



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFORMATICA Y ELECTRÓNICA

ESCUELA DE INGENIERIA A ELECTRÓNICA EN TELECOMUNICACIONES Y REDES

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE TRANSMISIÓN INALÁMBRICO DE SEÑALES BIOMÉDICAS DE ORIGEN MUSCULAR RESPIRATORIO

TESIS DE GRADO

Previa la obtención del título de

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y COMPUTACIÓN

Presentado por:

JULIO FRANCISCO JARAMILLO MONTALVO

RIOBAMBA – ECUADOR

2011

AGRADECIMIENTO

La edición de ésta tesis ha sido posible gracias a todas las personas que han estado continuamente apoyándome moralmente a las personas cercanas a mí y sobre todo a mis padres que siempre estuvieron allí apoyándome económicamente

Agradezco también a todos los docentes que con sus enseñanzas y consejos han hecho posible la implementación y desarrollo de esta tesis

NOMBRE

FIRMA

FECHA

ING. IVAN MENES

DECANO DE LA FACULTAD DE
INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA

.....

.....

ING. PEDRO INFANTE

DIRECTOR DE ESCUELA
DE ING. ELECTRÓNICA

.....

.....

ING. EDWIN ALTAMIRANO

DIRECTOR DE TESIS

.....

.....

ING. PABLO GUEVARA

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

.....

.....

TLGO. CARLOS RODRÍGUEZ

DIRECTOR DPTO

DOCUMENTACIÓN

.....

.....

NOTA DE LA TESIS

.....

“Yo JULIO FRANCISCO JARAMILLO MONTALVO soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en esta tesis; y, el patrimonio intelectual de la Tesis de Grado pertenece a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO”.

JULIO FRANCISCO JARAMILLO MONTALVO

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

A

ASK Amplitude Shift Keying

ADC Analog-to-Digital Converter

B

bps bits por segundo

C

CMOS Complementary Metal Oxide Semiconductor

CMRR Common Mode Rejection Ratio

E

ECM Esternocleidomastoideo

EMG Electromiográfica

EPOC Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica

F

FT Fast Twitch

FM Frecuencia Mediana

M

MUAP Motor Unit Action Potential

MUAPT Tren de MUAP

P

PCB Printed Circuit Board

R

RMS Root Mean Square

RS 232 Recommended Standard 232

S

SNC Sistema Nervioso Central

ST Slow Twitch

T

TTL Lógica Transistor a Transistor

U

UART Universal Asynchronous Receiver-Transmit

ÍNDICE GENERAL

CAPÍTULO I

| | |
|-----------------------------------|----|
| 1. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS..... | 15 |
| 1.1 Antecedentes..... | 16 |
| 1.2 Justificación..... | 17 |
| 1.3 Objetivos..... | 18 |
| 1.3.1 Objetivos generales..... | 18 |
| 1.3.2 Objetivos específicos..... | 18 |

CAPÍTULO II

| | |
|--|----|
| 2. ACTIVIDAD RESPIRATORIA, SEÑALES EMG Y LA EPOC | 19 |
| 2.1 Sistema respiratorio..... | 20 |
| 2.2 Músculos respiratorios | 21 |
| 2.2.1 Músculos que intervienen en la Inspiración | 21 |
| 2.2.2 Músculos que intervienen en la Espiración..... | 22 |
| 2.3 Señales electromiográficas (EMG) | 23 |
| 2.3.1 Señales Biomédicas | 23 |
| 2.3.2 Historia..... | 24 |
| 2.3.3 Generación de las señales EMG | 25 |
| 2.3.4 Alternativas de detección..... | 31 |
| 2.4 Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) | 32 |
| 2.4.1 Causas y sintomatología | 33 |

| | | |
|-------|--|----|
| 2.4.2 | Relación con la fatiga muscular respiratoria..... | 36 |
| 2.4.3 | Antecedentes del estudio de la fatiga muscular respiratoria..... | 38 |

CAPÍTULO III

| | | |
|-----|---|----|
| 3 | DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOMEDICAS ... | 40 |
| 3.1 | Diagrama de bloques..... | 41 |
| 3.2 | Electrodos..... | 41 |
| 3.3 | Pre-amplificación | 43 |
| 3.4 | Filtro pasa banda | 45 |
| 3.5 | Amplificador de instrumentación..... | 49 |
| 3.6 | Filtrado Rechaza Banda | 52 |
| 3.7 | Convertidor análogo-digital | 53 |
| 3.8 | Etapas de Transmisión..... | 57 |
| 3.9 | Interfaz RS-232 | 59 |

CAPÍTULO IV

| | | |
|-------|--|----|
| 4 | IMPLEMENTACIÓN HARDWARE DEL SISTEMA Y DE MONITOREO DE LA SEÑAL EMG | 61 |
| 4.1 | Diagrama Esquemático | 62 |
| 4.1.1 | Plaquetas Electrónicas | 64 |
| 4.2 | Implementación Software. | 65 |
| 4.2.1 | Front-end del Sistema de monitoreo de la señal EMG..... | 65 |

CAPÍTULO V

| | | |
|-----|--|----|
| 5 | MÉTODOS Y RESULTADOS EXPERIMENTALES..... | 69 |
| 5.1 | Método Experimental..... | 70 |
| 5.2 | Protocolo y diseño experimental..... | 71 |
| 5.3 | Resultados experimentales..... | 71 |

Conclusiones

Recomendaciones

Resumen

Bibliografía

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura II.1 Músculos Respiratorios. Reproducido de Internet..... | 23 |
| Figura II.2 Propagación de potenciales de acción en ambas direcciones a lo largo de una fibra conductora. Reproducido de [Guyton, 1987]. | 27 |
| Figura II.3 Conexión del músculo con la médula espinal a través de una fibra nerviosa (neurona motora o axón). Reproducido de [Torres U Mañanas, 1998] | 28 |
| Figura II.4 Representación esquemática de la generación del potencial de acción de la unidad motora. Reproducido de [De Lúea, 1988] | 29 |
| Figura II.5 Representación esquemática del proceso de generación de la señal mioeléctrica. Reproducido de [Knaflitz y B destra, 1991] | 30 |
| Figura II.6 Tipos de electrodos. Reproducido de Internet | 31 |
| Figura II.7 Fotografía de un paciente con EPOC con cierto predominio de enfisema. Se observa la utilización de los músculos respiratorios accesorios. Reproducido de [Torres y Mañanas, 1998]. | 35 |
| Figura III.8 Diagrama de bloques del sistema transmisión de señales biomédicas EMG | 41 |
| Figura III.9 Electrodo desechable..... | 43 |
| Figura III.10 Filtro pasa banda | 45 |
| Figura III.11 Etapa de pre-amplificación..... | 45 |
| Figura III.12 Etapa de filtrado pasa banda 20Hz - 500Hz | 49 |
| Figura III.13 Amplificador de instrumentación..... | 50 |
| Figura III.14 Diagrama esquemático del circuito de amplificación. | 51 |
| Figura III.15 Etapa de amplificación..... | 51 |
| Figura III.16 Respuesta en frecuencia del filtro Notch..... | 52 |

| | |
|--|----|
| Figura III.17 Etapa de filtrado rechaza banda 50Hz - 60Hz..... | 52 |
| Figura III.18 Microcontrolador PIC16F877A | 53 |
| Figura III.19 Registro de control ADCON0 | 54 |
| Figura III.20 Registro de control ADCON1 | 54 |
| Figura III.21 Justificación del registro ADRES(H/L) | 56 |
| Figura III.22 Diagrama de bloques del ADC..... | 56 |
| Figura III.23 Circuito de aplicación básico del LINX RXM-418..... | 58 |
| Figura III.24 Circuito de aplicación básico del LINX RXM-418..... | 58 |
| Figura III.25 Distribución de los pines del CI MAX-232CP..... | 60 |
| Figura III.26 Circuito de aplicación básico del MAX 232 | 60 |
| Figura IV.27 Etapa de amplificación y filtrado | 62 |
| Figura IV.28 Etapa de digitalización y transmisión. | 63 |
| Figura IV.29 Etapa de Recepción | 63 |
| Figura IV.30 PBC Layout del transmisor con sus respectivos componentes | 64 |
| Figura IV.31 PBC Layout del transmisor en tamaño real..... | 64 |
| Figura IV.32 PBC Layout del receptor con sus respectivos componentes | 65 |
| Figura IV.33 Tablero de control de flujo de datos..... | 65 |
| Figura IV.34 Funciones para configurar el puerto serial DB9 en LabView..... | 66 |
| Figura IV.35 Front-end del usuario despliega graficas de frecuencia y amplitud..... | 66 |
| Figura IV.36 Funciones utilizadas en LabView para obtener las graficas de frecuencia y amplitud | 67 |
| Figura IV.37 Grafica la linealidad de los valores obtenidos en el análisis de amplitud y frecuencia..... | 67 |

| | |
|---|----|
| Figura IV.38 Funciones en LabView correspondientes a la linealidad de los valores obtenidos en el análisis de la señal | 68 |
| Figura IV.39 Ventana donde se muestran los resultados del análisis de la señal EMG . | 68 |
| Figura IV.40 Funciones en LabView para desplegar los resultados del análisis de la señal EMG | 68 |
| Figura V.41 Ejercicio respiratorio para forzar a la fatiga muscular | 70 |
| Figura V.42 Grafica correspondiente a la prueba uno aplicada al primer sujeto..... | 72 |
| Figura V.43 Grafica correspondiente al deterioro muscular aplicada al sujeto uno..... | 72 |
| Figura V.44 Frant-end donde se indica la señal EMG de entrada tomada del sujeto dos | 73 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|----|
| Tabla III.I Configuración de los puertos de entrada Analógicos del PIC16F877A..... | 55 |
| Tabla III.II Características eléctricas de los voltajes de entrada analógicas del PIC16F877A | 57 |
| Tabla III.III Características de operación de los módulos LINX serie 418-LR | 57 |
| Tabla III.IV Características eléctricas de los voltajes interfaz RS-232 vs TTL | 59 |
| Tabla V.V Distribución de los pines del puerto DB-9..... | 59 |

INTRODUCCIÓN

La biomedicina es el estudio de los aspectos biológicos de la medicina. Su objetivo fundamental es investigar los mecanismos moleculares, bioquímicos, celulares y genéticos de las enfermedades humanas. Es entonces, en consecuencia debido a algunos procesos bioquímicos en células vivientes, tejidos y organismos se generan biopotenciales muy pequeños los cuales pueden ser detectados mediante electrodos, para posteriormente ser analizados mediante telemetría.

Es sabido que mediante la contracción de los tejidos musculares se genera estos potenciales eléctricos los mismos que mediante el análisis de sus parámetros como amplitud y frecuencia reflejan el comportamiento del músculo.

La importancia de monitorear señales biomédicas de origen muscular respiratorio es que se pueden detectar pacientes que padecen EPOC (Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica) que se caracteriza por ser una enfermedad en la que los músculos respiratorios se deterioran progresivamente. La utilización del sistema desarrollado en la presente tesis puede ser utilizada en el campo de la medicina como una herramienta de gran ayuda para detectar pacientes que sufren enfermedades respiratorias.

La metodología para detectar el deterioro muscular consiste en realizar un ejercicio respiratorio para que el músculo a ser tratado se fatigue y de esta manera mediante telemetría analizar sus parámetros principalmente el de frecuencia y determinar el grado de deterioro muscular. La tesis fue desarrollada enteramente en la ciudad de Riobamba concluyendo con resultados satisfactorios los que se asemejan de acuerdo a las investigaciones realizadas en la presente tesis.

CAPÍTULO I

1. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

En este capítulo se detalla el propósito de presentar con claridad la naturaleza e importancia del tema, se manifiestan los objetivos del estudio o la hipótesis que se utiliza como base del trabajo escrito.

1.1 Antecedentes.

Como es sabido, el cuerpo humano es una fuente de potenciales bioeléctricos que son susceptibles a ser medidos en la superficie de la piel mediante la ayuda de electrodos superficiales. La importancia de estos potenciales bioeléctricos radica en que si es posible visualizarlos en una gráfica amplitud vs tiempo es posible determinar algún tipo de patología. A este tipo de señales se les conoce como señales biomédicas.

En los pacientes con Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC) suele existir un deterioro de la función del músculo respiratorio (esternocleidomastoideo). La EPOC es una patología extremadamente común representando una causa importante de incapacidad y de muerte, engloba las siguientes enfermedades: enfisema, bronquitis crónica y enfermedades de las pequeñas vías y asma. Por tanto, la mejora de las técnicas de análisis de las señales biomédicas de origen muscular respiratorio para ayuda a su diagnóstico constituye un campo con un evidente interés social y tecnológico.

Existen dos métodos para detectar las señales EMG (señal biomédica electromiografía de origen muscular), la invasiva y la no invasiva. El método invasivo emplea electrodos intramusculares mientras que el método no invasivo utiliza electrodos superficiales.

La fatiga muscular es definida como la incapacidad del músculo para mantener la fuerza o potencia esperada. Las causas que la provocan se deben a diferentes alteraciones específicas dentro del propio músculo, entre las cuales cabe destacar el agotamiento de substratos energéticos (glucógeno muscular). Por otro lado, la fatiga también puede ser consecuencia de alteraciones a nivel de sistema nervioso central, en lo que se ha denominado como “fatiga central”. Esta hipótesis sugiere que un aumento de los niveles

cerebrales de serotonina podría alterar las funciones del sistema nervioso central durante el ejercicio prolongado, disminuyendo así el rendimiento físico.

Los efectos de la fatiga muscular observados mediante técnicas de medición superficial, son los siguientes:

- Decremento de la densidad de potencia de señal.
- Desplazamiento del espectro de la señal hacia frecuencias inferiores a las normales.
- Aumento de la amplitud de la tensión eficaz (valor cuadrático medio de la tensión) de la señal EMG.

1.2 Justificación

La actividad respiratoria está definida en gran medida por la acción de músculos respiratorios. En los pacientes con EPOC, suele existir un deterioro de la función de dichos músculos forzando una sobreactividad, debido a un aumento de las resistencias aéreas a la hiperinflación o a la desnutrición. Por tanto, el análisis de la actividad y fatiga muscular respiratoria resulta un indicador de dificultad y problemas obstructivos respiratorios. El diafragma y los músculos intercostales tienen un importante papel en la respiración pero por tener una localización profunda se necesita método invasivos. El músculo ECM (esternocleidomastoideo) considerado el músculo respiratorio accesorio más importante estando activo en ciertos niveles de ventilación, especialmente en enfermos con EPOC. Es un músculo poco profundo y accesible superficialmente permitiendo utilizar técnicas no invasivas, De tal manera, el estudio de su actividad ante un ejercicio respiratorio forzado mediante un sistema de monitoreo y análisis de la señal EMG permite indicar dificultad o sobreesfuerzo respiratorio.

La realización de este proyecto permitirá la visualización de una señal biomédica EMG de origen respiratorio y determinar mediante sus parámetros como forma o frecuencia: la producción de fuerza y actividad del músculo ECM, y evaluar el grado de la fatiga muscular respiratoria. Los resultados obtenidos detectaran una diferente función muscular entre la población de sujetos sanos y pacientes con EPOC, resultando una herramienta alternativa para un médico especialista para diagnosticar pacientes con EPOC.

1.3 Objetivos.

1.3.1 Objetivos generales

Diseñar e implementar un sistema inalámbrico de transmisión de señales biomédicas de origen muscular respiratorio.

1.3.2 Objetivos específicos

- Diseñar una aplicación de transmisión de datos como alternativa para la transmisión inalámbrica de señales biomédicas a una distancia de consultorio médico que sea de bajo costo y fácil manejo.
- Implementar un software de reconstrucción de la señal eléctrica producida por la contracción del músculo respiratorio esternocleidomastoideo que permita la correcta visualización de los detalles importantes.
- Desarrollar un sistema de adquisición de datos de alta performance capaz de capturar las muestra de una señal biomédica y almacenarlas en el disco duro.

CAPÍTULO II

2. ACTIVIDAD RESPIRATORIA, SEÑALES EMG Y LA EPOC

El sistema respiratorio está conformado por un grupo de músculos que actúan de forma conjunta tanto para la inspiración como para la espiración estos músculos se encuentran ubicados internamente por lo que resulta dificultosa su ubicación siendo, el esternocleidomastoideo único músculo respiratorio fácil de localizar por estar situado externamente lo que permite obtener señales biomédicas de forma no invasiva. Este músculo sufre un deterioro considerable en pacientes con EPOC por lo que la monitorización de su comportamiento nos permitirá un diagnóstico de este mal.

2.1 Sistema respiratorio

El sistema respiratorio tiene la función de suministrar oxígeno y eliminar dióxido de carbono en los diferentes tejidos. Este sistema se engloba dentro de uno mayor que se encarga de la alimentación de los tejidos. Sus órganos principales son los pulmones [Guyton, 1987].

En el ciclo respiratorio podemos diferenciar el período inspiratorio y el espiratorio. Durante el período inspiratorio, el aire inhalado pasa a través de la tráquea a los bronquios hasta llegar a la unidad de intercambio gaseoso: el alvéolo pulmonar. A través de la membrana del alvéolo se produce el paso de oxígeno (O_2) a la sangre, pues la presión parcial de éste es mayor en el alvéolo. De igual forma, se difunde el dióxido de carbono (CO_2) al alvéolo, pues la presión parcial es mayor en la sangre. El sistema circulatorio es el encargado de repartir el O_2 a todos los tejidos y recoger el CO_2 , utilizando la hemoglobina que se encuentra en los glóbulos rojos. Las principales presiones involucradas en el proceso respiratorio son las siguientes:

Presión Pleural Es la presión en la cavidad pleural, resultante de las tendencias retráctiles pasivas y opuestas de la caja torácica y el pulmón, y de las fuerzas activas desarrolladas por los músculos respiratorios. Es prácticamente igual a la presión existente en el tórax y se suele estimar con el valor de la presión esofágica.

