

SISTEMA PARA LA CARACTERIZACION DE SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS

JUAN PABLO CARBONELL HIGUERA

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BUCARAMANGA

FACULTAD DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

BUCARAMANGA

2007

SISTEMA PARA LA CARACTERIZACION DE SEÑALES ELECTROMIOGRAFICAS

JUAN PABLO CARBONELL HIGUERA

Trabajo de Grado presentado como requisito
para optar al título de Ingeniero Mecatrónico

Director

SILVIO CUELLO DE AVILA

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BUCARAMANGA

FACULTAD DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

BUCARAMANGA

2007

Nota de aceptación:

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Ciudad y fecha: Bucaramanga, Noviembre 22 del 2007

*Al arquero que fue quien siempre
con sus consejos y mano cariñosa pero recia
redirigió mi rumbo para alcanzar el objetivo propuesto,
Mi Madre*

*Al arco firme
quien siempre dio sustento a este sueño
con fortaleza, confianza, paciencia y sabiduría de vida,
Mi Mama Olga*

*Al viento
mis Hermanos y demás familiares
y toda la gente que me impulso y alentó
a la flecha a dar finalmente en el blanco.*

“Somos las flechas lanzadas con el Arco que sostienen nuestros padres...”

AGRADECIMIENTOS

Con dedicación especial y gratitud hacia:

Los ingenieros de la Facultad de Ing. Mecatrónica Diego Tibaduiza y Carlos Patiño por su disposición a siempre colaborarme en la resolución de dificultades.

A mi Director de proyecto el Ing. Silvio Cuello quien siempre estuvo dispuesto a regalarme un poco de su conocimiento y de su tiempo para salvar los obstáculos del camino.

Al Ing. Oscar Ruiz con quien comencé este viaje, éxitos compañero.

A mi editora médica por toda su colaboración y cariño, asimismo al Ing. Carlos Andrés y los integrantes del grupo de Investigación de Electrocardiografía de la UIS por tenderme la mano en el momento que más lo necesitaba.

A todos los compañeros que en algún momento se cruzaron conmigo y aportaron un granito de arena hacia la consecución de esta meta y todas las personas que fueron mis maestros con quienes crecí como persona e ingeniero.

TABLA DE CONTENIDO

OBJETIVOS

INTRODUCCION

ESTADO DEL ARTE

PARTE I :

MARCO TEORICO.....

1. SEÑALES BIOMEDICAS.....

1.1 Tipos de señales biomédicas.....

1.1.1 Señales de bioimpedancia.....

1.1.2 Señales bioacústicas

1.1.3 Señales biomagnéticas

1.1.4 Señales biomecánicas

1.1.5 Señales bioquímicas

1.1.6 Señales bioópticas

1.1.7 Señales bioeléctricas

1.2 Origen de los eventos bioeléctricos

1.3 Características eléctricas y fisiológicas de los potenciales de uso clínico más frecuentes.

1.4 Adquisición de señales Fisiológicas

1.4.1 Transductores y sensores

2. LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

2.1 Base fisiológica

2.2 Electromiograma

2.2.1 Emg de aguja

2.2.2 Emg superficial

2.3 Variables o parámetros medibles dentro de una señal EMG.

3. INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA

3.1 Estructura general de un sistema de instrumentación Biomédica.

3.2 Características de la instrumentación biomédica.

4. ETAPAS NECESARIAS PARA OBTENER UNA BIOSEÑAL

4.1 Amplificación de la señal

4.1.1 Amplificador de Instrumentación.

4.1.1.1 Características de los amplificadores de instrumentación

4.2 Filtrado de la señal

4.2.1 Filtro Pasa Altos

4.2.2 Filtro Pasa Bajos

4.3 Adquisición Digital de Señales Biomédicas

4.4 Adquisición y tratamiento de datos

4.4.1 Elementos básicos de un sistema de adquisición de datos.

4.4.1.1 Tipos de tarjetas DAQ

4.4.1.2 Componentes de las tarjetas DAQ

5. INSTRUMENTACION VIRTUAL

5.1. Diseño de instrumentos virtuales

5.2. Software para instrumentación virtual

5.2.1. El Software de diseño virtual Labview

5.2.1.1 Elementos principales del software

5.2.1.2 Panel Frontal

5.2.1.3. Diagrama de Bloques (Funciones):

5.2.1.4. Iconos y Conectores:

6. BUS DE COMUNICACIONES PARA INSTRUMENTACIÓN

6.1 El puerto USB

PARTE 2:

ESPECIFICACIONES DE DISEÑO MECATRONICO Y CONSTRUCCION
DEL MODULO EMG Y SUS ETAPAS.

1. DISEÑO METODOLOGICO DEL SISTEMA

2. ESQUEMA DE DISEÑO DEL SISTEMA.

2.1 *Etapas previas:*

2.1.1 *Señal emg*

2.2 *Adquisición de la señal emg*

2.2.1 *Electrodos*

2.2.2 *Cables de los electrodos*

2.3 *Amplificación de la señal*

2.4 *Filtrado*

2.4.1 *Consideraciones de diseño.*

2.4.1.1 *Filtro Butterworth pasa altos orden 2*

2.4.1.2 *Filtro Butterworth pasa bajas orden 4*

3. ETAPAS FINALES DE DISEÑO

3.1 *Procedimiento acople interfaz modulo emg – pc.*

3.2 *Software necesario*

3.3 *Instalación de la tarjeta*

4. DISEÑOS DEL SISTEMA

4.1 *Tarjeta electrónica para la adquisición de la señal EMG*

4.1.1 Tabla de requerimientos

4.2 Diseño electrónico tarjeta adquisición EMG.

4.3 Fuente diseñada

4.3.1 Especificaciones de Diseño de la fuente

4.4 Instrumento virtual.

4.4.1 Parámetros diseñados de medición del instrumento virtual.

PARTE 3

Diseño de pruebas y conclusiones.

1. PRUEBAS A LOS FILTROS

2. PRUEBAS DE OBTENCIÓN DE LA SEÑAL EN EL OSCILOSCOPIO DIGITAL

3. PRUEBAS Y MEDIDAS RESULTANTES DEL SISTEMA COMPLETO.

3.1 Pruebas preliminares con el Labview

3.2 Pruebas y resultados finales.

3.2.1 Metodo experimental.

CONCLUSIONES

BIBLIOGRAFIA

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1. Esquema general de la anatomía de una motoneurona. Fuente Encarta 2006
- Figura 2. Imagen la conexión o axón entre una motoneurona y la fibra muscular.
- Figura 3. Canales iónicos abiertos.
- Figura 4. Figura 4. Contracción de la fibra muscular (Sarcómera).
- Figura 5. Electrodo de aguja utilizados en el electromiograma clínico
- Figura 6. Cuadro resumen de los usos de la técnica electromiográfica de superficie.
- Figura 7. Clasificación de la técnica de electromiografía superficial.
- Figura 8. Esquema general de un equipo de instrumentación biomédica.
- Figura 9. Esquema de medición usando un amplificador de instrumentación.
- Figura 10. Filtro Pasa altas de segundo Orden.
- Figura 11. Esquema de un circuito pasa-bajos de cuarto orden con dos circuitos pasa-bajos de segundo orden en cascada.
- Figura12. SIMULACION EN CIRCUITMAKER del filtro pasa bajas de cuarto orden.
- Figura 13. *Esquema* de Bloques de adquisición de una señal con proceso digital.
- Figura 14. Elementos de un sistema de adquisición de datos funcionalidades de Hardware y Software.
- Figura 15. Esquema general de un sistema de adquisición de señales
- Figura 16. Diagrama de bloques de una tarjeta DAQ
- Figura 17. *Instrumentos Tradicionales*
- Figura 18. Instrumento virtual Vs instrumento tradicional.
- Figura 19. LabView 7 Ambiente grafico y codigo G.

Figura 20. Panel frontal típico de un instrumento virtual en LabView.

Figura 21. Diagrama de bloques de un instrumento virtual en LabView.

Figura 22. Diagrama de bloques, etapas previas de acondicionamiento.

Figura 23. Señal EMG en el dominio del tiempo.

Figura 24. *Señal EMG en el dominio de la frecuencia.*

Figura 25. Electrodo Superficiales Kendall-Meditrace.

Figura 26. El electrodo elegido para el estudio y el conector que se le adapto

Figura 27. ECG con modulo y un acercamiento del conector que fue descartado.

Figura 28. Esquema eléctrico de un electrodo de superficie.

Figura 29. Esquema eléctrico interno del amplificador INA114.

Figura 30. Conexión INA114.

Figura 31. Filtro Pasa Altos diseñado.

Figura 32. Filtro Pasa Bajas diseñado.

Figura 33. Tarjeta de adquisición USB 6008.

Figura 34. Bloques conexión desde la obtención de la señal.

Figura 35. Ventanas de software NI Data y Measurement & Automation Explorer.

Figura 36. Ventana Max Summary y apertura de LabView 7.1.

Figura 37. Conexión tarjeta de adquisición de datos NI USB DAQ 6008.

Figura 38 Ventana de apertura del Eagle 4.11.

Figura 39 Esquemático Adquisición y filtrado de la señal en Eagle 4.11.

Figura 40 Esquema eléctrico de la tarjeta impresa diseñada en Eagle. Figura 41 Esquemático fuente dual tomado archivo .SCH diseñado en Eagle 4.11.

Figura 42 Impreso de la fuente dual diseñada en Eagle generado con el archivo .SCH.

Figura 43 Front Panel con su correspondiente block diagram diseñado.

Figura 44 Unión Señal EMG brazo izquierdo con electrodos localizados en el musculo flexor anterior vista en osciloscopio.

Figura 45. Impulso EMG brazo izquierdo con electrodos localizados en el musculo flexor anterior capturado en un osciloscopio digital.

Figura 46. Sistema completo conectado al PC a través de la Ni USB DAQ 6008.

Figura 47. Señal sinodal de 2 voltios pico obtenida a través del sistema modulo producida por un generador de señales.

Figura 48. SubVi diseñado para la prueba donde se aprecia la señal EMG el block diagram y el DAQ assistant en Labview 7.1.

Figura 49. Señal EMG brazo izquierdo obtenida a través del VI diseñado en LabView.

OBJETIVO GENERAL

- Diseñar un sistema modular que permita la captura de Señales Electromiográficas¹ (EMG) superficiales y que además almacene los registros obtenidos.

¹ Señal eléctrica característica proveniente del accionamiento de los músculos, en adelante se referirá como EMG por su abreviatura.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar los circuitos electrónicos que permitan la captura de las señales EMG, seleccionando los componentes que sean más idóneos para el tratamiento de la señal requerida.
- Diseñar un software para la interpretación y almacenamiento de los datos provenientes del sistema de adquisición.
- Generar un avance significativo en la captura, análisis e interpretación de las señales del cuerpo dando un punto de partida para encontrar aplicaciones que trascenderán en la búsqueda del desarrollo de la línea de Investigación en biomecatrónica de la Facultad.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

El área del procesamiento digital de señales, dentro del ámbito biomédico, ha planteado un nuevo reto en el campo de la investigación. Poco a poco se han venido uniendo esfuerzos entre el área médica y el área de la ingeniería especialmente en el estudio de señales de tipo biológico. Es en este punto, donde cobra importancia el estudio de las respuestas de tipo eléctrico generadas dentro del cuerpo humano, ya que resultan una herramienta valiosa en el diagnóstico y tratamiento de una gran cantidad de patologías; además el conocimiento de las mismas permite diseñar dispositivos que las puedan aprovechar de forma directa o indirecta.

El estudio de la señal EMG y su caracterización es un área que permitirá generar un avance significativo en cuanto a la captura, análisis e interpretación de los impulsos eléctricos generados en el cuerpo, dando un punto de partida para encontrar aplicaciones que trascenderán en la solución de una gran cantidad de problemas que afectan a nuestra sociedad como son las limitaciones físicas producidas por enfermedades o por la guerra; además se convertirá en motor de desarrollo dentro de la línea de Investigación de biomecatrónica dentro de la Facultad de mecatrónica.

ANTECEDENTES

Dentro de los antecedentes que se tienen en esta rama de investigación a nivel local sobresalen dos. Un trabajo de investigación en el área biomédica elaborado por estudiantes de la facultad de Ingeniería Mecatrónica de la UNAB en el 2004. Esta tesis consiste en la elaboración de una prótesis de miembro superior, hecha por dos estudiantes de la primera promoción de profesionales de esta facultad. Para llegar a avanzar dentro de la investigación de dicho proyecto se contó con la asesoría de profesionales en el campo de la medicina, específicamente con fisiatras y con esto pudo tener claridad en cuanto al funcionamiento de los miembros superiores del cuerpo humano y las señales aprovechables de tipo eléctrico generadas por este.

A nivel local también se tiene otro trabajo de investigación en la Universidad Industrial de Santander. Este proyecto llamado "Equipo de Adquisición de Señales de Electroconducción" en el 2003. Dicho proyecto desarrollado en la facultad de Ingeniería electrónica, trabaja con un sistema de adquisición de datos por bus serial universal y memoria SRAM externa, cuyo diseño cuenta con cuatro entradas analógicas de ± 10 V no diferenciales, ancho de banda de 200 Khz. y resolución de 16 bits. Las señales digitalizadas se visualizan mediante una interfaz tipo SCADA desarrollada en Labview 7.0.

ESTADO DEL ARTE

Dentro del campo de la investigación de señales de tipo biológico se han logrado verdaderos avances a nivel mundial, sobre todo con el aprovechamiento de estas señales con el fin de diagnosticar patologías de tipo motor, en el campo de la prevención de riesgos laborales y en la integración socio-laboral de las personas con discapacidad.

A nivel internacional, (España) se tiene conocimiento de que existen equipos ya debidamente patentados y ofrecidos en el mercado del sector de equipos médicos provenientes del Instituto Biomecánico de Valencia (IBV), que son de tipo portátil, y que requieren de un computador para poder funcionar, pero su costo es muy elevado (650 Euros), en comparación con el costo que representa desarrollar el diseño propuesto.

También en España se encontró en el laboratorio de Bioingeniería y Telemedicina, situado en la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación un interesante proyecto que busca desarrollar un sistema de entrenamiento previo al manejo de una prótesis mioeléctrica, con el fin de que los pacientes que sufran amputaciones por debajo del codo dispongan de un sistema de entrenamiento para familiarizarse con el manejo de una prótesis mioeléctrica real.

Actualmente en la fundación cardiovascular, profesionales del área electrónica trabajan en conjunto con médicos de la fundación, para desarrollar proyectos que permitan un mejor diagnóstico y análisis de resultados, que redundan en beneficio mutuo para los profesionales involucrados y la comunidad en general.

MARCO TEORICO

PARTE 1:

1. SEÑALES BIOMÉDICAS

Una señal es un fenómeno que transporta información. Las señales biomédicas se utilizan fundamentalmente para extraer información del sistema biológico bajo estudio.

El proceso completo de extracción de la información puede ser tan sencillo como la estimación de la frecuencia cardíaca media de un paciente a través del “pulso” o tan complejo como el análisis de la estructura interna de los tejidos blandos mediante una sofisticada máquina de tomografía computada.

1.1. Tipos de señales biomédicas

La definición de “señal biomédica” es muy amplia. Para un análisis estructurado de este tipo de señales se puede emplear la clasificación que se describe a continuación:

1.1.1. Señales de bioimpedancia

La impedancia eléctrica de los tejidos contiene información importante sobre su composición, volumen y distribución sanguínea, actividad endocrina, actividad del sistema nervioso autónomo, y más.

La señal de bioimpedancia se genera usualmente inyectando en el tejido bajo prueba corrientes senoidales (frecuencias entre 50 KHz y 1 MHz, y corrientes de 20 μ A a 20 mA). El rango de frecuencia se utiliza para minimizar los problemas de polarización de los electrodos, lo cual produciría migración neta de iones de carga opuesta hacia los mismos.

Se utilizan bajas densidades de corriente para evitar daños a los tejidos, principalmente debido a los efectos de calentamiento.

Las mediciones de bioimpedancia se realizan generalmente con 4 electrodos. Dos de ellos se conectan a una fuente de corriente y sirven para inyectar la corriente eléctrica en el tejido. Los dos electrodos de medición se ubican sobre el tejido en investigación y se utilizan para medir la caída de tensión generada por la corriente y la impedancia del tejido.

1.1.2. Señales bioacústicas

Muchos fenómenos biomédicos generan ruido acústico. La medición de éste provee información acerca del fenómeno que lo produce. El flujo de sangre en el corazón o a través de las válvulas cardíacas genera sonidos típicos. El flujo de aire a través de las vías aéreas superiores e inferiores también produce ruidos acústicos. Estos sonidos, conocidos como tos, ronquidos y sonidos pulmonares se utilizan extensivamente en medicina. También se ha observado que la contracción muscular produce sonidos (ruido muscular); como la energía acústica se propaga a través del medio biológico, la señal bioacústica se puede adquirir desde la superficie utilizando transductores acústicos (micrófonos y acelerómetros).

1.1.3. Señales biomagnéticas

Varios órganos, como el cerebro, el corazón y los pulmones, producen campos magnéticos extremadamente débiles. La medición de tales campos provee información no incluida en otras bioseñales. Debido al bajo nivel de los campos magnéticos que se tienen que medir, deben tomarse precauciones extremas en el diseño del sistema de adquisición de estas señales.

1.1.4. Señales biomecánicas

El término —señales biomecánicas“ incluye todas las señales utilizadas en los campos de la biomedicina que se originan de alguna función mecánica del sistema biológico.

Estas señales incluyen aquellas producidas por la locomoción y el desplazamiento, las señales de flujo y presión, y otras. La medición de las señales biomecánicas requiere una gran variedad de transductores, no siempre sencillos y económicos. El fenómeno mecánico no se propaga, como lo hacen los campos magnéticos y eléctricos y las ondas acústicas. Por lo tanto, la medición se tiene que realizar usualmente en el sitio exacto donde se origina. Esto a menudo complica la medición y la fuerza a ser invasiva.

1.1.5. Señales bioquímicas

Las señales bioquímicas son el resultado de mediciones químicas de los tejidos vivos o de muestras analizadas en el laboratorio clínico. La medición de la concentración de iones dentro y en las vecindades de una célula, por medio de electrodos específicos para cada ion, es un ejemplo de este tipo de señal. La presión parcial de oxígeno (pO_2) y de dióxido de carbono (pCO_2) en la sangre o en el sistema respiratorio son otros ejemplos. Las señales bioquímicas son, a menudo, de muy baja frecuencia.

1.1.6. Señales bioópticas

Las señales bioópticas son el resultado de funciones ópticas de los sistemas biológicos que ocurren naturalmente o inducidas para la medición. La oxigenación sanguínea puede estimarse midiendo la luz transmitida y reflejada por los tejidos (in vivo e in vitro) a distintas longitudes de onda. Puede obtenerse información importante acerca del feto midiendo la fluorescencia del líquido amniótico. El desarrollo de la

tecnología de fibra óptica ha abierto un amplio espectro de estudios de señales bioópticas.

1.1.7. Señales bioeléctricas

La señal bioeléctrica es propia de los sistemas biológicos. Su fuente es el potencial transmembrana, el cual ante ciertas condiciones puede variar para generar un potencial de acción. En mediciones sobre células aisladas, donde se utilizan microelectrodos como transductores, el potencial de acción es en sí mismo la señal biomédica. En mediciones sobre grandes grupos celulares, donde, por ejemplo, se utilizan electrodos de superficie como transductores, el campo eléctrico generado por la acción de muchas células distribuidas en las vecindades de los electrodos constituye la señal bioeléctrica.

Probablemente, las señales bioeléctricas sean las señales biomédicas más importantes. El hecho que los sistemas biológicos más importantes poseen células excitables hace posible el uso de las señales bioeléctricas para estudiar y monitorear las principales funciones de estos sistemas.

El campo eléctrico se propaga a través del medio biológico, y así el potencial puede adquirirse a distancia desde la superficie del sistema en estudio, eliminándose la necesidad de invadirlo.

La señal bioeléctrica requiere un transductor relativamente simple para su adquisición. Se necesita un transductor porque la conducción eléctrica en el medio biológico se produce a través de iones, mientras que en el sistema de medición la conducción es mediada por electrones.

1.2. Origen de los eventos bioeléctricos

Aunque las señales bioeléctricas provenientes de las distintas células varían considerablemente en amplitud y forma, todas tienen un origen común en el potencial

transmembrana, que es la diferencia de potencial eléctrico que existe entre el interior y el exterior de la célula.

El límite funcional de las células biológicas es una delgada estructura (aprox. 10 nm) formada por lípidos y proteínas, llamada membrana celular. Las fuerzas electroquímicas a través de esta membrana regulan el intercambio químico celular. El medio dentro de la célula (plasma) y fuera de ella (líquido intersticial) está compuesto principalmente por agua conteniendo varios iones. La diferencia de concentración de iones dentro y fuera de la célula produce una fuerza de origen electroquímico sobre la membrana.

La membrana es un dieléctrico semipermeable que permite el intercambio selectivo de iones. Bajo condiciones de equilibrio electroquímico (no existe fuerza neta en ninguna dirección), existirá el potencial transmembrana dado por la ecuación de Nernst:

$$V_m = \frac{RT}{FZ} \ln \frac{[S]_o}{[S]_i}$$

Donde $[S]_i$ y $[S]_o$ representan las concentraciones de la sustancia iónica S dentro y fuera de la célula, R es la constante universal de los gases, T la temperatura absoluta, F la constante de Faraday (Coulombs por mol de carga) y Z es la valencia de la sustancia S.

Utilizando los valores $R = 8.31 \text{ J/mol.K}$, $T = 310 \text{ K}$, $F = 96500 \text{ C/mol}$, y $Z = +1$ (catión monovalente), convirtiendo a logaritmo de base 10 y expresando V_m en milivolts, se obtiene.

$$V_m = 61 \log \frac{[S]_o}{[S]_i}$$

En estado de reposo, las células musculares y nerviosas mantienen un potencial de membrana de alrededor de -60 a -90 mV, con el interior negativo respecto del exterior. Con estos potenciales transmembrana y considerando el pequeño espesor de la membrana (aprox. 10 nm) se observa que el campo eléctrico a través de la misma es enorme (del orden de 10 MV/m).

La membrana es semipermeable; es decir, es un dieléctrico con pérdidas que permite el pasaje de ciertos iones. La permeabilidad iónica varía sustancialmente de una especie iónica a otra. Los canales iónicos en la membrana excitable variarán su permeabilidad en respuesta al potencial transmembrana; esta propiedad distingue la membrana excitable de la membrana celular común, proveyendo el soporte para la propagación de los impulsos nerviosas.

Como anécdota, se puede agregar que la electrodinámica de la membrana nerviosa fue descrita en detalle por primera vez en el trabajo premiado con el Nobel de Hodgkin y Huxley (1952).

En respuesta a estímulos de adecuada intensidad se produce un fenómeno llamado "despolarización" en el que varía la diferencia de potencial transmembrana debido al pasaje selectivo de cargas (iones) a través de la misma. Este fenómeno es la base de la transmisión eléctrica en los seres vivos y el origen de las señales bioeléctricas que se registran y analizan clínicamente.

1.3. Características eléctricas y fisiológicas de los potenciales de uso clínico más frecuentes.

Cabe aclarar de antemano que, salvo que se indique explícitamente lo contrario, las señales que se tratarán son los llamados "potenciales de acción compuestos". Es decir, aquellos producidos por un grupo de células y no por una en particular. Tales señales pueden medirse a través de electrodos superficiales o internos, siendo los primeros los más comunes en la detección del tipo de potenciales que se explicarán.

