



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL
Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

TESINA DE SEMINARIO

“MEDICIONES ELECTROMIOGRÁFICAS”

Previa a la obtención del Título de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES
INGENIERO EN ELECTRICIDAD ESPECIALIZACIÓN ELECTRÓNICA Y
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL

Presentada por:

BETSABETH BERENNICE BORJA ZÚÑIGA

JAIME LEONARDO IZURIETA ROSERO

GUAYAQUIL – ECUADOR

AÑO

2011

AGRADECIMIENTO

Agradezco en mi primer lugar a Dios, el Creador de todas las cosas ya que como dice su palabra, sin Él nada podemos hacer por haberme dado las fuerzas necesarias para poder lograr esta meta.

Gracias a mi mamá, mis abuelos, mi tía y mi papá, pilares fundamentales en todo lo que emprendo, ya que con sus consejos, apoyo y comprensión han sabido guiarme y orientarme a lo largo de mi carrera y demás metas que me proponga con la ayuda de Dios, a mis profesores en especial al Ing. Miguel Yapur quien con sus enseñanzas impartidas nos ha preparado para desenvolvernos de la mejor manera en nuestra vida profesional y a todas las personas que de una u otra manera colaboraron en ese trayecto.

Berennice Borja Zúñiga

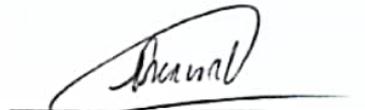
A Dios por ser la luz que guía mi vida, a mi familia, amigos y todas aquellas personas que me han brindado siempre su apoyo y comprensión lo cual me ha permitido lograr esta anhelada meta.

Leonardo Izurieta Rosero

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN



Ing. Miguel Yapur, M.Sc.
PROFESOR DEL SEMINARIO
DE GRADUACIÓN



Ing. Carlos Salazar.
DELEGADO DECANO FIEC

DECLARACIÓN EXPRESA

"La responsabilidad del contenido de esta
Tesina de Grado, nos corresponden
exclusivamente; y el patrimonio intelectual
de la misma a la ESCUELA SUPERIOR
POLITÉCNICA DEL LITORAL"
(Reglamento de Graduación de la ESPOL)

Berennice Borja Zúñiga

Berennice Borja Zúñiga

Leonardo Izurieta Rosero

Leonardo Izurieta Rosero

RESUMEN

El estudio de los sistemas biológicos de control motriz trata de identificar y modelar los procesos subyacentes en la generación y control de la actividad motora. En el cuerpo humano se generan diferentes señales bioeléctricas debido al funcionamiento de órganos tales como el cerebro, el corazón, los ojos, los músculos, etc.; estas señales reciben nombres característicos dependiendo del órgano en el que se originan.

El electromiógrafo, mediante el electromiograma, proporciona información valiosa que refleja las fuerzas que son generadas por los músculos y la temporización de los comandos motores. Ésta puede ser usada para cuantificar la respuesta del sistema de control motor humano a condiciones dinámicas externas y perturbaciones.

Este estudio de la actividad eléctrica de los músculos del esqueleto, además de proporcionar dicha información, permite la localización, en el caso por ejemplo, de parálisis musculares, del lugar de la lesión que puede estar en el encéfalo, la médula espinal, el axón, la unión neuromuscular o las propias fibras musculares; pero dichas aplicaciones están fuera de los alcances del presente proyecto ya que se encuentran en el plano netamente médico.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	I
ÍNDICE GENERAL.....	II
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VI
ÍNDICE DE TABLAS.....	VIII
ABREVIATURAS.....	IX
INTRODUCCIÓN.....	X
CAPÍTULO I	
ASPECTOS GENERALES.....	1
1.1 Electromiografía.....	1
1.2 Reseña histórica.....	3
1.3 Principio fisiológico.....	4
1.4 Características eléctricas.....	8
1.5 Cualidades del valor diagnóstico del EMG.....	9
1.6 Riesgos de la prueba del EMG.....	10
1.7 Razones por las que se realiza el electromiograma.....	10
1.8 Señal EMG y estudio de la unidad motora.....	10
1.8.1 Origen de la señal EMG.....	12
1.8.2 Descomposición de la señal EMG.....	13

1.8.3 Aplicaciones de la señal EMG.....	13
1.8.4 Aplicaciones médicas.....	14
1.8.5 Aplicaciones de control.....	15
CAPÍTULO II	
ASPECTOS TÉCNICOS.....	16
2.1 Principios de diseño del circuito.....	16
2.1.1 Diagrama de bloques del circuito EMG.....	17
2.2 Características del equipo EMG.....	17
2.3 Componentes del circuito del EMG.....	18
2.3.1 Pre-amplificador.....	18
2.3.2 Filtro Notch.....	21
2.3.3 Filtro pasa-bajos.....	22
2.3.4 Filtro pasa-altos.....	24
2.3.5 Amplificador de ganancia.....	25
2.3.6 Rectificador de media onda.....	26
2.3.7 Circuito integrador y seguidor de voltaje.....	28
2.4 Procesamiento digital de la señal EMG.....	30
2.4.1 Conversion analógica-digital.....	30
2.4.2 Elección del software donde se visualizarán las ondas.....	33

2.4.3 Adquisición y visualización de la señal EMG en el software.....	34
---	----

CAPÍTULO III

PROCEDIMIENTO E IMPLEMENTACIÓN.....	39
-------------------------------------	----

3.1 Instrumentación.....	39
--------------------------	----

3.1.1 Electrodo de superficie.....	40
------------------------------------	----

3.2 Consideraciones al momento de colocar los electrodos.....	42
---	----

3.3 Posición de los electrodos.....	44
-------------------------------------	----

3.4 Alimentación del equipo.....	45
----------------------------------	----

3.5 PCB del circuito EMG y adquisición de datos	46
---	----

3.6 Tarjeta EMG y adquisición de datos	47
--	----

3.7 Equipo completo.....	47
--------------------------	----

CAPÍTULO IV

GRÁFICAS Y RESULTADOS.....	48
----------------------------	----

4.1 Gráfica del comportamiento de un músculo.....	48
---	----

4.1.1 Señal EMG en un osciloscopio.....	49
---	----

4.1.2 Señal EMG realizada con el software desarrollado.....	50
---	----

4.2 Gráfica de la señal EMG integrada.....	50
--	----

4.3 Resultados experimentales.....	51
------------------------------------	----

4.4 Análisis de resultados.....	52
---------------------------------	----

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

ANEXOS

ANEXO A: CÓDIGO PIC DEL MICROCONTROLADOR

ANEXO B: DIAGRAMA DE BLOQUES EN LABVIEW

ANEXO C: CIRCUITO EMG AMPLIADO

REFERENCIAS

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Diagrama de una unidad motora.....	6
Figura 1.2 Segmento de un haz de fibrillas musculares mostrando un huso con la terminación sensitiva anulo-espinal.....	7
Figura 1.3 Origen de la señal EMG.....	13
Figura 2.1 Circuito pre-amplificador.....	20
Figura 2.2 Filtro Notch.....	21
Figura 2.3 Filtro LPF.....	23
Figura 2.4 Filtro HPF.....	24
Figura 2.5 Amplificador de ganancia.....	26
Figura 2.6 Rectificador de media onda.....	27
Figura 2.7 Integrador y Seguidor de voltaje.....	28
Figura 2.8 Circuito EMG.....	29
Figura 2.9 Implementación del FT232RL.....	31
Figura 2.10 Implementación del PIC16F886.....	33
Figura 2.11 Puerto de configuración serial VISA.....	35
Figura 2.12 Bloque VISA Read.....	36
Figura 2.13 Convertidor de los niveles de voltaje.....	37
Figura 2.14 Bloque de parada.....	38
Figura 3.1 Electrodo de superficie descartable.....	40
Figura 3.2 Posicionamiento de los electrodos.....	44
Figura 3.3 Regulador de voltaje LM7805.....	45

Figura 3.4 PCB cara frontal.....	46
Figura 3.5 PCB cara posterior.....	46
Figura 3.6 Tarjeta EMG y Adquisición de datos.....	47
Figura 3.7 Equipo completo.....	47
Figura 4.1 Gráfica del comportamiento de un músculo.....	48
Figura 4.2 Señal EMG en un osciloscopio.....	49
Figura 4.3 Señal EMG en un osciloscopio virtual.....	50
Figura 4.4 Señal EMG integrada.....	51
Figura 4.5 Gráfica del músculo bíceps con tensión.....	53
Figura 4.6 Gráfica del músculo bíceps sin tensión.....	54

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla N°1. Materiales necesarios para efectuar la prueba EMG.....	43
Tabla N°2. Valores obtenidos con el equipo EMG.....	51
Tabla N°3. Características del filtro pasa-banda.....	52
Tabla N°4. Características del filtro notch.....	52

ABREVIATURAS

EMG	Electromiografía
PUM	Potencial de unidad motora
UM	Unidad motora
SENIAM	Surface EMG for non-invasive assessment of muscles
uV	Microvoltios
mV	Milivoltios
dB	Decibeles
bps	Bits por segundo
pm	Picómetros
ADC	Analogic-Digital Converter

INTRODUCCIÓN

En el presente trabajo se describe el desarrollo y construcción de un electromiógrafo (EMG), cuya función es adquirir las señales eléctricas provenientes de las diferentes unidades motoras de un músculo y mostrarlas en un ordenador personal. En términos médicos, este sistema está destinado a diagnosticar anomalías o deficiencias motoras de las personas.

En la primera sección se discuten aspectos generales de la electromiografía. Los aspectos técnicos, como son el desarrollo del módulo EMG y los elementos que en éste se utilizan con su respectiva descripción, al igual que su construcción, son presentados en el capítulo 2. En el capítulo 3 se discute la metodología que se debe seguir para la obtención del electromiograma con resultados confiables y, finalmente, el último capítulo presenta la obtención de resultados y un análisis acerca de los mismos.

CAPÍTULO I

ASPECTOS GENERALES

Para poder comprender plenamente el objetivo de esta técnica debemos tener en cuenta varios aspectos importantes, como son las razones por las que este procedimiento se realiza actualmente: sus inicios, la metodología de obtención de resultados y qué podemos concluir a través de éstos.

De igual manera, se debe comprender como se originan las señales que se obtendrán como resultados y el proceso electrónico que se empleó para el acondicionamiento de dichas señales, como lo son las diversas etapas por las que pasa la señal generada por algún músculo en particular.

1.1 Electromiografía

La Electromiografía (EMG) es una técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. El EMG se desarrolla utilizando un instrumento médico llamado electromiógrafo, para producir un registro llamado electromiograma. Un electromiógrafo detecta la energía potencial generada por el músculo celular. Cuando estas células son activadas neuralmente o eléctricamente, las señales

pueden ser analizadas para detectar anomalías y el nivel de activación o para analizar la biomecánica del movimiento muscular.

La contracción de fibras musculares genera actividad eléctrica que puede ser medida por electrodos fijados a la superficie de la piel próxima al grupo muscular. La señal de EMG superficial, medida usando electrodos que monitorizan la actividad de múltiples fibras musculares, puede ser modelada como un proceso estocástico, variante en el tiempo con media cero. Ha sido observado que la desviación estándar de la señal EMG (sin procesar) está monotónicamente relacionada al número de unidades motoras activadas y a la velocidad de su activación. Esta desviación estándar es usada para aproximar la magnitud de la actividad eléctrica muscular, referida como la amplitud EMG. La amplitud EMG tiene una variedad de aplicaciones, tales como la señal de control para prótesis mioeléctricas, estimaciones ergonómicas y sistemas de realimentación (biofeedback); también ha sido usada para estimar un par asociado a una articulación.

Existen inconvenientes tales como el cross-talk, definido como la interferencia debida a la actividad eléctrica de músculos alrededor. En este caso, para eliminar la potencial influencia del ruido, se puede utilizar una configuración diferencial.

1.2 Reseña histórica

El primer estudio en profundidad del electromiograma fue llevado a cabo por Piper en 1912, quien registró potenciales durante la contracción voluntaria de músculos empleando electrodos de superficie y un galvanómetro de hilo.

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

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

Durante las siguientes décadas y debido a las continuas mejoras de los aparatos de EMG, la electromiografía superficial fue utilizada cada vez más para el estudio de la función del músculo.