Presión Alveolar Es la presión en el interior de los pulmones y determina el flujo en las vías aéreas. Durante la inspiración, el cambio de presión negativo de la presión pleural conlleva un aumento del volumen de la cámara pulmonar, esto provoca que la presión alveolar disminuya. En consecuencia, ingresa aire en los pulmones por el gradiente de presión, desde el exterior al interior. En la espiración sucede el efecto contrario con una

presión positiva. La presión alveolar corresponde a la presión muscular total aplicada al sistema respiratorio.

Presión Abdominal Es la presión que ejercen las paredes abdominales en su cara interna. Se estima su valor mediante la presión gástrica.

Presión Transdiafragmática Es la diferencia existente entre las presiones gástrica y esofágica. Es un parámetro importante porque estima la fuerza realizada por el principal músculo respiratorio: el diafragma.

2.2 Músculos respiratorios

La actividad respiratoria se realiza mediante la contracción y relajación de los músculos respiratorios. Estos músculos modifican el volumen de la cavidad torácica y, por tanto, de los pulmones que se encuentran protegidos por ésta. De esta forma, se crean presiones negativas y positivas en la inspiración y espiración, respectivamente, transportando el aire hacia el interior y exterior de los pulmones. Por medio de la contracción de los músculos inspiratorios, el tórax se expande y los pulmones se llenan de aire.

2.2.1 Músculos que intervienen en la Inspiración

Diafragma Es el músculo principal al encargarse de la inspiración de las dos terceras partes del aire que entra en los pulmones durante la respiración tranquila. Su contracción hace que sus cúpulas desciendan y el tórax se expanda longitudinalmente.

Intercostales externos Elevan las costillas entorno al eje de sus cuellos, aumentando las dimensiones anteroposterior y transversal del tórax durante la inspiración. Además, existen otros músculos accesorios que pueden contribuir al movimiento del tórax:

Escalenos Contribuyen principalmente durante niveles altos de ventilación, en los que su contracción provoca la dilatación de las partes más altas del tórax.

Esternocleidomastoideo También está activo normalmente a altos niveles de ventilación elevando el esternón y agrandando ligeramente las dimensiones del tórax.

2.2.2 Músculos que intervienen en la Espiración.

Intercostales internos Descienden las costillas.

Abdominales Comprimen el contenido abdominal, descendiendo las costillas inferiores, y empujando hacia abajo la parte anterior del tórax inferior.

Los músculos espiratorios desempeñan, además, un importante papel en la regulación de la respiración al hablar, cantar, toser, defecar y durante el parto. Por otra parte, se define la fatiga muscular respiratoria como la incapacidad de mantener la presión pleural y transdiafragmática necesarias para asegurar la ventilación. Cuando la relación entre la presión requerida para mantener la ventilación y la presión estática máxima es superior al 50%, más corto es el tiempo de aparición de la fatiga. El músculo diafragma se fatiga más rápidamente cuanto mayor es la proporción del período de inspiración respecto a la duración del ciclo respiratorio [Laporta y Grassino, 1985][Arvidsson y otros, 1985]. En el caso de la fatiga de los músculos respiratorios existe una distribución alternativa del estímulo nervioso, permitiendo la recuperación de los grupos musculares sometidos a reposo relativo.

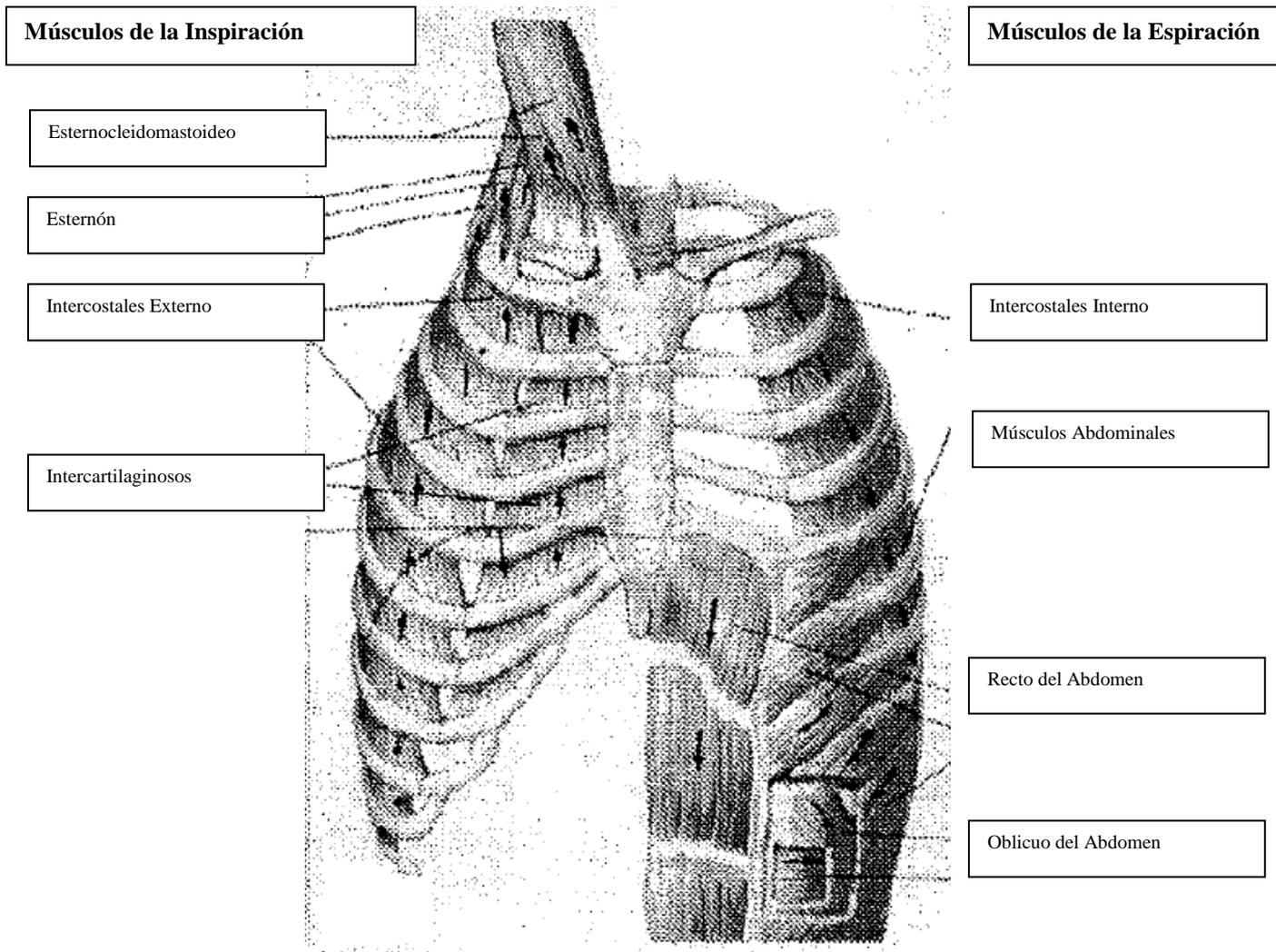


Figura II.1 Músculos Respiratorios. Reproducido de Internet

2.3 Señales electromiográficas (EMG)

2.3.1 Señales Biomédicas

El cuerpo humano genera diferentes tipos de señales biológicas, que han supuesto un gran interés para muchos investigadores, debido a su amplio campo de aplicación. La decodificación e interpretación de dichas señales, son objeto de trabajo de muchos fisiólogos e ingenieros. Las señales fisiológicas más empleadas son el electrocardiograma (ECG), el encefalograma (EEG), o el electromiograma (EMG), sobre el cual está basado este trabajo.

2.3.2 Historia

El desarrollo del EMG comenzó con la documentación de Francesco Redi en 1666. El documento informa que el músculo sumamente especializado de los pescados del rayo eléctrico genera electricidad. Antes de 1773, Walsh había podido demostrar que el tejido fino del músculo de pescado de la anguila podría generar una chispa de la electricidad. En 1792, una publicación dio derecho a “De Viribus Electricitatis in Motu Musculari Commentarius” aparecido, escrito cerca Luigi Galvani, donde el autor demostró que la electricidad podría iniciar contracciones del músculo. Seis décadas más adelante, en 1849, Dubios-Raymond descubrió que era también posible registrar actividad eléctrica durante una contracción voluntaria del músculo. La primera grabación de esta actividad fue hecha cerca Marey en 1890, que también introdujo la electromiografía del término. En 1922, Gasser y Erlanger utilizó osciloscopio para demostrar las señales eléctricas de los músculos. Debido a la naturaleza estocástica de la señal myoelectric, solamente la información áspera se podía obtener de su observación. La capacidad de detectar señales electromyographic mejoró constantemente a partir de los años 30 con los años 50 y los investigadores comenzaron a utilizar los electrodos mejorados más extensamente para el estudio de músculos. El uso clínico de la superficie EMG (sEMG) para el tratamiento de desórdenes más específicos comenzó en los años 60. Hardyck y sus investigadores eran los primeros (1966) médicos para utilizar el sEMG. En los años 80 tempranos, abarrote y Steger introdujo un método clínico para explorar una variedad de músculos usando un dispositivo de detección del EMG.

No está hasta el centro de los años 80 que las técnicas de la integración en electrodos habían avanzado suficientemente para no prohibir a producción de hornada de la

instrumentación requerida y de los amplificadores pequeños y ligeros. Un número de amplificadores convenientes son actualmente disponibles en el comercio. En los años 80 tempranos, los cables llegaron a estar disponibles que producen los artefactos en la gama deseada del microvoltio. Durante los últimos 15 años, la investigación ha dado lugar a una comprensión mejor de las características de la grabación superficial del EMG. Estos últimos años, la electromiografía superficial se utiliza cada vez más para registrar de los músculos superficiales en los protocolos clínicos, donde los electrodos intramusculares se utilizan para el músculo profundo solamente.

Hay muchos usos para el uso del EMG. El EMG se utiliza clínico para la diagnosis de problemas neurológicos y neuromusculares. Es utilizado de diagnóstico por los laboratorios del paso y por los clínicos entrenados en el uso del biofeedback o del gravamen ergonómico. El EMG también se utiliza en muchos tipos de laboratorios de investigación, incluyendo éstos implicados en biomecánica, control del motor, fisiología neuromuscular, desórdenes del movimiento, control postural, y terapia física.

2.3.3 Generación de las señales EMG

Las señales bioeléctricas provienen de potenciales iónicos denominados potenciales de acción producidos por la actividad electroquímica de células excitables que componen, entre otros, el tejido nervioso y muscular. El **potencial de acción** se origina por un proceso de despolarización y repolarización de la célula debido a la semipermeabilidad de la membrana y a la entrada y salida de cationes Na^+ , respectivamente [Mañanas y Jané,1993].

Cuando un área localizada de la membrana es despolarizada, el potencial de acción desencadenado se extiende afectando a las porciones adyacentes de la misma en todas las direcciones causando la propagación de dicho potencial. Corrientes positivas fluyen hacia el interior a través de la membrana despolarizada, y hacia el exterior a través de la membrana en reposo, con lo cual se completa un circuito tal como puede observarse en la figura II.2.

En la figura II.2A se muestra una fibra muscular en su estado de reposo, y la figura II.2B muestra esta misma fibra muscular que ha sido excitada en una porción central, es decir, la permeabilidad al sodio de la porción de la membrana excitada ha sufrido un repentino incremento. Las flechas ilustran el flujo de corrientes entre las áreas de la membrana despolarizadas y las áreas adyacentes aún en reposo. Las cargas eléctricas positivas fluyen hacia el interior a través de la membrana despolarizada incrementando el voltaje. Este incremento de tensión permite superar el umbral que produce el inicio de un nuevo potencial de acción.

La propagación sigue la **ley del todo o nada**: sólo cuando el estímulo pasa de un umbral se produce la despolarización y se alcanza siempre el mismo potencial de acción independientemente del valor del estímulo. Por ello, una vez desencadenado un potencial de acción en cualquier punto de la membrana de una fibra normal, el proceso de despolarización se transmite por toda la fibra. En la Fig. II.2C y D se muestra la rápida propagación del potencial de acción.

Es importante resaltar que la propagación del potencial de acción no se produce en una sola dirección, sino que se produce en ambas direcciones hasta que toda la membrana queda despolarizada. La **velocidad de conducción** es la velocidad de propagación de la

despolarización a través de la membrana de las fibras musculares. El tipo y diámetro de la fibra muscular.

- El pH de los fluidos intersticial e intracelular.
- Las concentraciones de iones.
- Los períodos de activación de las neuronas motoras.

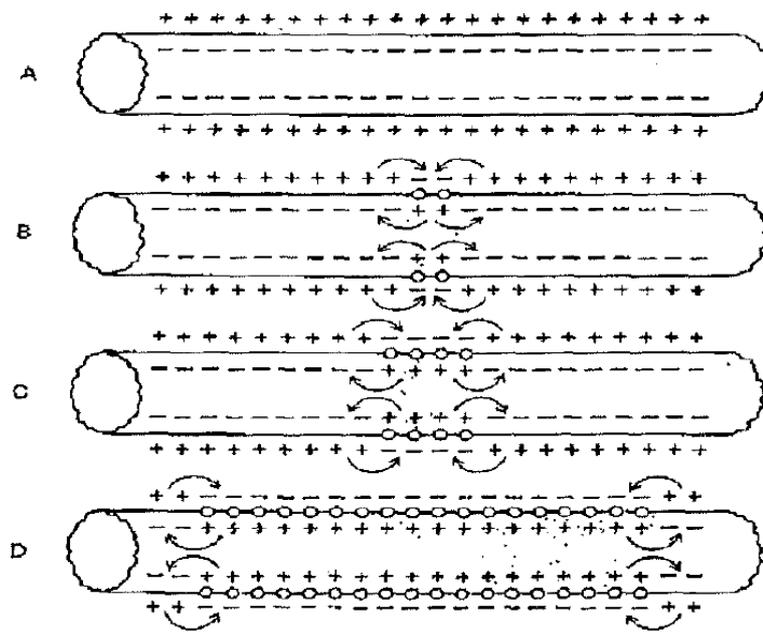


Figura II.2 Propagación de potenciales de acción en ambas direcciones a lo largo de una fibra conductora. Reproducido de [Guyton, 1987].

En funcionamiento normal, las fibras musculares son excitadas por fibras nerviosas. Cada neurona motora α suele inervar varias fibras musculares. Todas estas fibras inervadas por una sola fibra nerviosa reciben el nombre de unidad *motora* que corresponde a la mínima unidad que el nervio central puede controlar individualmente (ver figura II.3). El músculo comprende un determinado número de neuronas motoras y el Sistema Nervioso Central (SNC) controla la fuerza desarrollada ajustando el número de neuronas motoras reclutadas y la frecuencia de activación de cada una.

El **potencial de acción de unidad motora** (en inglés **MUAP**: 'motor unit *action potential*') es la señal iónica que emana de la activación de las fibras musculares de una unidad motora. Una pequeña parte de estas corrientes se difunden alejándose de la fibra muscular y llegan a la piel donde pueden ser registradas por electrodos como señal bioeléctrica en un electromiograma.

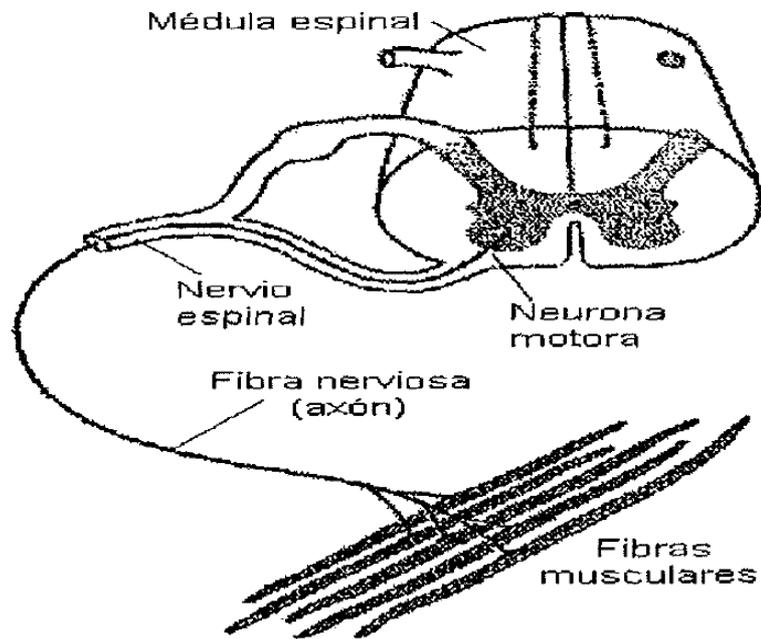


Figura III.3 Conexión del músculo con la médula espinal a través de una fibra nerviosa (neurona motora o axón). Reproducido de [Torres U Mañanas, 1998]

En la figura II.4 se observa la generación del potencial de acción de la unidad motora donde n es el número de fibras musculares de una unidad motora. A la derecha de la figura están representados los potenciales de acción asociados a cada fibra muscular que sumados forman el MUAP constituyendo la unidad fundamental de la señal EMG. Los factores que influyen en la forma y amplitud del MUAP son [De Lúea, 1988]:

- Diámetro de la fibra muscular. La amplitud de un potencial de acción individual es proporcional al diámetro de la fibra muscular.

- Distancia entre la fibra muscular activa y punto de registro. El tejido existente entre los electrodos y las fibras activas que generan el potencial de acción actúa como un filtro paso-bajo.
- Número de fibras musculares de una unidad motora.
- Propiedades de ultraje del electrodo (tamaño y distancia de los contactos y propiedades químicas del interface metal-electrolito). La interface electrodo-electrolito actúa como un filtro paso-alto, mientras que la configuración bipolar de los electrodos actúa como un filtro paso-banda.