La tabla I muestra las señales bioeléctricas más comunes, sus características y los tipos de electrodos utilizados en su adquisición.

1.4. Adquisición de señales Fisiológicas

La adquisición de señales fisiológicas es una técnica poco explorada fuera del ámbito médico aun actualmente, sin embargo dadas las aplicaciones y soluciones tecnológicas que proveen estas señales actualmente se esta utilizando cada vez mas en otras áreas.

Señal	Adquisición	Rango de frecuencia	Rango dinámico	Comentarios
Potencial de acción	Microelectrodos	100 Hz – 2 KHz	10 μ V – 100 mV	Medición Invasiva del potencial de membrana celular
Electroneurograma (ENG)	Electrodo de aguja	100 Hz – 1 KHz	5 μ V – 10 mV	Potencial de un nervio
Electroretinograma (ERG)	Microelectrodo	0.2 – 200 Hz	0.5 μ V – 1 mV	Potencial evocado por flash
Electrooculograma (EOG)	Electrodos de superficie	dc – 100 Hz	10 μ V – 5 mV	
Electroencefalograma (EEG)	Electrodos de superficie	0.5 – 100 Hz	2 – 100 μ V	Medición multicanal (6-32 canales)
Potencial evocado visual (VEP)	Electrodos de superficie	1 – 300 Hz	1 – 20 μ V	Registros en el lóbulo occipital
Potencial evocado somatosensorial (SEP)	Electrodos de superficie	2 Hz – 3 KHz	0.5 – 10 μ V	Corteza sensorial
Potencial evocado auditivo (AEP)	Electrodos de superficie	100 Hz – 3 KHz	0.5 – 10 μ V	Registros en el vertex
Electrocorticograma (EcoG)	Electrodos de aguja	100 Hz – 5 KHz	0.5 – 10 μ V	Registros tomados en la superficie cerebral expuesta
Electromiograma (fibra única) (SFEMG)	Electrodo de aguja	0.5 – 10 KHz	1 – 10 μ V	Potencial de acción de una sola fibra muscular
Electromiograma de superficie (SEMG)	Electrodos de superficie	2 – 500 Hz	50 μ V – 5 mV	Músculo esquelético
Electrocardiograma (ECG)	Electrodos de superficie	0.05 – 100 Hz	1 – 10 mV	
ECG de alta frecuencia	Electrodos de superficie	100 Hz – 1 KHz	100 μ V – 2 mV	

Tabla 1. Las señales bioeléctricas más comunes. Fuente. <http://www.bioingenieros.com>

1.4.1. Transductores y sensores

Un transductor es, en general, un dispositivo que convierte una señal de una forma física en una señal correspondiente pero de una forma física diferente. Es decir, convierte un tipo de energía en otro. Al medir una fuerza, por ejemplo, se supone que el desplazamiento del transductor es despreciable, o sea, que no se "carga" al sistema, ya que de lo contrario

podría suceder que este último, fuera incapaz de aportar la energía necesaria para el desplazamiento. En la transducción siempre se extrae una cierta energía del sistema donde se mide, por lo que es importante garantizar que esto no lo perturbe.

Dado que hay seis tipos de señales: mecánicas, térmicas, magnéticas, eléctricas, ópticas, moleculares (químicas) y electroquímicas, cualquier dispositivo que convierta una señal de un tipo en una de otro tipo debería considerarse un transductor, y la señal de salida podría ser de cualquier forma física "útil".

En la práctica, generalmente los transductores ofrecen una señal de salida eléctrica, debido al interés de este tipo de señales en la mayoría de procesos de medida. Los sistemas de medida electrónicos ofrecen, entre otras, las siguientes ventajas:

i. Debido a la estructura electrónica de la materia, cualquier variación de un parámetro no eléctrico de un material viene acompañada por la variación de un parámetro eléctrico. Eligiendo el material adecuado, esto permite realizar transductores con salida eléctrica para cualquier magnitud física no eléctrica.

ii. Dado que en el proceso de medida no conviene extraer energía del sistema donde se mide, lo mejor es amplificar la señal de salida del transductor. Con amplificadores electrónicos se pueden obtener fácilmente ganancias de potencia de 1010 en una sola etapa, a baja frecuencia.

iii. Además de la amplificación, hay una gran variedad de recursos, en forma de circuitos integrados, para acondicionar o modificar las señales eléctricas. Incluso hay transductores que incorporan físicamente en un mismo encapsulado parte de estos recursos.

iv. Existen también numerosos recursos para presentar o registrar información si se hace electrónicamente, pudiéndose manejar no sólo datos numéricos, sino también textos, gráficos y diagramas.

v. La transmisión de señales eléctricas es más versátil que la de señales mecánicas, hidráulicas o neumáticas, y si bien no hay que olvidar que éstas pueden ser más convenientes en determinadas circunstancias.

Un sensor es un dispositivo que, a partir de la energía del medio donde se mide, da una señal de salida transducible que es función de la variable medida. Sensor y transductor se emplean a veces como sinónimos, pero sensor sugiere un significado más extenso: la ampliación de los sentidos para adquirir un conocimiento de cantidades físicas que, por su naturaleza o tamaño, no pueden ser percibidas directamente por los sentidos. Por otro lado, transductor sugiere que la señal de entrada y la de salida no deben ser homogéneas. Para el caso en que lo fueran se propuso el término "modificador", pero no ha encontrado aceptación.

La distinción entre transductor de entrada (señal física/señal eléctrica) y transductor de salida (señal eléctrica/presentación) está prácticamente en desuso. La tendencia actual, particularmente en robótica, es emplear el término sensor (o captador en bibliografía francesa) para designar el transductor de entrada, y el término actuador o accionamiento para designar el transductor de salida. Los primeros pretenden la obtención de información, mientras que los segundos buscan la conversión de energía.

2. LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

La Electromiografía (EMG) constituye uno de los métodos de electrodiagnóstico más útiles en el estudio de la función motriz. Es el estudio de la actividad eléctrica de los músculos del esqueleto. Proporciona información muy útil sobre su estado fisiológico y el de los nervios

que los activan. Permite diagnosticar de manera sencilla la localización de lesiones a nivel neuromuscular.

El método básico para la detección de la actividad mioeléctrica es colocar sensores o transductores en el campo eléctrico generado por las unidades motoras activas. Este potencial de campo eléctrico es en general una conjunción de señales que resulta de la superposición de los potenciales de acción.

La actividad mioeléctrica, debido a que provee una información inequívoca de la actividad muscular, se utiliza para detectar y proveer una información diagnosticable para su uso clínico. Además, se ha logrado utilizar con éxito las señales EMG, para el control de prótesis.

2.1. Base fisiológica

La unidad funcional de la contracción muscular es la unidad motora, que está compuesta por un grupo de fibras musculares que reciben la señal eléctrica de una neurona en común, denominada motoneurona (Figura 1). Al igual que las células nerviosas, las células musculares o fibras musculares, en reposo, poseen una diferencia de potencial eléctrico (voltaje) a través de la membrana celular.

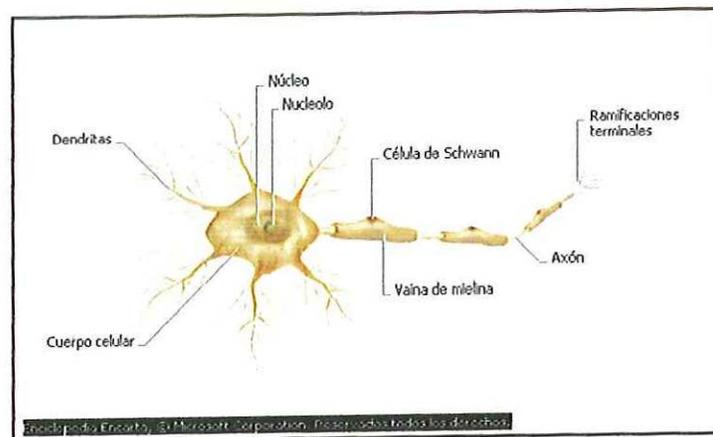


Figura 1. Esquema general de la anatomía de una motoneurona. Fuente Encarta 2006

Cuando el potencial de acción viaja por una ramificación terminal de axón de una motoneurona y alcanza la placa terminal motora, se libera un transmisor, la acetilcolina, a la membrana del músculo. Este transmisor excita la membrana muscular, y si es óptimo para alcanzar cierto umbral de estimulación, se produce un potencial de acción que se desplaza por la fibra muscular en cualquier dirección de la unión hasta los extremos del músculo.

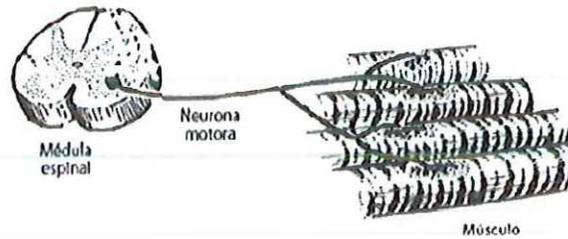


Figura 2. Imagen la conexión o axón entre una motoneurona y la fibra muscular. Fuente Introduction to biomedical equipment technology. Ed. Prentice Hall 2005

Dicho potencial de acción es el resultado de un cambio de voltaje al interior de la fibra muscular, debido a la entrada de iones de sodio y la salida de iones de potasio a través de “poros” o canales iónicos abiertos (figura 2) mediante la interacción del transmisor Acetilcolina con el receptor en la membrana de la fibra muscular.

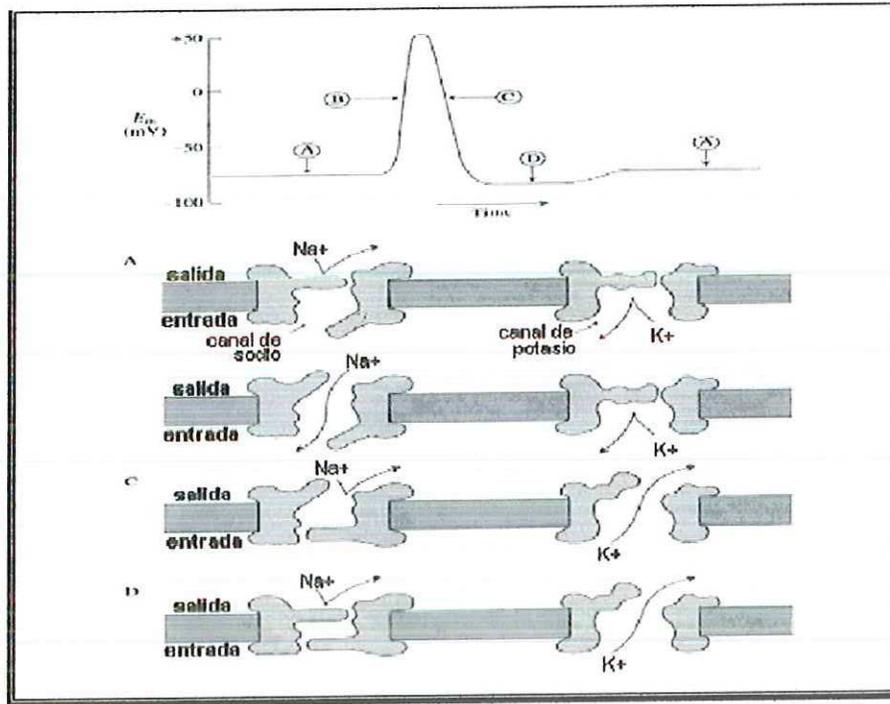


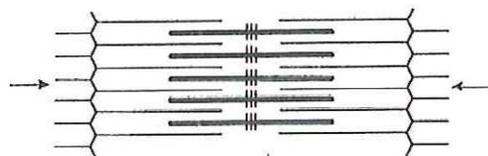
Figura 3. Canales iónicos abiertos. Herrera Villabona Esperanza. Conferencia "Bases fisiológicas para el uso de la corriente eléctrica. Bucaramanga. Julio 24/02

La contracción muscular es en últimas, un fenómeno a nivel molecular, que ocurre a nivel de la "Sarcómera", unidad estructural del músculo, compuesta por filamentos de proteínas contráctiles; a este nivel, el mencionado cambio de voltaje intracelular lleva a la liberación de iones calcio desde su reservorio (denominado Sarcómero retículoide) hacia el líquido intracelular donde se une a la troponina¹; esta interacción permite la fijación de la proteína contráctil MIOSINA a la proteína Actina que permanece fija, luego de lo cual mediante hidrólisis(de ATP²) se retrae la miosina sobre la Actina produciendo así la contracción de la fibra muscular

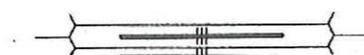
(figura 3)



A. Relaxed sarcomere, with little overlap between actin (thin) and myosin (thick) filaments.



B. Partially contracted sarcomere. Tension is maintained by continuous turnover of actin-myosin cross bridges, however, something prevents the muscle from shortening completely.



C. Fully contracted sarcomere, in which maximum overlap between

¹ Troponina: n unión del calc
² Adenosín Tr

tina. La miosina.

Figura 4. Contracción de la fibra muscular (Sarcómera). Fuente Introduction to biomedical equipment technology. Ed Prentice Hall 2005

La fuerza de contracción muscular total se incrementa por medio de dos mecanismos: El reclutamiento de unidades motoras previamente inactivas y el incremento de la frecuencia de descarga de unidades ya activas. Así el estudio de la señal electromiográfica (EMG) detecta estos dos últimos procesos y los representa en el análisis de frecuencia y amplitud.

2.2. Electromiograma

La electromiografía es el registro de la actividad eléctrica generada por el músculo liso o estriado ya sea de manera voluntaria o inconsciente. Lo que registra el EMG son las variaciones de voltaje que se producen en las fibras musculares como resultado de la despolarización de las membranas durante la contracción.

Según la técnica de grabación aplicada y los electrodos, la electromiografía se clasifica en:

- EMG de aguja y sEMG

El uso de uno u otro EMG depende mucho de la aplicación que se le vaya a dar; por ejemplo en la clínica se utiliza el EMG de aguja cuando el estudio que se va a realizar tiene el carácter de alta importancia, es decir, descartar una posible sospecha de trastornos miógenos o neurógenos.

Por otro lado el sEMG se utiliza en la clínica solo en aquellas ocasiones cuando lo que se van a estudiar es la velocidad de conducción. En los últimos años esta técnica ha cobrado una gran importancia en la rehabilitación donde se emplea como señal de control electrónico.

2.2.1. Emg de aguja

Consiste en una aguja que se inserta a través de la piel y el tejido subcutáneo hasta alcanzar las fibras musculares donde registrará la actividad bioeléctrica.

Este método permite entre otras cosas:

- Distinguir entre lesiones del SNC y el SNP.
- Localizar en las patologías neuromusculares diferentes tipos de lesiones, tales como: neuronopatías motoras y sensitivas, radiculopatías, plexopatías, miopatías, etc.
- Explorar la función del SNA y sus trastornos.

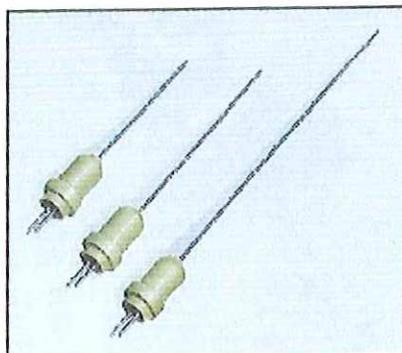


Figura 5. Electrodo de aguja utilizados en el electromiograma clínico

Este método permite entre otras cosas:

- distinguir entre lesiones del SNC y el SNP.
- localizar en las patologías neuromusculares diferentes tipos de lesiones, tales como: neuropatías motoras y sensitivas, radiculopatías, plexopatías, miopatías, etc.
- Explorar la función del SNA y sus trastornos.

En este método también podemos encontrar ciertas limitaciones como son:

- Variabilidad de la señal electromiográfica a diferentes niveles de contracción.
- Dependencia de la señal obtenida de la posición de la aguja respecto a la placa motora.
- Variabilidad del patrón de contracción de sujeto a sujeto, por edad y por sexo
- La EMG convencional con agujas concéntricas no registran potenciales de acción de una sola fibra, sino aquel que se produce por la despolarización de fibras musculares cercanas al electrodo.

2.2.2 Emg superficial

Este tipo de EMG se basa en el uso de electrodos pero esta vez superficiales, los cuales se ubican sobre la piel en un punto específico sobre las fibras que quiero estudiar. Los registros que se obtienen con estas señales no son utilizados con claros propósitos clínicos por la dificultad para identificar los potenciales de acción de la unidad motora.

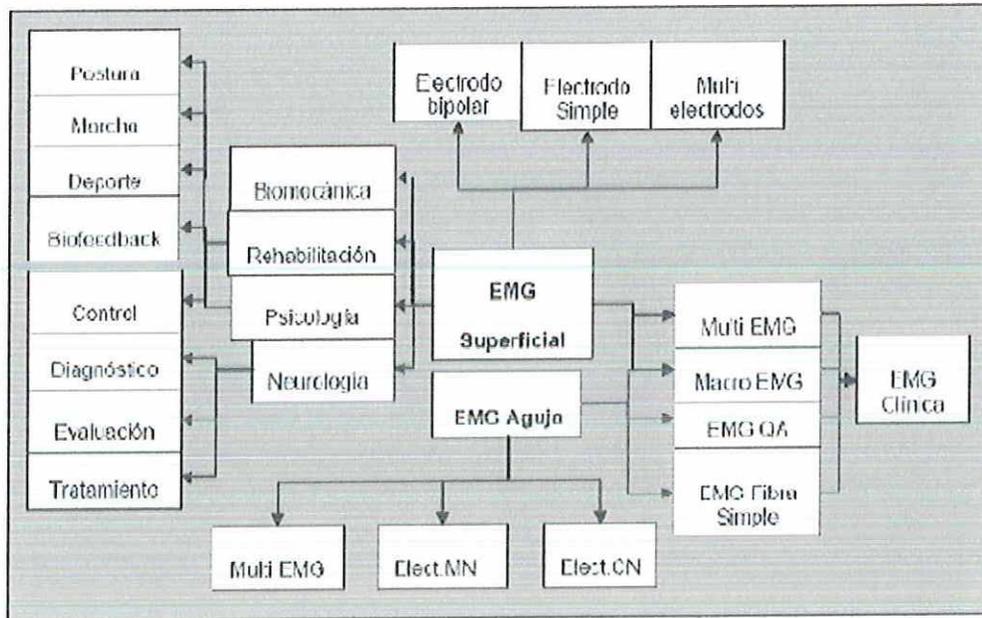


Figura 6. Cuadro resumen de los usos de la técnica electromiográfica de superficie.

Para poder emplear este método debe de tenerse un conocimiento claro y profundo de los fenómenos que involucran la contracción muscular, la transmisión de los potenciales de acción y el efecto del volumen conductor en la sensibilidad y la confiabilidad de la señal. Luego de tener en cuenta todo lo anterior es posible hacer un adecuado uso de dicha técnica o método.

El sEMG se basa en el biofeedback (bioretroalimentación) y uno de los principales componentes del biofeedback es el uso de electrodos para monitorear la actividad muscular.

Por medio del biofeedback se descubrió que la actividad eléctrica de un músculo ya que de una simple fibra motora, podía aumentar o disminuir la contracción por medio del control mental y consciente.

Basándose en este hecho, se empezó a dar una mayor utilidad al sEMG para poder monitorear los músculos en determinadas actividades y así brindar un mejor control sobre la región que desarrolla dicha actividad. Inicialmente esta aplicación se inicio

en la rehabilitación, pero rápidamente se extendió a otros campos donde se necesitaba hacer un análisis de la actividad; además surgieron desarrollos posteriores que ampliaron la toma de datos, es decir, aparecieron los sEMG multicanales los cuales permitían hacer muchas más mediciones, lo que proporcionaba un conocimiento mejor del fenómeno a estudiar. Pero quizá el avance que más ha fascinado en las últimas décadas es la manipulación de la actividad muscular como señal de control de prótesis mioeléctricas y equipos de asistencia a discapacitados.

La señal del sEMG no solo indica el estado y comportamiento del músculo, sino que nos presenta la situación del sistema nervioso que lo estimula. Por lo tanto, la señal del sEMG representa la totalidad del sistema, es decir, todos los elementos que contribuyen a producir la señal observada en este momento, y por esto es que se le ha dado un uso muy grande en el campo de la rehabilitación.

La técnica de sEMG involucra la aplicación de electrodos de superficie sobre la piel (cubierta del músculo o fibras musculares); estos electrodos captan la actividad eléctrica de las fibras y envían la información para su procesamiento y posterior análisis. Sobre dichas señales se pueden realizar manipulaciones matemáticas determinísticas y otras estadísticas que sirven para interpretar los datos.

Según el tipo de medida electromiográfica, se utilizan electrodos superficiales, de aguja y de hilo metálico fino. Los electrodos superficiales se emplean cuando se desean medidas globales, pero cuando se necesita una medida localizada de músculos específicos, se utilizan electrodos de aguja o de cable que atraviesen la piel y contacten con el músculo donde se va a medir. Se utilizan medidas unipolares como bipolares.

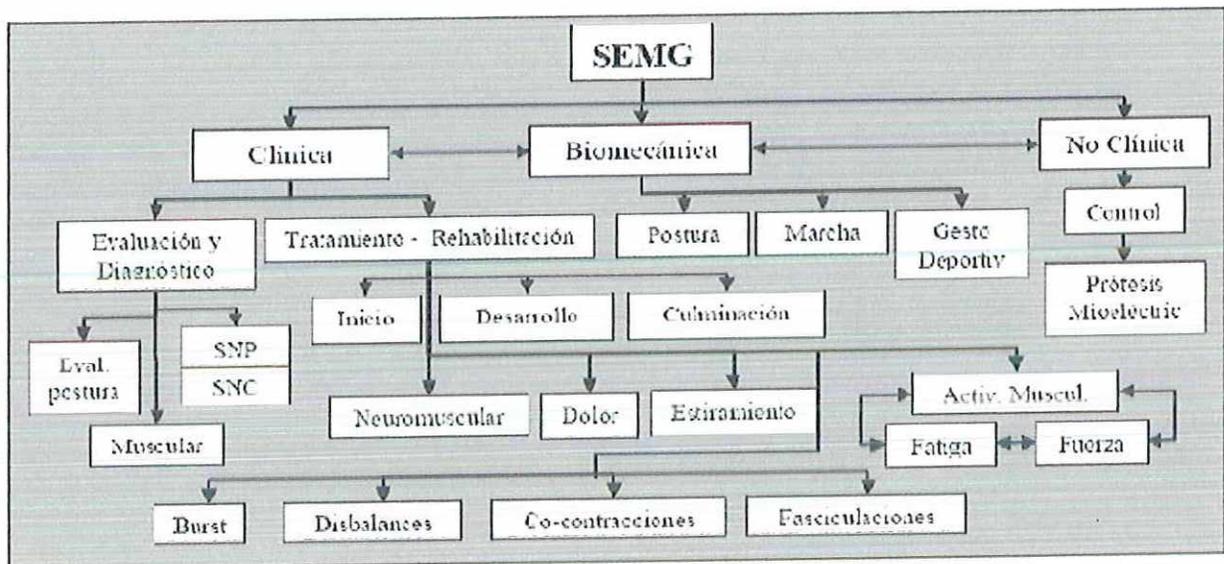


Figura 7. Clasificación de la técnica de electromiografía superficial. Conferencias sobre electromiografía. Dra Esperanza Villabona 2002

El amplificador para medidas EMG debe tener alta ganancia, elevada impedancia de entrada y entrada diferencial con buen rechazo de modo común. Sin embargo, el amplificador EMG debe adaptarse a una banda de frecuencia mayor. En muchos electromiógrafos comerciales, se puede variar la frecuencia superior de corte utilizando filtros pasa bajos seleccionables.

