



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFORMATICA Y ELECTRÓNICA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE ELECTROMIOGRAFIA DE EXTREMIDADES
INFERIORES Y SUPERIORES DEL SER HUMANO”**

TESIS DE GRADO

Previa la obtención del título de

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y COMPUTACIÓN

PRESENTADO POR:

PAULINA FERNANDA BOLAÑOS LOGROÑO

BYRON GIOVANNY LÓPEZ ALARCÓN

RIOBAMBA – ECUADOR

2009

Agradecimiento

Al Ing. Hugo Moreno

Al Ing. Paul Romero

A la Dra. Mónica Lema

Director, miembro y colaboradora de la tesis de grado; por su ayuda y apoyo incondicional para la realización y culminación de este trabajo.

Dedicatoria

El presente trabajo se lo dedico a toda mi familia que aunque separada por la distancia siempre me han sabido apoyar como lo hacen los verdaderos amigos, en especial a mis padres por su apoyo, paciencia y cariño en todo momento, a mis sobrinos por su compañía, ayuda y motivación, a mis amigos que supieron apoyarme en todos los momentos de mi vida en especial en las peores y mas difíciles situaciones de mi vida y para la persona mas importante y mas linda de mi vida a mi querida Gaby mi hija que es la motivación para seguir adelante.

Paulina F. Bolaños Logroño

Dedicatoria

A mis padres por su apoyo incondicional y por la confianza que depositaron en mi manteniéndola incluso cuando yo la había perdido, a mis hermanos por su comprensión y apoyo en especial a Klever ya que su paciencia y estímulo fueron muy importantes para el desarrollo de este proyecto, a mis sobrinos que forman una parte importante en mi vida, y un especial agradecimiento a Lady que ha sido mi fortaleza cuando mi determinación ha flaqueado.

Byron G. López Alarcón

NOMBRE

FIRMA

FECHA

DR. ROMEO RODRÍGUEZ
DECANO FACULTAD DE
INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA

ING. PAUL ROMERO
DIRECTOR DE LA ESCUELA DE
ING. ELECTRÓNICA Y
TECNOLOGÍA EN COMPUTACIÓN.

ING. HUGO MORENO
DIRECTOR DE TESIS

ING. PAUL ROMERO
MIEMBRO DEL TRIBUNAL

ING. DANIEL HARO
MIEMBRO DEL TRIBUNAL

TLGO. CARLOS RODRÍGUEZ
DIRECTOR CENTRO
DOCUMENTACIÓN

NOTA:

“Nosotros: Paulina Fernanda Bolaños Logroño y Byron Giovanni López Alarcón
somos responsables de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en esta tesis; y, el
patrimonio intelectual de la Tesis de Grado pertenece a la ESCUELA SUPERIOR
POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO”

Paulina Bolaños

Byron López

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

ADEMG	Análisis por descomposición de PUM.
DF	Densidad de fibra.
EC	Electrodo concéntrico.
EM	Electrodo monopolar.
EMG	Electromiografía.
EMGFS	Electromiografía de fibra simple.
FFT	Transformada rápida de Fourier.
nA	Nano amperios.
PUM	Potencial de unidad motora.
SENIAM	EMG de superficie para la evaluación de músculos no invasiva.
μV	Micro voltios.
UM	Unidad motora.

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTO

DEDICATORIA

FIRMAS DE RESPONSABILIDAD

RESPONSABILIDAD DEL AUTOR

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS

ÍNDICE DE TABLAS

INTRODUCCIÓN

CAPITULO I

“INFORMACIÓN PRELIMINAR”	15
1.1 Antecedentes	15
1.2 Justificación del proyecto de tesis	17
1.3 Objetivos	17
1.3.1 Objetivo general.....	17
1.3.2 Objetivos específicos	17
1.4 Hipótesis	18
1.5 Recursos necesarios	18
1.5.1 Recursos humanos	18
1.5.2 Recursos materiales	18
1.6 Métodos y técnicas.....	19

CAPITULO II

"ELECTROMIOGRAFIA"	20
2.1 Historia.....	21
2.2 Concepto	22
2.3 Formas de medir las señales	25
2.4 Emg y estudio de la unidad motora	26
2.5 Instrumentación	38
2.5.1 Amplificadores.....	48
2.5.1.1 Amplificador instrumental	48
2.5.1.2 Amplificador operacional de alta precisión	49
2.5.1.3 Amplificador operacional	49

CAPITULO III

"DISEÑO DEL SISTEMA"	51
3.1 Diseño por etapas	51
3.2 Diseño por etapas	52
3.2 Hardware.....	52
3.2.1 Etapa de alimentación	52
3.2.2 Etapa de eliminación de armónicos	53
3.2.3 Etapa de acondicionamiento de señal (op97)	55
3.2.4 Etapa de adquisición de la señal	56
3.2.5 Etapa de filtrado	57
3.3 Software	60
3.3.1 Diagrama general etapa adquisición	60
3.3.2 Adquisición señal.....	63
3.3.3 Autocorrelación	64
3.3.4 Filtrado.....	65
3.3.5 Analisis en frecuencia.....	67
3.3.6 Almacenamiento de la señal	67
3.3.7 Visualización de la señal.....	68

CAPITULO IV

"IMPLEMENTACION Y RESULTADOS EXPERIMENTALES"	71
4.1 Implementación	71
4.1.1 Pcb layout de la fuente de alimentación	72
4.1.2 Pcb layout del prototipo electromiográfico.	72
4.1.3 Fuente de alimentación (+5 y -5 v).....	73
4.1.4 Adquisición de datos.....	73
4.1.5 Circuito completo	74
4.2 Resultados experimentales.....	78
4.2.1 Prueba de funcionamiento del hardware con baterías	79
4.2.2 Pruebas de compatibilidad del software de aplicación	79
4.2.3 Pruebas realizadas con osciloscopio	80
4.2.4 Pruebas realizadas con el software diseñado	81
4.3 Analisis de resultados	83
4.4 Resultado final	84

CONCLUSIONES

RECOMENDACIONES

RESUMEN

SUMMARY

ANEXOS

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.II.1	Generación impulsos eléctricos debido mvto muscular	23
Fig.II.2	Electromiografía de aguja o electrodo concéntrico	27
Fig.II.3	Por ondas positivas	27
Fig.II.4	Por fibrilación	28
Fig.II.5	Reclutamiento de los PUM	28
Fig.II.6	Configuración de los PUM	29
Fig.II.7	Método de obtención del Jitter.....	35
Fig.II.8	Sistema de instrumentación típico	38
Fig.II.9	Electrodos desechables utilizados.....	40
Fig.II.10.	Distancia correcta entre electrodos	40
Fig.II.11.	Colocación de electrodos a la distancia correcta	41
Fig.II.12.	Ubicación electrodos músculo bíceps braquial.....	42
Fig.II.13.	Ubicación electrodos músculo tríceps braquial	43
Fig.II.14.	Ubicación electrodos músculo abductor	43
Fig.II.15.	Ubicación electrodos músculo tibia anterior	44
Fig.II.16.	Ubicación electrodos músculo perone longus	44
Fig.II.17.	Ubicación electrodos músculo perone brevis	45
Fig.II.18.	Ubicación electrodos músculo soleus	45
Fig.II.19.	Ubicación electrodos músculo gastrocnemius.....	46
Fig.II.20.	Ubicación electrodos músculo gastrocnemius lateral.....	46
Fig.II.21.	AD620.....	47
Fig.II.22.	OP97 amplificador de alta precisión.....	48
Fig.II.23.	TL084 amplificador operacional	49
Fig.III.1.	Diagrama de flujo	51
Fig.III.2	Filtro para eliminación armónicos.....	52
Fig.III.4	Diseño etapa de adquisición de la señal	55
Fig.III.5	Diseño del filtro	56
Fig.III.6.	Esquema general etapa de adquisición	58
Fig.III.7.	Diagrama de bloques etapa software	59
Fig.III.8.	Diagrama general etapa adquisición	61
Fig.III.9.	Adquisición señal	62
Fig.III.10.	Autocorrelación	63
Fig.III.11.	Filtros en cascada	64
Fig.III.12.	Transformada rápida de fourier (FFT)	66
Fig.III.13.	Diagrama de almacenamiento de la señal	67
Fig.III.14.	Diagrama etapa de impresión o visualización.....	68
Fig.III.15.	Estudio electromiográfico	68
Fig.III.16.	Reporte formato web	69
Fig.IV.1	Fuente de alimentación con filtro pasivo.	71
Fig.IV.2	Prototipo electromiográfico.....	71
Fig.IV.3	Plaqueta fuente de alimentación.....	72
Fig.IV.4	Adquisición señales.....	72
Fig.IV.5	Diagrama completo	73
Fig.IV.6	Ubicación de los electrodos –músculo Biceps	74
Fig.IV.7	Electrodo de tierra - ubicación codo	74

Fig.IV.7	Electrodo con señal positiva – ubicación músculo.....	75
Fig.IV.8	Electrodo con señal negativa – ubicación músculo.....	75
Fig.IV.9	Artículos de limpieza	76
Fig.IV.10	Electrodos adheridos a la piel	76

ÍNDICE DE TABLAS

99999995

Tabla III.1 Características Filtro N°1	65
Tabla III.2 Características Filtro N°2	65
Tabla III.3 Características Filtro N°3	65
Tabla.IV.1. Valores obtenidos en las pruebas experimentales	77
Tabla.IV.2 Rango de frecuencias de los armónicos.....	78

INTRODUCCIÓN

En el cuerpo humano se generan diferentes señales bioeléctricas debido al funcionamiento de órganos tales como el cerebro, el corazón, los ojos, los músculos. Estas señales reciben nombres característicos dependiendo del órgano en el que se originan.

Las señales electromiográficas (EMG) o también conocidas como mioeléctricas son señales eléctricas que se producen en los músculos cuando estos se contraen o distensionan. Estas señales, a pesar de presentar niveles de voltaje pequeños, pueden medirse con un equipo adecuado, y esta información puede ser manipulada.

El objetivo de la presente investigación consiste en diseñar e implementar un prototipo de electromiografía de extremidades inferiores y superiores del ser humano, el mismo que ayudara a realizar un análisis de los potenciales generados por los músculos ya sea de forma voluntaria o estimulada, los mismos que serán adquiridos y procesados por el dispositivo a desarrollarse, pasando por amplificadores, filtros, correlaciones y demás procesos para la adaptación de las señales adquiridas.

La estructura de este trabajo se la realiza de la siguiente manera:

En el capítulo I, se abordan temas relacionados a la estructura de la investigación, en los cuales se indica el título de la investigación, definición del problema, justificación, objetivos planteados, hipótesis, métodos y técnicas utilizadas para el desarrollo de la investigación.

En el capítulo II, se plantea las generalidades de la investigación, donde se abordan todos los temas necesarios para la elaboración de la investigación, siendo estos temas referentes a la investigación, que harán fácil la comprensión de la investigación.

En el capítulo III, se hace referencia al análisis y determinación de los requerimientos del proyecto, donde se muestra el diseño del proyecto, con esquemas y demás detalles que harán que este sistema sea entendible.

En el capítulo IV, que trata sobre la implementación del sistema, se mostrara por medio de fotografías el resultado final de esta investigación ya implementada.

Luego en las conclusiones y recomendaciones, se indicara como se concluye la investigación y en recomendaciones de posibles nuevas utilidades del sistema y posibles mejoras del mismo.

CAPITULO I

INFORMACION PRELIMINAR

1.1. ANTECEDENTES

El desarrollo de Electromiografía (EMG) inicio con la documentación de Francesco Redi's en 1966. El documento informaba que músculos altamente especializados de la anguila eléctrica generan electricidad. Para 1773, Walsh había sido capaz de demostrar que el tejido muscular del pez él podía generar una chispa de electricidad. En 1792, apareció una publicación titulada "De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius", escrita por Luigi Galvani, donde el autor mostraba que la electricidad podía iniciar contracciones musculares. Seis décadas después, en 1849, Dubios-Raymond descubrió que era posible registrar la actividad muscular durante una contracción voluntaria del músculo. El primer registro de este tipo de actividad fue hecha por Marey en 1890, quien también introdujo el término electromiografía. En 1922, Gasser y Earlanger usaron un osciloscopio para mostrar las señales eléctricas de

los músculos. A causa de la naturaleza estocástica de las señales miográficas, solo información aproximada puede ser obtenida de su observación. La capacidad de detectar señales EMG mejora regularmente desde 1930 hasta 1950 y los investigadores comenzaron a utilizar, electrodos mejorados, más ampliamente para el estudio de los músculos. El uso clínico de EMG de superficie (sEMG) para el tratamiento de desordenes más específicos inicio en los 60's. Hardyck y sus investigadores fueron los primeros médicos (1966), en usar sEMG. En los inicios de 1980s, Cram y Steager introdujo un método clínico para escanear una variedad de músculos usando un dispositivo de censado de EMG.

No fue sino hasta mediados de 1980 que las técnicas de integración en electrodos hubieron avanzado lo suficiente para permitir la producción en serie de amplificadores y la instrumentación pequeña y ligera requerida. Actualmente un número conveniente de amplificadores están comercialmente disponibles. En los inicios de 1980, llegaron a estar disponibles cables, con los cuales se produjeron artefactos en los rangos de microvoltajes deseados. Durante los pasados 15 años, investigaciones han dado como resultado un mejor entendimiento de las propiedades de las grabaciones de EMG de superficie. En años recientes, la sEMG está siendo cada vez más usada para registros de músculos superficiales en protocolos clínicos, donde electrodos intramusculares son usados para músculos profundos.

Como parte de esta investigación, se mantuvo entrevistas con profesionales en el área de traumatología y fisioterapia, los mismos que indicaron la inexistencia de estos equipos médicos en la ciudad de Riobamba, ya que estos solo se encuentran en las principales ciudades del país y solamente en Clínicas privadas.

1.2. JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO DE TESIS

Actualmente el paciente para realizarse un análisis de EMG debe viajar a la ciudad de Ambato o Quito, lo cual ocasiona graves contratiempos y gastos extras al usuario de este servicio.

Debido a la falta de una herramienta tecnológica que ayude a la investigación, estudio y análisis de este tipo de señales biomédicas, en la ciudad de Riobamba, surge la idea de diseñar e implementar un prototipo de electromiografía con la cual se cubre estas necesidades y al mismo tiempo estimular a que proyectos de este tipo se sigan desarrollando en beneficio de la ciudad y el país.

1.3. OBJETIVOS

1.3.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un prototipo de Electromiografía de extremidades inferiores y superiores del ser humano.

1.3.2 OBJETIVOS

- ✓ Realizar un estudio del sistema neuromuscular, enfocándose en las extremidades inferiores y superiores, del cuerpo humano.*
- ✓ Analizar e interpretar la respuesta de los músculos ante los diferentes estímulos.*
- ✓ Diseñar un algoritmo para la adquisición y procesamiento de la señal biomédica.*
- ✓ Implementar el prototipo.*

1.4 HIPÓTESIS

“Con el diseño e implementación de un prototipo de electromiografía de extremidades inferiores y superiores del ser humano, se pretende entregar una herramienta de trabajo e investigación tanto para médicos como para estudiantes de medicina y afines a esta carrera.”

1.5 RECURSOS NECESARIOS

1.5.1 RECURSOS HUMANOS

- ✓ *Asesores.*
- ✓ *Proponentes.*
- ✓ *Personal de consulta.*

1.5.2 RECURSOS MATERIALES

HARDWARE

- ✓ ***Equipo de laboratorio:*** *osciloscopio, multímetro, fuente de poder.*
- ✓ ***Materia prima :***
 - ❖ *Amplificadores de Instrumentación*
 - ❖ *Amplificadores normales*
 - ❖ *Capacitores*
 - ❖ *Resistencias*
 - ❖ *Electrodos simples*
 - ❖ *Microelectrodos*
 - ❖ *Alambre muscular.*
 - ❖ *Acondicionadores de señal*
 - ❖ *Conectores*
 - ❖ *Esterilizadores*
 - ❖ *Protoboard*
 - ❖ *Computador portátil*
 - ❖ *Televisión*

❖ *Impresora*

❖ *Cables*

✓ *Suministros de oficina: Papel Bond, cds, flash memory.*

✓ *Servicios: Transporte, gastos varios.*

1.6 MÉTODOS Y TÉCNICAS

✓ *Método de Investigación Bibliográfica*

✓ *Elaborar una bibliografía significa buscar aquello cuya existencia no se conoce todavía.*

✓ *Deductivo*

Método Científico

El método científico es una aproximación sistemática a la resolución de problemas. Es un plan para organizar una investigación. Los pasos del método científico varían dependiendo de la ciencia que se trate, pero sobresalen:

1- La observación

2- La clasificación

3- La medición

4- La formulación de hipótesis

5- La comprobación experimental

Método Experimental

Consistirá en las pruebas y mediciones obtenidas a través de la herramienta implementada.

CAPITULO II

ELECTROMIOGRAFIA

En este capítulo se analiza los conceptos básicos que permiten llevar a cabo esta investigación en los siguientes capítulos, partiendo desde donde se originó la electromiografía, revisando cada una de las formas y aplicaciones en las que se aplica esta ciencia, en cada una, el estudio de los conceptos enmarcados en la evolución de la Biomedicina.

La interpretación de la señal EMG es un aspecto fundamental del sistema como recurso de diagnóstico biomédico, por tal motivo se realizará un estudio de todos los aspectos que rodean la biomedicina, la fisiología y demás ramas que intervienen en la electromiografía.

2.1 HISTORIA

El primer estudio en profundidad del electromiografía fue llevado a cabo por Piper en 1912, quien registró potenciales durante la contracción voluntaria 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 Nóbel de Medicina en 1944.

En 1929 Adrián y Broke introdujeron el electrodo concentricote 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 feedback, 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.

2.2 CONCEPTO

La captación de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular se conoce como electromiografía. Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular.

Lo que la gente considera normalmente un músculo (por ejemplo, el bíceps de los brazos). Consta de miles de células individuales, envueltas en tejido conectivo. Como las células musculares tienen una forma elongada, con frecuencia se llaman fibras. Las fibras musculares están dispuestas en haces llamados fascículos, que se encuentran envueltos en tejido conectivo.

Cada fibra muscular está formada por células fusiformes que contienen muchos núcleos. La membrana celular, que en un músculo se llama sarcolema, tiene múltiples extensiones hacia adentro que forman un grupo de túbulos T (túbulos transversos).

El citoplasma de una fibra muscular se denomina sarcoplasma, y el retículo endoplásmico recibe el nombre de retículo sarcoplásmico, ver figura.II.1.