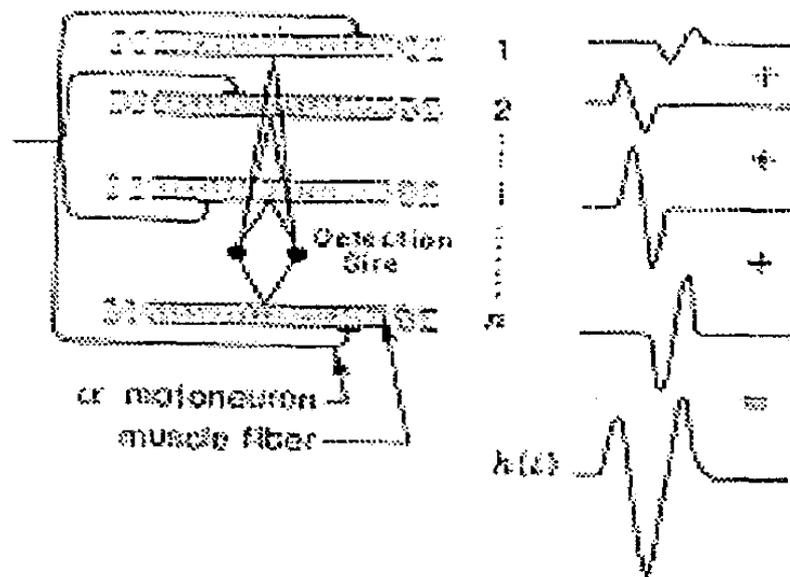


Figura IV.4 Representación esquemática de la generación del potencial de acción de la unidad motora. Reproducido de [De Lúea, 1988]

El MUAP tiene forma bifásica y el signo de las fases dependerá de la dirección en que la despolarización de la membrana muscular se aproxima a la posición del electrodo. Su duración es inversamente proporcional a la velocidad de conducción. La manifestación eléctrica de un MUAP está acompañada con algunos milisegundos de retardo por una contracción de las fibras musculares. Para mantener dicha contracción, las unidades motoras han de ser repetidamente activadas generándose una secuencia de MUAPs

llamada **tren de potenciales de acción de unidades motoras (MUAPT)**. La forma de los MUAP permanecerá constante en una secuencia si:

- La relación geométrica entre electrodo y fibras musculares no varía.
- Las propiedades del electrodo no cambian.
- No hay cambios bioquímicos en el tejido muscular que afectarían a la velocidad de conducción y propiedades de ultraje.

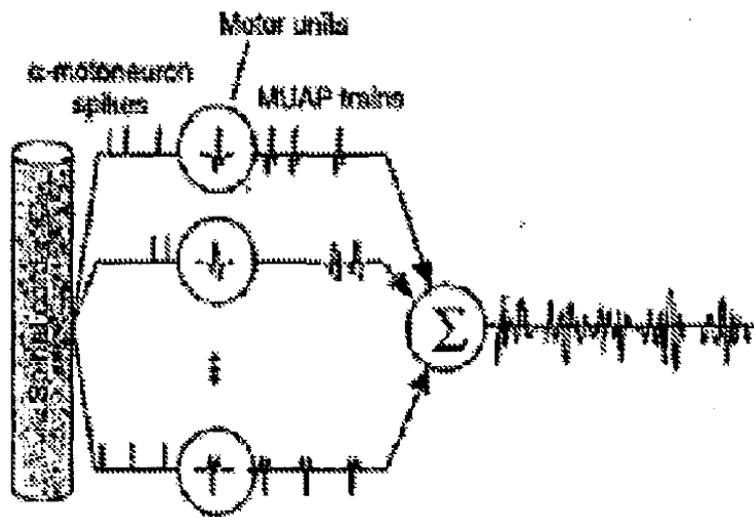


Figura II.5 Representación esquemática del proceso de generación de la señal mioeléctrica. Reproducido de [Knaflitz y B destra, 1991]

Las fibras musculares de una unidad motora están distribuidas aleatoriamente en una subsección de un músculo normal y entremezclado entre fibras pertenecientes a diferentes unidades motoras. Una porción del músculo puede contener fibras de veinte a cincuenta unidades motoras. La señal EMG, por tanto, es el resultado de la superposición de muchos MUAPTs correspondientes a fibras musculares activadas por diferentes unidades motoras. El volumen de detección de los electrodos superficiales es grande (de varios centímetros cúbicos), y proveniente de decenas de unidades motoras. Esto hace muy difícil su descomposición en MUAPTs individuales. El esquema de generación de la señal EMG puede observarse en la figura II.5.

Las descargas de las unidades motoras son irregulares y los MUAPs tienen diferentes morfologías, por tanto, la señal EMG puede considerarse un proceso estocástico de banda limitada con una amplitud de distribución gaussiana [Knaflitz y Balestra, 1991]. En la señal EMG de superficie, registrada mediante electrodos de superficie colocados sobre la piel, su rango de frecuencias se sitúa entre : DC - 500 Hz [Webster, 1992].

2.3.4 Alternativas de detección

Existen dos métodos para detectar las señales EMG, la invasiva y la no invasiva. El método invasivo emplea electrodos intramusculares mientras que el método no invasivo utiliza electrodos superficiales. En la figura II.6 observamos diferentes tipos de electrodos.

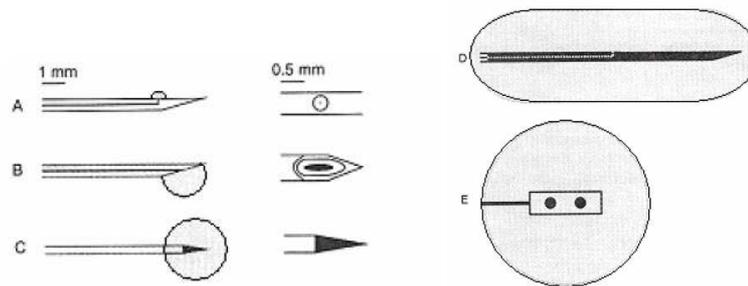


Figura V.6 Tipos de electrodos para biomedicina. Reproducido de Internet

Del A al C, en la figura II.6, vemos electrodos de aguja, que por su tamaño suelen ser usados para descomponer señales EMG en MUAPs y detectar así trastornos miógenos o neurógenos. En el caso D, vemos un electrodo macro que se suele utilizar para captar la actividad de todas las fibras de una unidad motora. Esto permite diagnosticar y monitorizar el tamaño de las unidades motoras en los procesos que cursan con contracción y relajación. Finalmente observamos el caso E, donde vemos un electrodo de superficie, que debido a su tamaño se suele usar para observar la señal EMG de manera global, estudiando así aspectos como la fatiga muscular, o el tipo de

movimiento, entre otros. Por otro lado, cabe tener en cuenta que estos electrodos deben estar situados a una cierta distancia respecto a la fuente que genera la señal EMG. Los tejidos que separan dichas fuentes de los electrodos se conocen con el nombre de conductores de volumen, y sus propiedades determinan las características de las señales detectadas. Uno de los efectos importantes, es el que estos tejidos actúan como un filtro pasa bajas en el dominio frecuencial (distribución de potencia), aunque no en el temporal. Visto esto, es lógico pensar que dicho efecto será mucho más notable en los electrodos superficiales que en los intramusculares, debido a que en estos últimos se reduce la distancia respecto a la fibra muscular. Este es un factor importante a tener en cuenta a la hora de decidirse por un tipo de electrodo u otro.

2.4 Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC)

El término EPOC (Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica) es una traducción de su homónimo anglosajón COPD (*'Chronic Obstructive Pulmonary Disease'*) y se define como la alteración fisiológica caracterizada por la disminución del flujo aéreo respiratorio que no se modifica significativamente durante varios meses de observación [American Thoracic Society, 1987].

La EPOC es extremadamente común y, debido a ello, tanto los médicos no especialistas como los neumólogos están continuamente involucrados en su diagnóstico y tratamiento. Es la enfermedad crónica de los pulmones más común siendo causa de la mitad de las consultas neumológicas. En contraste con los pacientes de otras enfermedades pulmonares, el paciente afectado con EPOC vive generalmente varios años con incapacidad progresiva y múltiples complicaciones agudas, subagudas y

crónicas. Por tanto, es muy probable que el médico intervenga durante muchos años en el control, tratamiento y educación de un paciente con EPOC.

Esta enfermedad engloba las siguientes patologías que, por lo general, coexisten en un mismo paciente [Izquierdo, 1992] [Farreras y Rozman, 1992]:

Enfisema Condición del pulmón caracterizada por una dilatación anormal y permanente de los espacios aéreos distales al bronquiolo terminal, acompañado de la destrucción de las paredes alveolares y sin fibrosis evidente.

Bronquitis crónica Sobreproducción de esputos durante un mínimo de tres meses al año a lo largo de dos o tres años consecutivos que no es causada por enfermedades específicas como la tuberculosis o la bronquiectasia.

Enfermedades de las pequeñas vías. Presencia de lesiones inflamatorias en vías de calibre menor de 2 mm, produciendo un cuadro de bronquiolitis inespecífica como sucede en las lesiones iniciales de los sujetos fumadores, siendo el prelude de la aparición de enfisema pulmonar. Provoca, por tanto, un aumento de la resistencia al flujo aéreo durante la espiración forzada.

Asma Suele estar causada por hipersensibilidad alérgica de la persona a sustancias extrañas que hay en el aire, en particular a pólenes de plantas.

2.4.1 Causas y sintomatología

Algunas de las causas o agentes desencadenantes de la enfermedad son las siguientes [Sánchez Agudo, 1992] [Rodríguez Sanchón, 1992]:

- Tabaco.

- Exposición laboral: inhalación de diferentes tipos de polvo.
- Infecciones broncopulmonares: bacterias, virus, sarampión y tosferina en la infancia, etc.
- Inmunodeficiencias: escasez de diferentes tipos de inmunoglobulinas.
- Procesos congénitos que afectan al árbol bronquial.
- Impactación de un cuerpo extraño aspirado.
- Inhalación de gases u otras sustancias irritantes como humos, amoníaco, dióxido de nitrógeno, etc.

La EPOC representa una causa importante de incapacidad y de muerte. En E.E.U.U., según los datos estadísticos de la Seguridad Social, la EPOC sigue a la cardiopatía como causa de incapacidad entre la población general. Además, las tasas de mortalidad por su causa se duplican aproximadamente cada cinco años [Berkow y Fletcher, 1989]. Se estima que en España, para un millón de habitantes, la EPOC sería causa de muerte de 152 personas al año y 22.894 individuos la sufrirían anualmente. Esto supondría que cada año se generarían unas 38.000 visitas ambulatorias, 3.226 ingresos hospitalarios con 24.593 días de estancia y aproximadamente 1000 individuos recibirían oxigenoterapia continua en su domicilio.

Generalmente, el paciente que acude al médico en busca de tratamiento presenta una enfermedad en estado avanzado. Respecto a la incapacidad producida por el enfisema existen pocas esperanzas de mejoría, pues el daño es irreversible. Referente al grado en que la bronquitis crónica interviene en la obstrucción y en la incapacidad, se puede esperar una mejoría, aunque no una reversión.

La mayoría de pacientes presentan aspectos pertenecientes a los diferentes trastornos pulmonares. A continuación se describen dos tipos de EPOC singulares y complementarias [Netter, 1984]:

Predominio de enfisema El paciente muestra a menudo una larga historia de disnea (Sensación subjetiva desagradable de dificultad para respirar) al esfuerzo con una mínima tos productiva de pequeñas cantidades de esputo mucoide. Visualmente es fácil comprobar que el paciente utiliza músculos respiratorios accesorios (ver figura II.7). Existe taquipnea (Respiración excesivamente rápida y profunda con respecto a la ventilación de reposo) con espiración relativamente prolongada a través de los labios fruncidos, o bien la inspiración comienza con un gruñido. La constitución del cuerpo denota una falta o decaimiento considerable de fuerzas, con pruebas de pérdida de peso.

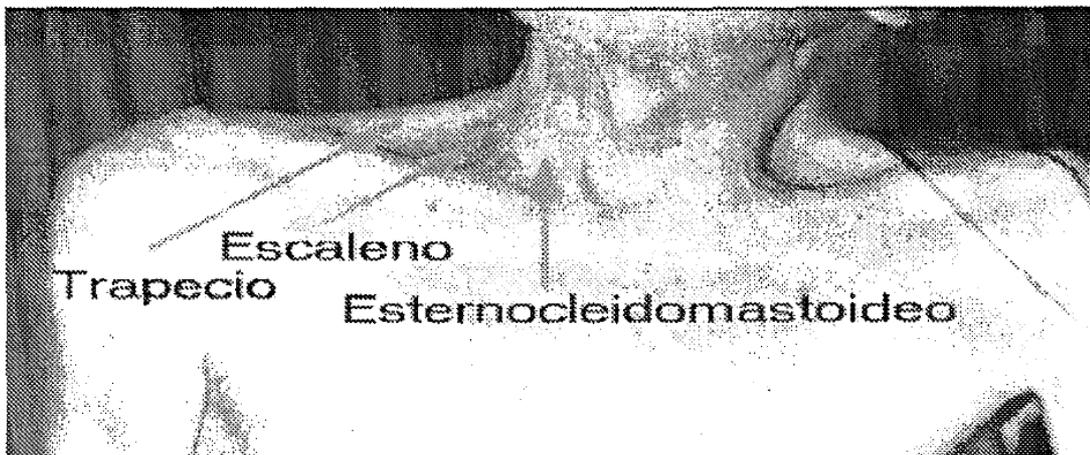


Figura VI.7 Fotografía de un paciente con EPOC con cierto predominio de enfisema. Se observa la utilización de los músculos respiratorios accesorios. Reproducido de [Torres y Mañanas, 1998].

Predominio de bronquitis Se trata de un individuo con una historia de tos y producción de esputos de varios años de duración, junto con un fuerte consumo de cigarrillos. Con los años la tos aumenta en frecuencia, duración y gravedad. El paciente suele solicitar ayuda médica cuando el grado de obstrucción es intenso y se empieza a

sufrir disnea de esfuerzo. En general el paciente presenta exceso de peso y está cianótico (Persona con una coloración azul de la piel debido a la mezcla de sangre venosa y arterial).

2.4.2 Relación con la fatiga muscular respiratoria

La fatiga muscular se define como la incapacidad del músculo para continuar desarrollando la fuerza requerida. Este estado muscular en contracciones prolongadas y enérgicas no afecta por igual a todas las fibras del músculo.

Cada músculo del cuerpo está compuesto por una mezcla de fibras de contracción rápidas ("fast twitch": FT), fibras de contracción lentas ("slow twitch": ST) y otras fibras con velocidad de contracción graduada entre los dos extremos [Nagata, 1990]. Los músculos que han de reaccionar de manera rápida están compuestos mayormente por fibras FT. Análogamente, los músculos que están destinados a responder de forma lenta pero durante un periodo de tiempo prolongado, están compuestos principalmente por fibras ST.

Fibras FT

- Son fibras más largas para conseguir mayor fuerza de contracción.
- Poseen el retículo sarcoplasmático más extendido para permitir que la entrada de iones calcio que inician la contracción sea más rápida.
- Les llega menor irrigación sanguínea debido a que el metabolismo oxidativo es de importancia secundaria.

Fibras ST

- Son fibras más pequeñas.

- Tienen mayor irrigación sanguínea para suministrar mayor cantidad de oxígeno.

Puede deducirse de estas descripciones que las fibras rápidas están adaptadas a contracciones musculares rápidas, de gran esfuerzo y corta duración; mientras que las fibras lentas están adaptadas a una actividad muscular continua y prolongada. Durante un ejercicio, las fibras FT, con frecuencias de activación mayores, se fatigan antes que las fibras ST [Esposito y otros, 1996].

En [Johnson y otros, 1973] se encontró que la distribución de los tipos de fibras en el músculo respiratorio esternocleidomastoideo (ECM) en seis hombres adultos era de $64.8 \pm 7.6\%$ en porcentaje medio y desviación estándar de las fibras FT. De ello, se deduce que este músculo tiene una tendencia a fatigarse ante la actividad prolongada, y es razonable el análisis de su actividad y fatiga muscular.

Los músculos inspiratorios producen presiones más próximas a su capacidad máxima en el esfuerzo intenso, en especial al final de la inspiración. El diafragma es con gran diferencia el principal músculo respiratorio. En los pacientes con EPOC, suele existir un deterioro de la función de los músculos respiratorios forzando una sobreactividad. Hay tres determinantes básicos en este deterioro [Gallego y Fiz, 1992]:

Hiperinflación El diafragma aparece más aplanado y menos convexo perdiendo su eficacia durante la contracción (en posición de desventaja mecánica).

Aumento de las resistencias aéreas Juntamente con la hiperinflación, condiciona un aumento del trabajo respiratorio y deterioro de los músculos respiratorios como el diafragma y el músculo ECM, y una disminución de la capacidad para soportar

incrementos de carga ventilatoria debido a la situación desventajosa de la relación fuerza-longitud de los músculos inspiratorios.

Desnutrición Afecta hasta a un 47% de los enfermos con EPOC hospitalizados y produce una disminución de la reserva energética y lesiones de las fibras musculares que facilitan la aparición de la debilidad muscular.

La contracción del músculo ECM es a menudo visible en enfermos con trastornos que obstruyen el movimiento del aire hacia los pulmones como la EPOC (ver figura II.9). Estudios realizados [Stubbing y otros, 1982] muestran que la presencia de signos físicos como la contracción del músculo ECM en estos pacientes están relacionados con el grado de obstrucción respiratoria. De tal manera, el estudio de la actividad de dicho músculo ante un ejercicio respiratorio forzado puede indicar dificultad o sobreesfuerzo respiratorio.

2.4.3 Antecedentes del estudio de la fatiga muscular respiratoria

Músculo diafragma La mayoría de técnicas utilizadas hoy en día para evaluar la fatiga de los músculos respiratorios se aplican sobre el diafragma, al ser éste el músculo respiratorio principal. Cuando el diafragma se fatiga falla en su acción de generador de presión.