A diferencia de los ECG o EEG, el electromiógrafo típico tiene un osciloscopio como salida en vez de un registrador gráfico de aguja. La razón está en la mayor frecuencia de respuesta requerida. En algunos, el tubo de rayos catódicos posee memoria para retener los datos de la pantalla del osciloscopio.

2.3. Variables o parámetros medibles dentro de una señal EMG.

Al estudiar una señal de cualquier tipo es importante conocer ciertos parámetros y variables que la definen como son: nivel de voltaje, periodo, frecuencia, temperatura...etc. Asimismo

para poder realizar la cuantificación de una señal EMG es totalmente necesario conocer las características de la señal desde su generación para lograr predecir su comportamiento a través de un modelo de tratamiento de señales.

En el caso de la señal electromiográfica es fundamental conocer cual es el “ancho de banda” ya que este esta relacionado con el registro del biopotencial de una célula muscular.

La señal electromiográfica de superficie posee una energía útil en un rango de frecuencia de 0 - 500Hz (Ancho de banda). La energía dominante de la señal se encuentra en un rango de 50 - 150 Hz. De acuerdo a estos parámetros es importante considerar que en cualquier señal biológica que sea adquirida por un proceso de análogo-conversión, la frecuencia de muestreo de la señal debe responder al teorema de Nyquist. Este establece que la frecuencia de muestreo debe ser al menos el doble de la frecuencia donde se encuentra la energía útil de la señal. En el caso de señales musculares la frecuencia de muestreo debe ser 1000 Hz.

Los potenciales EMG, de un músculo o grupo de músculos producen una señal parecida a un ruido que varia de amplitud con la magnitud de la actividad muscular. Las amplitudes de pico varían desde $50\mu\text{V}$ hasta alrededor de 1mV , dependiendo de la situación de los electrodos de medida con respecto al músculo y de la actividad de este, para una reproducción fiel se requiere una respuesta de frecuencia desde alrededor de 10Hz hasta unos 3KHz .

3. INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA

Cuando se habla de instrumentación biomédica nos referimos a los instrumentos empleados para obtener información en forma de señales proveniente de los seres vivos, que también son utilizados como herramienta para reemplazar u optimizar funciones fisiológicas. Se cuentan entre estos instrumentos equipos de radiodiagnóstico, rehabilitación, tratamiento de lesiones de los sistemas mas variados del cuerpo.

3.1. Estructura general de un sistema de instrumentación Biomédica.

Todos los equipos o sistemas de instrumentación biomédica tienen un diagrama de bloques similar al de la figura. La principal diferencia entre los sistemas de instrumentación biomédica y cualquier otro sistema de instrumentación convencional radica en que la fuente de las señales suelen ser seres vivos o energía aplicada a estos seres o tejidos vivos.

Esquema general de un equipo de instrumentación biomédica.

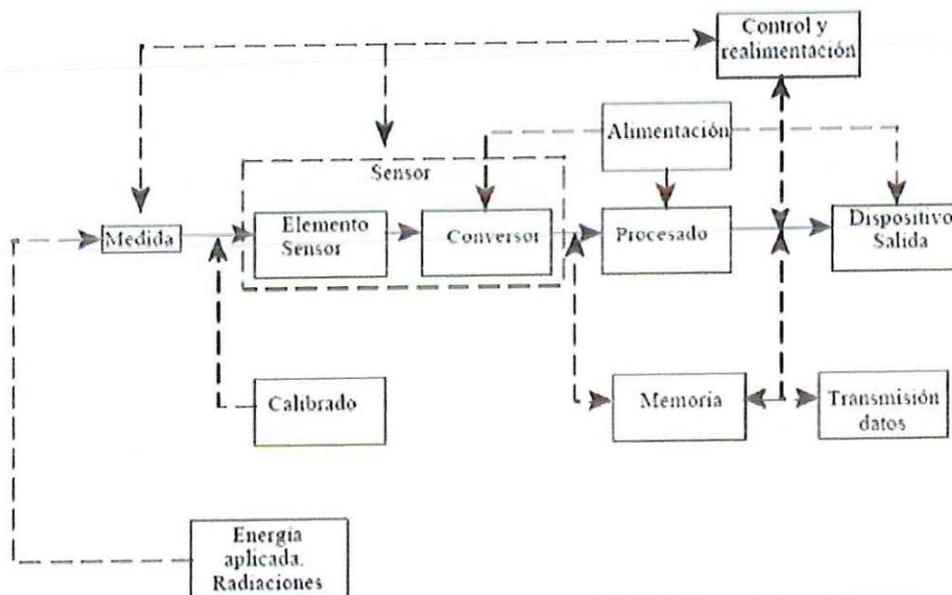


Figura 8. Esquema general de un equipo de instrumentación biomédica. Fuente. Dr. Rafael Barea Navarro.

3.2. Características de la instrumentación biomédica.

La fuente de las señales condiciona los métodos de medida aplicables y los sensores o transductores a utilizar. Para ello deben cumplirse los siguientes requisitos:

1. La medición no debe perturbar la señal cambiando sus condiciones pero esto físicamente es prácticamente imposible, máxime cuando la medida se debe hacer teniendo contacto con

el ser que la produce. Sin contar que el paciente también influye en la exactitud de la medida.

2. En ningún caso se debe poner en riesgo la integridad del paciente al realizar la medición o suministrar el estímulo. Además se debe tener en cuenta q los instrumentos usados tengan la asepsia suficiente y garanticen la seguridad del objeto de estudio.

3. Los equipos utilizados para hacer mediciones de tipo biomédico deben ser resistentes a las influencias del medio donde se empleen, además deben proveer medidas acertadas y repetibles que sean confiables, además deben ser de fácil mantenimiento y ajuste, inclusive permitiendo en ciertos casos modificar las variables de las mediciones a realizar.

Considerando las influencias del medio se deben diseñar de acuerdo a técnicas predefinidas y normas de construcción que eviten interferencias (ya sean de tipo o del propio equipo de medida), atenuación y/o pérdida de la señal por cualquier motivo.

4. ETAPAS NECESARIAS PARA OBTENER UNA BIOSEÑAL

4.1. Amplificación de la señal.

Esta etapa de la adquisición tiene como fin elevar la impedancia de entrada al circuito y la preamplificación.

4.1.1. Amplificador de Instrumentación.

Existen en equipos de la industria, en equipos de electromedicina, y en otras muchas aplicaciones, la necesidad de medir señales muy pequeñas del orden de microvoltios o pocos milivoltios en la presencia de comparativamente grandes señales de ruido provenientes de distintas fuentes, como pueden ser motores, tubos de iluminación de descarga gaseosa, etc. Para realizar las mencionadas mediciones estos deberán utilizar en su entrada Amplificadores de Instrumentación con una adecuada Relación de Rechazo de Modo Común (CMRR).

En la siguiente figura se coloca un esquema básico de medición:

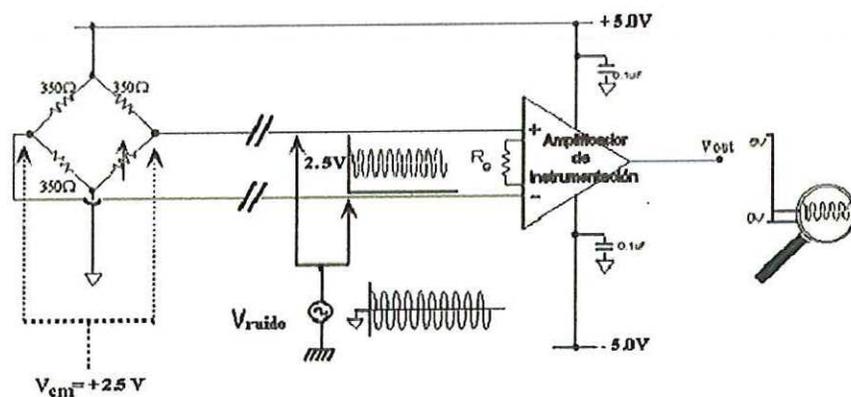


Figura 9. Esquema de medición usando un amplificador de instrumentación. Fuente

www.monografias.com

Al Amplificador de Instrumentación ingresan dos señales de modo común: una de c.c. de +2.5V provenientes del puente de resistencias y otra de c.a. Vruido inducida sobre los cables de entrada al amplificador.

4.1.1.1. Características de los amplificadores de instrumentación

- 1) Son amplificadores diferenciales con una ganancia diferencial precisa y estable, generalmente en el rango de 1 a 1000.
- 2) Su ganancia diferencial se controlada mediante un único elemento analógicos (potenciómetro resistivo) o digital (conmutadores) lo que facilita su ajuste.
- 3) Su ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, esto es, debe ofrecer un CMRR muy alto en todo el rango de frecuencia en que opera.
- 4) Una impedancia muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.
- 5) Una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.
- 6) Bajo nivel de las tensión de offset del amplificador y baja deriva en el tiempo y con la temperatura, a fin de poder trabajar con señales de continua muy pequeñas.
- 7) Una anchura de banda ajustada a la que se necesita en el diseño.
- 8) Un factor de ruido muy próximo a la unidad, Esto es, que no incremente el ruido.
- 9) Una razón de rechazo al rizado a la fuente de alimentación muy alto.

4.2 Filtrado de la señal

Un filtro eléctrico o filtro electrónico es un elemento que discrimina una determinada frecuencia o gama de frecuencias de una señal eléctrica que pasa a través de él, pudiendo modificar tanto su amplitud como su fase.

Para nuestro caso se utilizó un filtro pasa altos y un filtro pasa bajos es decir se conformó un filtro para la banda de 20 a 500 Hz respectivamente, para adquirir las señales utilizables de la señal EMG.

4.2.1 Filtro Pasa Altos

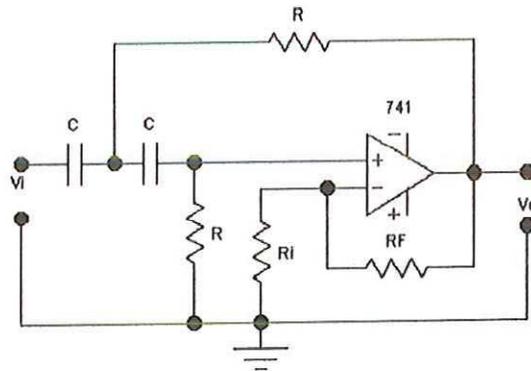


Figura 10. Filtro Pasa altas de segundo Orden. Del Autor

Es un filtro que deja pasar las frecuencias mayores a la frecuencia de interés. Aquí se diseñó un filtro de tipo Butterworth Pasa Altos de segundo Orden considerando la pequeña frecuencia de la señal que se tenía que filtrar, también se le dio una frecuencia de corte de 20 Hz adecuada a las características de generación de ruido de la señal y de esta forma asegurar una buena medida en baja frecuencia.

4.2.2 Filtro Pasa Bajos

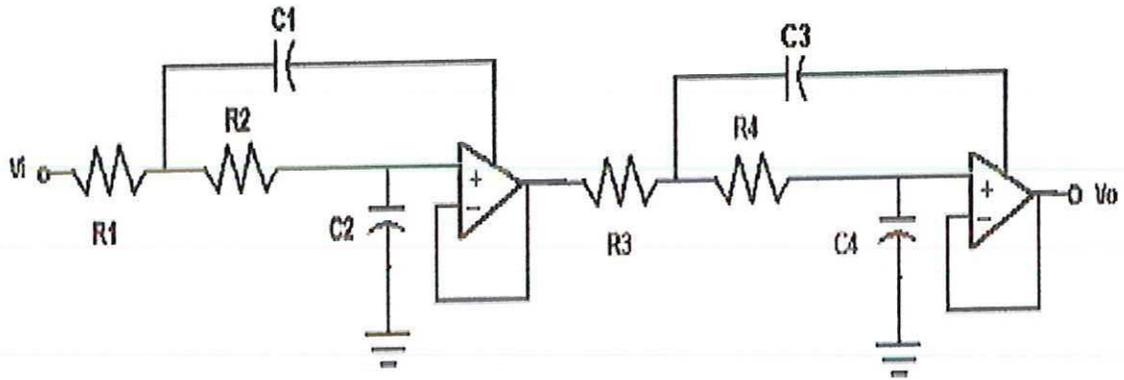


Figura 11. Esquema de un circuito pasa-bajos de cuarto orden con dos circuitos pasa-bajos de segundo orden en cascada. Del Autor

Este filtro pasa altos se acopla con un filtro pasa bajos de cuarto orden, para eliminar componentes de alta frecuencia que no representan interés alguno para el estudio, pero que pueden ocasionar la aparición de *aliasing* en el momento de digitalizar la señal. La frecuencia de corte alto del filtro pasa bajos implementado es de 500Hz, Esta frecuencia de corte fue el principal parámetro que se tuvo cuenta para el diseño del filtro.

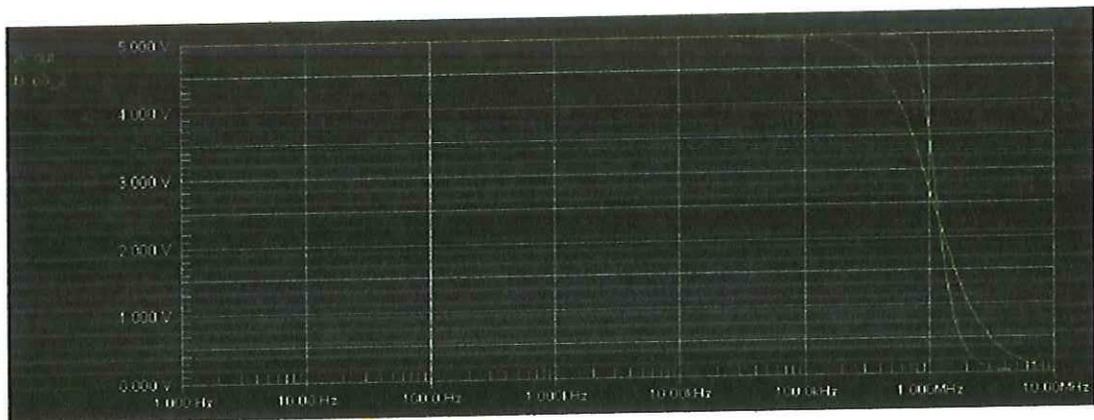


Figura 12. SIMULACION EN CIRCUITMAKER del filtro pasa bajos de cuarto orden. Del Autor.

4.3 Adquisición Digital de Señales Biomédicas

Las señales biológicas transportan información útil para la comprensión de los complejos mecanismos fisiopatológicos que subyacen al comportamiento de los seres vivos. Sin embargo, tal información no aparece directamente en las señales registradas —en crudo—. Éstas pueden estar enmascaradas por otras señales biológicas contemporáneas (efectos endógenos) o escondidas entre ruido producido por factores externos (efectos exógenos) al organismo. Por estas razones, usualmente se requieren algunos procesos adicionales para mejorar la información relevante y para extraer de ella los parámetros que cuantifican el comportamiento del sistema bajo estudio. Se pueden utilizar varias técnicas para tales propósitos. Los métodos en el dominio temporal y frecuencial incluyen filtrado, promediación, estimación espectral, y otros.

Aunque es posible trabajar con ondas continuas desde el punto de vista temporal, es generalmente conveniente convertirlas a un formato numérico discreto antes de procesarlas. El reciente progreso de la tecnología digital, tanto en software como en hardware, hace que el procesamiento digital sea más eficiente y flexible que el analógico. Las técnicas digitales poseen características interesantes: Su performance es generalmente robusta, siendo relativamente sencilla la implementación de algoritmos complejos, y la precisión depende sólo de los errores de truncado y redondeo, cuyos efectos se pueden predecir y controlar por el diseñador. Además, los errores no son afectados por variables impredecibles como el envejecimiento de los componentes y la temperatura, los cuales degradan el comportamiento de los dispositivos analógicos.

Más aún, los parámetros de diseño pueden modificarse de forma sencilla ya que esta operación se realiza vía software.

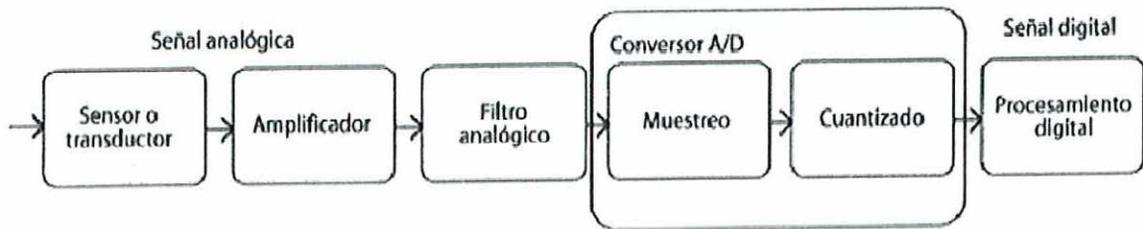


Fig 13. Esquema de Bloques de adquisición de una señal con proceso digital. Fuente.

La figura anterior muestra una representación esquemática de un sistema general de adquisición. Como se indicó anteriormente en este documento, son muchas las magnitudes físicas que pueden medirse desde los sistemas biológicos. Ellas incluyen cantidades electromagnéticas (corrientes, diferencias de potencial, campos, etc.), mecánicas, químicas, o variables no eléctricas (presión, temperatura, movimientos, etc.). Las señales eléctricas pueden ser detectadas mediante sensores (principalmente electrodos), mientras que las magnitudes no eléctricas deben convertirse primero, por medio de transductores, en señales eléctricas que pueden ser fácilmente procesadas, transmitidas y almacenadas.

Generalmente se necesita un bloque de pre-procesamiento analógico para amplificar y filtrar la señal con el objetivo de satisfacer los requerimientos del convertidor Analógico-Digital, compensar algunas características indeseables del sensor (por ej. no linealidad), o reducir el ruido.

Más aún, la señal continua en el tiempo debe limitarse en banda antes de la conversión A/D con propósitos que veremos más adelante. Aquí es importante destacar que el procedimiento de adquisición debe preservar la información contenida en la señal original. Este es un punto crucial cuando se registran señales biológicas, cuyas características a menudo son consideradas por los médicos como índices de patologías es decir, el desplazamiento del segmento ST en una señal de ECG puede ser considerado un indicador

de isquemia (detención o disminución de la circulación de sangre a través de las arterias de una determinada zona); el patrón pico-onda en el EEG puede ser un signo de epilepsia, y así. Por motivos como los citados, el sistema de adquisición no debe introducir distorsión que pueda resultar engañosa o que destruya alteraciones patológicas reales. Por esta razón, el bloque de filtrado analógico debe diseñarse para una respuesta en frecuencia con módulo constante y fase lineal, al menos en la banda de paso, sobre las frecuencias de interés. El cumplimiento de tales requerimientos hace que la señal llegue sin distorsiones hasta el conversor A/D.

4.4. Adquisición y tratamiento de datos

Para poder adquirir datos y transferirlos a un computador, se requiere un tipo de hardware especial que es denominado Tarjeta de adquisición de datos. Por este medio las señales provenientes de los transductores son digitalizadas y visualizadas en un PC. Las tarjetas de adquisición de datos se conectan directamente a los buses del computador y permiten adquirir y procesar datos por lo general en tiempo real. Es muy importante destacar que las Tarjetas de Adquisición de Datos o Tarjetas DAQ (por su sigla en inglés) ofrecen no solamente entradas analógicas, sino también salidas analógicas, entradas digitales, salidas digitales y contadores por hardware. Estas tarjetas generalmente tienen una gran cantidad de canales de entrada, una alta velocidad de muestreo, una adecuada sensibilidad para medir señales de bajo nivel a un costo relativamente bajo por canal adquirido.

4.4.1. Elementos básicos de un sistema de adquisición de datos.

Para poder formar un sistema que pueda adquirir datos y enviarlos al PC se requiere de los siguientes equipos:

i) Computadora, Ordenador, PC o Personal Computer: En la PC se va a llevar a cabo todo el Procesamiento de la Información, la cual una vez adquirida puede ser exhibida en tiempo real, guardada en algún formato de intercambio. La información adquirida puede ser analizada ejecutando en la PC algún cálculo complejo previo como Integral, derivada, Transformada de Fourier, Estadísticas, etc.

ii) Software de Adquisición: Este elemento corresponde al lenguaje a usar, en el cual se programará o configurará el software que realizara la funcionalidad deseada por el Sistema de Adquisición de Datos.

iii) Bus de conexión o puerto de conexión: Este elemento tiene por función conectar la PC con el sistema DAQ, encontrándose variantes como el bus PCI, ISA, PCMCIA, puerto serial, puerto paralelo, puerto GPIB, USB, Ethernut, etc.

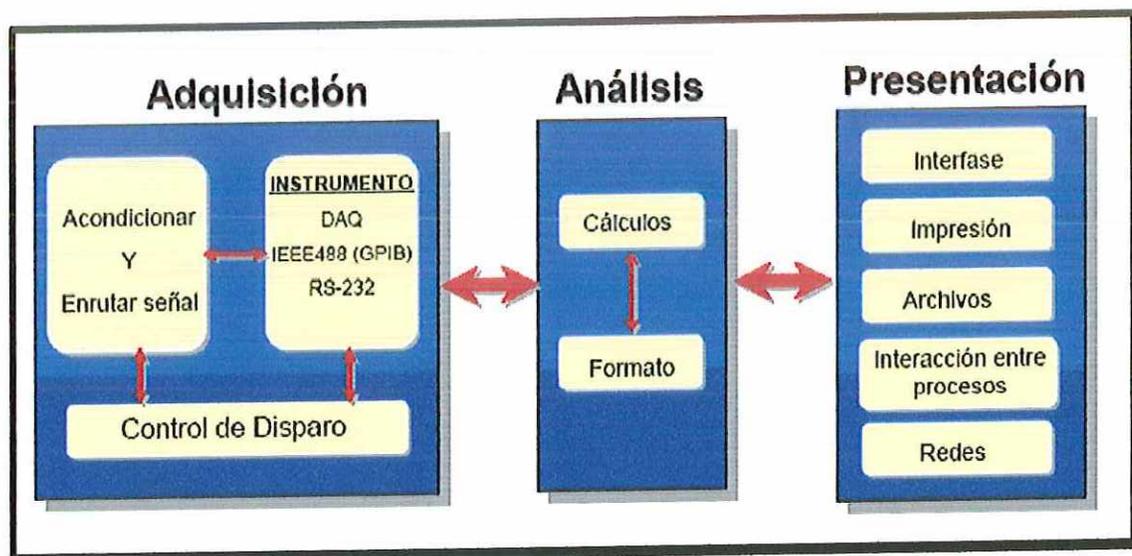


Figura 14. Elementos de un sistema de adquisición de datos funcionalidades de Hardware y Software.
Fuente. Señales y sistemas dinámicos. Mc Graw Hill 2000

iv) Tarjeta de adquisición de datos: Este elemento es el que toma los datos del acondicionador y hace la conversión análoga digital de la información.

v) Acondicionador de Señal: adaptar la señal que se recibe del sensor tal como son los electrodos de instrumentación médica.

vi) El sensor: va a producir un parámetro físico como temperatura, presión, luz, fuerzas, en un fenómeno eléctrico capaz de ser medido o mensurado.