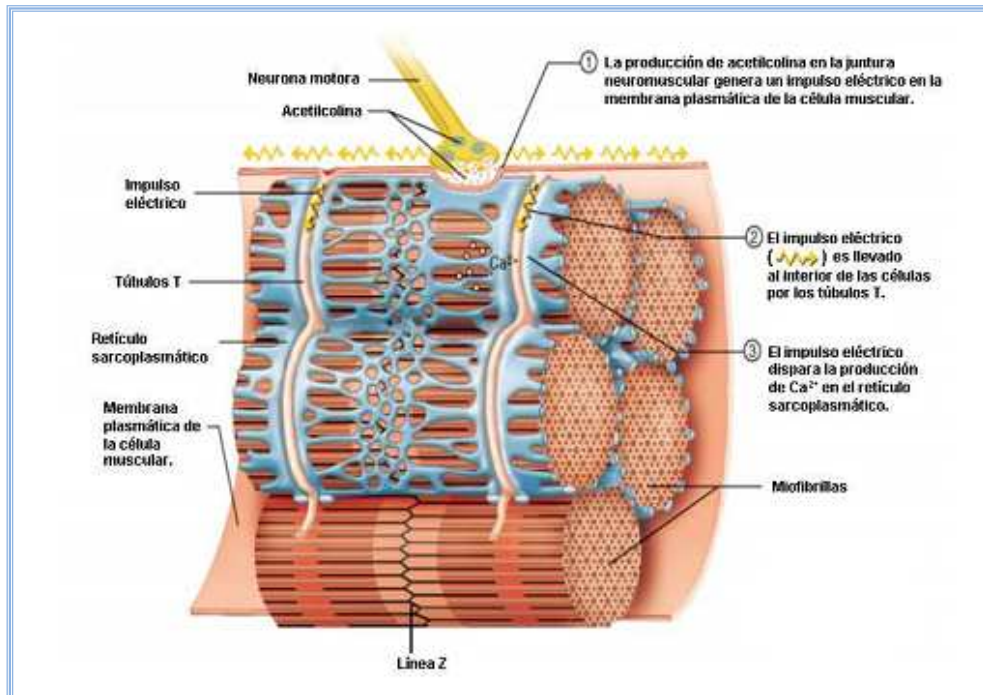


Fig.II.1. Generación de impulsos eléctricos debidos a un movimiento muscular.I

La contracción muscular típica es el resultado del acortamiento de sus células, el cual se realiza por medio del estrechamiento activo de los filamentos de actina y miosina. Cada sarcómero es capaz de tener contracción independiente. Cuando muchos sarcómeros se encuentran juntos, producen la contracción del músculo como un todo. Durante la contracción muscular, los filamentos de actina se contraen hacia adentro, entre los filamentos de miosina. Cuando esto ocurre el músculo se contrae. El proceso de la contracción muscular se resume de la siguiente manera:

1. *Cuando un impulso nervioso (mensaje neural) viaja a través de una neurona motora (célula nerviosa que estimula los músculos) y llega a la unión entre esta y el músculo, la primera libera un compuesto llamado acetilcolina, la cual es un neurotransmisor que posibilita el paso de un impulso nervioso desde las terminales arborescentes del axón al órgano efector una vez que ha sido*

activada por la enzima acetilcolinesterasa y al tiempo el exceso de acetilcolina es degradado por otra enzima llamada colinesterasa.

- 2. La acetilcolina se difunde a través de la unión (fisura mioneural) entre la neurona y la fibra muscular y se combina con receptores en la superficie de esta última.*
- 3. En respuesta a esto, el sarcolema (membrana celular) sufre un cambio eléctrico llamado despolarización. La despolarización es única en las células musculares no estando confinada a la membrana celular y a que también viaja hacia el interior de ella a lo largo de los túbulos T, iniciando un impulso eléctrico que se distribuye en el sarcolema, el cual se conoce como potencial de acción.*
- 4. El impulso eléctrico se distribuye a través de los túbulos T y estimula la abertura de los canales proteicos en el retículo sarcoplásmico, permitiendo la salida de iones de calcio y su flujo hacia el sarcoplasma lo cual posibilita la contracción muscular.*
- 5. El relajamiento de los músculos se lleva a cabo cuando el calcio se bombea de nuevo hacia el retículo sarcoplásmico.*

2.3 FORMAS DE MEDIR LAS SEÑALES

Las señales electromiográficas (EMG) pueden ser medidas utilizando elementos conductivos o electrodos sobre las superficie de la piel, o de manera invasiva sobre el músculo utilizando agujas. Sin embargo, la electromiografía de superficie es el método más común de medida, puesto que es no invasiva y puede ser realizada con un mínimo de riesgo sobre el paciente.

La amplitud de las señales EMG varía desde los μV hasta un bajo rango de mV (menor de 10mV). La amplitud, y las propiedades de las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia depende de factores tales como:

- *El tiempo y la intensidad de la contracción muscular.*
- *La distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular.*
- *Las propiedades de la piel (por ejemplo el espesor de la piel y tejido adiposo).*
- *Las propiedades del electrodo y el amplificador.*
- *La calidad del contacto entre la piel y el electrodo.*

Los aspectos más importantes relacionados con la adquisición y el análisis de señales EMG de superficie fueron tratados en un consenso multinacional llamado SENIAM: Surface EMG for the Non - Invasive Assesment of Muscles, donde se discute desde la construcción del electrodo hasta su ubicación.

La medición y la representación de las señales EMG de superficie dependen de las propiedades de los electrodos y su interacción con la piel, el diseño del amplificador y la conversión y subsecuente almacenamiento de la señal de formato análogo a digital (A/D).

La calidad de la señal EMG medida es usualmente descrita por la relación entre la señal EMG medida y las contribuciones de ruido indeseadas por el ambiente. La meta es maximizar la amplitud de la señal mientras se minimiza el ruido. Asumiendo que el diseño del amplificador, la relación y el proceso de conversión A/D están por encima de los estándares aceptables entre la señal y el ruido está determinada casi

exclusivamente por los electrodos y más específicamente, las propiedades del electrodo y el contacto con la piel.

2.4 EMG Y ESTUDIO DE LA UNIDAD MOTORA

En patología neuromuscular se parte siempre de un concepto fisiológico fundamental: el de unidad motora (UM). Una UM es el conjunto formado por una motoneurona alfa del asta anterior de la médula (o del troncoencéfalo), su axón y las fibras musculares por él inervadas. 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 sumación temporoespacial 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. De ahí la distinción entre neuronopatías, radiculopatías, neuropatías, alteraciones de la placa motriz y miopatías.

a) ELECTROMIOGRAFÍA CONVENCIONAL

Consiste en el registro de la actividad bioeléctrica generada por músculo mediante el electrodo concéntrico (EC) de Adrian y Bronk o con electrodo monopolar (EM). El EC tiene una superficie de registro de forma helicoidal de 150 x 580 mm que equivale a 0,07 mm²; la del EM es de forma cónica y mide 0,25mm². Este tamaño es el adecuado para el estudio de los PUM.

La EMG de aguja está indicada cuando se sospecha la presencia de trastornos miógenos o neurógenos, sean estos primarios o secundarios, ver figura.II.2.



Fig.II.2. Electromiografía de aguja o electrodo concéntrico 2

Siguiendo la metodología de Buchthal (1), se explora en primer lugar el músculo en reposo para detectar la presencia de actividad espontánea que según sus características y contexto clínico y electromiográfico puede indicar denervación del músculo (fibrilación, ondas positivas, descargas de alta frecuencia), lesión primaria del músculo (fibrilación, ondas positivas, descargas de alta frecuencia), trastornos irritativos del nervio o de la motoneurona (fasciculación, miokimia) o del músculo (miotonía), ver figuras II.3 y II.4.

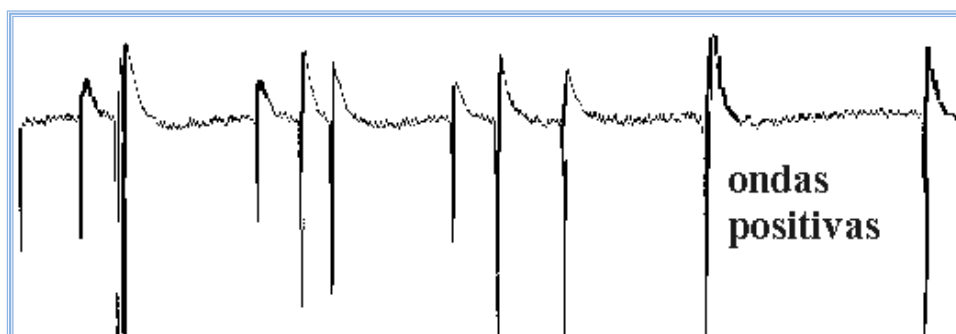


Fig.II.3. Ondas positivas 3

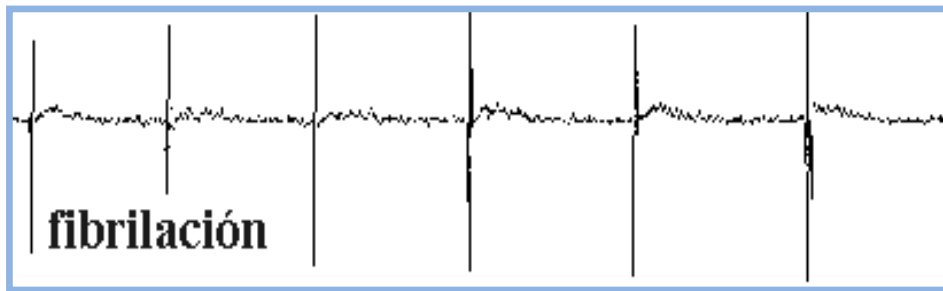


Fig.II.4. Fibrilación 4

*A continuación se estudia la actividad electromiográfica durante la activación voluntaria del músculo para valorar, las características de **reclutamiento** de los PUM, la **configuración** de los PUM y el patrón de **máximo esfuerzo**.*

Reclutamiento

Con una contracción de intensidad mínima (umbral de activación) la frecuencia de batido de un PUM es normalmente de 5 a 10 Hz. La frecuencia de reclutamiento es la frecuencia de batido de una unidad motora cuando la siguiente empieza a ser reclutada, ver figura II.5.

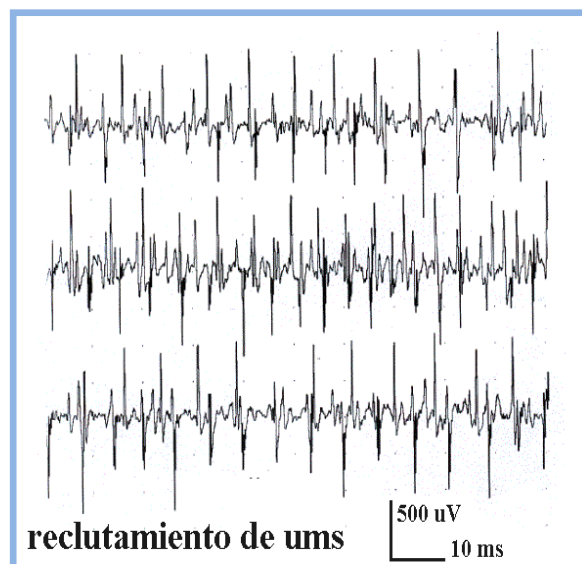


Fig.II.5. Reclutamiento de los PUM 5

Configuración

Es de gran importancia para el diagnóstico. Suelen distinguirse varios parámetros, ver figura II.6:

- **Amplitud.** Se mide pico a pico y es un parámetro de gran utilidad diagnóstica cuando es claramente patológica.
- **Duración.** La duración de los PUM es uno de los parámetros de más importancia diagnóstica por su correlación con el número de fibras de la UM (véase más adelante). Es mayor en los músculos de los miembros y aumenta con la edad.
- **Estabilidad.** Se analiza mejor atenuando bajas frecuencias del PUM mediante los filtros pasa alta. Es muy útil para evaluar rápidamente la transmisión neuromuscular y la reinervación.
- **Morfología.** Los PUM tienen habitualmente una morfología bifásica, más raramente tri o tetra fásica. Cuando tienen más de 4 fases se denominan polifásicos. Se valora también la presencia de satélites (potenciales tardíos).

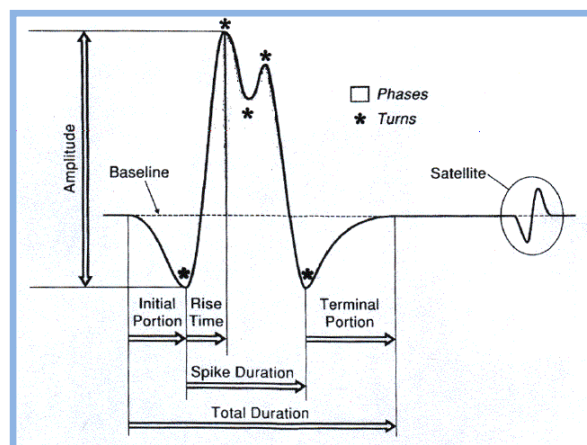


Fig.II.6. Configuración de los PUM 6

Patrón de máximo esfuerzo

Se correlaciona con el número de UM que se activan. Clásicamente se distinguen 5 grados de distintos: normal, deficitario, muy deficitario, simple, ausencia de actividad voluntaria.

En general, los músculos a examinar se seleccionan según la sintomatología que el paciente presente. Si ésta es focal, como en las radiculopatías, deben explorarse, además de los músculos clínicamente afectados, algunos músculos supra e infrayacentes para poder hacer una valoración topográfica. En los procesos generalizados se recomienda explorar músculos proximales y distales pertenecientes a extremidades superiores e inferiores, así como músculos cefálicos y para vertebrales.

*En cuanto a la **metodología**, los filtros deben situarse entre 20 y 5Khz para la actividad espontánea y entre 2Hz y 10kHz para el estudio de los PUM, a menos que el programa utilizado indique otros parámetros.*

Aparte de la edad deben tenerse en cuenta otros factores que pueden modificar los parámetros de los PUM. El frío tiende a aumentar la duración de los PUM y debe controlarse en los músculos superficiales. El sexo femenino tiende a tener PUMs de duración más breve.

b) ELECTROMIOGRAFÍA CUANTITATIVA

En los años cuarenta Buchthal y cols iniciaron el estudio cuantitativo de los PUM midiendo manualmente los PUM sobre un registro gráfico realizado en papel durante una contracción con esfuerzo ligero - moderado.

Análisis manual de los PUM

Este método popularizado por Buchthal y cols en la década de los 50 (2) incluye el análisis con electrodo concéntrico de al menos 20 PUM en los que se miden la amplitud, duración y número de fases. Los valores obtenidos se comparan con los valores de referencia coleccionados por esta escuela a lo largo de varios años. En ellos se especifican las características de los filtros (2-2000 Hz), ganancia de los amplificadores (50-200 uV), velocidad del registro (1 msec/mm) y condiciones del registro. Los criterios de comienzo y final de los potenciales no están cuantitativamente definidos.

Es uno de los métodos más útiles en la distinción entre procesos neuropáticos y miopáticos y en su monitorización. Requiere tiempo y experiencia por lo que no es sistemáticamente utilizado en todos los laboratorios.

En la actualidad, la aplicación de los microprocesadores, el trigger y la línea de retraso ha facilitado la adquisición, análisis y procesamiento de los PUM. Otros métodos de análisis de PUM, algunos ellos variantes del anterior, se han desarrollado en los últimos tiempos. Los más frecuentemente utilizados son:

Análisis por descomposición de PUM (ADEMG)

La aplicación a la EMG de los ordenadores llevó al desarrollo de esta técnica por Guiheneuc y Mc Gill y Dorfman (3). En ella se pretende extraer muchos PUM de un solo registro EMG intentando descomponer cada trazado EMG en sus PUM constituyentes. Las señales se procesan para identificar la aparición de PUM discretas.

Estos PUM se utilizan como "plantillas" para comparar unos PUM con otros mediante varios algoritmos y obtener así la morfología de los PUM y su frecuencia de batido incluso con fuerzas de contracción elevadas. Tiene el inconveniente de que PUM generados por diferentes unidades motoras van a ser considerados como el mismo y por tanto mal clasificados. Para obviar este inconveniente, De Luca y cols (4) han desarrollado una técnica denominada "descomposición de precisión". En ella se hace un registro en varios canales de la actividad electromiográfica obtenida de 4 superficies de registro. Los 4 puntos de registro generan 3 registros bipolares de modo que cada unidad motora es definida por 3 PUM diferentes. Es un método excelente que permite la individualización de PUMs incluso durante el máximo esfuerzo voluntario. Requiere muchos canales de registro y quizá por esto su uso no se ha generalizado.

Análisis de múltiples PUM

Es una técnica muy reciente desarrollada casi simultáneamente por Stalberg y cols y Nandedkar (5). Mediante la técnica de la plantilla, el programa informático identifica PUM discretos, en ocasiones 4 ó 5 simultáneamente. El barrido es libre aunque suele emplearse el trigger. Se utilizan filtros entre 5Hz y 10kHz y se registra la actividad electromiográfica a un 5% y a un 30% aproximadamente del máximo esfuerzo, en una zona donde los PUM "suenen" cercanos. Para cada nivel de contracción el período de análisis es de 5 a 10 segundos. Se recomienda coleccionar unos 30 PUM pues algunos serán probablemente rechazados en el proceso de edición. Para ello suelen ser suficientes 2-3 inserciones en la piel registrando en diferentes niveles del músculo en cada una de ellas.

El procesamiento de la señal se hace en varios pasos sucesivos: identificación, clasificación, visualización, edición intermedia y edición definitiva. Este método tiene la ventaja de que es rápido, reproducible e independiente de la ganancia del amplificador, si bien la promediación puede alterar la morfología de los potenciales inestables y hacer un cierto sesgo de selección hacia los PUM con frecuencias de activación más altas.

Análisis automático del patrón EMG voluntario

Existen varias modalidades de análisis automático del EMG (6). Uno de los más utilizados es el llamado análisis de "nubes" habitualmente conocido como Turns/Amplitude (5). En este método, variante del clásico método de Willison, se correlaciona automáticamente el número de "giros" (Turns) del EMG obtenido durante un esfuerzo ligero a intenso con la amplitud media de los sucesivos "giros". Un giro se define como todo punto de cambio de dirección de la señal igual o mayor de 100 mV respecto al giro anterior y al siguiente. Se registra y procesa el EMG obtenido en diferentes zonas del músculo hasta adquirir 20 puntos.

Se considera anormal una variación igual o mayor del 10%: 2 o más puntos (sobre 20) por encima de la "nube" normal denota un patrón neuropático, y 2 o más por debajo configura un patrón miopático. Se valora también el cociente Giros/Amplitud.

Su sensibilidad es elevada, es muy rápido y de fácil de aplicación incluso en niños. El mayor inconveniente es que no permite estudiar un parámetro como la estabilidad de los PUM y la presencia de potenciales satélites.

c) ELECTROMIOGRAFÍA DE FIBRA SIMPLE (EMGFS)

Se trata de una técnica diseñada y desarrollada por Stalberg y cols (7) desde comienzos de los años 60. Se utiliza una aguja especial con un área de registro muy pequeña (25 micras de diámetro) que, empleando filtros (bajas: 500 Hz, altas: 10 kHz) que atenúan las bajas frecuencias, permite registrar y estudiar la actividad aislada de una sola fibra muscular. Las dos indicaciones fundamentales son la detección de cambios en la estructura de la UM y el estudio de la transmisión neuromuscular.