La fatiga muscular está asociada con un desplazamiento hacia bajas frecuencias de la densidad espectral de potencia de la señal EMG. En concreto, el diafragma se puede estudiar por medio de un electrodo colocado en un globo esofágico situado a nivel del cardias. También se pueden utilizar electrodos de superficie situados convenientemente

sobre las paredes del tórax en las zonas desprovistas de actividad intercostal [Meyer, 1985].

A pesar de que los registros de la señal EMG de superficie es el método más sencillo para detectar la fatiga del diafragma, no resultan muy útiles puesto que, al tratarse de un músculo poco accesible desde la superficie, se registra un alto nivel de ruido, permitiendo únicamente realizar una evaluación cualitativa de la fatiga [Sinderby y otros, 1995].

Músculo Esternocleidomastoideo (ECM) Se ha presentado el músculo diafragma como el principal en la función respiratoria. Sin embargo, éste es un músculo profundo y, los métodos de análisis son necesariamente invasivos mediante registros internos. Los músculos intercostales son también músculos con un importante papel en la respiración. No obstante, su localización implica que el registro de señales musculares están interferidos por la acción de otros músculos no respiratorios [Merletti y De Lúea, 1989].

El músculo ECM está considerado el músculo respiratorio accesorio más importante cuya función ha sido explicada ampliamente en el apartado anterior. En enfermos con EPOC la contracción del músculo ECM está relacionada con el grado de obstrucción respiratoria y su comportamiento difiere respecto a un sujeto normal al estar activo incluso a bajos niveles de ventilación. El músculo ECM es un músculo poco profundo y accesible superficialemente, permitiendo utilizar técnicas de registro no invasivo en la adquisición de las señales miográficas como la señal EMG de superficie. Por tanto, se escoge dicho músculo para evaluar la actividad muscular respiratoria en la presente tesis.

CAPÍTULO III

3 DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOMEDICAS

En este capítulo se describe detalladamente el diseño del sistema para la adquisición de señales el cual dado a las características de la señales Biomédicas EMG consta de un filtro pasa banda de 20Hz a 500Hz, el filtro notch el cual elimina el ruido producido por los electrodomésticos, también se detalla el funcionamiento del microcontrolador PIC 16f877 el cual maneja el conversor análogo-digital y características de módulos LINXS para la transmisión inalámbrica.

3.1 Diagrama de bloques

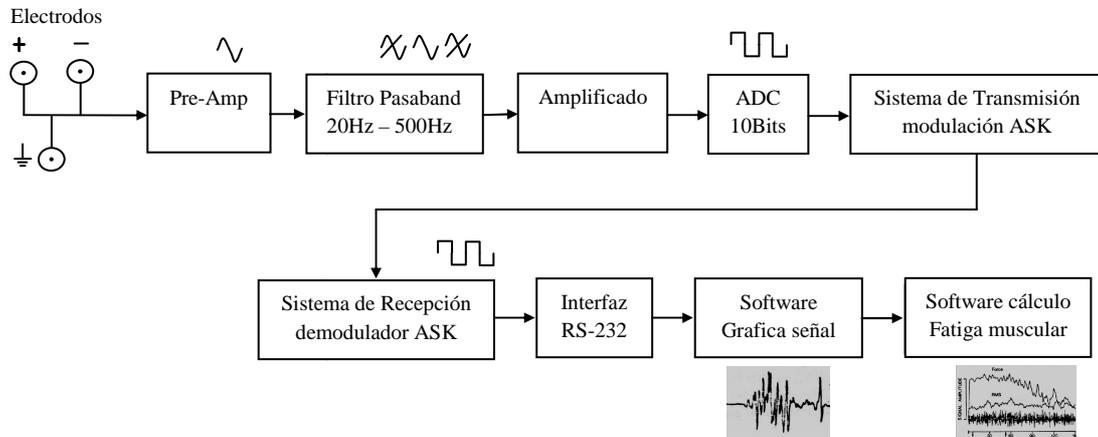


Figura VII.8 Diagrama de bloques del sistema transmisión de señales biomédicas EMG

3.2 Electrodo

Se pueden obtener señales Electromiográficas para el estudio del movimiento utilizando electrodos de superficie o intramusculares generalmente por pares (bipolares). La amplitud y anchura de banda de la señal EMG no están determinada únicamente por las fuentes electrofisiológicas y sus distancias hasta los electrodos, sino también por los tipos y tamaños de electrodos utilizados y por el espaciamiento entre electrodos. Los electrodos de superficie van unidos a la piel sobre el segmento muscular que se está estudiando.

Los electrodos de superficie se utilizan para estudiar la actividad de todo el músculo superficial. El espaciamiento entre electrodos determina el volumen de registro o recepción del tejido, resultando los espaciamientos más pequeños en registros más selectivos. Los electrodos de superficie suelen ser de ranura, con pasta de electrodo llenando la cavidad para conseguir más contacto con la piel y reducir la impedancia de los electrodos.

Los electrodos comercializados pueden ser desechables, como los electrodos Electrocardiográficos (ECG), o reutilizables con una protección de plástico y un cuello adhesivo por ambos lados. Su diámetro va de 2 a 10 mm para la parte activa del electrodo. Los electrodos de cloruro de plata-plata (Ag-Ag Cl) con pasta de cloruro se utilizan invariablemente debido a sus propiedades de estabilidad y reducción del ruido.

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

Los electrodos bipolares EMG de superficie tengan una distancia entre electrodos de entre 20mm y 30mm.

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

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

estable donde se pueda obtener una buena señal electromiográfica. Los electrodos se pueden ubicar sobre la superficie de la piel de manera longitudinal, o transversal.

- Longitudinal: la recomendación es ubicar el electrodo bipolar en la zona media del músculo, esto es, entre la terminación de la neurona motora que envía el impulso eléctrico al músculo (aproximadamente línea media del músculo) y el tendón distal.
- Transversal: la recomendación es ubicar el electrodo bipolar sobre la zona media del músculo, de tal forma que la línea que une los electrodos, sea paralela con el eje longitudinal del músculo.

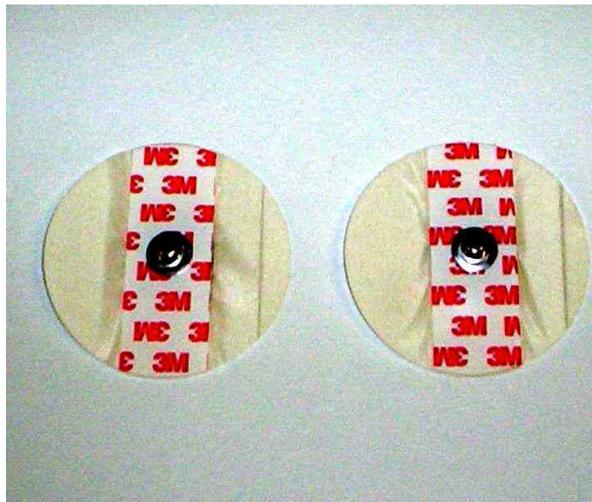


Figura VIII.9 Electrodos desechables.

3.3 Pre-amplificación

La señal generada por una gran unidad motora tiene una amplitud de 0 volt (en reposo, es decir, cuando no existe contracción muscular) y 250 μ V durante la contracción. Debido a que las señales mioeléctricas son de bajo valor, ruidos o artefactos como el ruido ambiente o en mayor medida el ruido de línea (50Hz – 60Hz) pueden provocar una falsa interpretación de los resultados.

Por lo tanto, el preamplificador de la unidad de procesamiento necesita ser no solo lo suficientemente sensible como para detectar y amplificar las pequeñas señales sino que también debe discriminar los ruidos o artefactos de manera de visualizar solo actividad Electromiográfica. Los amplificadores diferenciales permiten rechazar gran parte del ruido externo. Los amplificadores de Instrumentación cumplen con esas características y están especialmente contruidos para propósitos de instrumentación médica. A su vez permite variar el factor de amplificación con la modificación de un juego de resistencias. El circuito está conformado por dos etapas:

- 1 Acople de aislamiento e impedancia del electrodo de referencia: Tiene dos objetivos, el primero es colocar el electrodo de referencia a una tierra activa aislada de la tierra eléctrica del circuito con el propósito de suministrar seguridad eléctrica al paciente; y el segundo, atenuar el voltaje de modo común que afecta los terminales de entrada del amplificador de instrumentación.
- 2 Pre-Amplificación: Para este propósito se utilizó un amplificador de Instrumentación de configuración típica; con la diferencia en que el pin 5 (Ref) no va conectado a tierra, sino a un circuito que tiene como función eliminar las señal DC presente en los circuitos.

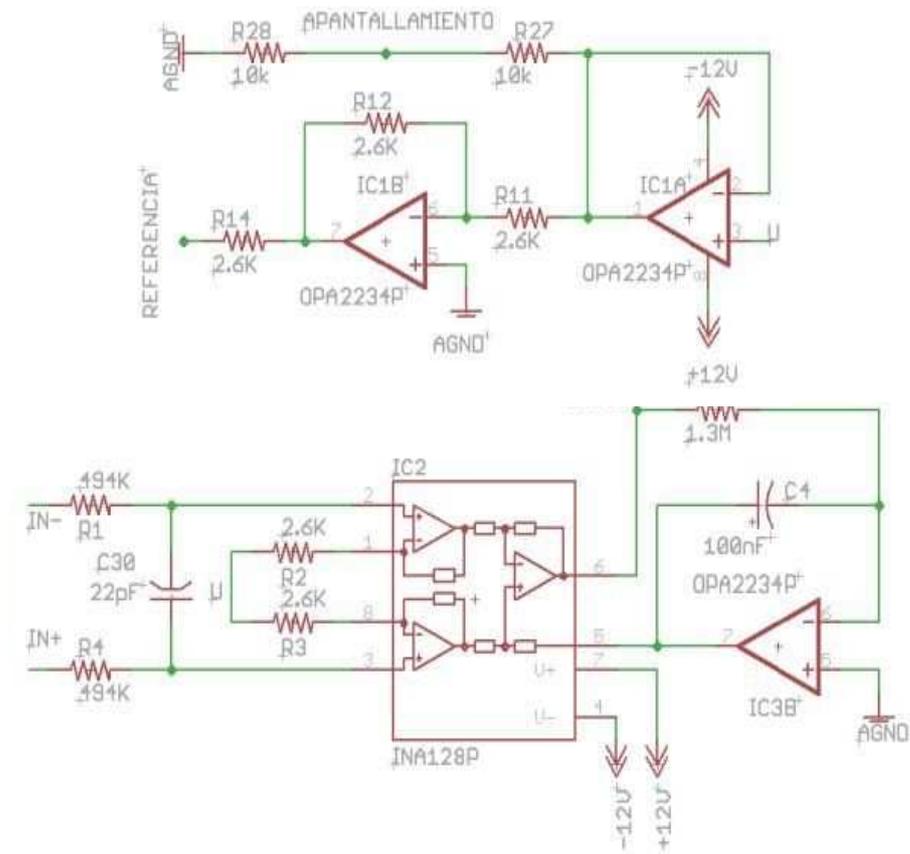


Figura IX.10 Etapa de pre-amplificación

3.4 Filtro pasa banda

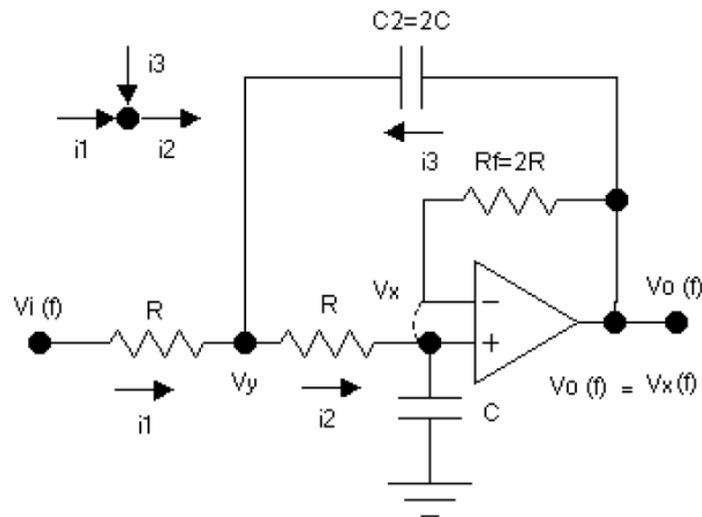


Figura X.11 Filtro butterworth pasa bajo de segundo orden

a. Hallar $A_v(\omega) = f(R, C, \omega)$

$$V_x(\omega) = \frac{Z_c}{R + Z_c} V_y(\omega) \quad \rightarrow \quad V_x(\omega) = \frac{1}{R + \frac{1}{j\omega C}} V_y(\omega) \quad \rightarrow$$

$$V_x(\omega) = \frac{1}{\frac{j\omega RC + 1}{j\omega C}} V_y(\omega)$$

$$\boxed{V_x(\omega) = \frac{1}{j\omega RC + 1} V_y(\omega) \quad (1)}$$

$$i2 = i1 + i3$$

$$\frac{V_y}{R} - \frac{V_x}{R} = \frac{V_i}{R} - \frac{V_y}{R} + \frac{V_x}{\frac{1}{2j\omega C}} - \frac{V_y}{\frac{1}{2j\omega C}} \quad \rightarrow \quad \frac{V_y}{R} - \frac{V_x}{R} = \frac{V_i}{R} - \frac{V_y}{R} + 2j\omega C V_x - 2j\omega C V_y$$

$$\frac{V_y}{R} + \frac{V_y}{R} + 2j\omega C V_y = \frac{V_i}{R} + \frac{V_x}{R} + 2j\omega C V_x \quad \rightarrow \quad V_y \left(\frac{2}{R} + 2j\omega C \right) = \frac{V_i + V_x + 2j\omega C R V_x}{R}$$

$$V_y(\omega) = \frac{\frac{V_i + V_x + 2j\omega C R V_x}{R}}{\frac{2 + 2j\omega RC}{R}} \quad \rightarrow \quad V_y(\omega) = \frac{V_i + V_x(1 + 2j\omega CR)}{2 + 2j\omega RC} \quad \rightarrow \quad V_x(\omega) = V_o(\omega)$$

$$\boxed{V_y(\omega) = \frac{V_i(\omega) + V_o(\omega)(1 + 2j\omega CR)}{2 + 2j\omega RC} \quad (2)}$$

Reemplazo 2 en 1

$$V_x(\omega) = \frac{1}{j\omega RC + 1} \left[\frac{V_i(\omega) + V_o(\omega)(1 + 2j\omega CR)}{2 + 2j\omega RC} \right] \quad \rightarrow \quad V_x(\omega) = V_o(\omega)$$

$$V_o(\omega) = \frac{1}{j\omega RC + 1} \left[\frac{V_i + V_o(1 + 2j\omega CR)}{2 + 2j\omega RC} \right]$$

$$(j\omega RC + 1)(2 + 2j\omega RC)V_o(\omega) = V_i + V_o(1 + 2j\omega CR)$$

$$(j\omega RC + 1)(2 + 2j\omega RC)V_o(\omega) - V_o(1 + 2j\omega CR) = V_i(\omega)$$

$$V_o(\omega) [(j\omega RC + 1)(2 + 2j\omega RC) - (1 + 2j\omega CR)] = V_i(\omega)$$

$$V_o(w) = \frac{1}{2(jwRC + 1)^2 - (1 + 2jwCR)} V_i(w) \rightarrow$$

$$\frac{V_o(w)}{V_i(w)} = \frac{1}{2(jwRC + 1)^2 - (1 + 2jwCR)}$$

$$A_v(w) = \frac{1}{2(jwRC + 1)^2 - (1 + 2jwCR)} \rightarrow A_v(w) = \frac{1}{-2w^2 R^2 C^2 + 4jwRC + 2 - 1 - 2jwCR}$$

$$A_v(w) = \frac{1}{-2w^2 R^2 C^2 + 2jwRC + 1}$$

$$\boxed{|A_v(w)| = \frac{1}{\sqrt{(1 - 2w^2 R^2 C^2)^2 + (2wRC)^2}}}$$

$$\lim_{w \rightarrow \infty} |A_v(w)| = \frac{1}{\sqrt{(1 - \infty)^2 + (\infty)^2}} = \frac{1}{\infty} = 0 \quad (\text{Las frecuencias altas no pasan})$$

$$\lim_{w \rightarrow 0} |A_v(w)| = \frac{1}{\sqrt{(1 - 0)^2 + (0)^2}} = \frac{1}{1} = 1 \quad (\text{Las frecuencias bajas pasan})$$

b. Hallar w_c y f_c

$$\frac{1}{\sqrt{2}} = \frac{1}{\sqrt{(1 - 2w_c^2 R^2 C^2)^2 + (2w_c RC)^2}} \rightarrow \left(\sqrt{(1 - 2w_c^2 R^2 C^2)^2 + (2w_c RC)^2} = \sqrt{2} \right)^2$$

$$(1 - 2w_c^2 R^2 C^2)^2 + (2w_c RC)^2 = 2 \rightarrow$$

$$1 - 4w_c^2 R^2 C^2 + 4w_c^4 R^4 C^4 + 4w_c^2 R^2 C^2 = 2$$

$$1 + 4w_c^4 R^4 C^4 = 2 \rightarrow w_c^4 = \frac{1}{4R^4 C^4} \rightarrow \sqrt[4]{w_c^4} = \sqrt[4]{\frac{1}{4R^4 C^4}}$$

$$w_c = \frac{1}{\sqrt[4]{4RC}} \rightarrow \sqrt[4]{4} = \sqrt{2} \rightarrow \boxed{w_c = \frac{1}{\sqrt{2}RC}}$$

$$2\pi f_c = \frac{1}{\sqrt{2}RC} \rightarrow \boxed{f_c = \frac{1}{2\sqrt{2}\pi RC}}$$

Para el diseño de los filtros que permiten obtener una señal “limpia” para su respectivo análisis, es conveniente utilizar una herramienta de diseño de filtros activos que

permitan simular el comportamiento del filtro requerido, simplificando el trabajo de diseño de estos.