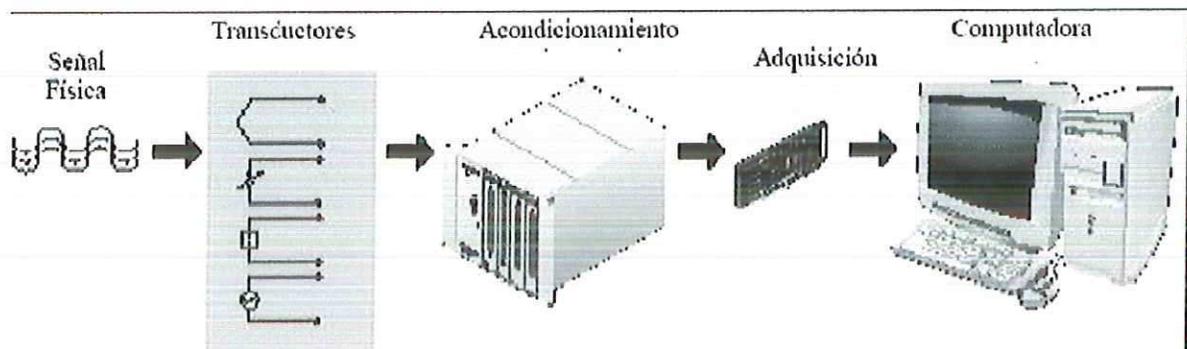


Figura 15. Esquema general de un sistema de adquisición de señales

4.4.1.1 Tipos de tarjetas DAQ

Las tarjetas de adquisición de datos (DAQ) pueden ser como las siguientes tarjetas independientemente o contar con combinaciones de estas:

- **Tarjetas A/D:** Convierten las señales analógicas en señales digitales. Los rangos de tensión de entrada comúnmente utilizados son: 10V, -5V y 5V, 0 a 5V, 0 a 10V, también hay tarjetas A/D que miden corrientes entre 4 a 20 mA.
- **Tarjetas D/A:** Convierten una señal digital dada por la computadora en una señal analógica. Los rangos normales de salida de tensión que otorgan estas tarjetas son de 5V, 10V, 0 a 5V y de 0 a 10V, también hay tarjetas que generan corriente de 4 a 20 mA.

- **Tarjetas I/O:** Son tarjetas de entradas y salidas digitales. Mediante estas tarjetas se pueden accionar todo lo que implique cambio entre dos estados. Por lo general se tiene un nivel bajo de 0 a 0.8 V, y un nivel alto de 2 a 5 V, dependiendo de cada fabricante.
- **Tarjetas con relés:** Son tarjetas que poseen un relé de salida digital que se emplea para accionar un determinado componente del proceso. Este relé cumple con las funciones de un interruptor.
- **Tarjetas con acopladores:** Son tarjetas que poseen circuitos optoacopladores en las entradas digitales que permiten separar la electrónica del proceso con la electrónica de la computadora. Esto se emplea con la finalidad de proteger a la PC de un eventual cortocircuito.
- **Tarjetas de comunicación:** Permiten comunicar la PC con el medio exterior.
- **Tarjetas inteligentes:** Estas tarjetas cuentan con un microprocesador que les permite realizar cálculos y operaciones autónomamente.

4.1.1.2 Componentes de las tarjetas DAQ

Los elementos que componen una tarjeta de adquisición de datos son:

- **Multiplexor:** Es un sistema combinacional con un determinado número de entradas, denominadas canales, una salida de datos y unas entradas de selección. La función que realiza un multiplexor es la de un selector de entradas.

Algunas de las especificaciones importantes de los multiplexores son:

Corrientes de fuga de switch, CMRR, corriente de bias del amplificador, tiempo de switching, constante de tiempo RC, absorción dieléctrica, cross-talk.

- Amplificador de instrumentación: Es un amplificador más útil, preciso y versátil. Se logra conectando un amplificador reforzado a un amplificador diferencial básico. Se le aplica una entrada diferencia de voltaje, la ganancia del amplificador se establece mediante una resistencia. La resistencia de entrada de ambas entradas es muy alta y no cambia conforme se varía la ganancia.

Las especificaciones importantes en los Amplificadores de Instrumentación son: Voltaje offset, CMRR, error de linealidad, error de ganancia, ruido de entrada, deriva de tiempo y de tensión, settling time.

- Filtros: Un filtro es un circuito que se ha diseñado para dejar pasar una banda de frecuencia especificada , mientras atenúa todas las señales fuera de esta banda. Los circuitos pueden ser pasivos (usa solo resistencias capacitancias e inductancias) ó activos (además de los elementos pasivos usan elementos activos como transistores, operacionales, etc.)

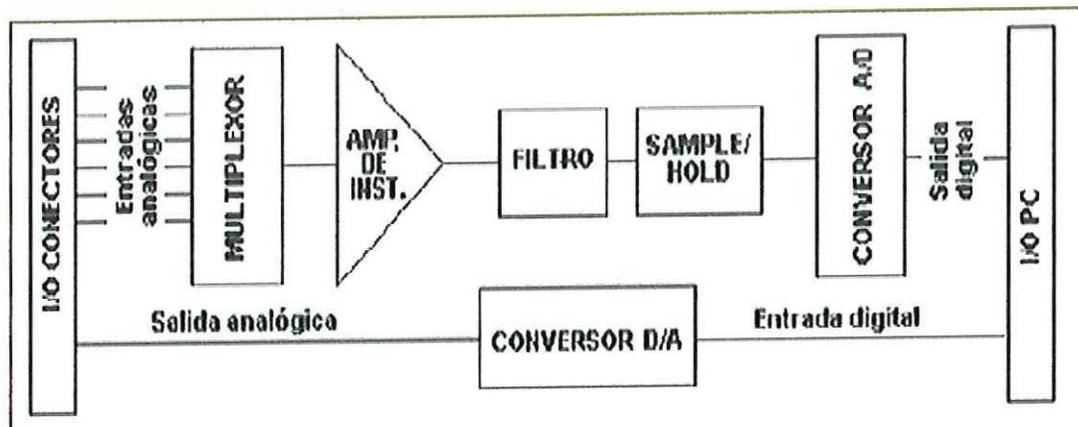


Figura 16. Diagrama de bloques de una tarjeta DAQ

5. INSTRUMENTACION VIRTUAL

La aparición de la Computadora Personal generó este nuevo término, pero para comprender qué es, comencemos por analizar primero la instrumentación tradicional. Se entiende por instrumento tradicional todo aquel instrumento tipo hardware rígido que se puede adquirir de distintos fabricantes y cuya funcionalidad viene definida por éstos. Los instrumentos que observamos en la figura 15, y todos los instrumentos semejantes, que generalmente son anteriores a la aparición de la PC, son de los llamados tradicionales (Osciloscopios, Analizadores de Espectro, Frecuencímetros, etc.). Ejemplo de éstos son los instrumentos que podemos encontrar en algún Laboratorio de Electrónica.

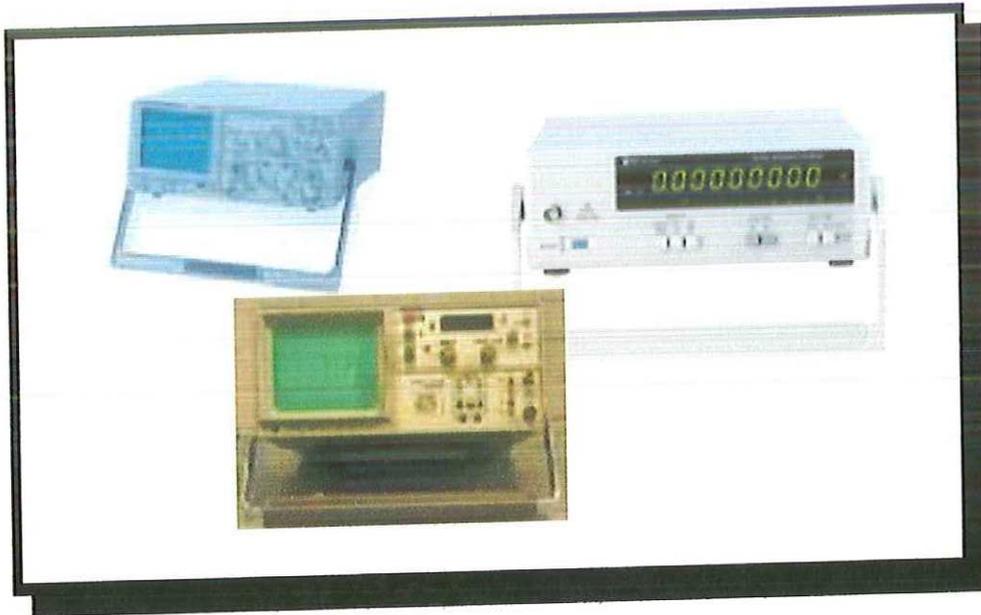


Figura 17. Instrumentos Tradicionales

Una vez comprendido el término Instrumentación Tradicional, veamos ahora qué significa instrumentación Virtual con la ayuda de la figura

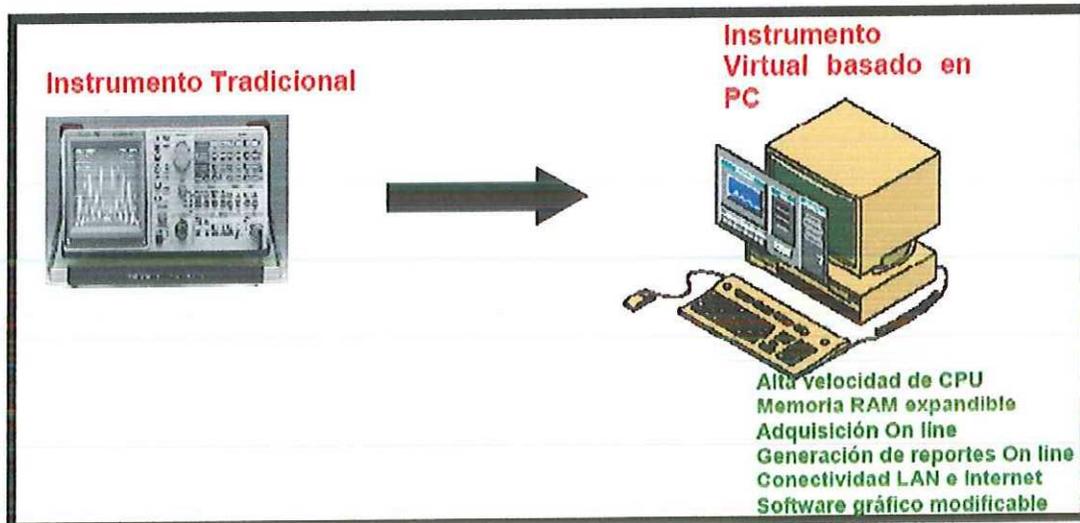


Figura 18. Instrumento virtual Vs instrumento tradicional. Del Autor.

Analicemos el diagrama en bloques de cualquier Instrumento Tradicional como por ejemplo el de un Osciloscopio digital. Vemos que en el mismo hay unos bornes de entrada en los que ingresa, dependiendo del número de canales, la señal a un bloque amplificador y acondicionador de la misma. A continuación, la señal es convertida en digital a través de un Conversor Análogo Digital. La señal digitalizada es procesada por un microprocesador, este microprocesador tiene memoria RAM para guardar los datos adquiridos y pone en funcionamiento algoritmos conforme a un programa que se ejecuta y que reside en memoria ROM, estos algoritmos realizarán los análisis y cálculos de la señal adquirida. Los datos procesados por esta CPU son luego enviados a un bloque de Vídeo quien exhibe la señal en un TRC (Tubo de Rayos Catódicos) donde finalmente el operador observa los valores leídos y va realizando el ensayo.

Dejando por ahora de lado, el amplificador y el Conversor analógico-digital, todos los bloques antes enunciados están contenidos en cualquier PC de escritorio e incluso con una potencialidad mucho mayor. Esto se debe a que la CPU o Unidad Central del Proceso de cualquier PC supera a la de cualquier instrumento digital del mercado en los siguientes ítems: velocidad, número de instrucciones, mayor versatilidad a la hora de definir cantidad de entradas y salidas, una memoria RAM mayor y ampliable fácilmente, una memoria ROM que es todo un disco duro en donde se guardan los programas que luego van a poder

ejecutarse y editarse fácilmente, un procesador de video mejor por su tamaño, por su resolución y por la paleta de colores que puede manejar. Finalmente y refiriéndonos a la salida de la PC, ésta puede ser conectada a un proyector de cañón y proyectar la imagen convenientemente.

Como dijimos anteriormente, lo único que le faltaría a nuestra PC para ser un instrumento, desde el punto de vista del hardware, serían el amplificador y el conversor Análogo Digital. Es de mencionar que estos elementos de hardware están contenidos justamente en lo que se ha dado en llamar una Placa de Adquisición o Toma de Datos o Placa DAQ. Con respecto al software, se pueden incorporar a las PCs programas similares e incluso mucho más poderosos que los que corren en cualquier osciloscopio.

Ahora estamos en condiciones de definir lo que se entiende por Instrumentación Virtual:

La instrumentación virtual lo constituye el conjunto de software y hardware que agregado a una PC, permite a los usuarios interactuar con la computadora como si se estuviera utilizando un instrumento electrónico hecho al gusto del cliente. Las mediciones y accionamientos se realizan sobre el campo real, pero los sistemas de control, mecanismos, registradores, y otros dispositivos serán adquiridos e interconectados en el campo Virtual. La idea es sustituir y ampliar elementos "hardware" por otro "software", asimismo es toda Computadora o PC en la cual se ha insertado o conectado, interna o externamente un dispositivo de Adquisición de Datos rodeado de un software lo suficientemente poderoso y flexible como para sacar el máximo provecho de ese hardware. Notemos que al software se le ha puesto la condición de ser lo suficientemente poderoso y flexible. Generalmente estos son calificativos contrapuestos pero recordemos que nuestras PCs actuales soportan sistemas operativos de tipo gráfico como Windows, Mac, etc., en los cuales es posible diseñar software gráfico poderoso y flexible.

En la figura anterior vemos *la comparación entre la Instrumentación Tradicional y la Instrumentación Virtual.* La funcionalidad de la primera está definida por el fabricante

mientras que la versatilidad de la Instrumentación Virtual radica en que su funcionalidad es definida por el usuario final. Esto representa una gran ventaja ya que quién mejor que el usuario final para saber lo que necesita del instrumento y por lo tanto, determinar sus características.

5.1. Diseño de instrumentos virtuales

Para construir un instrumento virtual, sólo requerimos de una PC, una tarjeta de adquisición de datos con acondicionamiento de señales (PCMCIA, ISA, XT, PCI, USB etc.) y el software apropiado.

Un instrumento virtual debe realizar como mínimo las tres funciones básicas de un instrumento convencional: adquisición, análisis y presentación de datos.

5.2. Software para instrumentación virtual

Software es aquel componente intangible que permite el funcionamiento de una computadora, es un conjunto de programas, algoritmos y procedimientos necesarios para hacer posible la realización de una aplicación informática.

Un software para instrumentación virtual será aquel conjunto de programas cuya aplicación informática es la de adquirir, procesar, analizar, almacenar, visualizar, datos provenientes de campo tomados por hardware de instrumentación virtual. Permitiendo desarrollar sistemas de control, supervisión y automatización.

Existe una extensa lista de compañías fabricantes de software para adquisición de datos, los principales podrían ser CyberTools, DasyLab, LabView y Mat lab Simulink, por su

compatibilidad con otros fabricantes, su variada gama de aplicaciones, y su extensa popularidad.

Para el presente proyecto únicamente se presenta un estudio sobre el software utilizado para el tratamiento de la señal el LabView.

5.2.1. El Software de diseño virtual Labview

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) es un lenguaje de programación gráfico diseñado por National Instruments, para el diseño de sistemas de adquisición de datos, instrumentación y control. Labview permite diseñar interfaces de usuario mediante una consola interactivo basado en software. Es un sistema de programación de propósito general con librerías y funciones para diversas tareas. En particular incluye librerías para:

- Adquisición de Datos.
- GPIB
- Control serial de Instrumentos.
- Análisis de Datos.
- Presentación de Datos.
- Almacenamiento de Datos

Posee un entorno de programación destinado al desarrollo de aplicaciones, similar a los sistemas de desarrollo comerciales que utilizan el lenguaje C o Basic. Sin embargo, se diferencia de dichos programas en un importante aspecto: los citados lenguajes de programación se basan en líneas de texto para crear el código fuente del programa, mientras que LabView, emplea la programación gráfica o lenguaje G para crear programas basados en diagramas de bloques.

Una de sus principales aplicaciones es en sistemas de medición, como monitoreo de procesos y aplicaciones de control, un ejemplo de esto pueden ser sistemas de monitoreo en transportación, Laboratorios para clases en universidades, procesos de control industrial. Es muy utilizado en procesamiento digital de señales, procesamiento en tiempo real, para aplicaciones biomédicas, manipulación de imágenes y audio, automatización, diseño de filtros digitales, generación de señales, entre otras.

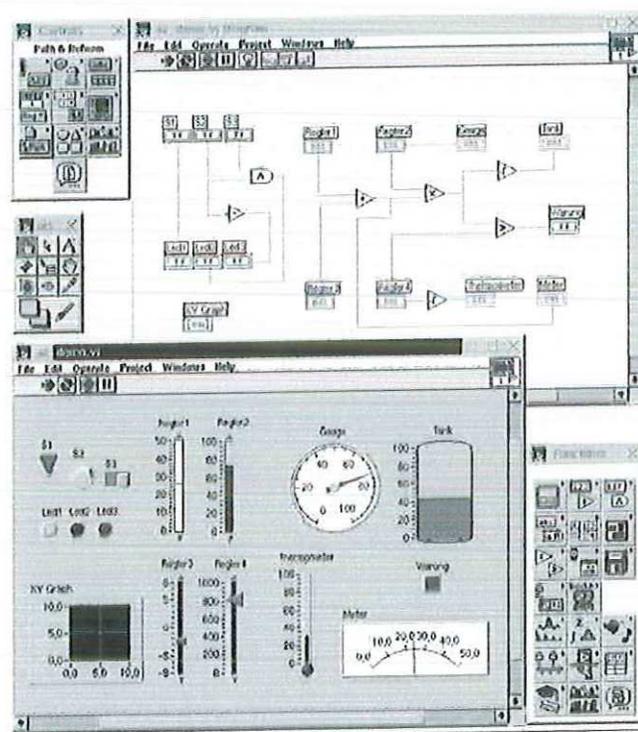


Figura 19. LabView 7 Ambiente grafico y codigo G. Del autor

5.2.1.1 Elementos principales del software

5.2.1.2 Panel Frontal:

Es la pantalla donde se hace una representación grafica de los elementos fisicos reales, fundamentalmente combinando elementos indicadores y de control. Los controles simulan

los dispositivos de entrada de un instrumento y proporcionan los datos al diagrama de bloques del VI. Los indicadores simulan los dispositivos de salida de un instrumento y muestran los datos adquiridos o generados por el diagrama de bloques. Las funciones de Indicador y Control pueden ser intercambiados a través de comandos del menú, cada elemento elegido debe tener un nombre (etiqueta) para ser identificado en la ventana de funciones.

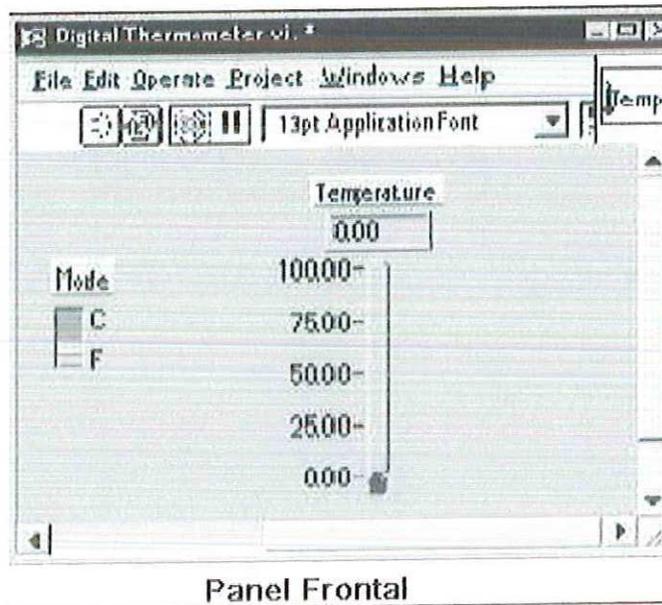


Figura 20. Panel frontal típico de un instrumento virtual en LabView. Del Autor.

5.2.1.3. Diagrama de Bloques (Funciones):

Esta ventana contiene el diagrama de bloques del algoritmo que se está programando, es decir es código fuente gráfico de Labview. El diagrama de bloques es una solución ilustrada a un problema de programación.

El diagrama de bloques se construye uniendo (cableando) objetos que reciben o envían datos, realizan una función específica y controlan el flujo de la ejecución del programa.

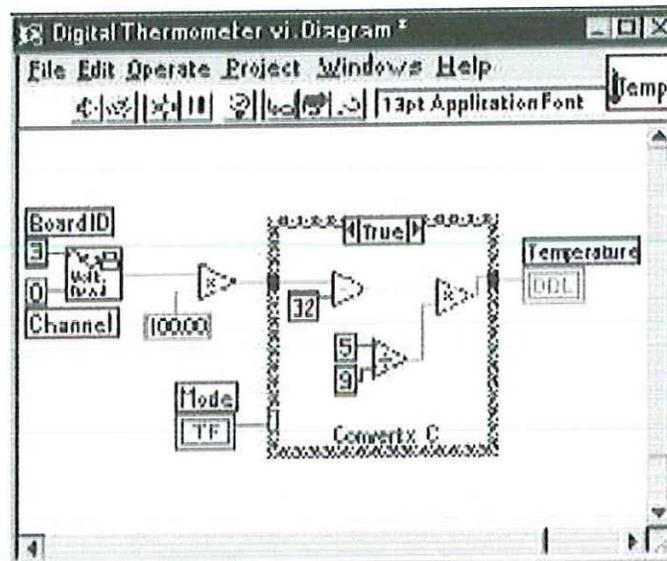


Diagrama de Bloques

Figura 21. Diagrama de bloques de un instrumento virtual en LabView. Del Autor.

5.2.1.4. Iconos y Conectores:

Son usados para crear nuevos iconos personalizados, en realidad un icono representa un subprograma en el diagrama de bloques del programa principal. Los conectores son líneas (cables).

6. BUS DE COMUNICACIONES PARA INSTRUMENTACIÓN

Las tarjetas de adquisición de datos se pueden conectar a la computadora a través de los puertos serie I o paralelo de la PC, o por el puerto USB, o insertándolo en uno de los slots de la tarjeta de madre, o mediante un adaptador que acondicione un puerto para hacerlo compatible con otro.

El bus es un subsistema que transfiere datos (señales eléctricas digitalizadas) entre componentes de la computadora, dentro de esta o hacia otras computadoras o dispositivos

inteligentes. A diferencia de una conexión punto a punto, un bus puede conectar mediante lógica varios periféricos utilizando el mismo medio de comunicación.

6.1 El puerto USB

Universal Serial Bus (Bus serial universal)

Es un bus de comunicación tipo serial, tiene un diseño asimétrico, que consiste en un solo servidor y múltiples dispositivos conectados en una estructura de árbol utilizando concentradores especiales. Se pueden conectar hasta 127 dispositivos a un solo servidor.

El estándar incluye la transmisión de energía eléctrica al dispositivo conectado. Algunos dispositivos requieren una potencia mínima, así que se pueden conectar varios sin necesitar fuentes de alimentación extra.

Permite mejorar las capacidades plug-and-play (habilidad de poder instalar y desinstalar dispositivos) permitiendo que los dispositivos puedan ser conectados o desconectados al sistema sin necesidad de reiniciar, cuando se conecta un nuevo dispositivo, el servidor lo enumera y agrega el software necesario para que pueda funcionar.