Aunque se valoran varios parámetros, los más utilizados en la EMG clínica son la densidad de fibras (DF) y el Jitter (tremolación, inestabilidad).

La DF es un parámetro que informa sobre la disposición (arquitectura) de las fibras en la Unidad Motora. Solo se puede hacer mediante activación voluntaria ligera y requiere por tanto la colaboración del paciente. Los valores normales, que aumentan con la edad en particular después de los 60 años, oscilan de 1,4 a 1,7. Un aumento de la DF indica de forma muy sensible la existencia de reinervación colateral mucho antes de que se pueda ver agrupamiento en la biopsia de músculo.

El Jitter consiste en el cálculo las variaciones de los tiempos de transmisión neuromuscular en las descargas sucesivas. La elevación por encima de los valores normales indica alteración de la transmisión neuromuscular. Por su sensibilidad es un parámetro de extraordinaria utilidad en el diagnóstico de trastornos de la placa motora, en particular la Miastenia Gravis, incluso en estadios subclínicos. Por ello, a pesar de la dificultad técnica que la obtención y análisis de los potenciales entraña, su uso se ha generalizado.

El método convencional de obtención de señales es la activación voluntaria con esfuerzo ligero que, mediante el trigger y la línea de retraso, permite aislar y analizar los potenciales. Para poder calcular el Jitter es necesario mantener visualizados al menos dos potenciales de fibra simple. Hasta hace unos años se empleaba preferentemente la técnica manual para el cálculo del Jitter mediante la superimposición de potenciales. En la actualidad, la mayoría de los electromiógrafos incorporan un programa específico que permite la medición automática del Jitter y otros parámetros de fibra simple.

Los valores normales máximos son 45mseg para el Frontal y 55 para el Extensor Común de los dedos.

Otro método de obtención del Jitter es mediante la microestimulación axonal. Se emplea como método alternativo en los pacientes poco colaboradores o en coma, así como en experimentación animal. La microestimulación se hace mediante electrodo monopolar de aguja insertando el cátodo en el punto motor, el ánodo lateralmente, y situando la aguja de FS a unos 2-3 cm del cátodo, ver figura II.7.

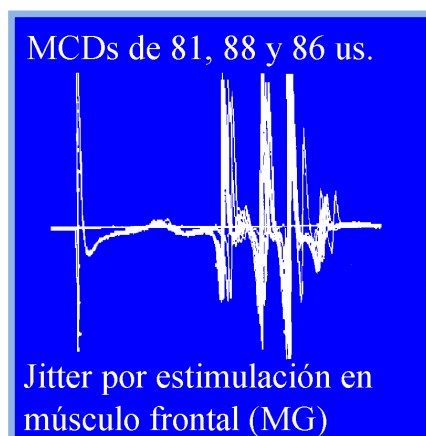


Fig.II.7. Método de obtención del Jitter 7

d) MACRO EMG

Lo característico de esta técnica es el electrodo "macro" que consiste en un electrodo con una cánula desnuda en una longitud de 15 mm que le permite captar la actividad de virtualmente todas las fibras de una unidad motora (10). El barrido es disparado mediante la técnica del "trigger" por un electrodo de fibra simple instalado en el centro de la superficie de registro del electrodo macro. La técnica precisa de 2 canales. Uno, que capta la actividad EMG mediante una aguja de Fibra Simple y dispara el barrido del osciloscopio; otro, que promedia la señal capturada por el electrodo macro. Los filtros del electrodo fibra simple se sitúan a 500 Hz y 10kHz y los de la macro a 8Hz y 8kHz. El barrido total de la pantalla suele colocarse a 50-80 ms; la señal se retrasa unos 40 ms para que se pueda ver bien su comienzo y final y para facilitar al algoritmo del programa la medición de la amplitud y del área.

Aunque la amplitud de los "macro PUMs" varía fisiológicamente con la edad y con el músculo examinado, en las neuropatías la amplitud aumenta significativamente mientras que en las miopatías cae de forma importante al menos en un porcentaje de potenciales.

La macro PUM es un parámetro que traduce el número total de fibras musculares de la unidad motora y por tanto de es gran utilidad en la diagnóstico y monitorización del tamaño de las unidades motoras en los procesos que cursan con denervación - reinervación (ELA, síndrome postpolio etc).

e) EMG DE SUPERFICIE Y ESTUDIO DEL ESPECTRO DE FRECUENCIAS

La primera es una técnica preferentemente utilizada en los laboratorios de kinesiología para valorar los patrones de marcha, para lo cual se procede a menudo al rectificado de la señal. En ocasiones se emplean electrodos profundos de hilo metálico que son más estables.

El estudio del espectro de frecuencias se emplea en el estudio de la fatiga muscular localizada y generó un buen número de trabajos y publicaciones a finales de los 80. Sin embargo, no llegó a perfeccionarse técnicamente al nivel necesario para un uso rutinario aunque todavía se emplea en algunos laboratorios en el estudio de fisiología de la musculatura respiratoria y de la fatiga diafragmática y otras alteraciones de la respiración.

2.5 INSTRUMENTACIÓN

La primera parte del proyecto consiste en la adquisición de la señal electromiográfica del sistema fisiológico para permitir su procesamiento en un PC. Para esto se utilizó un modelo típico de instrumentación: captación de la señal (sensores), acondicionamiento (amplificadores y filtros), conversor análogo digital (tarjeta de sonido pc) y procesamiento (PC), ver figura II.8.

Electrodos de superficie

En nuestro caso los electrodos de superficie son los que se utilizarán para cumplir con la primera parte de la adquisición de la señal, por ser de bajo costo y de fácil adquisición.

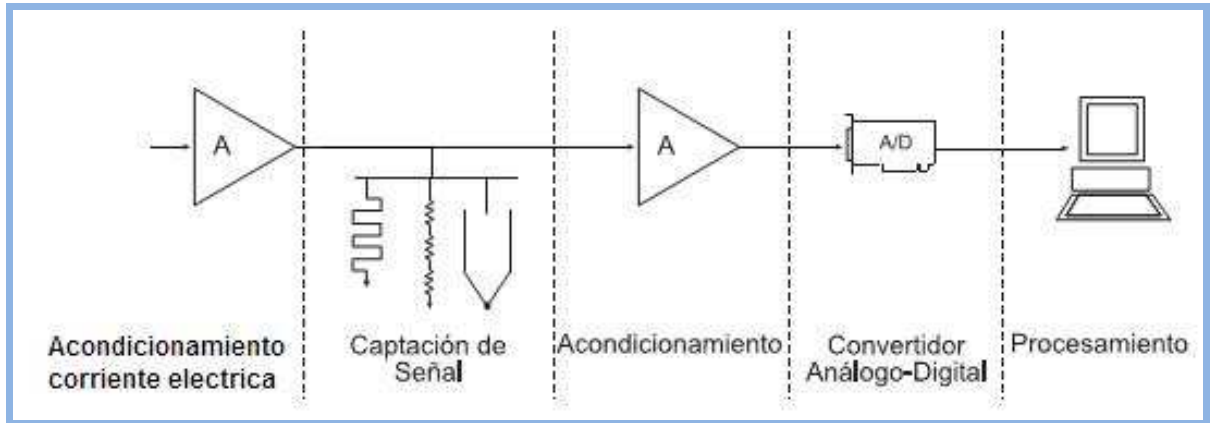


Fig.II.8. Sistema de instrumentación típico 8

Se utilizan común mente dos tipos de electodos de superficie:

- *Electodos secos en contacto directo con la piel.*
- *Electodos con gel utilizando un gel electrolítico como interface química entre la piel y la parte metálica del electrodo.*

a) *Electodos Secos*

Los electodos secos son principalmente utilizados en aplicaciones donde la geometría o tamaño del electrodo no permite gel. Electodos en barra, y arreglos de electodos son ejemplos de electodos secos. Con los electodos secos es común tener un circuito preamplificador cerca al electrodo, debido a la gran impedancia entre la piel y el electrodo asociada a los electodos secos. Debido a que los electodos secos son más pesados (típicamente > 20g) que los electodos con gel (típicamente < 1g), es más difícil mantener la fijación del electrodo a la piel comparado con los electodos con gel.

b) Electroodos con Gel

Los electroodos con gel utilizan un gel electrolítico como interface química entre la piel y la parte metálica del electrodo. Las reacciones químicas de oxidación y reducción toman lugar en la región de contacto entre la superficie metálica y el gel. El compuesto plata-cloruro de plata (Ag – Ag Cl) es el más común para la parte metálica de los electroodos con gel y es el tipo de compuesto que recomienda SENIAM. La capa de cloruro de plata permite que la corriente emitida por el músculo pase más libremente a través de la juntura entre el gel electrolítico y el electrodo. Esto introduce menos ruido eléctrico en la medida comparado con los equivalentes electroodos metálicos (Ag).

Debido a esto, los electroodos de Ag – Ag Cl son usados en más del 80% de las aplicaciones de EMG de superficie.

Los electroodos con gel pueden ser tanto desechables como reusables. Los electroodos desechables son los más comunes puesto que son más livianos y porque vienen en una gran variedad de formas y tamaños. Con la aplicación apropiada, los electroodos desechables minimizan el riesgo de un desplazamiento del electrodo durante inclusive movimientos rápidos.

Por tal razón, se seleccionaron electroodos con gel desechables para la realización de este proyecto. Estos electroodos se observan en la figura II.9, como se observa estos son fáciles de utilizar y aplicar al paciente además que su costo es otra ventaja. A diferencia de los electroodos de aguja estos son indoloros.

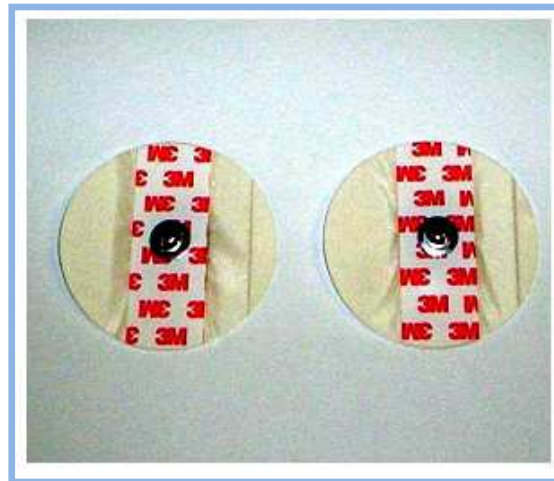


Fig.II.9. Electrodos desechables utilizados 9

La normatividad SENIAM define la distancia entre electrodos como “la distancia entre centros de las áreas de conductividad de los electrodos”. Con respecto a la distancia entre electrodos, la normatividad SENIAM recomienda que:

- *Los electrodos bipolares EMG de superficie tengan una distancia entre electrodos de entre 20mm y 30mm, ver figura II.10.*



Fig.II.10. Distancia correcta entre electrodos 10

- *Cuando los electrodos bipolares están siendo aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia entre no debe superar $\frac{1}{4}$ de la longitud de la fibra muscular .De esta forma se evitan los efectos debidos a tendones y terminaciones de las fibras musculares.*

Forma práctica de colocar los electrodos a la distancia correcta, ver figura II.11.



Fig.II.11. Colocación de electrodos a la distancia correcta.11

a) Posicionamiento de los electrodos

Las señales electromiográficas dan una muestra de la actividad eléctrica en los músculos durante una contracción. Sin embargo, estas señales están altamente relacionadas con la posición del electrodo sobre el músculo de interés. Debido a esto, es necesario que la ubicación de los electrodos sea consistente en sesiones consecutivas de estudio y sobre diferentes pacientes. Para determinar la ubicación de los electrodos es recomendado utilizar la normatividad correspondiente donde se encuentran sugerencias para la ubicación de los electrodos sobre 27 zonas musculares distintas.

El objetivo al ubicar los electrodos es conseguir una ubicación estable donde se pueda obtener una buena señal electromiográfica. Los electrodos se pueden ubicar sobre la superficie de la piel de manera longitudinal, o transversal.

Longitudinal

La recomendación SENIAM es ubicar el electrodo bipolar en la zona media del músculo, esto es, entre la terminación de la neurona motora que envía el impulso eléctrico al músculo (aproximadamente línea media del músculo) y el tendón distal.

Transversal

La recomendación SENIAM es ubicar el electrodo bipolar sobre la zona media del músculo, de tal forma que la línea que une los electrodos, sea paralela con el eje longitudinal del músculo.

Recomendaciones para la ubicación de electrodos:

1) Nombre del músculo: Bíceps Braquial



Fig.II.12. Ubicación electrodos en el músculo Bíceps Braquial. 12

2) *Nombre del músculo: Tríceps Braquial*

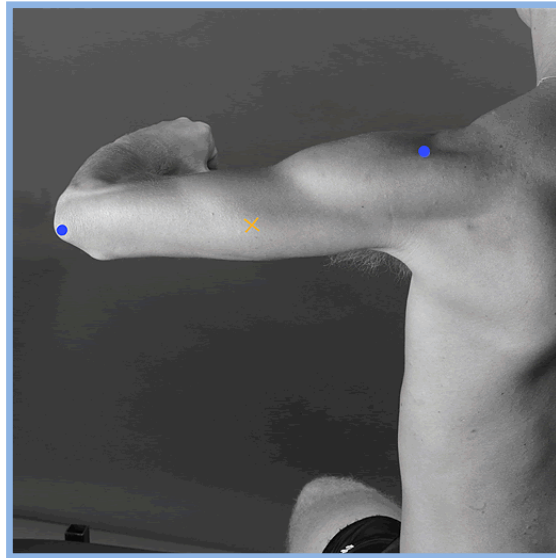


Fig.II.13. Ubicación electrodos en el músculo Tríceps Braquial. 13

3) *Nombre del músculo: Abductor pollicis brevis*



Fig.II.14. Ubicación electrodos en el músculo Abductor pollicis brevis. 14

4) *Nombre del músculo: Tibia anterior*

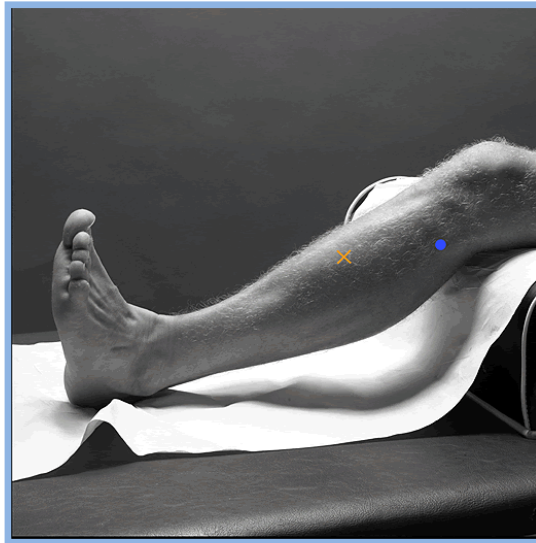


Fig.II.15. Ubicación electrodos en el músculo Tibia anterior 15

5) *Nombre del músculo: Perone longus*

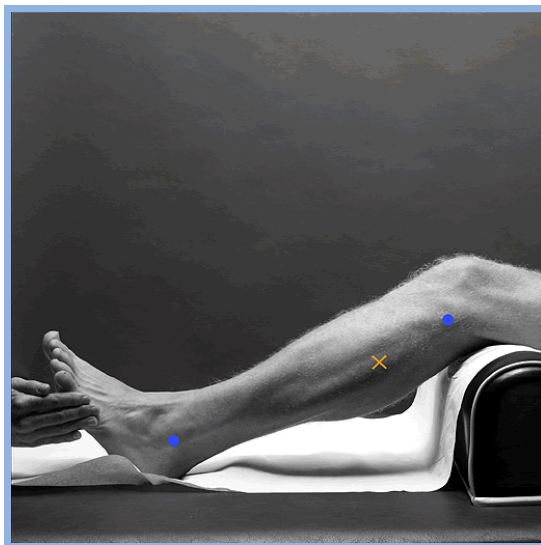


Fig.II.16. Ubicación electrodos en el músculo Perone longus 16

6) *Nombre del músculo: Perone Brevis*

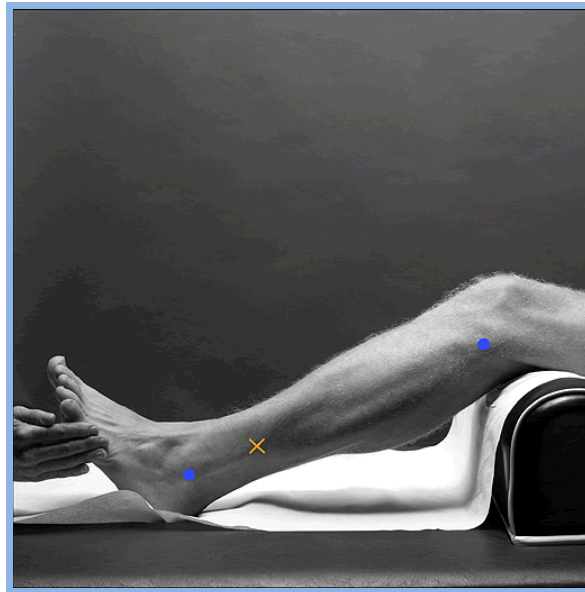


Fig.II.17. Ubicación electrodos en el músculo Perone Brevis. 17

7) *Nombre del músculo: Soleus*

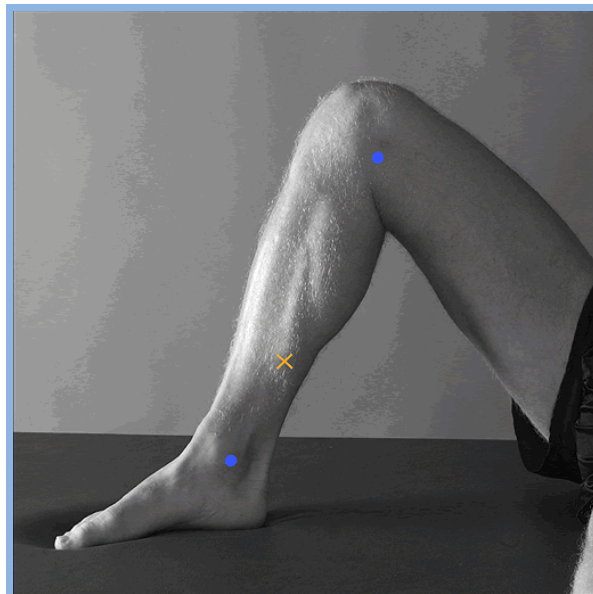


Fig.II.18. Ubicación electrodos en el músculo Soleus 18

8) *Nombre del músculo: Gastrocnemius*



Fig.II.19. Ubicación electrodos en el músculo Gastrocnemius. 19

9) *Nombre del músculo: Gastrocnemius lateral*

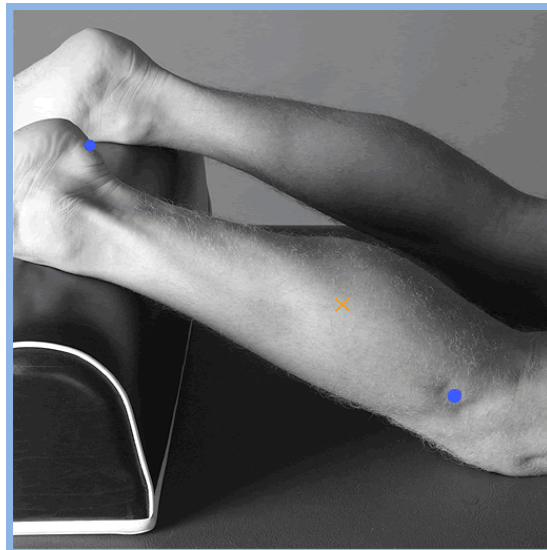


Fig.II.20. Ubicación electrodos en el músculo Gastrocnemius lateral. 20

Para este proyecto se ubicaron los electrodos superficiales de manera transversal sobre dos músculos (bíceps y tríceps) aplicando las recomendaciones como se observa en las figuras II.12, II.13, II.15 y II.16.