A finales de los años 50 y principios de los 60, George Whatmore utilizó la electromiografía para aumentar la técnica de relajación progresiva. Había nacido el biofeedback, utilizado en el tratamiento de algunos trastornos y enfermedades como el dolor de cabeza, el asma, la hipertensión, el estrés, la ansiedad, la úlcera, etc. Los sensores se quedan en contacto con los músculos cuya tensión se quiere medir y controlar. Estos músculos a su vez transmiten unas señales eléctricas que son absorbidas por el aparato de biofeedback que, a modo de respuesta, envía señales audibles y visuales para que la persona conozca su nivel de tensión muscular y pueda aprender a controlarla, obteniendo así un alivio de los síntomas.

1.3 Principio fisiológico

La membrana de las células excitables se encuentra polarizada, siendo el potencial interior de la célula negativo con respecto al exterior. En la célula muscular, con un electrodo situado en el interior de la fibra y otro en el exterior, se puede detectar una diferencia de potencial de reposo de unos -90 mv. Este potencial es producido por diferencias existentes en la concentración de diversos iones (Na^+ , K^+ , Ca^{++} , Cl^- , etc.). Además, obedeciendo a señales procedentes de otras células, la fibra muscular puede sufrir despolarizaciones transitorias (potenciales de acción) que

determinan la actividad de la maquinaria contráctil de la fibra. En el músculo podemos distinguir dos tipos de unidades: las anatómicas y las funcionales. La unidad anatómica es la llamada fibra muscular; y la unidad funcional es la unidad motora. Una UM es un grupo de fibras musculares inervado por una única moto-neurona de la médula espinal o de un núcleo motor del tallo cerebral.

Este concepto fue introducido por Liddell y Sherrington y comprende una moto-neurona, su axón, las ramificaciones de éste y el conjunto de fibras musculares sobre los que éstos hacen contacto sináptico.

Si la moto-neurona sufre una despolarización, ésta recorre todo el axón hasta las terminaciones sinápticas y provoca la despolarización, casi sincrónica, en todo el conjunto de fibras musculares de la unidad motora. La unidad contráctil de la musculatura del esqueleto es la fibra muscular, que es una célula cilíndrica de unos 50 μm de diámetro, que al ser estimulada se contrae desarrollando fuerza.

Un músculo consiste de haces paralelos de fibras musculares. La activación de cada fibra muscular se hace a través del axón de la fibra nerviosa motriz que la inerva. Según la posición y la función del músculo, el número de fibras musculares inervadas por un mismo axón puede variar entre uno y más de mil. El conjunto formado por la célula nerviosa

motriz en la espina dorsal, su axón y las fibras musculares que éste inerva, constituye la unidad funcional básica del sistema muscular y se conoce por unidad motora –UM– (Figura 1.1).

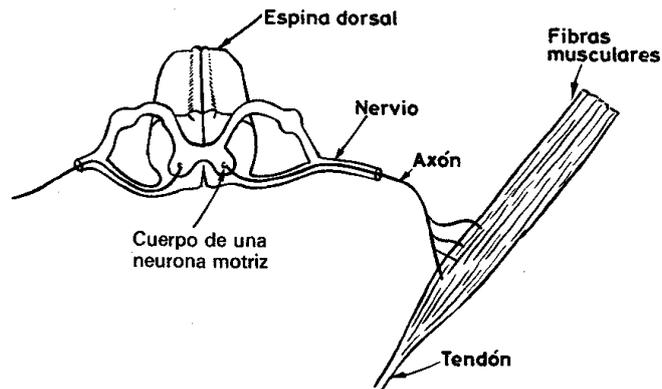


Figura 1.1 Diagrama de una unidad motora

Cuando el potencial de acción del nervio alcanza el punto en el que éste se une con el músculo, se libera una cierta cantidad de un transmisor químico (la acetilcolina) que origina la despolarización local de la membrana de la fibra muscular. El transmisor es rápidamente neutralizado por una sustancia denominada “estereato de acetilcolina”, quedando la unión mio-neuronal libre para una nueva excitación. Al potencial complejo que originan las fibras de una UM se le conoce por potencial de la unidad motriz (PUM) y es la suma de los potenciales de acción de las distintas fibras de la UM (potenciales de acción cuasi-sincrónicos en UM normales).

Con todo esto, un músculo puede considerarse como un conjunto de unidades motoras dispuestas en paralelo, entre las cuales se encuentran otras fibras musculares modificadas llamadas Husos Musculares, que contienen elementos sensoriales que perciben las tracciones en el músculo, y sirven para el servo-control de la posición del músculo (Figura 1.2). El significado de una orden de excitación dirigida a un músculo es que, un número mayor o menor de unidades motoras recibirán una orden de despolarización. Una orden motora puede ser mínima si solo ordena actividad a una única unidad motora; o máxima si ordena la contracción completa del músculo. La actividad de una unidad motora es el elemento individualizable mínimo de la contracción muscular. En el (EMG) se registra la actividad del músculo, y en él se puede distinguir la activación de sus unidades motoras, las variaciones características de éstas activaciones y las relaciones de unas unidades con otras.

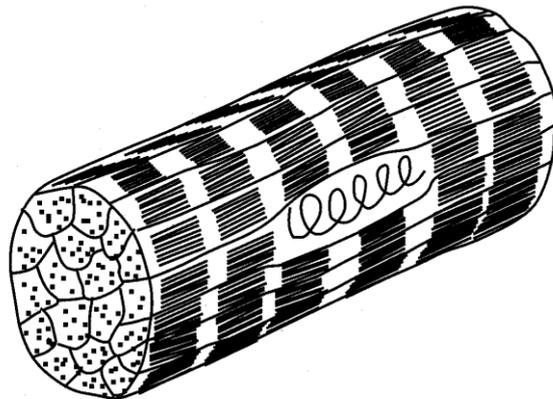


Figura 1.2 Segmento de un haz de fibrillas musculares mostrando un huso con la terminación sensitiva anulo-espinal

Se comprende que el número de fibras musculares que contiene cada unidad motora determina la finura o la delicadeza de los movimientos que puede ejecutar. Este número de unidades recibe el nombre de «tasa de inervación» y cuanto menor sea (es decir, muchas moto-neuronas y pocas fibras musculares), más flexibilidad motora tendrá el músculo. Por lo tanto la fuerza de la contracción muscular se gradúa controlando el número de axones que se estimulan y la frecuencia de estimulación de cada axón.

Cada unidad motora ocupa un territorio en el cual es posible registrar su actividad, este territorio es algo mayor que el que físicamente ocupan sus fibras. De hecho, las unidades no están unas junto a otras, ni hay una frontera definida entre ellas; por el contrario, sus fibras o grupos de fibras se entrelazan con las de unidades vecinas, de tal forma que, en una reducida sección transversal de músculo conviven varias unidades motoras. En líneas generales, se puede afirmar que una unidad motora de un miembro superior se corresponde con un área de unos 5-7 mm de radio. En los miembros inferiores son 7-10 mm. Estos valores se han obtenido por medios electro-fisiológicos.

1.4 Características eléctricas

La fuente eléctrica es el potencial de la membrana muscular promedio, de más o menos -90 mV, midiendo los rangos potenciales de EMG de

menores a mayores rangos entre 50 μ V hasta 20 o 30 mV, dependiendo del músculo en observación.

El rango típico de repetición de una unidad motora muscular es de alrededor de 7–20 Hz dependiendo del tamaño del músculo. El daño que pudiera presentarse a las unidades esperadas se puede diagnosticar si el potencial se encuentra entre rangos de 450 y 780 mV.

1.5 Cualidades del valor diagnóstico del EMG

El (EMG) y las pruebas de conducción nerviosa constituyen los métodos de electrodiagnóstico más útiles en el estudio de la función motriz. Su valor diagnóstico presenta una serie de cualidades:

- Objetividad elevada, especialmente si se hace uso de las técnicas electromiográficas de carácter cuantitativo.
- Precocidad en el diagnóstico. Se manifiesta tanto en el diagnóstico anatómo-patológico, señalando la magnitud de la lesión como en el diagnóstico topográfico, pudiendo, en muchas ocasiones, concretar el lugar de la afección (médula, raíz anterior, plexos nerviosos, troncos nerviosos, etc.).
- Rapidez en el pronóstico, dando cuenta de los primeros signos de regeneración nerviosa antes de cualquier manifestación clínica.

1.6 Riesgos de la prueba del EMG

La gente por lo general tiene una pequeña cantidad de molestias durante la prueba del EMG, debido a la inserción de agujas desechables que se utilizan aunque no hay riesgo de infección.

Para efectos de evitar esta molestia durante este procedimiento, pequeños electrodos se pegan a la piel o se colocan alrededor de los dedos. Por lo general, se experimenta un choque breve y leve, que puede ser un poco desagradable. La mayoría de la gente encuentra sólo una poca molestia.

1.7 Razones por las que se realiza el electromiograma

Una electromiografía se emplea con mayor frecuencia cuando las personas tienen síntomas de debilidad y la evaluación muestra deterioro de la fuerza muscular. Este examen puede ayudar a diferenciar entre debilidad muscular causada por lesión de un nervio fijado a un músculo y debilidad debido a trastornos neurológicos.

1.8 Señal EMG y estudio de la unidad motora

La señal mioeléctrica es la señal que se produce en los músculos cuando éstos se contraen. Esta señal, si bien tenue, es susceptible de ser medida con un equipo adecuado. Uno de los usos que se han dado a

esta señal de electromiografía ha sido en el campo de las prótesis mioeléctricas.

En patología neuromuscular se parte siempre de un concepto fisiológico fundamental: el de unidad motora (UM). Una UM es el conjunto formado por una moto-neurona alfa del asta anterior de la médula (o del troncoencéfalo), su axón y las fibras musculares por él inervadas.

Los músculos esqueléticos soportan el peso de nuestro cuerpo; el componente básico de estos músculos es la unidad motora, la cual puede ser activada conscientemente. Un número de unidades motoras se construye con la llamada fibra muscular.

El número de fibras musculares de una UM (también llamado razón de inervación) varía entre 25 o menos, en los músculos extraoculares que requieren un control muy fino, hasta 2000 en los músculos de fuerza como los gemelos.

Un potencial de unidad motora (PUM) es el resultado de la suma temporo-espacial de los potenciales de acción de las fibras musculares pertenecientes a una unidad motora.

La mayoría de las enfermedades neuromusculares se deben a la alteración de algún componente de la unidad motora.

1.8.1 Origen de la señal EMG

Los músculos del cuerpo humano consisten en fibras musculares que son activadas por las moto-neuronas. Los impulsos que llegan desde la médula espinal a través de una sola moto-neurona activan varias fibras musculares, en un número que crece proporcionalmente con el tamaño del músculo. Estas fibras forman un grupo llamado unidad motora (UM). Cada moto-neurona activa por tanto un número variable de fibras, el cual va desde una decena hasta varios miles. Dicha cifra se llama tasa de innervación.

La respuesta eléctrica a la estimulación de una UM se llama potencial de acción de unidad motora (MUAP), y para mantener la contracción de un músculo han de descargarse periódicamente MUAPs, ponderados por la posición y tamaño de las fibras. Su amplitud, cuando se mide con electrodos de superficie, es a lo sumo de 10mV, y es función de multitud de variables, como el grado de humedad, las capas de grasa entre el electrodo y el músculo o la temperatura ambiente (a más frío mayor amplitud de la señal). La figura 1.3 muestra la obtención de la señal EMG, cuyo procedimiento se explicará más adelante.

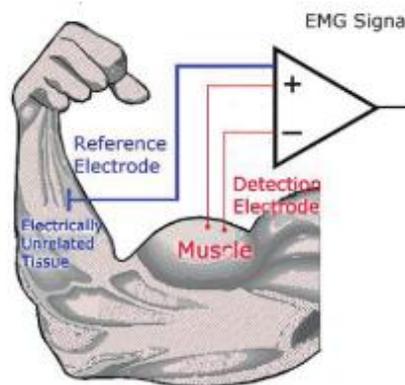


Figura 1.3 Origen de la señal EMG

1.8.2 Descomposición de la señal EMG

Se han desarrollado muchos métodos para descomponer una señal EMG en sus MUAP que la componen, porque tiene especial interés médico para detectar enfermedades.

También existen simuladores informáticos para representar la señal EMG y se han desarrollado simuladores que comprueban la capacidad de los algoritmos que descomponen la señal.

1.8.3 Aplicaciones de la señal EMG

La señal EMG no tuvo un fin útil hasta que se dieron avances representativos en la Electrónica y la Informática, aunque sus aplicaciones fueron conocidas desde principios del siglo XX.