Una extensión del USB llamada "USB-On-The-Go", permite a un puerto actuar como servidor o como dispositivo - esto se determina por qué lado del cable esta conectado al aparato. Incluso después de que el cable está conectado y las unidades se están comunicando, las 2 unidades pueden "cambiar de papel" bajo el control de un programa.

Otra extensión es el Wireless USB (WUSB), que busca combinar la velocidad y la seguridad de la tecnología basada en cables con la facilidad de uso de la transferencia inalámbrica de datos. WUBS ofrece un ancho de banda de 480 Mb/seg a tres metros de distancia y 100 Mb/seg a 10 metros.

PARTE 2:

ESPECIFICACIONES DE DISEÑO MECATRONICO Y CONSTRUCCION DEL MODULO EMG Y SUS ETAPAS.

Siempre que se realiza un proyecto que contempla el desarrollo de un sistema muy grande y complejo, es conveniente subdividirlo en pequeñas partes o módulos, esto simplifica el desarrollo de las tareas a realizar y por lo tanto contribuye a la culminación del mismo.

Es por esta razón que se suelen estructurar bloques para delimitar cada etapa del sistema, el cual luego será completamente funcional como un todo. Estas etapas expresadas en lo que se conoce como un diagrama de bloques del sistema también contribuyen a la comprensión del mismo, facilitando además estudios posteriores que contribuyan al enriquecimiento y mejoramiento del proyecto.

En esta parte se muestran todos los procesos de diseño necesarios para concluir con éxito el sistema general, Adquisición de la señal, diseño electrónico del módulo de adquisición y diseño de la interfaz de comunicación entre el módulo de captura y el Pc; incluyendo el uso de la instrumentación virtual logrado a través del Software LabView 7.

1. DISEÑO METODOLOGICO DEL SISTEMA

En este capítulo se describe de manera clara como se desarrollo el diseño del sistema Biomecatronico realizado según como se fue planteado su desarrollo, de acuerdo al diagrama de bloques concebido para optimizar los resultados.

Las etapas necesarias en su orden para lograr los objetivos son:

1. Estudio del origen de una señal bioeléctrica en general.

Se procedió a estudiar la parte biológica del nacimiento, formación y posterior acción de una señal eléctrica y sus principios, y con base en esto se eligió la señal que se ajusta a nuestro objeto de estudio.

2. Estudio de las características de una señal bioeléctrica.

En esta etapa se analizan las diferentes clases de señales eléctricas y sus parámetros medibles, es decir, aquí es donde se definen las características de las variables electrónicas que caracterizan al cuerpo humano.

3. Tratamiento de una señal bioeléctrica

Es donde se investiga acerca de los métodos que existen para tratar la señal proveniente del músculo, valiéndose para esto de los conocimientos adquiridos mediante la experiencia en las prácticas de laboratorio y la consulta de bibliografía especializada. Es en esta etapa donde también se investigó y se eligió la instrumentación biomédica necesaria para obtener la señal EMG como es el caso de los electrodos idóneos para la

adquisición de la señal y el hardware electrónico requerido para la manipulación de la misma.

4. Elaboración del diseño electrónico

En esta fase del proyecto se diseñaron las tarjetas o etapas electrónicas que requiere un análisis de una señal de este tipo (EMG) y se hizo la integración de las mismas con el fin de convertirlo en un módulo de adquisición y tratamiento de la señal integro, incluyendo una interfaz de comunicación para PC.

5. Diseño de la interfaz módulo – PC

Es aquí donde se define el tipo de hardware de adquisición de datos para convertir la señal analógica en una tabla de datos digitales y poder analizarlos, interpretarlos y almacenarlos para posteriores estudios ser utilizados para controlar manipuladores electrónicos, como por ejemplo, una prótesis mioeléctrica o un brazo mecánico.

2. ESQUEMA DE DISEÑO DEL SISTEMA.

Se muestra un esquema donde se aprecian las diversas etapas que conforman el sistema electromiográfico completo.

Explicación de los bloques y consideraciones de diseño.

2.1 Etapas previas:

Para comprender mejor el funcionamiento del sistema primero tenemos que conocer algo de cómo se obtuvo la señal EMG desde su origen, lo que se conoce como etapa de acondicionamiento de la señal.

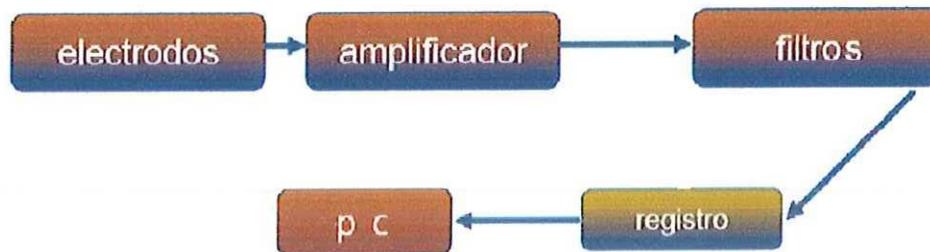


Figura 22. Diagrama de bloques, etapas previas de acondicionamiento. Del autor

2.1.1 Señal emg

En el Capítulo anterior se desglosó toda la teoría pertinente sobre la señal EMG.

Para este trabajo se revisó un estudio realizado por la empresa DELSYS¹, fabricante de equipos para medición de la señal EMG y productos biomecánicos para personas con limitantes de sus extremidades.

La amplitud de la señal EMG se considera naturalmente estocástica (aleatoria) y puede representarse como una distribución de función gaussiana. Su amplitud es del orden de aproximadamente 10 mV (pico a pico) con filtrado inicial, con una energía localizada en un rango de frecuencias de 0 – 500 Hz. Un ejemplo de la señal EMG se encuentra a continuación:

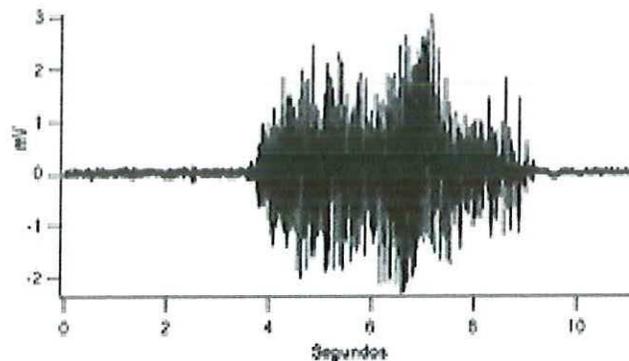


Fig 23. Señal EMG en el dominio del tiempo. <http://www.colegiodekinesiólogos.cl/revista/comuni69.htm>

Gracias a la documentación disponible en la página de la empresa Delsys también tenemos una idea previa de cómo se puede ver la señal EMG en función de la frecuencia.

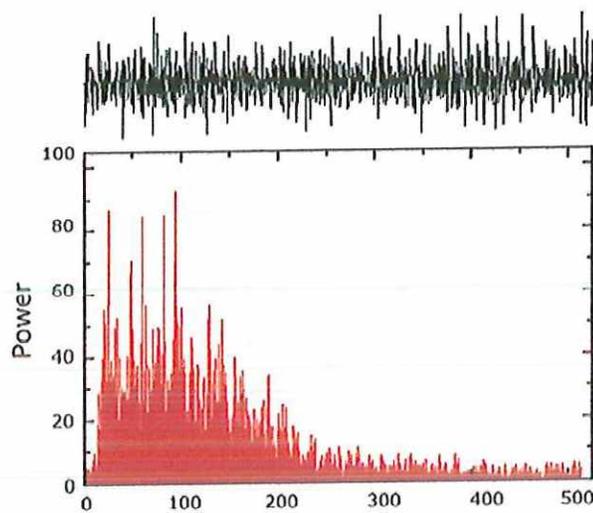


Figura 24. Señal EMG en el dominio de la frecuencia. <http://www.delsys.com/library/tutorials.html>

2.2 Adquisición de la señal emg

2.2.1 Electrodo.

Los electrodos Kendall-Meditrace se utilizaron para la recogida de las señales eléctricas, son de contacto y desechables, con un núcleo central con material adhesivo que se fija a la piel, la cual previamente debe ser rasurada y desgrasada para eliminar resistencias.

Este tipo de electrodos esta formado por una base de papel adhesivo sobre el cual se encuentra fijo un botón de plata recubierto por una fina película de cloruro de plata depositada electrolíticamente (Ag/AgCl) (figura 18), donde se conecta el cable y de ahí hacia el segundo elemento de la tarjeta de adquisición, que es amplificador de instrumentación. Sobre el botón, una porción de gelatina conductora permite un contacto continuo entre la piel y el electrodo.

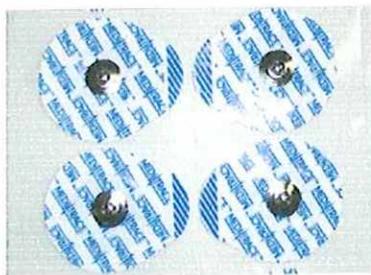


Figura 25. Electrodo Superficiales Kendall-Meditrace. Fuente. Del autor.

2.2.2 Cables de los electrodos

Se probaron dos tipos de cable, sin embargo debido a consideraciones de diseño, los electrodos de plug (Ver figura) fueron preferidos sobre los electrodos de ECG que venían huecos para insertar en el modulo, pues no fue posible encontrar el conector adecuado.(Ver figura).

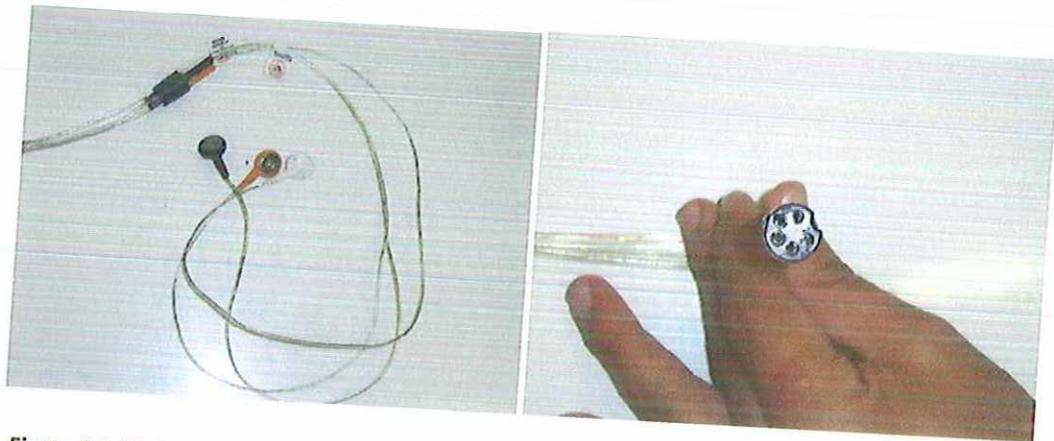


Figura 26. El electrodo elegido para el estudio y el conector que se le adapto Fuente. Del autor.

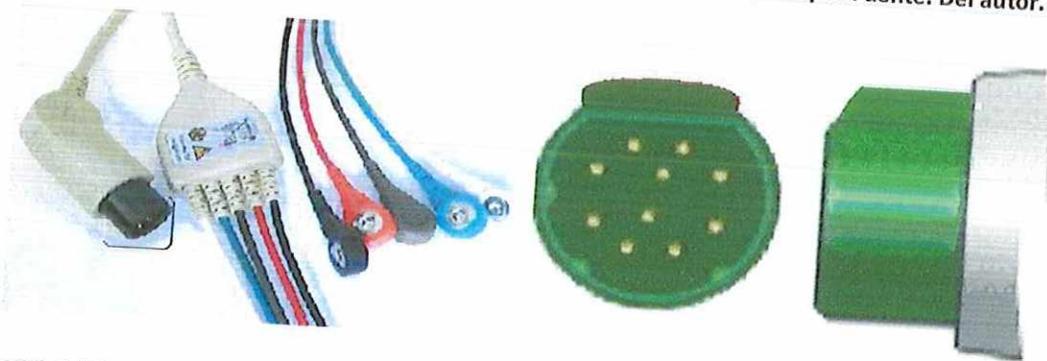


Figura 27. Cables ECG con modulo y un acercamiento del conector que fue descartado. Fuente. Del autor

Además se uso un cable de extensión desde el conector a la tarjeta el cual es del tipo cable cristal del mismo diámetro y similar calidad al del electrodo y se inserto directamente a la baqueta así se obtuvo un cable tipo sonda y de acuerdo a procedimientos experimentales no presento mayor atenuación o interferencia en la señal resultante.

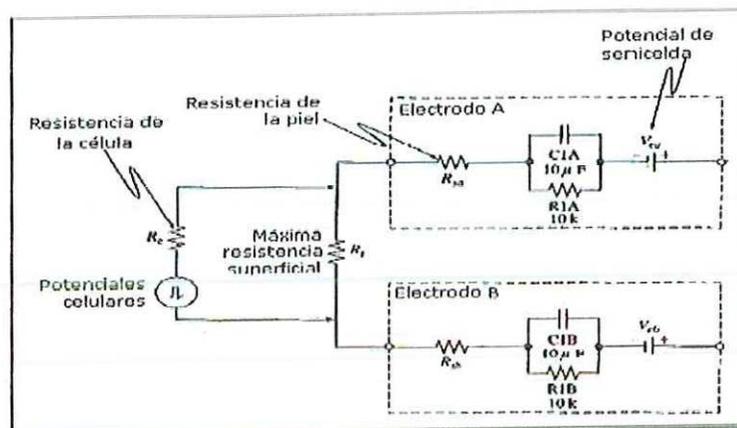


Figura 28. Esquema eléctrico de un electrodo de superficie. Introduction to Biomedical Equipment Technology. New Jersey. 1998. Página 120.

2.3 Amplificación de la señal

Para la etapa de amplificación y separación galvánica de la señal se utilizó un amplificador diferencial de referencia INA114 con características como se aprecia en las siguientes figuras y tablas.

Parametro	Condiciones	INA114BP			UN
		MIN	TYP	MAX	
Common – Mode Rejection	G=1000	115	120		Db
Rango de entrada en modo común		±11	±13.5		V
offset vs Power Supply	V _s =±2.25V a ±18V		0.5 +2/G	3 + 10/G	μV/V

Tabla 2. Características amplificador INA114. Del autor.

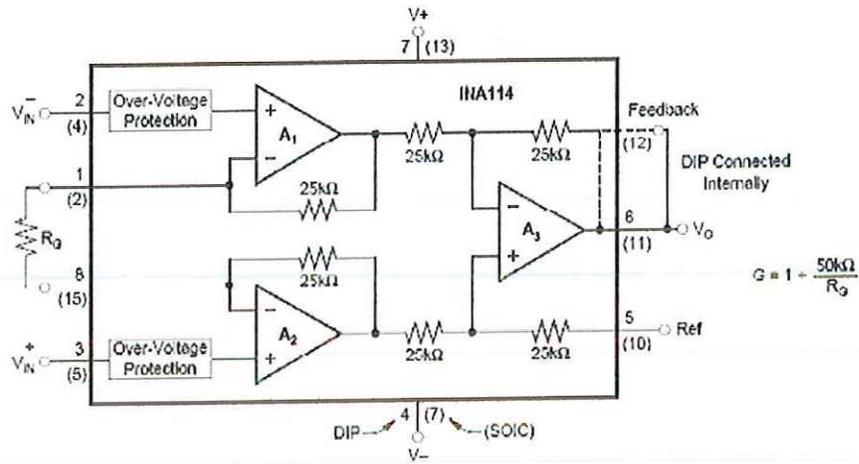


Figura 29. Esquema eléctrico interno del amplificador INA114. <http://www.ni.com/>

La conexión realizada en la tarjeta corresponde a la siguiente figura:

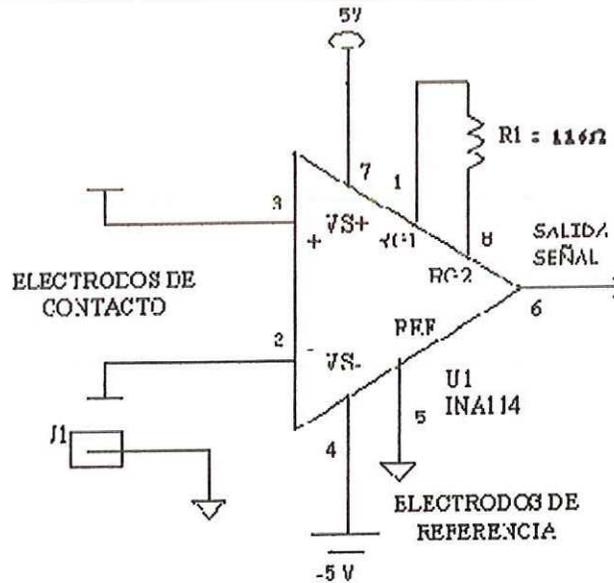


Figura 30. Conexión INA114. Del autor.

El propósito de esta etapa es eliminar el ruido en modo común, y amplificar la señal EMG hasta un valor que pueda ser procesado por otros medios o etapas electrónicas.

La ganancia para esta etapa de amplificación es de 500 lo que permite apreciar la señal EMG de forma efectiva.

2.4 Filtrado

Se realizo un filtrado donde se confirmara el rango de frecuencia de la señal EMG, cuando los músculos sometidos a prueba ejecutan una contracción voluntaria. La señal EMG es muy susceptible a fuentes de ruido. La primera fuente de ruido es la inherente en los dispositivos electrónicos y puede ser atenuada con un cuidadoso diseño del circuito impreso PCB. La segunda fuente de ruido se le asigna al ambiente.

Específicamente hablando la señal EMG tiene un rango útil de 20 – 500 Hz, y aquella frecuencias que se encuentran por fuera de este rango deben ser filtradas¹.

La etapa de filtrado se logra colocando dos filtros en cascada como son un un filtro pasa altos y un filtro pasa bajo, el primero de orden 2 y el segundo de orden 4 con el fin de optimizar las condiciones de filtraje. El diseño de cada uno de los filtros se presenta a continuación

2.4.1 Consideraciones de diseño.

De acuerdo al libro de Coughlin: Amplificadores Operacionales y circuitos integrados.

Se eligieron el integrado de Amplificadores LF 353 fabricado por *Fairchild1*, por las características que presenta como: alta impedancia a la entrada ($10^{12}\Omega$), alto CMRR2 típico (80dB), ruido en baja frecuencia pequeño ($16\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ a 1kHz) y bajo voltaje de *offset* a la salida (10mV), además por tener entradas FET3 el consumo de corriente a la entrada es de 50 pA como máximo.

Se eligió para el diseño los criterios de un filtro Butterworth pues es de fácil diseño y de acuerdo a la investigación es altamente confiable en el tratamiento de señales Biomedicas.

2.4.1.1 Filtro Butterworth pasa altos orden 2: Atenua 40 dB/década.

$$A_v = 1$$

$F_c = 20$ Hz Significa que deja pasar las frecuencias \geq a 20 Hz atenuando las Bajas

$Q = 0,707$ (respuesta en frecuencia W_c para este tipo de filtros) y 0 dB en la Banda de paso.

Se sugiere usar condensadores del orden de 0,01 μF a 0,1 μF

$$C = C_1 = C_2 = 0,1\mu\text{F}$$

$$R_1 = 2(Q) / 2\pi F_c C = 1,4114 / 2\pi F_c C = 112,52 \text{ K}\Omega$$

$$R_2 = R_1 / 2 = 56,3 \text{ K}\Omega$$

$$R_f = R_2 = 56,3 \text{ K}\Omega$$

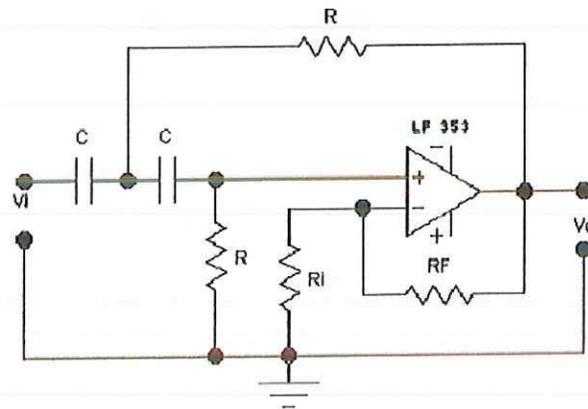


Figura 31. Filtro Pasa Altos diseñado. Del autor.

2.4.1.2 Filtro Butterworth pasa bajas orden 4: Atenua 60 dB/década.

$$A_v = 1$$

$F_c = 500 \text{ Hz}$ Significa que deja pasar las frecuencias \leq a 500 Hz atenuando las altas.

$Q = 0,707$ (respuesta en frecuencia W_c para este tipo de filtros) y 0 dB en la Banda de paso.

$$C_1 = 0,01 \mu\text{F}$$

$$C_3 = 2 C_1 = 0,02 \mu\text{F}$$

$$C_2 = 2 C_3 = 0,04 \mu\text{F}$$

R debe cumplir con el criterio $10 \text{ K}\Omega \leq R \leq 100 \text{ K}\Omega$ sino se debe buscar otro valor de C .

$$R = 1 / 2\pi F_c C_3 = 1 / 2\pi(500)(0,02 \mu\text{F}) = 15,915 \text{ K}\Omega$$

$$R = R_1 = R_2 = R_3 = R_f = 15,915 \text{ K}\Omega$$

$$Rf_1 = 2R = 31,83 \text{ K}\Omega$$

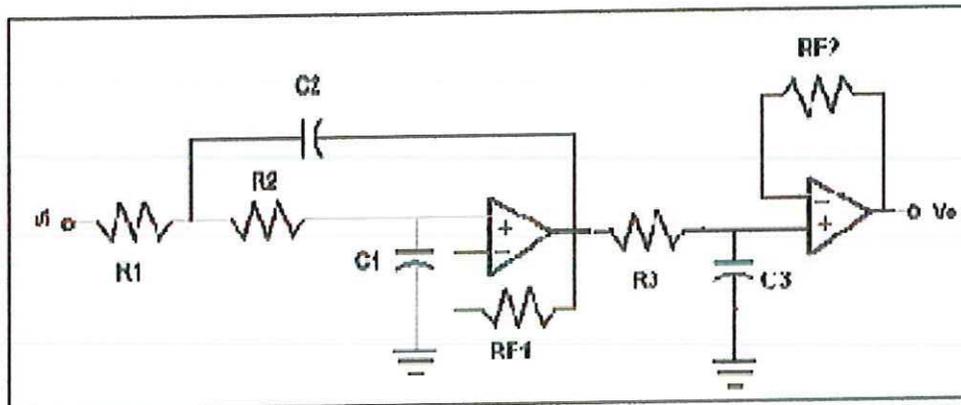


Figura 32. Filtro Pasa Bajas diseñado. Del autor

3. ETAPAS FINALES DE DISEÑO

En las etapas finales de diseño se establece la comunicación entre el módulo de adquisición de señal y el instrumento virtual a través de una tarjeta de adquisición de datos:

3.1 Procedimiento acople interfaz modulo emg – pc.

Se eligió para trabajar la tarjeta de adquisición NI DAQ USB 6008 por su facilidad de conexión y simplicidad de configuración, además la velocidad máxima de muestreo cumplía con las expectativas de la señal EMG generada por el cuerpo humano y se ajusto a las características de la señal proveniente del modulo que se diseño y construyó y además cumplía con los requisitos de elección de una tarjeta de adquisición de datos.

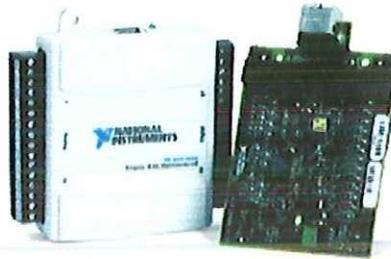


Figura 33. Tarjeta de adquisición USB 6008. <http://www.ni.com/daqUSB-6008/>



Figura 34. Diagrama de bloques conexión desde la obtención de la señal. Del autor.