2.5.1 AMPLIFICADORES

2.5.1.1 Amplificador Instrumental

Para conseguir buena señal sin ruido, los amplificadores diferenciales son usados. Ya que el producto es proporcional a la diferencia entre los dos voltajes, Este circuito tiene un buen rechazo de modo común, el rendimiento del amplificador diferencial es limitado debido a la impedancia de contribución baja. Este problema ha sido evitado incluyendo una instrumentación doble Amplificador en el sitio de un amplificador diferencial.

AD620

El amplificador elegido para el diseño es el (AD620). El AD620 es de bajo costo, es un amplificador instrumental de alta exactitud, con superior rendimiento y un CMR más grande que 100dB a casi 1 kHz. También tiene un voltaje de compensación de máximo de 50uV (máximo de 1nA), y bajo ruido de voltaje (0.28uV de 0.1 hertz para 20Hz).

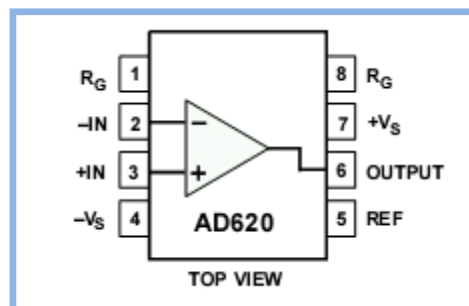


Fig.II.21. AD620 21

2.5.1.2 AMPLIFICADOR OPERACIONAL DE ALTA PRECISIÓN

Op97

El OP97 mantiene las normas de rendimiento establecidas por la OP07, la utilización es de 600 μ A actualmente. El OP97 es ideal para uso en la precisión a largo plazo o una muestra de integradores y mantener los circuitos que deben operar a temperaturas elevadas.

Usa voltajes que están dentro del rango $\pm 2,25$ V a ± 20 V, es decir tiene requisitos mínimos de funcionamiento. El OP97 es un dispositivo preferido para portátiles y baterías de instrumentos.

Este amplificador en nuestro proyecto nos ayuda a controlar los niveles de corriente, ya que al conectar los electrodos al paciente puede haber niveles demasiados altos que pueden provocar molestias al músculo que esta siendo examinado.

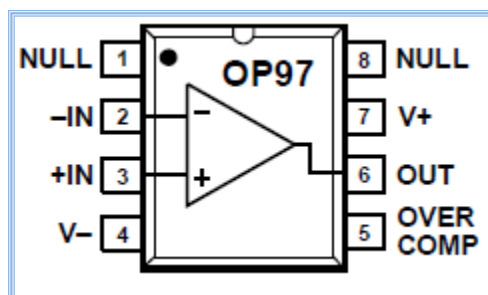


Fig.II.22. OP97 (amplificador de alta precisión. 22

2.5.1.3 AMPLIFICADOR OPERACIONAL

TL084

El TL084 JFET-amplificador operacional que está diseñado para ofrecer una selección más amplia que cualquier amplificador operacional desarrollado previamente en esta familia. Cada uno de estos amplificadores viene incorporado por, JFET de alta tensión y transistores bipolares en un circuito integrado monolítico. La característica de estos dispositivos es compensar los prejuicios de corrientes, y el bajo coeficiente de temperatura.

Con este amplificador hemos construido un filtro pasa bajos para tratar de eliminar toda clase de ruido, en la etapa de hardware.

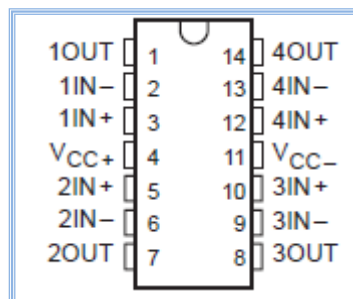


Fig.II.23. TL084 (amplificador operacional) 23

CAPITULO III

DISEÑO DEL SISTEMA

En base al análisis y selección de los instrumentos e integrados mas idóneos para sistema, se procederá a realizar el diseño del mismo.

Tomando los conceptos del capítulo anterior se ha diseñado un sistema de adquisición de datos donde vamos a detallar el algoritmo y el proceso matemático para el cálculo de ganancias y de filtros. Además se realizara el diseño en software de la etapa de procesamiento de datos, utilizando LABVIEW 8.6 como el software más adecuado para el desarrollo de esta etapa, siendo la más importante de nuestro sistema.

3.1 DISEÑO POR ETAPAS

En la Fig.III.1 se muestra el diagrama de flujo, con el cual se ha realizado todo el diseño y la implementación del prototipo.

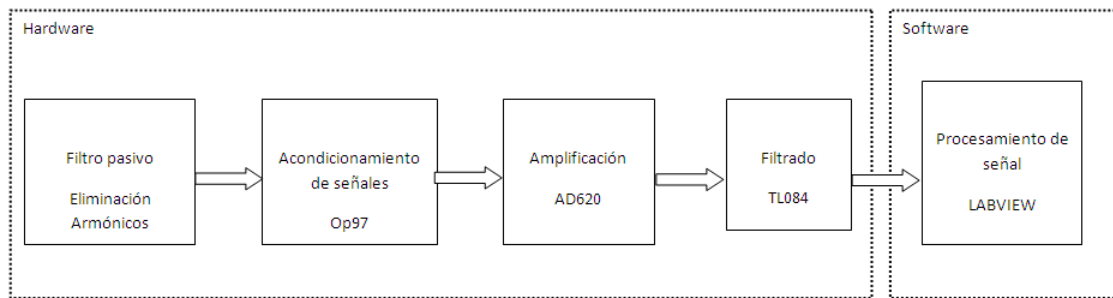


Fig.III.1. Diagrama de flujo 24

3.2 HARDWARE

3.2.1 Etapa de alimentación

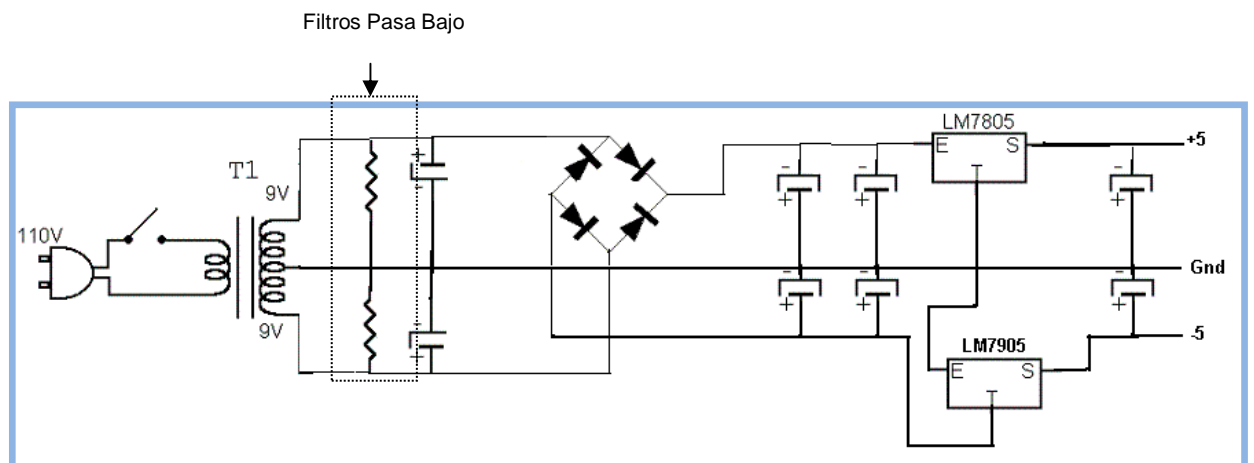


Fig.III.1. Esquema fuente de alimentación Ilustración 25

Para la etapa de alimentación se utilizó una fuente de 5 y -5 voltios, este voltaje es muy adecuado para el funcionamiento de nuestro sistema ya que los circuitos integrados

que utilizamos se manejan dentro de este rango de voltaje y al mismo tiempo evitamos que los mismos sufran algún daño por sobrecarga de voltaje.

El esquema utilizado para esta fuente es un sistema sencillo basado en la utilización de 7805 y 7905 que son reguladores de voltaje y nos ayudan a mantener el voltaje deseado, como podemos ver en la Figura.III.1, después de las salidas del transformador existe 2 filtros pasa bajos con resistencias y capacitores de potencia, los mismos que trabajan a la misma frecuencia, esta etapa se denomina eliminación de armónicos de la red eléctrica, cuyos cálculos se muestran en el siguientes ítem.

3.2.2 Etapa de eliminación de armónicos

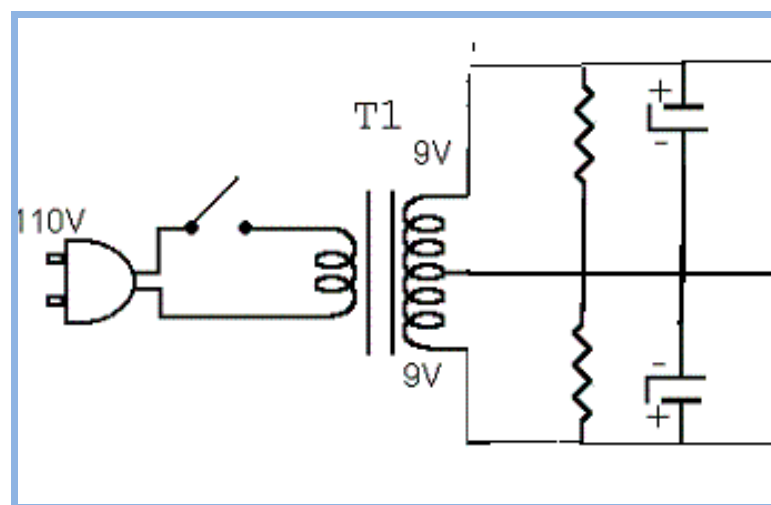


Fig.III.2 Filtro para eliminación armónicos Ilustración 25

Esta etapa fue diseñada en base a la necesidad de eliminar ciertas señales que se muestran al momento de adquirir la señal electromiográfica, estas son señales que se introducen son la señal eléctrica que viene del transformador a estas se las denomina

Armónicos, para nuestro estudio de electromiografía estas señales nos impiden tener una mejor visualización de los resultados, por tal motivo se diseñó un filtro pasa bajo que funciona a una frecuencia de 70Hz, para esto utilizamos resistencias y capacitores de potencia para poder eliminar en un porcentaje mínimo estas señales.

$$F_H = \frac{1}{2\pi RC}$$
$$R = \frac{1}{2\pi * 70 * 10\mu F} = 454.7\Omega$$

Debido a que comercialmente no existen resistencias de potencia de ese valor, por tal motivo se recalcularon los valores y se obtuvieron los siguientes datos:

$R = 220 \Omega$
$C = 6 \mu f$

Con estos valores se construyó el filtro pasa bajos para las salidas del transformador, según estudios eléctricos estos armónicos no se los pueden eliminar por completo de la red eléctrica el filtro que nosotros diseñamos en un porcentaje muy reducido ha reducido el tamaño de estas señales. Para poder eliminar con un mayor porcentaje estas señales existen filtros de potencia activos que son construidos con implementos que son muy costosos y solamente se comercializa a nivel empresarial.

3.2.3 Etapa de acondicionamiento de señal (op97)

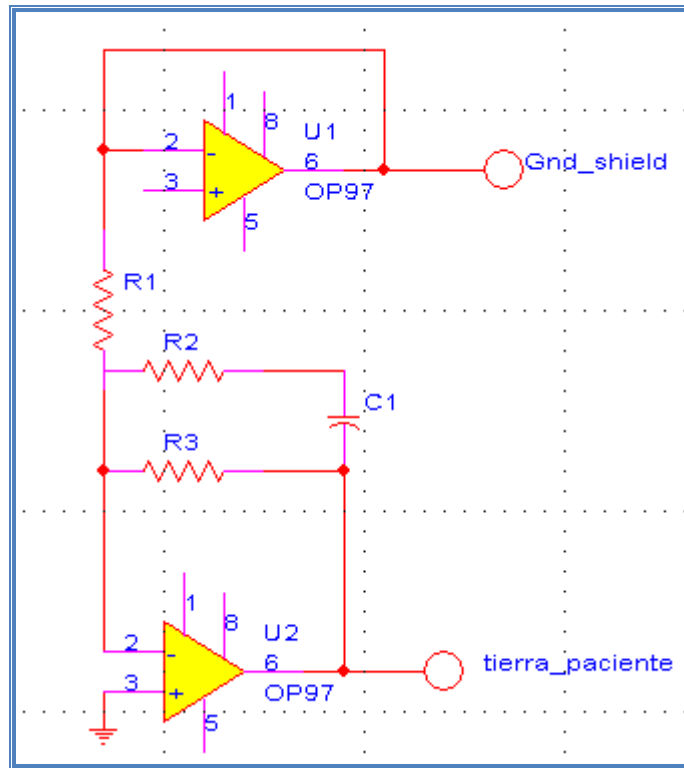


Fig.III.3 Diseño etapa de acondicionamiento Ilustración 27

Una de las cosas mas importantes dentro del diseño de este sistema es que se debe tener una buena conexión a tierra para evitar las señales de bajo ruido, ruido blanco, armónicos de la red eléctrica y con esto poder obtener una señal puramente del paciente, por tal motivo se ha utilizado 2 tipos de tierra:

1. Se utilizó la tierra del paciente, usualmente se toma de las rodillas, tobillos, hombros, codos, pies, etc. En general en sitios donde no haya músculo o venas.
2. Se utilizó tierra externa es decir se hace contacto con una parte metálica, que este cerca del prototipo o podría ser la misma carcasa.

Para esta etapa se utilizó amplificadores de precisión de baja potencia, ya que permite controlar la cantidad de corriente que va a pasar hacia el paciente, debido a que puede haber niveles de corriente demasiado altos y puede producir molestias a los pacientes y esto provocaría que los resultados del examen se alteren.

3.2.4 Etapa de adquisición de la señal

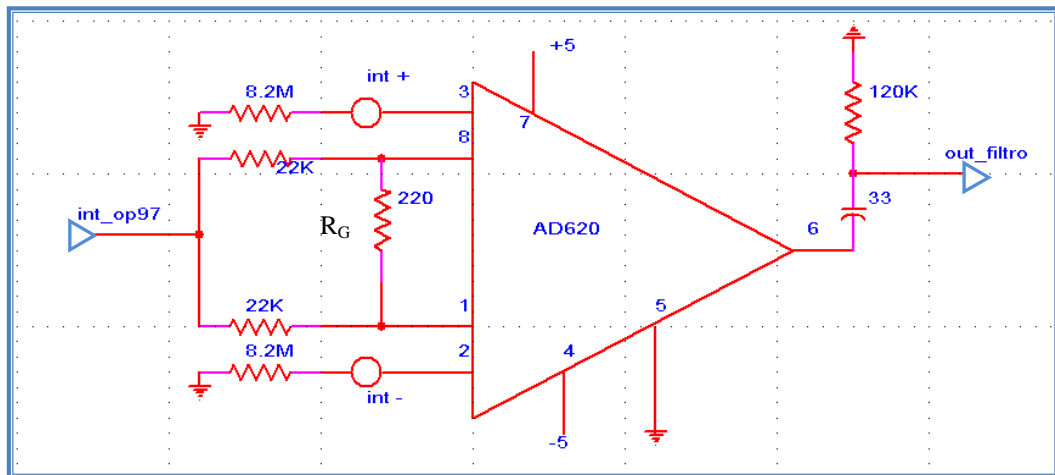


Fig.III.4 Diseño etapa de adquisición de la señal Ilustración 26

Se utilizó un amplificador instrumental que sirve para tener una ganancia de la señal ingresada ya que es demasiado baja para poder ingresar al computador y posteriormente ser procesada, el amplificador utilizado es el de bioinstrumentación, el cual fue implementado con un amplificador operacional AD620.

La ganancia obtenida con éste amplificador es de 250, para obtener el valor de la resistencia a utilizar se empleo la siguiente formula:

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

Donde:

G: ganancia

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{224 - 1} = 221.5\Omega$$

La resistencia comercial que más se aproxima a éste valor es de 220Ω, por lo que recalculando la ganancia se obtiene:

$$220\Omega = \frac{49.4K\Omega}{G - 1}$$

$$G = 223.5$$

3.2.5 Etapa de filtrado

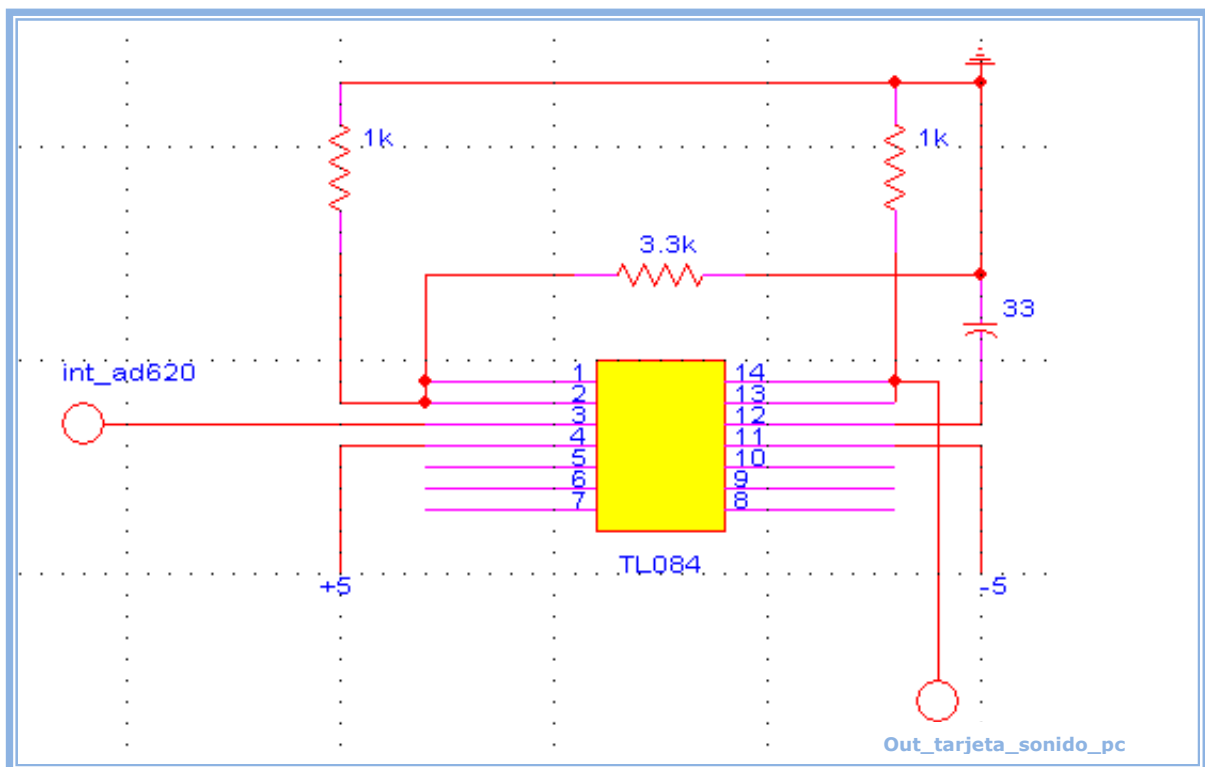


Fig.III.5 Diseño del filtro Ilustración 27

Se utilizó un filtro pasa bajos, cuya finalidad es limitar el rango de frecuencias entre 0 y 70 Hz, aunque este rango se ve modificado por los artefactos de movimiento, que se producen por dos fuentes principales: uno es la interfaz entre la superficie de detección del electrodo y la piel y el otro es el movimiento del cable que conecta el electrodo con el amplificador, además los filtros se utilizan para eliminar el ruido que se presenta por los equipos eléctricos que se encuentra alrededor.

