1 + \frac{2R_3}{R_G}\right) (v_1 - v_2)$$

A continuación, se observa que AO3 es un amplificador diferencial, y por lo tanto

$$v_o = \frac{R_2}{R_1} (v_{o2} - v_{o1})$$

Al combinarse las dos últimas ecuaciones se obtiene

$$v_o = A(v_2 - v_1)$$

$$A = A_I * A_{II} = \left(1 + \frac{2R_3}{R_G}\right) * \left(\frac{R_2}{R_1}\right)$$

indica que la ganancia total A es el producto de la ganancia de la primera etapa por la de la segunda, A_I y A_{II} .

La ganancia depende de razones de resistores externos, por lo que puede hacerse muy exacta y estable con el uso de resistores de calidad apropiada. Como AO1 y AO2 se operan en la configuración no inversora, sus resistencias de entrada de lazo cerrado son altas en extremo. Del mismo modo, la resistencia de salida de lazo cerrado de AO3 es muy baja. [3]

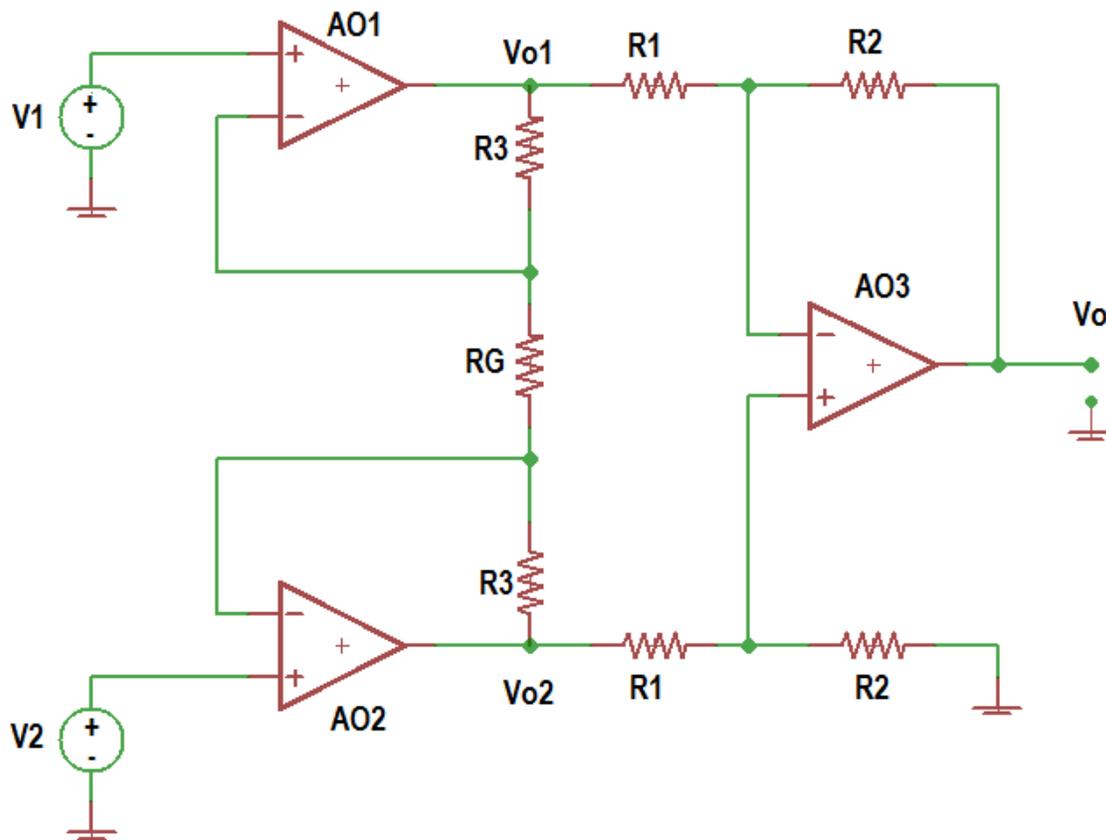


Figura 2.1-Amplificador de Instrumentación

2.3 Etapa de filtrado

En esta etapa se requiere un filtro pasobanda y un filtro notch para obtener sólo la señal con la información proporcionada por los músculos. Una forma de construir filtros es mediante amplificadores operacionales.

Se construye un circuito de filtrado utilizando componentes pasivos como resistores y capacitores. Un filtro activo utiliza adicionalmente un amplificador que amplifica el voltaje y aísla o acopla la señal. [8]

2.3.0 Filtro pasobajas

Es un filtro que proporciona una salida constante hasta una frecuencia de corte f_{OH} y que no permite que pase ninguna señal por arriba de dicha frecuencia, se conoce como filtro pasobajas. La respuesta ideal de un filtro pasobajas se muestra en la figura 2.2.

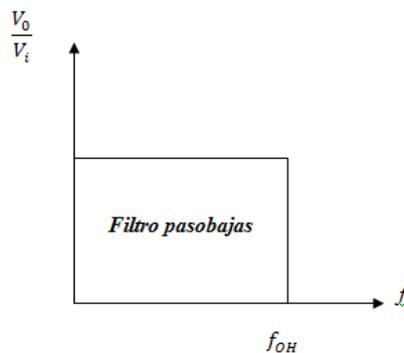


Figura 2.2-Respuesta ideal de un filtro pasobajas

Un filtro pasobajas de primer orden que utiliza un resistor y un capacitor como el de la figura 2.3a tiene una pendiente práctica de -20dB por década en su respuesta, como se muestra en la figura 2.4, siendo esta la respuesta real. La ganancia de voltaje por debajo de la frecuencia de corte se mantiene constante en:

$$A_v = 1 + \frac{R_F}{R_G}$$

a una frecuencia de corte de

$$f_{OH} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

Conectando dos secciones de filtro como en la figura 2.3b, se obtiene un segundo filtro pasobajas de segundo orden con corte a -40dB por década como se ve en la figura 2.4, más cerca de la característica ideal. La ganancia de voltaje del circuito y la frecuencia de corte son las mismas para el circuito de segundo orden que para el circuito de primer orden, siendo $R_1 = R_2$ y $C_1 = C_2$. [8]

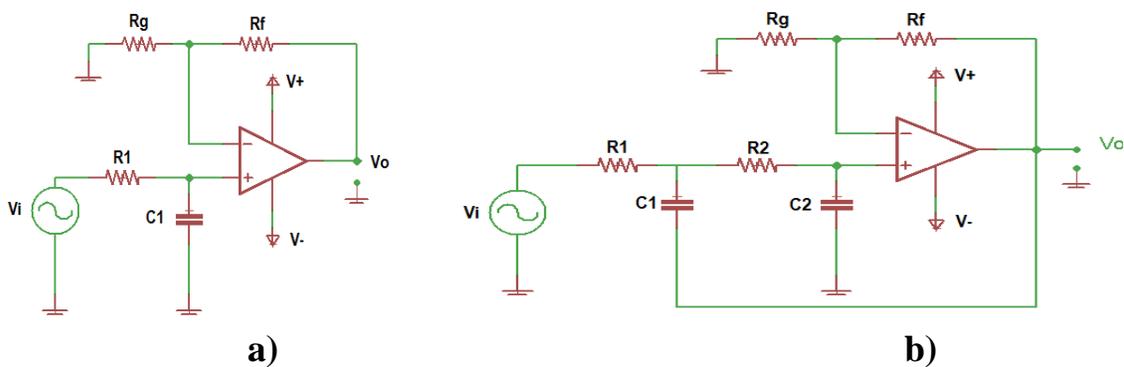


Figura 2.3- a) filtro pasobajas de primer orden, b) filtro pasobajas de segundo orden

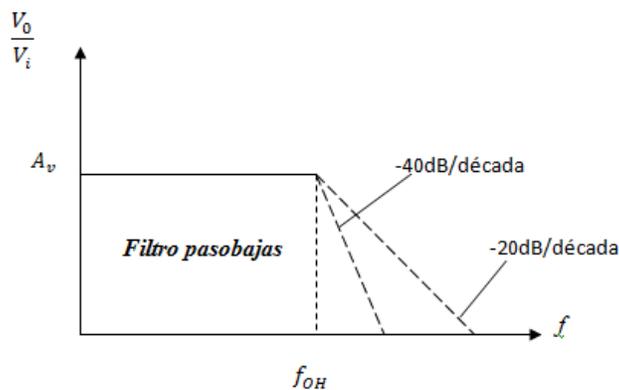


Figura 2.4- Respuesta real de un filtro pasobajas

2.3.1 Filtro pasoaltas

Un filtro que proporciona o deja pasar señales por arriba de una frecuencia de corte f_{OL} es un filtro pasoaltas. La respuesta ideal de un filtro pasoaltas se muestra en la figura 2.5.

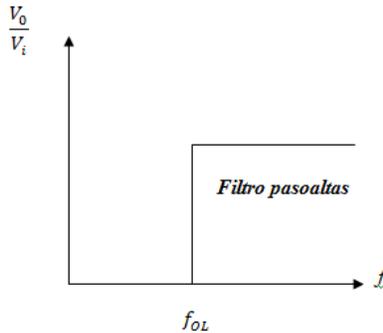
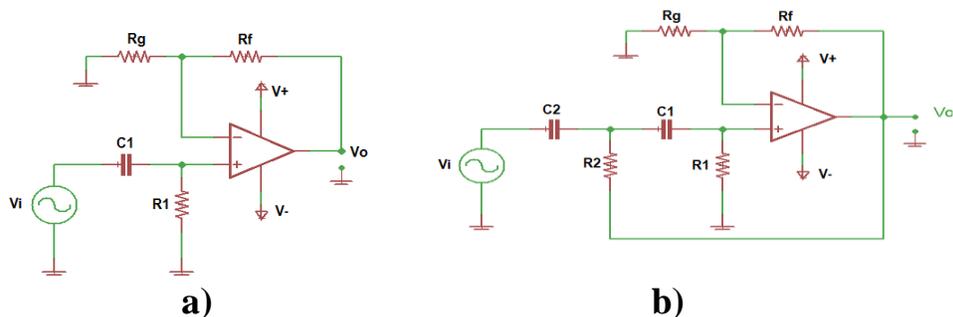


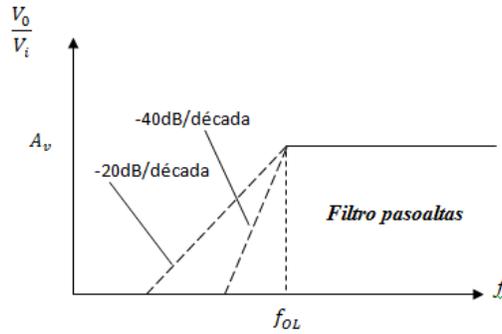
Figura 2.5-Respuesta ideal de un filtro pasoaltas

Se pueden construir filtros activos pasoaltas de primer y segundo orden también (figura 2.6). La ganancia del amplificador se calcula empleando la misma ecuación que el filtro pasobajas. La frecuencia de corte del amplificador es:

$$f_{OL} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

Con un filtro de segundo orden $R_1 = R_2$ y $C_1 = C_2$ se obtiene la misma frecuencia de corte como en la ecuación anterior. [8]





c)

Figura 2.6 – Filtro pasoaltas: a) de primer orden, b) de segundo orden, c) gráfica de respuesta real

2.3.2 Filtro pasobanda

Cuando el circuito de filtro deja pasar señales por arriba de una frecuencia de corte y por debajo de una segunda frecuencia de corte se llama filtro pasobanda. La respuesta ideal de un filtro pasobanda se muestra en la figura 2.7.

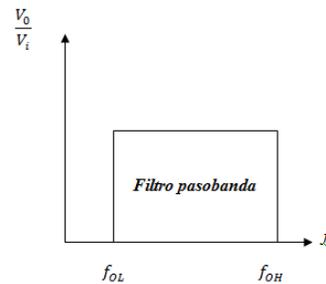
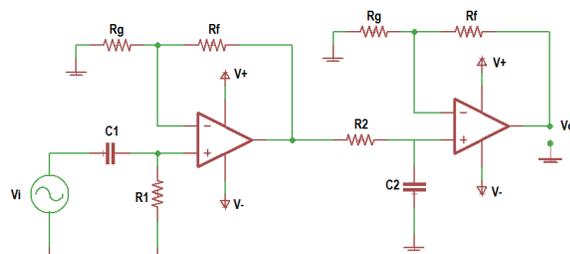


Figura 2.7-Respuesta ideal de un filtro pasobanda

Un filtro pasobanda está compuesto de dos etapas: la primera es un filtro pasoaltas y la segunda es un filtro pasobajas como se ve en la figura 2.8b, la operación es la respuesta pasobanda deseada. [8]



a)



b)

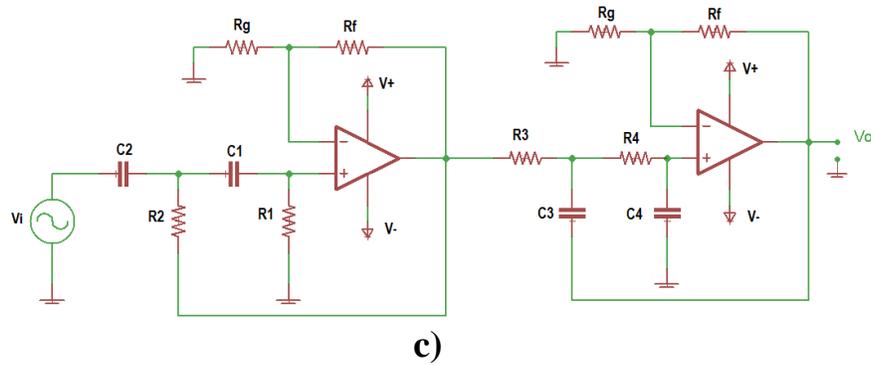
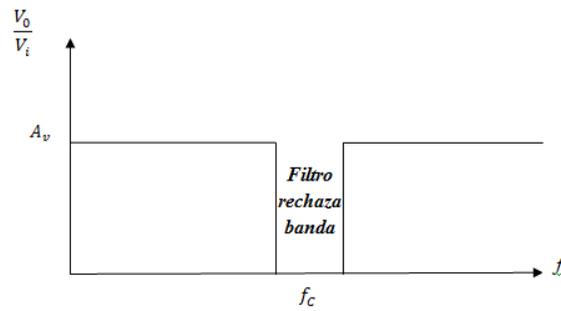


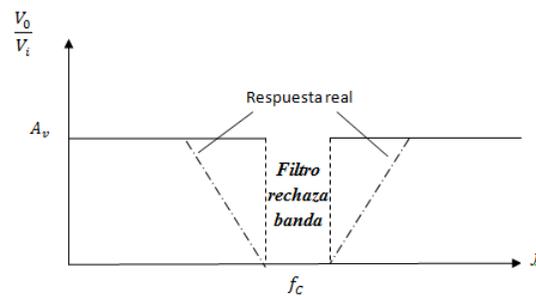
Figura 2.8 – Filtro pasobanda: a) gráfica de respuesta, b) de primer orden, c) de segundo orden

2.3.3 Filtro rechaza banda

La respuesta rechaza banda es complementaria a la respuesta pasa banda porque bloquea los componentes de la frecuencia dentro de la banda de rechazo $f_{OL} < f < f_{OH}$, al tiempo que pasan todas las demás. Cuando la banda de rechazo es suficientemente estrecha, la respuesta se llama notch. Una aplicación de los filtros notch es la eliminación de la frecuencia de la línea de 60Hz en los equipos médicos.



a)



b)

Figura 2.9 – Filtro rechaza banda: a) respuesta ideal, b) respuesta real

2.4 Etapa de amplificación

Para esta etapa se utiliza un amplificador operacional. Este dispositivo electrónico es el más utilizado en la amplificación de voltaje. Esta etapa es con la finalidad de tener aun mayor amplificación de la señal electromiográfica y así poder visualizarla mejor.

2.4.0 Amplificador Operacional

Los amplificadores operacionales tienen una impedancia de entrada muy alta (por lo general de algunos megaohms) y una impedancia de salida baja (de menos de 100 ohms). La entrada (+) de un amplificador operacional produce una salida que está en fase con la señal aplicada, mientras que la entrada (-) produce una salida de polaridad opuesta a la de la entrada.

En la figura 2.10 se muestra un amplificador inversor que es un circuito amplificador de ganancia constante y el más ampliamente utilizado. Se aplica una señal de entrada V_{in} a través de un resistor R_i a la entrada negativa. La salida se conecta de nuevo a la misma entrada negativa por medio de un resistor R_f . La entrada positiva se conecta a tierra. Como la señal V_{in} se aplica a la entrada negativa, la fase de la salida resultante es la opuesta a la de la señal de entrada. [8]

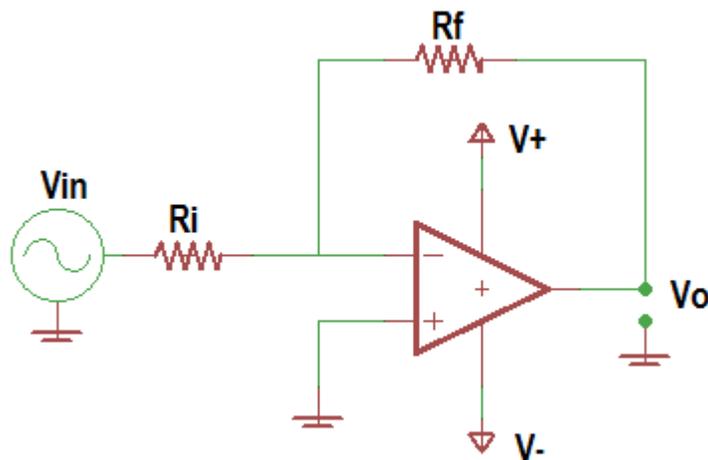


Figura 2.10.- Amplificador inversor

La salida se obtiene multiplicando la entrada por una ganancia fija establecida por el resistor de entrada R_i y el resistor de realimentación R_f .

En esta conexión se tiene una ecuación para la ganancia, se muestra a continuación:

$$G = -\frac{R_f}{R_i}$$

siendo

$$G = \frac{V_o}{V_{in}}$$

sustituyendo

$$\frac{V_o}{V_{in}} = -\frac{R_f}{R_i}$$

despejando V_o

$$V_o = -\frac{R_f}{R_i} * V_{in}$$

Esta última ecuación determina el voltaje de salida ya amplificado por la relación de los resistores. [8]

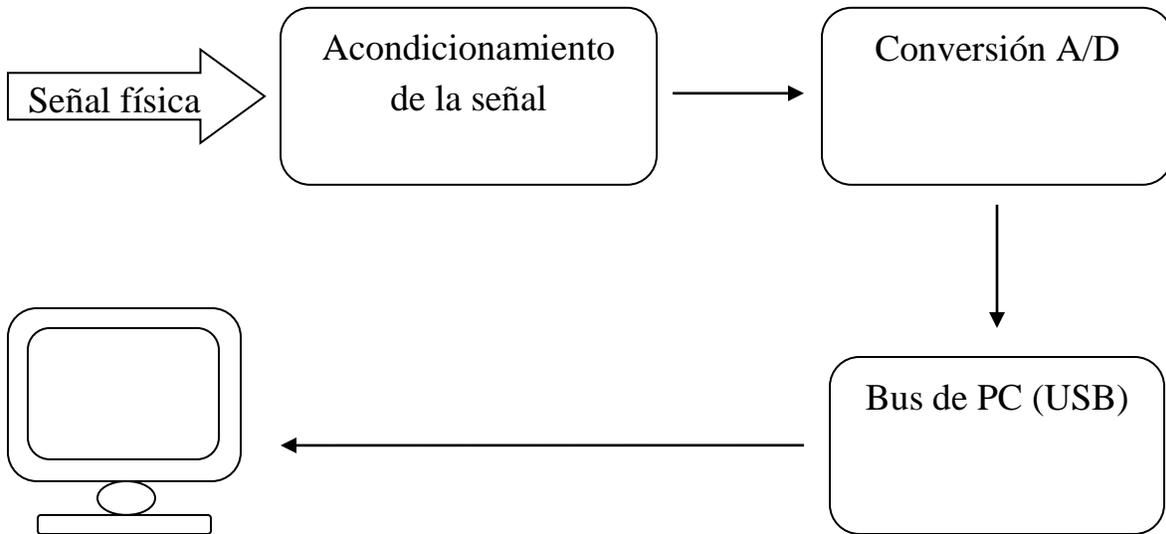
2.5 Etapa de conversión A/D

Para la conversión analógica a digital se utiliza una tarjeta de Adquisición de Datos (DAQ) de alta velocidad. Esta etapa permite el manejo de la sEMG en la computadora y así poder visualizarla en la pantalla de la computadora.

2.5.0 Tarjeta de adquisición de datos (DAQ)

Una DAQ actúa como la interfaz entre la PC y señales del mundo exterior. Funciona principalmente como un dispositivo que digitaliza señales analógicas entrantes para que una PC pueda interpretarlas. Los tres componentes clave de una DAQ utilizada para medir una señal son, el circuito de acondicionamiento de señales, convertidor analógico-digital (ADC) y un bus de PC. Distintas DAQs (marcas y modelos) incluyen otras funciones para automatizar sistemas de medidas y procesos. [11]

En la figura 2.11 se muestra un diagrama a bloques general de la DAQ utilizada.



2.11.- Diagrama a bloques del trabajo realizado de la DAQ

2.5.1 Interfaz gráfica

Interfaz gráfica o la interfaz virtual permite mediante iconos, objetos, cursor y/o teclado interactuar con gráficos convirtiendo al ser humano en usuario de una aplicación.

En la interfaz gráfica se muestra la sEMG entrante en la DAQ. Se utiliza el entorno gráfico de programación de LabVIEW.

LabVIEW es la abreviación de *Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*. Es un lenguaje y a la vez un entorno de programación gráfico en el que se pueden crear aplicaciones de una forma rápida y sencilla.

National Instruments es la empresa desarrolladora y propietaria de LabVIEW. [12]

Nota: Todo lo que implica el conocer LabVIEW es realmente extenso, por lo que solo se comenta lo utilizado en el desarrollo de la interfaz gráfica.

2.5.2 Entorno de LabVIEW

LabVIEW se ha convertido en un estándar en el desarrollo de aplicaciones de pruebas y medidas, control de instrumentación y sistemas de adquisición de datos. Su flexibilidad y potencia, le ha hecho expandirse a otras áreas. LabVIEW ha crecido en nuevas áreas, relacionadas con nuevos campos de trabajo como Simulación, Diseño de Control, sistemas embebidos en tiempo real (FPGAs, DSPs, microprocesadores), algoritmos matemáticos avanzados, etc.

Originalmente este programa estaba orientado a aplicaciones de control de instrumentos electrónicos empleadas en el desarrollo de sistemas de instrumentación, lo que se conoce como instrumentación virtual. Por este motivo los programas creados en LabVIEW se guardan en ficheros llamados VI y con la misma extensión, que significa instrumento virtual (Virtual Instrument).

Relacionado con este concepto se da nombre a sus dos ventanas principales: un instrumento real tiene un Panel Frontal donde están sus botones, pantallas, controles, indicadores, etc. y una circuitería interna. En LabVIEW estas partes reciben el nombre de Panel Frontal y Diagrama de Bloques respectivamente.

- **Panel Frontal**, es la parte que ve el usuario.

- **Diagrama a Bloques**, es donde se realiza la programación.

2.5.2.0 Controles

El menú que aparece en el Panel Frontal es el menú de controles, en él se pueden seleccionar las terminales que servirán para interactuar con el usuario figura 2.12.

Las terminales se dividen en controles e indicadores. Los controles son las entradas de los datos y los indicadores las salidas. Estos están clasificados según su estilo y por el tipo de dato. Los más utilizados son los que sirven para dibujar gráficas y los datos de tipo numérico, booleano, textos y tipos compuestos.

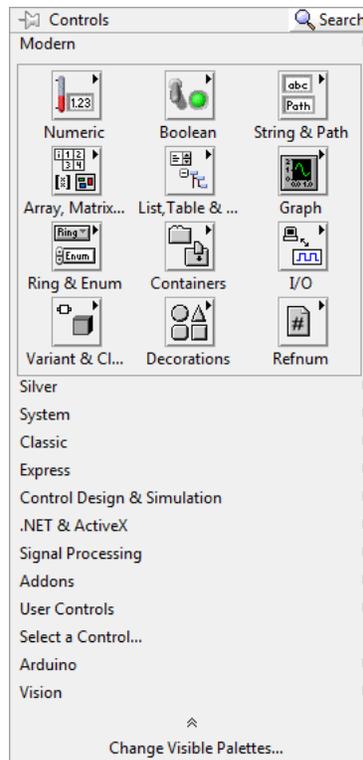


Figura 2.12.- Paleta de controles

2.5.2.1 Funciones

El menú que aparece en el Diagrama de Bloques es el menú de funciones, en el se puede acceder a las diferentes funciones, subVIs y estructuras disponibles figura 2.13.

Al igual que en el menú de controles, en este también hay varios submenús que se dividen dependiendo de la aplicación.

Esta el submenú de *Structures* que contiene elementos que son equivalentes a las instrucciones de control de los lenguajes convencionales, es decir, son los bucles como WHILE o FOR y la estructura condicional CASE además de otras.

Otros submenús se dividen según el tipo de datos. Están los datos simples como los numéricos, booleanos y texto, además de los compuestos como los *clusters* y *arrays*. Cada uno de estos submenús tiene funciones para trabajar con esos datos.

Los datos numéricos se dividen en enteros y de coma flotante y dentro de cada uno puede haber distintos tamaños.

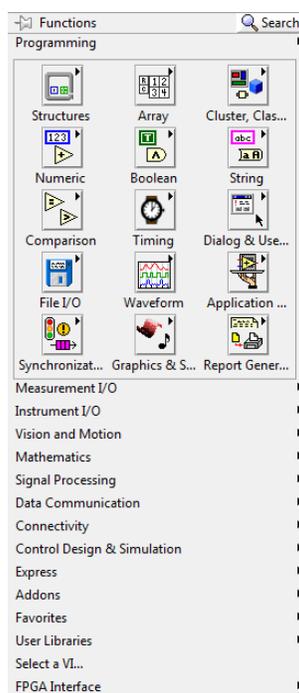


Figura 2.13.- Paleta de funciones

2.5.2.2 Flujo de ejecución

Al lenguaje de programación que utiliza LabVIEW también se le llama lenguaje G. El lenguaje G tiene una ejecución basada en el flujo de datos.

Un programa en LabVIEW consiste básicamente en una serie de funciones unidas mediante cables. Los datos circulan o fluyen por los cables. Una función sólo podrá ejecutarse cuando tenga disponibles todos los datos que le sirven como entradas. Esta forma de ejecutar un programa favorece el paralelismo (tópico que no se aborda en este trabajo de investigación).

2.5.2.3 VI y subVI

Los archivos con los programas creados en LabVIEW se llaman VIs (Virtual Instrument). En muchas ocasiones un programa es de un tamaño tal que se tiene que separar en varios archivos o se tiene alguna sección de código que convenga reutilizar varias veces. Un VI puede contener a otro de forma que el segundo es un subVI, el concepto equivalente a las funciones de un lenguaje tradicional.

Un subVI en si es un código dentro del código principal, su apariencia dentro del VI principal es un cuadro que tiene un icono y/o texto y además tiene entradas y/o salidas dependiendo de su función. Al subVI (también a un VI, aunque no es muy común) se le puede personalizar el icono y/o texto que LabVIEW asigna por defecto para poder tener una mejor administración del programa, figura 2.14, así como sus entradas y salidas en que parte del cuadro se conectarán. También se le agrega documentación donde se especifica la función de dicho subVI, entre otras cosas.

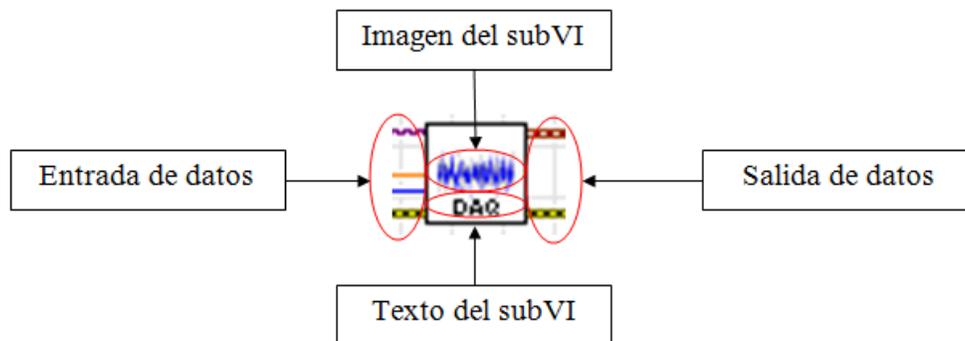


Figura 2.14.- SubVI

2.5.2.4 Proyectos

El proyecto consiste en un archivo en formato XML, Xtensible Markup Language, y con extensión .LVPROJ que indica qué archivos componen el proyecto y cómo se ordenan. Los archivos que componen el proyecto pueden ser VIs, subVIs, controles, archivos de configuración (por ejemplo para crear un ejecutable), documentación o cualquier otro archivo, figura 2.15.

La ventana desde la que se gestiona el proyecto se llama *Project Explorer*. La ventana del proyecto se divide inicialmente en tres secciones:

- *My Computer*: en él se muestran los ficheros que componen el proyecto y sus propiedades. En él descienden *Dependencies* y *Build Specifications*.

- *Dependencies*: muestra las dependencias del proyecto, por ejemplo librerías compartidas.
- *Build Specifications*: guarda la configuración para las distribuciones del proyecto como archivos comprimidos, ejecutables, librerías, instaladores, etc.