Se implementan dos tipos diferentes de filtros con el objetivo de eliminar el ruido de línea y de limitar en banda la señal de entrada:

Filtro Pasa altos: Este filtro de banda plana (Butterworth de segundo orden) tiene como función limitar las señales de entrada de frecuencia mayor a 20Hz.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Entonces sí:

$$R = 7.68K\Omega$$

$$C = 1\mu f$$

$$F_c = 20Hz$$

Filtro Pasa bajos: Este filtro de banda plana (Butterworth de segundo orden) tiene como función limitar las señales de entrada con valores de continua.

Entonces sí:

$$R_F = 2R$$

$$C = 100nF$$

$$R_F = 3.3K\Omega$$

$$R = 6.34K\Omega \text{ (valor comercial)}$$

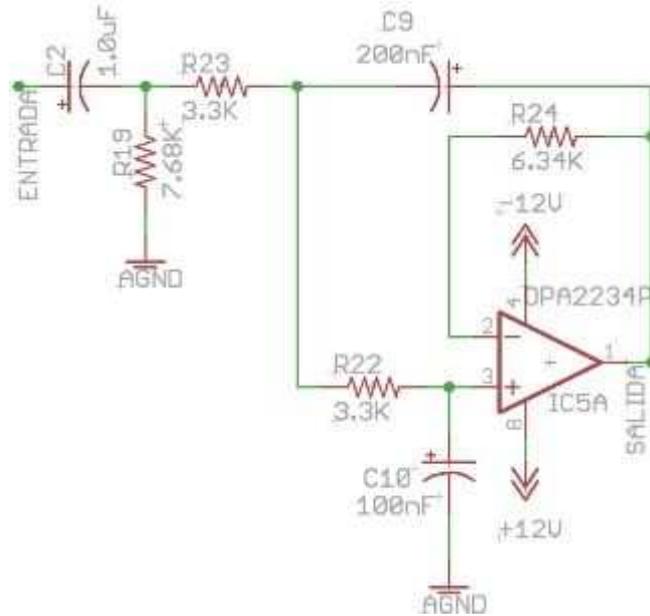


Figura XI.12 Etapa de filtrado pasa banda 20Hz - 500Hz

En esta etapa se utilizó un filtro pasa - altas tipo pasivo (conformado por el condensador C2 y la Resistencia R19) y un filtro pasa - bajas tipo activo con una frecuencia de corte de 500Hz.

3.5 Amplificador de instrumentación

Para el diseño de este tipo de amplificadores, la configuración más popular y útil es la implementada con tres amplificadores operacionales como se muestra en la figura III.12. Los amplificadores AO1 y AO2 están dispuestos a la entrada de voltaje y actúan como seguidores de ganancia unitaria y solo los voltajes diferenciales serán amplificados. Se conecta una resistencia R_g entre las entradas inversoras de estos amplificadores la cual permite aumentar la ganancia determinada sin incrementar la ganancia en modo común ni el error, y el amplificador AO3 determina el voltaje de salida.

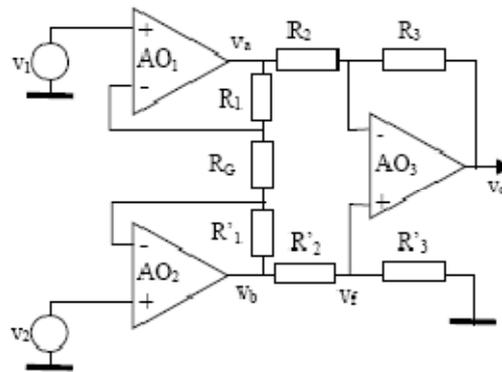


Figura XII.13 Amplificador de instrumentación.

Los amplificadores de instrumentación se pueden encontrar en un solo encapsulado, que contienen la configuración de los tres amplificadores operacionales que se describió. La realimentación se puede manejar por medio de una sola resistencia externa aislada de los terminales de entrada.

Como se deben utilizar dos etapas de amplificación, una ante del filtrado para que la señal proveniente de los electrodos sea más potente para su mejor manejo y medición y la otra después de la etapa de filtrado de pasa altas debido a la atenuación que esta genera en la señal, entonces se puede utilizar un amplificador de instrumentación AD620AN el cual solo requiere de una resistencia externa que fija la ganancia en un valor dentro del rango 1-1000.

Para la etapa de amplificación se utilizaron amplificadores de instrumentación AD620 de Analog Devices que tienen un alto rechazo en modo común ($CMRR > 120\text{dB}$) y una alta impedancia de entrada, con una ganancia programada de 100. Se utilizó amplificación diferencial para eliminar los potenciales comunes a ambos electrodos (por ejemplo ruido ambiental 60Hz).

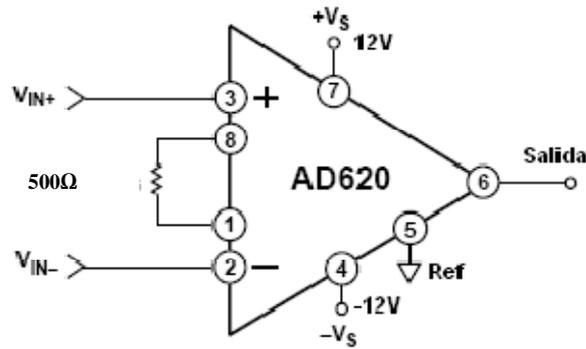


Figura XIII.14 Diagrama esquemático del circuito de amplificación.

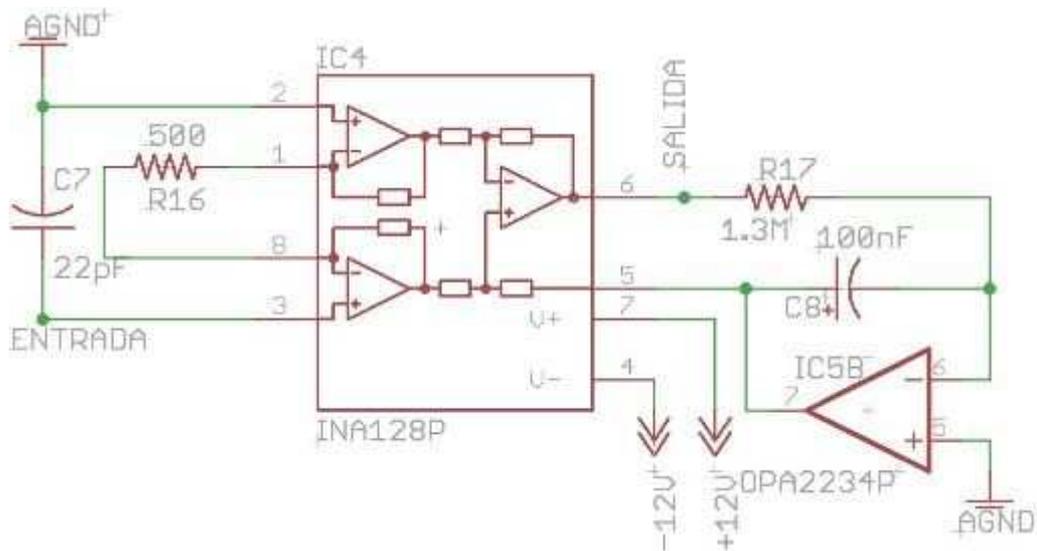


Figura XIV.15 Etapa de amplificación.

Para obtener una señal de mayor amplitud, se realiza nuevamente una etapa de amplificación utilizando un amplificador de instrumentación, con su respectivo circuito DC en el pin 5, para eliminar la señal DC presente en el circuito.

La ganancia obtenida con este amplificador es de 100, para obtener el valor de la resistencia a utilizar se empleo la siguiente fórmula:

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{G - 1} \quad 500\Omega = \frac{49.4K\Omega}{G - 1} \quad G \cong 100$$

3.6 Filtrado Rechaza Banda

El filtro notch se caracteriza por rechazar una frecuencia determinada que este interfiriendo a un circuito, en nuestro caso la frecuencia de 60Hz que es generada por la línea de potencia.

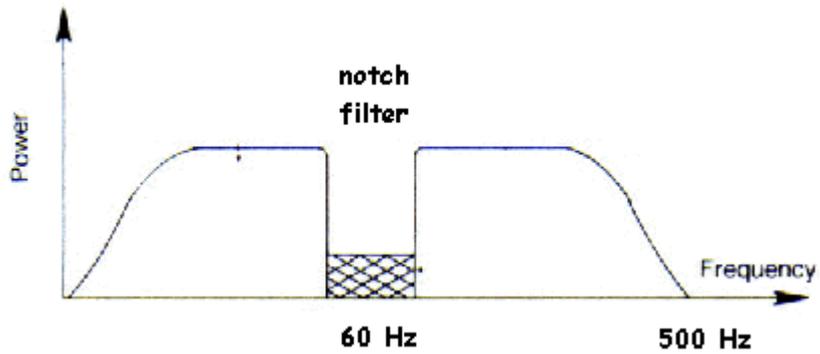


Figura XV.16 Respuesta en frecuencia del filtro Notch.

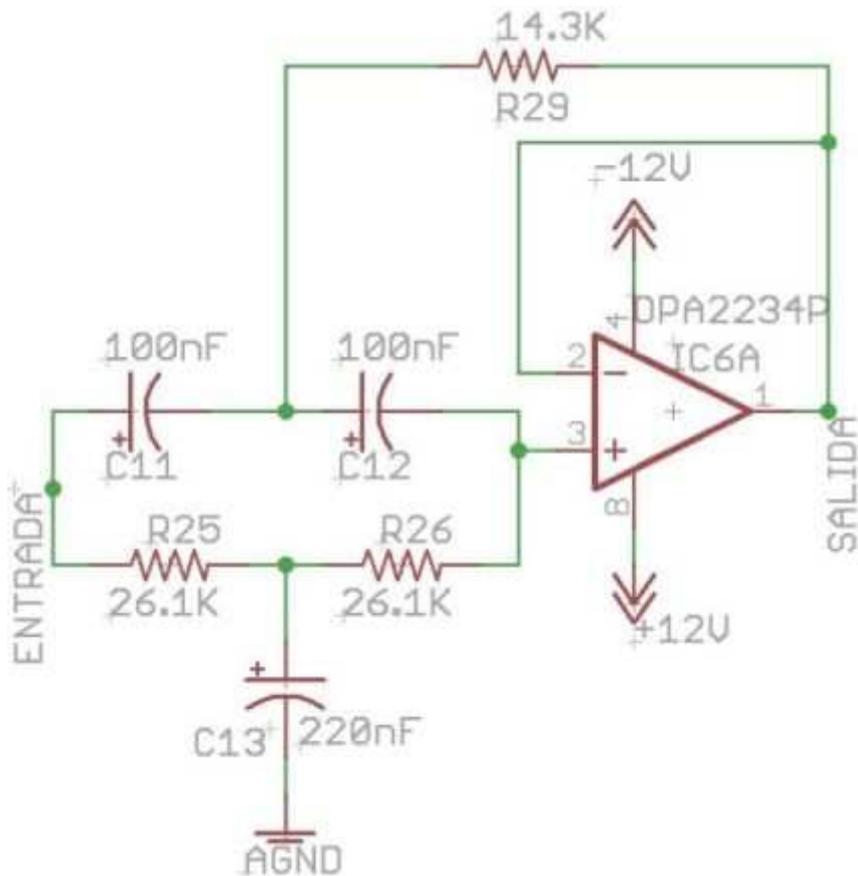


Figura XVI.17 Etapa de filtrado rechaza banda 50Hz - 60Hz.

El circuito se ve expuesto a ruido ambiental que proviene de las lámparas fluorescentes y otros dispositivos que emiten ruido a través de ondas de 60Hz. El filtro notch se encargara de rechazar exclusivamente el ruido de 60 Hz para entregar a la salida una señal completamente pura de distorsiones.

3.7 Convertidor análogo-digital

Para la implementación de este bloque se utilizó un microcontrolador PIC16F877A. En este documento se detalla la configuración y funcionamiento del módulo conversor, que es un conversor análogo digital de 8 bits que trae incorporado el microcontrolador de la figura III.18.

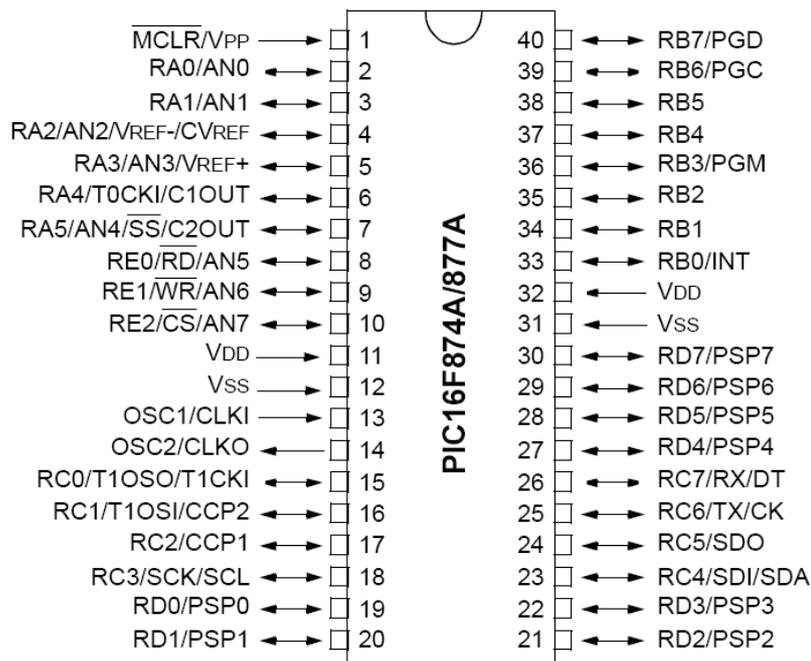


Figura XVII.18 Microcontrolador PIC16F877A

Registros El conversor analógico digital usa cuatro registros para realizar la conversión:

- A/D result high register (ADRESH)
- A/D result low register (ADRESL)
- A/D control register0 (ADCON0)
- A/D control register1 (ADCON1)

ADCON0 (address: 1FH) Controla las operaciones del modulo A/D.

| | | | | | | | |
|-------|-------|-------|-------|-------|---------|-----|-------|
| R/W-0 | R/W-0 | R/W-0 | R/W-0 | R/W-0 | R/W-0 | U-0 | R/W-0 |
| ADCS1 | ADCS0 | CHS2 | CHS1 | CHS0 | GO/DONE | — | ADON |
| bit 7 | | | | | | | bit 0 |

Figura XVIII.19 Registro de control ADCON0

- Bit 6-7: ADCS1:ADCS2: bits de selección del reloj de conversión.
 - 00 = $f_{osc}/2$
 - 01 = $f_{osc}/8$
 - 10 = $f_{osc}/32$
 - 11 = Frc (el reloj deriva del oscilador RC interno del modulo A/D; modo sleep)
- Bit 3-5: CHS2:CHS0: bits de selección del canal analógico.
 - 000 = channel 0 (RA0/AN0)
 - 001 = channel 1 (RA1/AN1)
 - 010 = channel 2 (RA2/AN2)
 - 011 = channel 3 (RA3/AN3)
 - 100 = channel 4 (RA4/AN4)
 - 101 = channel 5 (RE0/AN5)
 - 110 = channel 6 (RE1/AN6)
 - 111 = channel 7 (RE2/AN7)
- Bit 2: GO/DONE: bit de estado de la conversión A/D si ADON(bit 0) = 1
 - 1 = conversión A/D en proceso
 - 0 = la conversión no esta en proceso (este bit se borra automáticamente por el hardware cuando la conversión A/D)
- Bit 0: ADON: bit de encendido
 - 1 = el conversor esta operando
 - 0 = el conversor esta apagado

ADCON1 (address: 9FH) Configura las funciones de los puertos. Los puertos pueden ser configurados como entradas analógicas o como entrada digital.

| | | | | | | | |
|-------|-----|-------|-----|-------|-------|-------|-------|
| U-0 | U-0 | R/W-0 | U-0 | R/W-0 | R/W-0 | R/W-0 | R/W-0 |
| ADFM | — | — | — | PCFG3 | PCFG2 | PCFG1 | PCFG0 |
| bit 7 | | | | | | | bit 0 |

Figura XIX.20 Registro de control ADCON1

- Bit 7: ADFM: bit de selección de formato de resultado A/D

1 = justificación a derecha. Los 6 bits más significativos de ADRESH son leídos como 0

0 = justificación a izquierda. Los 6 bits menos significativos de ADRESL son leídos como 0

- Bit 3-0: PCFG3: PCFG0: bits de control de la configuración de los puertos

| PCFG3: PCFG0 | AN7 ⁽¹⁾ RE2 | AN6 ⁽¹⁾ RE1 | AN5 ⁽¹⁾ RE0 | AN4 RA5 | AN3 RA3 | AN2 RA2 | AN1 RA1 | AN0 RA0 | VREF+ | VREF- | CHAN/ Refs ⁽²⁾ |
|-----------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|------------|------------|------------|------------|------------|-------|-------|------------------------------|
| 0000 | A | A | A | A | A | A | A | A | VDD | VSS | 8/0 |
| 0001 | A | A | A | A | VREF+ | A | A | A | RA3 | VSS | 7/1 |
| 0010 | D | D | D | A | A | A | A | A | VDD | VSS | 5/0 |
| 0011 | D | D | D | A | VREF+ | A | A | A | RA3 | VSS | 4/1 |
| 0100 | D | D | D | D | A | D | A | A | VDD | VSS | 3/0 |
| 0101 | D | D | D | D | VREF+ | D | A | A | RA3 | VSS | 2/1 |
| 011x | D | D | D | D | D | D | D | D | VDD | VSS | 0/0 |
| 1000 | A | A | A | A | VREF+ | VREF- | A | A | RA3 | RA2 | 6/2 |
| 1001 | D | D | A | A | A | A | A | A | VDD | VSS | 6/0 |
| 1010 | D | D | A | A | VREF+ | A | A | A | RA3 | VSS | 5/1 |
| 1011 | D | D | A | A | VREF+ | VREF- | A | A | RA3 | RA2 | 4/2 |
| 1100 | D | D | D | A | VREF+ | VREF- | A | A | RA3 | RA2 | 3/2 |
| 1101 | D | D | D | D | VREF+ | VREF- | A | A | RA3 | RA2 | 2/2 |
| 1110 | D | D | D | D | D | D | D | A | VDD | VSS | 1/0 |
| 1111 | D | D | D | D | VREF+ | VREF- | D | A | RA3 | RA2 | 1/2 |

A = Analog input D = Digital I/O

Tabla III.I Configuración de los puertos de entrada Analógicos del PIC16F877A

ADRESH/ADRESL Estos registros contienen los 10 bits del resultado de la conversión A/D. El convertor A/D tiene flexibilidad para ajustar a la derecha o a la izquierda los 10 bits que son el resultado de la conversión en los 16 bits de los registros de resultado. El bit de selección de formato (ADFM; bit 7 del registro ADCON1) controla esta justificación. Con el bit de selección de formato a 1 la justificación será a la derecha, y puesto a 0 la justificación será a la izquierda. Los bits sobrantes se guardan con ceros. Cuando la conversión A/D esta desactivada estos registros son usados como dos registros de 8 bits de uso general. Cuando la conversión se completa los resultados se

cargan en este par de registros. El bit GO/DONE se pone a cero y la bandera (flag) del bit de interrupción se prepara poniéndose a 1.