3.2 Software necesario

El software que necesitamos para capturar la señal a través de la tarjeta es el software NI DAQ del disco que viene con la tarjeta, el cual a su vez requiere que este instalado el software Measurement & Automation Studio pues es a través de este que se identifican y manejan las configuraciones de la tarjeta.



Figura 35. Ventanas de software NI Data y Measurement & Automation Explorer. <http://www.ni.com>

Lo cual nos indica a través de configuraciones virtuales llamadas (Task) la variable física, corriente, voltaje...etc. que se requiere manejar. Para esto se da doble clic en Dev1, si tiene otro nombre como Dev2 se debe cambiar pues siempre reconoce la DAQ como "Dev1".

La configuración adecuada para manejar la tarjeta se muestra a continuación:

Es lo que se conoce como el MAX Configuration Report.

MAX Summary

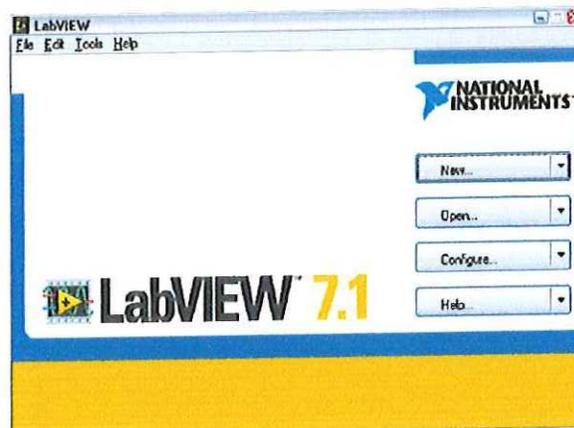
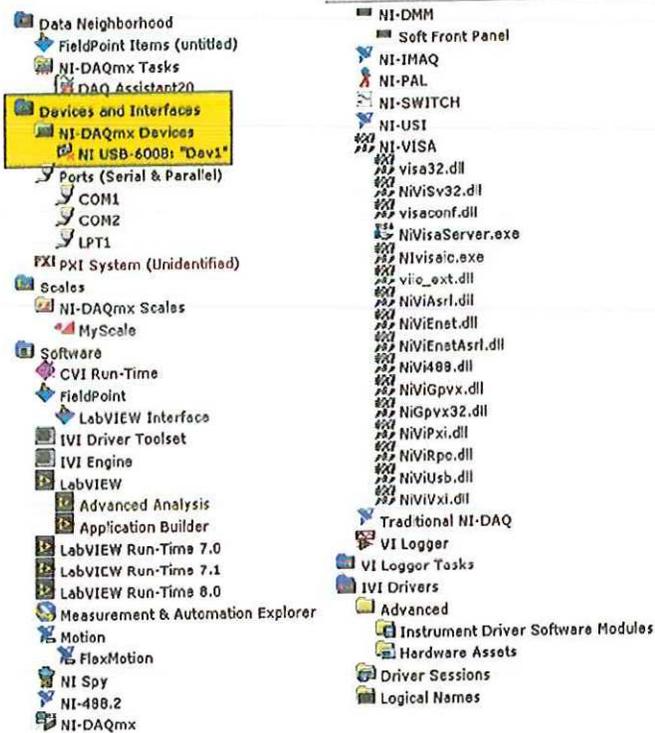


Figura 36. Ventana Max Summary y apertura de LabView 7.1. Del autor

Por último el software elegido para realizar los estudios de lo que es el tratamiento de la señal y programar los cambios necesarios a nivel de procesamiento digital (filtros, ajuste...etc) fue el Labview 7.1 con el cual se ha logrado un testeo en tiempo real de la señal adquirida; además Labview es el programa que nos permite hacer una presentación ordenada de los datos y una interfaz de usuario "amigable" para la comprensión y manejo sencillo de las variables involucradas en el proceso.

3.3 Instalación de la tarjeta

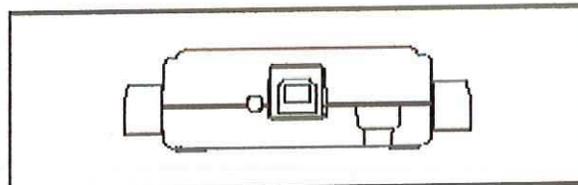
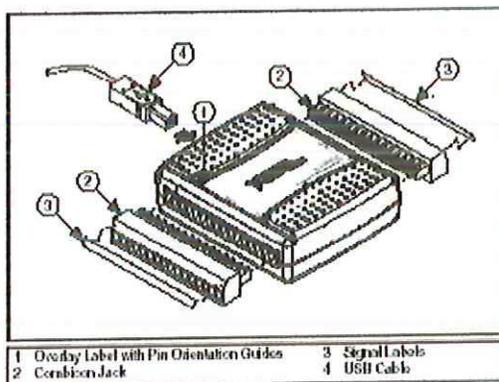


Figure 2. USB-6008/6009 Back View

Figura 37. Diagrama conexión tarjeta de adquisición de datos NI USB DAQ 6008. <http://www.ni.com/manuals>

Se inserta el cable (4) en el slot trasero de la tarjeta, luego se insertan (3 en 2) y luego (2) en 1 cuidando que el arreglo de bornes quede bien ajustado, luego el extremo del cable USB se inserta en cualquiera de los puertos de USB del PC y se espera su lectura como cualquier dispositivo de USB. A continuación se abre el Measurement & Automation y se siguen los pasos descritos anteriormente para software. (Se debe confirmar que el device aparezca identificado en el Max configuration).

Por último se deben conectar los cables de salida directamente atornillados a los bornes y se confirma la señal con el test que se encuentra en el task que se debió crear en el Measurement & Automation Studio. Luego se abre el Labview y se confirma que el device este identificado por el programa o instrumento virtual que utilizemos.

4. DISEÑOS DEL SISTEMA

Se muestran los dispositivos diseñados en el estudio para la adquisición filtrado e interpretación final de la señal EMG.

4.1 Tarjeta electrónica para la adquisición de la señal EMG

Se diseño con base en el estudio de las diferentes etapas de adquisición de una señal de tipo biomédico, asimismo se ajusto en particular a la señal electromiográfica la cual es el objeto de nuestro estudio.

4.1.1 Tabla de requerimientos

Tablas donde se muestran los elementos necesarios y los costos aproximados de los elementos para el diseño de una tarjeta de este tipo. (Precios del 2006)

AMPLIFICACION SEÑAL

Disponibilidad	Elemento	Referencia	Cantidad	V/r Unitario \$	Total \$
SI	Amplificador Instrumentación	INA114	3	25000	75000
SI	Resistencia precisión	250 Ω	2	50	100
SI	Electrodo	Meditrace	40	500	20000
SI	Cable Blindado	Cable ECG	7	-	-
SI	Cable Cobre	Delgado	1 mt	300	300

Tabla 3. Tabla de elementos para la adquisición inicial y el filtrado de la señal. Del Autor

FILTRADO SEÑAL

Disponibilidad	Elemento	Referencia	Cantidad	V/r Unitario \$	Total \$
SI	Amplificador Instrumentación	INA114	3	20000	60000
SI	AOP Lineal	LF 353	6	1400	8400

PASA ALTAS 40Db/decada

Disponibilidad	Elemento	Referencia	Cantidad	V/r Unitario \$	Total \$
SI	Resistencia de precision	$R1=112,52$	1	50	50
SI	Resistencia de precision	$R2=Rf= 1/2R1$ $=56,3K\Omega$	2	50	100
SI	Capacitores	$C1=C2= 0,1 \mu F$	2	500	1000

PASA BAJAS 60Db/decada

Disponibilidad	Elemento	Referencia	Cantidad	V/r Unitario \$	Total \$
SI	Resistencia de precision	$R1=R2=R3=Rf2=$ $15915\Omega =15,915 K\Omega$	4	50	200
SI	Resistencia de precision	$Rf1 =2R=31830,98\Omega =$ $31,8 K\Omega$	2	50	100
SI	Capacitor	$C1=C3/2=0,01\mu F$	1	400	400
SI	Capacitor	$C2= 2C3=0,04\mu F$	1	1000	1000
SI	Capacitor	$C3= 0,02 \mu F$	1	800	800

Tabla 4. Tabla de elementos para los filtros pasa Altas y Pasa Bajas diseñados. Del Autor

4.2 Diseño electrónico tarjeta adquisición EMG.

Para plantear el diseño esquemático del sistema eléctrico de la tarjeta de adquisición se utilizó el software Eagle en su versión Professional Edition 4.11. (Ver figura)

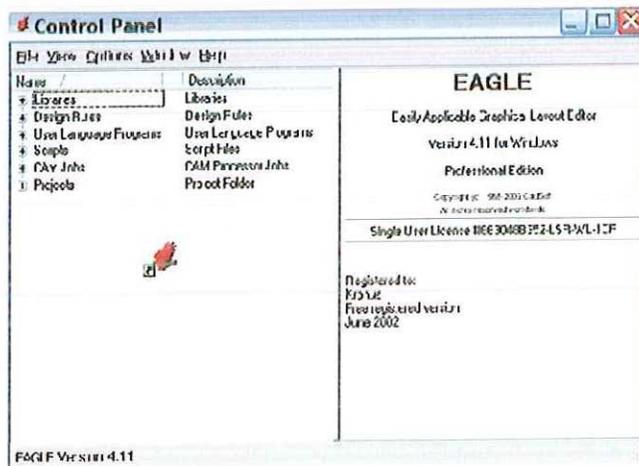


Figura 38. Ventana de apertura del Eagle 4.11. Del autor.

Asimismo con la ayuda de este software se realizó el diseño del mapa electrónico con todos sus componentes como se observa en la figura.

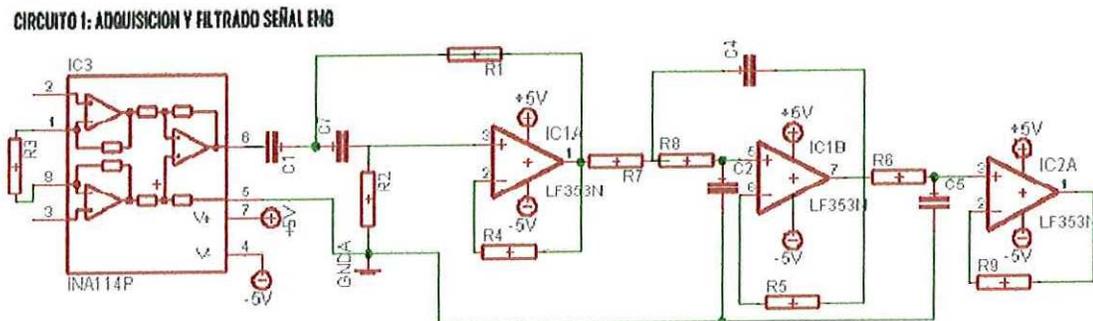


Figura 39. Esquemático Adquisición y filtrado de la señal en Eagle 4.11. Del autor.

Figura 40. Esquema eléctrico de la tarjeta impresa diseñada en Eagle. Del autor.

4.3 Fuente diseñada

Para garantizar la funcionalidad, buen desempeño e independenciamiento del sistema se ha diseñado una fuente de alimentación, la cual proporciona el voltaje dual necesario para la operación de los amplificadores que conforman el sistema de la tarjeta de adquisición de la señal EMG.

4.3.1 Especificaciones de Diseño de la fuente

Se tomo como punto de partida las consideraciones de consumo de corriente del sistema de la tarjeta de adquisición y filtrado de la señal, de tal forma se llego a la conclusión de que no consumía mas de 300 mA por etapa, así que se diseño la fuente de acuerdo a un transformador de 2A, el cual proporciona la suficiente alimentación que requiere el sistema considerando que las mediciones no consumen una gran cantidad de energía, asimismo se regulo la fuente a 5V duales ya q el amplificador de instrumentación se satura con un voltaje superior.

Igual que en el caso de la tarjeta EMG se realizaron diseños en Eagle del esquemático y el impreso definitivo.

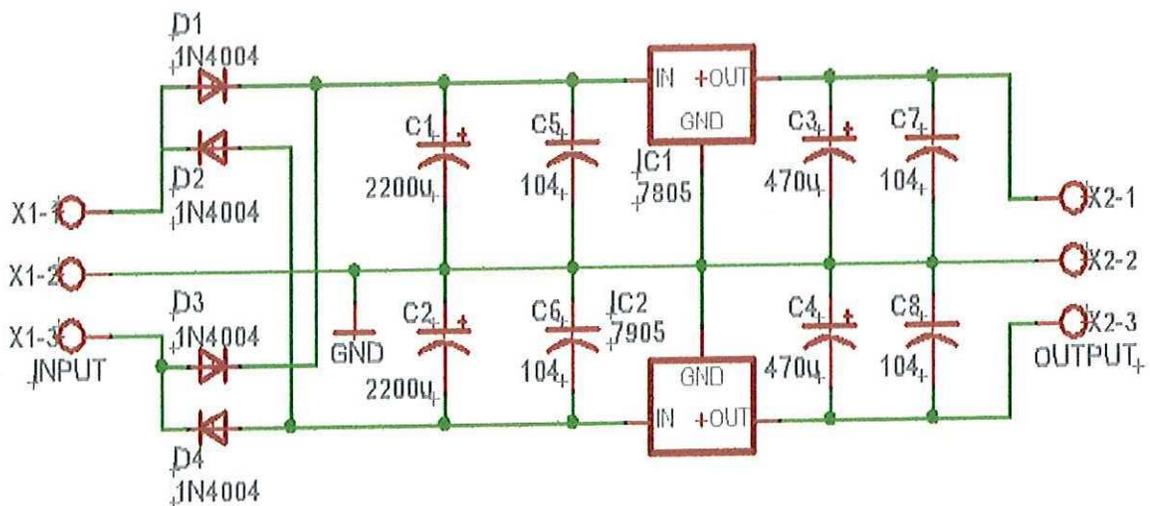


Figura 41. Esquemático fuente dual tomado archivo .SCH diseñado en Eagle 4.11. Del autor.

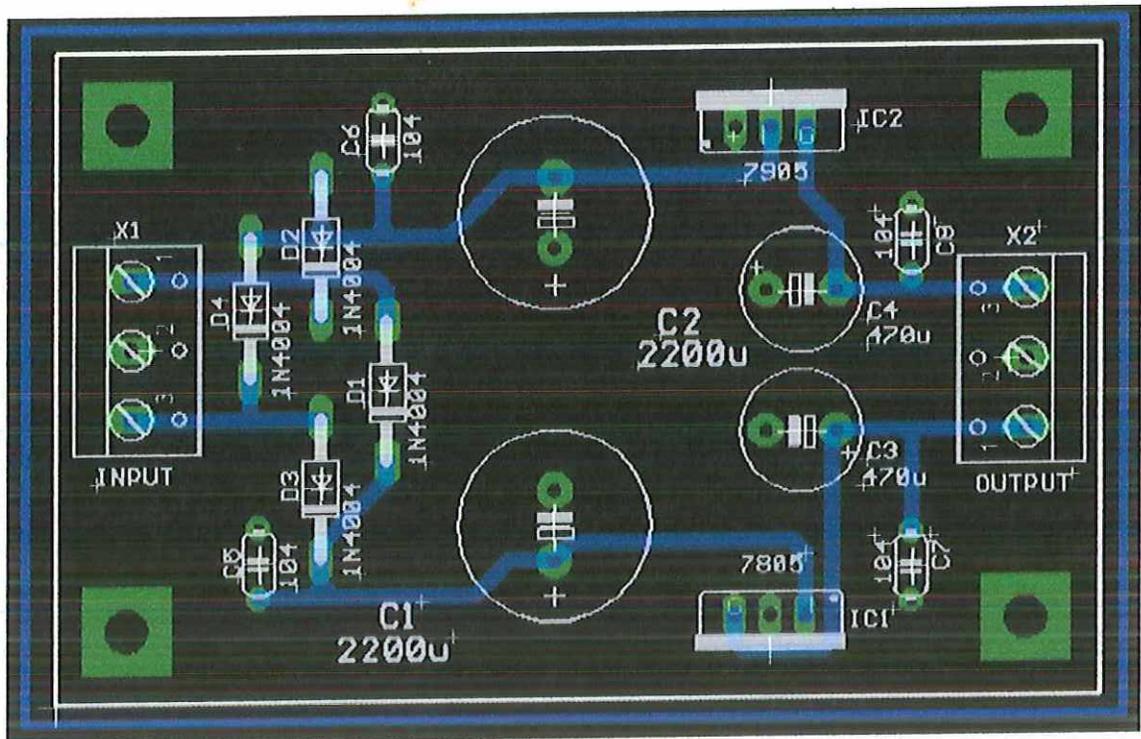


Figura 42. Impreso de la fuente dual diseñada en Eagle generado con el archivo .SCH. Del autor

4.4 Instrumento virtual.

A través del software Labview se realizó el diseño de un instrumento virtual que con bajos costos nos ayudo en el tratamiento digital requerido para la señal EMG.

4.4.1 Parámetros diseñados de medición del instrumento virtual.

El diseño del instrumento virtual se dividió en tres partes en cuanto al panel frontal:

Un panel de datos del paciente, otro de valores de medida y el mas importante el campo donde se presentaban las imágenes de la señal adquirida mediante el sistema.

En el panel de datos del Paciente se tuvieron en cuenta tres campos:

- *Nombre del paciente*
- *Tipo de prueba: Donde se especifica el musculo donde se hace la prueba y el movimiento examinado.*
- *Lugar de toma: El lugar o localización donde se realiza la prueba.*

En el campo de valores de medida se tomaron los parámetros de RMS, Pico positivo, Pico Negativo, Media DC y valor de Pico a pico de la señal EMG medida.

Por ultimo en el campo de presentación de la señal se procuro mostrar los datos de la señal original (Dominio del tiempo) y en otra grafica el espectro de Fourier (dominio frecuencia). Esto con el fin de tener una buena información de la señal.

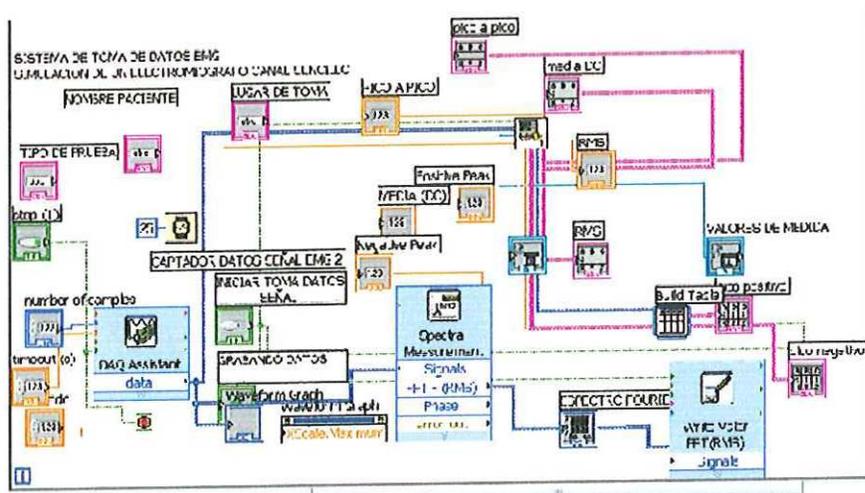
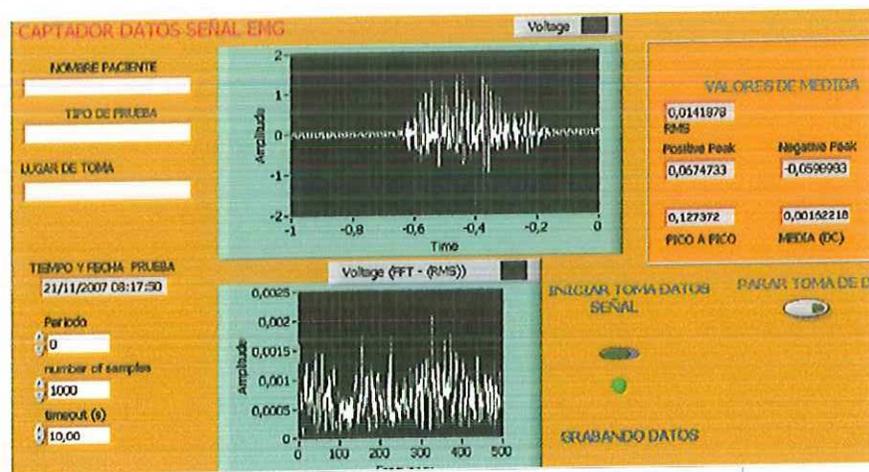


Figura 43. Front Panel con su correspondiente block diagram diseñado. Del autor.

PARTE 3

Diseño de pruebas y conclusiones.

En esta parte se mostrara el método científico seguido en cada una de las etapas de la amplificación, se documentaran las pruebas pertinentes realizadas dentro del estudio y se mostraran por ultimo los resultados obtenidos y las conclusiones.

1. PRUEBAS A LOS FILTROS

En esta etapa se realiza un proceso de pruebas a los filtros diseñados, con el fin de determinar su correcto funcionamiento y que estén atenuando las señales fuera de nuestro rango de interés, las pruebas fueron realizadas con la ayuda de un osciloscopio digital y los diferentes para metros fueron medidos de acuerdo a la grilla del instrumento y los datos proporcionados por éste; además estos datos fueron verificados con la ayuda de un multímetro conectado a la salida de cada una de las etapas de los filtros.

Por facilidad de medición y correspondencia se midieron las etapas de filtro Pasa Altas y Pasa Bajas por separado.