La frecuencia de corte del filtro pasa bajas es de 70Hz, con ésta se determinó la resistencia correspondiente así:

$$F_H = \frac{1}{2\pi RC}$$
$$R = \frac{1}{2\pi * 70 * 0.1\mu F} = 680\Omega$$

Con el diseño de cada etapa, se realizó el circuito eléctrico completo del sistema de adquisición, como se puede ver en la fig.III.6, para posteriormente pasar a la fase de implementación y pruebas.

ESQUEMA GENERAL DE LA ETAPA DE ADQUISICIÓN EN HARDWARE

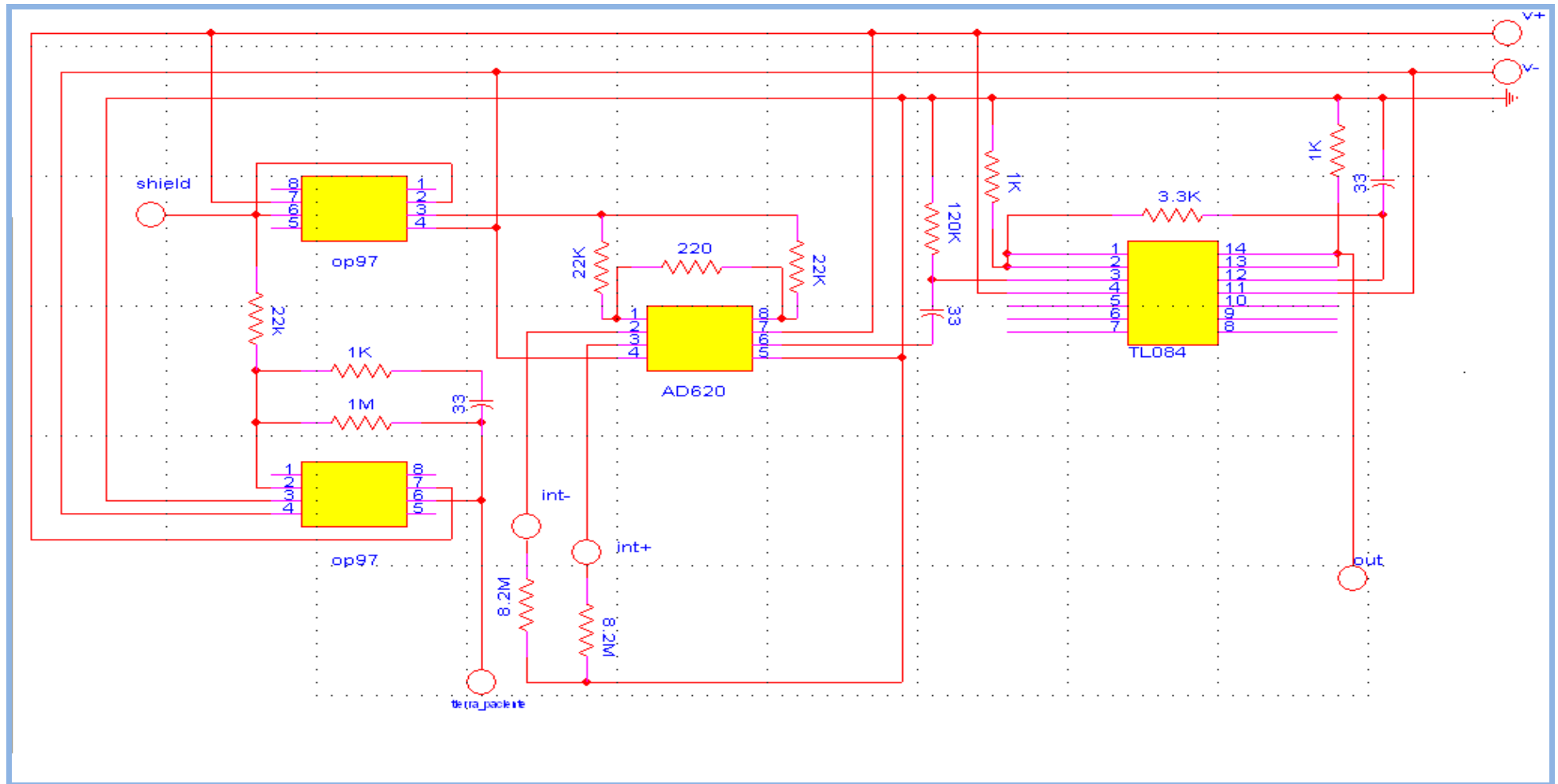


Fig.III.6. Esquema general etapa de adquisición Ilustración 28

3.3 SOFTWARE

Dentro del procesamiento de la señal se encuentra la etapa de programación, misma que se realizó utilizando LABVIEW 8.6, este proceso contiene etapas de adquisición, correlación, adición, filtrado, muestreo, análisis y finalmente presentación de resultados. En la fig.III.7 se puede visualizar el diagrama de bloques para con las etapas antes mencionadas.

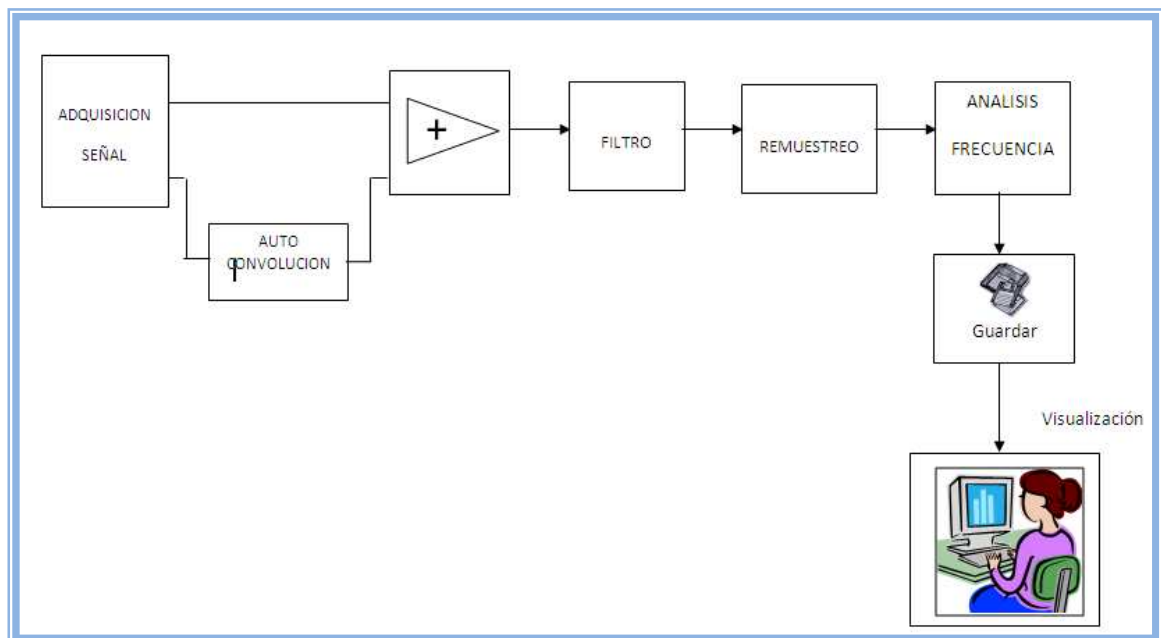


Fig.III.7. Diagrama de bloques etapa software Ilustración 29

3.3.1 DIAGRAMA GENERAL ETAPA ADQUISICION

La adquisición de la señal que viene desde la etapa de hardware se la hizo mediante la tarjeta de sonido del computador que se ha utilizado, para luego pasar por una convolución, luego sumarse con la señal original y pasar por el filtrado, después de ese

*proceso se realiza un remuestreo de la señal filtrada para poder visualizarla y realizar un análisis en frecuencia. El resultado de este proceso se guarda en archivos con extensión *.wav que luego podrán ser utilizados por el medico o la persona que este manejando el equipo, estos resultados podrán ser observados en la pantalla y analizados para posteriores conclusiones.*

Como se puede ver en la figura.III.8 el diagrama de bloques esta dividido en varias partes que a continuación se describe.

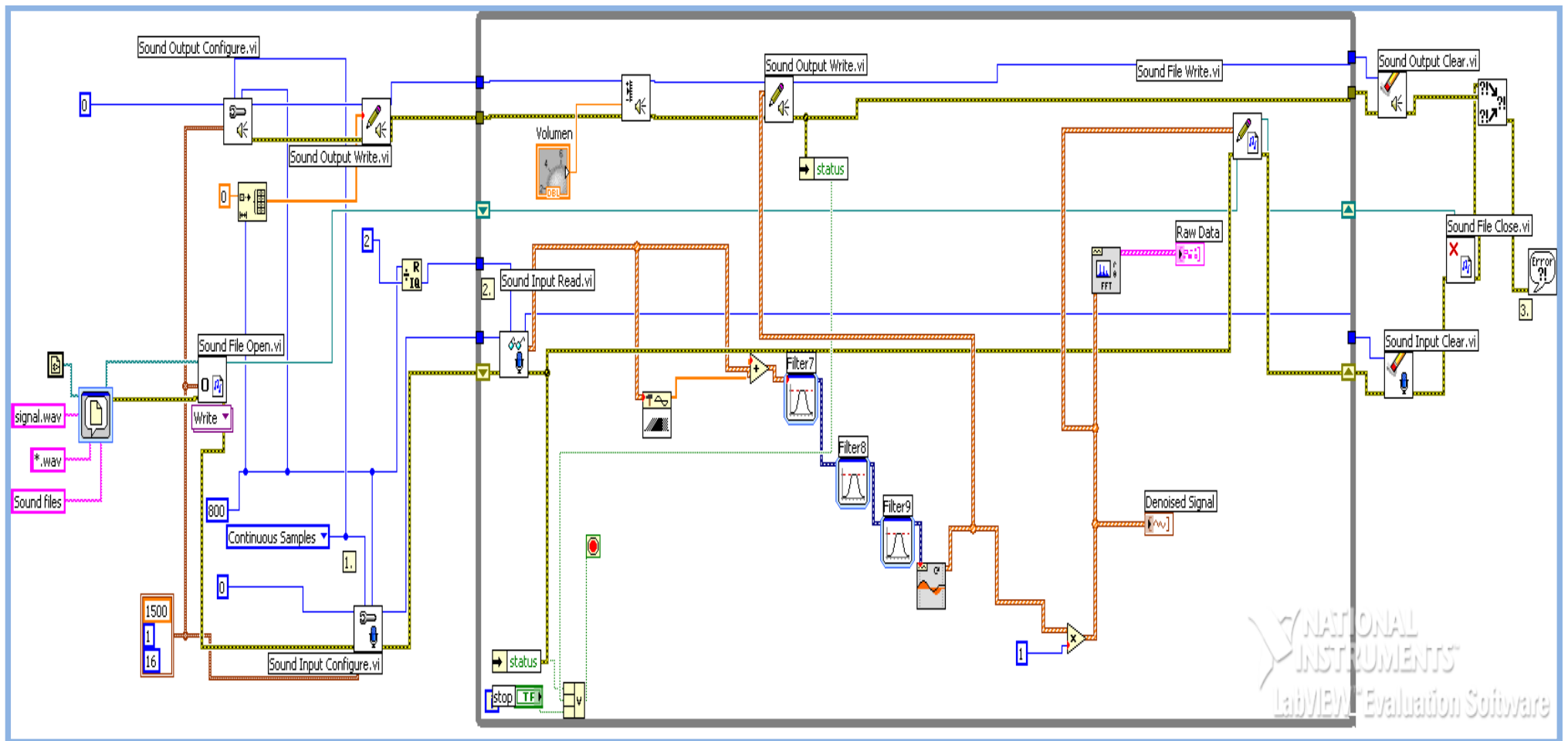


Fig.III.8. Diagrama general etapa adquisición Ilustración 30

3.3.2 ADQUISICION SEÑAL

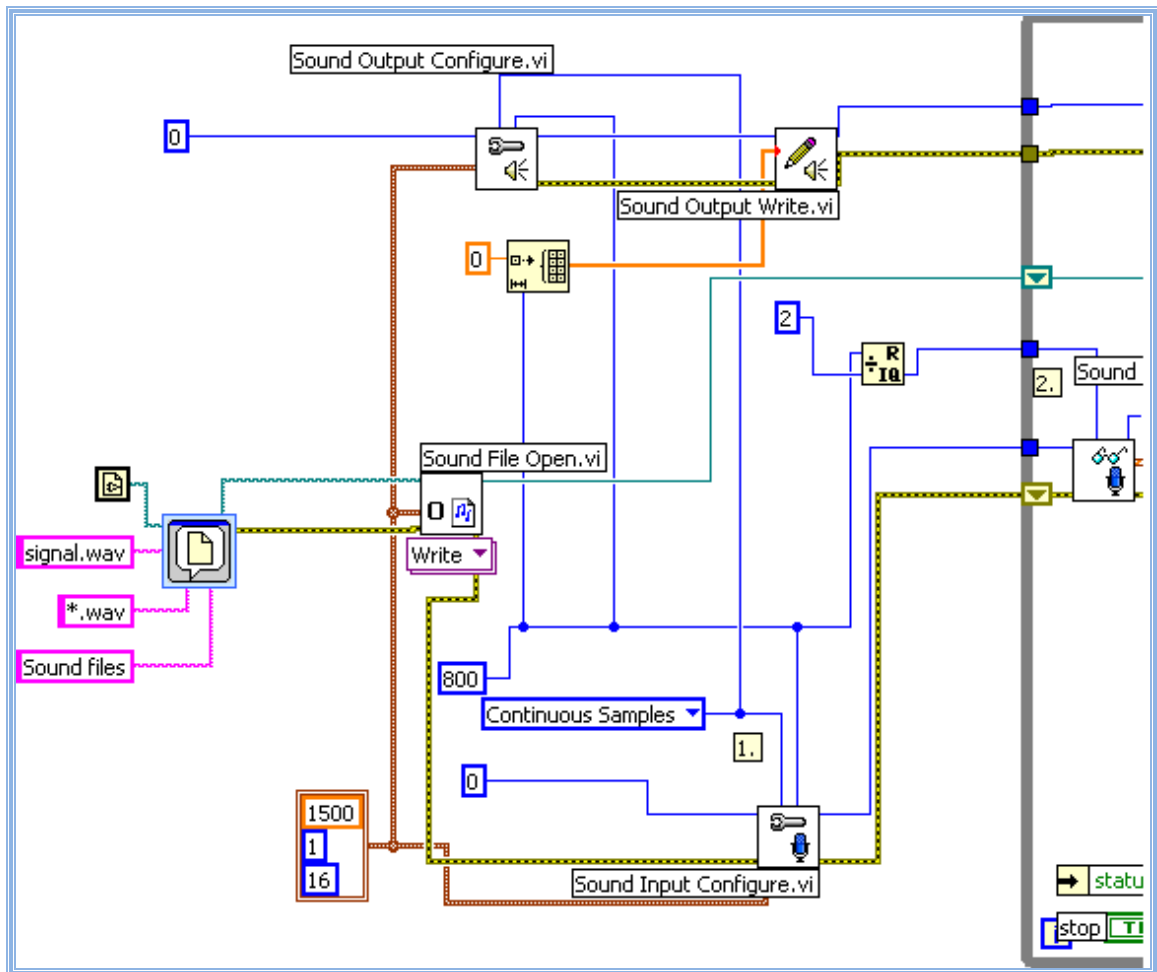
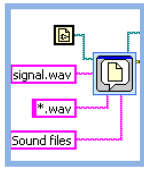


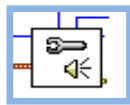
Fig.III.9. Adquisición señal Ilustración 31

El proceso de adquisición de la señal consiste básicamente en introducir la señal a la computadora mediante la tarjeta de sonido que la misma contiene, al momento de realizar este proceso hay que tomar en cuenta que el voltaje de la señal no debe estar mas allá de los 3 voltios para evitar que la tarjeta sufra algún daño, en nuestro caso el voltaje que se introduce es de 1.58 Voltios.

Como podemos observar en la figura.III.9, utilizamos varios elementos de Labview que nos ayudan a realizar este proceso, como por ejemplo:



Esta herramienta nos ayuda a mostrar un cuadro de dialogo en el que podemos guardar las señales que están siendo visualizadas, con opción a poner el nombre del archivo con extensión *.wav.



Esta herramienta nos ayuda a configurar el sonido de salida de un dispositivo. Aquí podemos configurar el formato de sonido, identificar el dispositivo que estamos utilizando, el número de muestras por canal para una operación continua.



Esta herramienta nos sirve para escribir o mostrar el sonido en un dispositivo de salida, por ejemplo en unos parlantes.



Configura el sonido de un dispositivo de entrada, adquiere los datos y los envía al buffer. Configura el formato de sonido, el número de muestras, el dispositivo a utilizarse, etc.

3.3.3 AUTOCORRELACION

Esta es una función muy importante en el procesamiento de la señal ya que permite incrementar los valores de la señal por encima de los valores de ruido que se encuentren en la misma.

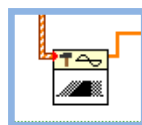


Fig.III.10. Autocorrelacion Ilustración 32

La ventaja de utilizar Labview es que no se tiene que utilizar formulas o escribir códigos sino que se puede utilizar herramientas que cumplen esa función, como por ejemplo la figura.III.10 muestra el icono de la función autocorrelación, que se utilizó en el diseño.