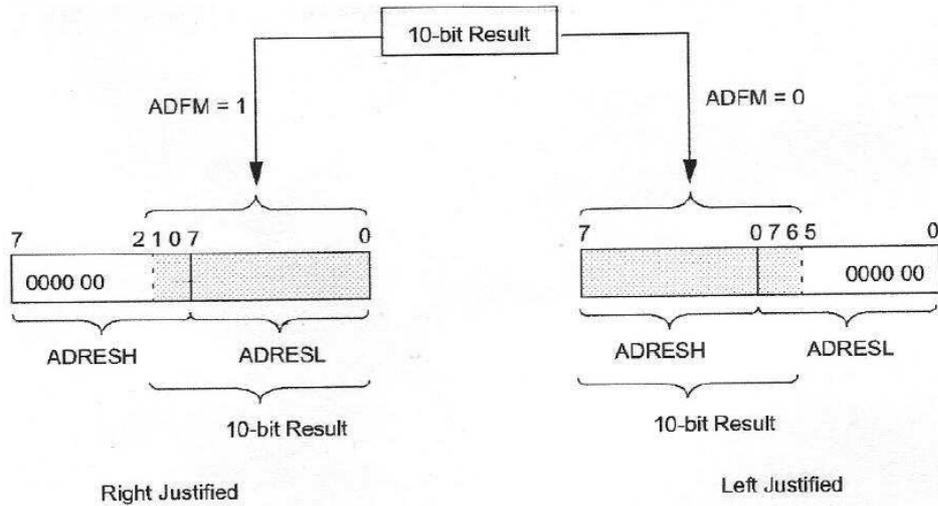


Figura XX.21 Justificación del registro ADRES(H/L)

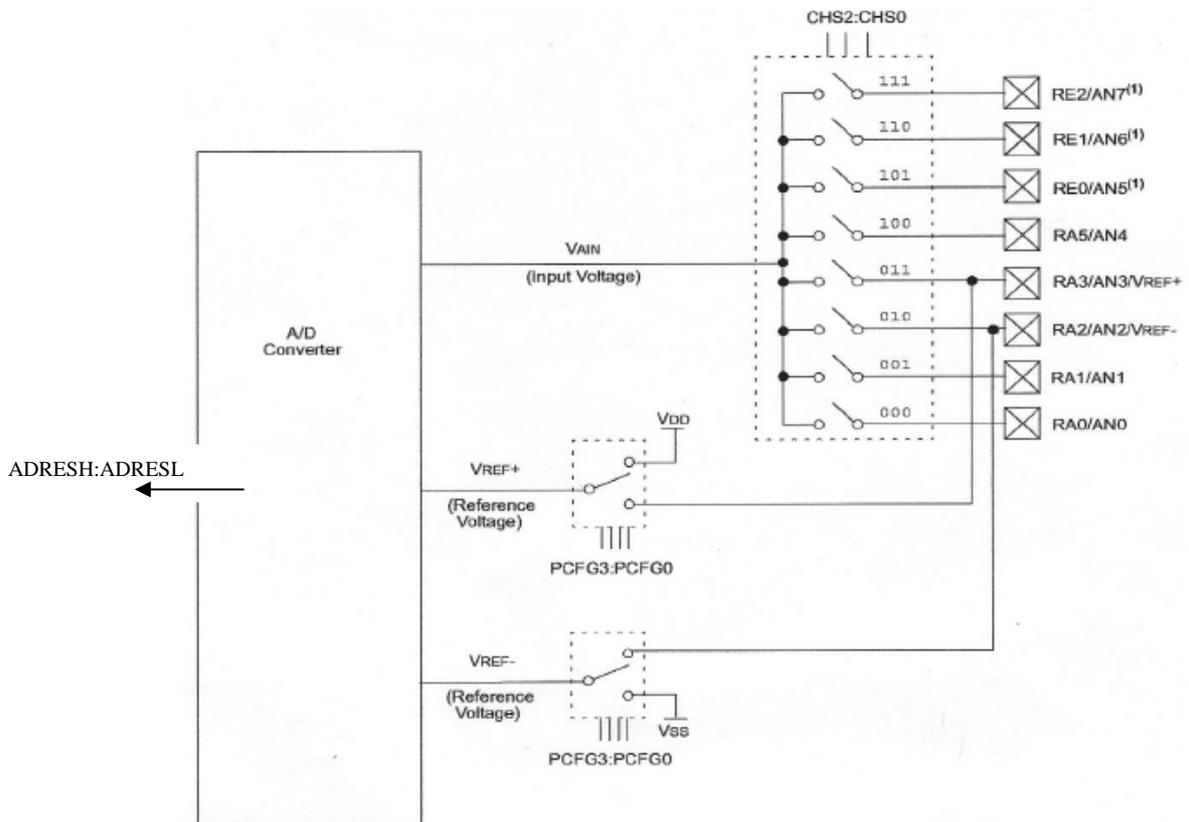


Figura XXI.22 Diagrama de bloques del ADC

Características Eléctricas del convertidor.- Las siguientes son algunas de las especificaciones más importantes

| Característica | mínimo | típico | máximo |
|--|---------------|--------|-----------------|
| $V_{REF+}-V_{REF-}$ | 2v | - | $V_{DD}+0.3v$ |
| V_{REF+} | $V_{DD}-2.5v$ | - | $V_{DD}+0.3v$ |
| V_{REF-} | $V_{SS}-0.3v$ | - | $V_{REF+}-2v$ |
| Voltaje analógico V_{AIN} | $V_{SS}-0.3v$ | - | $V_{REF+}+0.3v$ |
| Impedancia de la fuente de señal externa Z_{AIN} | - | - | 10 K Ω |
| Corriente promedio consumida por el convertidor I_{AD} | Estándar | - | 220 μ A |
| | Extendido | - | 90 μ A |

Tabla III.II Características eléctricas de los voltajes de entrada analógicas del PIC16F877A

3.8 Etapa de Transmisión

En esta etapa se utilizaron módulos de transmisión/recepción ASK de Tecnología Linx

| Parameter Designation | Min | Typical | Max | Units |
|------------------------------|------|---------|--------|----------|
| POWER SUPPLY | | | | |
| Operating Voltage | 2.7 | 3.0 | 3.6 | VDC |
| With Dropping Resistor | 4.3 | 5.0 | 5.2 | VDC |
| Supply Current | 4.0 | 5.2 | 7.0 | mA |
| Power-Down Current | 20.0 | 28.0 | 35.0 | μ A |
| RECEIVER/TRANSMITTER SECTION | | | | |
| Frequency Range | - | 418 | - | MHz |
| • RXM/TXM-418-LR | - | - | - | - |
| Data Rate | 100 | - | 10,000 | bps |
| Data Output: | | | | |
| • Logic high | - | 3.0 | - | VDC |
| • Logic low | - | 0.0 | - | VDC |
| ANTENNA PORT | | | | |
| RF Impedance | - | 50 | - | Ω |

Tabla III.III Características de operación de los módulos LINX serie 418-LR

Modulo de Recepción

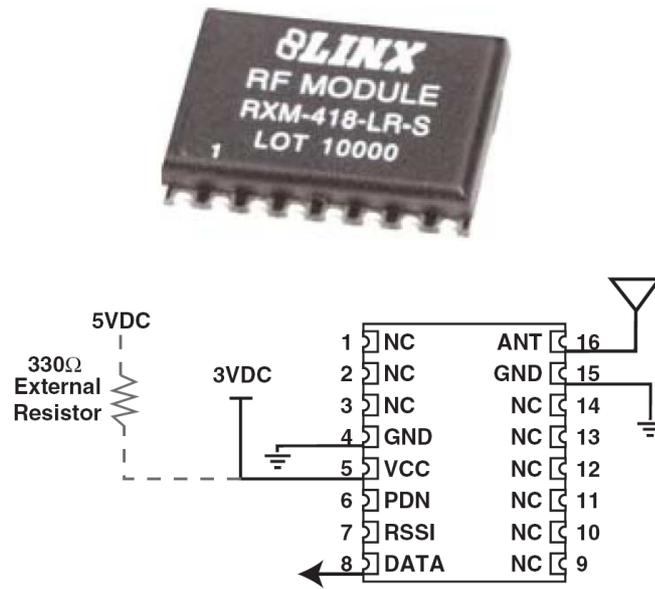


Figura XXII.23 Circuito de aplicación básico del LINX RXM-418

Modulo de Transmisión

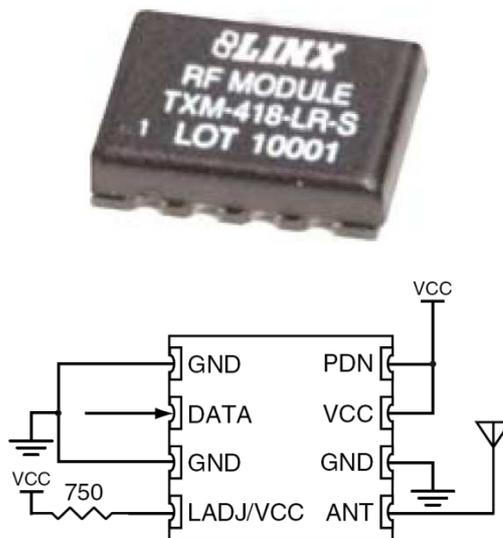


Figura XXIII.24 Circuito de aplicación básico del LINX RXM-418

3.9 Interfaz RS-232

Para ingresar los datos al computador se utilizo el puerto DB-9 COM1 el cual maneja los voltajes mostrados en la siguiente tabla:

| Nivel lógico | RS-232 | TTL |
|--------------|--------------|---------------|
| Hi | +3 a +25 VDC | +3 a +7 VDC |
| Low | -3 a -25 VDC | -3 a +2,5 VDC |

Tabla IV.IV Características eléctricas de los voltajes interfaz RS-232 vs TTL

El puerto serie de un computador trabaja en modo asíncrono. El puerto serie recibe y envía información fuera del computador mediante un determinado software de comunicación. La información se envía al puerto de carácter a carácter. Cuando se ha recibido un carácter, el puerto serie envía una señal por medio de una interrupción indicando que el carácter está listo. Cuando el ordenador ve la señal, los servicios del puerto serie leen el carácter

| Pin# | DB9 | RS-232 Signal Names |
|------|---------------------------|---------------------|
| #1 | Carrier Detector (DCD) | CD |
| #2 | Receive Data (Rx) | RD |
| #3 | Transmit Data (Tx) | TD |
| #4 | Data Terminal Ready | DTR |
| #5 | Signal Ground/Common (SG) | GND |
| #6 | Data Set Ready | DSR |
| #7 | Request to Send | RTS |
| #8 | Clear to Send | CTS |
| #9 | Ring Indicator | RI |

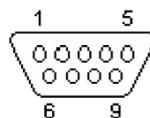


Tabla V.V Distribución de los pines del puerto DB-9

Para ingresar los datos al computador se utilizo el circuito integrado MAX-232 que es un controlador dual el cual permite la comunicación entre el puerto serial DB-9 que soporta el estándar RS-232, con cualquier dispositivo con tecnología CMOS o TTL.

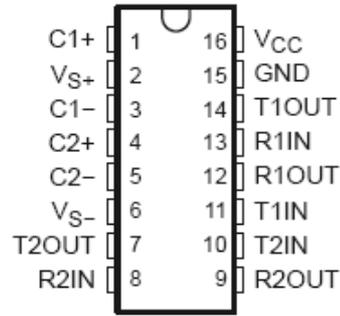


Figura XXIV.25 Distribución de los pines del CI MAX-232CP

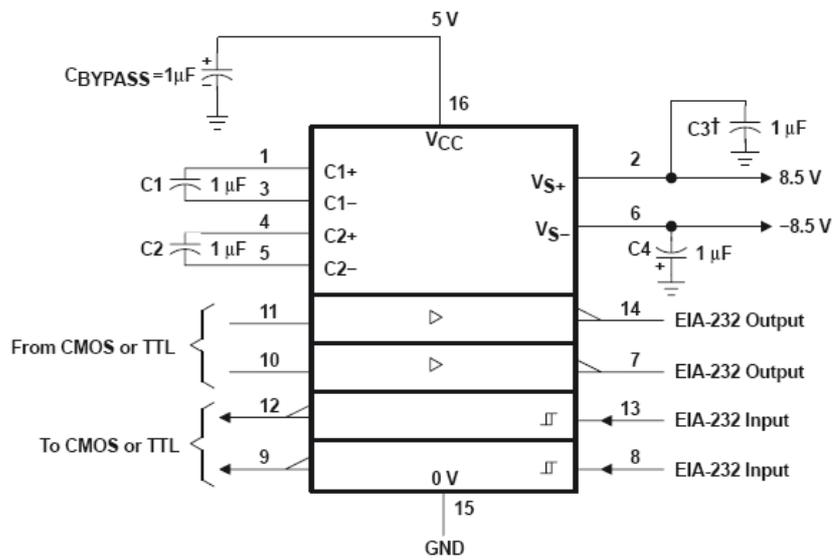


Figura XXV.26 Circuito de aplicación básico del MAX 232

CAPÍTULO IV

4 IMPLEMENTACIÓN HARDWARE DEL SISTEMA Y DE MONITOREO DE LA SEÑAL EMG

En este capítulo se muestra el diagrama esquemático del sistema de adquisición de señales tanto de la etapa de transmisión como la de recepción, se detalla la PCB de los módulos de transmisión y recepción, también se detalla el programa de monitoreo de la señal Biomédica EMG el cual está realizado en LABview 8

4.1 Diagrama Esquemático

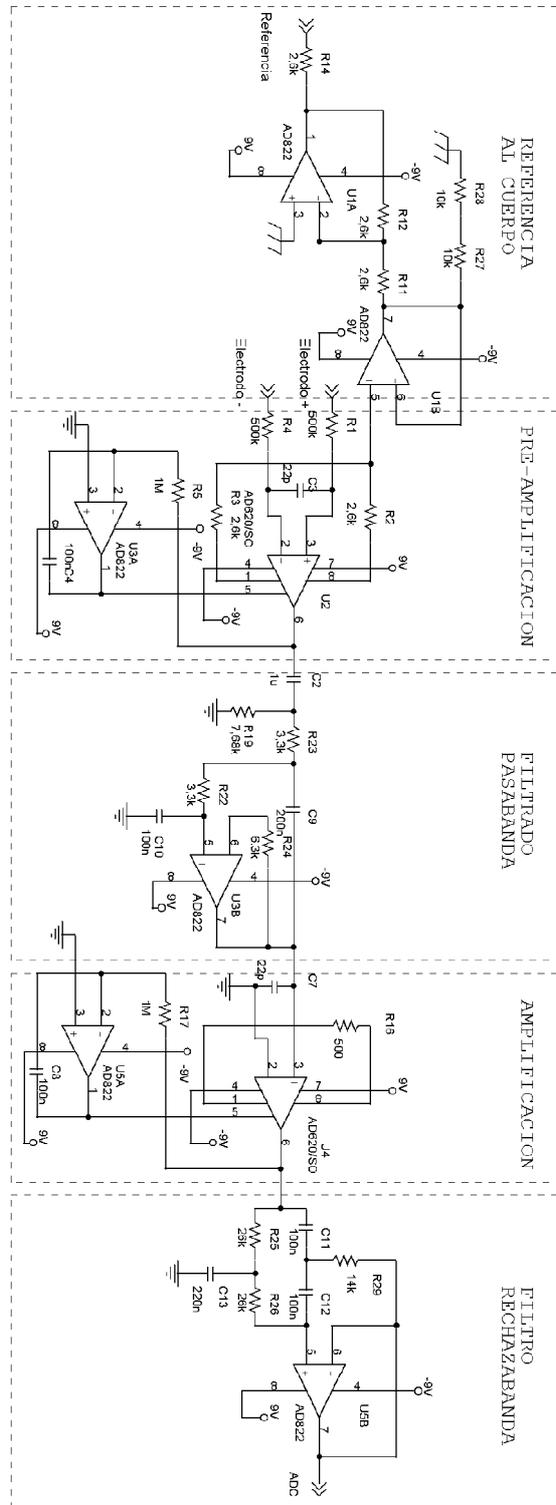


Figura XXVI.27 Etapa de amplificación y filtrado

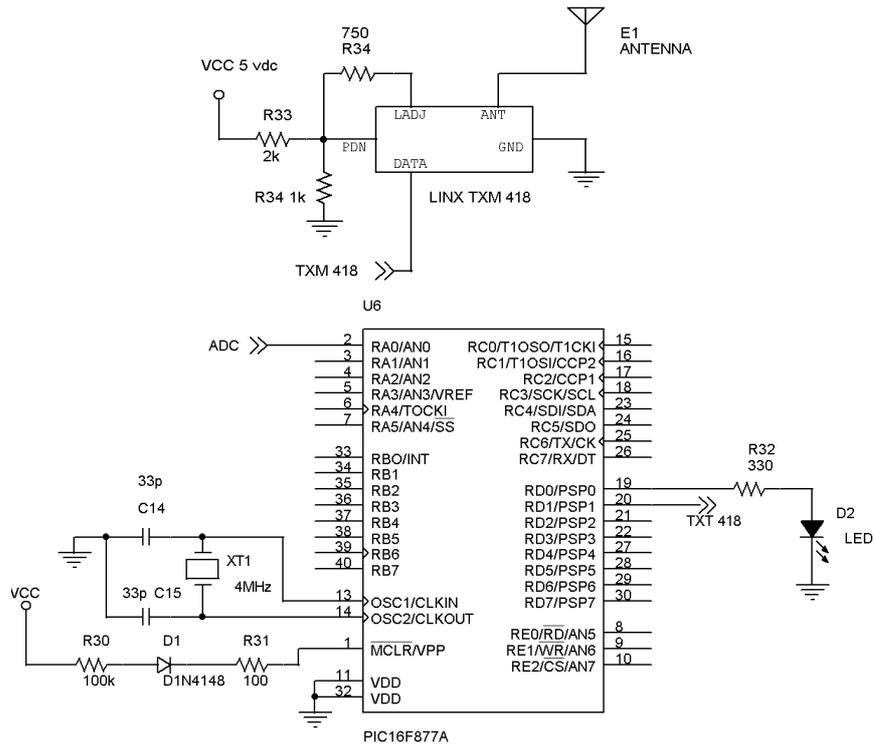


Figura XXVII.28 Etapa de digitalización y transmisión.