Así se obtuvieron los siguientes resultados:

PRUEBAS FILTRO BUTTERWORTH PASA ALTAS ORDEN 2			
		VOLTAJE FUENTE	5V
FREC. CORTE	500Hz	VOLTAJE ENTRADA	1Vp
SEÑAL SENOIDAL		RESISTENCIA AJUSTE	100KΩ-2MΩ

FRECUENCIA (Hz)	VOLTAJE SALIDA (V)	T (#cuadros)	(∅) #CUADROS	FASE (1*360)/T	GANANCIA (dB)
1	0,1	-	0	0,000	-26,021

2	0,130	-	0	0,000	-23,742
5	0,354	5,00	2	144,000	-15,041
7	0,692	7,10	2,5	126,761	-9,218
10	1,09	5,00	1,48	106,560	-5,272
15	1,41	5,00	1,2	86,400	-3,036
20	1,8	5,00	0,8	57,600	-0,915
50	2,02	5,00	0,39	28,080	0,086
70	2,05	7,08	0,34	17,288	0,214
100	2,05	5,00	0,2	14,400	0,214
200	2,07	5,00	0,13	9,360	0,299
300	2,09	8,40	0,17	7,286	0,382
400	2,07	6,27	0,1	5,742	0,299
420	2,09	6,00	0,08	4,800	0,382
450	2,09	5,59	0,04	2,576	0,382
470	2,08	5,30	0,02	1,358	0,341
500	2,08	5,00	0,017	1,224	0,341
700	2,09	7,08	0,01	0,508	0,382
750	2,09	6,63	0	0	0,382
900	2,08	5,48	0	0	0,341
1000	2,09	5,00	0	0	0,382
1500	2,09	6,60	0	0	0,382
2000	2,09	5,00	0	0	0,382
2500	2,09	4,00	0	0	0,382

3000	2,08	8,35	0	0	0,341
3500	2,09	7,18	0	0	0,382
4000	2,1	6,20	0	0	0,424
4500	2,08	5,56	0	0	0,341
5000	2,09	5,00	0	0	0,382
5100	2,09	4,90	0	0	0,382
5200	2,1	4,80	0	0	0,424
	ADELANTO		ATRASO		

PRUEBAS FILTRO BUTTERWORTH PASA BAJAS ORDEN 4			
		VOLTAJE FUENTE	5V
FREC. CORTE	500Hz	VOLTAJE ENTRADA	1Vp
SEÑAL SENOIDAL		RESISTENCIA AJUSTE	100KΩ-2MΩ

FRECUENCIA (Hz)	VOLTAJE SALIDA (V)	T (#cuadros)	(∅) #CUADROS	FASE (1*360)/T	GANANCIA (dB)
1	1,7	5,00	0	0	-1,412
2	1,950	5,00	0	0	-0,220
5	2,05	5,00	0	0	0,214
7	2,07	7,10	0	0	0,299
10	2,07	5,00	0,08	5,760	0,299
20	2,09	5,00	0,1	7,200	0,382
50	2,1	5,00	0,2	14,400	0,424
70	2,08	7,18	0,32	16,045	0,341

100	2,1	5,00	0,23	16,560	0,424
200	2,19	5,00	0,6	43,200	0,788
300	2,3	8,30	1,6	69,398	1,214
400	2,22	6,22	1,78	103,023	0,906
420	2,14	6,00	1,68	100,800	0,588
450	2,03	5,56	1,8	116,547	0,129
470	1,95	5,30	1,83	124,302	-0,220
500	1,77	5,00	1,84	132,480	-1,061
700	0,87	7,00	3,6	185,143	-7,230
750	0,73	6,70	3,3	177,313	-8,754
900	0,48	5,58	2,2	141,935	-12,396
1000	0,37	5,00	2,1	151,200	-14,657
1500	0,19	3,40	1,2	127,059	-20,446
2000	0,15	-	0	0	-22,499
2500	0,13	-	0	0	-23,742
3000	0,12	-	0	0	-24,437
3500	0,13	-	0	0	-23,742
4000	0,12	-	0	0	-24,437
4500	0,12	-	0	0	-24,437
5000	0,12	-	0	0	-24,437
5100	0,12	-	0	0	-24,437
5200	0,12	-	0	0	-24,437
	ADELANTO		ATRASSO		

Tablas

2. PRUEBAS DE OBTENCIÓN DE LA SEÑAL EN EL OSCILOSCOPIO DIGITAL

Aquí se observó por primera vez el sistema en funcionamiento tomando la señal directamente a la salida de la tarjeta de adquisición y filtrado EMG.

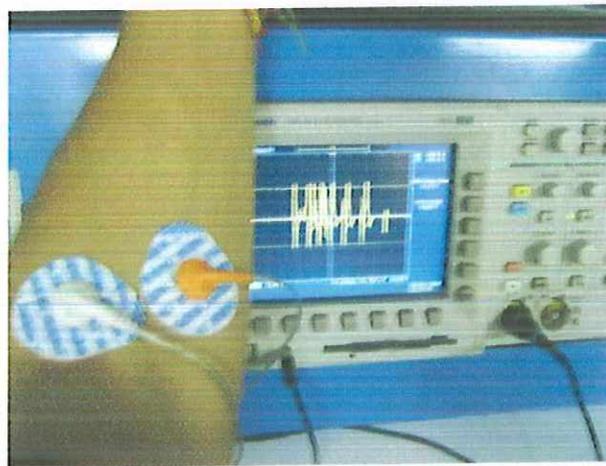


Figura 44. Señal EMG brazo izquierdo con electrodos localizados en el musculo flexor anterior vista en osciloscopio. Del autor.

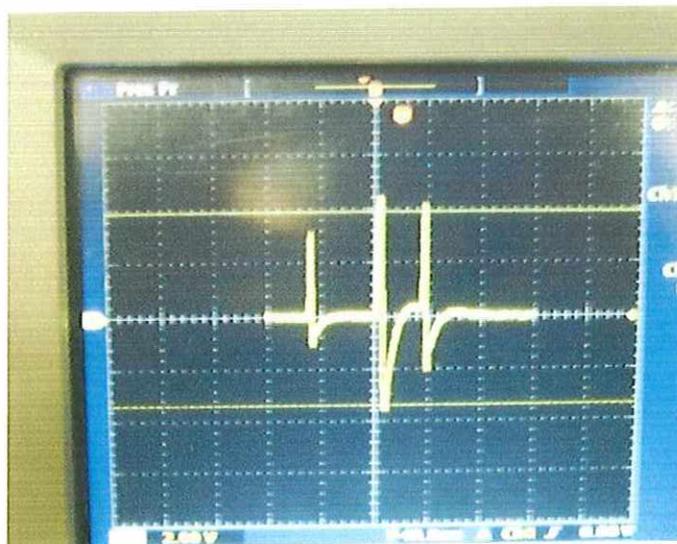


Figura 45. Impulso EMG brazo izquierdo con electrodos localizados en el musculo flexor anterior capturado en un osciloscopio digital.

3. PRUEBAS Y MEDIDAS RESULTANTES DEL SISTEMA COMPLETO.

3.1 Pruebas preliminares con el Labview

Inicialmente se probó el sistema completo a través de un generador de señales generando una señal sinodal la cual se pudo apreciar a través del sistema conectado a la tarjeta de adquisición y presentada en ambiente LabView.(figura 47)

Para esta prueba se uso una herramienta para manejo de DAQ llamada daq assistant.

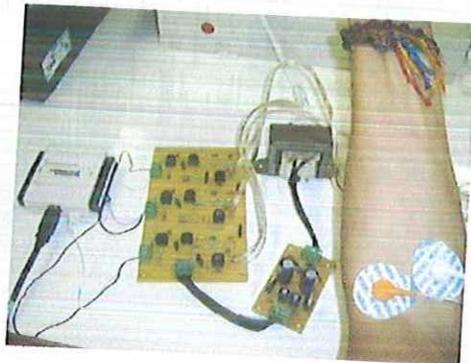
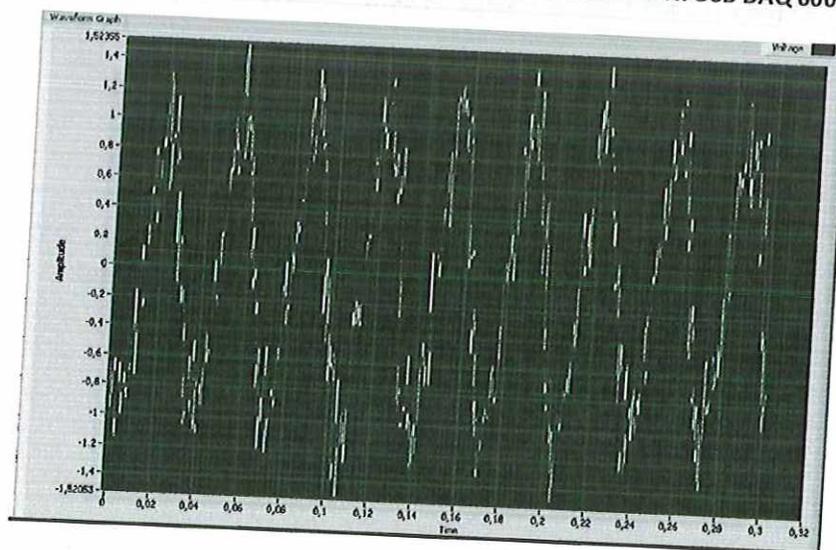


Figura 46. Sistema completo conectado al PC a través de la NI USB DAQ 6008.



Como se aprecia la señal EMG inicialmente adquirida aun es muy ruidosa y no se aprecia claramente este aspecto fue claramente mejorado en las pruebas posteriores.

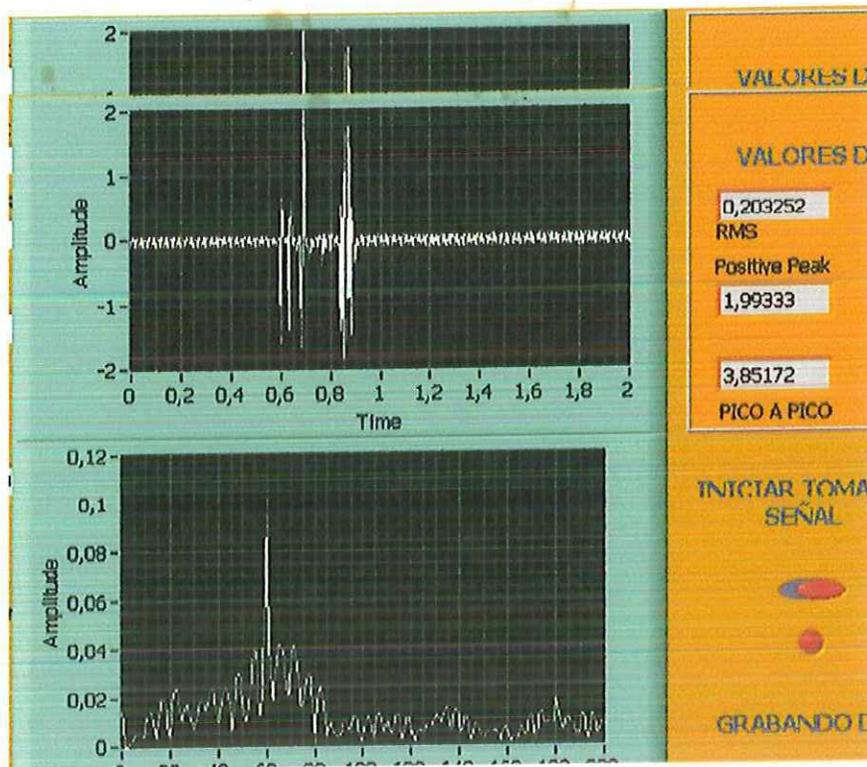
3.2 Pruebas y resultados finales.

Los resultados obtenidos se realizaron utilizando un solo canal del sistema, sin embargo el sistema posee tres canales habilitados para realizar pruebas en otras condiciones que permitan obtener más información de un movimiento del miembro analizado y por lo tanto de la respuesta EMG.

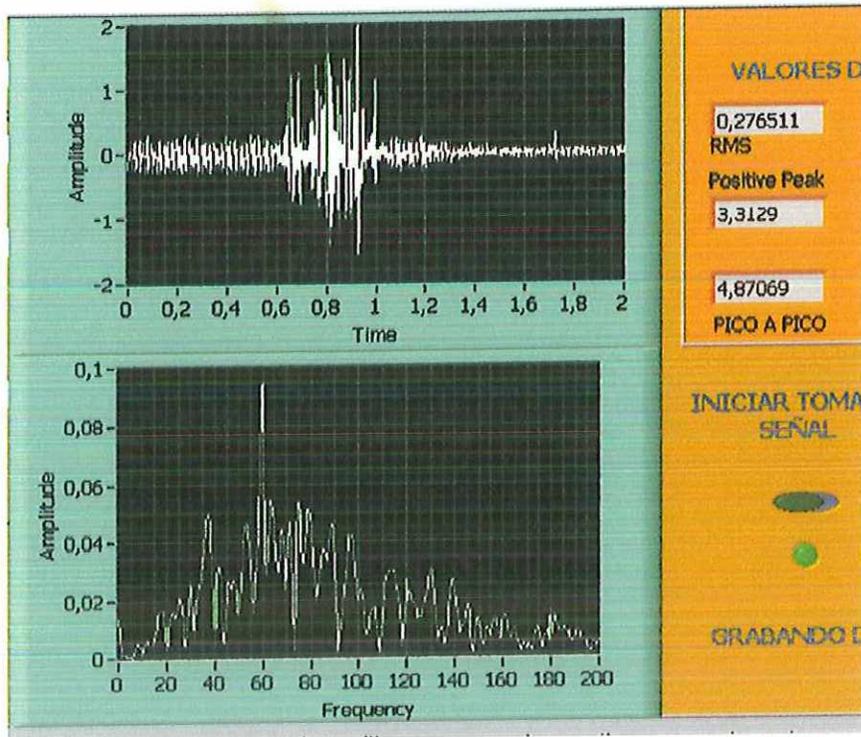
3.2.1 Metodo experimental.

El método experimental documentado consiste en la toma de 11 muestras de la señal con las cuales se obtuvieron los siguientes resultados de acuerdo a los valores medidos. Con estos parámetros se realiza la caracterización de nuestra señal cotejando los resultados con las gráficas correspondientes a cada muestra.

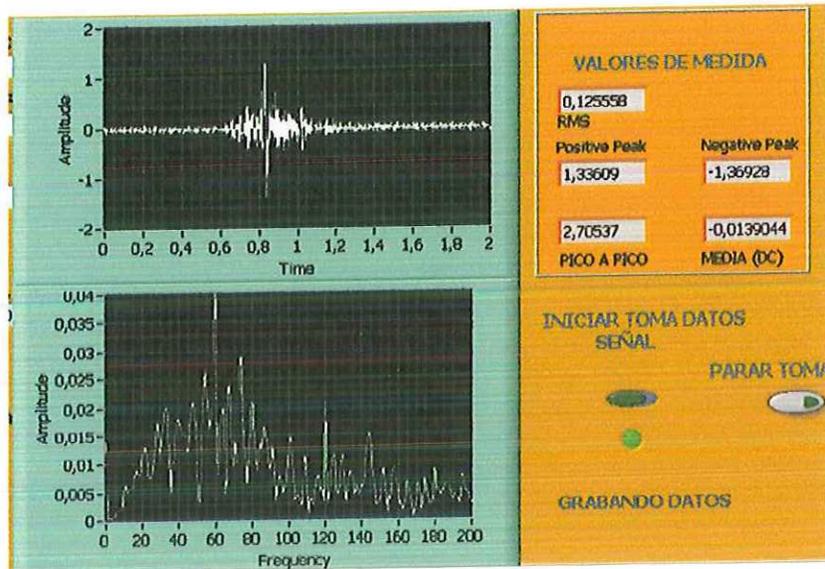
Muestra 1	Duración Señal Activa	Espectro Representativo		Vp Negativo	Vpp
		>0.03	Ancho de Banda		
	RMS	DC	Vp Positivo		
	0,371871	-0,014187	1,4533	-1,563	3,016159
	0,371871	-0,014187	1,4533	-1,563	3,016159
	0,140011	-0,014312	0,261078	-0,37578	0,636858
	0,27535	-0,014432	1,376853	-1,588357	2,965211
	0,307473	-0,014024	1,203628	-1,435511	2,639139
	0,206649	-0,014322	1,514415	-1,725919	3,240333
	0,086305	-0,014378	0,118422	-0,17708	0,295502
	0,461354	-0,013739	0,235604	-2,164077	4,279685
	0,100872	-0,014455	0,067473	-0,340116	0,57572
	0,051052	-0,014493	1,993332	-0,121037	3,851717
	0,203252	-0,013785	1,978047	-2,036705	4,014752
Datos Promedio	0,234187273	-0,014210364	1,0596	-1,190	2,59374864
Desviacion Estandar	13,43%	0,03%	74,43%	77,49%	143,33%



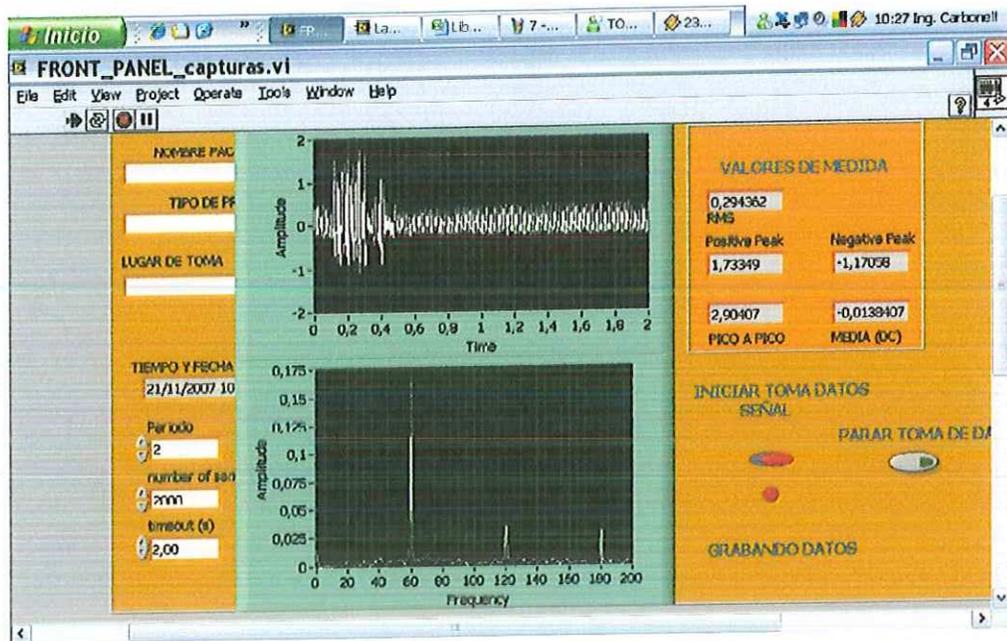
Muestra 2	Duracion		Espectro			
	Señal Activa		Representativo	>0.03	Ancho de Banda	
	RMS	DC	Vp Positivo	Vp Negativo	Vpp	
	0,070387	-0,014327	0,092948	-0,146511	0,239459	
	0,11333	-0,014406	0,724711	-1,145104	1,869815	
	0,076408	-0,014394	0,108232	-0,16689	0,275123	
	0,199277	-0,014335	1,407422	-1,231717	2,639139	
	0,229166	-0,014134	1,504225	-1,537409	3,041633	
	0,531607	-0,014681	1,871055	-1,86348	3,734535	
	0,41724	-0,014269	1,952573	-1,832911	3,785484	
	0,339568	-0,013122	1,422707	-1,573073	2,99578	
	0,520085	-0,015283	1,631596	-1,67497	3,306566	
	0,18764	-0,014567	1,045687	-1,353994	2,399681	
	0,055097	-0,014287	0,067473	-0,131226	0,1987	
Datos Promedio	0,249073182	-0,014345909	1,0753	-1,151	2,22599227	
Desviacion Estandar	17,73%	0,05%	71,88%	68,12%	139,01%	



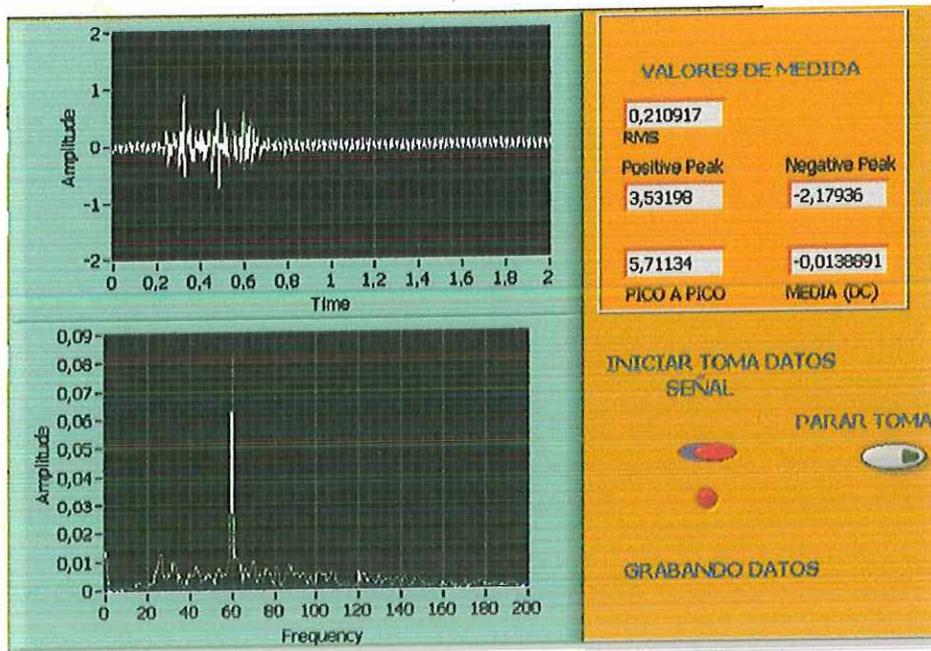
Muestra 3	Espectro Representativo			Ancho de Banda	
	Duracion Señal Activa	>0.03		Vp Negativo	Vpp
	RMS	DC	Vp Positivo		
	0,027212	-0,014075	0,052189	-0,085373	0,137561
	0,125782	-0,014047	1,096636	-0,966784	2,06342
	0,034606	-0,013894	0,072568	-0,126132	0,1987
	0,153719	-0,013851	1,198533	-1,007543	2,206076
	0,446816	-0,012279	2,028996	-1,878765	3,90776
	0,5181	-0,015953	1,916909	-1,848195	3,765104
	0,050754	-0,014429	0,148991	-0,268788	0,417779
	0,056171	-0,014363	0,067473	-0,17708	0,244553
	0,058365	-0,014569	0,067473	-0,182175	0,249648
	0,054884	-0,014623	0,062378	-0,16689	0,229269
	0,044968	-0,014345	0,052189	-0,136321	0,18851
Datos Promedio	0,142852455	-0,014220727	0,6149	-0,622	1,23712545
Desviacion Estandar	17,30%	0,09%	79,48%	69,60%	148,93%



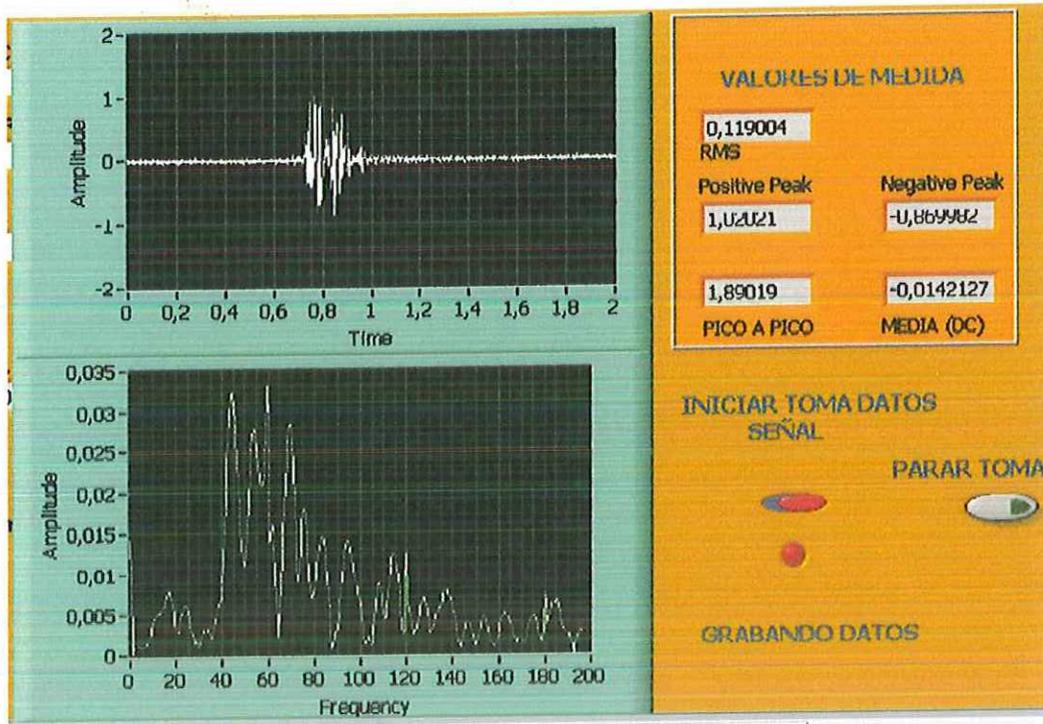
Muestra 4	Duracion	Espectro			
	Señal Activa	Representativo	Ancho de Banda	Vp	Vpp
	RMS	DC	Vp Positivo	Negativo	
	0,196648	-0,013637	0,627908	-0,284072	0,911981
	0,294362	-0,013841	1,733494	-1,170579	2,904072
	0,302756	-0,014309	1,804822	-1,644401	3,449223
	0,233497	-0,013645	1,524604	-1,410037	2,934641
	0,188548	-0,014126	1,397233	-1,063586	2,460819
	0,224155	-0,013454	1,473656	-1,083966	2,557621
	0,673774	-0,014715	1,560268	-1,104345	2,664614
	0,182348	-0,013978	0,592244	-0,278977	0,871222
	0,188523	-0,013856	0,520916	-0,268788	0,789704
	0,184439	-0,014248	0,785849	-0,289167	1,075016
	0,113707	-0,01418	0,255983	-0,202554	0,458538
Datos Promedio	0,252977909	-0,013999	1,1161	-0,800	1,91613191
Desviacion Estandar	14,93%	0,04%	56,06%	53,88%	108,78%