3.3.4 FILTRADO

Esta es la etapa es la mas importante del diseño, mediante esta se puede filtrar señales de ruido vs señales originales del paciente, debido a que hay gran cantidad de ruido ya sea por interferencia de artefactos eléctricos, antenas de TV, redes inalámbricas y otras razones mas estos filtros están diseñados en función de las necesidades del sistema. A continuación se describen los filtros que se utilizaron para lograr el objetivo.

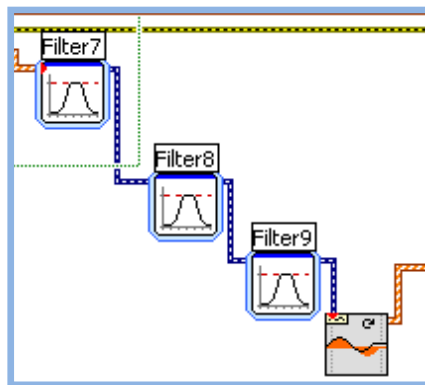


Fig.III.11. Filtros en cascada Ilustración 33

El primer filtro que utilizamos tiene las características mostradas en la Tabla III.1:

Tabla III.1 Características Filtro N°1 Tabla 1

Tipo de filtro	<i>Bandpass</i>
Frecuencia baja	<i>15Hz</i>
Frecuencia alta	<i>480Hz</i>
Topología	<i>Butterworth</i>
Orden	<i>6</i>

El segundo filtro que utilizamos tiene las características mostradas en la Tabla III.2:

Tabla III.2 Características Filtro N°2 Tabla 2

Tipo de filtro	<i>Bandstop</i>
Frecuencia baja	<i>50Hz</i>
Frecuencia alta	<i>63Hz</i>
Topología	<i>Butterworth</i>
Orden	<i>5</i>

El tercer filtro que utilizamos tiene las características mostradas en la Tabla III.3:

Tabla III.3 Características Filtro N°3 Tabla 3

Tipo de filtro	<i>Bandstop</i>
Frecuencia baja	<i>182Hz</i>
Frecuencia alta	<i>186Hz</i>
Topología	<i>Butterworth</i>
Orden	<i>5</i>

Con este tipo de filtrado se ha eliminando señales que se interponen sobre la señal. Además con el segundo filtro se eliminó una de las frecuencias que mas hace interferencia como es la de 60 Hz, esta es una onda demasiado grande y que contiene gran cantidad de ruido, casi imposible divisar la señal original del paciente por este motivo se ha diseñado estos filtros, para ayudar a eliminar señales parasitas.

3.3.5 ANALISIS EN FRECUENCIA

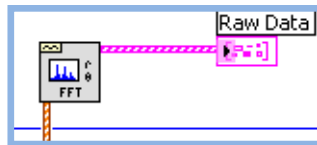


Fig.III.12. Transformada Rápida de Fourier (FFT) Ilustración 34

Para este proceso se utilizó la transformada rápida de Fourier FFT, como se puede ver en la figura.III.12, la misma que da resultados en magnitud y phase. Con esta función se logró obtener una señal en un 80% pura es decir que se presenta sin imperfecciones y reducido las señales parasitas que pudieren existir.

3.3.6 ALMACENAMIENTO DE LA SEÑAL

Como se puede ver en la fig. III. 13, en este procedimiento la señal es guardada en el directorio donde el usuario haya definido, esta señal es guardada como archivo de sonido *.wav, la misma que posteriormente podrá ser visualizada y escuchada para dar un diagnostico al paciente.

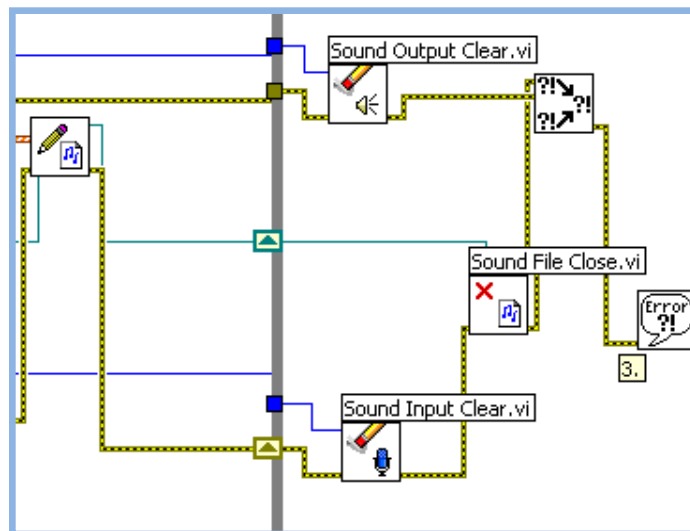


Fig.III.13. Diagrama de Almacenamiento de la Señal Ilustración 35

Según datos de médicos expertos en este tipo de exámenes para ellos es más fácil guiarse por el sonido que genere la onda guardada, pero lo confirman realizando el análisis en la imagen presentada. Luego que se guarda la señal se limpia la memoria y se matan los procesos.

3.3.7 VISUALIZACION DE LA SEÑAL

En la fig.III.14 se muestra como se ha creado una interfase para que el usuario pueda utilizarla de manera sencilla y rápida, esta básicamente consta de 3 visualizadores es decir que se pueden realizar varias pruebas a los pacientes y después volverlas a revisar y compararlas, además se pueden obtener reportes tanto en formato Web como formato impreso. Dentro de esto el usuario puede escoger que parte de la señal necesita analizar y luego regresar a la imagen principal, y también puede hacer zoom de la imagen, como se puede ver en las figuras.III.15 y III.16.

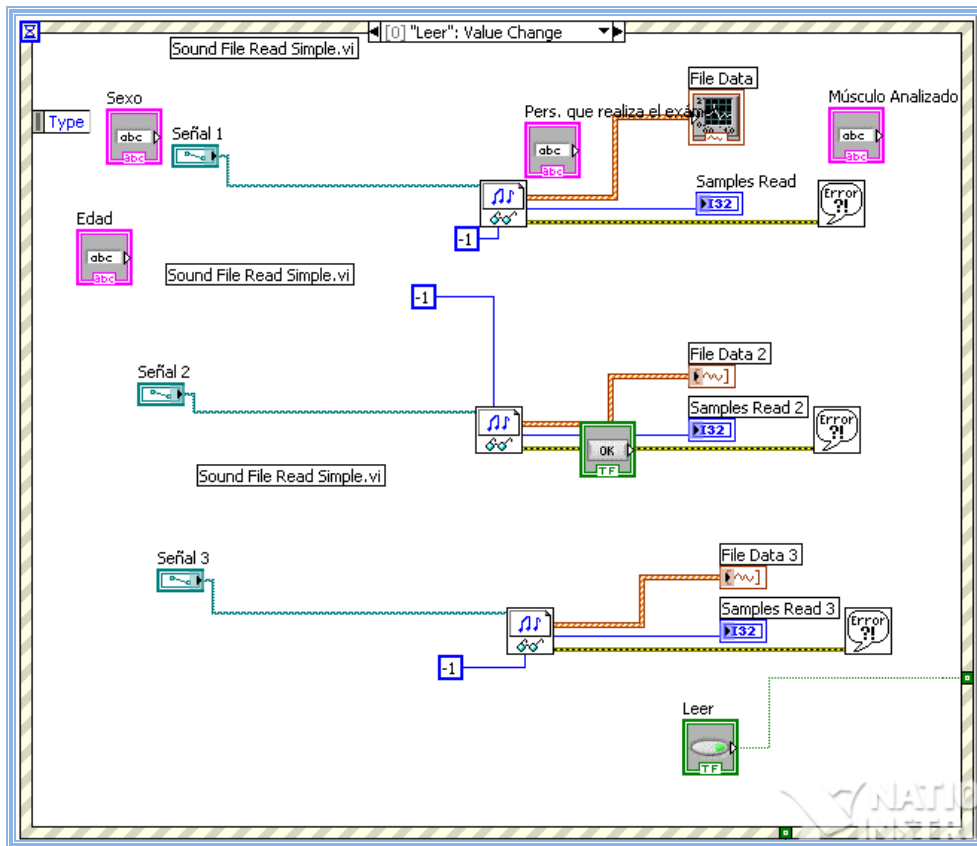


Fig.III.14. Diagrama etapa de Impresión o Visualización Ilustración 36

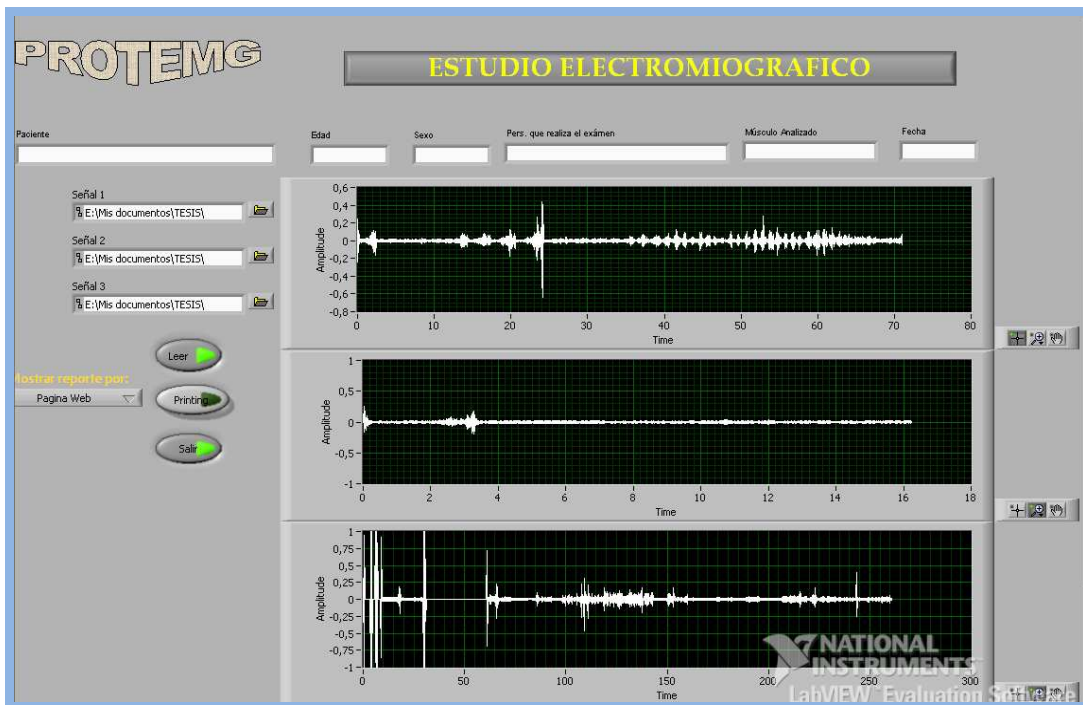


Fig.III.15. Estudio Electromiográfico Ilustración 37

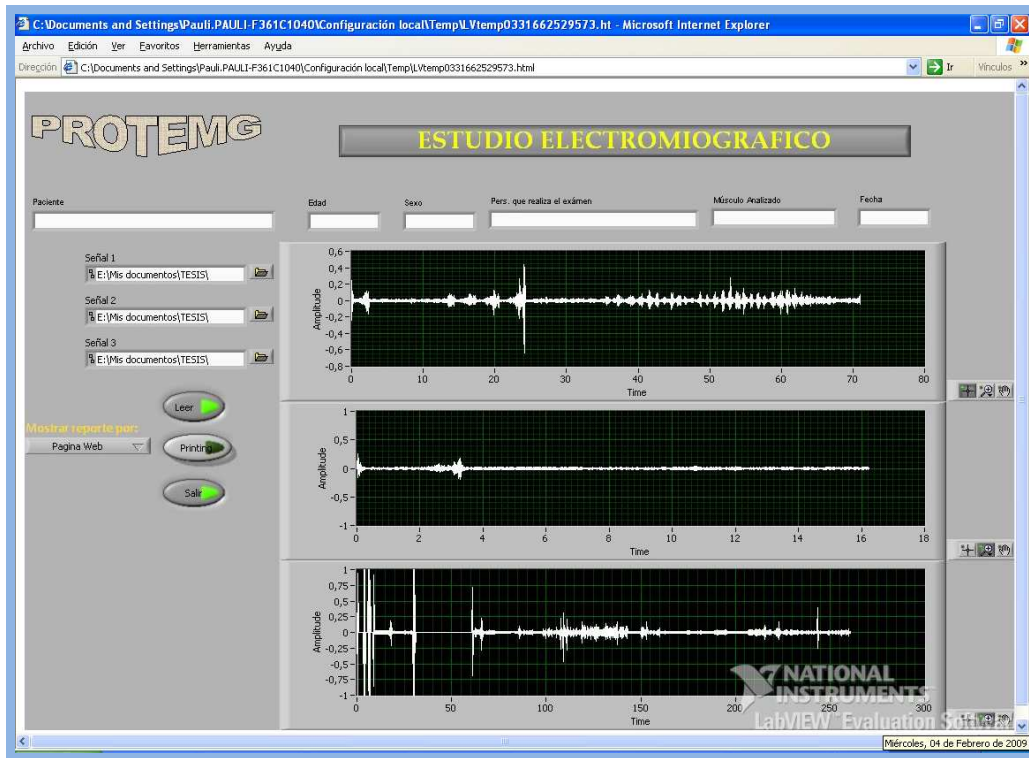


Fig.III.16. Reporte formato Web Ilustración 38

CAPITULO IV

IMPLEMENTACION Y RESULTADOS EXPERIMENTALES

4.1 IMPLEMENTACION

Aquí se indica las placas ya realizadas y probadas, para implementar los circuitos en plaquetas se utilizo el programa ExpressSCH, ya que este programa no es tan complejo y para pasar el circuito a la plaqueta se utilizo papel FOTOGRAFICO, debido al bajo costo del mismo y a su fácil utilización, en las paginas siguientes se indica los circuitos, las plaquetas, pruebas y resultados obtenidos.

4.1.1 PCB Layout de la fuente de alimentación

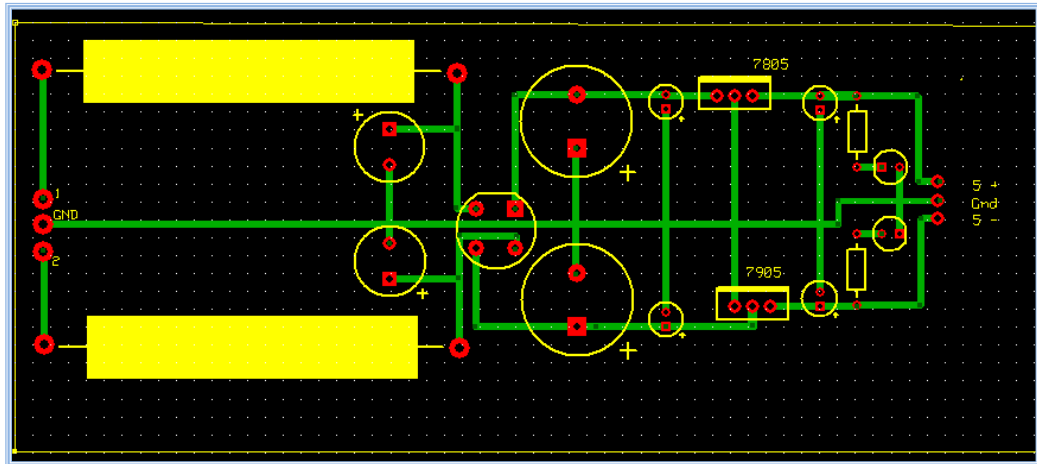


Fig.IV.1.Fuente de alimentación con filtro pasivo. Ilustración 39

4.1.2 PCB Layout del Prototipo Electromiográfico.

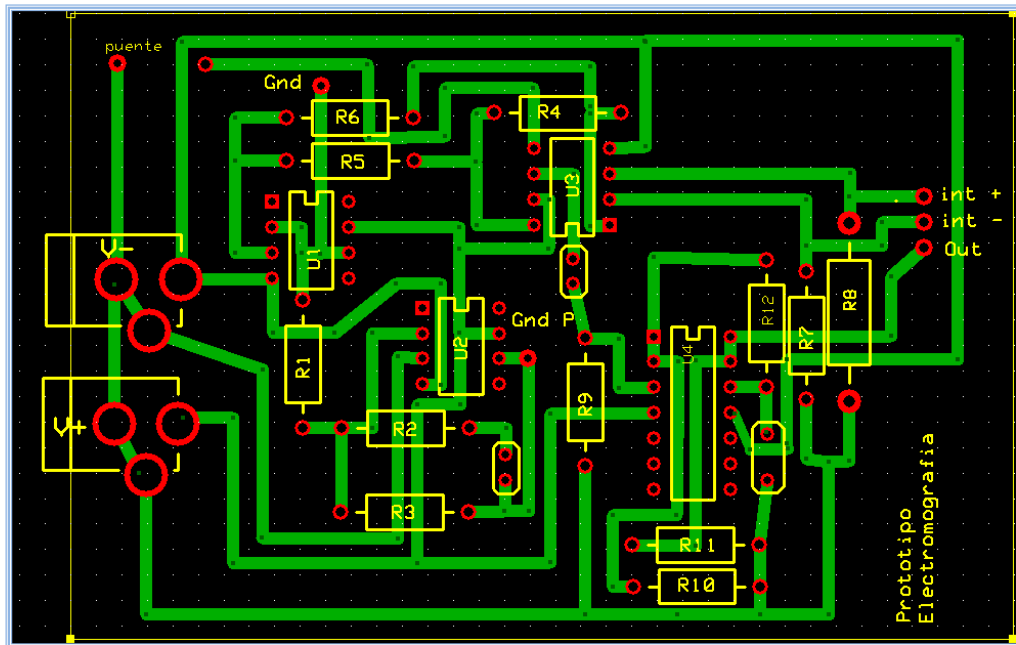


Fig.IV.2. Prototipo Electromiográfico Ilustración 40

4.1.3 Fuente de alimentación (+5 y -5 V)



Fig.IV.3. Plaqueta fuente de alimentación Ilustración 41

4.1.4 Adquisición de Datos



Fig.IV.4. Adquisición Señales Ilustración 42

4.1.5 CIRCUITO COMPLETO



Fig.IV.5. Diagrama Completo Ilustración 43

A continuación se observa la ubicación de los electrodos que se utilizo, los lugares donde se los ubica y también algunas recomendaciones para que este procedimiento sea correcta. Además se debe tomar en cuenta que para realizar este examen, es mejor que el paciente haya realizado ejercicio o algún tipo de esfuerzo físico, para que los músculos registren actividad muscular acorde a las necesidades del medico para poder brindar un diagnostico confiable al paciente.



Fig.IV.6 Ubicación de los electrodos –Músculo Biceps Ilustración 44

En la Fig.IV.6 se ubicaron 3 electrodos de la forma como ve observa en la imagen, estos tienen el siguiente significado:



Fig.IV.7. Electrodo de tierra - Ubicación Codo Ilustración 45

En la Fig.IV.7 se tomo como punto de tierra el codo del paciente, ya que es el más cercano al músculo analizado.



Fig.IV.7 Electrodo con señal positiva – ubicación músculo Ilustración 46

En la Fig.IV.7, la señal positiva que se adquiere del paciente se la distingue por el color del cable utilizado, en este caso es de color rojo y esta señal es ingresada al pin número 3 del amplificador AD620.