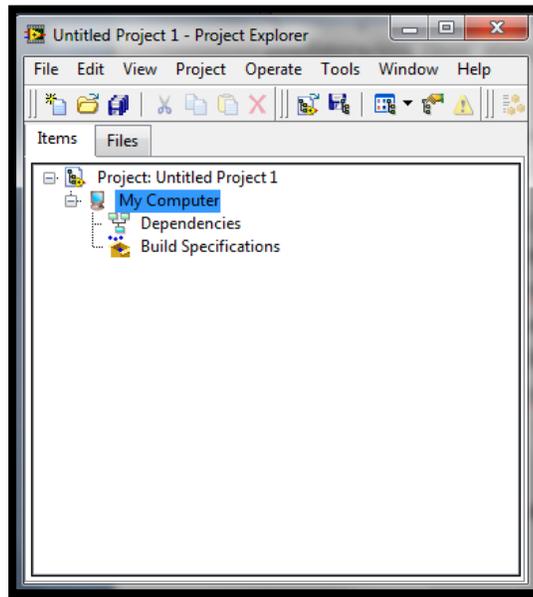


Figura 2.15.- Ventana de un proyecto

2.5.3 Estructuras de LabVIEW

2.5.3.0 Sequence

Las estructuras de tipo *Sequence* sirven precisamente para maniobrar el orden de ejecución del código que está en su interior, pues como ya se mencionó LabVIEW en general su ejecución de código es por flujo de datos.

Su diseño recuerda a los marcos de una película. En una película los marcos colocados al principio se visualizarán antes que los siguientes, con orden secuencial. Las estructuras *Sequence* también tiene marcos o *frames* ordenados, en el interior de cada *frame* se situaría una sección de código. La ejecución comenzará por el primer *frame* y cuando acabe se pasará a ejecutar el siguiente, y así sucesivamente.

Hay dos tipos de *Sequence*: *Stacked Sequence* y *Flat Sequence* (este último no se explicará).

Stacked Sequence tiene un menú en la parte superior donde se indica la numeración del *frame* que se muestra, el número total de *frames* que contiene y además da la opción de situarse en otro, figura 2.16 a. En este *Sequence* se tiene la opción de crear túneles, entre un *frame* y los demás para compartir datos, en uno de ellos se escribiría un valor (simbolizado con una flecha hacia el exterior del *frame*) y en los posteriores podrá leerse (con una flecha hacia el interior), no se podrá leer en *frames* anteriores al de escritura, figura 2.16 b.

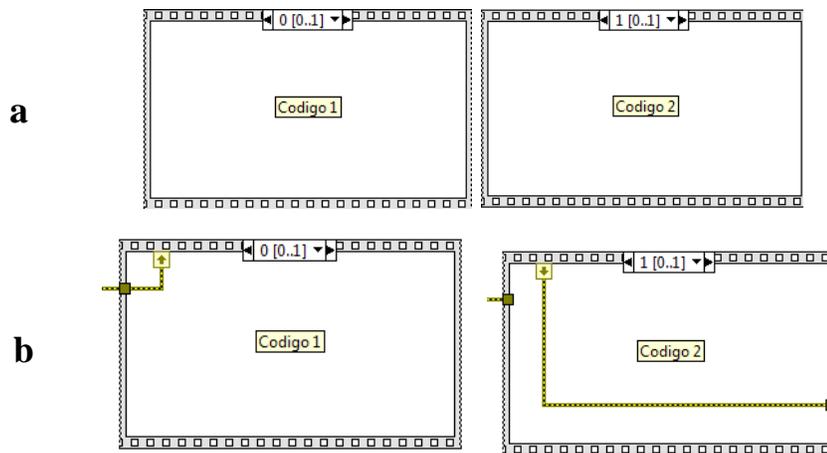


Figura 2.16.-a) Menú del *Stacked Sequence*, b) Túnel del *Stacked Sequence*

2.5.3.1 Case

La estructura *Case* es el equivalente a varias de los lenguajes basados de texto: IF, SWITCH y TRY. Su utilidad es ejecutar un código u otro dependiendo de una condición.

Al igual que una estructura *Sequence*, este caso también se tiene un menú en la parte superior donde se puede elegir el subdiagrama que se muestra. En este menú se puede ver la condición para ejecutar el código del subdiagrama correspondiente. En la figura 2.17 se muestra un *Case* con dos subdiagramas, uno se ejecutará cuando la condición que se evalúa sea falsa y otro cuando se verdadera.

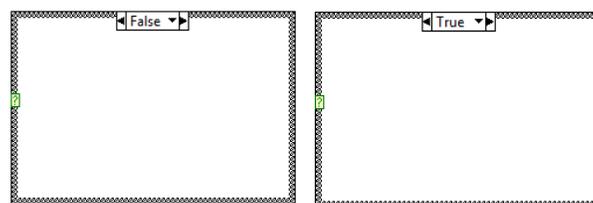


Figura 2.17.- Estructura *Case*

La terminal que aparece en el lado izquierdo marcado con el símbolo <<?>> es llamado selector. El valor que llega a este selector es la condición que se evalúa para seleccionar el subdiagrama a ejecutar. Si el tipo de dato que se conecta al selector del *Case* es booleano, éste actuará como una sentencia IF...THEN...ELSE de un lenguaje de texto tradicional. También pueden conectarse otros tipos de datos, tema que no se aborda.

2.5.3.2 While

El bucle WHILE repite el código de su interior hasta que se cumple una condición, la cual es evaluada en cada iteración. La terminal de iteración se representa con un cuadro azul con el símbolo “i”. El valor de esta terminal es un número entero que va aumentando en una unidad por cada iteración del bucle, empezando a contar desde cero. La condición que determina si se detiene el WHILE es la terminal verde. A esta terminal se le puede conectar bien un valor booleano o bien un grupo de error. A través del menú contextual puede elegirse para los booleanos que el bucle se detenga cuando el valor sea verdadero o falso, en el caso de los grupos de error sucede algo parecido, se detiene si hay algún error o continúa si no hay error.



Figura 2.18.- Estructura *While*

2.5.4 Tipos de datos de LabVIEW

En LabVIEW el tipo de dato se representa en el Diagrama de Bloques por el color de la terminal y del cable, así un dato booleano tiene terminales y cables verdes para diferenciarlo de un texto que es rosa.

2.5.4.0 Boolean

Los datos de este tipo sólo tiene dos posibles valores: verdadero (TRUE) o falso (FALSE). Debido a esto suelen usarse en controles con forma de botón o pulsador.

Cada dato booleano se almacena en memoria en un byte completo, si este byte tiene todos sus bits en cero, el dato tiene el valor de FALSO y cualquier otro valor del byte hace que el dato pase a VERDADERO.



Figura 2.19.- Dato booleano

2.5.4.1 Numeric

Al trabajar con datos numéricos hay que distinguir entre números enteros, números racionales y complejos.

Los números enteros tiene asociado el color azul y puede elegirse su tamaño (8, 16, 32 o 64 bits), si se emplea un bit de signo (*signed* o *unsigned*) y su representación (binario, octal, decimal, hexadecimal).



Figura 2.20.- Dato numérico entero

Los números racionales y complejos tienen asociados el color naranja. El tamaño es de 32bits para los de precisión simple, 64bits para los de doble precisión y el tamaño de los extendidos depende de la plataforma.



Figura 2.21.- Datos numéricos racionales y complejos

La conversión de datos entre tipos de datos numéricos suelen ser automáticas, cuando no se convierte el dato previamente al requerido, se representa mediante un pequeño punto color rojo (punto de coerción) justo donde el cable se conecta al indicador.



Figura 2.22.- Punto de coerción

Otro tipo de datos es el de tiempo (*Time Stamp*) el cual proporciona la hora y la fecha dada por nuestro PC, este es representado con color café.

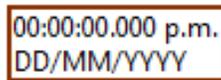


Figura 2.23.- Dato *Time Stamp*

2.5.4.2 Strings

Los *strings* o texto son cadenas de carácter. LabVIEW asocia el color rosa a este tipo de datos. En memoria se almacenan como un puntero a cuatro bytes que indican el tamaño y a continuación los valores de los caracteres, un byte por cada uno.

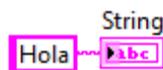


Figura 2.24.- Dato *String*

2.5.4.3 Arrays

Los *arrays* o arreglos son un conjunto de datos ordenados y de un tipo determinado; de esta forma no puede hablarse simplemente de *array* sino de *array* de booleanos, *array* de *strings*, etc.

El cableado de un *array* es del mismo color que el tipo de dato que contiene, pero más grueso y en el caso de los numéricos el cableado es de doble línea para dos o más dimensiones.

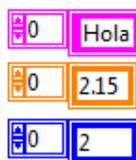


Figura 2.25.- Arrays de distintos datos

2.5.4.4 Clusters

Los *clusters* o grupos son un tipo de dato estructurado, también son un conjunto de datos, pero a diferencia de los anteriores, los *cluster* pueden contener datos de varios tipos en su interior, incluidos otros *clusters*.

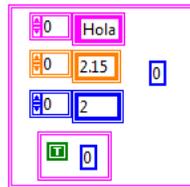


Figura 2.26.- Dato *Cluster*

2.5.4.5 Waveforms

Los *waveforms* o forma de onda son parecidos a los *clusters*, se componen de otros datos, éstos son:

- t_0 : es un *time stamp* que indica el momento correspondiente al primer valor.
- dt : es la diferencia de tiempo entre muestras, se supone que esta no varía.
- Y : un *array* que contiene los valores del eje vertical.

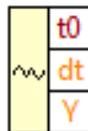


Figura 2.27.- Dato *waveform*

2.5.4.6 Dynamic

Incluye datos y atributos asociados con una señal, como el nombre, fecha, etc. Los tipos de datos *Dynamic* o dinámico, al igual que los *Waveform*, enfatizan el hecho que los datos son medidas y no sólo números en una columna.

2.5.4.7 Path

Los *Path* o trayectoria sirven para indicar rutas relativas o absolutas a directorios o ficheros tanto de la máquina local como alguna otra máquina conectada a la red local.

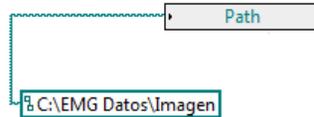


Figura 2.27.- Dato *Path*

2.5.5 Variables y propiedades de LabVIEW

2.5.5.0 Variables locales

Para llevar un dato desde/hacia un control/ indicador se han usado cables. A veces no se puede realizar el cableado, como en bucles funcionando en paralelo (ese t3pico no se aborda en este tema) y otras veces sencillamente se quiere escribir en un control o leer de un indicador. Para todas estas situaciones sirven las variables locales.

Las variables locales est1n asociadas a los controles e indicadores presentes en el Panel Frontal de un VI. Mediante ellas se pueden leer y escribir el valor de ese control o indicador.

En la variable local se puede indicar si se usa como lectura o escritura. Las variables locales tienen un alcance que comprende al VI en el que est1 colocado el control o indicador al que hacen referencia. No pueden usarse fuera de ese VI, para esto est1n las variables globales y variables compartidas las cuales no se abordan en este tema.

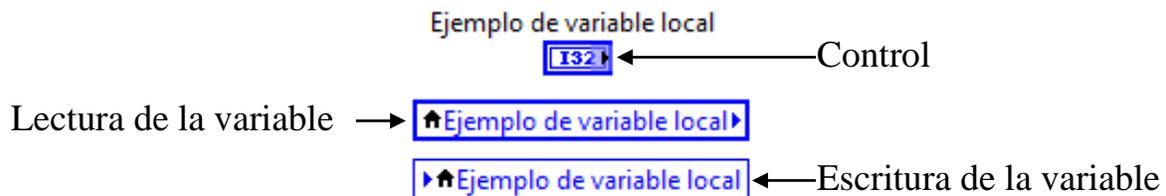


Figura 2.28.- Variable local

2.5.5.1 Nodos de propiedad

Los nodos de propiedad sirven principalmente para controlar el aspecto y el estado de una terminal del Panel Frontal de forma programada, es decir, desde el Diagrama de Bloques. Todas las terminales tienen asociadas una serie de propiedades, hay algunas comunes como *Visible* o *Position*, otras var1an dependiendo del tipo de terminal.

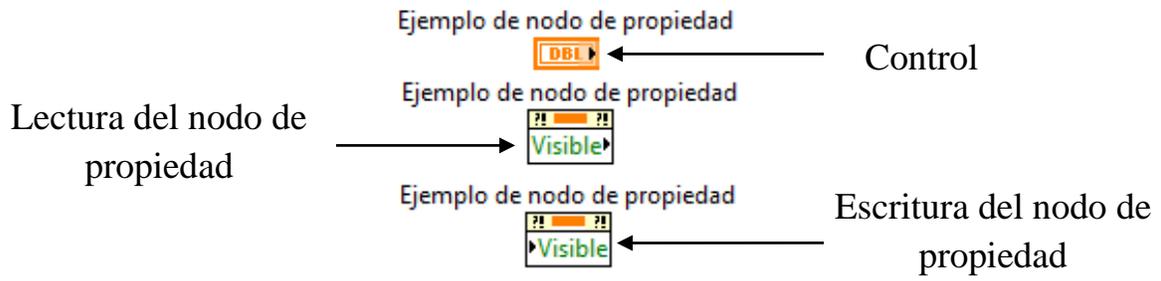


Figura 2.28.- Nodo de propiedad

2.6 Electroodos

Un electrodo es un transductor, que permite obtener la sEMG en este caso. En el campo de la bioelectrónica los electrodos son de utilidad porque hacen posible el obtener señales de distintas partes del cuerpo. Por ejemplo las señales emitidas por el corazón (ECG-Electrocardiográficas), las emitidas por el cerebro (EEG-Electroencefalográficas) y las emitidas por los músculos (EMG-Electromiográficas) entre otras más.

Los electrodos permiten obtener la información de los músculos y así poder procesarla. Hay dos tipos de electrodos, los de superficie y los invasivos. Los electrodos de superficie son colocados en la superficie de la piel y son capaces de tomar registros en el área cubierta por el electrodo de la actividad bioeléctrica y los electrodos invasivos son insertados en el tejido con agujas para poder tomar directamente la diferencia de potencial existente entre la membrana celular y la piel. [13]

2.6.0 Electroodos superficiales e invasivos

Como ya se mencionó los electrodos recogen la actividad eléctrica del músculo, bien por inserción dentro del mismo o bien a través de la piel que lo recubre.

Los electrodos superficiales son pequeños conos o discos metálicos (fabricados de plata o acero inoxidable) que se adaptan suavemente a la piel. Para reducir la resistencia de contacto se utiliza pasta conductora. Con estos electrodos se puede obtener una idea de la electrogénesis global del músculo, pero no detectan potenciales de baja amplitud o de elevada frecuencia, por lo cual su uso se encuentra bastante restringido en electromiografía.

Los electrodos invasivos o de aguja, pueden ser de varias clases:

- **Monopolar:** consiste en una aguja corriente cuya longitud total, excepto en la punta, ha sido aislada figura 2.29a. La variación de potencial se mide entre el extremo de la punta, ubicada en el músculo y el electrodo de referencia ubicado en la piel o tejido subcutáneo.
- **Coaxial:** es el más adecuado para la práctica clínica. Consiste en una aguja hipodérmica a través de cuyo interior se han insertado uno o varios conductores metálicos finos aislados entre sí y con respecto a la aguja figura 2.29b. Sólo el extremo de estos conductores se encuentra desprovisto de aislamiento y es por este punto por el que se captura la señal procedente del

tejido muscular. En la actualidad cada vez se utiliza con mayor frecuencia un electrodo coaxial multicanal en el cual hay 14 conductores. Con éste se puede determinar el territorio de la unidad motora. [4]

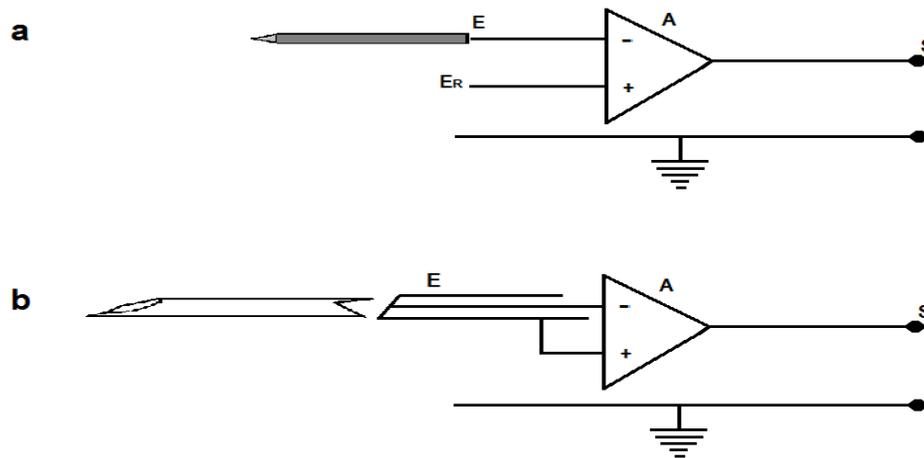


Figura 2.29.- Electrodos invasivos: a) monopolar, b) coaxial

El diseño del electrodo es el aspecto más crítico del aparato de la electrónica que se utiliza para obtener la sEMG. La fidelidad de la señal EMG detectada por el electrodo influye en todo el tratamiento subsiguiente de la señal. Es muy difícil, casi imposible, mejorar la fidelidad y la relación señal-ruido de la señal más allá de este punto. Por lo tanto, es importante una buena unidad de electrodo que proporcione una distorsión mínima y la más alta relación de señal a ruido. [10]

La ubicación del electrodo en el músculo hace dramáticamente diferentes características de la sEMG. La localización del electrodo en la proximidad del origen del tendón, la zona de inervación, y los perímetros del músculo produce señales de amplitud más bajas, la ubicación adecuada es lejos de todos estos límites, hacia la mitad de la superficie del músculo. Las fibras en el centro del músculo tienen un diámetro mayor que los que están en los bordes del músculo o cerca del origen de los tendones. La amplitud de la sEMG será mayor en el centro del músculo. [9]

3.- Pruebas de Laboratorio

3.0 Etapa preamplificadora

3.0.0 Medición del CMRR

Se realiza la comparación del CMRR de dos amplificadores de instrumentación construidos con amplificadores operacionales de distintas características (UA741CP y LF347B), para observar la diferencia del nivel del CMRR de un circuito integrado a otro; se requiere un nivel de CMRR lo mas constante posible conforme aumenta la frecuencia en el intervalo de 20Hz a 500Hz.

3.0.1 Cálculos

Se calcula el valor de los resistores para tener una ganancia de 2, siendo la ecuación de la ganancia la siguiente:

$$A = A_I * A_{II} = \left(1 + \frac{2R_3}{R_G}\right) * \left(\frac{R_2}{R_1}\right)$$

Considerando que los resistores son de 10kΩ, la ecuación de ganancia queda de la siguiente forma:

$$A = 1 + \frac{2R}{R_G}$$

Siendo R el resistor de 10kΩ, R_G el resistor que determina la ganancia y A la ganancia que se propone, que en este caso será igual a 2. Se despeja R_G .

$$R_G = \frac{2R}{A - 1}$$

$$R_G = \frac{2 * 10k\Omega}{A - 1}$$

Se puede observar que entre mayor ganancia se requiere, menor es el valor del resistor R_G .

Con $A=2$ se obtiene un resultado de un valor de resistor de $20k\Omega$.

3.0.2 Circuito

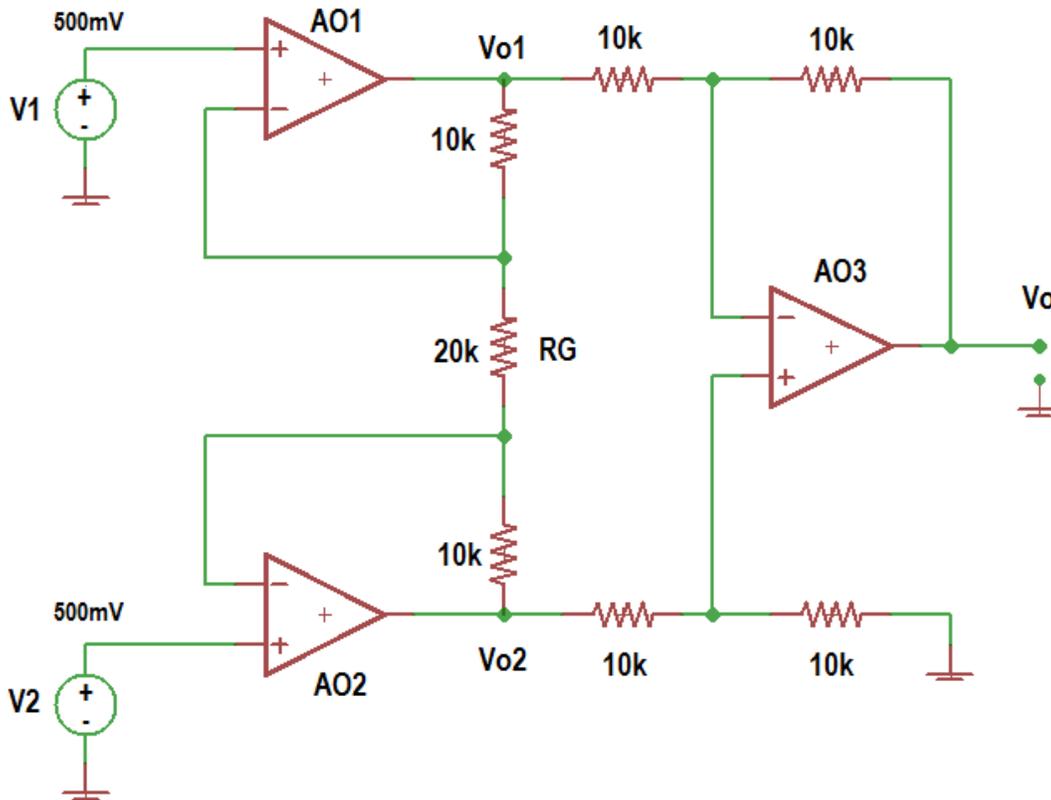


Figura 3.0.- Amplificador de instrumentación diseñado

De esta forma se construye el amplificador de instrumentación, con el respectivo resistor R_G calculado anteriormente.

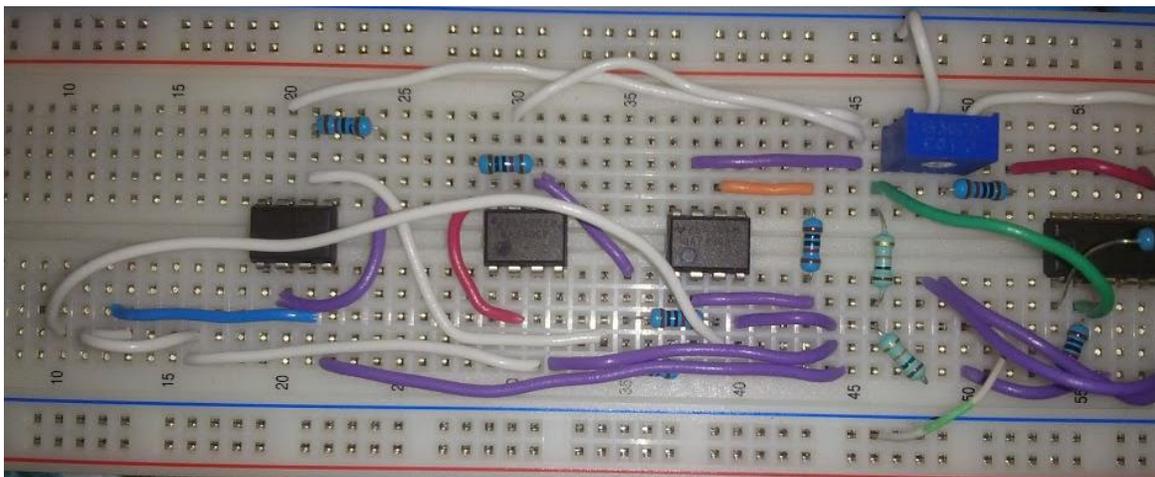
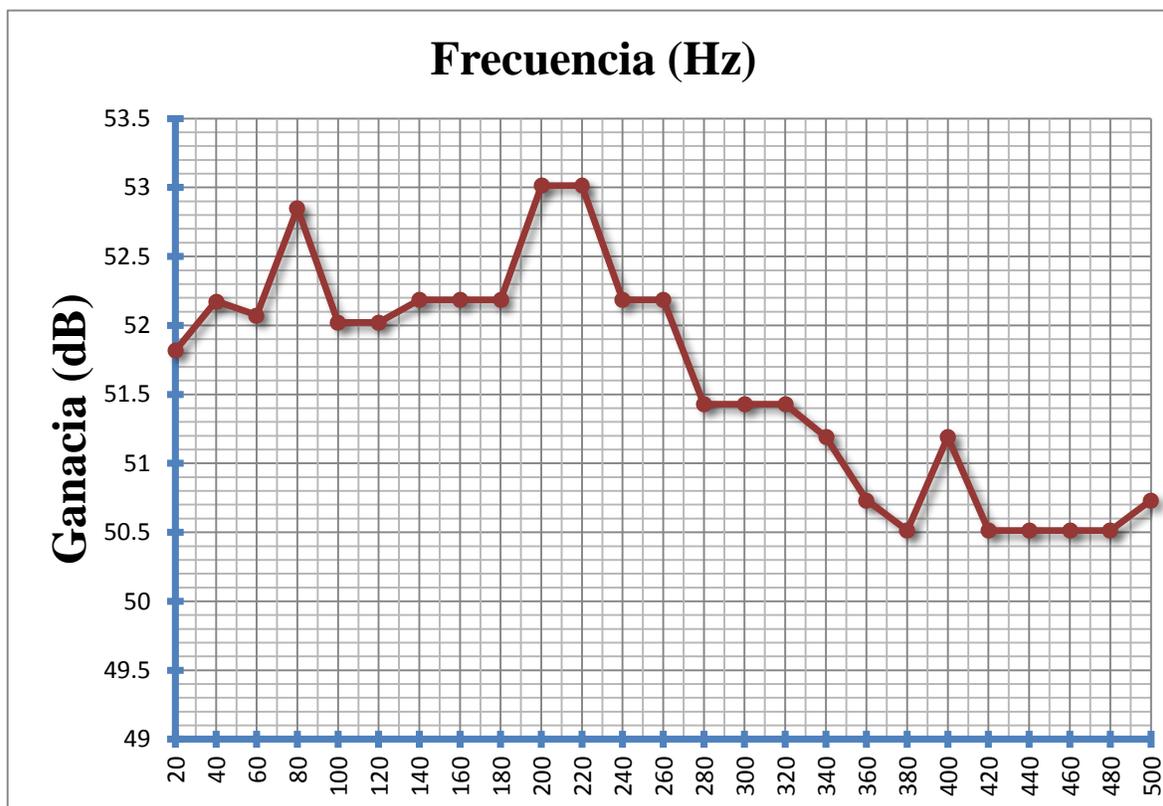


Figura 3.1.- Circuito físico del amplificador de instrumentación diseñado

3.0.3 Gráficas

UA741CP



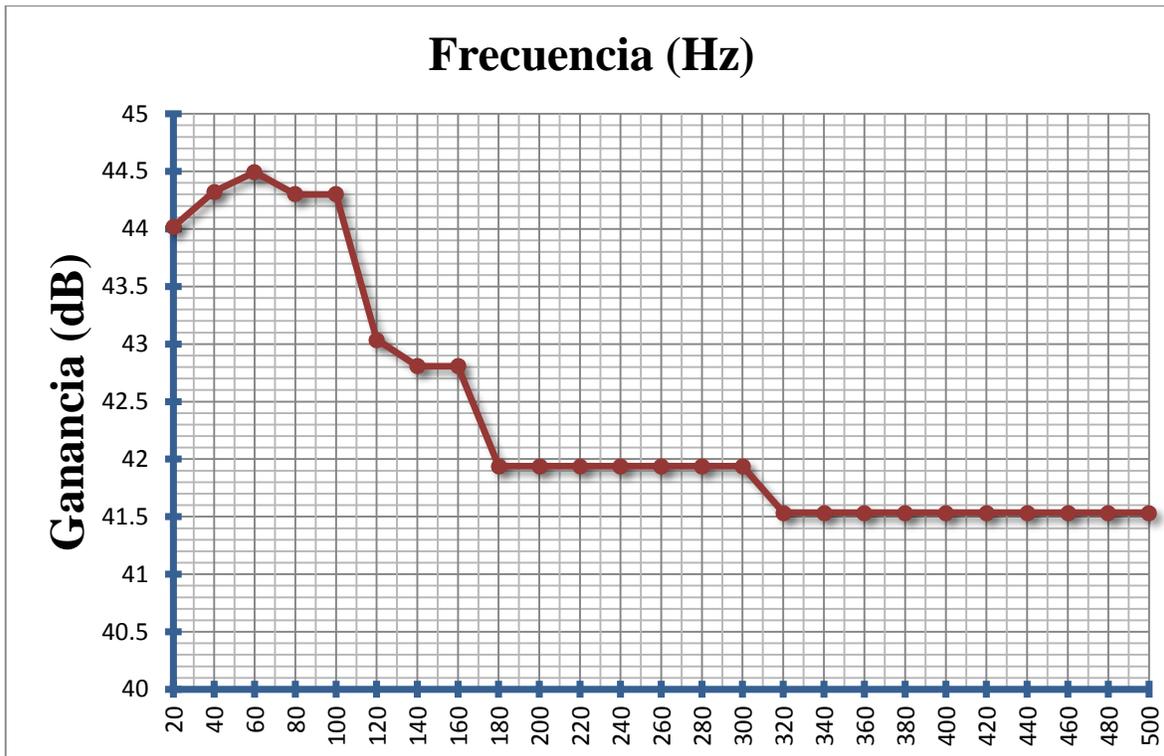
Gráfica 3.0.- Comportamiento del CMRR del circuito integrado UA741CP

Se observa en la gráfica un comportamiento distinto al requerido del nivel del CMRR del amplificador de instrumentación, conforme se aumenta la frecuencia el comportamiento cambia y no se mantiene estable.

Las pruebas son realizadas con un osciloscopio marca Tektronix modelo TDS 1002 y un generador marca Keithley modelo 3390.

A continuación se observa el nivel del CMRR del amplificador de instrumentación construido con el circuito integrado LF347B.

LF347B



Gráfica 3.1.- Comportamiento del CMRR del circuito integrado LF347B

Se observa en la gráfica un comportamiento más estable en comparación del circuito construido anteriormente (con un circuito integrado distinto), aún así para un electromiógrafo se necesita un nivel de CMRR aún más estable. Es por esto que existen los amplificadores de instrumentación encapsulados, porque tendrán mejores características que un amplificador de instrumentación construido y por lo mismo utilizados en la instrumentación.