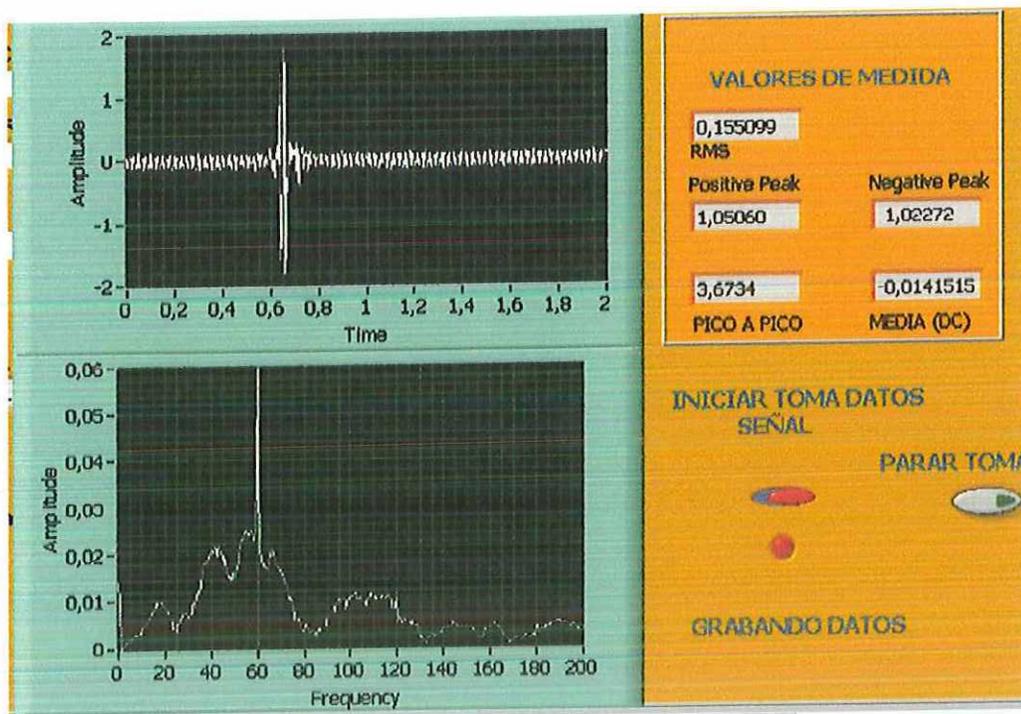
Muestra 5	Duracion Señal Activa		Espectro >0.03		Ancho de Banda	
	RMS	DC	Vp Positivo	Vp Negativo	Vpp	
	0,069451	-0,014065	0,108232	-0,136321	0,244553	
	0,069385	-0,014169	0,118422	-0,141416	0,259838	
	0,071479	-0,014307	0,118422	-0,18727	0,305692	
	0,12064	-0,014208	1,157774	-0,655997	1,813771	
	0,07153	-0,014248	0,123517	-0,146511	0,270028	
	0,071069	-0,014095	0,113327	-0,141416	0,254743	
	0,06974	-0,014174	0,098042	-0,131226	0,229269	
	0,071025	-0,014225	0,098042	-0,126132	0,224174	
	0,071175	-0,014134	0,128612	-0,248408	0,37702	
	0,072485	-0,0142	0,133707	-0,161796	0,295502	
	0,075007	-0,014146	0,882651	-0,762989	1,645641	
Datos Promedio	0,075726	-0,014179182	0,2801	-0,258	0,53820282	
Desviacion Estandar	1,50%	0,01%	37,12%	22,71%	59,18%	



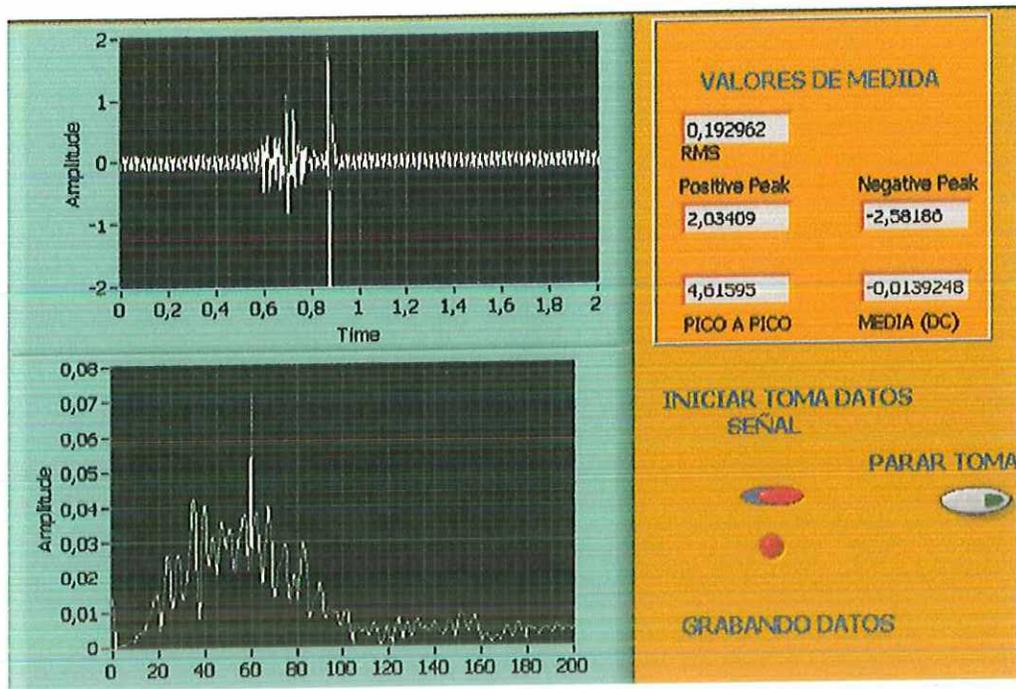
Muestra 6	Duracion Señal Activa	Espectro Representativo		Ancho de Banda		
		RMS	DC	Vp Positivo	Vp Negativo	Vpp
		0,043453	-0,014475	0,082758	-0,105752	0,18851
		0,119004	-0,014213	1,020213	-0,869982	1,890194
		0,024661	-0,01418	0,047094	-0,064993	0,112087
		0,116124	-0,014394	1,152679	-1,180768	2,333447
		0,023833	-0,014129	0,041999	-0,059898	0,101897
		0,035406	-0,014241	1,152679	-0,080278	0,147751
		0,04349	-0,01432	0,067473	-0,090467	0,152846
		0,041889	-0,01447	0,062378	-0,095562	0,152846
		0,042985	-0,01436	0,067473	-0,095562	0,157941
		0,046426	-0,014391	0,067473	-0,090467	0,157941
		0,046179	-0,014422	0,072568	-0,090467	0,17832
Datos Promedio		0,053040909	-0,014326818	0,3486	-0,257	0,50670727
Desviacion Estandar		3,29%	0,01%	48,94%	38,66%	80,01%



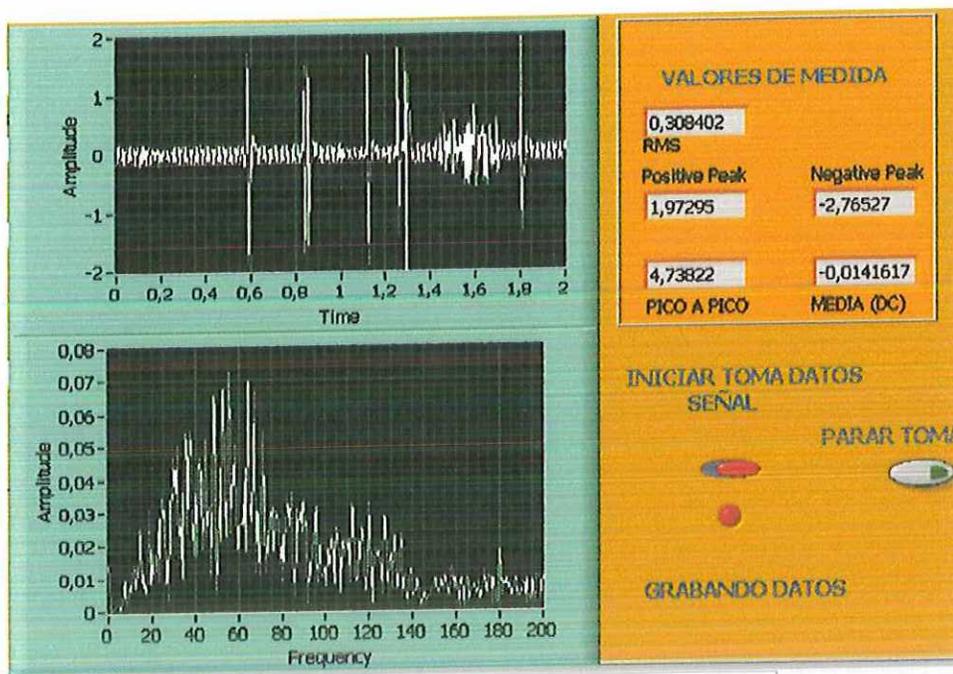
Muestra 7	Duracion	Espectro			
	Señal Activa	Representativo	Ancho de Banda	Vp	Vpp
	RMS	DC	Vp Positivo	Negativo	
	0,083284	-0,014327	0,154086	-0,16689	0,320976
	0,155099	-0,014152	1,850675	-3,758769	7,300939
	0,28385	-0,012705	3,521791	-0,161796	0,315882
	0,600726	-0,017552	3,54217	-1,822721	3,673397
	0,081368	-0,014281	0,138801	-3,106627	6,628417
	0,081451	-0,014248	0,133707	-3,667062	7,209232
	0,080998	-0,014213	0,123517	-0,156701	0,295502
	0,082281	-0,014383	0,133707	-0,146511	0,280217
	0,080532	-0,014391	0,154086	-0,146511	0,270028
	0,080305	-0,014363	0,159181	-0,182175	0,315882
	0,080893	-0,014406	0,123517	-0,171985	0,326071
Datos Promedio	0,153707909	-0,014456455	0,9123	-1,226	2,44877664
Desviacion Estandar	16,08%	0,11%	139,21%	155,55%	312,08%



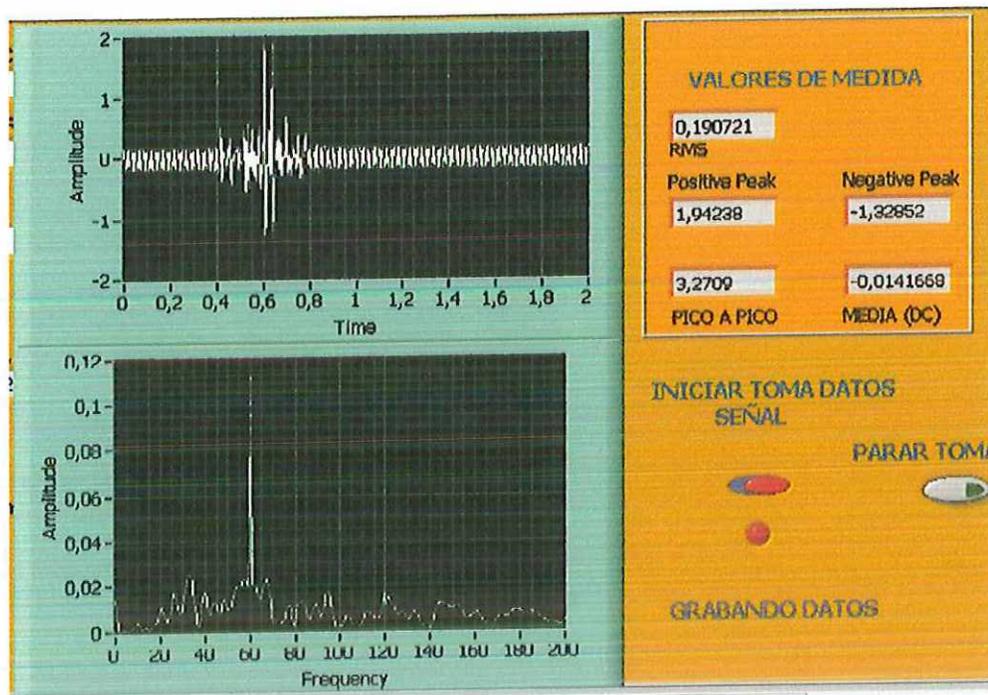
Muestra 8	Duracion Señal Activa	Espectro Representativo >0.03		Ancho de Banda		
		RMS	DC	Vp Positivo	Vp Negativo	Vpp
		0,091119	-0,013313	0,638098	-0,472582	1,11068
		0,081696	-0,014144	0,128612	-0,16689	0,295502
		0,082931	-0,014129	0,123517	-0,17708	0,300597
		0,876519	-0,009266	3,511601	-3,274757	6,786358
		0,483466	-0,012643	3,516696	-3,290042	6,806738
		0,082946	-0,014032	0,118422	-0,146511	0,264933
		0,192962	-0,013925	2,034091	-2,581856	4,615946
		0,083515	-0,014052	0,123517	-0,146511	0,270028
		0,083996	-0,014261	0,306932	-0,16689	0,473822
		0,083035	-0,01409	0,133707	-0,151606	0,285312
		0,082561	-0,014195	0,128612	-0,151606	0,275123
Datos Promedio		0,202249636	-0,013459091	0,9785	-0,975	1,95318536
Desviacion Estandar		25,41%	0,15%	137,48%	134,74%	271,41%



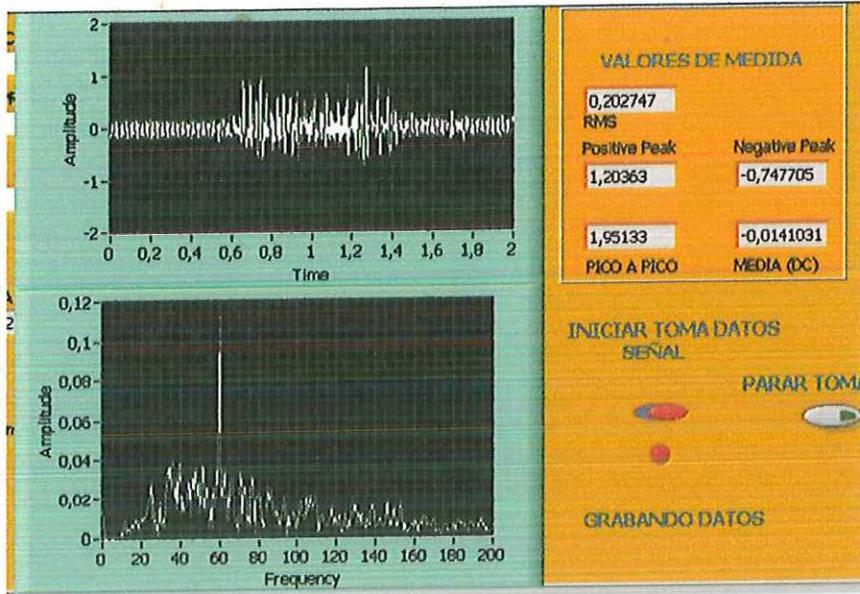
Muestra 9	Duracion		Espectro		Ancho de Banda	
	Señal Activa		Representativo			
	RMS	DC	Vp Positivo	Vp Negativo	Vpp	
	0,116863	-0,013904	0,169371	-0,18727	0,35664	
	0,115983	-0,013958	0,174465	-0,18727	0,361735	
	0,188856	-0,014039	1,952573	-1,583262	3,535835	
	0,116371	-0,013907	0,174465	-0,18727	0,361735	
	0,308402	-0,014162	1,972952	-0,18727	4,738223	
	0,117324	-0,014024	0,174465	-2,765271	0,371925	
	0,919389	-0,007918	3,54217	-0,19746	6,89335	
	0,155454	-0,014358	1,916909	-3,35118	3,765104	
	0,117867	-0,01419	0,17956	-1,848195	0,36683	
	0,118071	-0,014088	0,205035	-0,18727	0,407589	
	0,118292	-0,014187	0,194845	-0,202554	0,412684	
Datos Promedio	0,217533818	-0,013521364	0,9688	-0,989	1,96105909	
Desviacion Estandar	24,00%	0,19%	117,62%	119,52%	235,25%	



Muestra 10	Duracion	Espectro			
	Señal Activa	Representativo	Ancho de Banda	Vp	Vpp
	RMS	DC	Vp Positivo	Negativo	
	0,155034	-0,014123	1,585743	-1,511934	3,097677
	0,129427	-0,014287	0,194845	-0,207649	0,402494
	0,190721	-0,014167	1,942383	-1,328519	3,270902
	0,130093	-0,014167	0,220319	-0,207649	0,427969
	0,440309	-0,014111	3,083632	-2,444294	5,527927
	0,128683	-0,01407	0,194845	-0,217839	0,412684
	0,128148	-0,014427	0,194845	-0,212744	0,397399
	0,12625	-0,014062	0,17956	-0,19746	0,37702
	0,12772	-0,014154	0,18975	-0,207649	0,397399
	0,127678	-0,014304	0,220319	-0,248408	0,468727
	0,127587	-0,014309	0,205035	-0,233124	0,438158
Datos Promedio	0,164695455	-0,014198273	0,7465	-0,638	1,38348691
Desviacion Estandar	9,35%	0,01%	99,94%	76,98%	176,59%



Muestra 11	Duracion Señal Activa		Espectro Representativo >0.03		Ancho de Banda	
	RMS	DC	Vp Positivo	Vp Negativo	Vpp	
	0,113626	-0,01434	0,220319	-0,207649	0,427969	
	0,113675	-0,01406	0,17956	-0,192365	0,371925	
	0,114048	-0,014078	0,174465	-0,18727	0,361735	
	0,156882	-0,014073	0,918315	-0,7528	1,671115	
	0,113452	-0,013999	0,194845	-0,207649	0,402494	
	0,202747	-0,014103	1,203628	-0,747705	1,951333	
	0,150591	-0,011665	1,135988	-1,036705	2,172693	
	0,113741	-0,015558	0,210129	-0,722231	0,93236	
	0,110828	-0,014236	0,169371	-0,192365	0,361735	
	0,110809	-0,014192	0,164276	-0,18727	0,351546	
	0,111598	-0,014027	0,17956	-0,18727	0,36683	
Datos Promedio	0,128363364	-0,014030091	0,4319	-0,420	0,85197591	
Desviacion Estandar	2,97%	0,09%	42,57%	32,34%	72,17%	



CONCLUSIONES

El trabajo realizado es un buen aporte al estudio biomédico local pues de acuerdo a la investigación no hay muchos estudios sobre el tema, lo máximo que se ha avanzado ha sido por parte de entes biomédicos y unos pocos semilleros de investigación. Esto puede deberse a que a nivel de Santander no existen facultades de Ing. Biomedica que enlacen el conocimiento ingenieril con el saber médico, incluyendo nuevos desarrollos y útiles tecnologías.

Se logro establecer y comprobar que:

- La señal EMG es irregular y de difícil estudio.
- Los amplificadores de instrumentacion son una potente herramienta para adquirir señales baja frecuencia
- Los filtros Butterworth al ser implementados con resistencias de precisión mejoran su exactitud.
- Aunque la DAQ permitió interpretar la señal en LabView el muestreo de datos esta limitado por la memoria del computador.
- Para la buena documentación acerca de estas señales, se requiere asesoría médica.
- LabView es una potente herramienta de trabajo muy útil para medir señales y analizarlas.
- Al utilizar un solo canal se debe switchear los otros dos en el aparato ya que esto anula el ruido captado a través de las entradas del amplificador y las salidas del sistema, en nuestro caso se hizo esto uniendo el voltaje de referencia común con las entradas del canal en desuso.

Resultados del estudio de caracterización:

- Se logra diferenciar claramente entre una y otra señal a través de la observación del espectro de Fourier.
- Se obtiene información de los parámetros medidos aunque se observa que no hay una repetitibilidad, lo cual es esperado dada la naturaleza no determinística de la señal EMG.
- Es importante al medir la señal tener en cuenta la polaridad de los electrodos utilizados de acuerdo al INA 114, ya que esto modifica la respuesta de la señal e incluso puede llegar a anularla.
- Se requiere un mayor numero de muestras para sacar mas información de la medición, por esto se recomienda realizar experimentos usando mas de un canal a la vez para caracterizar el movimiento.
- Se observa en el espectro de Fourier una fuerte componente de 60Hz proveniente del ruido proporcionado por la red eléctrica la cual se sugiere anular con un filtro rechaza banda en una frecuencia de entre 45 y 55 Hz.
- Se recomienda utilizar una tarjeta de un muestreo mayor a 10 KS/s para mejorar las respuestas de la medición y aun mas la cantidad de datos por unidad de tiempo capturados en el Labview.
- Otra recomendación que se hace es realizar el habitáculo del sistema en un material aislado como lo es una caja metalica que minimize de mejor manera la tolerancia a las interferencias de la tarjeta electrónica diseñada.

BIBLIOGRAFIA

[1] Carrillo, L. C., Esparza Franco, C. H., Mahecha Capacho, D. R. Equipo de Adquisición de Señales de Electro conducción para el Sistema Nervioso Periférico.

Tesis. Ingeniero Electrónico. UIS.

[2] Cruz Andres, Diaz Juan Carlos. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PROTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO.

Tesis. Ingeniero Mecatronico. UNAB 2005.

[3] NORTHROP ROBERT. Noninvasive instrumentation and measurement in medical diagnosis. CRC PRESS. USA 2002. Págs. 525: 107-114.

[4] Surface electromyography: detection and recording. © DelSys Incorporated

<http://www.delsys.com/library/library.htm>

[5] Monitoring on the Move: <http://www.delsys.com/library/misc/spinoff.pdf>

[6] Sensors, nanoscience, biomedical engineering, and instruments Richard C. Dorf, Boca Raton CRC Press 2006

[7] Biomedical transducers and instruments Tatsuo Togawa; Toshiyo Tamura, coaut.; P. Ake Oberg, coaut. Togawa, Tatsuo, Boca Raton CRC Press 1997

[8] N.A. Dimitrova, G.V. Dimitrov. Interpretation of changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. Journal of Electromyography and Kinesiology, 13:13-36, 2003.

[9] Brown WF, Bolton CF. Clinical electromyography. Second edition. Boston: Butterworth-Heinemann, 1993

[10] Bioingenieros.net

http://www.bioingenieros.com/sen_bio.pdf

[11] COUGHLIN Robert. Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales. PRENTICE HALL México 1999. Quinta edición.

[12] PROAKIS John. Tratamiento digital de señales. PRENTICE HALL Madrid 1998. Tercera edición.