Tanto el electrodo positivo como negativo tienen una separación casi insignificante, como se describe en el capítulo II.



Fig. IV.8. Electrodo con señal negativa – ubicación músculo Ilustración 47

Para un correcto funcionamiento de los electrodos se debe tomar en cuenta lo siguiente:

- 1. Limpiar el sitio donde se va a poner el electrodo.*
- 2. Utilizar Alcohol etílico y algodón para quitar los excesos de grasa y suciedad, ver Fig.IV.9.*
- 3. Asegurarse de que los electrodos queden bien adheridos a la piel, ver Fig.IV.10.*



Fig. IV.9. Artículos de limpieza Ilustración 48

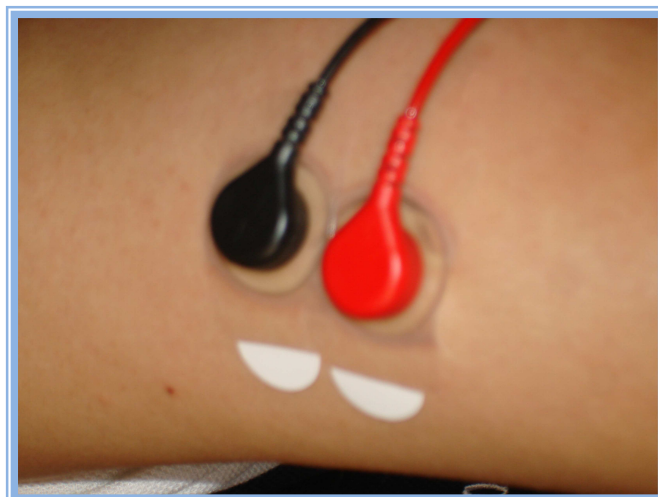


Fig. IV.10. Electrodos adheridos a la piel Ilustración 49

4.2 RESULTADOS EXPERIMENTALES

Durante el proceso de desarrollo del módulo se realizaron diferentes tipos de pruebas cada etapa diseñada, presentando resultados satisfactorios. De igual manera el software fue utilizado con diferentes señales para su análisis obteniendo un nivel adecuado en la visualización y fidelidad de estas.

Al realizar el acople del sistema completo se realizaron varias pruebas con diferentes personas para evaluar su funcionamiento.

A continuación se mostrarán algunos datos y gráficas de las diferentes pruebas del sistema obtenidas como fruto del diseño e implementación del circuito resultante.

En la Tabla.IV.1 tenemos los valores de voltajes tanto de entrada como de salida del prototipo, también tenemos el rango de frecuencias con las que trabajamos.

Tabla.IV.1. Valores obtenidos en las pruebas experimentales. Tabla 4

<i>V_{int} Señal + (mV)</i>	<i>V_{int} Señal - (mV)</i>	<i>V_{out}(volts)</i>	<i>Ganancia</i>	<i>Rango frecuencias de trabajo</i>
760	780	1.58	200	15 Hz – 500Hz

Las pruebas experimentales se realizo en los Lab. De la Facultad de Informática y Electrónica, donde se pudo tomar las frecuencias de los armónicos de la red eléctrica, se presentan en la Tabla.IV.2.

Tabla.IV.2 Rango de frecuencias de los armónicos. Tabla 5

Armónicos	Frecuencias(Hz)
1	65
2	195
3	325
4	455
5	585
AB = 130 Hz	

4.2.1 Prueba de funcionamiento del hardware con baterías

Debido a que el sistema se diseñó para funcionar con batería, una primera prueba es caracterizar el tiempo máximo durante el cual el hardware del sistema puede funcionar con la batería.

En esta prueba se utilizó dos baterías de 9 V la cual permitió un tiempo de funcionamiento óptimo de 3 horas, tiempo a partir del cual el voltaje decayó por debajo del voltaje de entrada mínimo permitido para la fuente del hardware del sistema.

4.2.2 Pruebas de compatibilidad del software de aplicación

Las pruebas realizadas al software de aplicación fueron orientadas a verificar la compatibilidad con diferentes sistemas operativos. El archivo de instalación fue probado en Windows VISTA ULTIMATE y XP. En este caso, la aplicación funcionó

correctamente. Sin embargo, para una correcta visualización de las ventanas y objetos de la aplicación, la configuración de pantalla del computador debe tener como resolución 1024x768 píxeles y una configuración de puntos por pulgada de 120.

4.2.3 Pruebas realizadas con Osciloscopio

Al realizar estas pruebas se pudo obtener las siguientes graficas, pudiendo concluir que la etapa de filtrado digital es muy necesaria ya que la interferencia que se capta es demasiado grande, según el estudio que se realizo el mismo osciloscopio produce interferencia eléctrica, por tal motivo nuestro software es el mas adecuado para el estudio electromiográfico.

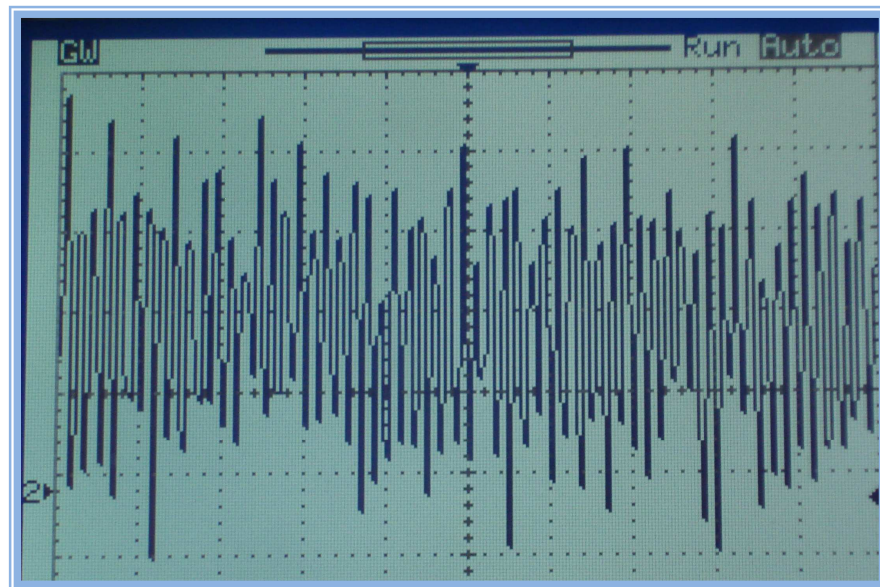


Fig.IV.6. Señal adquirida con Osciloscopio

En la Fig.IV.7. se puede ver claramente la señal mezclada con el ruido.

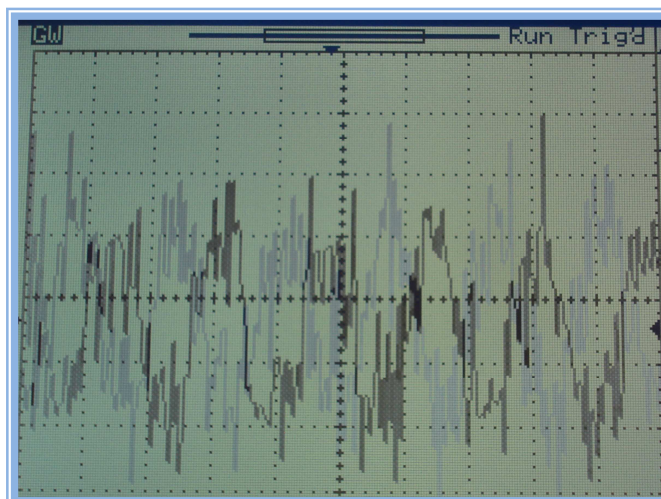


Fig.IV.7. Señal adquirida mezclada con ruido

4.2.4 Pruebas realizadas con el Software diseñado

En la Fig.IV.8 se puede visualizar señales distintas del mismo paciente, todo depende del movimiento que realice o del tipo de estimulación que se aplique y también del músculo en estudio, en este caso es el músculo Bíceps. Nuestro sistema permite realizar varias pruebas al mismo paciente en este caso fueron tomadas 3 veces.

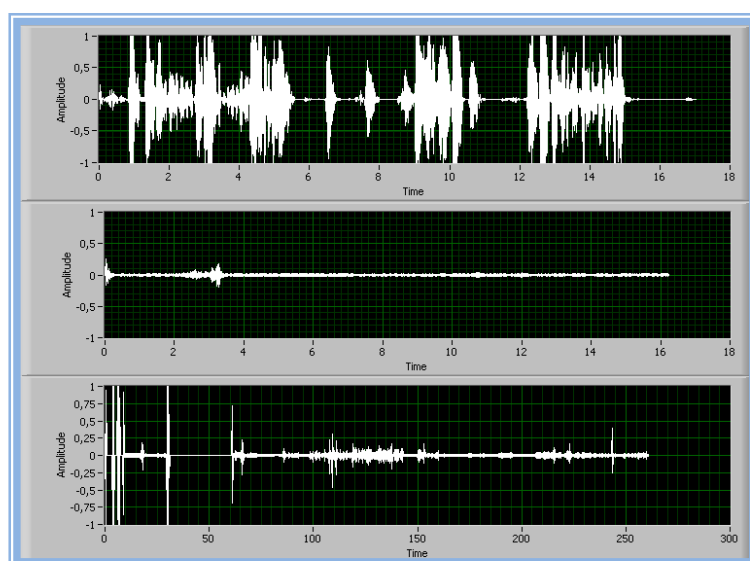


Fig.IV.8. Señales adquiridas al primer paciente 3 veces.

En la Fig.IV.9 observamos señales adquiridas a otro paciente, las muestras fueron tomadas en el mismo músculo del anterior.

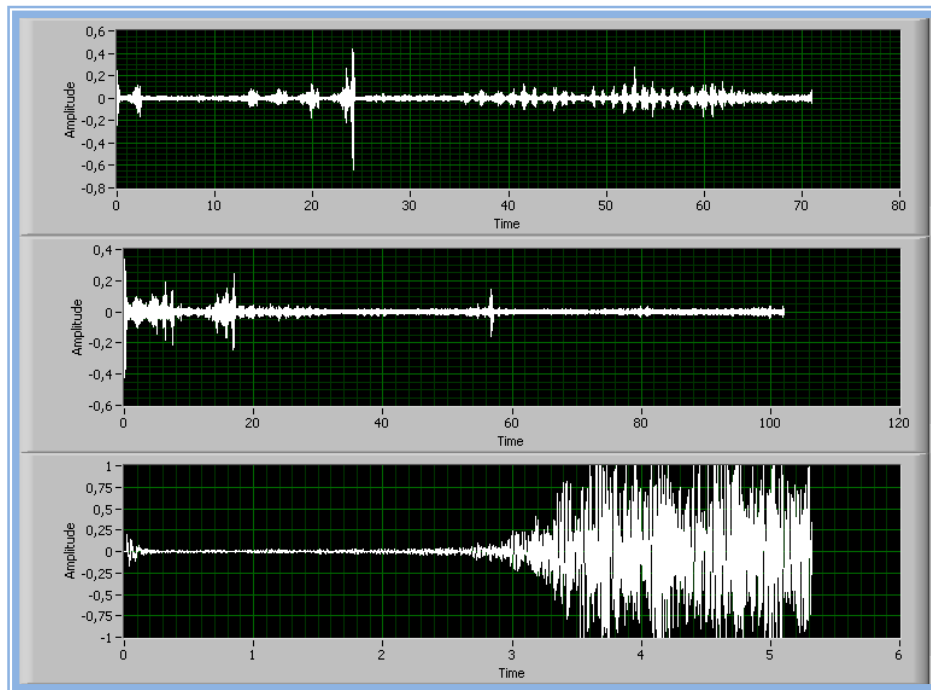


Fig.IV.9. Señales adquiridas a un segundo paciente 3 veces.

4.3 ANALISIS DE RESULTADOS

En cuanto al diseño, construcción e implementación el resultado fue satisfactorio ya que se cumplió con el objetivo trazado. Se pudo amplificar la señal electromiográfica doscientas veces mas de su tamaño original, manteniendo fidelidad y nitidez de la misma. Al mismo tiempo con el software desarrollado se pudo realizar una interfaz amigable para el usuario final de este sistema.

Las señales captadas, pueden ser analizadas realizando zoom máximo y mínimo, con la opción de regresar a la señal original, además se puede escoger una parte específica de la onda para analizar e imprimir estos resultados.

Al realizar el análisis de las señales se puede escuchar el sonido de las mismas, y dependiendo de la intensidad del mismo el medico puede dar una conclusión al paciente. Al realizar una comparación entre el sonido del prototipo con el de un equipo real, la calidad del sonido que emite el prototipo tiene mas eficacia y nitidez, lo que ayuda el medico a dar un pronostico mas seguro y confiable.

Los resultados obtenidos fueron analizados por la Dra. Mónica Lema médico fisiatra,

CONCLUSIONES

- *Es posible utilizar las señales mioeléctricas para controlar diferentes tipos de sistemas que pueden ser de tipo hardware o de tipo software, para que esto sea posible, algunas de las técnicas de procesamiento que pueden emplearse son la estadística y la probabilidad para caracterizar las señales y los procesos que las generan, dada su facilidad para la implementación computacional.*
- *El poder graficar y utilizar la señal de entrada de la tarjeta de sonido puede ser de mucha utilidad, especialmente cuando se requiere realizar una adquisición de datos externos por ejemplo de señales amplificadas aunque sin importarnos mucho la velocidad ya que la tarjeta de sonido no puede muestrear por arriba de los 20 Khz. Un punto interesante es que no se pueden muestrear señales de DC, puesto que la tarjeta de sonido tiene un capacitor de desacoplo en la entrada precisamente para eliminar las señales de DC.*
- *Con la programación en Labview se ha podido apreciar la potencia que ofrece esta herramienta. El manejo de Labview sobre la señal de entrada se hace bastante arduo, ya que hay que añadirle manualmente el instante en que se captura la muestra.*
- *Se pudo obtener señales electromiográficas amplificadas, filtradas y procesadas cumpliendo así con el objetivo del proyecto.*

RECOMENDACIONES

- *Se recomienda tomar señales electromiográficas de las extremidades superiores ya que se puede escoger entre varios músculos y además se encontró que en estas hay más fuerza y agilidad para realizar el muestreo.*
- *Tener en cuenta al momento de poner los electrodos ya que si se los pone incorrectamente se corre el riesgo que el circuito no funcione.*
- *Conectar los cables correctamente al prototipo para que la referencia vaya a su lugar correcto.*
- *Utilizar siempre una tierra física, a parte de la tierra del paciente ya que esto también ayuda a eliminar señales parasitas.*
- *El manejo del software lo debe hacer una persona que tenga conocimientos del tipo de examen que se esta realizando, para que su funcionamiento sea el correcto.*
- *Se recomienda utilizar electrodos superficiales por su bajo costo y fácil utilización.*
- *Para una ubicación correcta de los electrodos se recomienda seguir la norma SENIAM.*

RESUMEN

El objetivo de la presente investigación es diseñar e implementar un prototipo de electromiografía, mismo que servirá para medir la actividad muscular tanto de brazos y piernas, mediante señales eléctricas producidas por el ser humano. Podrá ser utilizado por estudiantes y profesionales dedicados a esta rama, con la finalidad de facilitar y mejorar el análisis en exámenes electromiográficos.

Para la adquisición de las señales se diseñaron varias etapas con amplificadores bioinstrumentales AD620, de alta precisión OP97 y operacionales TL084. Estas etapas controlan el nivel de corriente que ingresa hacia el paciente, luego se adquiere la señal, pasa por la etapa de amplificación y filtrado, para luego ingresar al computador mediante la tarjeta de sonido y ser procesada en el software diseñado con LABVIEW 8.6, los datos resultantes serán visualizados en la pantalla del computador y podrán ser impresos para entregarlos al paciente.

Con la implementación de este sistema se logró amplificar señales muy pequeñas hasta doscientas veces más su tamaño original, obteniendo fidelidad y nitidez en la misma. Para realizar pruebas se utilizó electrodos superficiales ya que son económicos e indoloros para el paciente, dando como resultado un examen electromiográfico en un 85% confiable, la interferencia tanto de artefactos eléctricos y del ambiente impiden llegar al 100% de confiabilidad.

El prototipo desarrollado brinda una interfaz sencilla en su utilización, amigable, y fácil interpretación de resultados, utilidades que reflejan el cumplimiento de los objetivos propuestos. Recomendándose realizar estudios para la eliminación completa del ruido e interferencias eléctricas.

SUMMARY

The objective of the present investigation is to design and to implement a prototype of electromyography, same that will serve to measure the activity muscular point of arms and legs, by means of electric signs taken place by the human being. It will be able to be used by students and professionals dedicated to this branch, with the purpose to improve and to facilitate the analysis in exams electromyography.

For the acquisition of the signs several stages were designed with amplifiers bioinstrumentales AD620, of high pressure OP97 and operational TLO84. These Stages control the current level that enters toward the patient, then the sign il is acquired, it goes by the amplification stage and filtrate, it stops then to enter to the computer by means of the sound card and being processed in the software designed with LABVIEW 8.6, the resulting data will be visualized in the screen of the computer and they will be able to be revenues to give them to the patient.

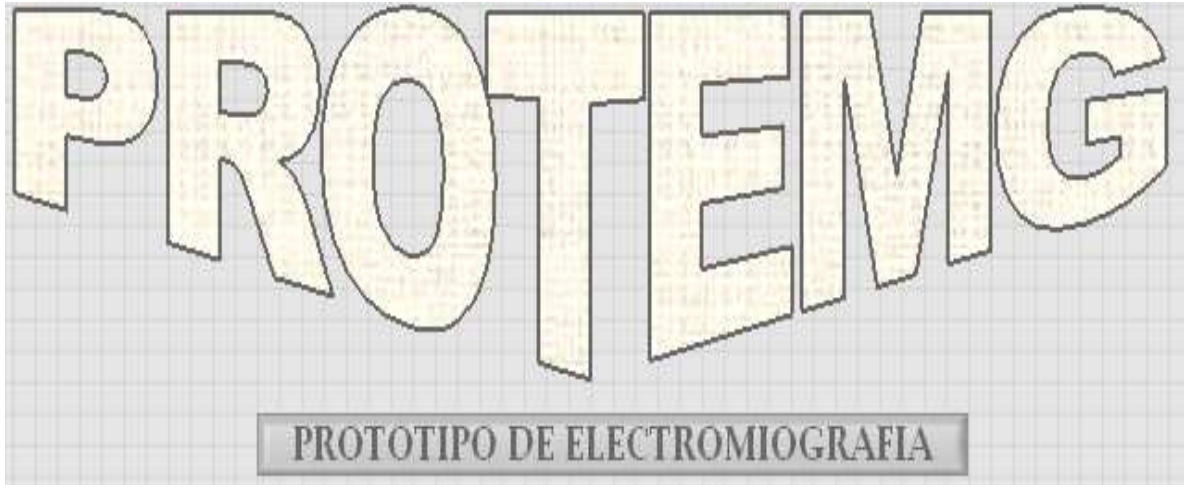
With the implementation of this system it was able to amplify very small signs up to two hundred times more their original size, obtaining fidelity and clarity in the same one. To carry out tests it was used superficial electrodes because they are economic and painless for the patient, giving an exam electromyography as a result in 85% reliable, the interference of electric devices and of the atmosphere they prevent to arrive to 100% of dependability.