En el mercado hay distintas opciones de amplificadores de instrumentación, de distintas marcas, distintas características y de distintos costos. Se escoge el INA128 de Texas Instrument, pues Texas Instrument proporciona muestras gratis a estudiantes y de los que tiene en muestras gratis este es el que mejor características tiene, con mayor énfasis en el nivel de CMRR. Por estas razones se utiliza el INA128. Además que su hoja de especificaciones proporciona una tabla que indica que resistor utilizar para tener cierta ganancia, en este caso se utiliza un resistor de 511Ω al 1% de tolerancia que proporcionara una ganancia de 100.

3.1 Etapa de filtrado

3.1.0 Filtro pasobanda

Se diseña y construye un filtro pasobanda para limitar la sEMG de 20Hz a 500Hz que es donde se encuentra la información. Se utiliza el circuito integrado OPA4277, siendo un encapsulado con 4 amplificadores operacionales de alta precisión que de igual forma se obtienen como muestra gratis en Texas Instrument.

Sólo se utilizan dos de los cuatro amplificadores operacionales para el filtro pasobanda.

3.1.1 Cálculos

Se calculan los valores de los resistores y capacitores, tanto del filtro pasobajas como del filtro pasoaltas, que es el equivalente al filtro pasobanda.

La ecuación es idéntica tanto en el filtro pasobajas como en el pasoaltas para la frecuencia de corte, lo único que cambia es la frecuencia de corte y en el circuito el tipo de configuración, de igual forma R_1 y C_1 son iguales a R_2 y C_2 en ambos casos.

Pasobajas

$$f_{OH} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

Pasoaltas

$$f_{OL} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

En una hoja de cálculo se realiza una tabla con los valores de capacitores comerciales para obtener una resistencia, en la hoja de cálculo se realiza la fórmula de la frecuencia de corte; y así poder escoger que valor comercial más cercano de capacitor y resistencia satisface la frecuencia de corte requerida.

Despejamos de las ecuaciones a los resistores.

Pasobajas

$$R_1 = \frac{1}{2\pi f_{OH} C_1}$$

Pasoaltas

$$R_1 = \frac{1}{2\pi f_{OL} C_1}$$

Teniendo a C_1 del pasobajas con valor de 0.47uF y C_1 del pasoaltas con valor de 0.22uF, se sustituyen los valores en las ecuaciones.

Pasobajas

$$R_1 = \frac{1}{2\pi * 500Hz * 0.47 * 10^{-6}F}$$

$$R_1 = 677.26\Omega$$

Pasoaltas

$$R_1 = \frac{1}{2\pi * 20Hz * 0.22 * 10^{-6}F}$$

$$R_1 = 36.172k\Omega$$

Ahora que se tienen los valores de los resistores y capacitores se procede a construir el filtro pasobanda con el valor de los resistores más próximo al obtenido teóricamente y con una tolerancia del 1% para tener una mejor respuesta del filtro.

3.1.2 Circuito

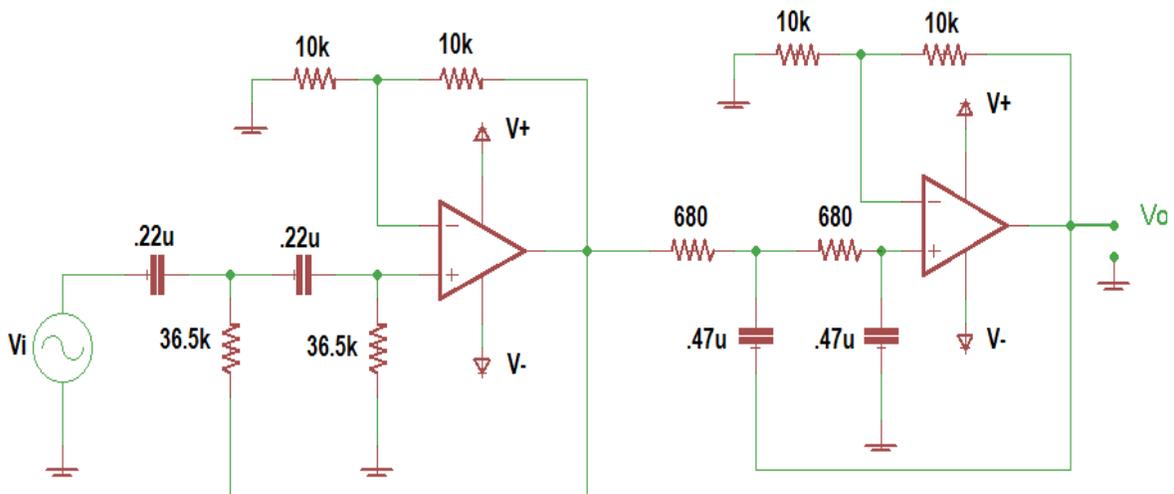


Figura 3.2.- Filtro pasobanda diseñado

Todos los resistores utilizados para la construcción del filtro pasobanda son con una tolerancia de 1% para tener una respuesta óptima.

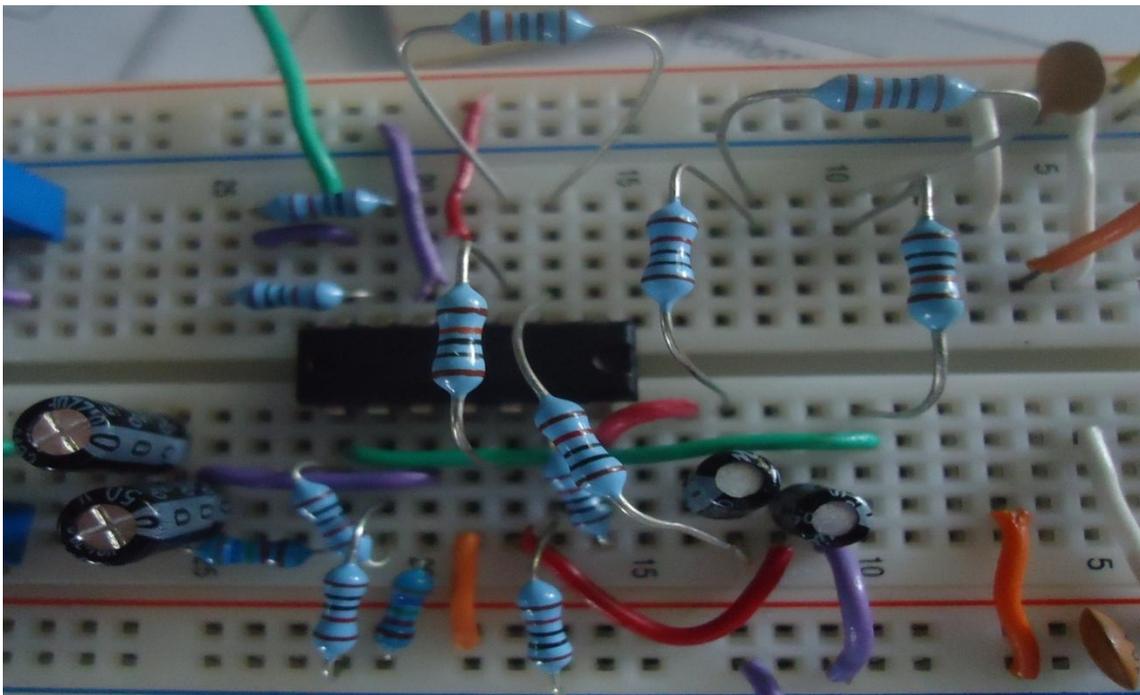
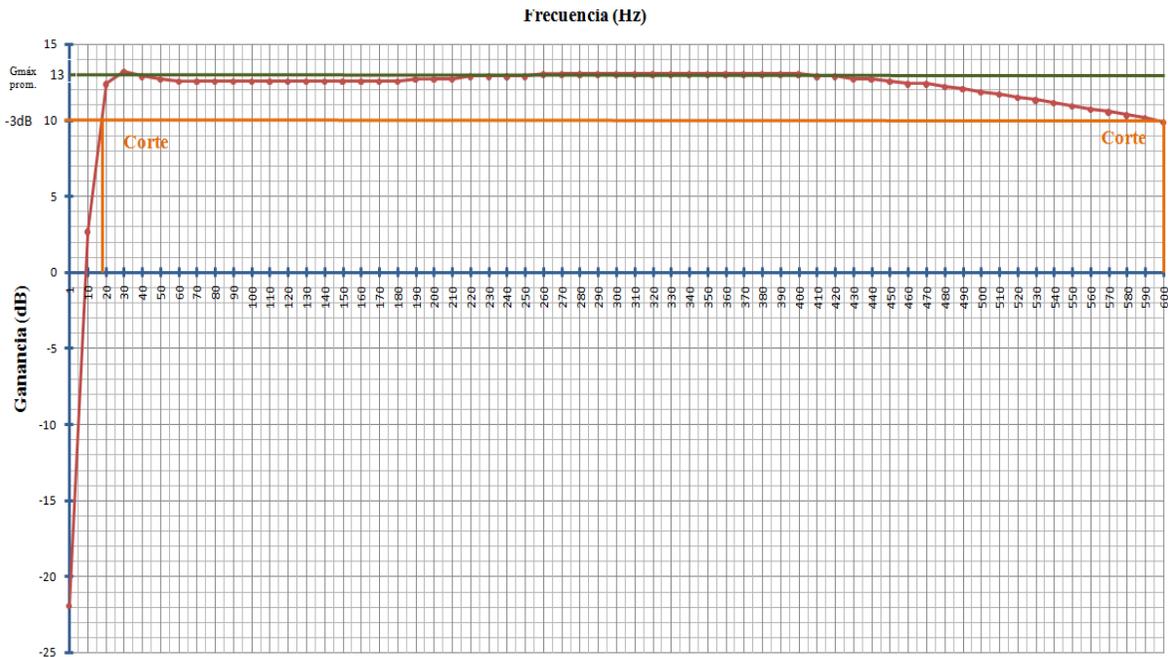


Figura 3.3.- Circuito físico del filtro pasobanda diseñado

3.1.3 Gráfica



Gráfica 3.2.- Respuesta del primer filtro pasobanda construido

Se observa en la gráfica la respuesta del filtro pasobanda, en la gráfica se indica una ganancia promedio de los datos obtenidos y de ahí se parte hacia abajo a los -3dB para saber el punto de corte de los extremos del filtro pasobanda.

En el filtro pasobajas el corte está entre 19Hz y 18Hz aproximadamente, lo cual indica que el filtro está haciendo su función correctamente. En el filtro pasobajas el corte está en 600Hz lo cual es incorrecto, no es el corte requerido.

Nótese que no se toma en cuenta los parámetros de los amplificadores operacionales en respuesta a los resistores conectados, se utiliza un resistor de 680Ω cuando un amplificador operacional tiene un funcionamiento adecuado con resistores de 10kΩ a 100kΩ. Para esto se vuelve a calcular la parte del filtro pasobajas con distinto valor de capacitor y tomando en cuenta que se debe obtener un valor de resistor en el intervalo de 10kΩ a 100kΩ.

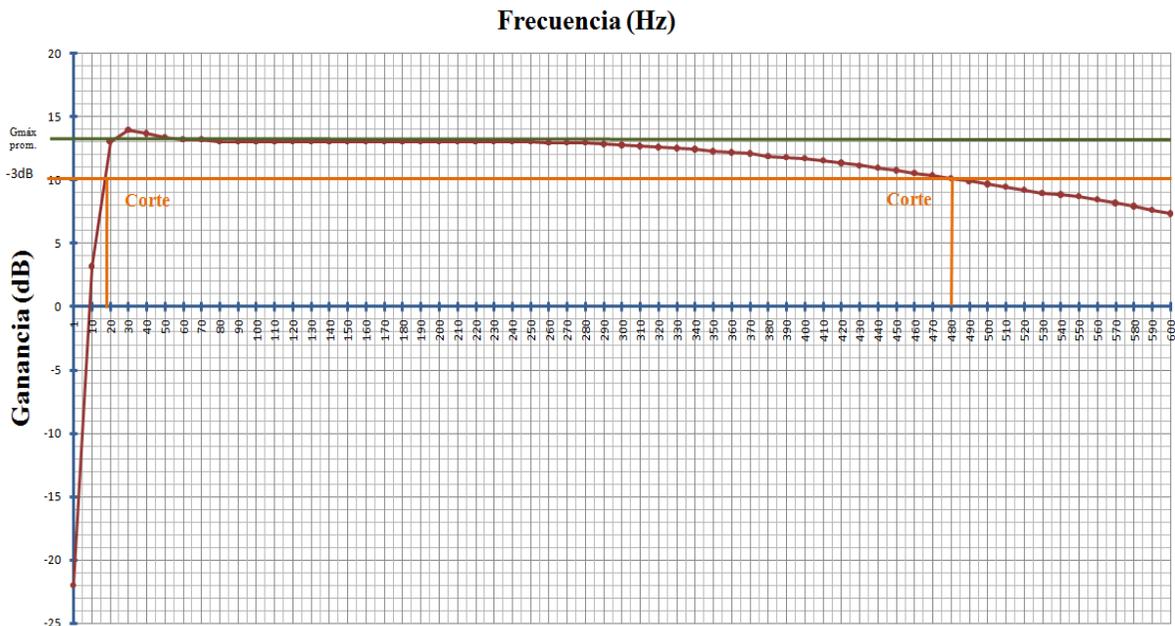
Pasobajas

$$R_1 = \frac{1}{2\pi * 500Hz * 3.3 * 10^{-9}F}$$

$$R_1 = 96.5k\Omega$$

Con un capacitor de 3.3nF se obtiene un valor de 96.5kΩ para el resistor. El valor comercial más cercano al 1% de tolerancia es de 100kΩ.

En la siguiente gráfica se muestra la respuesta del filtro corregido.



Gráfica 3.3.- Respuesta del segundo filtro pasobanda construido

Se observa en la gráfica la respuesta del nuevo filtro pasobanda, ahora el filtro pasobajas tiene el corte en 480Hz lo cual es muy aproximado al corte requerido, se hacen los cálculos para obtener la frecuencia de corte con el resistor de 100kΩ y el capacitor de 3.3nF para observar el cambio que se puede producir en la frecuencia de corte por la diferencia entre el valor del resistor calculado y el resistor utilizado prácticamente.

$$f_{OH} = \frac{1}{2\pi * 100 * 10^3\Omega * 3.3 * 10^{-9}F}$$

$$f_{OH} = 482.3Hz$$

Respecto al resultado ahora obtenido se asegura que el filtro esta funcionando correctamente.

Las pruebas son realizadas con un osciloscopio marca Tektronix modelo TDS 1002 y un generador marca Keithley modelo 3390.

Así queda el nuevo circuito fisico.

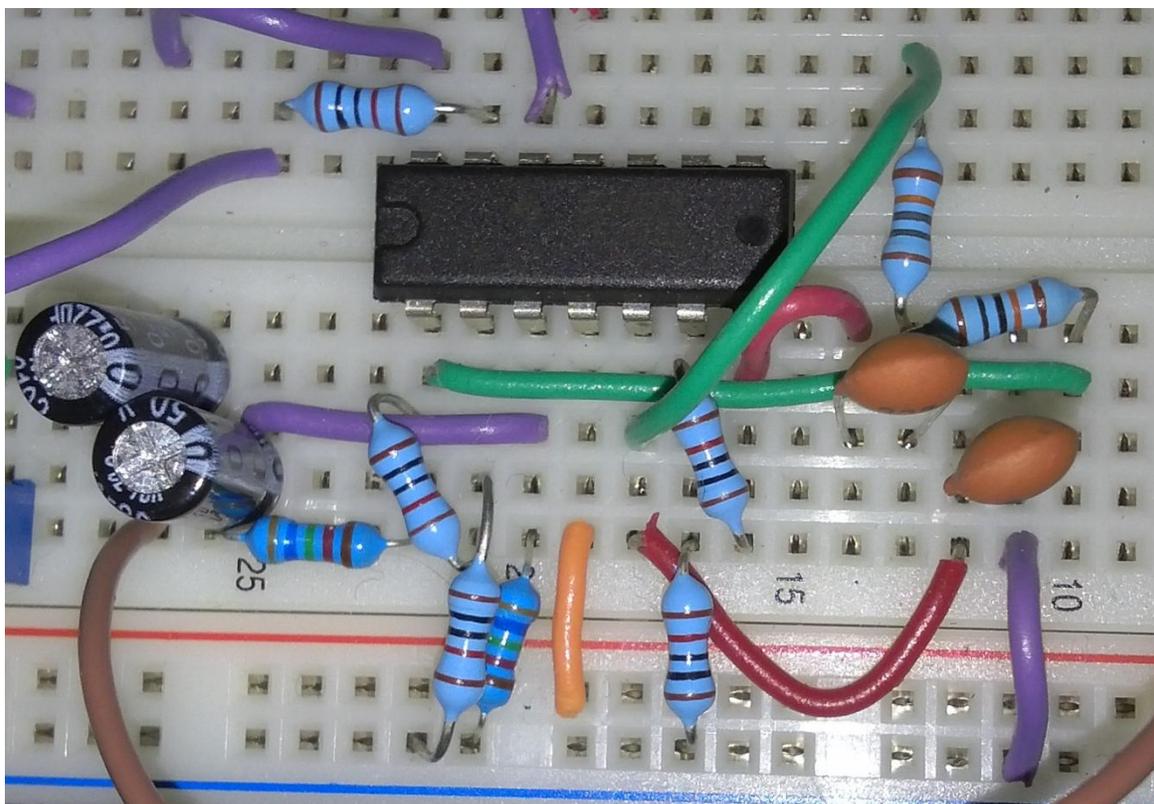


Figura 3.4.- Circuito físico del filtro pasobanda correcto

3.1.4 Filtro Notch

Se construye el filtro de rechazo de banda con el circuito integrado UAF42AP de Texas Instrument que ya tiene una configuración asignada para un filtro Notch a 60Hz y que sólo necesita resistores, porque los capacitores vienen dentro del encapsulado, por esto mismo serán capacitores de mejores características que los comerciales y con esto se obtiene una respuesta optima en el filtro. De igual forma se obtiene como muestra gratis en Texas Instrument.

En este filtro no es necesario hacer cálculos, pues sólo se tienen que poner las resistencias mencionadas en la hoja de especificaciones proporcionada por Texas Instrument: Diseñar un filtro Notch a 60Hz con el UAF42. [10]

3.1.5 Circuito

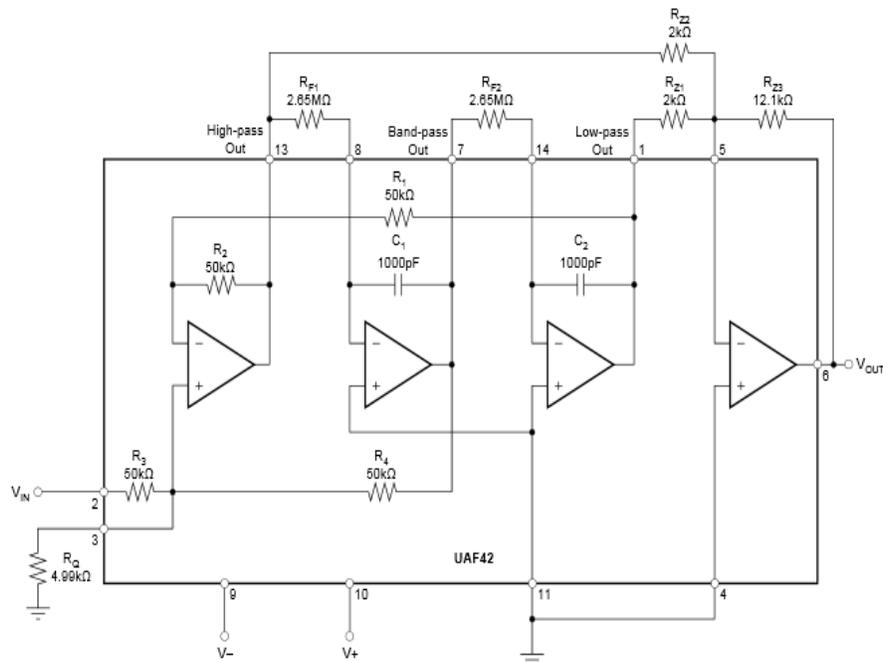


Figura 3.5.- Circuito de filtro Notch con UAF42AP

Los resistores que se utilizan son al 1% de tolerancia, el único valor que no hay comercial es el de 2.65MΩ. Por lo tanto se construye este resistor con un arreglo de 3 resistores y un resistor variable para poder ajustar el valor al valor requerido.

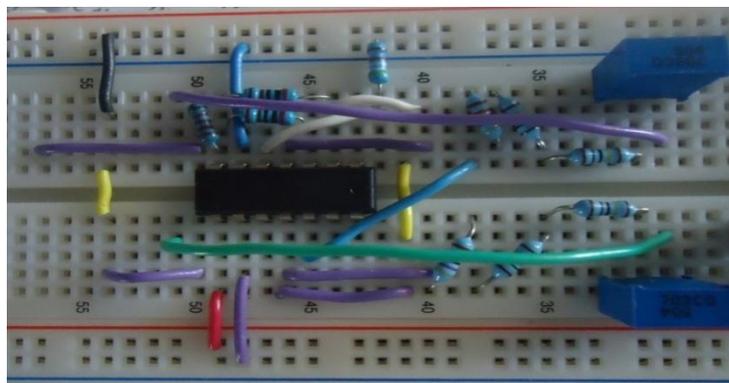
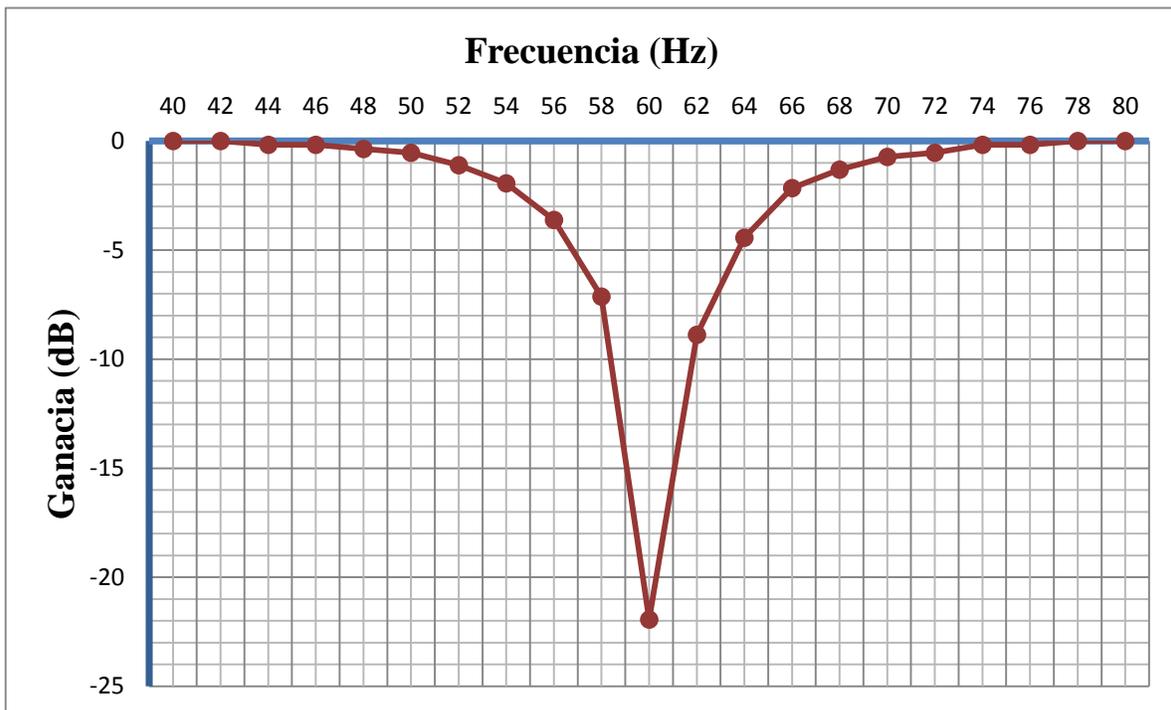


Figura 3.6.- Circuito físico del filtro Notch

3.1.6 Gráfica



Gráfica 3.4.- Respuesta del filtro Notch construido

Se observa que se tiene una buena respuesta del filtro rechaza banda, al atenuar de gran manera la señal cuando esta tiene una frecuencia de 60Hz.

Las pruebas son realizadas con un osciloscopio marca Tektronix modelo TDS 1002 y un generador marca Keithley modelo 3390.

3.2 Etapa de Amplificación

3.2.0 Ganancia final

Se diseña y construye un amplificador de voltaje para tener una ganancia final y total en el circuito propuesto para el electromiógrafo. Se utiliza el mismo integrado del filtro pasobanda, OPA4277, se utiliza un tercer amplificador operacional de este circuito integrado.

Con las etapas anteriores se tiene una ganancia de 400. Tomando en cuenta que la señal electromiográfica va de los 0.1mVpp a los 10mVpp.

Suponiendo que se tiene el caso de que la señal tiene de amplitud 10mVpp y conociendo que la tarjeta de adquisición de datos a utilizar tiene como entrada máxima de voltaje de 20Vpp, tomamos en cuenta estos dos datos. Proseguimos a calcular nuestra ganancia final con la precaución de no sobrepasar los 20Vpp en el mejor de los casos con la señal electromiográfica, al juntar las etapas.

Se le hacen pruebas al amplificador de voltaje con una señal de entrada de 2V variando su frecuencia de 20Hz a 500Hz cada 10Hz, que es donde se encuentra la información de la señal electromiográfica, para observar el comportamiento del amplificador, que se espera sea lineal la amplificación.

3.2.1 Cálculos

Se tiene una señal de entrada de 10mVpp y una ganancia hasta el momento de 400.

$$10 \times 10^{-3} V_{pp} * 400 = 4V_{pp}$$

Se quiere una ganancia final del doble, para esto utilizamos la ecuación ya mencionada en el capítulo *Etapa de Amplificación*.

$$V_o = -\frac{R_f}{R_i} * V_{in}$$

Se proponen los siguientes valores de resistores para tener la ganancia final doble.

$$R_f = 20k$$

$$R_i = 10k$$

$$V_{in} = 4V_{pp}$$

sustituyendo los valores

$$V_o = -\frac{20k}{10k} * 4V_{pp}$$

$$V_o = 8V_{pp}$$

Se observa que no se sobrepasa el valor máximo aceptado por la tarjeta de adquisición de datos. Se opta por poner un Trimpot multi-vueltas de 50kΩ en Rf para poder tener una ganancia final ajustable, teniendo una ganancia total de 800 con Rf igual a 20kΩ.

3.2.2 Circuito

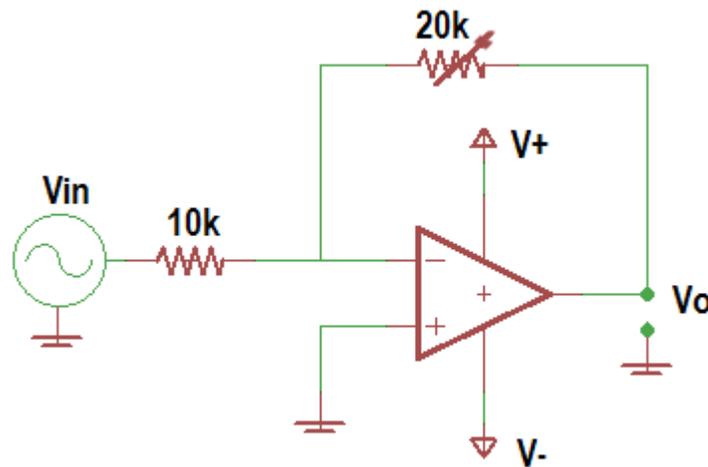


Figura 3.7.- Amplificador de voltaje diseñado

De esta forma se construye el amplificador de voltaje, con los respectivos resistores calculados anteriormente.

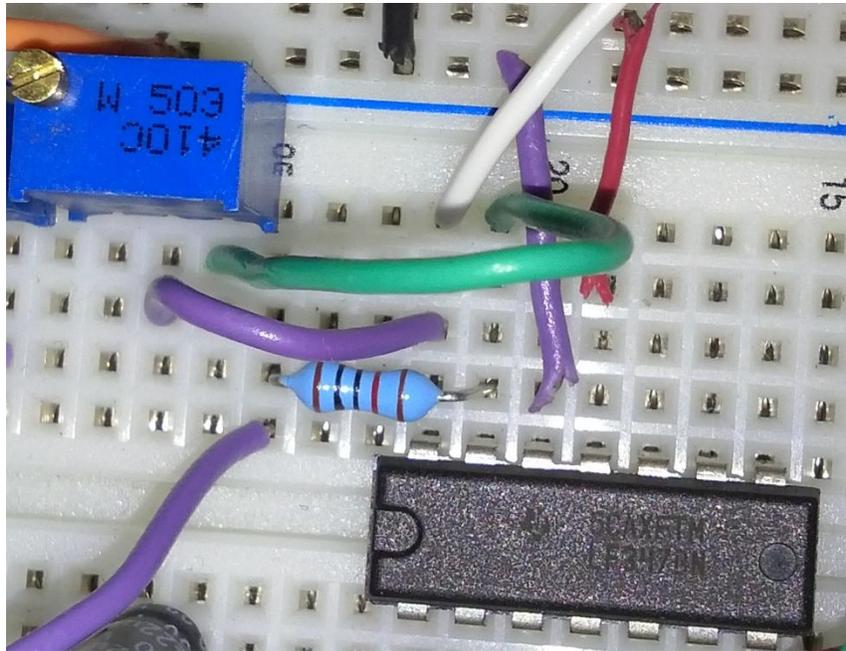
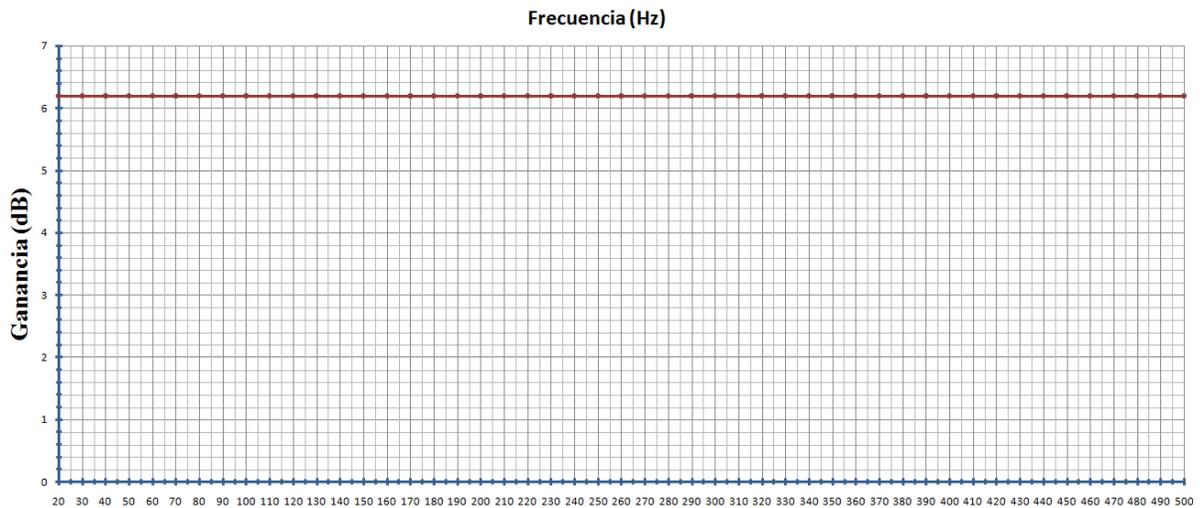


Figura 3.8.- Circuito físico del amplificador de voltaje diseñado

3.2.3 Grafica



Gráfica 3.5.- Respuesta del amplificador de voltaje

Se obtiene una respuesta correcta (lineal) del amplificador de voltaje en el intervalo de frecuencia donde se encuentra la información de la señal electromiográfica.