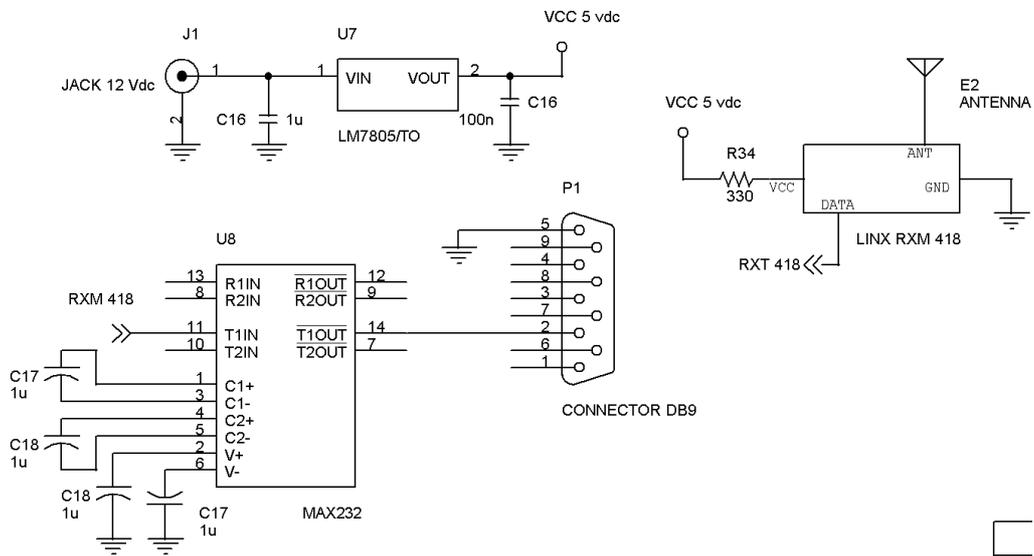


Figura XXVIII.29 Etapa de Recepción

4.1.1 Plaquetas Electrónicas

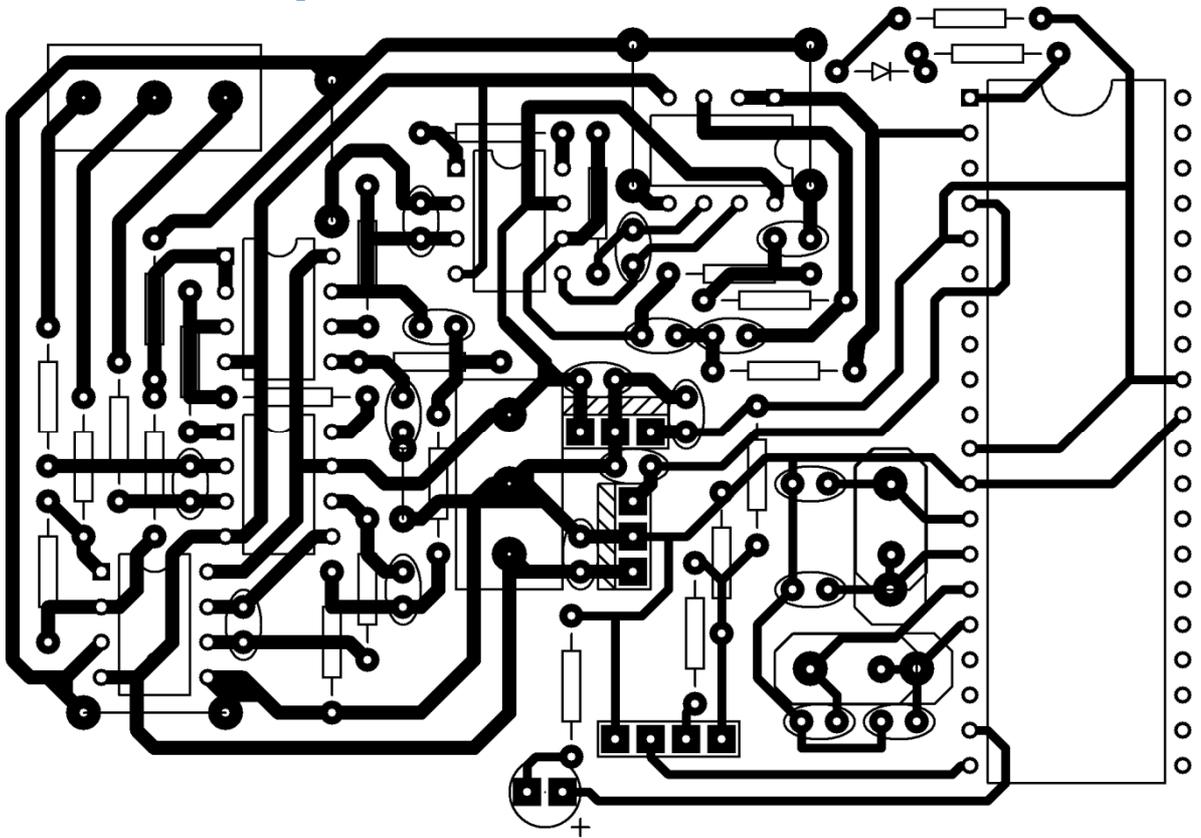


Figura XXIX.30 PBC Layout del transmisor con sus respectivos componentes

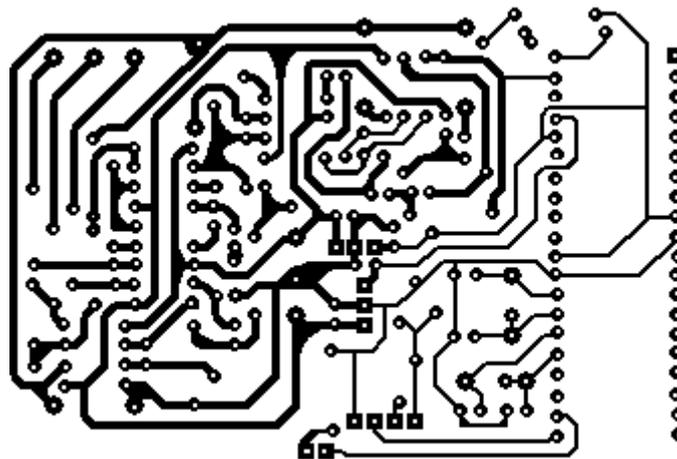


Figura XXX.31 PBC Layout del transmisor en tamaño real

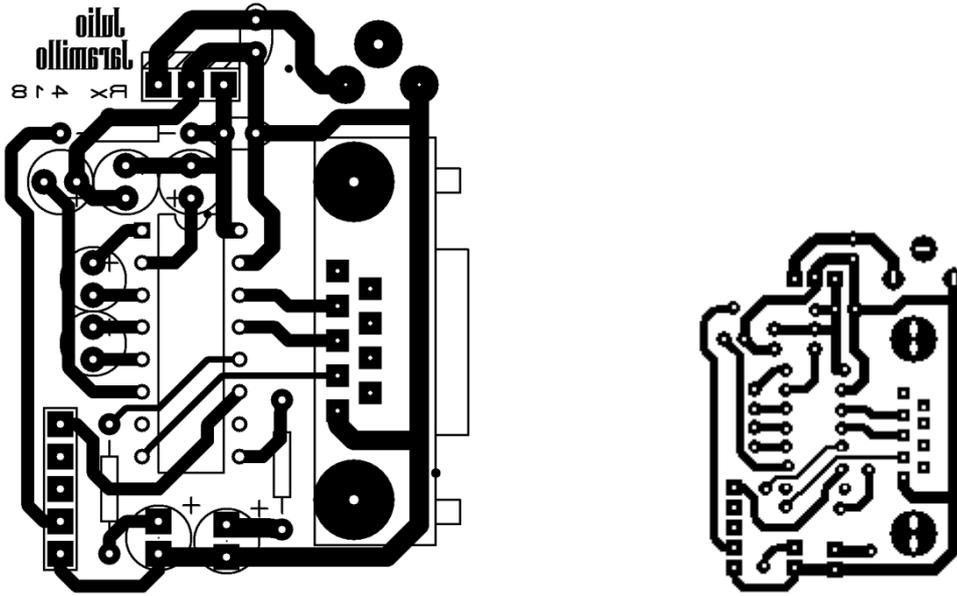


Figura XXXI.32 PBC Layout del receptor con sus respectivos componentes

4.2 Implementación Software.

4.2.1 Front-end del Sistema de monitoreo de la señal EMG

Tablero de control de flujo de datos



Figura XXXII.33 Tablero de control de flujo de datos

Está configurado para leer los datos desde el puerto serial COM1, también se muestran los parámetros de transmisión.

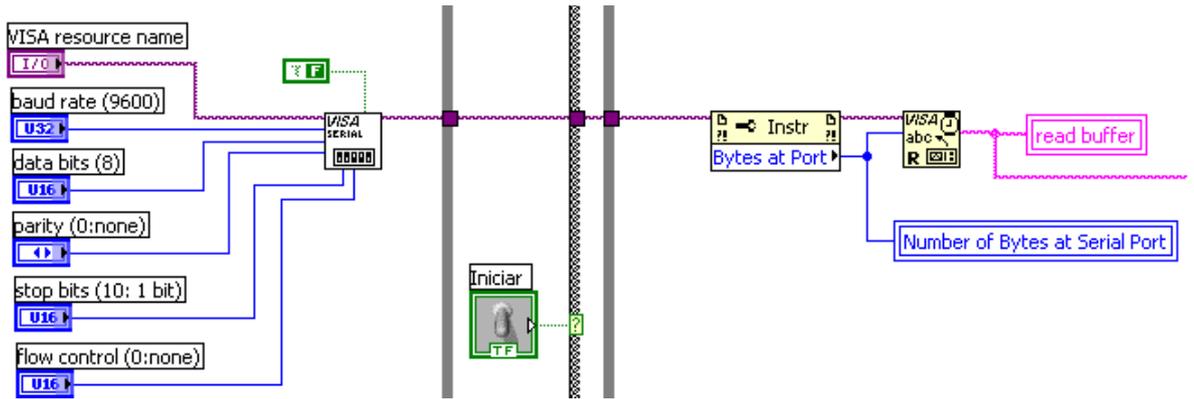


Figura XXXIII.34 Funciones para configurar el puerto serial DB9 en LabView

En este bloque también se muestra los bytes almacenados en la variable *read buffer*

leídos desde el buffer del puerto COM1



Figura XXXIV.35 Front-end del usuario despliega graficas de frecuencia y amplitud

En esta ventana se indica la señal tomada del puerto, la señal rectificada y su espectro

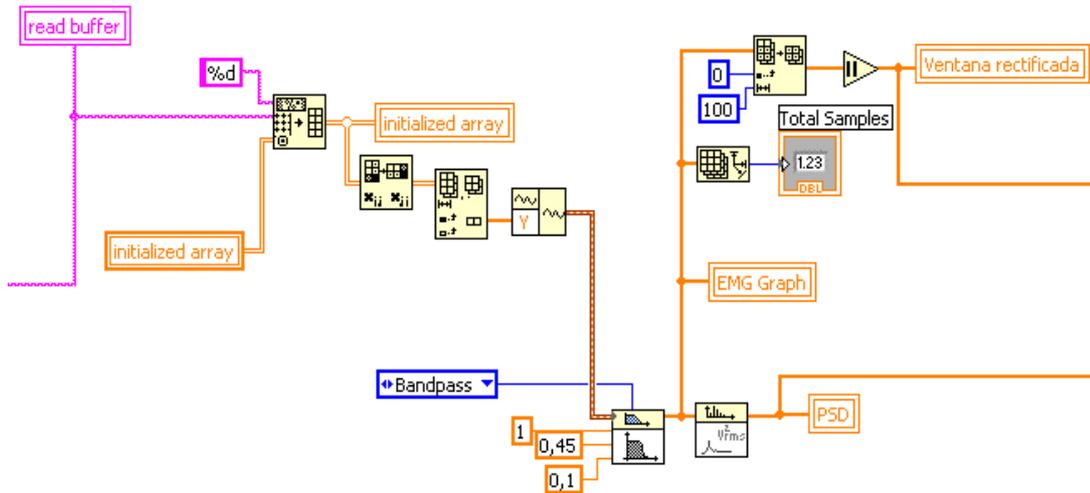


Figura XXXV.36 Funciones utilizadas en LabView para obtener las graficas de frecuencia y amplitud

La señal es transformada en una matriz de tipo flotante y eliminada las filas que no corresponden a la señal y posteriormente es filtrada.



Figura XXXVI.37 Grafica la linealidad de los valores obtenidos en el análisis de amplitud y frecuencia

En esta ventana se muestra los valores RMS correspondientes a la ventana de la señal rectificada, se despliegan 10 valores, su respectivo nivel de incremento en porcentaje

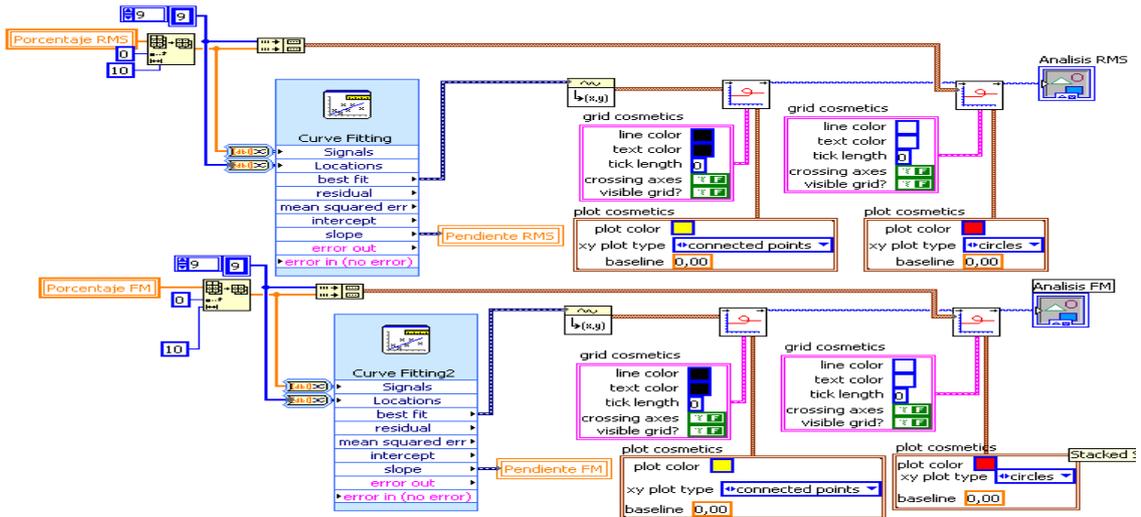


Figura XXXVII.38 Funciones en LabView correspondientes a la linealidad de los valores obtenidos en el análisis de la señal



Figura XXXVIII.39 Ventana donde se muestran los resultados del análisis de la señal EMG

Finalmente se muestran los valores medios tanto de frecuencia como de los RMS tomados anteriormente y se calcula el porcentaje de deterioro del músculo para tal efecto se realizan dos pruebas

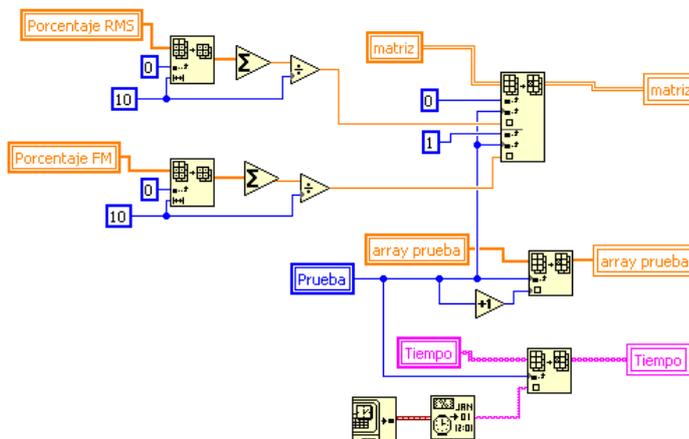


Figura XXXIX.40 Funciones en LabView para desplegar los resultados del análisis de la señal EMG

CAPÍTULO V

5 MÉTODOS Y RESULTADOS EXPERIMENTALES.

En el presente capítulo se detalla el método que se procedió para la evaluación del deterioro muscular, también se muestran las gráficas correspondientes a la señal EMG monitoreada perteneciente a dos individuos de la ciudad de Riobamba.