Hoy en día, la continua evolución de estos sistemas propicia constantes avances en los sistemas que aprovechan la señal EMG y la aparición de sistemas nuevos.

1.8.4 Aplicaciones médicas

La señal EMG como es originada por el cuerpo humano tiene un interés evidente en la práctica médica. En el campo de la diagnosis se utiliza para detectar la esclerosis lateral amiotrófica y la miositis, la neuropatía motora hereditaria de tipo 1 o la distrofia muscular.

Dado que la señal EMG revela actividad muscular, es muy útil también a la hora de estudiar el movimiento y la coordinación de los músculos del cuerpo humano, así como los mecanismos que tiene a la hora de realizar tareas muy complejas, tales como el acto de caminar o los movimientos cotidianos de un brazo.

También la señal EMG se ha utilizado para recrear mejor algunas zonas del cuerpo humano, como las zonas de inervación en el bíceps, o la longitud de las fibras musculares como la función de su estado de excitación.

1.8.5 Aplicaciones de control

La señal EMG viene siendo utilizada desde la década de los sesenta como señal de control, para prótesis movidas por motores eléctricos o la misma filosofía como señal de control para la excitación de músculos que han sufrido parálisis.

La sencilla adquisición de la señal en la superficie de la piel es idónea para obtener una señal de control o bien en personas amputadas que desean gobernar una prótesis mioeléctrica. Del mismo modo que la contracción muscular produce una señal eléctrica, la estimulación de un músculo con una señal eléctrica externa provoca su contracción.

CAPÍTULO II

ASPECTOS TÉCNICOS

2.1 Principios de diseño del circuito

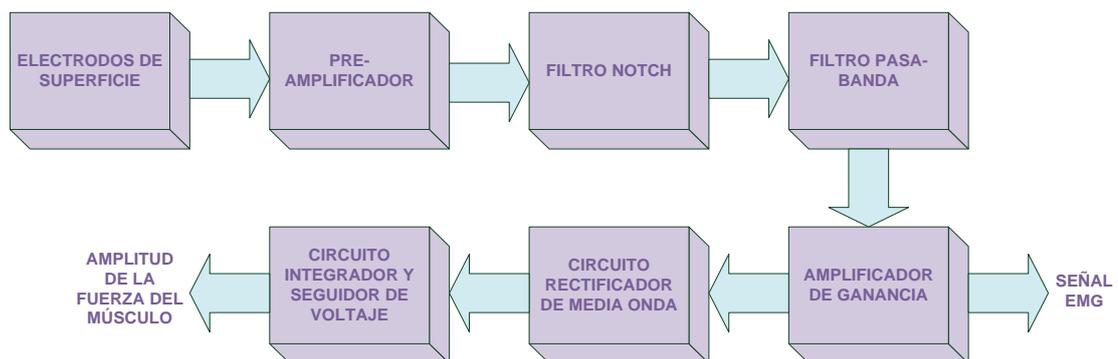
Como se describe en la sección anterior, las señales EMG son el cambio de potencial de acción cuando se activan las fibras del músculo. Para reducir la interferencia de diferentes fibras musculares, es importante considerar la activación de una sola fibra muscular cuando se va a decidir un movimiento específico en el experimento. El presente proyecto se centra en el bíceps de los músculos esqueléticos. Se colocan dos electrodos en el músculo bíceps de un brazo para la medición EMG y el punto de referencia puede ser cualquier sitio del mismo brazo o del otro. (Ver Figura 1.3)

Seguidamente se consideran varios aspectos necesarios para diseñar elelectromiógrafo, tales como el valor relativamente bajo que se obtiene de la lectura de los electrodos, por lo que se empieza colocando a continuación la etapa de pre amplificación, seguida de la etapa de filtrado, para continuar con un amplificador de ganancia que junto a circuito rectificador de media onda y un seguidor de voltaje, permitirá

observar la señal EMG. También se consideró necesario agregar un circuito integrador, el cual permitirá visualizar la señal integrada; esto es, se podrá observar la magnitud de la fuerza del músculo en estudio.

2.1.1 Diagrama de bloques del circuito EMG

A continuación se muestra el diagrama de bloques del circuito que cumple con el proceso de las señales EMG.



2.2 Características del equipo EMG

El equipo EMG como se mencionó anteriormente está compuesto de varias etapas, dichas etapas han sido diseñadas acorde a los lineamientos requeridos.

Estas etapas a su vez están dentro de dos fases, la primera, analógica, se ocupa del filtrado, amplificación y medición de la señal de entrada. La

segunda, digital, se encarga de la conversión analógica-digital para poder visualizar las señales en el osciloscopio virtual.

En un detalle superficial, se encuentra en primer lugar el amplificador de instrumentación que se ha escogido el cual dará una ganancia de 10; éste se adopta como pre-amplificador para recoger la señal unipolar EMG.

El ancho de banda del filtro pasa-banda, que está compuesto por un filtro pasa-bajos y uno pasa-altos, está entre 4.82 Hz y 723.42 Hz, y el amplificador de ganancia que es 100 veces. Entonces, se puede utilizar un osciloscopio para mostrar señales de EMG. Después del rectificador de media onda, las señales se integrarán para estimar la fuerza del músculo.

2.3 Componentes del circuito EMG

A continuación se detallan cada una de las etapas consideradas en el diseño del circuito EMG con sus respectivas especificaciones y propósitos.

2.3.1 Pre-amplificador

La señal generada por una gran unidad motora tiene una amplitud que tiende a 0 V en reposo (es decir, cuando no existe contracción muscular) y alrededor de 250 mV durante la contracción. Debido a

que las señales mioeléctricas son de muy bajo valor, ruidos tales como el ambiental o en mayor medida el de línea (60hz), pueden provocar una interpretación errónea de los resultados. Por lo tanto, el amplificador que se requiere para el procesamiento de la señal necesita ser, no solo lo suficientemente sensible como para detectar y amplificar las pequeñas señales sino que también debe discriminar el ruido de manera que se pueda visualizar sólo la actividad electromiográfica. Los amplificadores diferenciales permiten rechazar gran parte del ruido externo.

Debido a esto se usa un amplificador de instrumentación, el cual está basado en los amplificadores diferenciales ya que su producto es proporcional a la diferencia entre los dos voltajes que, acompañado con un buen rechazo en modo común, permitirá conseguir una buena señal sin la presencia de ruido; dichas características se las obtiene con el circuito integrado AD620.

El AD620 fue elegido para este diseño ya que está especialmente construido para propósitos de instrumentación médica; su CMRR es más grande que 100dB a casi 1kHz; su voltaje de compensación máximo es de 50uV, lo que lo hace un amplificador de instrumentación de alta exactitud, con un rendimiento superior a otros amplificadores de su clase.

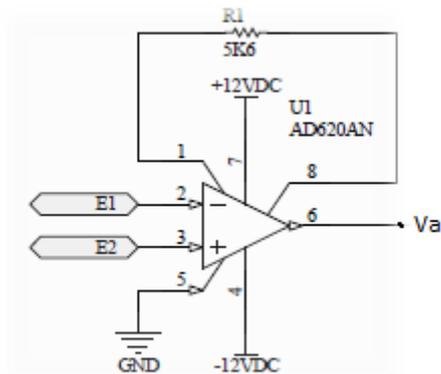


Figura 2.1 Circuito pre-amplificador

La figura 2.1 muestra el circuito pre-amplificador que, en este caso, es el amplificador de instrumentación AD620, al cual se lo ha complementado con una impedancia $Z1=5.6k$ también llamada R_g , la cual está conectada entre los pines 1 y 8. V_a es la señal de salida del pre-amplificador y $E1$ y $E2$ son sus entradas.

La ganancia que se obtiene con este amplificador viene dada por la ecuación [1]:

$$A_v = \frac{49.4K}{Z1} + 1 \quad [1]$$

Donde $Z1 = 5.6K$

$$A_v = \frac{49.4K}{5.6K} + 1 = 8.82 + 1 = 9.82 \approx 10$$

La ganancia A_v puede variar dependiendo del valor de $Z1$.

2.3.2 Filtro Notch

El filtro notch se caracteriza por rechazar una frecuencia determinada que esté interfiriendo a un circuito; el circuito mostrado en la figura 2.2 está implementado para rechazar la frecuencia de 60 Hz ya que, ése es el valor de la frecuencia de línea en nuestro medio.

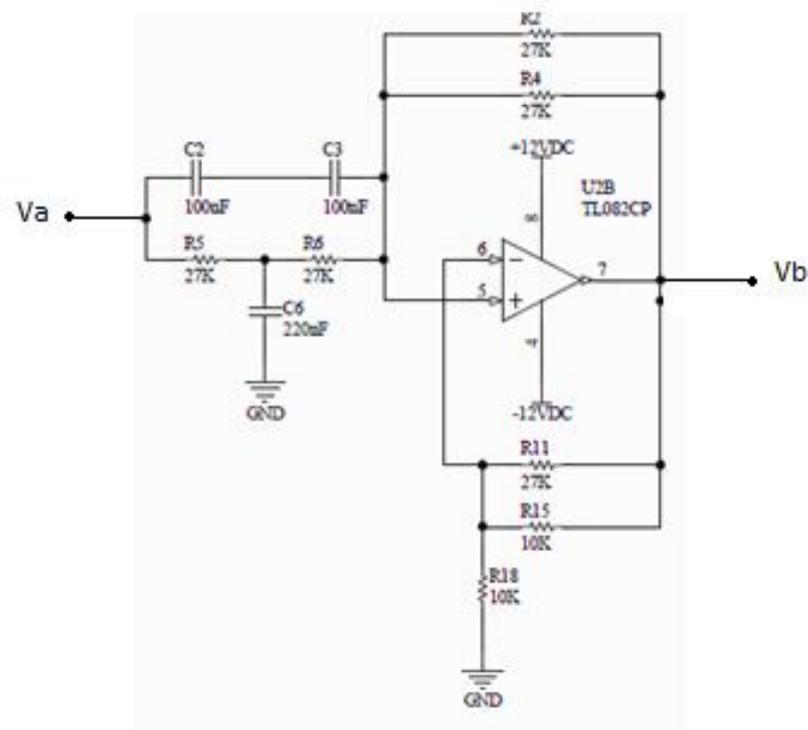


Figura 2.2 Filtro Notch

El circuito se ve expuesto al ruido ambiental que proviene de las lámparas fluorescentes y otros dispositivos que emiten ruido a través de ondas de 60 Hz. El filtro notch mostrado en la figura 2.2 se encarga de rechazar exclusivamente el ruido de 60 Hz, para entregar a la salida, una señal completamente libre de distorsiones. La señal V_a es la que viene del pre-amplificador y V_b es la señal filtrada a 60 Hz.

Este filtro está formado por un Opamp TL082CN y redes RC donde $C_2=C_3$ y $R_{11}=R_5=R_6=R_2=R_4$.

La frecuencia central puede ser calculada con la ecuación [2]:

$$f = \frac{1}{2\pi C_2 R_5} \quad [2]$$

Donde $C_2 = 100nF$ y $R_5 = 27k$, entonces

$$f = \frac{1}{2\pi(100^{-9})(27^3)} = 58.95 \approx 60 \text{ Hz}$$

2.3.3 Filtro pasa-bajos (LPF)

Un filtro pasa-bajos corresponde a un filtro caracterizado por permitir el paso de las frecuencias más bajas y atenuar las frecuencias más altas.

Este filtro, llamado también Butterworth de segundo orden está construido también con un Opamp TL082CN y tiene como función limitar las señales de entrada de frecuencia mayor a 723,4 Hz. La figura 2.3 muestra el filtro pasa-bajos de segundo orden o LPF.