Las pruebas son realizadas con un osciloscopio marca Tektronix modelo TDS 1002 y un generador marca Keithley modelo 3390.

3.3 Etapa de conversión A/D

3.3.0 Configuración de DAQ MC USB-1208HS

Para utilizar la DAQ MC USB-1208HS se necesitan instalar los drivers así como el programa de instalación, calibración y pruebas.

Todo lo anterior además de sus librerías para LabVIEW se consigue en el siguiente hipervínculo:

<http://www.mccdaq.com/software.aspx>

El programa InstaCal permite configurar la tarjeta o agregar más tarjetas en caso de tener varias. También hacer unas pruebas de las terminales en las que se ingresa la sEMG para cerciorar que funcionan correctamente.

Al tener instalados los drivers de la DAQ, automáticamente el sistema operativo instalara la DAQ, y automáticamente al ejecutar el programa Instacal, agregará la DAQ y así pudiendo utilizarla en el programa.

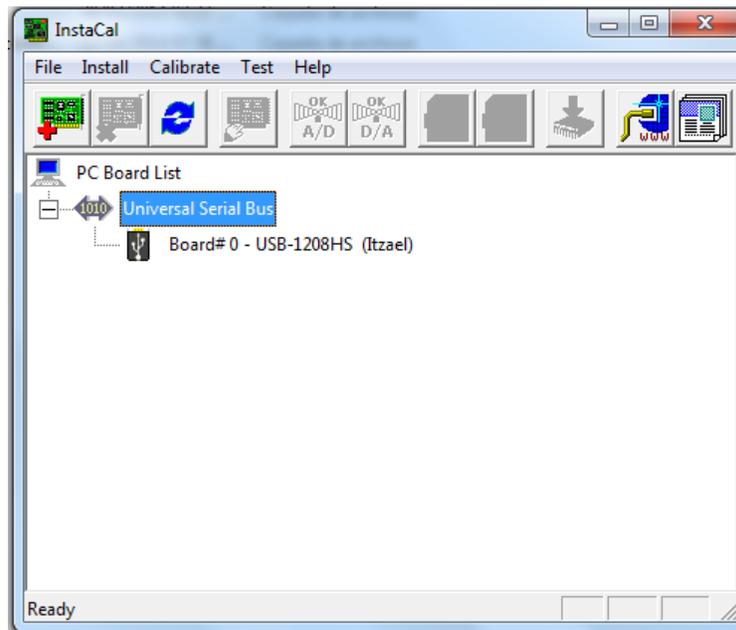


Figura 3.9.- Ventana de InstaCal

En la barra de herramientas se selecciona la opción Test y con esto es posible comprobar que los canales analógicos que se utilizan están en correcto funcionamiento.

El Test permite elegir que canal se requiere comprobar e indica a donde conectarlo para observar dicho comportamiento y qué tipo de señal de debe obtener. Como se observa, el canal cero está funcionando correctamente y es el que se utiliza.

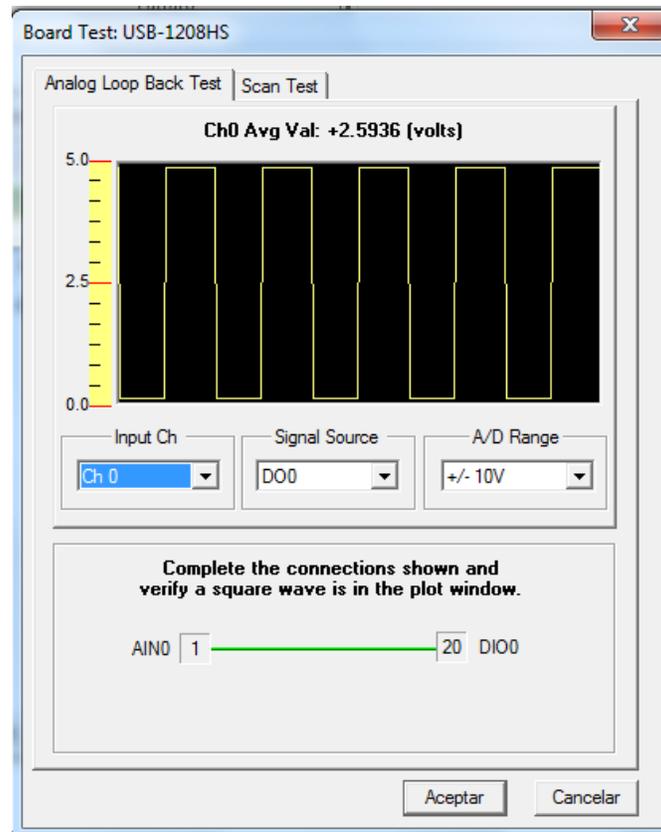


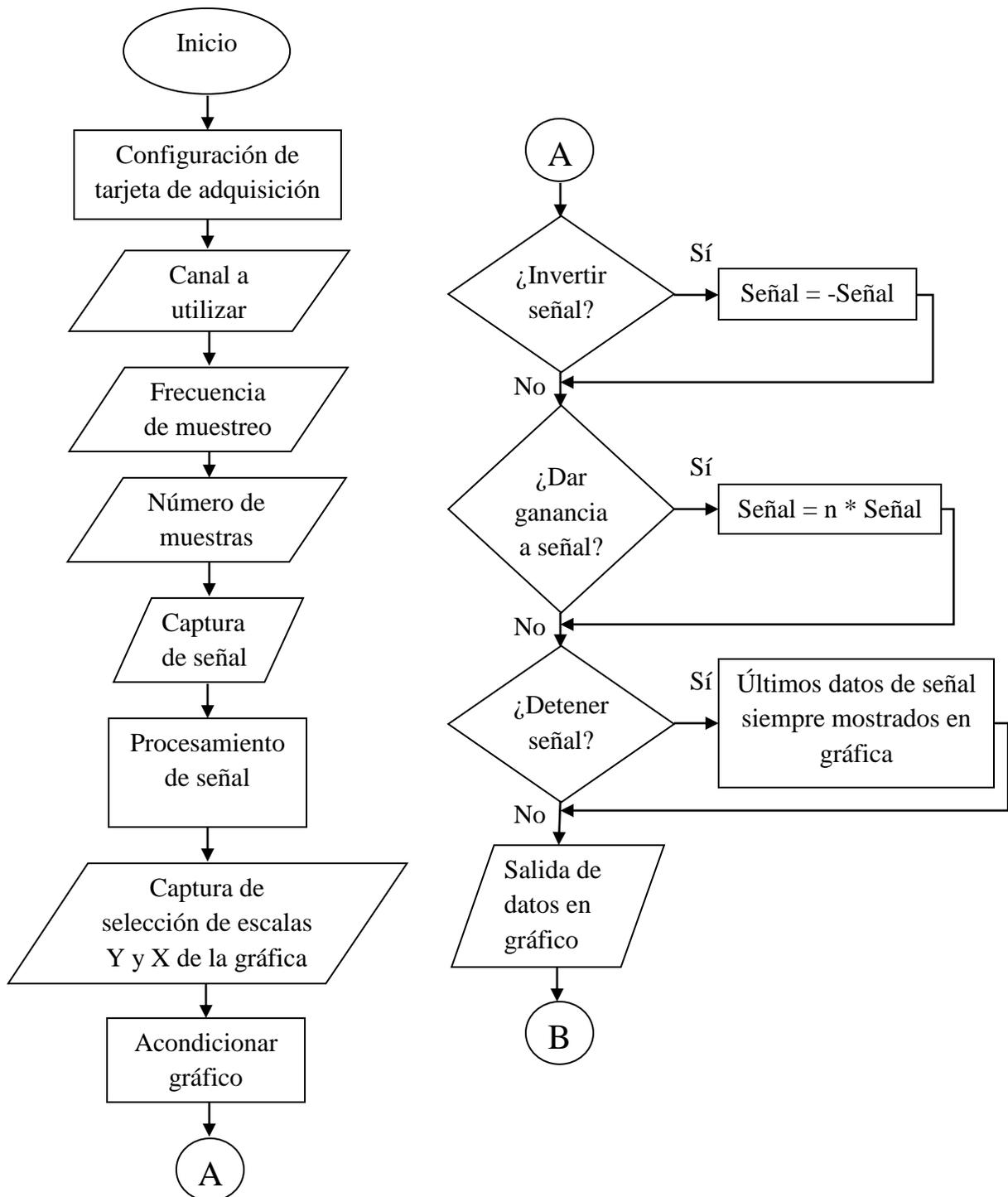
Figura 3.10.- Ventana de prueba de canales de la DAQ

Se observa la señal cuadrada en la pantalla, como indica el programa que es lo que se debe observar.

3.3.1 Diseño y construcción del diagrama a bloques de la interfaz gráfica en LabVIEW

3.3.1.0 Diagrama de flujo

Se muestra un breve diagrama de flujo del programa en LabVIEW.



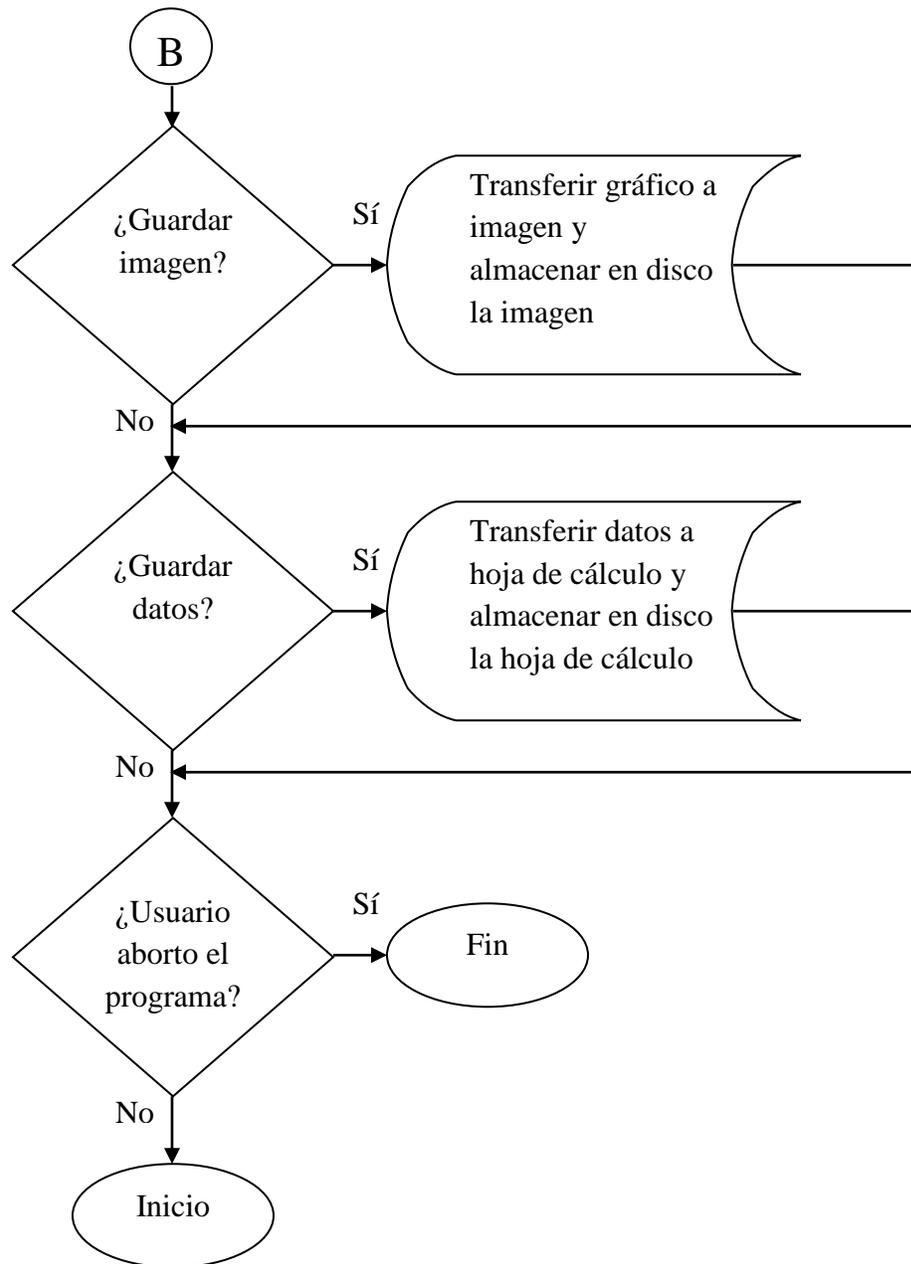


Figura 3.11.- Diagrama de flujo del programa de la interfaz gráfica

Simplificando, el programa obtiene muestras de la señal a cierta frecuencia de muestreo, el usuario tiene la opción de detener la señal cuando le sea necesario, invertirla, o darle ganancia si tiene baja amplitud. Modificar la escala de amplitud y tiempo de la gráfica que permite visualizar la sEMG,

guardar una imagen de la señal que se está observando ó almacenar la información de la sEMG en una hoja de cálculo.

3.3.1.1 Proyecto, VI y subVIs

El programa en LabVIEW se parte con un proyecto teniendo en él un VI que es el VI principal y un par subVIs para el control de la señal y de la DAQ. El análisis es de los subVIs al VI principal.

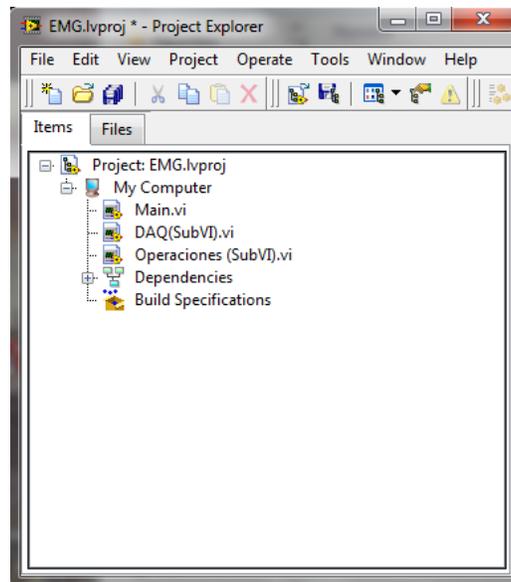


Figura 3.12.- Ventana de proyectos de LabVIEW

“**DAQ (SubVI).vi**” es el SubVI que configura la DAQ, voltaje máximo y mínimo capturado por la DAQ, forma de captura de muestras (finitas o continuas), y algunas características proporcionadas por el usuario como: muestras por canal, frecuencia de muestreo y canal a utilizar en la DAQ. Estos últimos controles están en el VI principal y son conectados a este subVI.

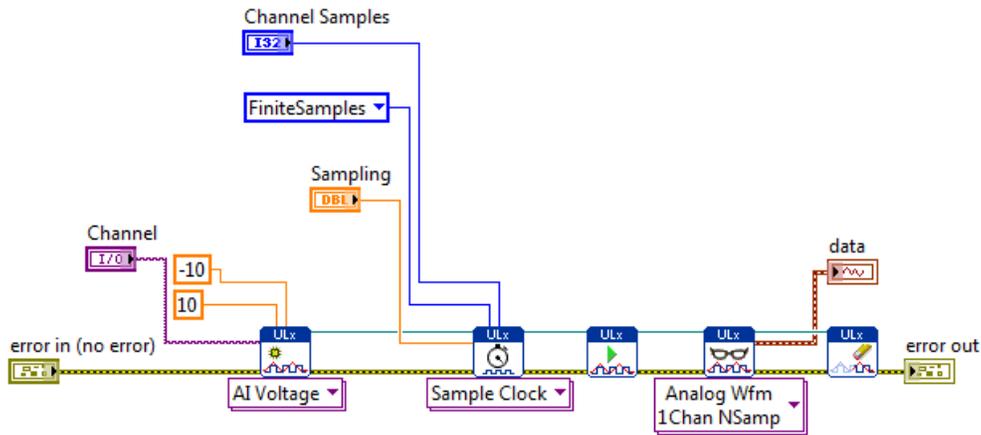


Figura 3.13.- DAQ (SubVI).vi

En la imagen se observan los VIs de la DAQ, estos son posibles de utilizar cuando se instala la librería de LabVIEW de la DAQ. También se observan las entradas como: el error de entrada, muestras por canal, frecuencia de muestreo y canal a utilizar, y las salidas como: el error de salida y la información, que son los datos de la señal.

“Operaciones (SubVI).vi” permite modificar la señal visualizada en la gráfica de la interfaz de usuario.

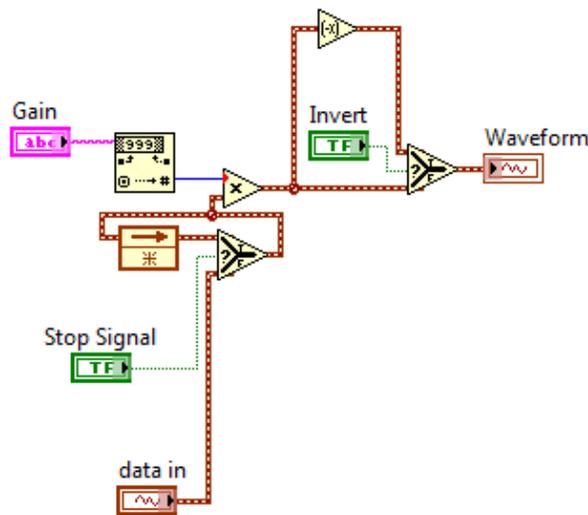


Figura 3.14.- Operaciones (SubVI).vi

En la imagen se observan las opciones como: detener señal, ganancia de la señal y la inversión de la señal.

Detener la señal es posible con un nodo de retroalimentación, haciendo que la última señal obtenida sea la que constantemente siga saliendo.

Ganancia de la señal es posible por medio de un cuadro combinado, donde se selecciona la ganancia que tendrá la señal, como el cuadro combinado es un tipo de dato texto, se agrega un VI para convertir este texto a decimal y poder utilizarlo para multiplicar la señal.

Invertir la señal es posible tan solo negando la señal.

“**Main.vi**” es el VI principal donde se contienen los dos subVIs anteriores.

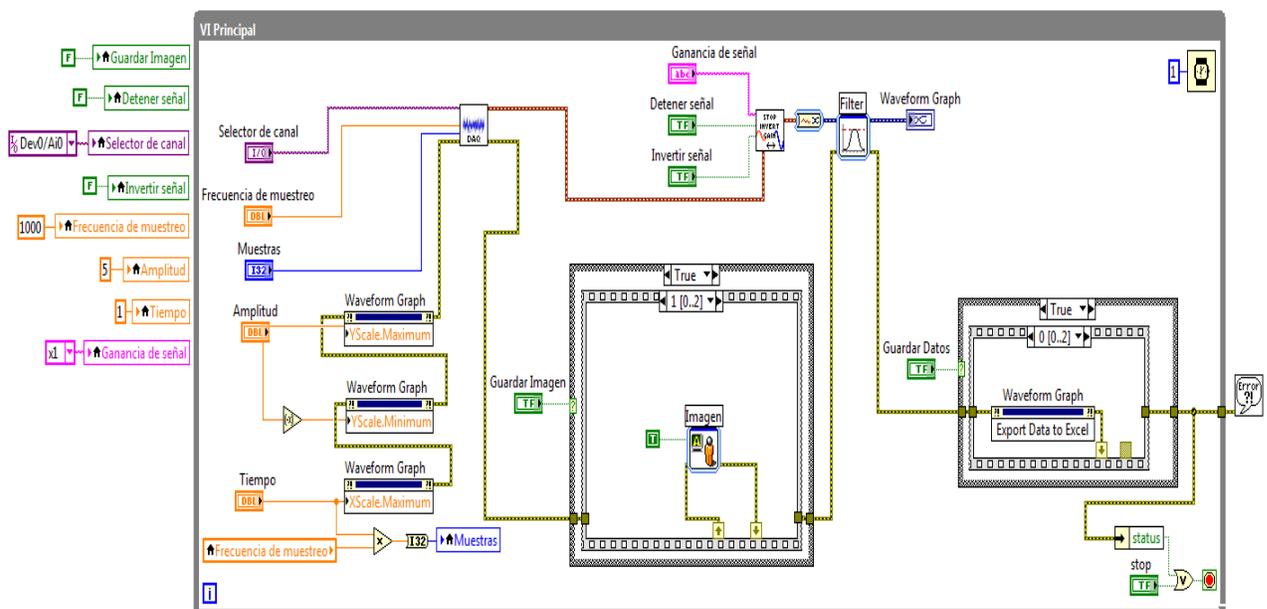


Figura 3.15.- Main.vi

3.3.1.2 Variables locales del programa

Se tiene variables locales para tener un inicio predeterminado del programa. Los botones automáticamente se mandan a un estado de falso, se tiene un canal de la tarjeta por defecto, también ganancia, escala de amplitud, escala de tiempo y frecuencia de muestreo.

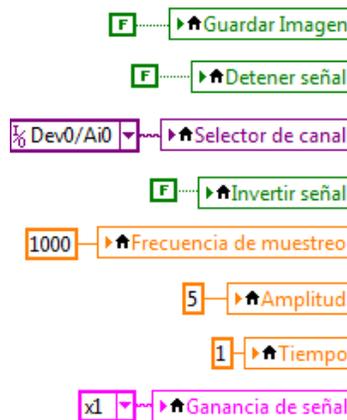


Figura 3.16.- Variables locales del programa de LabVIEW

3.3.1.3 Control de las escalas del gráfico

El control de las escalas de la gráfica es posible con nodos de propiedad tanto del eje X como del eje Y. Conectando directamente unos controles.

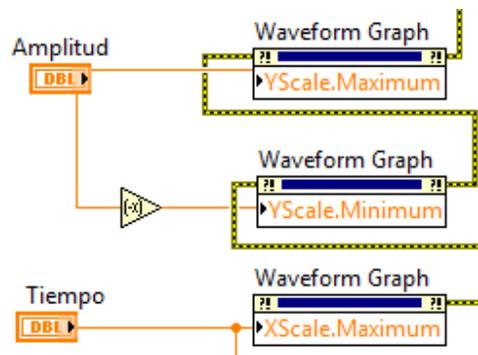


Figura 3.17.- Control de las escalas del gráfico

3.3.1.4 SubVIs dentro del VI principal

En el VI principal, como ya se había mencionado, se tiene los dos subVIs, DAQ y Operaciones. Al igual con sus controles conectados.

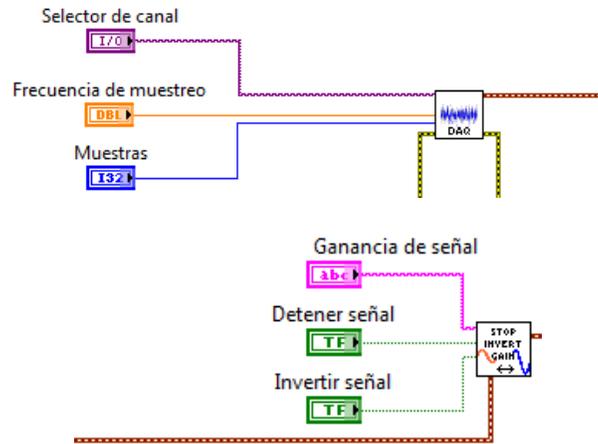


Figura 3.18.- SubVIs dentro del VI principal

3.3.1.5 Filtro por software

El circuito de la obtención de la sEMG tiene un filtro de 60Hz, para tener aún un mejor resultado se ingresa un filtro en LabVIEW de 60Hz para no visualizar ruido en la gráfica. El tipo de dato proporcionado por los VIs de la DAQ es de tipo forma de onda, pero para asegurar un buen funcionamiento del filtro de LabVIEW se transforma este tipo de dato a dinámico y así es graficada la información.

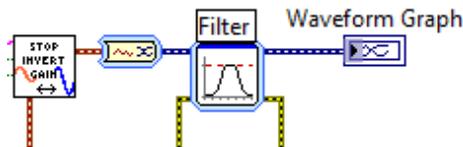


Figura 3.19.- Filtro de 60Hz por software

3.3.1.6 Almacenamiento de la imagen

En la etapa de almacenamiento de la imagen, es posible con una estructura *Case* y una estructura *Sequence*.

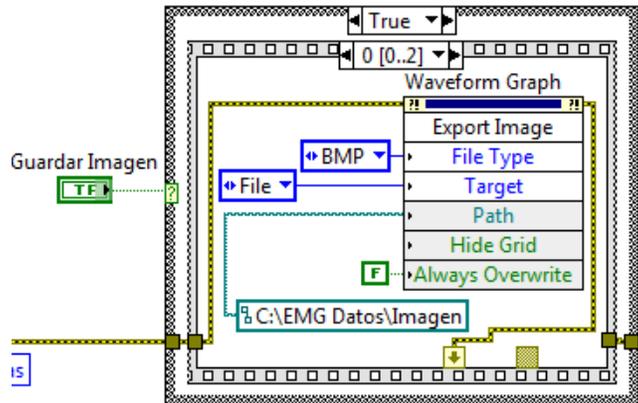


Figura 3.20.- Almacenamiento de la imagen, *Case* en verdadero

Se utiliza la opción de invocar nodo, para poder hacer una copia de la imagen visualizada en la gráfica y poder almacenarla en la computadora. En este nodo de propiedad se indica la extensión de la imagen, si se almacenara directamente o sólo se mandara al portapapeles, se indica la dirección donde se almacenara la imagen y se indica si siempre se sobrescribirá cuando se guarde una nueva imagen o se mande una ventana de dialogo al usuario para que tome la decisión.

La estructura *Case* en la opción de verdadero es cuando se presiona el botón del panel frontal de *Guardar Imagen*, si este no es presionado se está en la opción de *False* de la estructura *Case* y solo se pasa el cable donde va la información del error.

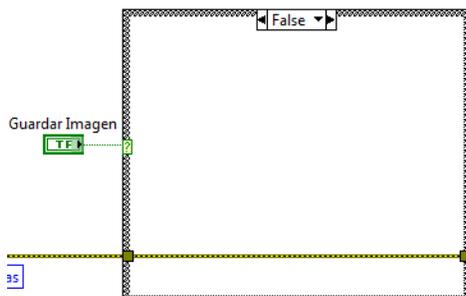


Figura 3.21.- Almacenamiento de la imagen, *Case* en falso

Como se utiliza un *Stacked Sequence*, se puede observar que se tienen 3 *frames*.

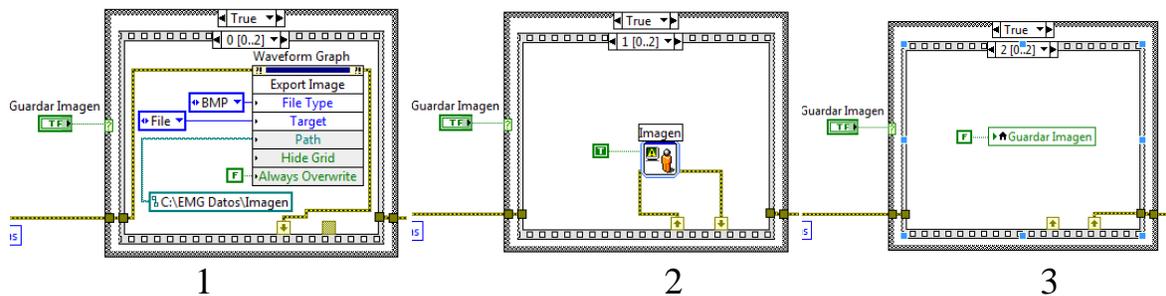


Figura 3.22.- Almacenamiento de la imagen, *Frames*

En el primer *frame* son las opciones ya mencionadas, el segundo manda un cuadro de dialogo al usuario, indicándole donde se almaceno la imagen, el tercero es una variable local que controla al botón *Guardar Imagen* poniéndolo en falso, liberando el botón en el panel frontal. Pues este está configurando con la acción mecánica de mantenerse presionado al tocar.

3.3.1.7 Almacenamiento de los datos

Esta parte es idéntica a la anterior, lo único que cambia es el nodo de propiedad. De igual forma se tienen 3 *frames*, el primero es la exportación de los datos a la hoja de cálculo, el siguiente es el mensaje al usuario y el tercero es la variable local para el botón. La estructura *Case* es idéntica a la mencionada anteriormente.