The developed prototype offers a simple inform in its friendly use, and easy interpretation of results, Utilities that reflect the execution of the proposed objectives.

Advising to carry out studies for the complete elimination of the noise and electric interferences.

ANEXOS

INSTRUCTIVO



PROTEMG

Indice de Contenidos

1. Presentación.
2. Adquirir.
3. Imprimir.
4. Salir.

1.- Presentación

El software PROTEMG (Prototipo de Electromiografía), fue desarrollado como un complemento de la tesis titulada “Prototipo de Electromiografía de Extremidades Inferiores y Superiores del Ser Humano”, el software tiene como objetivo que el manejo del prototipo fuera amistoso con el usuario. El mismo que fue desarrollado sobre en LabView 8.6.

Al momento de ejecutar el programa nos muestra la siguiente pantalla:

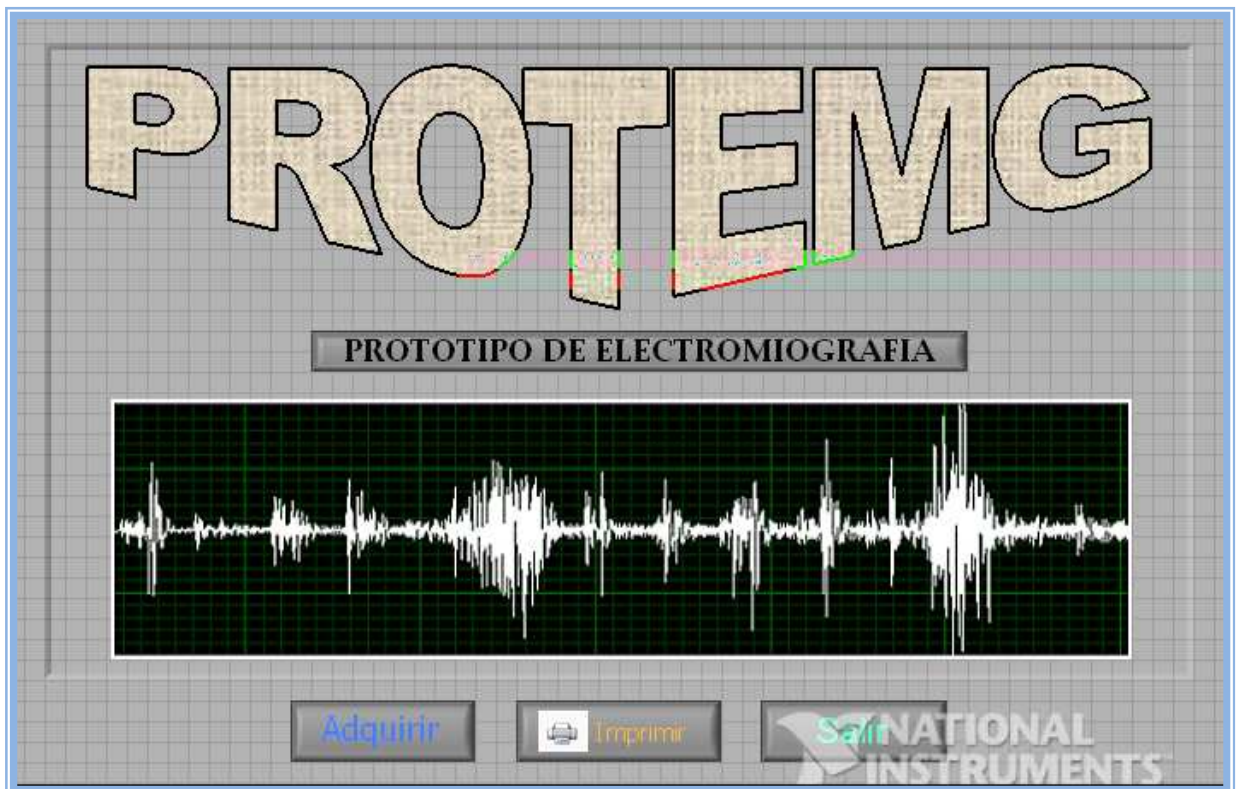


Fig 1. Pantalla Principal PROTEMG

En esta pantalla principal se mostrará las opciones que tiene al momento de trabajar con el sistema entre las cuales estan:

1. Adquirir
2. Imprimir
3. Salir

Escogiendo cualquiera de ellas permitirá realizar una acción diferente, como veremos en los siguientes apartados de este manual.

2. Adquirir

Al momento de dar click en el botón adquirir de la pantalla principal inmediatamente nos ubica en la pantalla de adquisición de datos del programa. Aquí la persona que esta manipulando el software debera escribir un nombre para guardar con el mismo la información de la sesión de electromiografía, el archivo se guardar con extensión wav, y después puede ser vuelto a abrir con la opción de impresión.

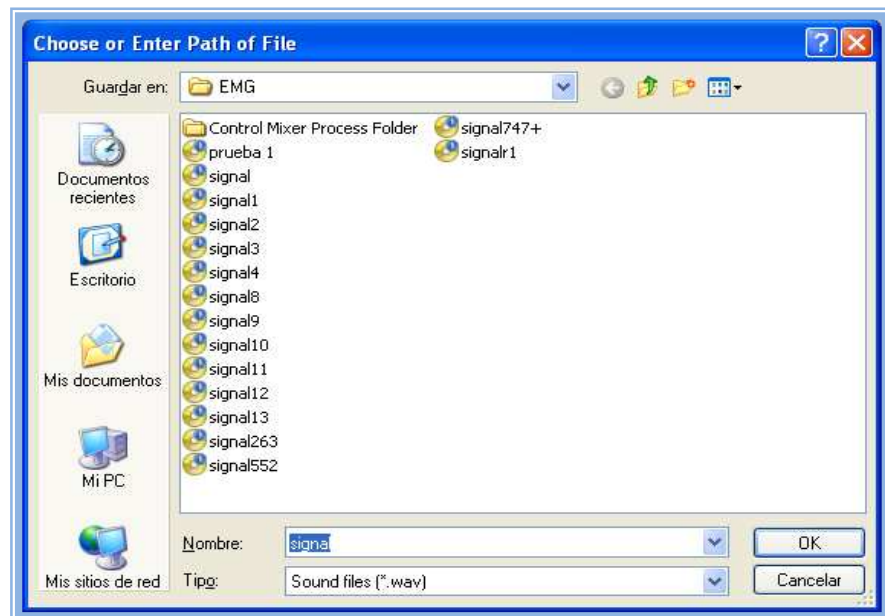


Fig2. Pantalla de Guardado de Datos Adquiridos

Una vez que hemos guardado el archivo el programa nos dirigirá a la siguiente pantalla en donde podremos ver la adquisición de los datos del paciente. En esta pantalla contaremos con las opciones:

Volumen el cual se modifica con el mouse, basta con dar un click izquierdo sobre el botón de volumen y manteniendo presionado el botón mover el mouse para que se suba o baje el volumen.

Stop. Este botón detiene la ejecución de la adquisición y nos regresa a la pantalla principal.

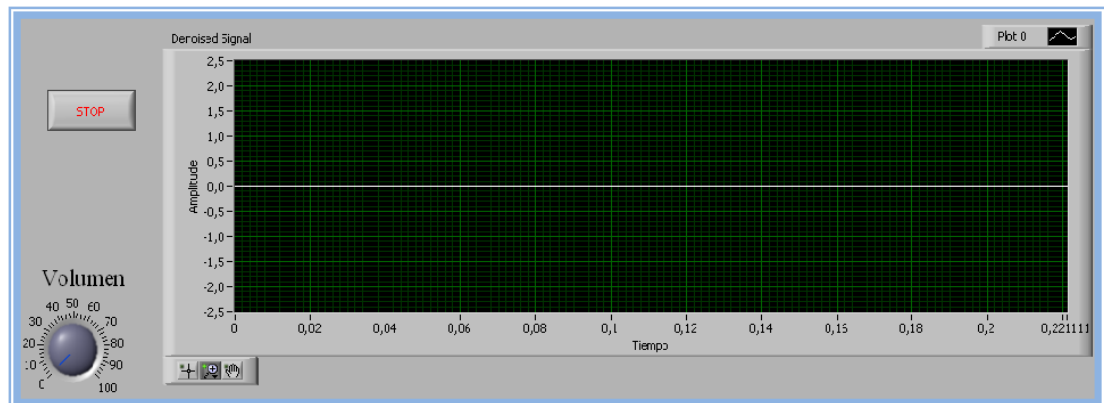



Fig3. Pantalla de Adquisición de Datos.

3. Imprimir

En esta sección nos muestra la siguiente pantalla la misma que nos permite escoger tres archivos guardados y mostrarlos en pantalla la persona solo debe escoger los archivos que quiere ver. Dando clic en  y se desplegará la opción para escoger el archivo a cargar.

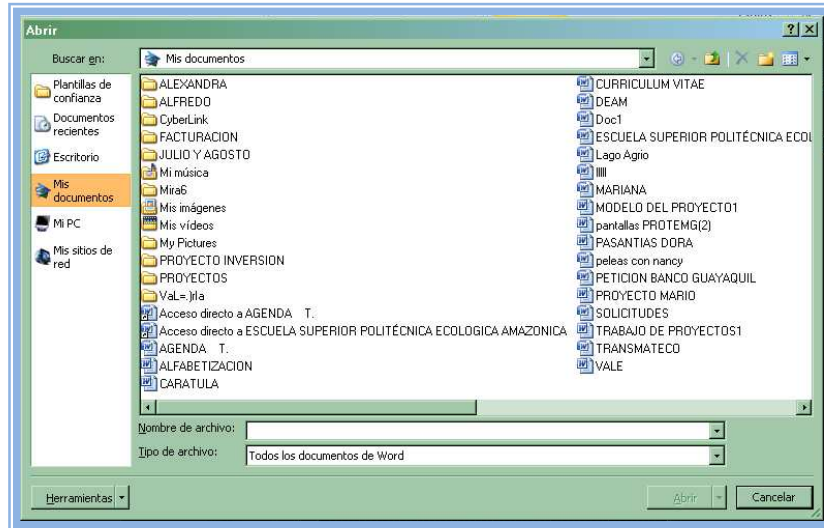
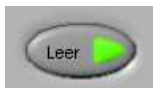


Fig4. Pantalla para Seleccionar Archivos

En esta pantalla deberemos seleccionar los archivos que queremos abrir, para luego visualizarlos.

Una vez que hemos escogido los tres archivos que queremos abrir, damos clic en



. Esto nos permitirá visualizar los archivos.

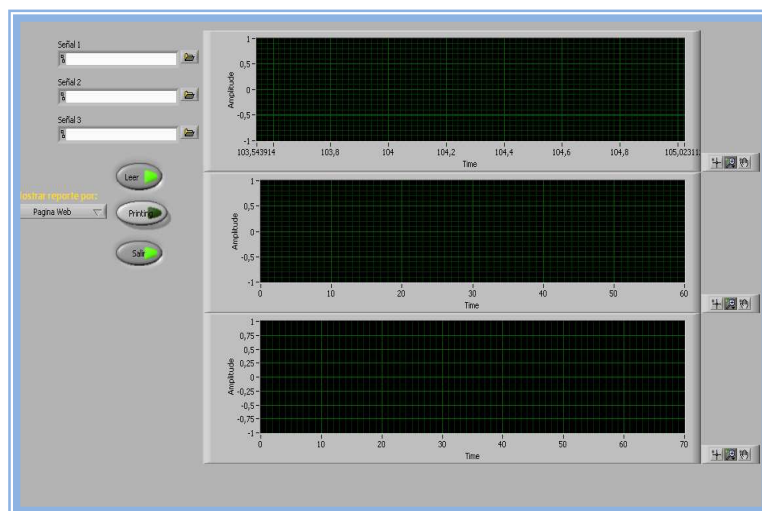


Fig5. Pantalla Principal de Sección Imprimir

Las opciones:



Esta opción nos permite escoger la forma en que mostraremos nuestro informe impreso. Nuestro programa nos permite mostrarlo de dos formas:



Página Web e Impresora de acuerdo a la que escojamos nuestro programa nos desplegara la información.

Página Web: Si escogemos esta alternativa el programa creará una pagina web de la pantalla de imprimir y la mostrará en nuestro navegador predeterminado.

Impresora: En este caso enviará nuestra pantalla a imprimirla a través de la impresora determinada que tengamos.



Luego bastará dar click en



Finalmete el botón salir nos sacara de la pantalla de imprimir y nos regresará a la pantalla principal.

A continuación podemos apreciar un par de pantallas del la sección Imprimir.

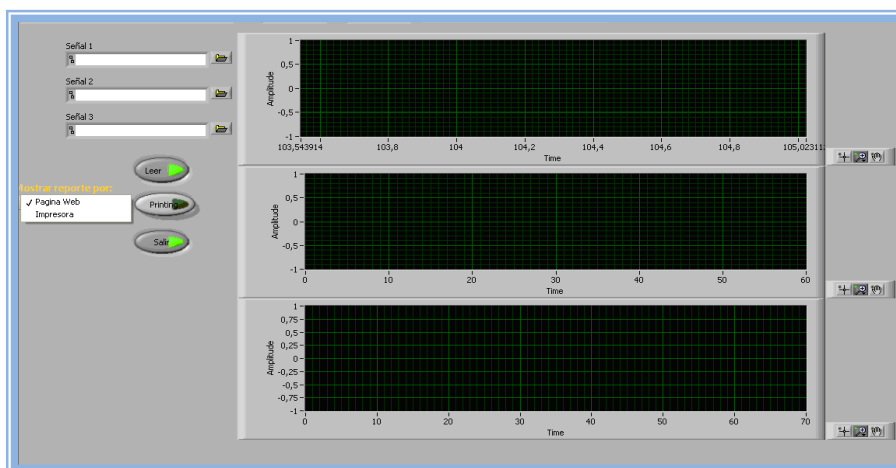


Fig6. Selección del tipo de impresión a realizar.

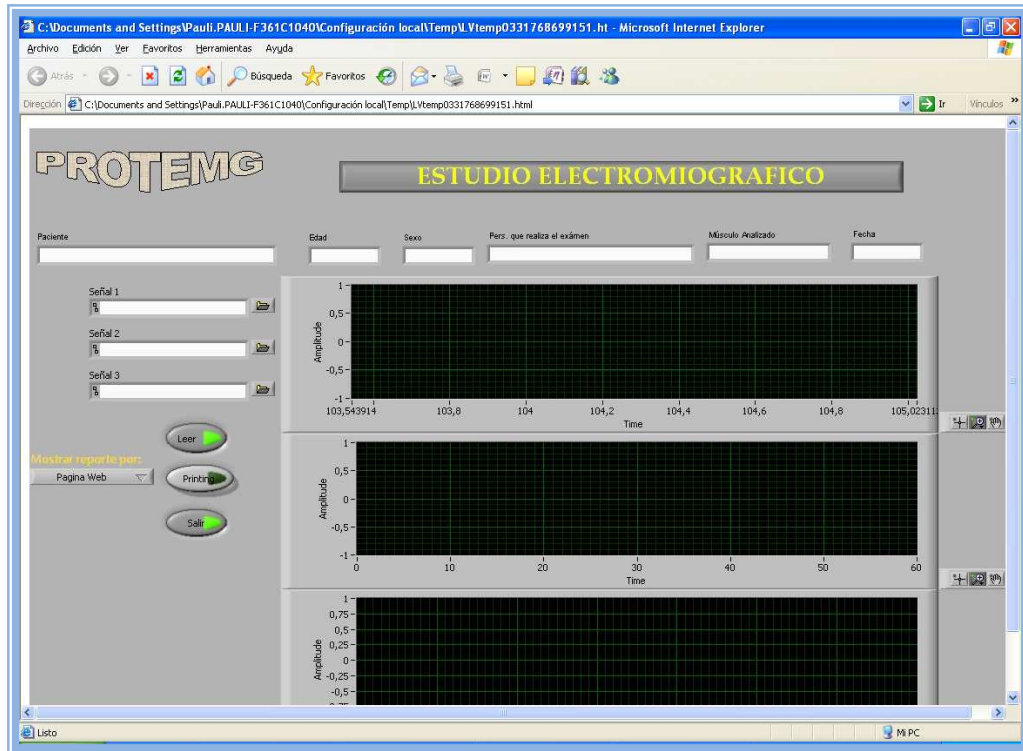


Fig7. Ejemplo de la página web que se obtiene.

4. Salir

Este botón permite que el usuario salga de la ejecución del programa.

Este instructivo se realizó con el objetivo de que sea más fácil para el usuario manipular el software del prototipo de electromiografía.

BIBLIOGRAFÍA

- **AKAY, METIN.** Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing, 1997, pp.78-220. (Doc. PDF).
- **BERRY, E y BULPITT, A.** A Workbook approach to the principles of MRI, 2008, 420p. (Doc. PDF).
- **BRUCE, E.** Biomedical signal processing and signal modeling, 2000, pp.40-120. (Doc. PDF).
- **BUCHTHAL F.** An introduction to electrornyography. Scandinavia, 1957, pp.300-550. (Doc. PDF).
- **KRAUSS, G.** Biochemistry of signal transduction and regulation, 2da .ed. 2003, pp.10-185. (Doc. PDF).

- **LIANG, Z y LAUTERBUR, P.** Principles of magnetic resonance imaging a signal processing perspective, 1999, pp. 60-78. (Doc. PDF).
- **LUKAC, R.** Single-sensor imaging. Methods and applications for digital cameras, 2008, pp. 20-102. (Doc. PDF).
- **MESTHA, L y DIANAT, S.** Control of digital imaging systems analysis and design, 2008, pp. 120-350. (Doc. PDF).
- **RANGAYYAN, R.** Biomedical signal analysis: a case-study approach, 2001, 230p. (Doc. PDF).
- **SHI, Y y SUN, H.** Image and video compression for multimedia engineering, fundamentals, algorithms, and standards. 2da ed. 2008, pp. 60-96. (Doc. PDF).

BIBLIOGRAFÍA INTERNET

- **Biomedicina**

<http://www.ibv.org/biomedicina>.

10/10/2008

- **Concepto Electromiografía.**

<http://en.wikipedia.org/wiki/Electromyography.htm>

0707/2008

- **Diccionario de medicina**

www.axon.es/Axon/LibroFicha.asp?clk=iqb&Libro=61684

10/09/2008

- **Elementos electrónicos**

www.digikey.com

10/11/2008

- **Labview**

www.ni.com

20/12/2008

- **Normas para ubicar electrodos**

www.seniam.com

12/01/2009

- **Origen de Electromiografía.**

www.teleemg.com

06/07/2008

- **Sistema nervioso.**

www.antropos.galeon.com/html/sistemanervioso1.htm.

11/08/2008