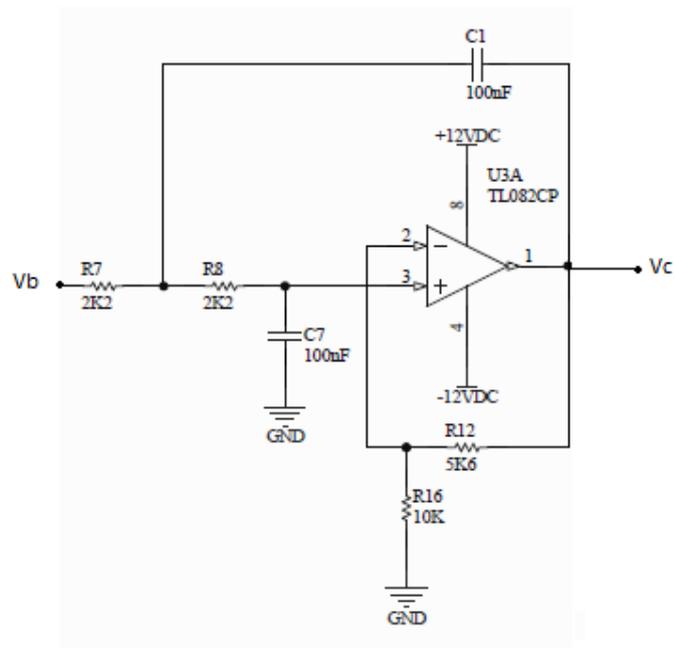


Figura 2.3 Filtro LPF

La frecuencia f_H se la calcula mediante la ecuación[3]:

$$f_H = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_7 R_8 C_1 C_7}} \quad [3]$$

Donde f_H es la frecuencia de corte del filtro y puede ser calculada mediante $R_7 = R_8 = 2.2k$ y $C_1 = C_7 = 100nF$, entonces

$$f_H = \frac{1}{2\pi\sqrt{(100nF)^2(2.2k)^2}} = 723.4 \text{ Hz}$$

La ganancia a la salida de este filtro se obtiene con la ecuación [4]:

$$A_v = \frac{R_{16} + R_{12}}{R_{16}} \quad [4]$$

Siendo $R_{16} = 10K$ y $R_{12} = 5.6K$, entonces:

$$A_v = \frac{10K + 5.6K}{10K} = 1.56$$

2.3.4 Filtro pasa-altos

Un filtro pasa-altos (HPF) es aquel en cuya respuesta de frecuencia se atenúan las componentes de baja frecuencia, pero no las de alta frecuencia.

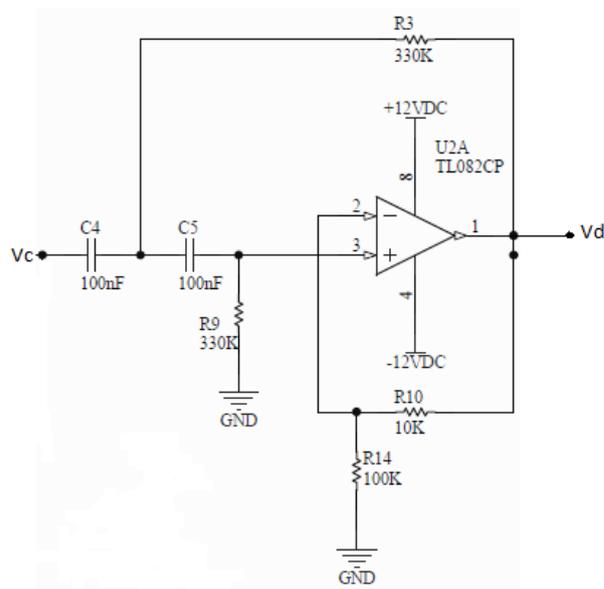


Figura 2.4 Filtro HPF

En este caso, este filtro de banda plana (Butterworth de segundo orden) tiene como función limitar las frecuencias menores a 4.82 Hz.

La frecuencia f_L se calcula mediante la expresión [5]:

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_3R_9C_4C_5}} \quad [5]$$

Donde f_L es la frecuencia de corte del filtro y puede ser calculada mediante $R_3 = R_9 = 330k$ y $C_4 = C_5 = 100nF$, entonces

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{(100nF)^2(330k)^2}} = 4.82 \text{ Hz}$$

Al igual que en el filtro anterior la ganancia a la salida de este filtro la calculamos con la expresión [6]:

$$Av = \frac{R_{14}+R_{10}}{R_{14}} \quad [6]$$

Donde $R_{14} = 100K$ y $R_{10} = 10K$, entonces:

$$Av = \frac{100K + 10K}{100K} = 1.1$$

2.3.5 Amplificador de ganancia

En esta etapa implementamos un amplificador de ganancia con un Opamp TL082CN.

La figura 2.5 muestra el circuito amplificador de ganancia.

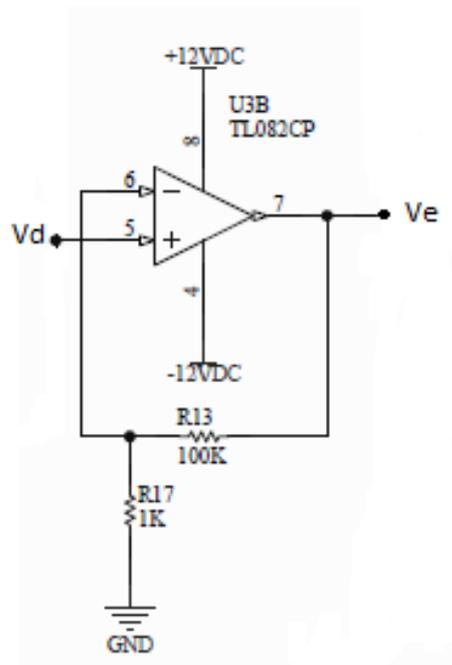


Figura 2.5 Amplificador de ganancia

En este amplificador no inversor las resistencias R_{13} y R_{17} permiten el ajuste de ganancia, la cual es expresada por la ecuación [7]:

$$A_v = \frac{R_{17} + R_{13}}{R_{17}} \quad [7]$$

Donde $R_{13} = 100K$ y $R_{17} = 1K$, entonces:

$$A_v = \frac{1K + 100K}{1K} = 101$$

2.3.6 Rectificador de media onda

El rectificador de media onda es un circuito empleado para eliminar la parte negativa o positiva de una señal de corriente

alterna de entrada (V_i) convirtiéndola en corriente directa de salida (V_o).

Para la medición de la fuerza muscular, la señal que pasa a través del amplificador de ganancia debe ser también rectificada. La función de este rectificador es diferente a la de un rectificador cualquiera construido por dos diodos, porque ahí siempre hay una caída de 0,7 V de tensión en cada diodo; en otras palabras, cuando los diodos son polarizados, la señal rectificada es 0,7 V menor que la señal original. Aquí, el rectificador de media onda usa la corriente interna del amplificador operacional interno para evitar la transferencia entre los estados ON y OFF de los diodos.

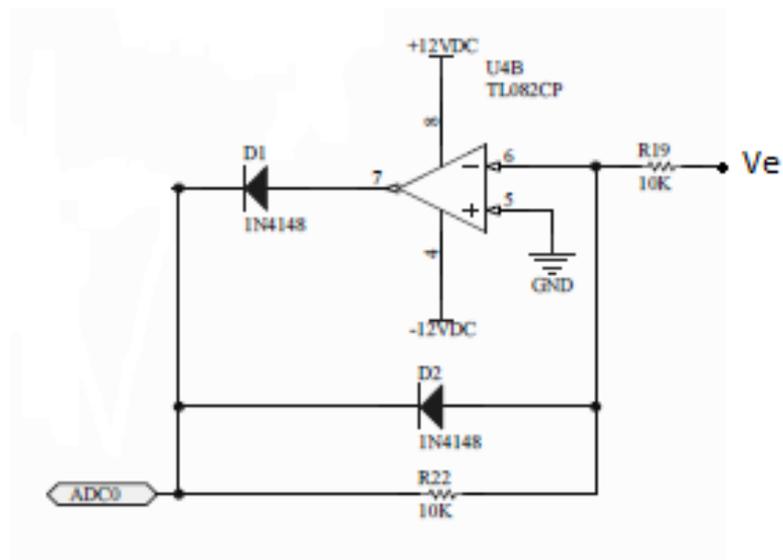


Figura 2.6 Rectificador de media onda

Este arreglo compuesto por dos diodos y un Opamp se conoce como rectificador de instrumentación, ya que permite rectificar tensiones tan pequeñas como las que se obtienen en las etapas anteriores del circuito EMG.

2.3.7 Integrador y Seguidor de voltaje

Las señales que pasan a través de las etapas anteriores del circuito EMG necesitan ser integradas, ya que esto permite observar una amplitud; en este caso, la fuerza del músculo en estudio. Es decir, permite obtener una señal más limpia en la cual se observa con claridad la amplitud de la fuerza muscular.

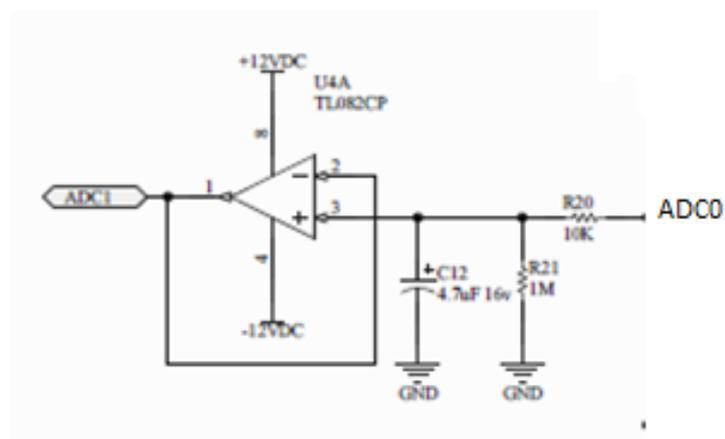


Figura 2.7 Integrador y Seguidor de voltaje

La figura anterior muestra el circuito integrador construido por un Opamp, un par de resistencias y un capacitor en la entrada no inversora del amplificador, la cual recibe la señal rectificada.

Este bloque también hace las veces de un seguidor de voltaje o buffer, que sirve para garantizar la reproducción correcta en su salida del voltaje en la entrada no inversora.

Con el diseño de cada etapa se realizó el circuito electrónico completo del sistema EMG para luego pasar a la parte de adquisición de datos por medio del software.

A continuación se muestra el diagrama esquemático del circuito EMG con todas sus etapas.

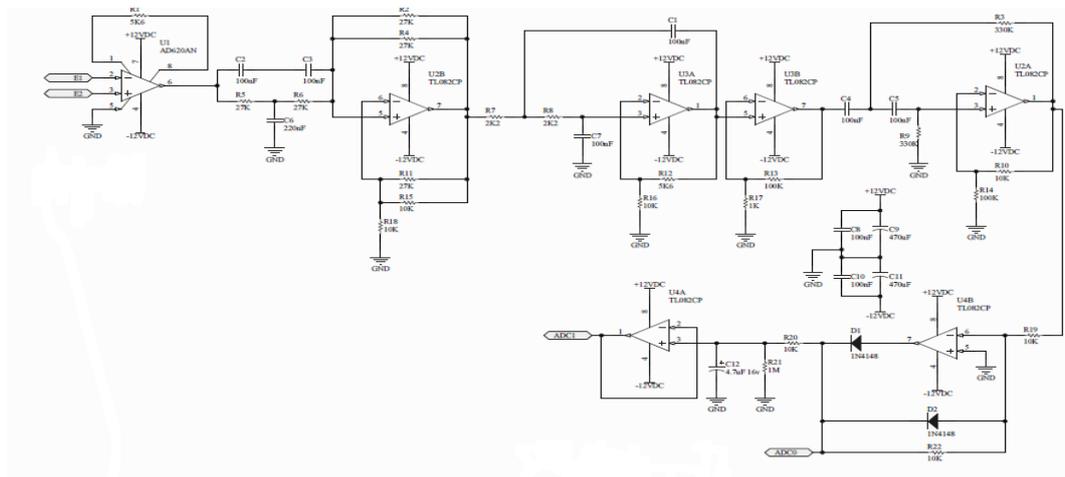


Figura 2.8 Circuito EMG

(Ver Circuito EMG ampliado en el ANEXO C)

2.4 Procesamiento digital de la señal EMG

Para ser procesada la señal EMG, debe ser primeramente digitalizada; es decir, muestreada y cuantificada. Su procesado será en patrones de tamaño más o menos constantes.

La tasa de muestreo debe ser tal para que abarque la mayor parte de la energía de la señal; en este caso, esa tasa de muestreo es de 100 muestras por segundo, la cual es capaz de permitir captar la energía de la señal; esto quiere decir que por cada 1 ms se tomarán 10 muestras.

Con estos parámetros se puede continuar con la siguiente parte que consiste en la conversión analógica-digital, la cual será la base para la captura de la señal EMG y así poder visualizarla en la PC.