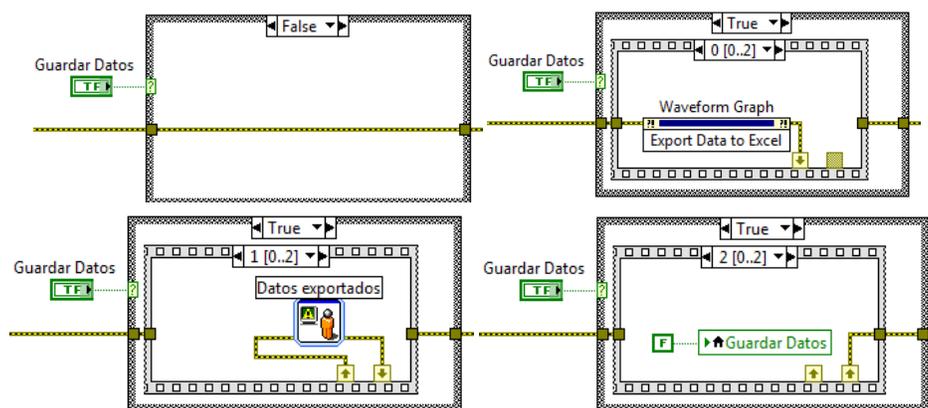


Figura 3.23.- Almacenamiento de los datos, *Case* en falso, *Case* en verdadero y los 3 *frames*

Se puede observar que se utilizan túneles en la estructura *Stacked Sequence* tanto en el almacenamiento de la imagen como de los datos, para transferirse el dato de error de *frame a frame*.

3.3.1.8 Tiempo de visualización en gráfica

Para tener un control de la señal visualizada en la gráfica, aun moviendo la escala de tiempo de la gráfica, es necesario fijar una frecuencia de muestreo, que es proporcionada por el usuario mediante el panel frontal. Se multiplica esta frecuencia de muestreo por el tiempo que se observara en la gráfica y se obtiene el resultado de las muestras necesarias para poder tener visualizada señal en toda la escala de tiempo de la gráfica.

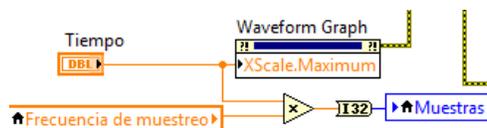


Figura 3.24.- Tiempo de visualización en gráfica

3.3.1.9 Tiempo para que el procesador pueda completar otras tareas

Sin la función *Wait* dentro de un *While* la computadora ejecuta lo más rápido posible el programa, utilizando gran parte de un núcleo del procesador, con la función *Wait* dentro de un *While* se libera uso del procesador para poder utilizarlo para otras tareas.

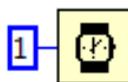


Figura 3.25.- Wait en LabVIEW

El programa tendrá un retardo de un milisegundo, para permitir al procesador atender otras tareas y no saturar a la computadora.

3.3.1.10 Abortando programa y mensaje de error

Para abortar el programa cuando existe un error es necesario obtener la variable *status* o estado del error para poder detener el programa, como hay un botón que le permite también al usuario detener el programa estas dos variables se suman con una OR y el resultado es mandado a la terminal de

control del *While*. Se crea un indicador de mensaje de error por si llegara a ocurrir uno y el usuario este enterado del porque se detuvo el programa.

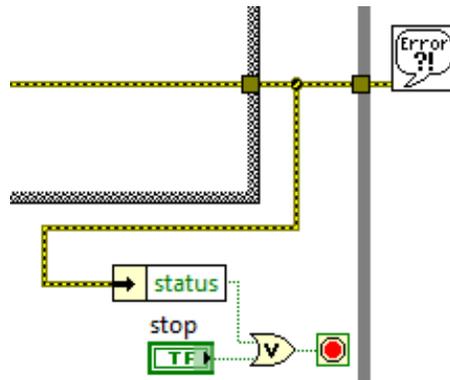


Figura 3.26.- Abortando programa y mensaje de error

3.3.2 Diseño y construcción del panel frontal de la interfaz gráfica en LabVIEW

Se construye la interfaz gráfica para que el usuario pueda visualizar la señal y trabajar en ella. Se ingresan controles de las escalas de la gráfica, controles para la adquisición de la señal y botones para controlar la señal visualizada y para almacenar la señal visualizada.

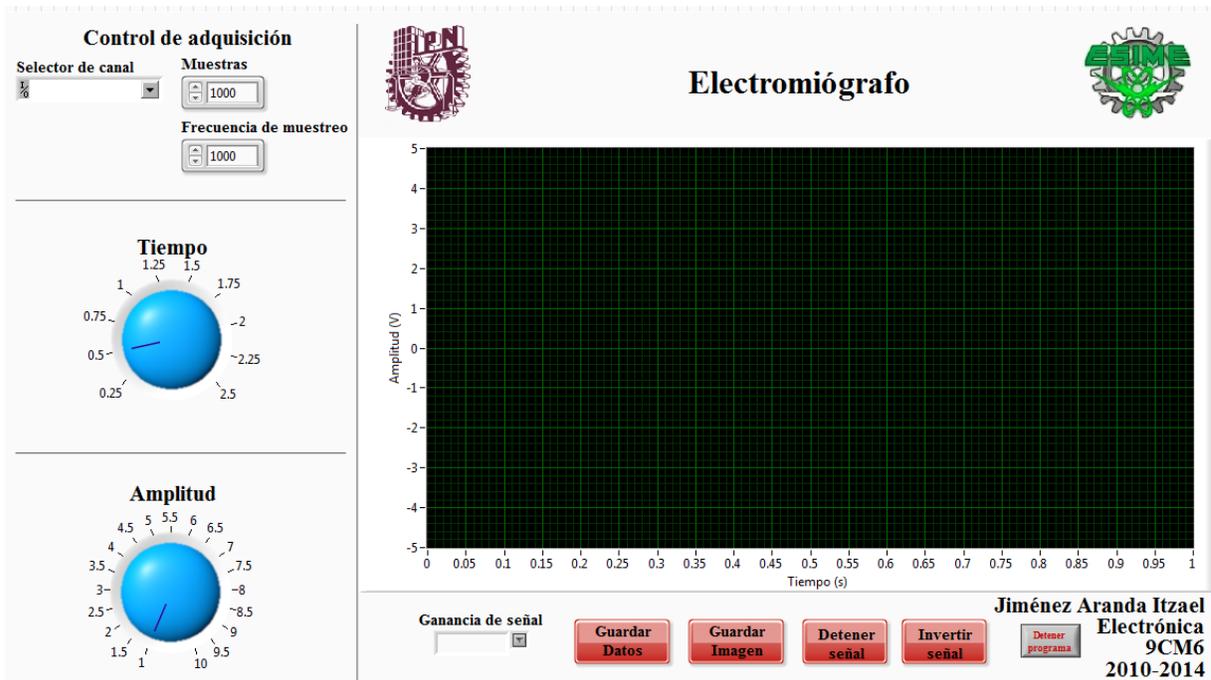


Figura 3.27.- Interfaz gráfica

Se explica brevemente la función de cada control de la interfaz de usuario.

En control de adquisición, el Selector de canal permite al usuario seleccionar el canal el cual utilizara en la DAQ para ingresar la sEMG, Muestras indica las muestra que se están capturando por la DAQ, Frecuencia de muestreo indica la velocidad a la que se toman las muestras mencionadas anteriormente.

Los controles de las escalas de la gráfica están proporcionados por las dos perillas de color azul, la de Tiempo modifica la escala en Y de la gráfica, la de Amplitud modifica la escala en X de la gráfica, esto con la finalidad de poder tener la opción de visualizar la señal adecuadamente.

Ganancia de señal se puede interpretar como un amplificador de voltaje por software, permitiendo que el usuario modifique la amplitud de la sEMG si esta es muy pequeña.

Hay 5 botones debajo de la gráfica, los cuales de igual manera se explican a continuación:

Guardar Datos permite al usuario guardar en una hoja de cálculo en forma de puntos la sEMG visualizada en ese momento, siendo que si se grafican estos puntos en la hoja de cálculo se obtendrá la misma sEMG visualizada en la interfaz gráfica.

Guardar Imagen permite al usuario guardar la sEMG visualizada en formato de mapa de bits, que es un formato de imagen, pudiendo el usuario tener una imagen idéntica de la sEMG visualizada en ese momento.

Detener señal permite al usuario detener la sEMG visualizada y así tener un mejor análisis y almacenamiento de esta.

Invertir señal permite invertir la sEMG por si le es necesario al usuario para una mejor interpretación de esta.

Detener programa detiene la ejecución del programa, terminando esta tarea para el procesador de la computadora.

Se ingresa un mensaje de bienvenida al ejecutar el programa, comentando que se recomienda detener primero la sEMG antes de almacenar esta.

De igual manera se ingresa un mensaje al presionar el botón de guardar imagen indicando en que parte del disco duro se almacena la imagen.

3.3.3 Construcción de la aplicación

Se explica paso a paso el método de la construcción de una aplicación en LabVIEW.

1. Se abre el proyecto para el cual se quiere construir la aplicación

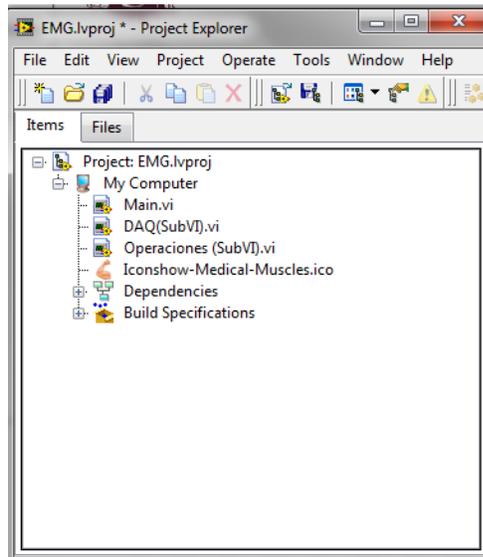


Figura 3.28.- Ventana del proyecto

2. Desde el Explorador de Proyecto, se expande Mi Computadora, clic derecho en Especificaciones de Construcción, y se selecciona Nueva>>Aplicación (EXE) desde el menú. El dialogo Propiedades de Mi Aplicación se abre. La página de Información aparece por defecto.
3. Se completan los siguientes pasos en la página de Información:
 - Ingresar el nombre de la especificación de construcción en el cuadro de texto Nombre de especificación de construcción.
 - Ingresar el nombre para la aplicación en el cuadro de texto Nombre del archivo de destino. Una extensión .exe aparece automáticamente en el cuadro de texto.
 - Ingresar la localización para la aplicación en el cuadro de texto Directorio destino. Se puede utilizar el botón de explorar para seleccionar una localización.

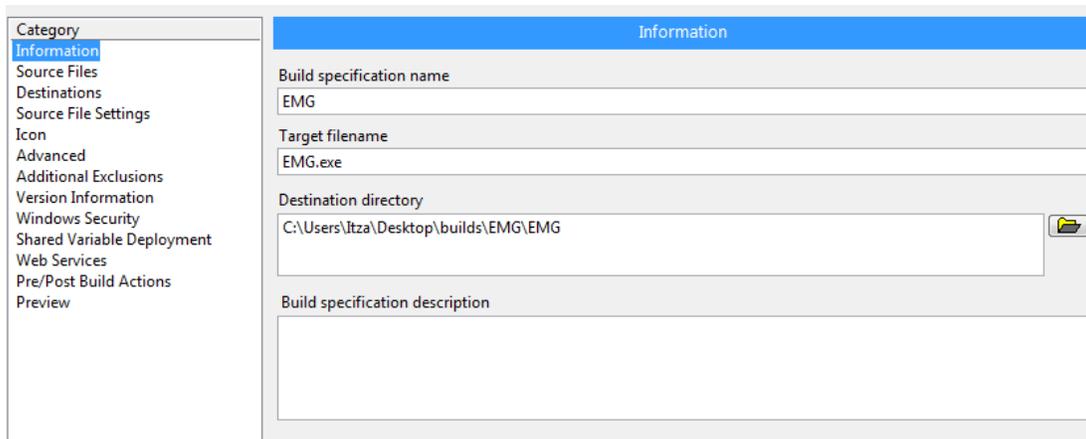


Figura 3.29.- Página información

4. Completar los siguientes pasos en la página Archivos de origen.

- Desde el árbol de Archivos de programa, seleccionar el VI a definir como el VI de inicio para la aplicación. El VI de inicio se abre y se inicia cuando la aplicación es ejecutada. Se debe definir al menos un VI como el VI de inicio de la aplicación.
- Seleccionar la flecha de Agregar archivo junto al cuadro de lista de Vis de inicio para mover el o los Vis seleccionados en el cuadro de lista de Vis de inicio.
- Seleccionar la flecha de Agregar archivo junto al cuadro de lista de Siempre incluido para agregar cualquier VI adicional para incluirlo en la aplicación en el cuadro de lista. Estos VIs son llamados como la aplicación los necesite.

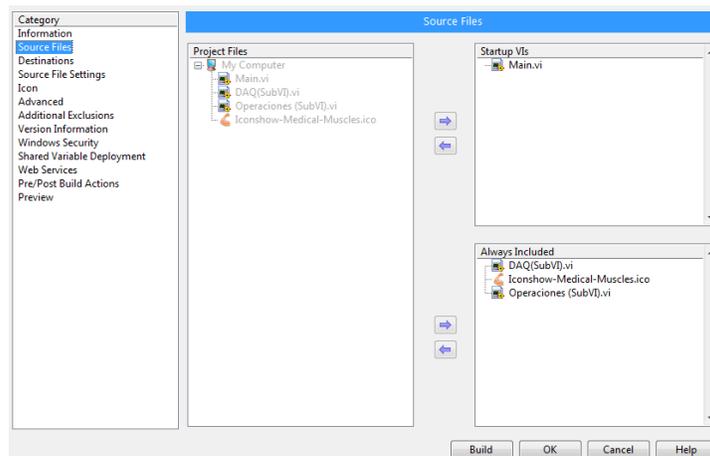


Figura 3.30.- Página archivos de origen

5. Ingresar la versión y derechos de autor para la aplicación en la página de Información de versión.

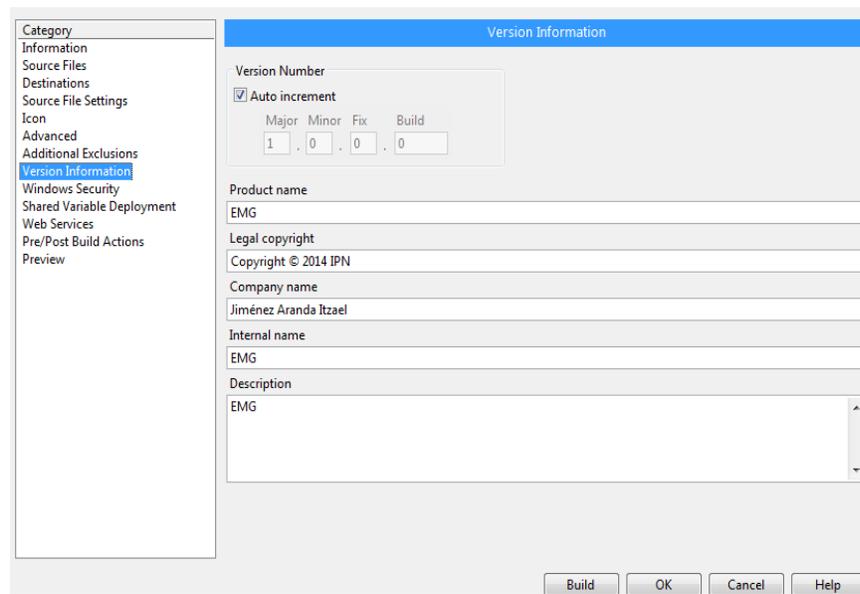


Figura 3.31.- Página información de versión

6. Seleccionar el botón de Generar vista previa en la página Vista previa para ver una lista de los archivos y la estructura de directorios que es creada cuando la aplicación es construida. Utilizar esta vista previa para verificar que la Construcción de aplicación creara los archivos que se quieren en los directorios correctos. Se pueden corregir errores antes de que se construya la aplicación.

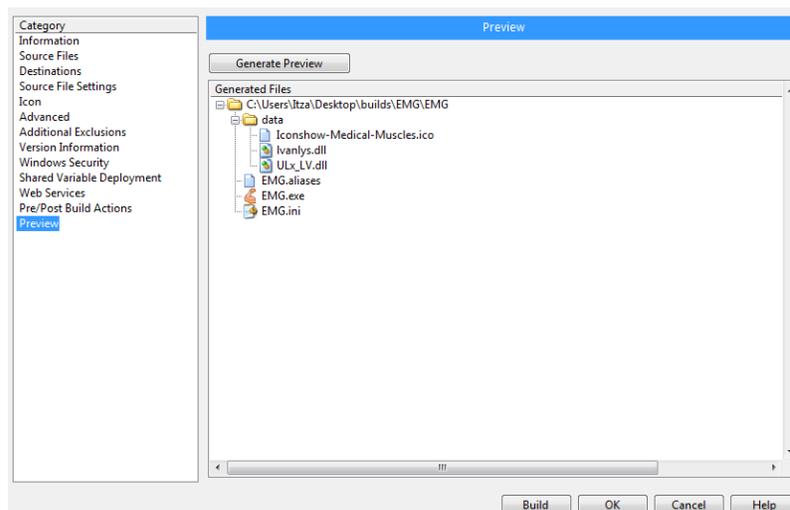


Figura 3.32.- Página vista previa

7. Nota: Se puede construir la aplicación utilizando los ajustes por defecto en las páginas restantes en el dialogo Propiedades de mi aplicación. Una breve explicación para cada página es listada a continuación:

- Página Destinos – se puede configurar la dirección destino de la aplicación y archivos de soporte. El destino de la aplicación automáticamente actualiza el Directorio de destino localizado en la página Información.
- Página de Configuración de archivos de origen – se puede editar el destino y propiedades de los VIs de la aplicación y dependencias de los archivos.
- Página de Icono – se puede seleccionar un icono ara asociarlo con la aplicación. Nota: en este caso se utiliza un icono que muestra la imagen del músculo bíceps para mejor presentación de la aplicación, el icono se debe de agregar al proyecto para poder utilizarlo.

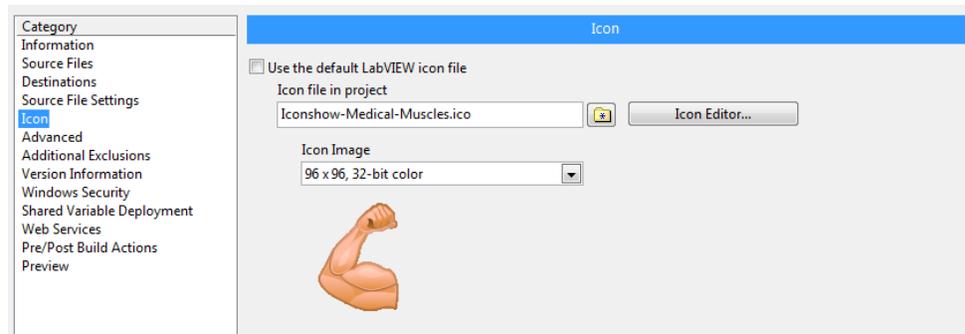
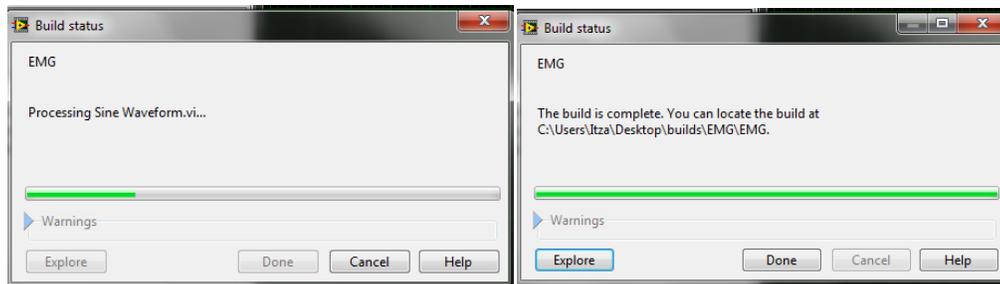


Figura 3.33.- Página icono

- Página de Avanzado – se pueden configurar ajustes avanzados para la aplicación.
 - Página de Lenguaje en tiempo de ejecución – se puede ingresar el lenguaje de preferencia para la aplicación.
8. Seleccionar le botón de OK para cerrar el cuadro de dialogo y actualizar el proyecto con los ajustes de la aplicación que se seleccionan. El nombre de la aplicación aparece en la ventana Explorador de proyecto. Se puede abrir la aplicación si se quieren hacer cambios o hacer una revisión de los ajustes.

9. Desde el Explorador de proyecto, clic-derecho en el nombre de la aplicación debajo de Especificaciones de construcción y seleccionar Construir desde el menú.



a)

b)

Figura 3.34.- a) Construcción de aplicación en proceso, b) Construcción de aplicación terminada

10. La aplicación resultante es almacenada en el directorio especificado en el cuadro de texto Directorio destino de las especificaciones de construcción. Se puede ejecutar la aplicación desde esta localización para probar la construcción.

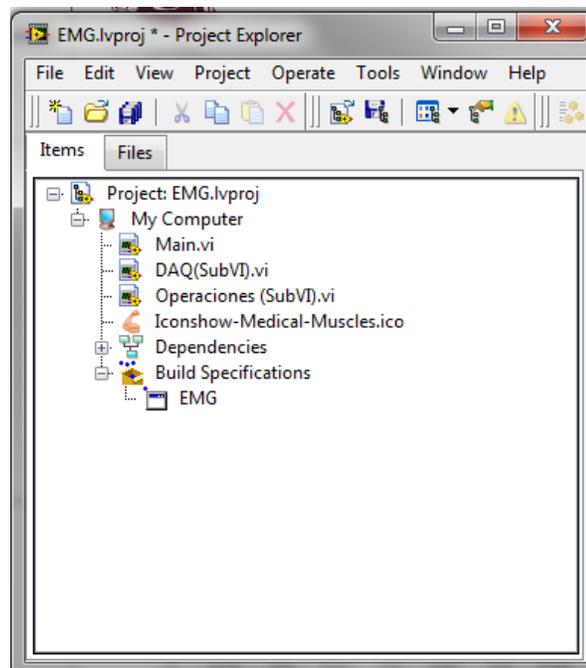


Figura 3.35.- Ventana de proyecto con aplicación

3.3.4 Resultados

Al concluir con los pasos indicados anteriormente se obtiene la aplicación de la interfaz gráfica, que es almacenada en la computadora.

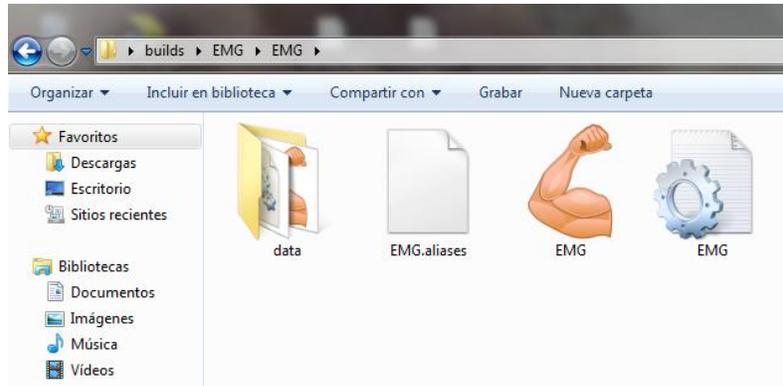


Figura 3.36.- Aplicación almacenada

Al ejecutar el icono de la aplicación se puede observar el resultado de la aplicación, ya no se tienen los botones ni la barra de herramientas que LabVIEW proporciona por defecto al ejecutar un programa.

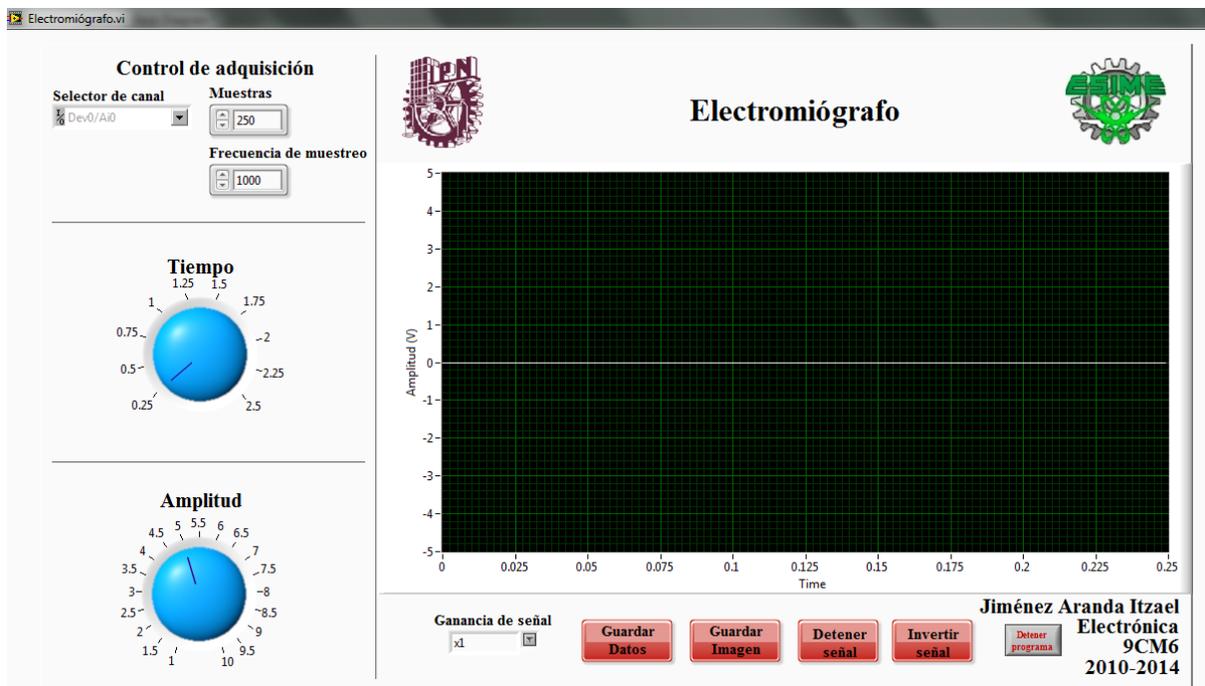


Figura 3.37.- Aplicación en ejecución

Al iniciar la aplicación se manda un mensaje al usuario, como se muestra en la figura 3.38.

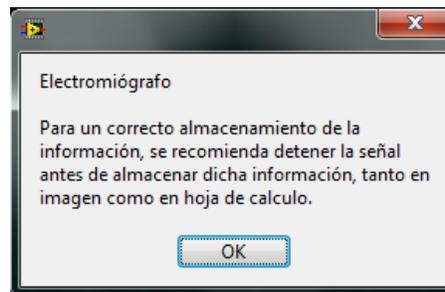
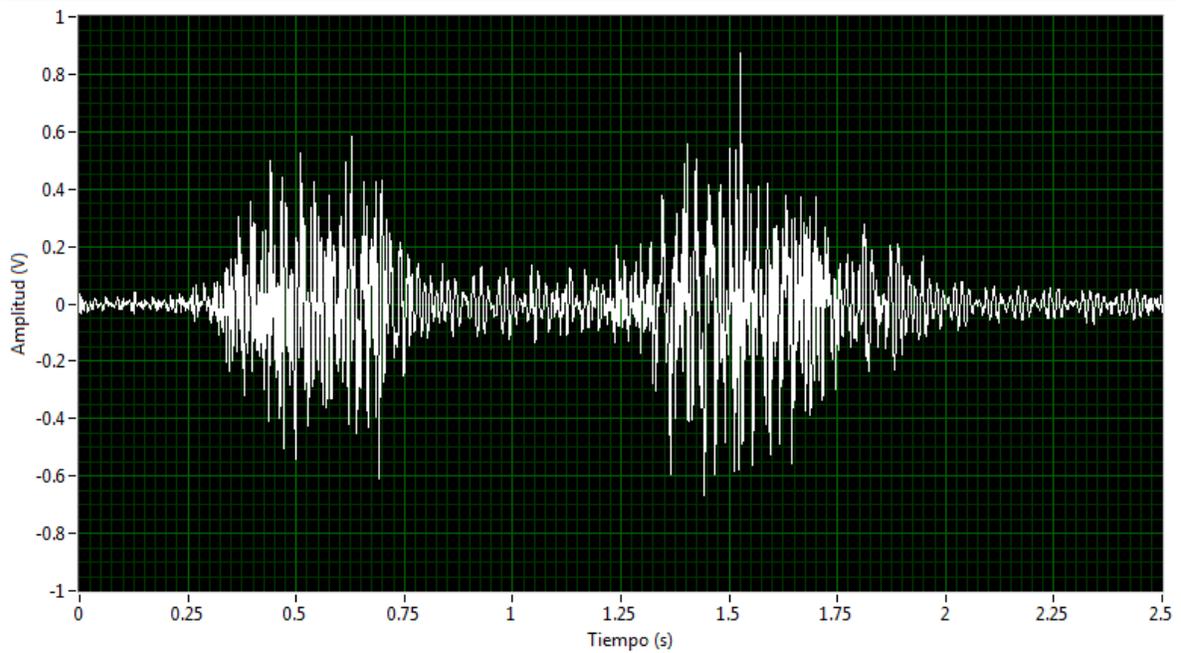
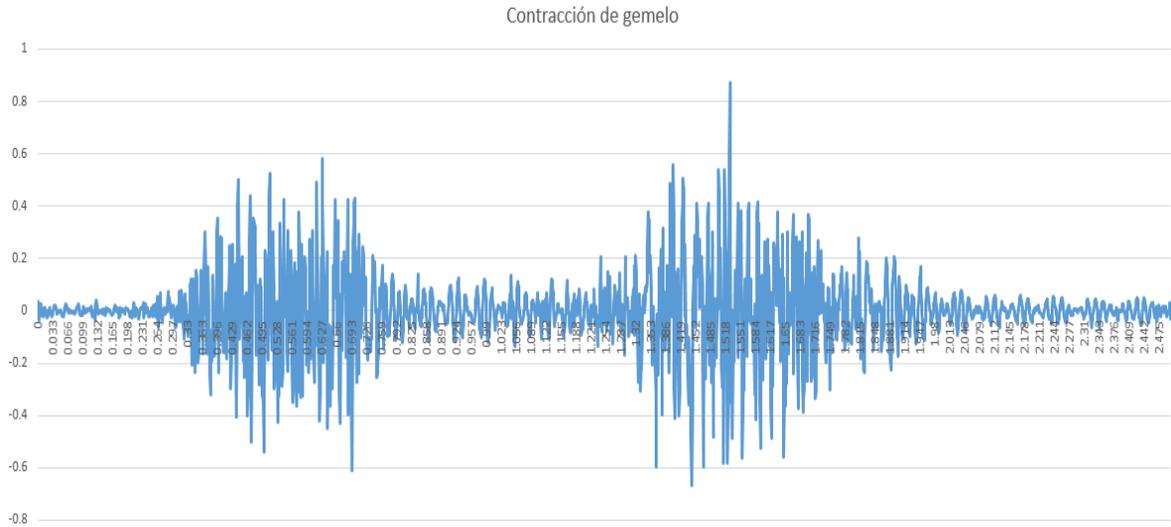


Figura 3.38.- Mensaje de inicio de la aplicación

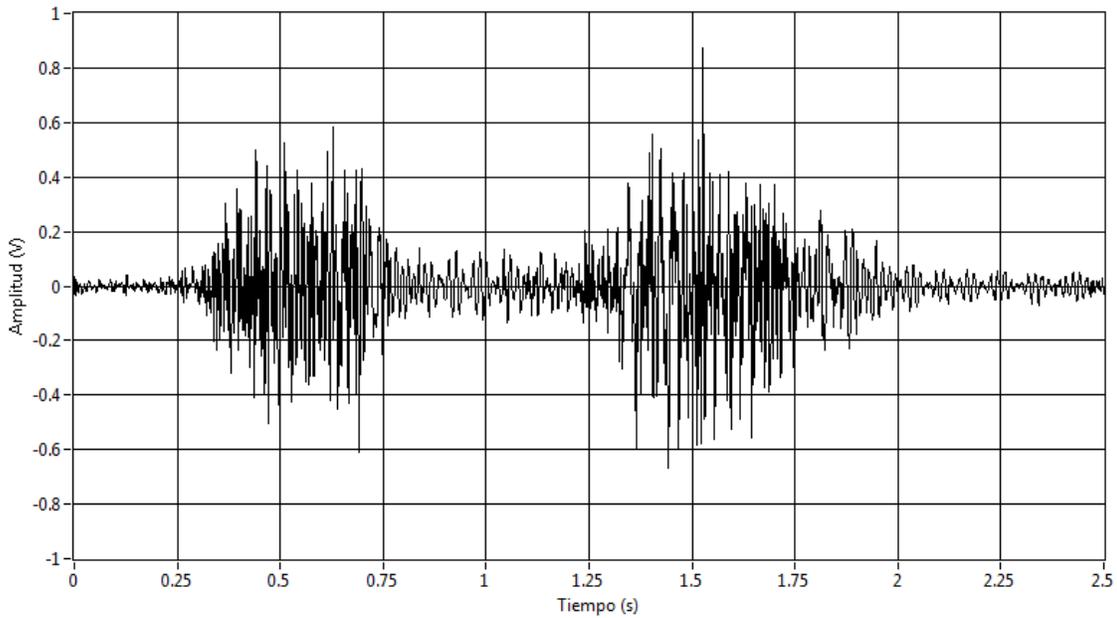
A continuación se muestran los resultados del almacenamiento de la información.



a)



b)



c)

Figura 3.39.- Resultados del almacenamiento de la información. a) Señal original, b) Hoja de cálculo, datos graficados en la hoja de cálculo, c) Imagen almacenada en la computadora

Como se puede observar, el almacenamiento de la información trabaja correctamente, pues se tiene la misma señal tanto en los datos de la hoja de cálculo y la imagen como en la señal visualizada en la interfaz gráfica. Con esto el usuario puede tener una base de datos de los pacientes.