5.1 Método Experimental

- Poblaciones en estudio
 - 2 personas sanas
- Característica
 - Nativos de la ciudad de Riobamba
 - Adultos edad 45 ± 15 años
 - Medidas antropométricas similares a la población en Riobamba de acuerdo a la edad y sexo; peso 63.0 ± 17.3 Kg, estatura 164.0 ± 12.0 cm
- Se desea, forzar la fatiga muscular respiratoria del individuo mediante un esfuerzo mantenido para analizar la actividad del músculo ECM en una prueba de resistencia
- Durante el ejercicio respiratorio, el sujeto con la nariz tapada respira por la boca a través de una boquilla cónica en forma de embudo, mientras que la espiración lo realiza libremente.

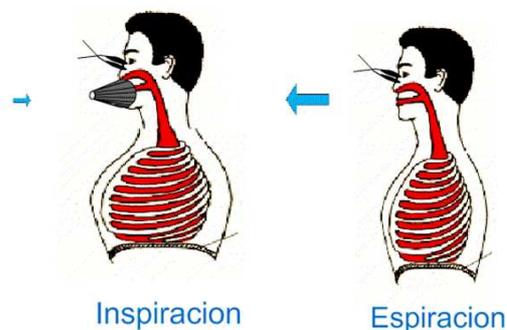


Figura XL.41 Ejercicio respiratorio para forzar a la fatiga muscular

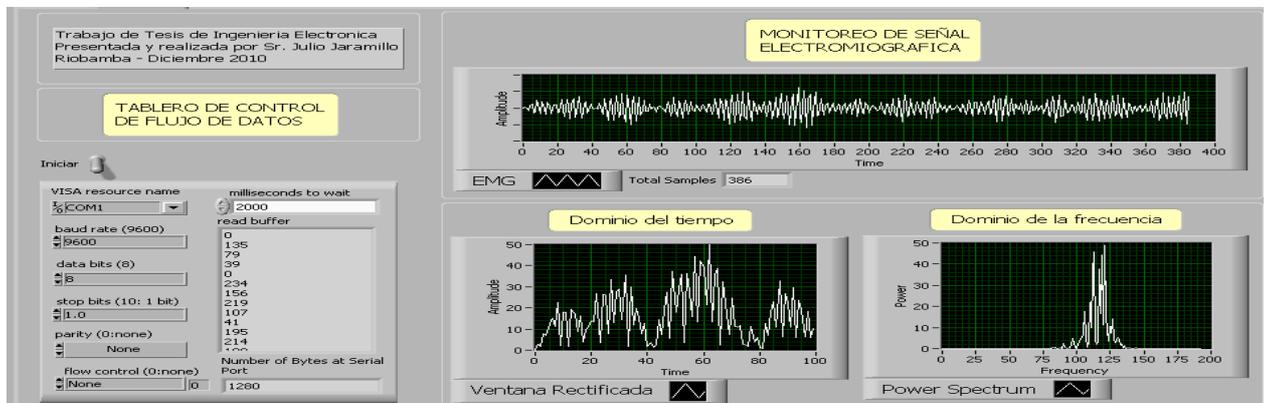
5.2 Protocolo y diseño experimental

A los sujetos se les aplicaron las siguientes maniobras:

- Permanecer parado durante la prueba.
- Colocar dos electrodos (Electrodos de superficie reusables, Ag-AgCl, Ø 9mm).
En la parte inferior izquierda del cuello localizando el músculo ECM con una distancia entre sí de 1,5 cm en dirección de las fibras musculares. Colocar un tercer electrodo de referencia en el hombro del mismo lado del cuerpo (Izquierdo).
- Realizar el ejercicio respiratorio propuesto anteriormente durante un periodo de 20 minutos con el fin de estimular el músculo esternocleidomastoideo mediante la fatiga de los demás músculos respiratorios
- Repetir el ejercicio respiratorio pero esta vez sin ningún tipo de carga o resistencia muscular para evaluar la fatiga muscular

5.3 Resultados experimentales

Primera persona



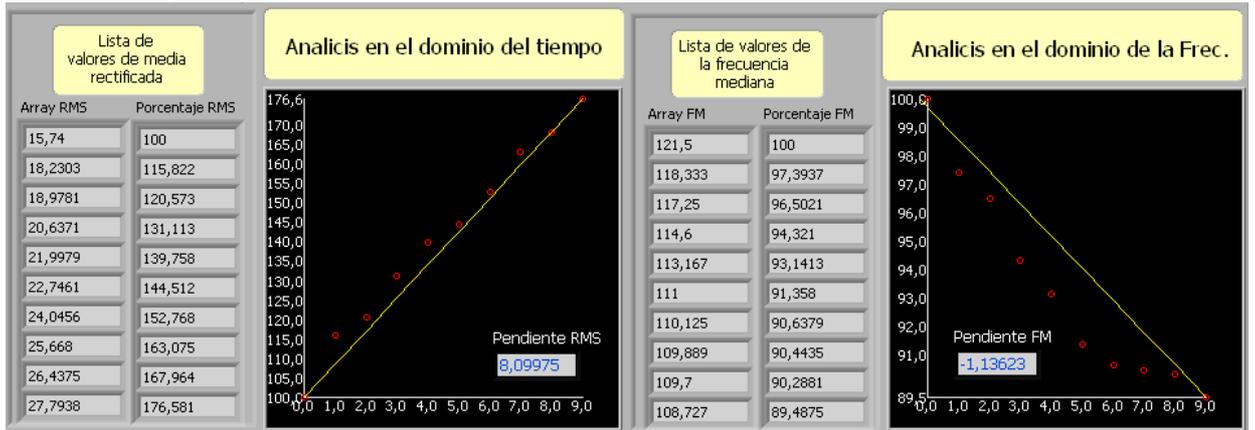


Figura XLI.42 Grafica correspondiente a la prueba uno aplicada al primer sujeto

La primera prueba se realiza forzando a la fatiga muscular lo que es indicado claramente en el grafico correspondiente a la frecuencia en el que se indica como el valor ha caído del 100% al 89% dando en como resultado un deterioro muscular en promedio de 6%, también se observa la linealidad que existe tanto en amplitud como en frecuencia cuando el músculo es sometido a la fatiga.

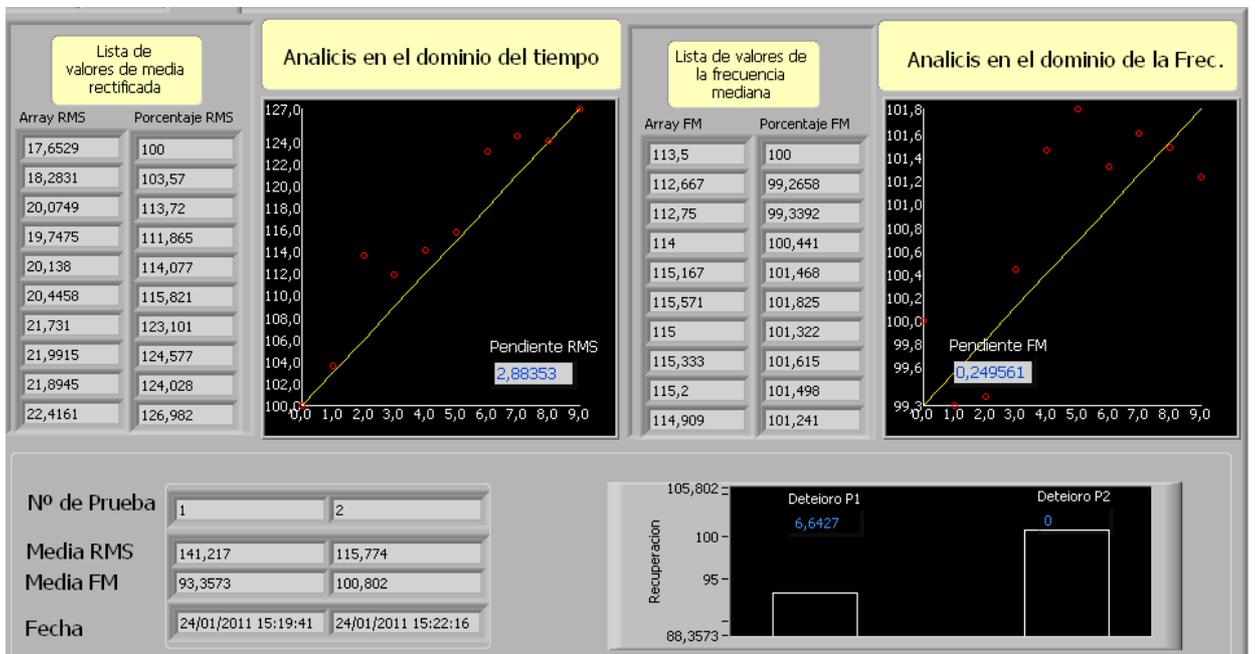


Figura XLII.43 Grafica correspondiente al deterioro muscular aplicada al sujeto uno

Luego de realizar las dos pruebas se observa en la grafica correspondiente a la recuperación como el músculo se estabiliza retornando a sus parámetros normales en frecuencia en este caso de aproximadamente 115hz. Se toman en consideración solo los datos correspondientes a la frecuencia puesto que los de amplitud cambian por varios factores ajenos a la fatiga muscular como ya se explico anteriormente.

Segunda persona sana de 56 años de edad se sexo masculino

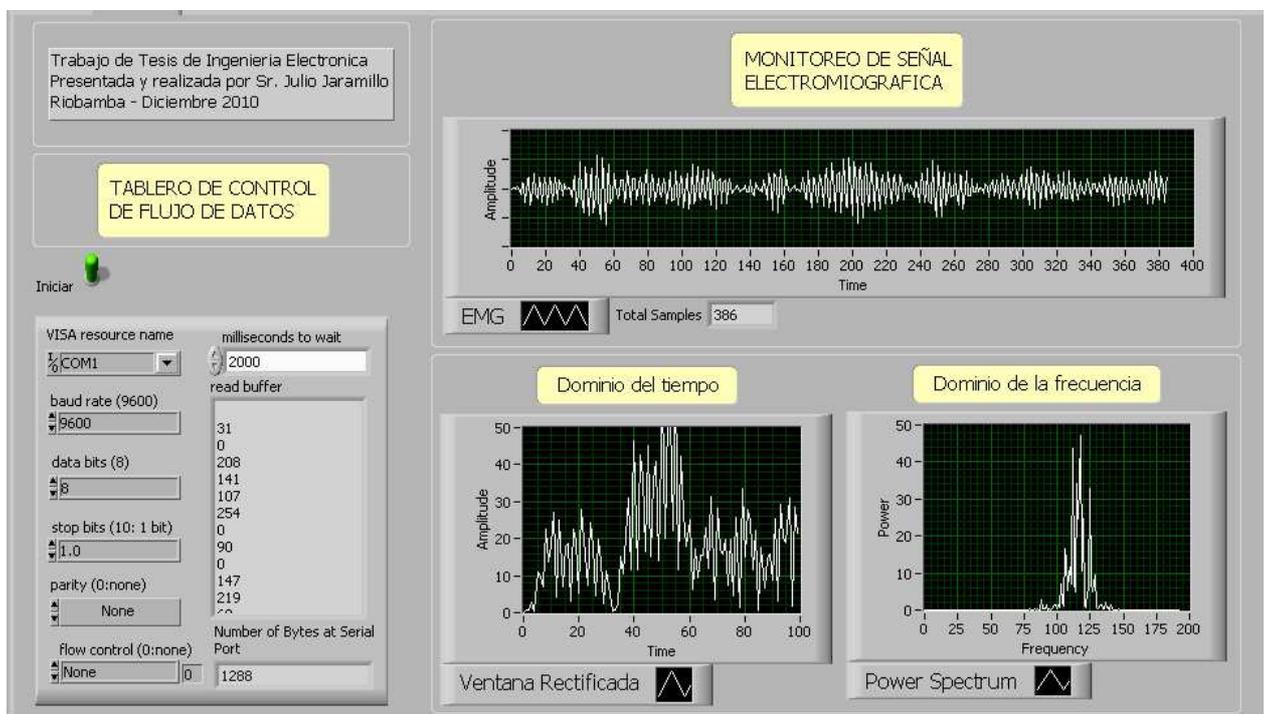


Figura XLIII.44 Frant-end donde se indica la señal EMG de entrada tomada del sujeto dos

Al igual que la primera persona estudiada se observa un deterioro muscular en la primera prueba que se realiza forzando a la fatiga muscular, en este caso de apenas el 2% de deterioro. Posteriormente en la segunda prueba ya sin ningún tipo de resistencia respiratoria se observa una recuperación absoluta del músculo respiratorio.

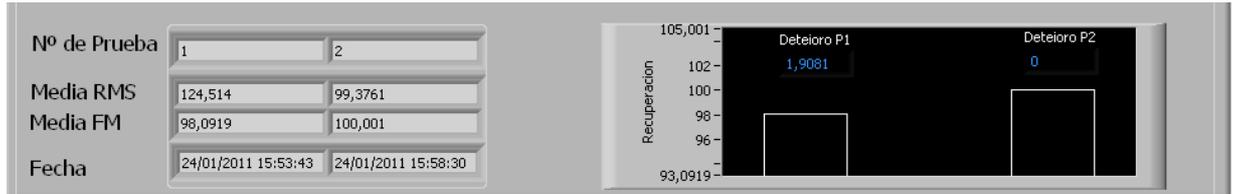


Figura V.45 Grafica correspondiente al deterioro muscular aplicado al sujeto dos

CONCLUSIONES

En la parte analógica se ha obtenido una señal biomédica con características óptimas para su procesamiento, esto gracias a las altas prestaciones del CI Amplificador de Instrumentación AD620 con el que se obtuvo una ganancia de aproximadamente 100 veces.

La implementación del sistema con filtros activos para conseguir una señal limpia en la que la frecuencia de corte cae con una gran pendiente, para limpiar lo mayor posible el ruido presente el filtro butterworth se acondiciono eficazmente para obtener este resultado.

En la parte del software mediante el uso de LabView 8, que ofrece una gran variedad de funciones de procesamiento de todo tipo de señal, por lo que se ha podido desplegar las gráficas de la señal EMG (Electromiográfica), y deducir el comportamiento del músculo ECM (Esternocleidomastoideo).

Debido a la adaptabilidad entre el microcontrolador PIC16f877A y el módulo de transmisión Linx se ha logrado implementar un sistema de transmisión fiable y de bajo consumo.

Debido a que el sistema es inalámbrico se ha implementado un sistema de transmisión de señales EMG transportable, portátil de bajo costo.

RECOMENDACIONES

Se recomienda que el usuario tenga un reposo muscular respiratorio relativo (actividad cardiovascular) previo a la prueba.

Para tener una buena lectura de la señal se recomienda utilizar electrodos nuevos y cambiarlos cada vez que se realice una nueva lectura ya que estos poseen un gel conductor para adherirse fijamente a la piel, y este se desprende con cada uso.

Durante los ejercicios respiratorios se recomienda no retener aire en los pulmones para que todo el cuerpo reciba oxígeno y evitar posibles desmayos.

Respecto a los electrodos se recomienda colocar en el centro del músculo en dirección de las fibras musculares con una separación no mayor a los 30mm para evitar el ruido muscular debido a los tendones y terminales nerviosas.

Diseñar e implementar un sistema de transmisión de señales biomédicas resulta una tarea muy compleja puesto que es un sistema muy susceptible al ruido. Los filtros analógicos que se han implementado son esenciales para eliminar el ruido y obtener una señal confiable.

BIBLIOGRAFÍA

Biomedicina

- Anderson P.A; Hobart D.J, and Danoff J.V. Electromyographical Kinesiology, Los Angeles, John Wiley and Son, 1991. pp. 5-47.
- Estrada Horacio Giraldo. EPOC Diagnostico y Tratamiento Integral, Bogotá-Colombia, Panamericana, 2008. pp. 200-250.
- Russek Libni Dalia. Evaluación de la fatiga muscular del miembro inferior a través de la señal de electromiografía durante la carrera, Zaragoza. Universidad Iberoamericana, 1997. pp. 60-100.
- Equipos Biomédicos
<http://www.dalcame.com/emg.htm>
2010 -07-13

Programación

- Compilador de PicBasic Pro
<http://www.microchip.com>
2010-06-13
- Labview Manual 1993
<http://www.natinst.com>
2010-05-07

Dispositivos Electrónicos

- Características dispositivos Linx, .
<http://www.linxtechnologies.com>

2010-06-25

- Conectores RS-232

<http://www.bb-elec.com>

2010-06-29

- Microcontrolador PIC16F877A

<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf>

2010-07-01

SUMMARY

This thesis consisted of designing and implementing a telemetry system of biomedical signals of respiratory muscular origin. The system was developed as a tool in the medicine field to diagnose diseases related to the EPOC (Chronic Obstructive Lung Disease). The Hypothetical-Deductive method with non-invasive techniques, radio-frequency transmission and structured programming, was used. A computer Pentium 4, 30W soldering iron, digital Millimeter and a 12v 5A Feeding Source were used. The biomedical signals from the muscle ECM (Sternumkleidomastoideum) through two surface electrodes of silver chloride and another placed on the left shoulder as a reference to ground; the signal is pre-enlarged so that it could be processed by two analogical filters; a pass band of 10 Hz to 500 Hz and another rejection band of 50 to 60 Hz to lessen noise; later the signal is enlarged and digitalized. The signal is transmitted in a wireless way toward the computer through modules Linx to 9600bps with ASK (Amplitude Shift Keying) modulation in the 418MHz band. The signal is taken by the computer where the muscle decay is graphed and calculated through frequency parameters. These parameters are displayed with a graphic interface carried out in LabView 8. The tests were satisfactory as their results are similar to the investigations. With the implementation of this system a useful tool was obtained in medicine as the results in the tests reflect the observed muscle behavior.