2.4.1 Conversión analógica-digital

En esta etapa se ha recurrido a la ayuda de los microcontroladores, ya que la señal EMG filtrada es una señal analógica y para ser observada en una PC, ésta debe ser digitalizada; para esto utilizamos el PIC16F886 que contiene un ADC de 10 bits.

Debido a la utilización del PIC, se necesita implementar una etapa anterior que es la que principalmente permite la comunicación por medio de un puerto de la PC para enviar los datos del microcontrolador hacia el computador por medio de una interfaz diseñada específicamente para este procedimiento. De manera convencional, se utiliza el integrado MAX232 que es un circuito integrado que convierte las señales de un puerto serie RS232 a señales compatibles con los niveles TTL de los circuitos lógicos, pero se recurrió esta vez a un integrado muy usado también que es el FT232RL, el cual es la solución ideal para reemplazar el puerto RS232 de la PC por un USB.

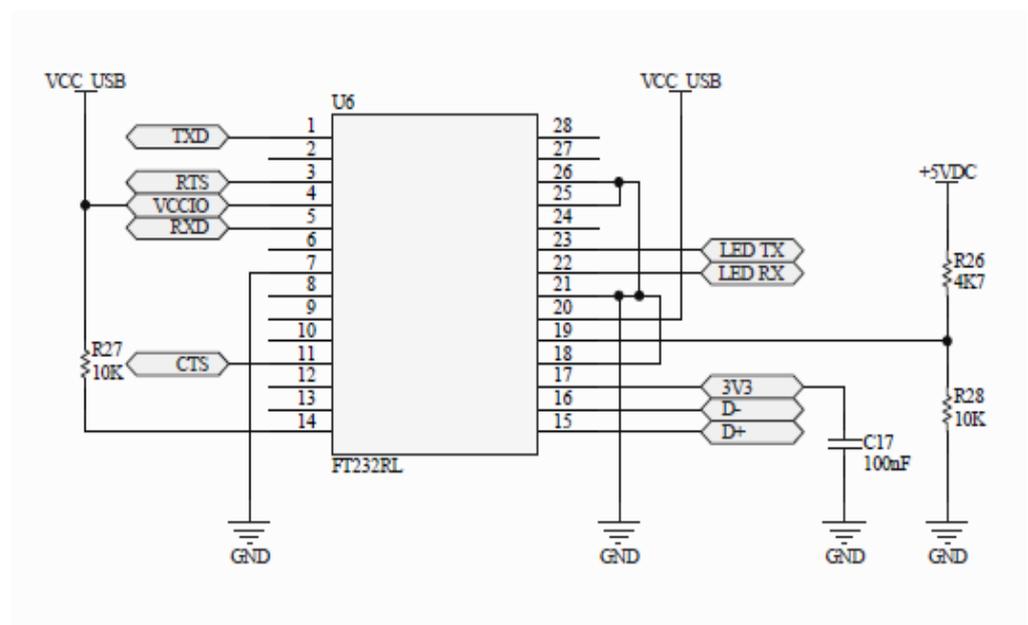


Figura 2.9 Implementación del FT232RL

Este integrado brinda una UART que admite los 8 bits de datos que en este caso se desea transmitir; o sea, 1 bit de parada y paridad de cero; además es compatible con USB 1.1 y 2.0

La figura anterior muestra la implementación del FT232RL, el cual nos permite transmitir los datos por el pin de salida 1 que es el TXD y recibirlos por el pin de entrada 5 que es el RXD.

Una vez transmitidos los datos mediante comunicación SERIAL-USB, éstos son recogidos por el PIC para que puedan ser procesados, lo que permitirá más adelante visualizar en la PC la señal deseada.

El PIC16F886 tiene un convertidor analógico-digital que permite la conversión de una señal analógica de entrada a una representación de 10 bits binarios de la señal. Este dispositivo usa entradas analógicas, las cuales son multiplexadas en una sola muestra y mantienen el circuito.

La salida de la muestra es conectada a la entrada del convertidor, el cual a su vez genera un resultado binario de 10 bits a través de aproximaciones sucesivas y, almacena el resultado de la conversión en los registros de resultados ADRESL Y ADRESH del ADC.

La comunicación entre el FT232RL y el PIC se la realiza mediante los pines de transmisión y recepción de datos TXD Y RXD respectivamente.

También, en el pin 4 se ha colocado un LED que indica que el código se está ejecutando satisfactoriamente como se muestra en la figura 2.10.

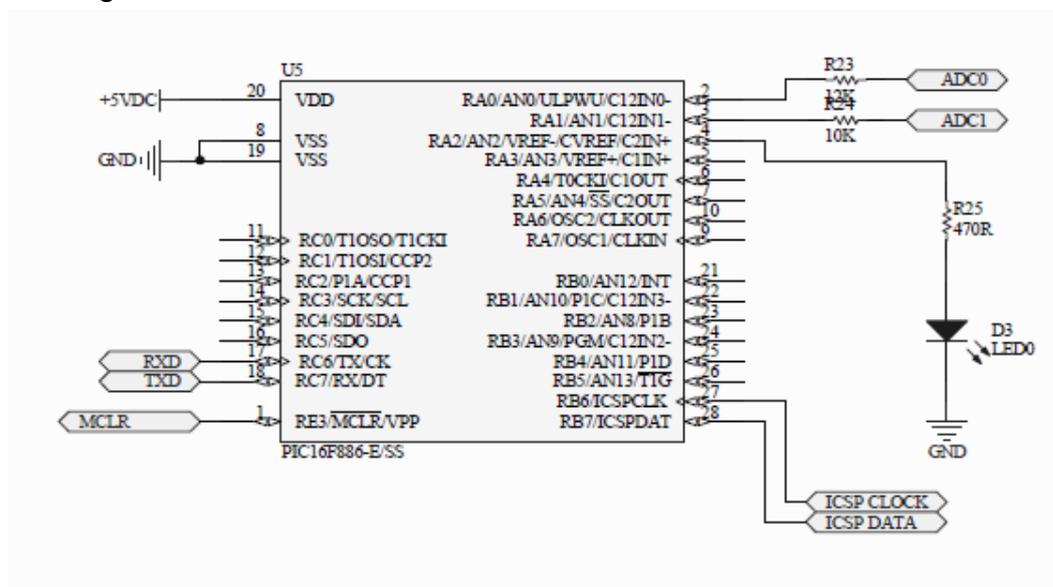


Figura 2.10 Implementación del PIC16F886

2.4.2 Elección del software donde se visualizarán las ondas

Dentro de la etapa de procesamiento de la señal se encuentra la etapa de la visualización de la misma, la cual la hemos realizado bajo la plataforma de Labview ya que éste tiene un puerto llamado

NI VISA, el cual permite configurar el puerto serial de la computadora; éstos se comunican mediante el microcontrolador programado anteriormente.

2.4.3 Adquisición y visualización de la señal EMG en el software

Para la adquisición y visualización de la señal EMG se debió realizar una serie de procedimientos, los que se detallan a continuación.

Una vez identificado el puerto VISA de Labview se configuran sus entradas, como lo son el baud rate, que es la tasa de transferencia de datos del microcontrolador que es de 19200 bits/seg, aunque cabe recalcar que cada transmisión se inicia con una tasa de 9600 bps; el data bit va a ser igual a 8, la paridad va a ser de 0, el flow control también será igual a 0 y va a tener un bit de parada, el cual indica el término de transmisión de una trama; el delay se fija en 5 ms como lo muestra la figura 2.11. Estos valores de configuración han sido predeterminados por el compilador Mikrobasic, el cual trabaja con dichos valores por default.

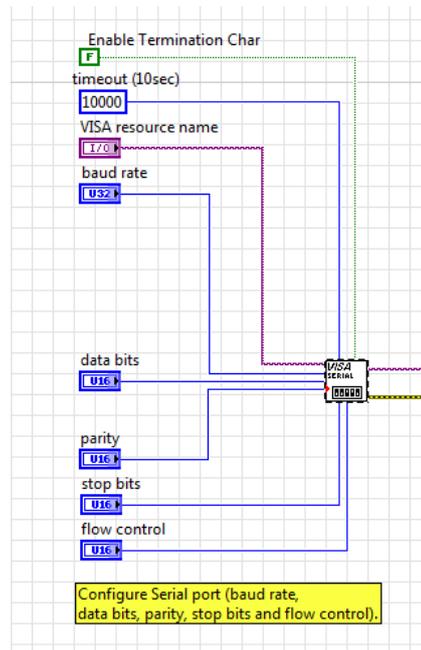


Figura 2.11 Puerto de configuración serial VISA

El puerto VISA Resource Name es para elegir qué puerto COM se va a utilizar para la transmisión; este puerto COM es designado por la PC dependiendo de donde se conecte el módulo, lo cual se puede saber mediante el Administrador de Dispositivos del panel de control de Windows. Ese puerto se lo elige en la interfaz de Labview para que lo lea el puerto VISA ya que éste se encarga de leer el dato en el puerto que el usuario seleccione, pero básicamente sirve para configurar el puerto serial.

La figura 2.12 muestra el bloque VISA Read el cual se encarga de la lectura del puerto y ese dato se envía en forma de string.

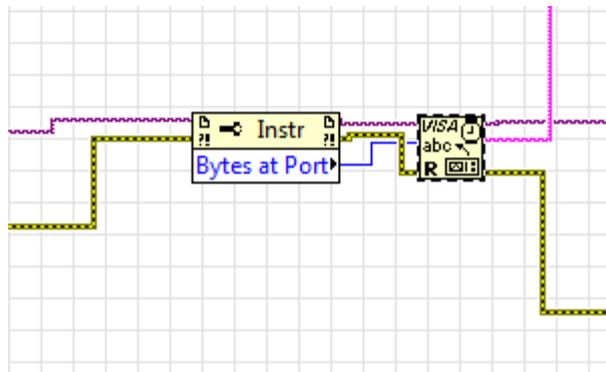


Figura 2.12 Bloque VISA Read

Los bloques que se encuentran en la parte superior del lazo, como se muestra en la figura 2.13, sirven para escoger los bytes ya que el micro envía 4 bytes, que son de ID, DATO, ID, DATO. El primer ID es el dato **a** y el otro es el dato digital, que corresponde a la señal EMG integrada (ADC1), el siguiente es el **b** y el otro es para el dato digital que corresponde a la señal EMG pura (ADC0).

Cada uno de estos bloques se encarga de convertir, independientemente por verdadero a un dato analógico, la señal EMG integrada y la señal EMG pura, ya que el PIC convierte la señal analógica a un dato digital; es decir, si la entrada analógica es 0 V bota 0 y si es 5 V el dato a la salida es 255, por lo que en este bloque se divide el resultado para 255, obteniendo así el procedimiento contrario para hacer la conversión digital-analógica. Esto se multiplica por 5 para dar la amplitud de 5 V dando así un nivel de voltaje el cual es output; también se hace una división

para 2 para obtener un promedio, el cual es output 1, debido a que si algún dato no llegó correctamente este proceso asegura por falso que sí llega el dato, haciendo que la señal se retroalimente, aproximando la gráfica al valor que debió haber salido, siguiendo así la tendencia de la curva y evitando que de un pico de voltaje cambie a cero.

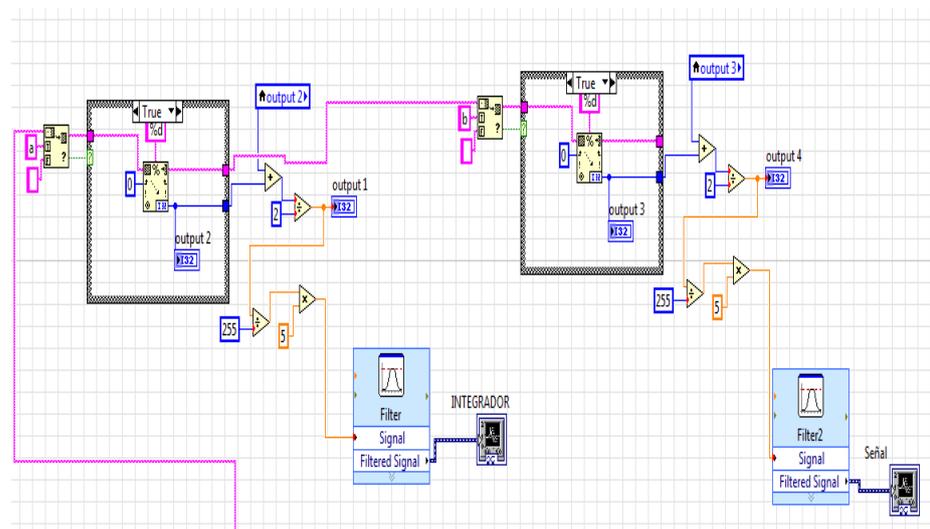


Figura 2.13 Convertidor de los niveles de voltaje

En la parte inferior encontramos otro bucle el cual es para cerrar el puerto VISA; cuando se lo presiona se envía un 1 pasando de 0 a 1, con lo que se manda a cerrar el puerto. Es necesario implementarlo como se muestra en la figura 2.14, ya que si no se lo hace el puerto quedaría abierto y no terminaría la comunicación; es decir, no se dejaría libre el puerto para otra aplicación.