3.4 Electrodo

3.4.0 Electrodo Meditrac y cables construidos

Los electrodo que se utilizan son de superficie, por su sencilla implementación y su sencillo montaje y desmontaje, pues para unos electrodo invasivos es necesario conocimiento médico para poder implementarlos de forma correcta.

Los electrodo emplean un diseño de Ag/AgCl (plata/cloruro de plata) que resulta en una distribución uniforme de la corriente durante la desfibrilación, el ritmo y la cardioversión. Esta distribución de corriente uniforme ayuda a reducir el riesgo de irritación de la piel. El diámetro del parche es de 3.00cm y el diámetro del metal es de 1.00cm.



Figura 3.38.- Electrodo Meditrac

Estos electrodo son utilizados para ECG, pero son capaces de captar señales EMG, además no se requiere la supervisión médica en el momento de la aplicación sobre el musculo. Los electrodo son colocados para registrar la actividad muscular del musculo gemelo. Se utilizan tres electrodo para la adquisición, el electrodo inversor, el no inversor y el de referencia.

Los cables para los electrodo se construyen con cable coaxial RG-174/U y con broches de mercuria de diámetro externo de 1.15cm y diámetro interno de 0.54cm. Se suelda el cable coaxial a los broches donde embonaran los electrodo y se vierte silicón caliente para fijar los broches al cable coaxial.



Figura 3.39.- Broches para electrodo

En el otro extremo se ingresa un conector DB-9 para poder conectarlo al circuito.

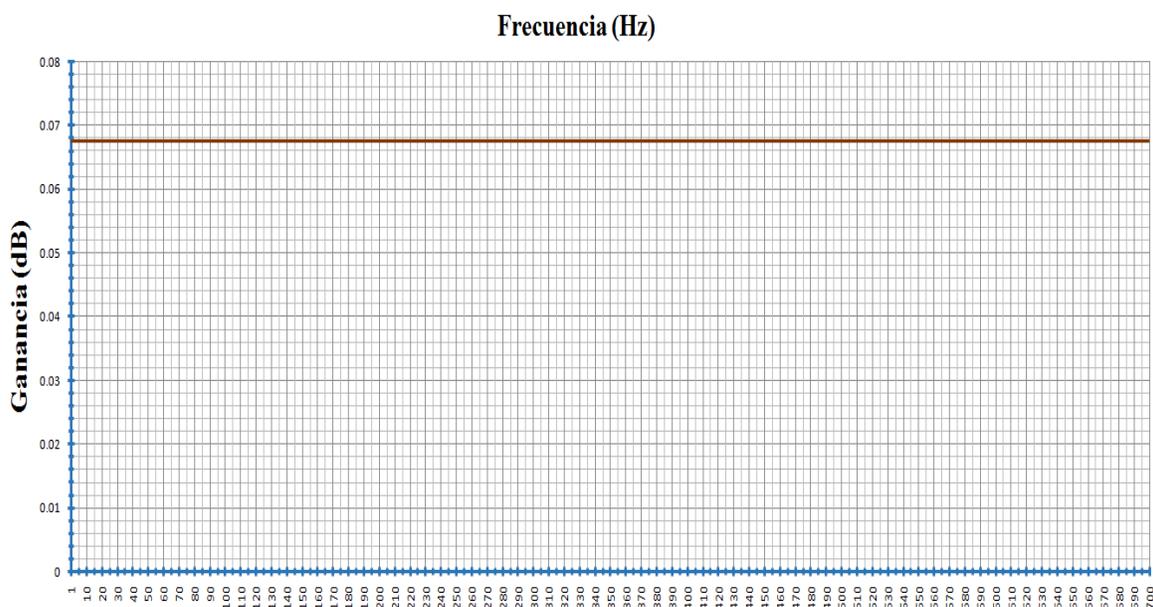


Figura 3.40.- Cable construido para electrodos

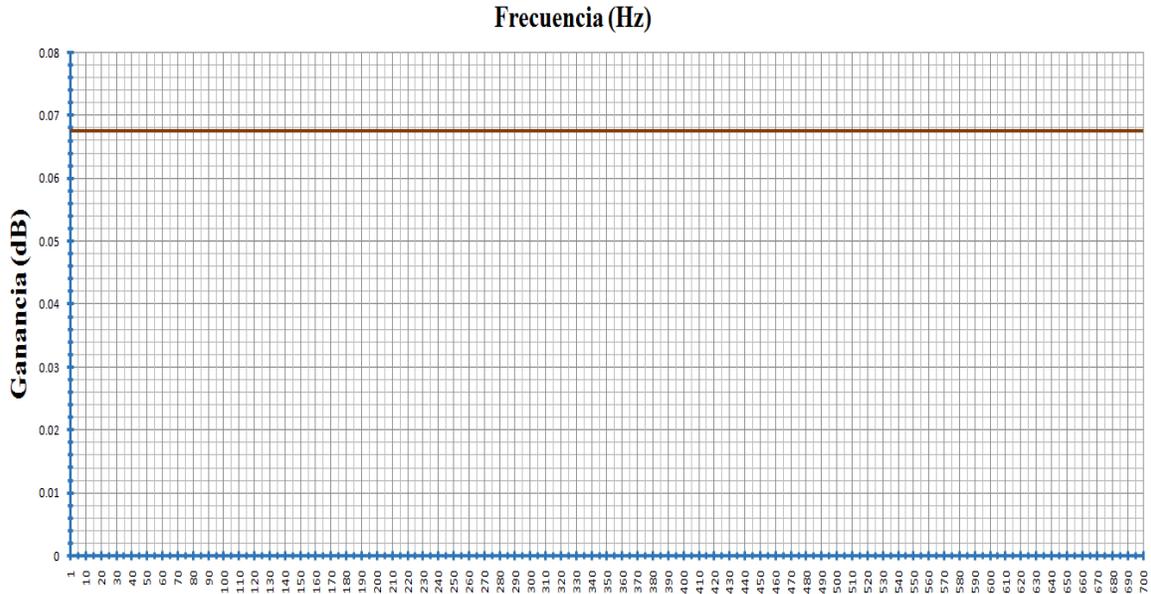
3.4.1 Resultados

Antes de realizar las pruebas correspondientes de los cables contruidos con los electrodos en un músculo se realizan pruebas con el cable construido y con un cable comercial, para poder comparar la respuesta de estos.

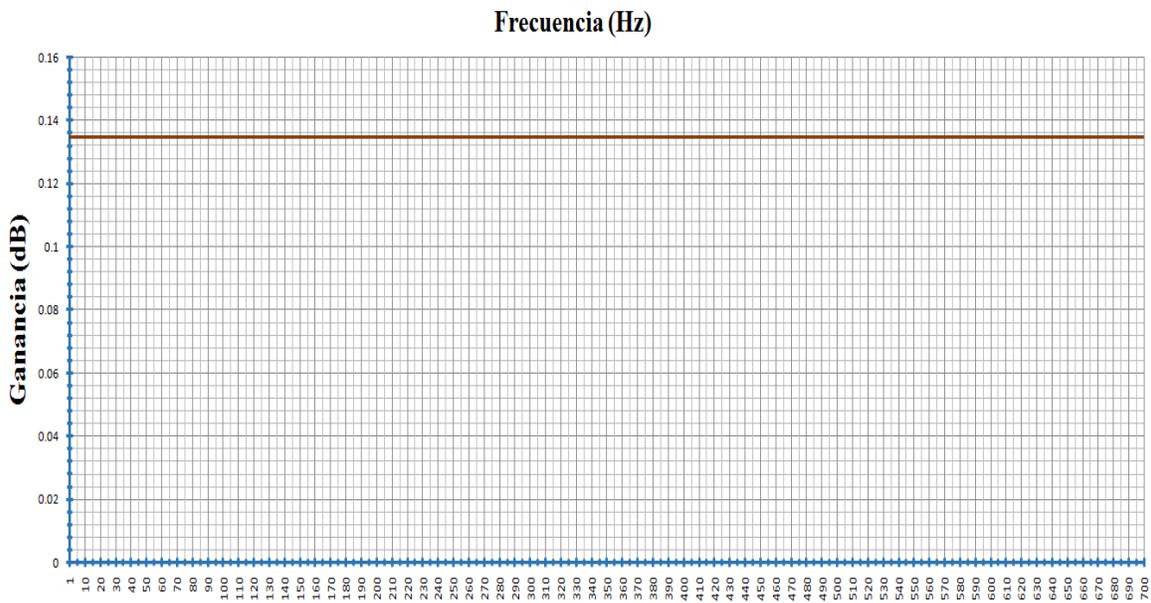
Se ingresa un señal en la parte donde se coloca el electrodo tanto en el extremo que toma el papel de V+ y el extremo que toma el papel de V- y se compara la señal de salida con la entrada, en teoría debe de ser la misma señal en ambos casos.



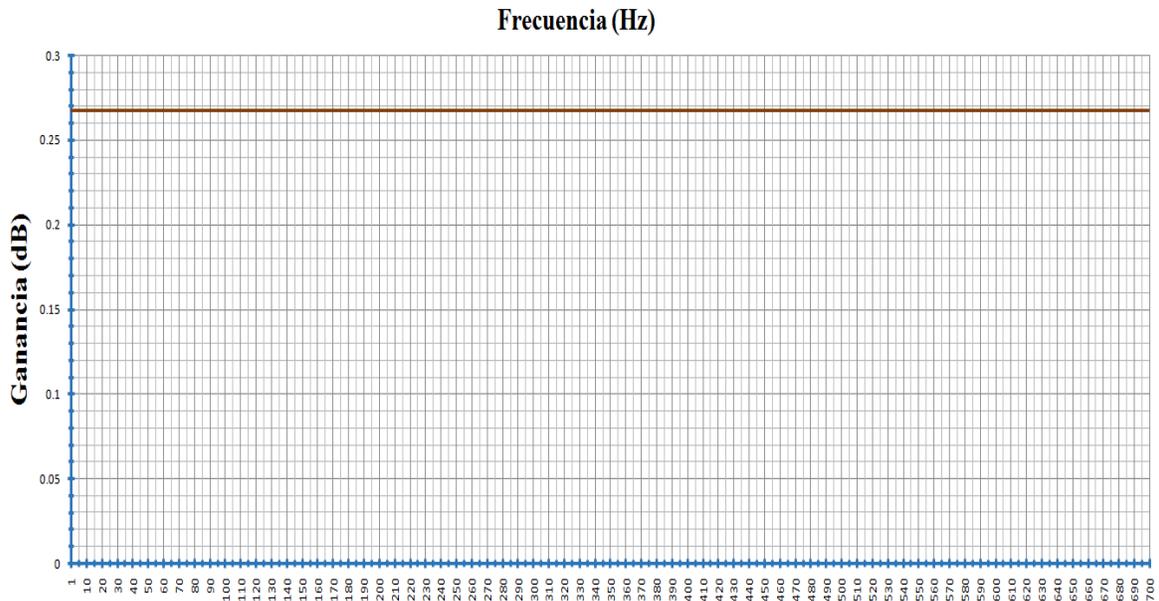
Gráfica 3.6.- Respuesta del cable comercial para electrodos, entrada V+



Gráfica 3.7.- Respuesta del cable comercial para electrodos, entrada V-



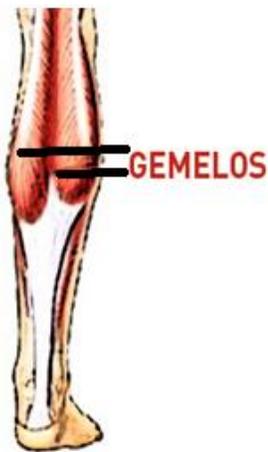
Gráfica 3.8.- Respuesta del cable construido para electrodos, entrada V+



Gráfica 3.9.- Respuesta del cable construido para electrodos, entrada V-

Se puede observar que el cable comercial tiene una mejor respuesta, y el cable construido difiere la entra V+ con la entrada V-, aun con esto la respuesta es aceptable al tener un valor de dB's bajo.

Se procede a realizar la prueba de los cables junto con los electrodos en un músculo y así obtener la señal electromiográfica. Se coloca un electrodo como mínimo 2cm de distancia de separación del otro sobre el musculo, procurando así obtener una buena señal, se tiene que procurar también el tratar de cubrir todo el músculo. Se toma una muestra del musculo gemelo.



a)



b)

Figura 3.41.- a) Gemelos, b) Colocación de los electrodos

En las siguientes imágenes se observa la respuesta que se obtiene al hacer contracciones en el gemelo. Una imagen muestra una sola contracción y la otra muestra contracción, relajación y de nuevo contracción. Estas con diferente escala de tiempo en la gráfica.

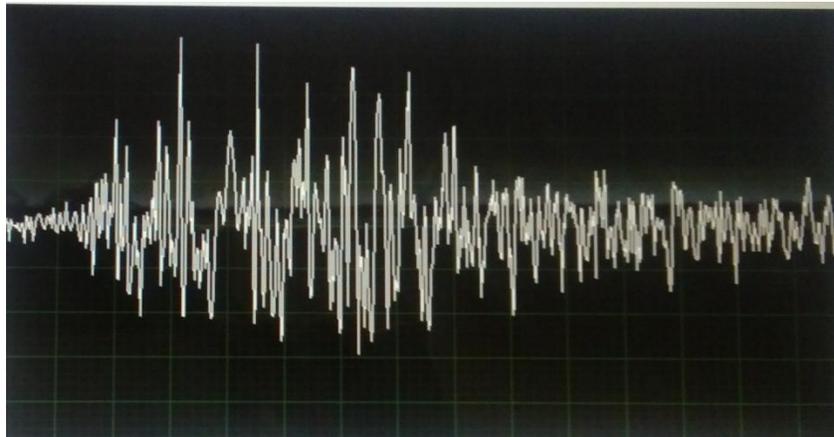


Figura 3.42.- Contracción del gemelo

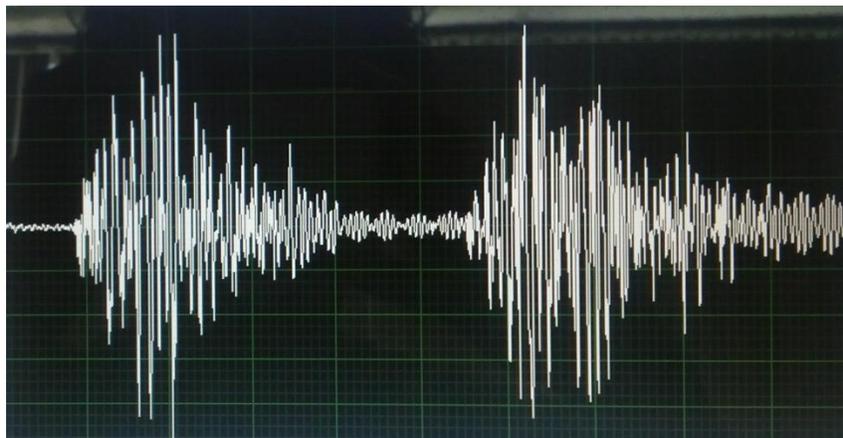


Figura 3.43.- Contracción, relajación y de nuevo contracción del gemelo

Como se observa, se tiene una respuesta óptima de los electrodos, al obtener una señal electromiográfica deseada con respecto a la teoría. Al inicio de la imagen se puede apreciar que se tiene un mínimo en cuanto a señal de ruido, por lo tanto todo el sistema (electrodos, cables de electrodos, circuito, DAQ e interfaz gráfica) está funcionando como se espera.

4.- Conclusiones

El conocimiento previo de la sEMG es el comienzo de la construcción del sistema, de esta forma es como se comenzó con la investigación, al no estar familiarizado con términos médicos es complicado el adentrarse en la sEMG, es por esto que se recomienda se inicie el estudio primero por esta parte.

Con el fin de mejorar la unión del electrodo con la piel se deberá colocar en medio de estos una capa de gel conductor, el cual usualmente está compuesto de cloruro de sodio o cloruro de potasio para tener una mejor captación de la sEMG, pues se limpia la zona y hace que el electrodo tenga mejor adherencia a la piel.

Es necesario conocimiento médico para poder realizar una interpretación de las sEMG, se recomienda tener un apoyo cercano el cual indique que se está yendo por el camino correcto al observar la señal obtenida por el sistema que se construye.

Para futuros trabajos, se recomienda ampliar los canales para poder observar distintos músculos al mismo tiempo y en tiempo real, así como implementar un instalador para poder utilizar la aplicación diseñada y construida en cualquier computadora y así poder distribuir el software.

La ingeniería al servicio de la ciencia de la medicina es de admirar por el apoyo que brindan a la calidad de vida de las personas con o sin patología.

Bibliografía

- [1] Horrocks, David H., Circuitos con retroalimentación y amplificadores operacionales, Editorial Addison-Wesley Iberoamericana, 1994, 213p.
- [2] Coughlin, Robert F./Driscoll, Frederick F., Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales, Ed. Prentice Hall, México, 1999, 552p.
- [3] Franco Sergio, Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos, Ed. McGraw-Hill Interamericana, México, 2005, 680p.
- [4] Barea, Rafael Navarro, Instrumentación Biomédica, Universidad Alcalá, Departamento Electrónica, 19p.
- [5] Romo, Harold A./Realpe, Judy C./Jojoa , Pablo E., Revista Avances en Sistemas e Informática, Universidad del Cauca, Medellín, Vol. 4 No. 1, 2007, 154p.
- [6] Delgado Saa, Jaime F./Vallejo Erick/Torres Jaime, Diseño y Construcción de un Sistema de adquisición y Visualización de Señales Electromiográficas, Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology, México, 2007, 6p.
- [7] Fiore, James M., Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales, Ed. Paraninfo, 2008, 624p.
- [8] Boylestad, Robert L./Nashelsky Louis, Electrónica: Teoría de Circuitos y Dispositivos Electrónicos, Ed. Pearson, México, 2009, 912p.
- [9] Carlo, J. De Luca, A Practicum on the Use of Surface EMG Signals in Movement Sciences, DelSys, 2008, 102p.
- [10] Carlo, J. De Luca, Surface Electromyography: Detection and recording, DelSys, 2002, 10p.
- [10] <http://www.ti.com/lit/an/sbfa012/sbfa012.pdf> - 07/11/2013
- [11] <http://www.ni.com/data-acquisition/what-is/esa/>

[12] Lajara, José Rafael V., LabVIEW entorno gráfico de programación, Ed. Alfaomega, México, 2007, 372p.

[13] Cifuentes, G. Irving Aaron, Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas, Tesis, México, 2010, 102p.

I.- Hoja de datos: INA128



Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS

FEATURES

- **LOW OFFSET VOLTAGE:** 50µV max
- **LOW DRIFT:** 0.5µV/°C max
- **LOW INPUT BIAS CURRENT:** 5nA max
- **HIGH CMR:** 120dB min
- **INPUTS PROTECTED TO ±40V**
- **WIDE SUPPLY RANGE:** ±2.25V to ±18V
- **LOW QUIESCENT CURRENT:** 700µA
- **8-PIN PLASTIC DIP, SO-8**

APPLICATIONS

- **BRIDGE AMPLIFIER**
- **THERMOCOUPLE AMPLIFIER**
- **RTD SENSOR AMPLIFIER**
- **MEDICAL INSTRUMENTATION**
- **DATA ACQUISITION**

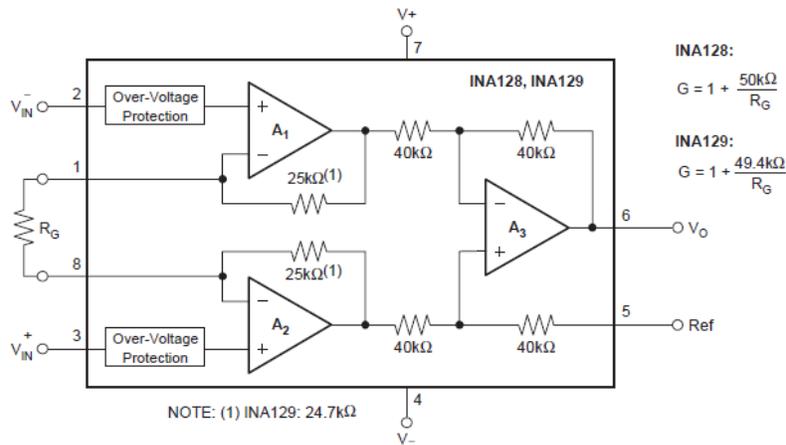
DESCRIPTION

The INA128 and INA129 are low power, general purpose instrumentation amplifiers offering excellent accuracy. The versatile 3-op amp design and small size make them ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (200kHz at G = 100).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. The INA128 provides an industry-standard gain equation; the INA129 gain equation is compatible with the AD620.

The INA128/INA129 is laser trimmed for very low offset voltage (50µV), drift (0.5µV/°C) and high common-mode rejection (120dB at G ≥ 100). It operates with power supplies as low as ±2.25V, and quiescent current is only 700µA—ideal for battery-operated systems. Internal input protection can withstand up to ±40V without damage.

The INA128/INA129 is available in 8-pin plastic DIP and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40°C to +85°C temperature range. The INA128 is also available in a dual configuration, the INA2128.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

All trademarks are the property of their respective owners.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.



Copyright © 1995–2005, Texas Instruments Incorporated

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS(1)

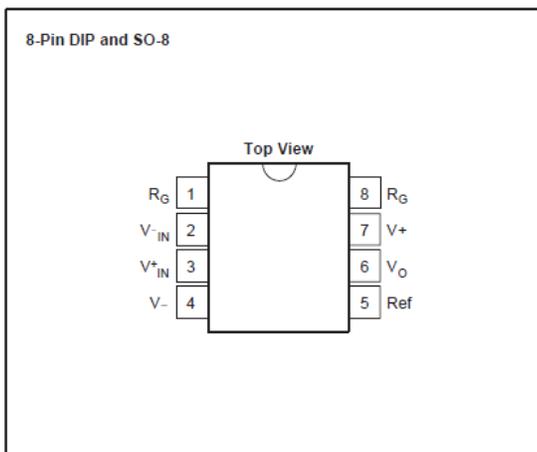
Supply Voltage	±18V
Analog Input Voltage Range	±40V
Output Short-Circuit (to ground)	Continuous
Operating Temperature	-40°C to +125°C
Storage Temperature Range	-55°C to +125°C
Junction Temperature	+150°C
Lead Temperature (soldering, 10s)	+300°C

(1) Stresses above these ratings may cause permanent damage. Exposure to absolute maximum conditions for extended periods may degrade device reliability. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those specified is not implied.

ORDERING INFORMATION

For the most current package and ordering information, see the Package Option Addendum located at the end of this data sheet.

PIN CONFIGURATION



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY



This integrated circuit can be damaged by ESD. Texas Instruments recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

II.- Hoja de datos: OPA4277



OPA277 OPA2277 OPA4277

SBOS079A – MARCH 1999 – REVISED APRIL 2005

High Precision OPERATIONAL AMPLIFIERS

FEATURES

- ULTRA LOW OFFSET VOLTAGE: 10 μ V
- ULTRA LOW DRIFT: $\pm 0.1\mu$ V/ $^{\circ}$ C
- HIGH OPEN-LOOP GAIN: 134dB
- HIGH COMMON-MODE REJECTION: 140dB
- HIGH POWER SUPPLY REJECTION: 130dB
- LOW BIAS CURRENT: 1nA max
- WIDE SUPPLY RANGE: ± 2 V to ± 18 V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 800 μ A/amplifier
- SINGLE, DUAL, AND QUAD VERSIONS
- REPLACES OP-07, OP-77, OP-177

APPLICATIONS

- TRANSDUCER AMPLIFIER
- BRIDGE AMPLIFIER
- TEMPERATURE MEASUREMENTS
- STRAIN GAGE AMPLIFIER
- PRECISION INTEGRATOR
- BATTERY POWERED INSTRUMENTS
- TEST EQUIPMENT

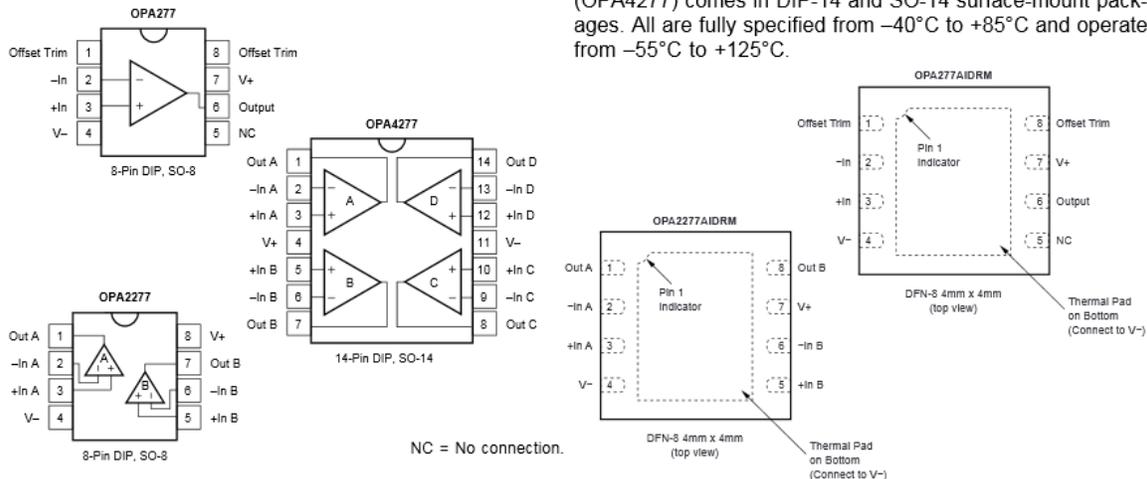
DESCRIPTION

The OPA277 series precision op amps replace the industry standard OP-177. They offer improved noise, wider output voltage swing, and are twice as fast with half the quiescent current. Features include ultra low offset voltage and drift, low bias current, high common-mode rejection, and high power supply rejection. Single, dual, and quad versions have identical specifications for maximum design flexibility.

OPA277 series op amps operate from ± 2 V to ± 18 V supplies with excellent performance. Unlike most op amps which are specified at only one supply voltage, the OPA277 series is specified for real-world applications; a single limit applies over the ± 5 V to ± 15 V supply range. High performance is maintained as the amplifiers swing to their specified limits. Because the initial offset voltage ($\pm 20\mu$ V max) is so low, user adjustment is usually not required. However, the single version (OPA277) provides external trim pins for special applications.

OPA277 op amps are easy to use and free from phase inversion and overload problems found in some other op amps. They are stable in unity gain and provide excellent dynamic behavior over a wide range of load conditions. Dual and quad versions feature completely independent circuitry for lowest crosstalk and freedom from interaction, even when overdriven or overloaded.

Single (OPA277) and dual (OPA2277) versions are available in DIP-8, SO-8, and DFN-8 (4mm x 4mm) packages. The quad (OPA4277) comes in DIP-14 and SO-14 surface-mount packages. All are fully specified from -40° C to $+85^{\circ}$ C and operate from -55° C to $+125^{\circ}$ C.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

All trademarks are the property of their respective owners.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.



Copyright © 1999-2005, Texas Instruments Incorporated

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Supply Voltage	36V
Input Voltage	(V ⁻) -0.7V to (V ⁺) +0.7V
Output Short-Circuit ⁽²⁾	Continuous
Operating Temperature	-55°C to +125°C
Storage Temperature	-55°C to +125°C
Junction Temperature	150°C
Lead Temperature (soldering, 10s)	300°C
ESD Rating (Human Body Model)	2000V
(Machine Model)	100V

NOTE: (1) Stresses above these rating may cause permanent damage. Exposure to absolute maximum conditions for extended periods may degrade device reliability. (2) Short-circuit to ground, one amplifier per package.



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Texas Instruments recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

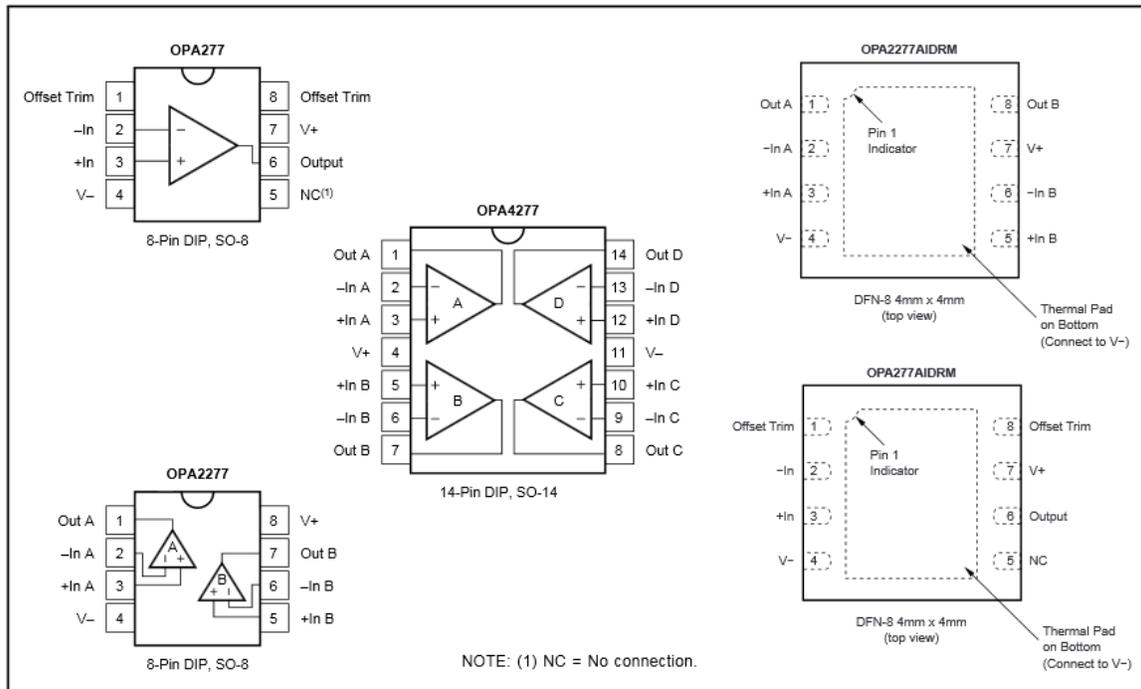
ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

PACKAGE/ORDERING INFORMATION⁽¹⁾

PRODUCT	OFFSET VOLTAGE max, μ V	OFFSET VOLTAGE DRIFT max, μ V/°C	PACKAGE-LEAD
Single			
OPA277PA	± 50	± 1	DIP-8
OPA277P	± 20	± 0.15	DIP-8
OPA277UA	± 50	± 1	SO-8 Surface Mount
OPA277U	± 20	± 0.15	SO-8 Surface Mount
OPA277AIDRM	± 100	± 1	DFN-8 (4mm x 4mm)
Dual			
OPA2277PA	± 50	± 1	DIP-8
OPA2277P	± 25	± 0.25	DIP-8
OPA2277UA	± 50	± 1	SO-8 Surface Mount
OPA2277U	± 25	± 0.25	SO-8 Surface Mount
OPA2277AIDRM	± 100	± 1	DFN-8 (4mm x 4mm)
Quad			
OPA4277PA	± 50	± 1	DIP-14
OPA4277UA	± 50	± 1	SO-14 Surface Mount

NOTE: (1) For the most current package and ordering information, see the Package Option Addendum located at the end of this data sheet or visit the TI web site at www.ti.com.

PIN DESCRIPTIONS



III.- Hoja de datos: UAF42



UNIVERSAL ACTIVE FILTER

Check for Samples: [UAF42](#)

FEATURES

- **VERSATILE:**
 - Low-Pass, High-Pass
 - Band-Pass, Band-Reject
- **SIMPLE DESIGN PROCEDURE**
- **ACCURATE FREQUENCY AND Q:**
 - Includes On-Chip 1000pF ±0.5% Capacitors

APPLICATIONS

- **TEST EQUIPMENT**
- **COMMUNICATIONS EQUIPMENT**
- **MEDICAL INSTRUMENTATION**
- **DATA ACQUISITION SYSTEMS**
- **MONOLITHIC REPLACEMENT FOR UAF41**

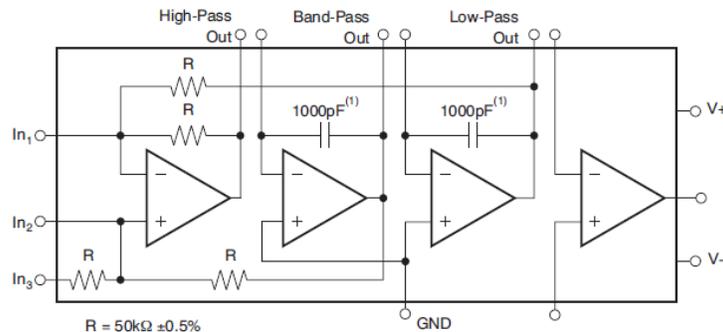
DESCRIPTION

The UAF42 is a universal active filter that can be configured for a wide range of low-pass, high-pass, and band-pass filters. It uses a classic state-variable analog architecture with an inverting amplifier and two integrators. The integrators include on-chip 1000pF capacitors trimmed to 0.5%. This architecture solves one of the most difficult problems of active filter design—obtaining tight tolerance, low-loss capacitors.

A DOS-compatible filter design program allows easy implementation of many filter types, such as Butterworth, Bessel, and Chebyshev. A fourth, uncommitted FET-input op amp (identical to the other three) can be used to form additional stages, or for special filters such as band-reject and Inverse Chebyshev.

The classical topology of the UAF42 forms a time-continuous filter, free from the anomalies and switching noise associated with switched-capacitor filter types.

The UAF42 is available in 14-pin plastic DIP and SOIC-16 surface-mount packages, specified for the –25°C to +85°C temperature range.



NOTE: (1) ±0.5%.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

All trademarks are the property of their respective owners.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of the Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

Copyright © 1992–2010, Texas Instruments Incorporated



This integrated circuit can be damaged by ESD. Texas Instruments recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Over operating free-air temperature range unless otherwise noted.

	UAF42	UNIT
Power Supply Voltage	±18	V
Input Voltage	±V _S ±0.7	V
Output Short-Circuit	Continuous	
Operating Temperature	-40 to +85	°C
Storage Temperature	-40 to +125	°C
Junction Temperature	+125	°C

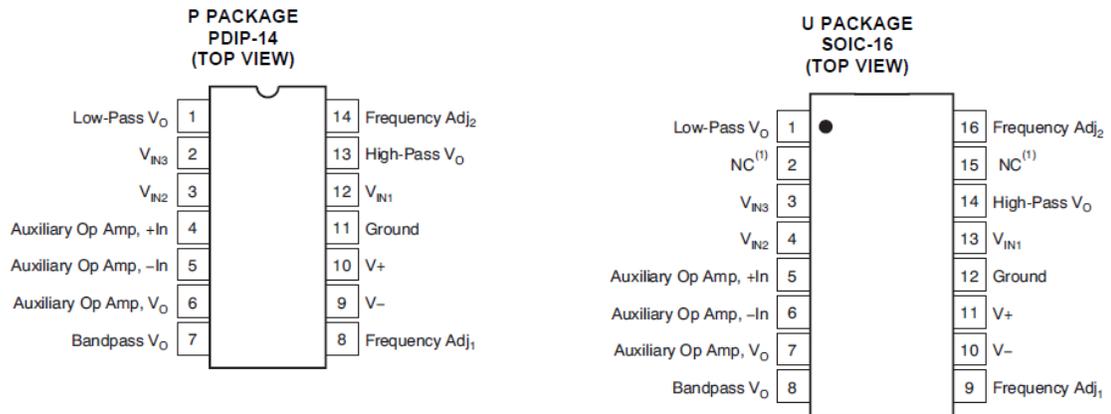
(1) Stresses above these ratings may cause permanent damage. Exposure to absolute maximum conditions for extended period may degrade device reliability. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those specified is not supported.

ORDERING INFORMATION⁽¹⁾

PRODUCT	PACKAGE-LEAD	PACKAGE DESIGNATOR	PACKAGE MARKING
UAF42AP	PDIP-14	N	UAF42AP
UAF42APG4			
UAF42AU	SOIC-16	DW	UAF42AU
UAF42AUE4			

(1) For the most current package and ordering information see the Package Option Addendum at the end of this document, or see the TI web site at www.ti.com.

PIN CONFIGURATIONS



NOTE: (1) NC = no connection. For best performance connect all NC pins to ground to minimize inter-lead capacitance.

IV.- Hoja de datos: Diseño de un filtro Notch a 60Hz con el UAF42

DESIGN A 60HZ NOTCH FILTER WITH THE UAF42

by Johnnie Molina, (602) 746-7592

DESIGN A 60HZ NOTCH FILTER WITH THE UAF42

The UAF42 is a monolithic, time-continuous, 2nd-order active filter building block for complex and simple filter designs. It uses the classical state-variable analog architecture with a summing amplifier plus two integrators. This topology offers low sensitivity of filter design parameters f_0 (natural frequency) and Q to external component variations along with simultaneous high-pass, low-pass and band-pass outputs. An auxiliary high performance operational amplifier is also provided which can be used for buffering, gain, real pole circuits, or for summing the high-pass and low-pass outputs to create a band reject (notch) filter (see Figure 1).

A notch filter is easily realized with the UAF42 and six external resistors. Figure 2 shows the UAF42 configured into a 60Hz notch filter. The auxiliary operational amplifier is used to sum both the high-pass and low-pass outputs. At $f = f_{\text{NOTCH}}$, both of these outputs times their respective gain at the summing circuit are equal in magnitude but 180° out of phase. Hence, the output goes to zero. Figure 3 shows the response plot for the circuit shown in Figure 2 where $f_0 = 60\text{Hz}$ and $Q = 6$.

The notch frequency for the notch filter is set by the following calculations:

$$f_{\text{NOTCH}} = \sqrt{(A_{\text{LP}} / A_{\text{HP}} \cdot R_{Z2} / R_{Z1})} \cdot f_0$$

where,

A_{LP} = gain from input to low-pass out at $f = 0\text{Hz}$.

A_{HP} = gain from input to high-pass out of $f \gg f_0$.

Typically, $A_{\text{LP}}/A_{\text{HP}} \cdot R_{Z2}/R_{Z1}$ is equal to one. This simplifies f_{NOTCH} to be,

$$f_{\text{NOTCH}} = f_0$$

$$f_0 \text{ is given by, } f_0 = \frac{1}{R_F \cdot C \cdot 2\pi}$$

where, $R_F = R_{F1} = R_{F2}$ and $C = C_1 = C_2$

Note that the notch frequency can be modified by simply changing the R_F resistors and/or adding external capacitors. NPO ceramic, mica or a good film capacitor with low dissipation factor characteristics is recommended.

The -3dB bandwidth, as shown in Figure 3, can be set by the following calculations.

$$BW_{-3\text{dB}} = f_{\text{NOTCH}}/Q$$

$$\text{where, } BW_{-3\text{dB}} = f_H - f_L$$

The filter Q can be determined by setting R_Q to a value given by,

$$R_Q = \frac{25\text{k}\Omega}{Q-1}$$

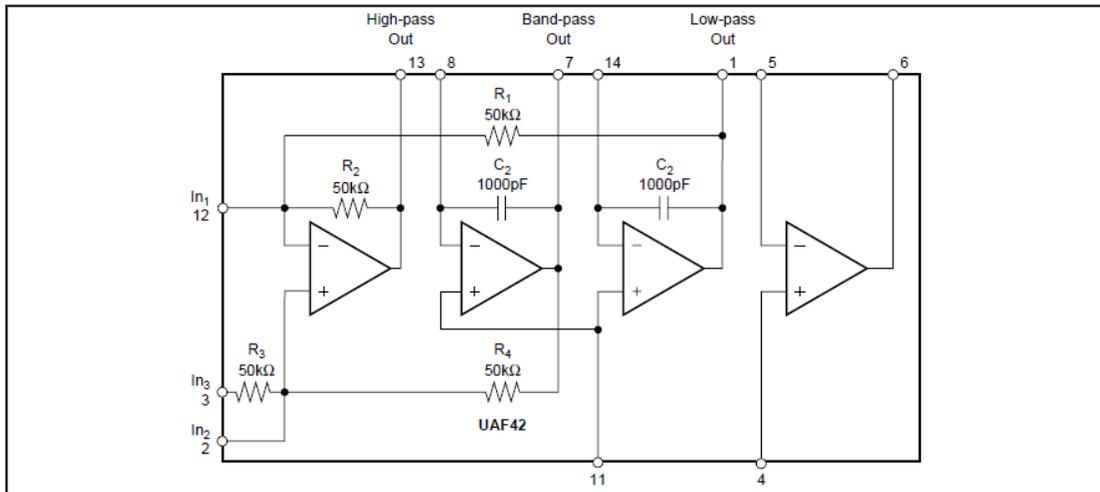


FIGURE 1. UAF42 Universal Active Filter with High-pass, Band-pass and Low-pass Outputs.

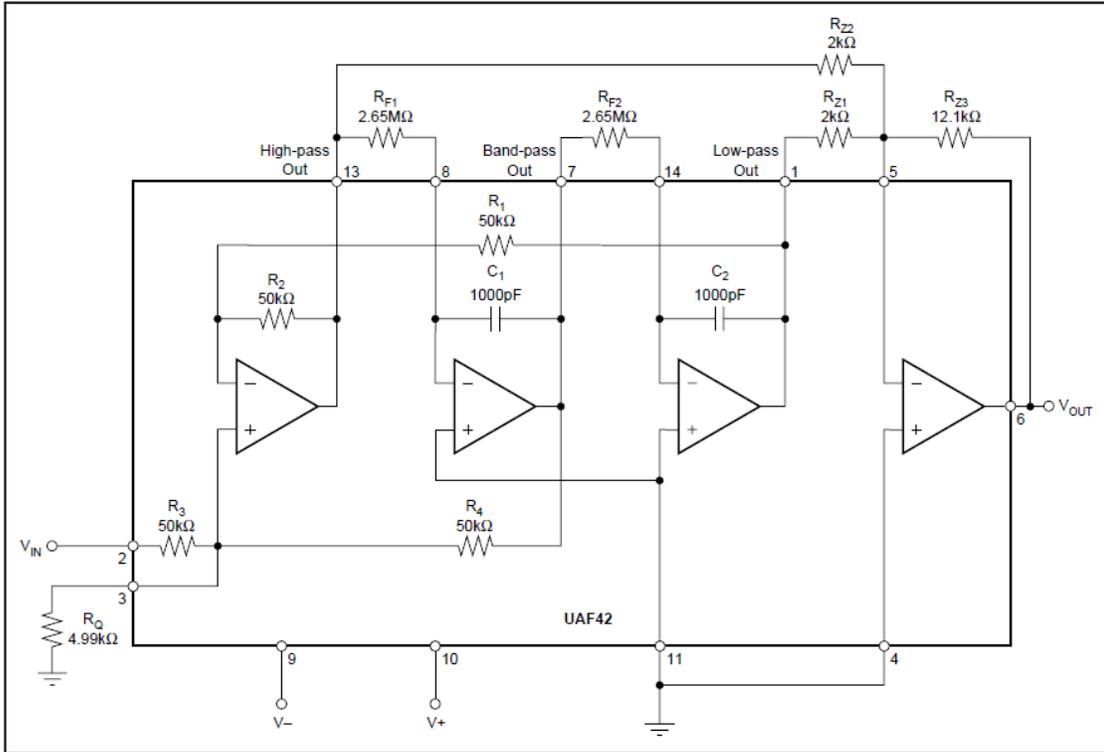


FIGURE 2. UAF42 Configured as a 60Hz Notch Filter.

The pass-band gain of the notch filter is influenced by the filter Q and should be adjusted for unity by setting the summing circuit feedback and input resistor ratios such that,

$$Q = \frac{R_{Z3}}{R_{Z1}} = \frac{R_{Z3}}{R_{Z2}}$$

Note that both filter parameters f_0 and Q can be independently set with the proper selection of external components R_{F1} , R_{F2} and R_Q .

A UAF42 filter design program, FILTER42, along with application bulletin AB-035 is available at no cost which greatly simplifies the design process. A spreadsheet-style “what if” approach can be used to design a variety of filter approximations (Butterworth, Inverse Chebyshev, etc). Response plots, component values and circuit topology information is all provided.

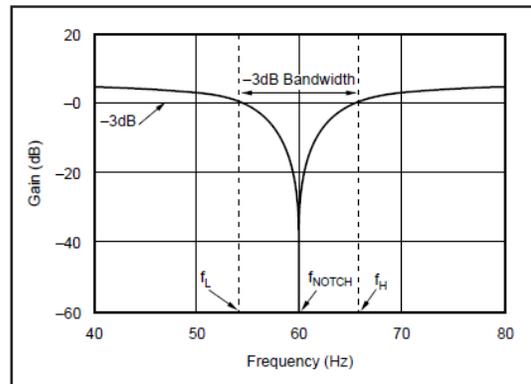


FIGURE 3. 60Hz Notch Filter Response.

The information provided herein is believed to be reliable; however, BURR-BROWN assumes no responsibility for inaccuracies or omissions. BURR-BROWN assumes no responsibility for the use of this information, and all use of such information shall be entirely at the user's own risk. Prices and specifications are subject to change without notice. No patent rights or licenses to any of the circuits described herein are implied or granted to any third party. BURR-BROWN does not authorize or warrant any BURR-BROWN product for use in life support devices and/or systems.

V.- Hoja de datos: USB-1208HS

Installing the USB-1208HS-4AO

The USB-1208HS-4AO is a high-speed analog input and digital I/O data acquisition device providing the following features:

- Eight 16-bit single-ended (SE) or four differential (DIFF) analog inputs
Each input channel has a dedicated multiplexed 13-bit A/D converter for simultaneous sampling.
- Four 12-bit analog outputs
- One external clock input and one external output for analog inputs
- One external clock input and one external output for analog outputs
- One digital trigger lets input
- 16 individually configurable digital I/O channels
- Two 32-bit counter inputs
- One 32-bit timer output
- Screw terminals for field wiring connections

The device is powered by the +5 volt USB supply from your computer, and requires no external power.

The USB-1208HS-4AO is a USB 2.0 high-speed device supported under popular Microsoft® Windows® operating systems. The USB-1208HS-4AO is compatible with both USB 1.1 and USB 2.0 ports, (although the speed of the module maybe limited when using USB 1.1 ports).

Functional block diagram

USB-1208HS-4AO functions are illustrated in the block diagram shown here.

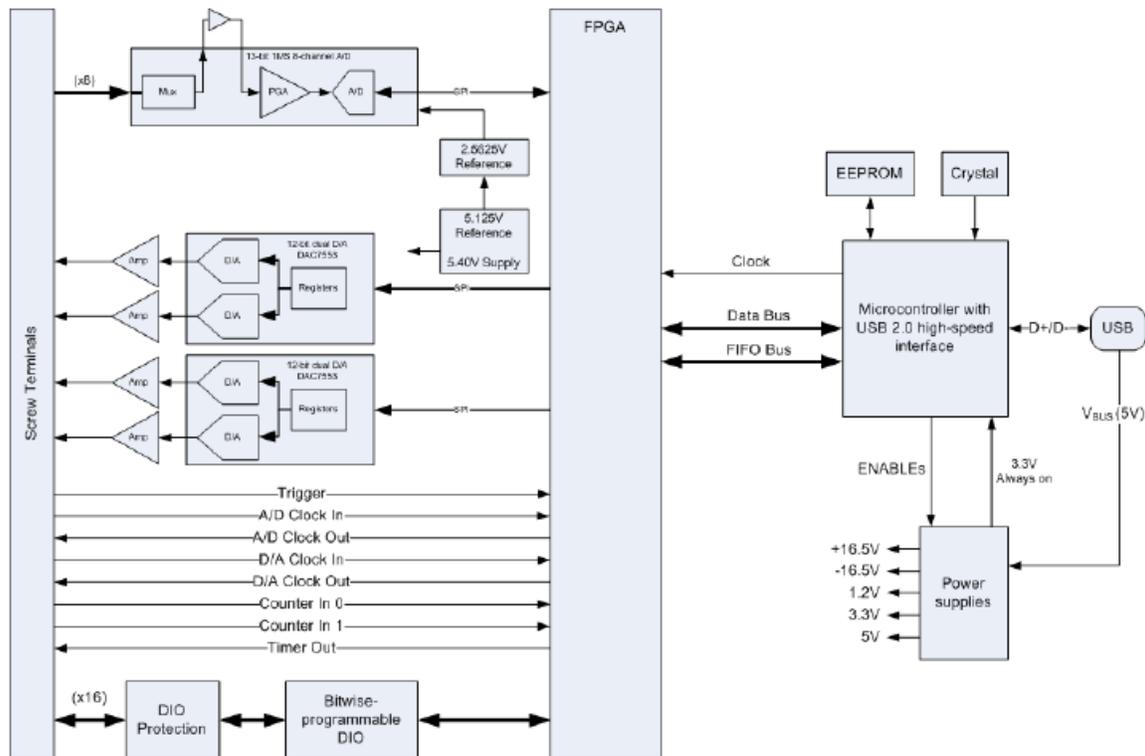


Figure 1. USB-1208HS-4AO functional block diagram

Installing the USB-1208HS-4AO

What comes with your shipment?

The following items are shipped with the USB-1208HS-4AO:

Hardware

- USB-1208HS-4AO
- USB cable

Software

- MCC DAQ CD

Documentation

In addition to this hardware user's guide, you should also receive the *Quick Start Guide*. This booklet provides an overview of the MCC DAQ software you received with the device, and includes information about installing the software. Please read this booklet completely before installing any software or hardware.

Unpacking

As with any electronic device, take care while handling to avoid damage from static electricity. Before removing the USB-1208HS-4AO from its packaging, ground yourself using a wrist strap or touch either the computer chassis or other grounded object to eliminate any stored static charge. If the device is damaged, notify Measurement Computing Corporation immediately by phone, fax, or email.

- Knowledgebase: kb.mccdaq.com
- Phone: 508-946-5100 and follow the instructions for reaching Tech Support
- Fax: 508-946-9500 to the attention of Tech Support
- Email: techsupport@mccdaq.com

For international customers, contact your local distributor. Refer to the International Distributors section on our web site at www.mccdaq.com/International.

Installing the software

Refer to the *Quick Start Guide* for instructions on installing the software on the MCC DAQ CD. This booklet is available in PDF at www.mccdaq.com/PDFmanuals/DAQ-Software-Quick-Start.pdf.

Installing the hardware

Be sure you are using the latest system software

Before you install the device, run Windows Update to update your operating system with the latest USB drivers.

Install the MCC DAQ software before you install your board

The driver needed to run your board is installed with the MCC DAQ software. Therefore, you need to install the software before you install your board. Refer to the *Quick Start Guide* for instructions.

To connect the USB-1208HS-4AO to your system, turn your computer on, and connect the USB cable to a USB port on your computer or to an external USB hub connected to your computer. The USB cable provides power and communication to the USB-1208HS-4AO.

When you connect the USB-1208HS-4AO for the first time, a **Found New Hardware** dialog opens when the operating system detects the device. The **Status** LED turns on; this indicates that communication is established between the device and the computer. Refer to Figure 2 on page 9 for the location of the Status LED. When the dialog closes, the installation is complete.

Caution! Do not disconnect any device from the USB bus while the computer is communicating with the device, or you may lose data and/or your ability to communicate with the USB-1208HS-4AO..

If the Status LED turns off

The Status LED turns off if communication is lost between the device and the computer. To restore communication, disconnect the USB cable from the computer and reconnect it. The Status LED should turn on.

Calibrating the USB-1208HS-4AO

The USB-1208HS-4AO is shipped fully calibrated. Calibration coefficients are stored in EEPROM.

Return the device to Measurement Computing Corporation when calibration is required. The normal calibration interval is once per year.

Functional Details

Analog input acquisition modes

The USB-1208HS-4AO can acquire analog input data in two basic modes – software paced and hardware paced.

Software paced mode

You can acquire one analog sample at a time in software paced mode. You initiate the A/D conversion by calling a software command. The analog value is converted to digital data and returned to the computer. You can repeat this procedure until you have the total number of samples that you want.

The throughput sample rate in software paced mode is system-dependent, and can range from 33 S/s to 4000 S/s.

Hardware paced mode

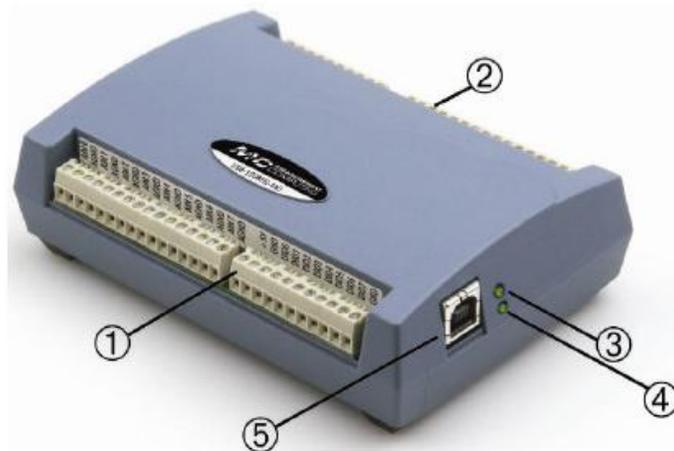
You can acquire data from up to eight channels in continuous scan mode. The analog data is continuously acquired, converted to digital values, and written to an onboard FIFO buffer on the device until you stop the scan. The FIFO buffer is serviced in blocks as the data is transferred from the USB-1208HS-4AO FIFO buffer to the memory buffer on your computer.

The maximum sampling rate is 1 MS/s aggregate over one-to-eight channels. You can start a continuous scan with either a software command or with an external hardware trigger event.

External components

The USB-1208HS-4AO has the following external components, as shown in Figure 2.

- Screw terminal banks
- LED indicators
- USB connector



- | | | | |
|---|------------------------------|---|--------------------|
| 1 | Screw terminal pins 1 to 28 | 4 | Activity connector |
| 2 | Screw terminal pins 29 to 56 | 5 | USB connector |
| 3 | Status LED | | |

Figure 2. External components

USB connector

The USB connector provides +5 V power and communication. No external power supply is required.

Activity LED

The Activity LED indicates the communication status of the USB-1208HS-4AO. It blinks when data is transferred, and is off when the device is not communicating. This LED uses up to 10 mA of current and cannot be disabled.

Status LED

The Status LED turns on when the device is detected and installed on the computer.

Screw terminals

Screw terminal connections are shown in shown in Figure 3.

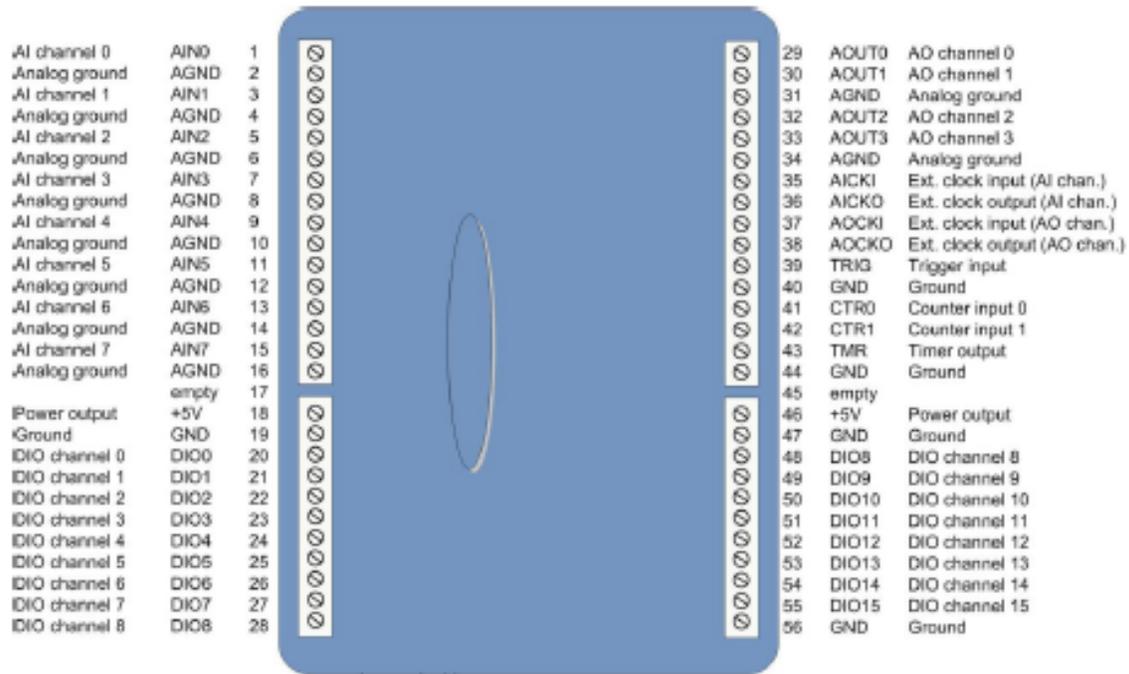


Figure 3. USB-1208HS-4AO screw terminal signals

Use 16 AWG to 30 AWG for signal connections.