Y como buena costumbre de programación se coloca un controlador de errores.

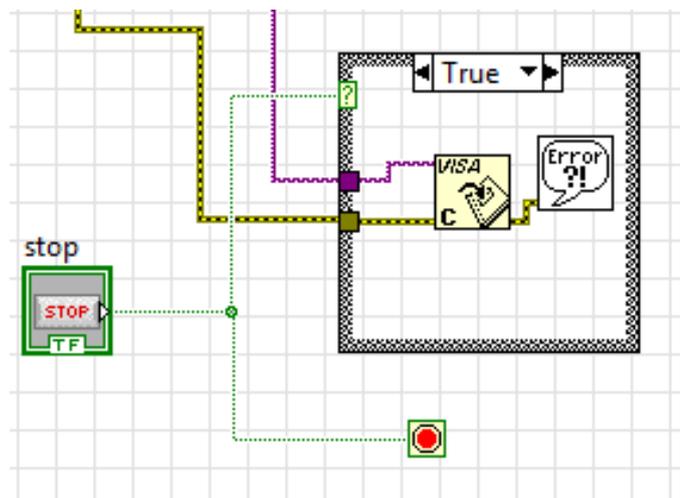


Figura 2.14 Bloque de parada

CAPÍTULO III

PROCEDIMIENTO E IMPLEMENTACIÓN

3.1 Instrumentación

En las secciones anteriores se mostró la forma como se adquiere la señal EMG del sistema fisiológico, para que ésta pueda ser procesada por una PC, pero para la captación de esta señal, es necesaria la utilización de electrodos que son los encargados de la adquisición de biopotenciales; en este caso, para detectar el potencial de acción de los músculos.

Las señales electromiográficas son producidas como respuesta a un movimiento muscular, donde el nivel de esfuerzo está determinado por el número de fibras musculares activadas durante la contracción ordenada por el cerebro.

El potencial eléctrico de una unidad motora (UM) puede ser medido utilizando electrodos de aguja o de superficie, en este caso se utilizan los electrodos de superficie ya que éstos son los más utilizados por su factibilidad al momento de hacer las pruebas.

3.1.1 Electrodo de superficie

Estos electrodos de superficie pueden ser secos y se usan en contacto directo con la piel y con gel electrolítico como interface química entre la piel y la parte metálica del electrodo.

En este proyecto, la señal EMG es recogida mediante tres electrodos de Ag/AgCl que son de la clase de los electrodos con gel. Las reacciones químicas de oxidación y reducción se presentan en la región de contacto entre la superficie metálica y el gel.



Figura 3.1 Electrodo de superficie descartable

La capa de cloruro de plata permite que la corriente emitida por el músculo pase mucho más libremente a través de la juntura entre el gel electrolítico y el electrodo, lo cual implica que el ruido

eléctrico es menor comparado con los electrodos metálicos. Ésta es la razón por la que estos electrodos son un 80% más usados entre la categoría de los electrodos de superficie.

Es importante considerar las dos interfaces que aparecen por efecto de los electrodos:

- La interface electrodo-electrolito puede modelarse mediante una impedancia y una tensión continua. Para los electrodos superficiales esta impedancia posee valores de decenas de kilohmios.
- La interface gel-conductor-piel tiene un modelo similar, con una impedancia que en la práctica, se reduce frotando y limpiando bien la piel de la zona de contacto, lo cual minimiza también el ruido durante las pruebas.

A más de esto, los electrodos con gel pueden ser desechables o reusables, para este proyecto se usaron los desechables, como se muestra en la figura 3.1, debido a que son más livianos y minimizan el riesgo de desplazamiento del electrodo durante la

prueba, lo cual da mayor confiabilidad de resultados, y además son más fáciles de usar y menos costosos.

3.2 Consideraciones al momento de colocar los electrodos

Cuando se desea registrar el potencial de un músculo, se utilizan tres electrodos: dos son ubicados sobre la piel donde se encuentra el músculo en estudio; dichos electrodos recogen no sólo la señal muscular sino que también recogen el ruido ambiental. El electrodo restante (de referencia) puede ser ubicado en cualquier parte del cuerpo.

La resistencia de la piel es un factor importante que está directamente relacionado con la conducción de la señal a través de los electrodos; debido a esto es necesario tomar una serie de precauciones al efectuar el registro. A continuación se brindan algunas precauciones que resultan convenientes tomar para obtener los mejores resultados:

- Colocar los electrodos en una zona donde no haya mucho vello. En caso de que la persona que se va a realizar la prueba tenga mucho vello en la zona de interés, resulta conveniente afeitarse el lugar donde los electrodos van a ser colocados.
- La piel debe ser higienizada con un algodón con alcohol para extraer la grasa depositada sobre la misma.

- La utilización de gel conductor beneficia notablemente la señal. En caso de utilizarse el mismo debe tenerse precaución de no cortocircuitar los electrodos.
- Es útil en ocasiones pegar los cables a la piel con cinta adhesiva para prevenir que el movimiento cause artefactos que influyan sobre la medición.

Durante los estudios realizados se utilizaron electrodos marca 3M con excelentes resultados.

A continuación se muestra una tabla que demuestra los elementos utilizados en la prueba EMG y su respectiva función.

TABLA N° 1. Materiales necesarios para efectuar la prueba EMG

MATERIALES PARA REALIZAR LA PRUEBA EMG	
MATERIAL	FUNCIÓN
Algodón	Limpieza de la piel
Alcohol	Limpieza de la piel
Gel conductor	Reduce la impedancia de la piel
Electrodos	Recogen la actividad eléctrica del músculo

3.3 Posición de los electrodos

La señal EMG da una muestra de la actividad eléctrica que se da en los músculos durante una contracción. Estas señales están relacionadas con la posición de los electrodos en los músculos que se van a estudiar.

La ubicación de los electrodos se basó en la normativa SENIAM (Surface ElectroMyography for the Non-Invasive Assesment of Muscles), la cual se encarga de unificar la metodología en la colocación y procesamiento de las señales eléctricas musculares que se captan con los electrodos superficiales.

Se debe identificar el músculo que va a ser estudiado, en este caso el musculo bíceps y se deben colocar los electrodos a 2cm de distancia el uno del otro; un tercer electrodo se coloca en otra zona un poco distante de los otros dos, el cual es el electrodo de referencia.

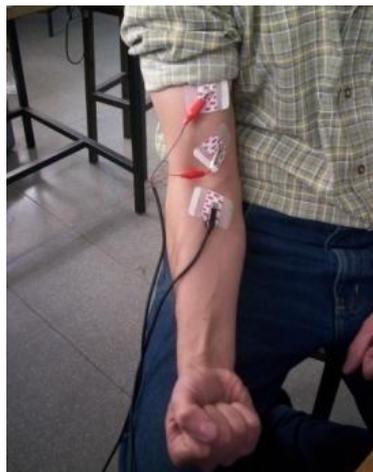


Figura 3.2 Posicionamiento de los electrodos

3.4 Alimentación del equipo

En el circuito EMG para la etapa de alimentación, se utilizó una fuente ATX ya que brinda los voltajes deseados de +12 V y -12 V, los cuales son los necesarios para el buen funcionamiento del sistema ya que los circuitos integrados que se utilizan en este equipo funcionan dentro de este rango y así se evita que los mismos sufran algún daño por sobrecarga de voltaje.

Sin embargo, en la etapa de conversión analógica-digital se utiliza un regulador de voltaje, específicamente el LM7805 ya que el microcontrolador funciona con +5 V. Gracias a C_{13} y C_{14} en el regulador, como se muestra en la figura 3.3, se convierte el voltaje de +12 V que se obtuvo de la fuente ATX a los +5 V deseados con los que trabaja el PIC.

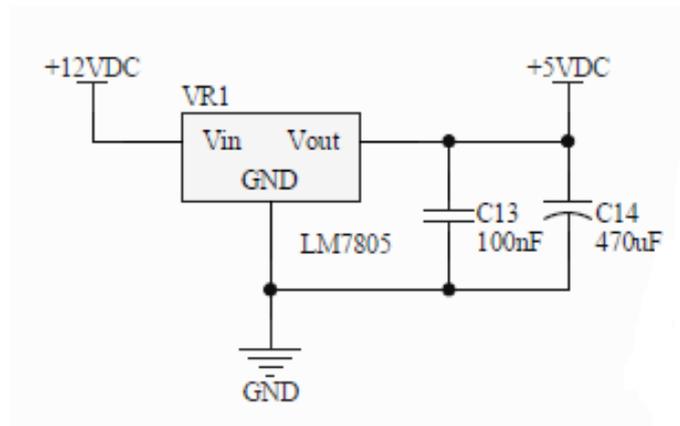


Figura 3.3 Regulador de voltaje LM7805

3.5 PCB del circuito EMG y adquisición de datos

Para efectos de menor complejidad se decidió unir en una misma placa el circuito EMG junto con los elementos que componen la tarjeta de adquisición de datos.

A continuación se muestra el PCB de la tarjeta completa; se podrá notar que ésta está impresa a doble cara.

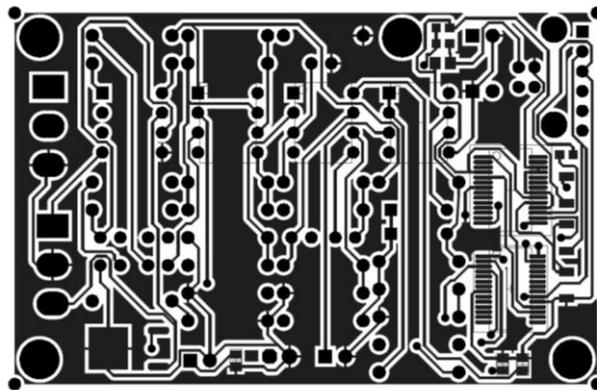


Figura 3.4 PCB cara frontal

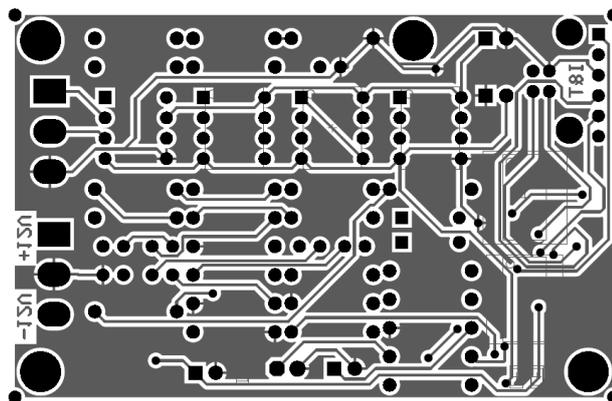


Figura 3.5 PCB cara posterior

3.6 Tarjeta EMG y adquisición de datos

A continuación se muestra la tarjeta completa que comprende el circuito EMG y el de adquisición de datos.



Figura 3.6 Tarjeta EMG y Adquisición de datos

3.7 Equipo completo

A continuación se muestra el equipo completo, es decir, el circuito completo conectado con sus respectivos electrodos y a la PC donde se visualiza la señal.



Figura 3.7 Equipo completo

CAPÍTULO IV

GRÁFICAS Y RESULTADOS

4.1 Gráfica del comportamiento de un músculo

El comportamiento de cualquier músculo del cuerpo que se quiera estudiar es representado por la señal EMG, la cual refleja este comportamiento dependiendo del lugar donde se coloquen los electrodos.