Signal connections

Analog input

You can connect up to eight analog input connections to the screw terminals labeled AIN0 through AIN7. Analog signals are referenced to analog ground (AGND).

Single-ended mode requires two wires:

- The wire carrying the signal to be measured connects to AINx.
- The second wire connects to AGND.

Differential mode requires two wires plus a ground reference:

- The wire carrying the positive portion of the differential signal to be measured connects to AINx.

- The wire carrying the negative portion of the differential signal to be measured connects to AIN(x+1).
- The analog ground reference wire connects to AGND.

The terminal configurations for single-ended and differential modes are shown in the table below.

Channel #	8 single-ended channels configuration 0		4 differential channels configuration	
	V_{in+}	V_{in-}	V_{in+}	V_{in-}
0	AIN0	AGND	AIN0	AIN1
1	AIN1	AGND	AIN2	AIN3
2	AIN2	AGND	AIN4	AIN5
3	AIN3	AGND	AIN6	AIN7
4	AIN4	AGND	-	-
5	AIN5	AGND	-	-
6	AIN6	AGND	-	-
7	AIN7	AGND	-	-

In single-ended mode, the input voltage ranges are ± 10 V, ± 5 V, ± 2.5 V, 0 to 10 V. In differential mode, the input voltage ranges are ± 20 V, ± 10 V, and ± 5 V. The voltage level on each AINx input is limited to ± 14 V

The following image depicts a voltage source connected to a USB-1208HS-4AO configured for SE mode.

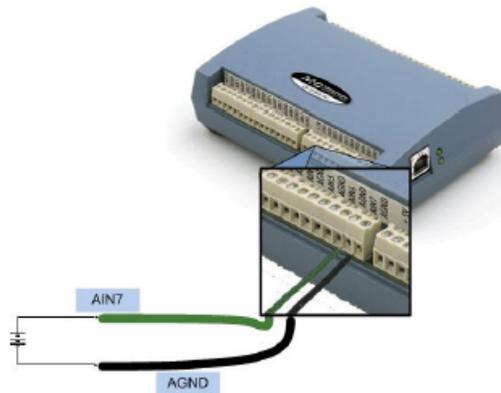


Figure 4. Single-ended measurement connection

The following image depicts a Wheatstone bridge signal source connected to a USB-1208HS-4AO configured for DIFF mode.

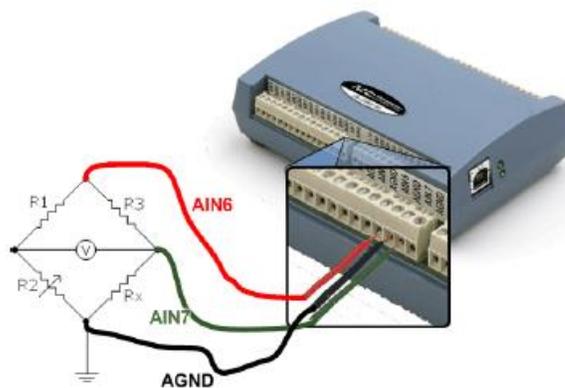


Figure 5. Differential measurement connection

For more information on analog signal connections

For more information on single-ended inputs, refer to the *Guide to DAQ Signal Connections* (this document is available on our web site at www.mccdaq.com/signals/signals.pdf).

Anexo I: Glosario de Términos

Axón: es una prolongación de las neuronas especializadas en conducir el impulso nervioso desde el cuerpo celular hacia otra célula.

Bloqueo neuromuscular: las fibras musculares están normalmente inervadas pero la transmisión de impulsos a través de la unión mioneural se hace con mucha dificultad (las contracciones sólo pueden mantenerse durante períodos cortos).

CMRR: Relación de Rechazo de Modo Común.

Denervación: la pérdida de continuidad entre un nervio y un músculo del esqueleto.

Desórdenes de la neurona motriz: comprenden desde infecciones víricas agudas tales, como la poliomielitis, hasta atrofiás musculares de la espina dorsal de origen genético, pasando por lo que se conoce como enfermedad de la neurona motriz, de tipo degenerativo.

ECG: (Electrocardiography = Electrocardiografía) actividad eléctrica del corazón durante un periodo de tiempo.

Electrogénesis: producción de electricidad por los tejidos vivos como resultado de su actividad especial o de su actividad nutritiva.

Encéfalo: parte central del sistema nervioso de los vertebrados, encerrada y protegida en la cavidad craneal y formada por el cerebro, el cerebelo y el bulbo raquídeo.

Enfermedades musculares: incluyen enfermedades tan diversas como las distrofias musculares, las miopatías adquiridas, las miopatías de tipo endocrino y un grupo diverso de desórdenes de origen congénito.

EOG: (Electrooculography = Electrooculografía) es el potencial de posición corneo-retina que existe entre la parte delantera y la parte posterior del ojo humano.

Hidrófilo: que absorbe fácilmente la humedad o el agua.

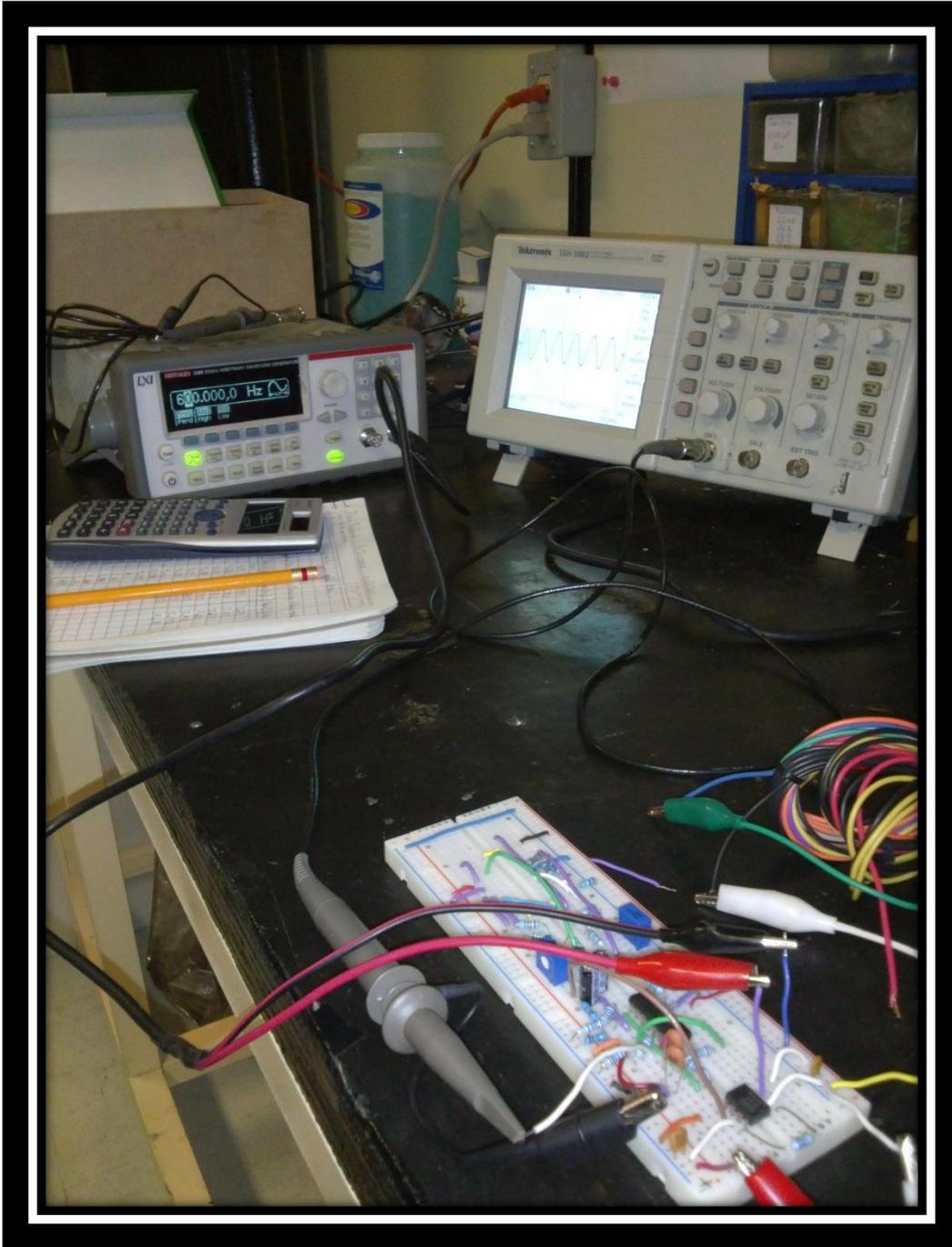
Inervación: acción que produce el sistema nervioso en las funciones de los demás órganos del cuerpo.

Neuropatías periféricas: se caracterizan por una reducción de la actividad de la unidad motora hasta el punto de perderse el patrón de interferencia, incluso durante un esfuerzo máximo.

Patología: rama de la medicina encargada del estudio de las enfermedades en los humanos.

Unidad motora: La unidad motora es la que emite el impulso que en último término hace que la fibra muscular se contraiga, lo que quiere decir que conduce los impulsos del cerebro y la médula espinal hacia los efectores (músculos).

Anexo II: Fotos



Fotografía 1.- Pruebas de la etapa de pre-amplificación.



Circuito de Instrumentación para un Sistema de Adquisición de Señales Musculares

Jiménez, Aranda Israel, Ramírez, García Alfredo. Departamento de Ingeniería en Comunicaciones y Electrónica / ESIMEZ/IPN. Correo: alramirezga@ipn.mx



¿Qué es un Sistema de Adquisición de Datos?

La adquisición de datos o adquisición de señales, consiste en la toma de muestras del mundo real (sistema analógico) para generar datos que puedan ser manipulados por un ordenador u otros sistemas electrónicos (sistemas digitales). Consiste, en tomar un conjunto de señales físicas, convertirlas en tensiones eléctricas y digitalizarlas de manera que se puedan procesar en una computadora.

¿Qué es la Electromiografía?

Una técnica para adquirir información del tejido muscular es la electromiografía. La electromiografía (EMG) es el estudio de los potenciales eléctricos generados por los músculos durante el movimiento. A partir de 1980 con la introducción de las computadoras se pudieron realizar grandes estudios y descomposición de las señales EMG en pocos segundos, unos de los pioneros en ello fueron LeFever y De Luca.[1]. Una de las aplicaciones importantes de las señales EMG son los sistemas de biorretroalimentación para rehabilitación muscular[3].

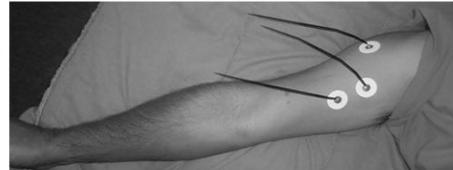
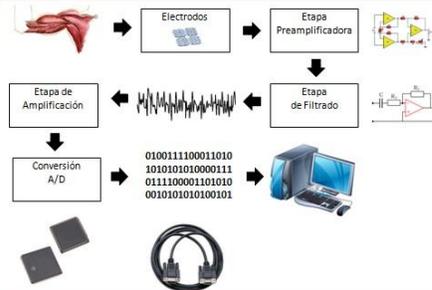
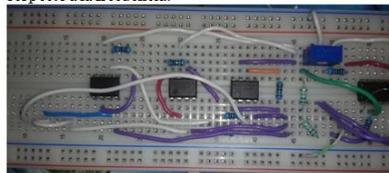


Diagrama a bloques del sistema de adquisición de señales musculares



Etapa de Pre amplificación

Se está trabajando por el momento en este bloque del diagrama. Se comprueba el nivel del CMRR, se construyeron dos Amplificadores de Instrumentación con dos distintos tipos de amplificadores operacionales. Se construyó el Amplificador de Instrumentación con 3 UA741CP y se observó el cambio del CMRR con respecto a la frecuencia. Y también se construyó un Amplificador de Instrumentación con un LF347 que trae integrados 4 amplificadores operacionales, solo se usaron 3 y de igual forma se observó el cambio del CMRR con respecto a la frecuencia.



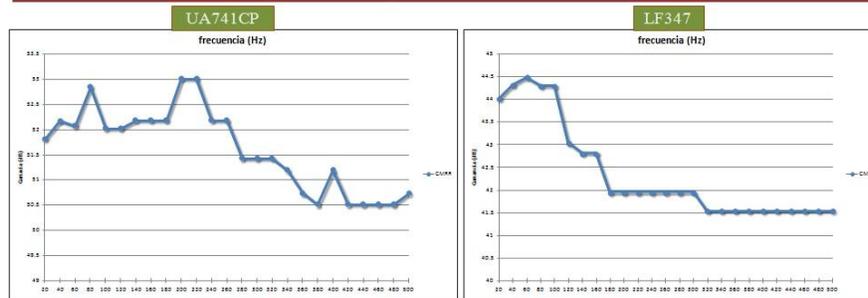
Amplificador de Instrumentación realizado con UA741CP

¿Para qué sirve la Electromiografía?

La electromiografía es útil en el diagnóstico de las siguientes patologías:

- Denervación
- Desórdenes de la neurona motriz
- Neuropatías periféricas
- Bloqueo neuromuscular
- Enfermedades musculares
- En la implementación de prótesis.[2]

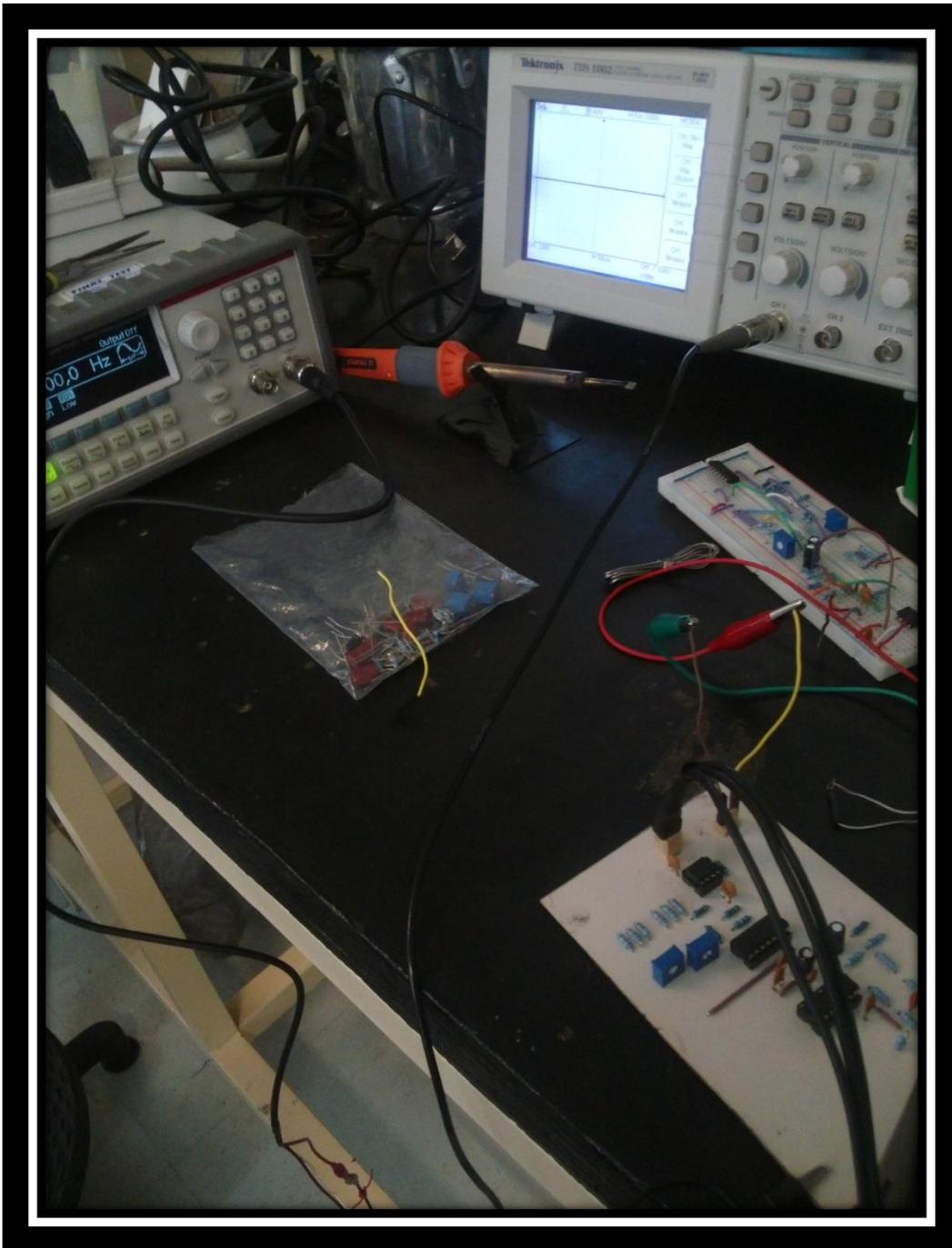
Gráficas obtenidas por los Amplificadores de Instrumentación armados



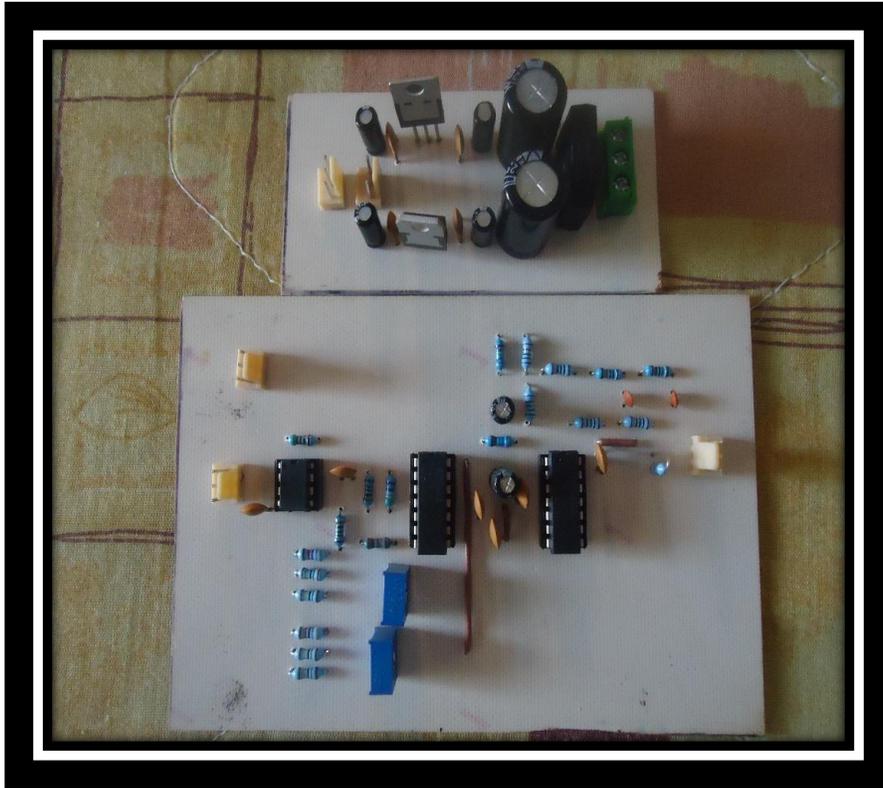
Bibliografía

- [1] Irving Aaron Cifuentes González, Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas, Universidad Autónoma de Yucatán, Septiembre 2010
- [2] Barea, Rafael Navarro, Instrumentación Biomédica, Universidad Alcalá, Departamento Electrónica, 19p.
- [3] Ramírez, A., Muñoz, R., Leija, L. Vera, A. "Sistema de Entrenamiento Muscular con Retroalimentación Visual". Pan American Health Care Exchanges. Conference, Workshops, and Exhibits. Long Beach, California. 2006. ISBN 970-94677-0-0

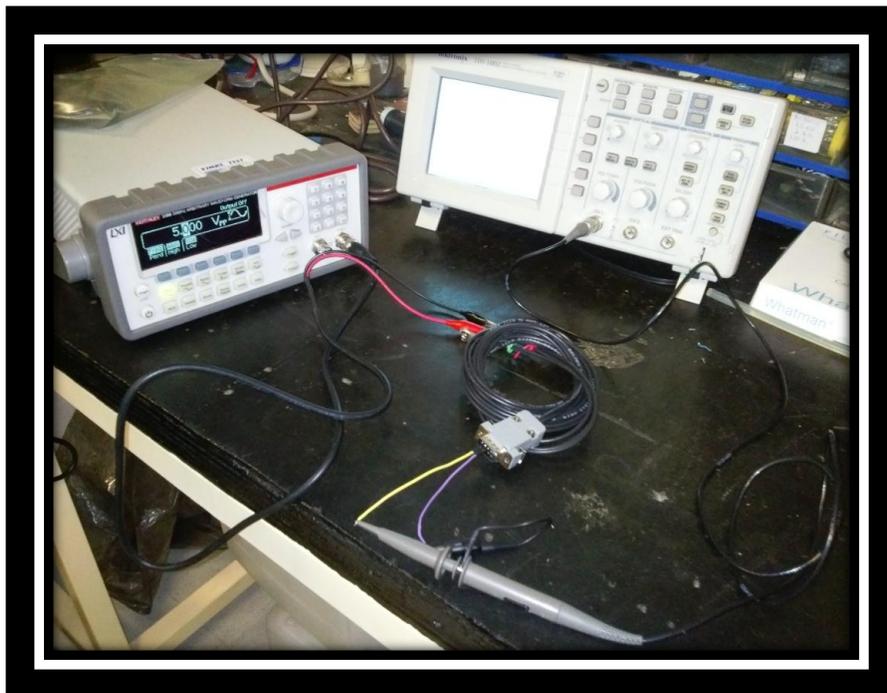
Fotografía 2.- Poster presentado en el congreso nacional INVICYT 2013 de los resultados en la etapa de pre-amplificación.



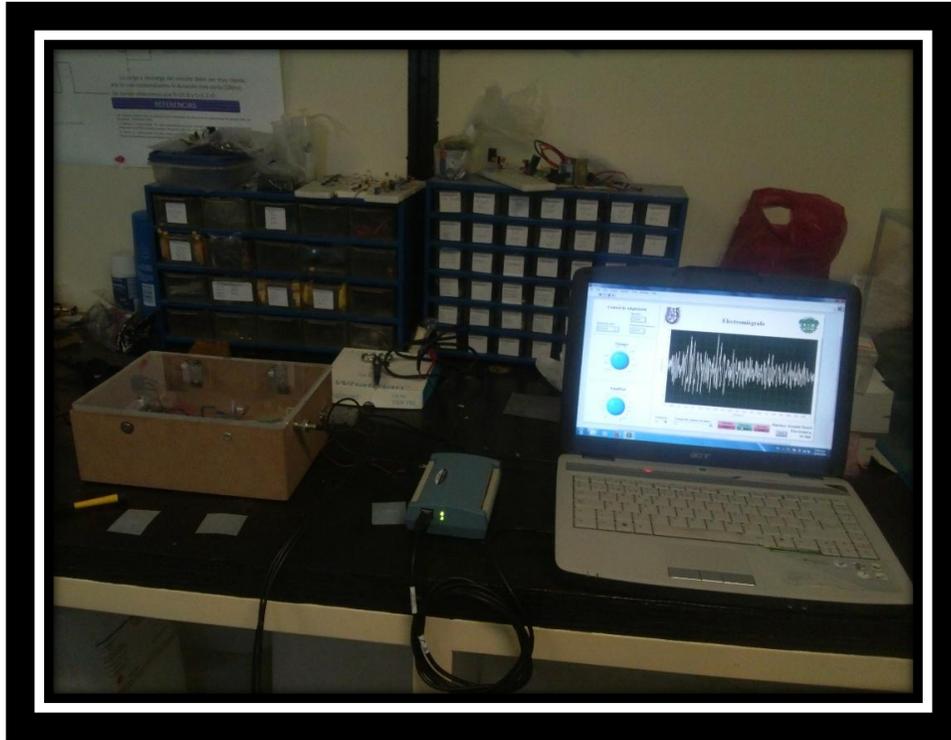
Fotografía 3.- Pruebas del sistema de adquisición de la sEMG y acondicionamiento de la señal, sin interfaz gráfica.



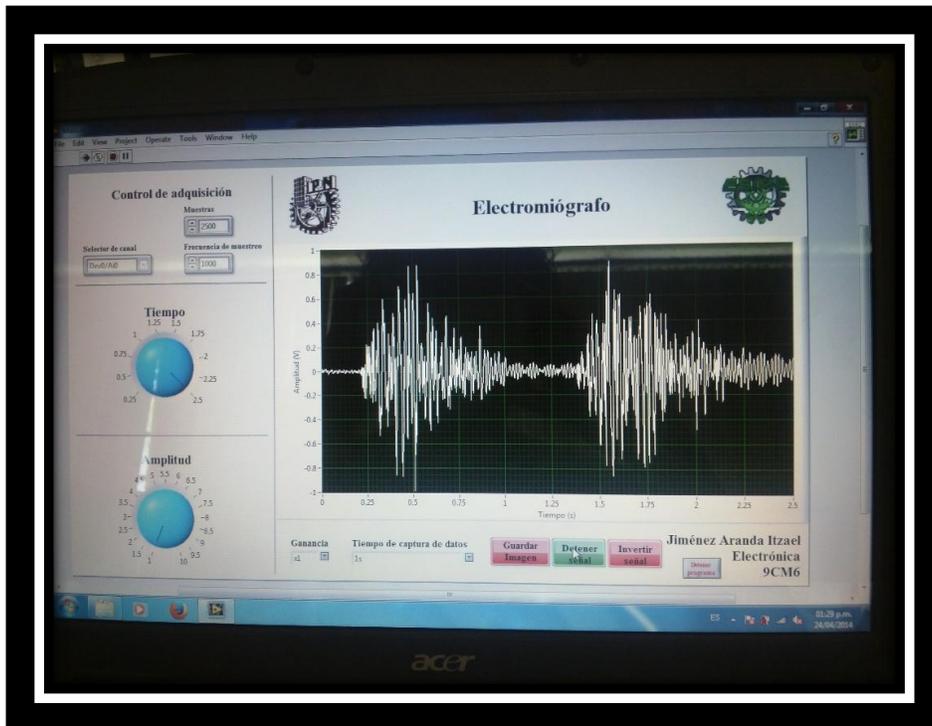
Fotografía 4.- PCB del sistema de adquisición de sEMG y acondicionamiento. PCB de la fuente de voltaje.



Fotografía 5.- Pruebas a los electrodos construidos.



Fotografía 6.- Pruebas del sistema completo con una sola contracción.



Fotografía 7.- Despliegue de dos contracciones en la interfaz gráfica.



Diseño y construcción de un electromiógrafo de un canal

Jiménez Aranda Itzael, Ramírez García Alfredo



Departamento de Ingeniería en Comunicaciones y Electrónica / ESIMEZ / IPN

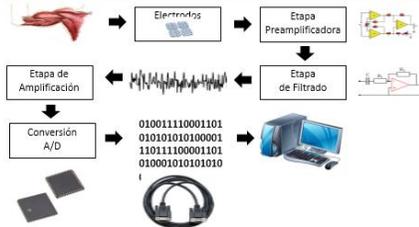
¿Qué es y para qué sirve la Electromiografía?

La electromiografía es el estudio de la actividad eléctrica de los músculos, proporciona información útil sobre su estado fisiológico y de los nervios que los activan [1]. Una de las aplicaciones importantes de las señales EMG son los sistemas de biofeedback para rehabilitación muscular [3].

La electromiografía es útil en el diagnóstico de las siguientes patologías:

- a) Denervación
- b) Desórdenes de la neurona motriz
- c) Neuropatías periféricas
- d) Bloqueo neuromuscular
- e) Enfermedades musculares
- f) En la implementación de prótesis mioeléctricas.[2]

Diagrama a bloques del sistema



Instrumentación del sistema

El circuito de instrumentación consta de lo siguiente:

- Amplificador de instrumentación
- Filtro Notch a 60Hz
- Filtro pasobanda
- Amplificador de voltaje



Figura 1.- Circuito de instrumentación terminado

Conversión A/D del sistema

Para la conversión analógico a digital se utiliza una tarjeta de adquisición de datos de la marca Measurement Computing modelo USB 1208-HS. Esta tarjeta es de alta velocidad.

- Tiene 8 entradas analógicas unipolares de 16 bits.
- Cada canal de entrada tiene un multiplexor dedicado de conversión de 13 bits para muestreo simultáneo.
- Terminales de tornillo para conexiones de cableado
- El dispositivo es energizado por los +5 volts que suministra la computadora por el USB y no requiere fuente externa.



Figura 2.- Tarjeta de adquisición de datos

Interfaz gráfica del sistema

La interfaz gráfica es diseñada y construida en lenguaje G por medio de LabVIEW. Por medio de la interfaz gráfica el usuario podrá configurar el control de adquisición de datos, visualizar la señal electromiográfica, configurar las escalas del gráfico, darle ganancia a la señal, detenerla o invertirla para una mejor interpretación medica y además almacenar la señal en una hoja de calculo o hacer una copia de la imagen visualizada a una imagen de mapa de bits. [2]

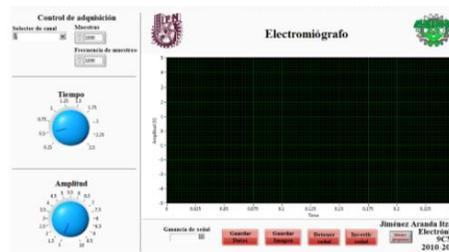


Figura 3.- Interfaz gráfica

Resultados



Bibliografía

- [1] Carlo, J. De Luca, Surface Electromyography. Detection and recording, DelSys, 2002, 10p.
- [2] Lajara, José Rafael V., LabVIEW entorno gráfico de programación, Ed. Alfaomega, México, 2007, 372p.
- [3] Ramírez, A., Muñoz, R., Leija, L. Vera, A. "Sistema de Entrenamiento Muscular con Retroalimentación Visual". Pan American Health Care Exchanges. Conference, Workshops, and Exhibits. Long Beach, California. 2006. ISBN 970-94677-0-0

Fotografía 8.- Poster presentado en el congreso nacional INVICYT 2014 del desarrollo, construcción y los resultados del sistema completo.