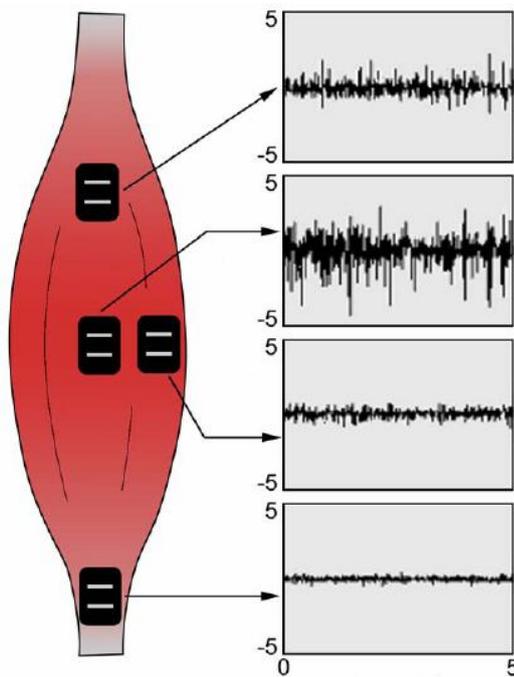


Figura 4.1 Gráfica del comportamiento de un músculo

En la figura 4.1 se muestran 4 electrodos colocados en un músculo que se encuentra sometido a una tensión; las tres primeras gráficas muestran la señal de respuesta de los electrodos colocados en el punto de inervación que es donde se originan los potenciales de acción y cerca del tendón. Nótese que en estas zonas es donde se registra con mayor amplitud la señal EMG.

4.1.1 Señal EMG en un osciloscopio

Como se mencionó anteriormente, la señal EMG es de amplitud muy pequeña, tiende a estar en el orden de los microvoltios o milivoltios, y es por esto que para poder visualizarla se la hizo pasar por varias etapas, entre ellas dos de amplificación. Al pasar por dichas etapas la señal que se puede observar en un osciloscopio normal es la siguiente:



Figura 4.2 Señal EMG en un osciloscopio

4.1.2 Señal EMG realizada con el software desarrollado

A continuación se mostrará la señal EMG, la cual está siendo visualizada con el software que se ha desarrollado para este proyecto. Como se notará, se conservan los mismos patrones que se reflejarían en un osciloscopio normal.



Figura 4.3 Señal EMG en el osciloscopio virtual

4.2 Gráfica de la señal EMG integrada

En la práctica, para obtener datos más confiables, la señal EMG es integrada, ya que esto permite una mejor cuantificación de los resultados para un análisis más detallado.



Figura 4.4 Señal EMG integrada

4.3 Resultados experimentales

Durante el proceso de desarrollo del equipo se realizaron varias pruebas presentando datos satisfactorios; al igual que con el software que fue desarrollado, se comprobó nivel alto de fidelidad de los datos y una correcta visualización de las señales.

A continuación se muestran algunos datos que se obtuvieron en algunas de las etapas del módulo así como de su resultado final.

TABLA N° 2. Valores obtenidos con el equipo EMG

E1(Vi+) mV	E2(Vi-) mV	Vout V	Ganancia	Rango de frecuencias Hz
1.92	1.95	3.3	1716	4.82 a 723.42

TABLA N° 3. Características del filtro pasa-banda

Tipo de filtro	Pasa-banda
Frecuencia baja	4.82 Hz
Frecuencia alta	723.42 Hz
Orden	2
Ganancia	1.56

TABLA N° 4. Características del filtro Notch

Tipo de filtro	Notch
Frecuencia central	60 Hz

4.4 Análisis de resultados

En cuanto a diseño, construcción e implementación se refiere, todos los resultados fueron satisfactorios, es decir, se lograron todos los objetivos propuestos como lo son amplificar la señal EMG la cual tiene una amplitud muy baja que tiende a cero, disminuir la interferencia que puede afectar la lectura la señal con los filtros y visualizar la señal en una PC con el software que se desarrolló.

Para obtener estos resultados se realizaron pruebas básicas como lo son, exponer al músculo a cierta tensión, y también manteniéndolo relajado, por lo que se obtuvo lo siguiente:

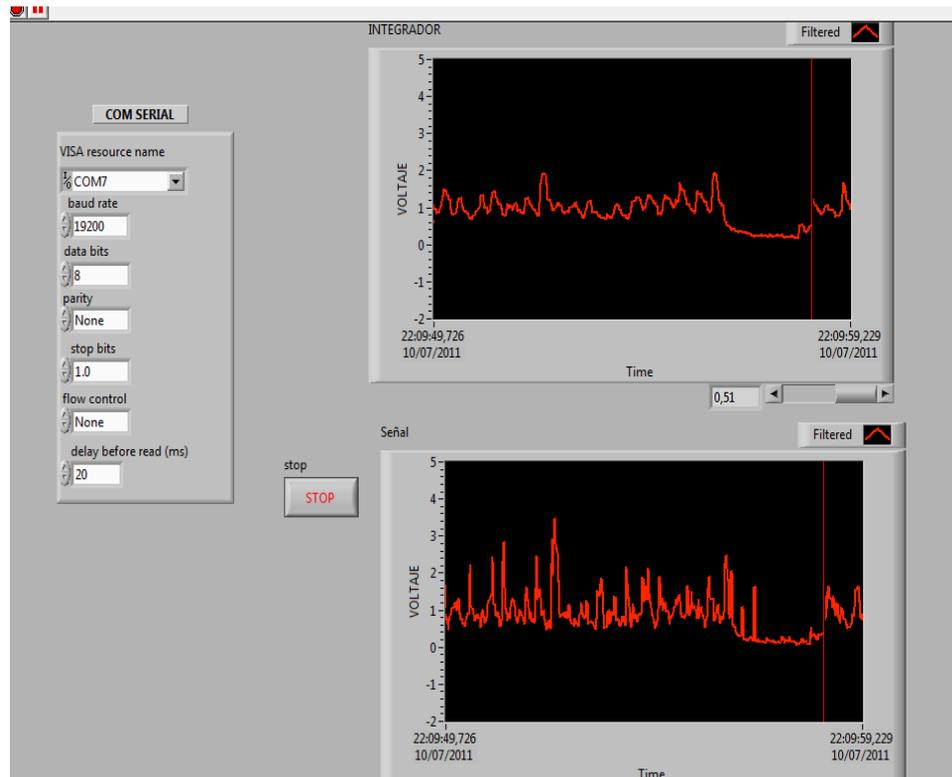


Figura 4.5 Gráfica del músculo bíceps con tensión

Como se puede observar en la figura 4.5, se muestran dos señales, ambas con el músculo bíceps sometido a una tensión.

La primera corresponde a la señal EMG integrada la cual es menos abrupta que la señal EMG pura que se muestra después. Ambas

coinciden en una amplitud de 3 a 4 voltios que refleja el potencial de acción del músculo en estudio.

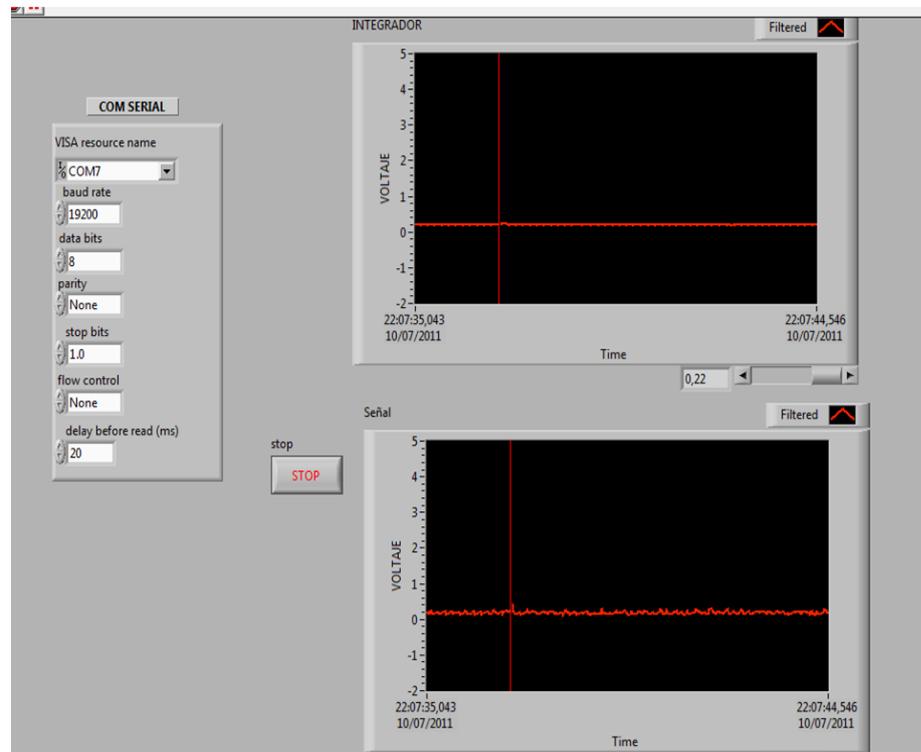


Figura 4.6 Gráfica del músculo bíceps sin tensión

La figura 4.6 muestra las mismas señales anteriormente nombradas pero donde el músculo no está expuesto a una tensión, es decir se encuentra en reposo.

Dicha figura da a entender que la amplitud tiende casi a cero, pero sin embargo se registra una leve actividad muscular.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Las conclusiones que se obtuvieron se mencionan a continuación:

1. Se pudo obtener la señal EMG lo suficientemente amplificada y filtrada para su correcta visualización en una PC, cumpliendo con todos los parámetros teóricamente establecidos; a su vez, se logró que la interferencia sea casi imperceptible gracias a la ayuda de un filtro Notch que disminuyó considerablemente el ruido de la línea de 60 Hz que pudiese haber intervenido en la captura de datos.
2. Posteriormente las señales electromiográficas fueron rectificadas con un rectificador de media onda para así eliminar la parte negativa de la señal con el objetivo de que ésta sea recogida por el microcontrolador, el cual admite señales entre 0 y 5 V.
3. La correcta utilización del puerto VISA de Labview es fundamental a la hora de hacer el proceso de adquisición de la señal, ya que gracias a esta herramienta se pueden obtener todo tipo de señales analógicas que, con su respectivo procesamiento, se las puede visualizar en una interfaz amigable con todos los parámetros establecidos.

Al momento de hacer las pruebas se recomienda lo siguiente:

1. Ser muy precisos y prolijos en el momento de colocar los electrodos.
2. Se recomienda tomar las señales electromiográficas principalmente en las extremidades superiores debido a su factibilidad, ya que en estos músculos se ejerce una mayor fuerza y esto ayuda a obtener una señal mucho más clara.
3. Se debe utilizar siempre una tierra en el paciente; es por esto la utilización de un tercer electrodo que no capta una señal pero sirve de referencia en el sistema.
4. Se debe usar los electrodos superficiales de Ag/AgCl en este tipo de pruebas debido a su bajo costo y facilidad de uso.

ANEXOS

ANEXO A

CÓDIGO PIC DEL MICROCONTROLADOR

```
programCodigo_PIC
```

```
' declaracion de variables
```

```
dim text_VO1, text_VO2 as string[6]
```

```
dim VO1,VO2 as BYTE
```

```
main:
```

```
' Registro Oscilador de control
```

```
    OSCCON = 0X75 ' Oscilador interno de 8mhz
```

```
    ANSEL= %00000011
```

```
' Registro PUERTO C
```

```
    TRISA = 3
```

```
    TRISC = 0X80 ' PORTC.7 como entrada, las demás salidas
```

```
porta=0
```

```
    PORTC = 0X00
```

```
trise=0
```

```
    porta.2=1
```

```
delay_ms(100)
```

```
    porta.2=0
```

```
delay_ms(100)
```

```
  porta.2=1
```

```
  UART1_Init(19200) ' Inicializamos la comunicación uart a una velocidad  
9600bps
```

```
while true ' ciclo infinito
```

```
  VO1 = Adc_Read(1)>>2 ' Obtenemos el valor del potenciómetro y lo  
' depositamos en la variable "adc_pot"
```

```
  VO2 = Adc_Read(0)>>2
```

```
ByteToStr (VO1 ,text_VO1 ) ' convertimos el float a string
```

```
ByteToStr (VO2 ,text_VO2 ) ' convertimos el float a string
```

```
UART1_Write(97)
```

```
UART1_Write_Text(text_VO1)
```

```
  UART1_Write(98)
```

```
  UART1_Write_Text(text_VO2)
```

```
.....
```

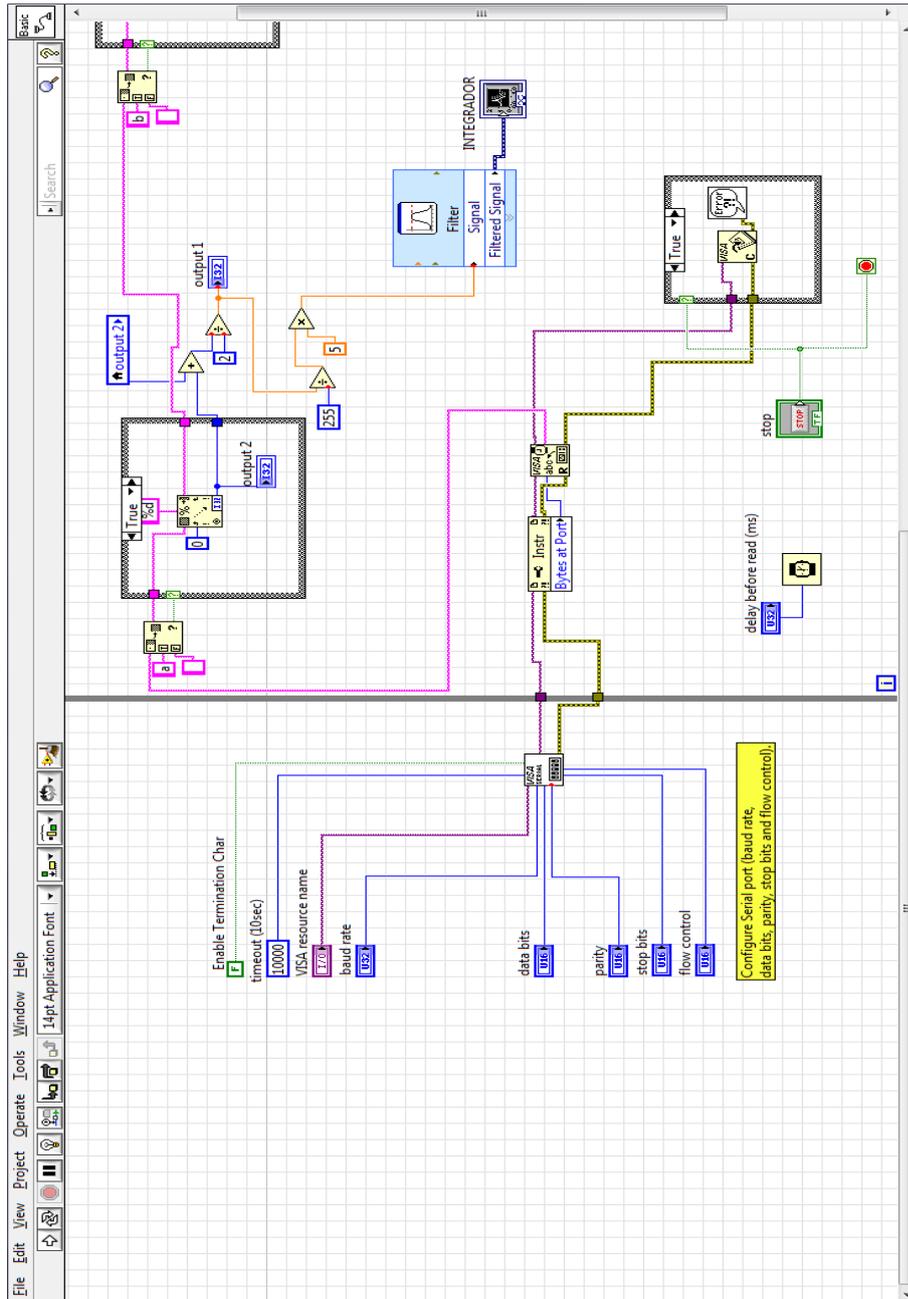
```
delay_ms(5)
```

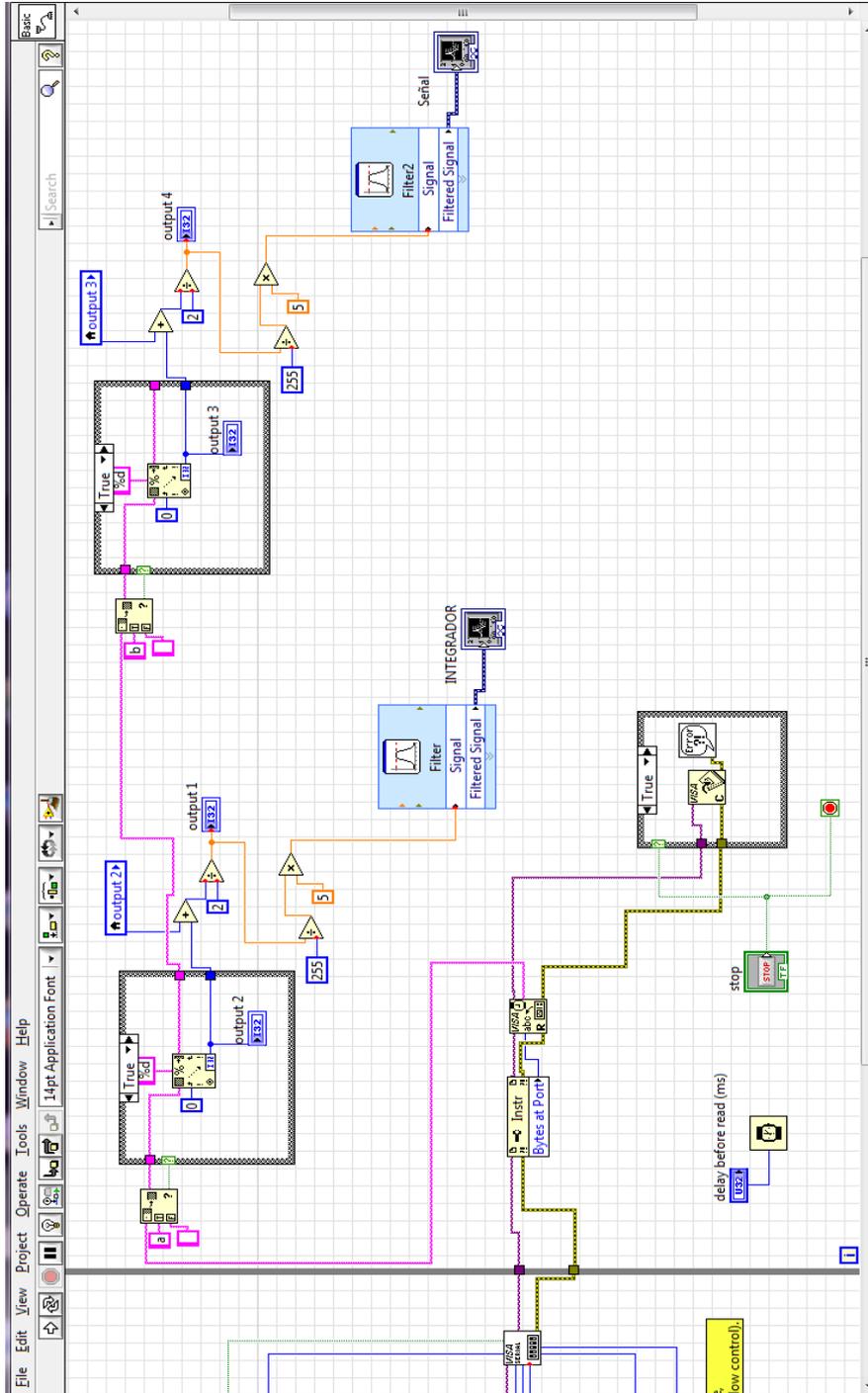
```
wend
```

```
end.
```

ANEXO B

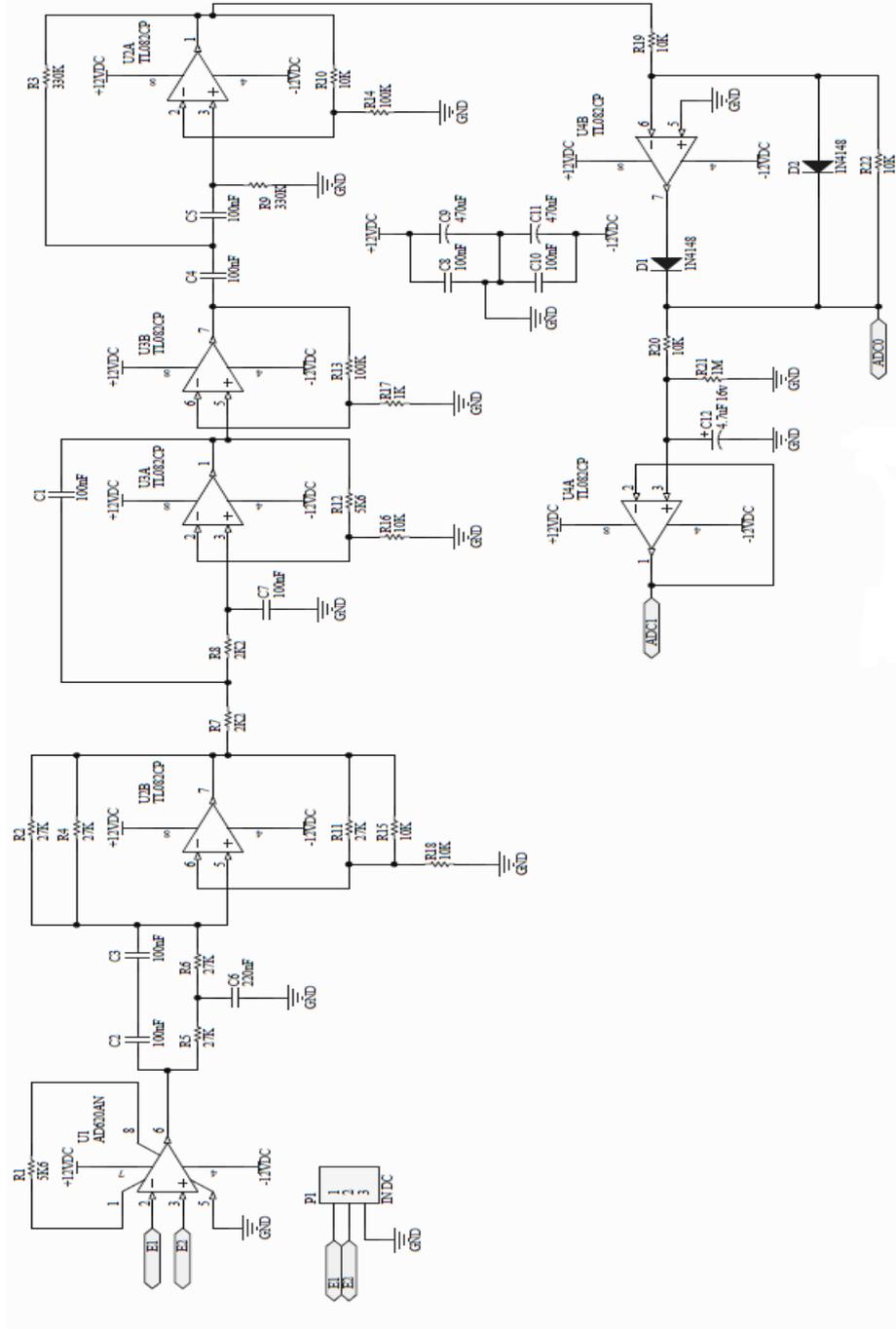
DIAGRAMA DE BLOQUES EN LABVIEW





ANEXO C

CIRCUITO EMG AMPLIADO



REFERENCIAS

1. Cram, J. R. ;Kasman, G. Introduction to Surface Electromyography Aspen Publishers, New York,1998
2. De Luca, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics. 13: 135-163, 1997
3. De Luca, C.J. Surface Electromyography: Detection and Recording, Technicalreport, Delsys, 2002
4. Bruce, E. Biomedical signal processing and signal modeling, 2000
5. Buchthal F. An introduction to electromyography. Scandinavia, 1957
6. Unicrom, Rectificador de instrumentación de mdia onda y de onda completa con un amplificador operacional,

http://www.unicrom.com/Tut_rectificador_instrumentacion1.asp, 23/07/2011

7. National Instruments, Comunicación serial utilizando Labview con un microcontrolador, <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/7907>, 12/08/2011