

92
2030



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN
ESTETOSCOPIO Y BAUMANOMETRO
DIGITAL**

TESIS PROFESIONAL

**QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA**

P R E S E N T A :

ANGEL ALFONSO MARTINEZ ARROYO



ASESOR: ING. ABEL CLEMENTE REYES

**MEXICO D. F.
1992**

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

PROLOGO

Este trabajo, que se presenta como tesis profesional, no es el producto de experiencias personales, ni pretende ser una obra con didáctica y literatura original de la producción de un sistema digital, sino, más bien, es una recopilación de procedimientos y técnicas recomendadas por autoridades y organizaciones especializadas en este tipo de proyectos.

Agradezco de una manera muy especial a las siguientes personas, que directa e indirectamente hicieron posible la realización de esta tesis profesional.

Al Ing. Abel Clemente Reyes, Catedrático de la Facultad de Ingeniería, por sus desinteresados consejos y la acertada dirección técnica proporcionada.

Al Ing. Armando Ortiz Prado, Secretario General de la Facultad de Ingeniería por su ayuda y facilidades que me brindo para adquirir los componentes electrónicos, para la elaboración de este proyecto.

Al Lic. Salvador Durón, Gerente de Ventas de la empresa Motorola que facilito los componentes para el diseño electrónico de este proyecto.

A todos los amigos y compañeros que en alguna forma cooperaron conmigo, proporcionándome datos y material que e incluido en esta tesis.

OBJETIVO:

Diseñar e implementar un sistema digital portátil acorde a las normas comerciales; que permita monitorear la presión arterial y el ritmo cardiaco de un ser humano; desplegando la información mediante un sistema de fácil interpretación para el usuario del mismo. Dicho sistema deberá presentar características semejantes a las de un estetoscopio y a las de un baumanómetro médico convencional.

- 1.- INTRODUCCION.
- 2.- LA PRESION ARTERIAL Y EL RITMO CARDIACO EN EL CUERPO HUMANO.
- 3.- PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO DEL ESTETOSCOPIO Y DEL BAUMANOMETRO.
- 4.- NORMAS ELECTRICAS Y ELECTRONICAS EMPLEADAS EN SISTEMAS DIGITALES DEL AREA BIOMEDICA.
- 5.- TRANSDUCTORES DE PRESION, TEMPERATURA Y SONIDO, PARA EQUIPO MEDICO DIGITAL.
- 6.- SISTEMAS DE ADQUISICION DE DATOS UTILES EN EL AREA BIOMEDICA.
- 7.- MEDIOS DE DESPLIEGUE UTILIZADOS PARA EQUIPO BIOMEDICO.
- 8.- LIMITANTES DEL DISEÑO.
- 9.- DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ESTETOSCOPIO Y DEL BAUMANOMETRO DIGITAL.
- 10.- PRUEBAS DE OPERACION.
- 11.- CONCLUSIONES Y COMENTARIOS GENERALES.

CAPITULO 1

1.-INTRODUCCION.

ANTECEDENTES HISTORICOS.

A) El estetoscopio.

La auscultación clínica se practica desde los tiempos inmemoriales pero los progresos reales y las aportaciones a la clínica hechas por este método, empiezan a partir del descubrimiento del estetoscopio por Rene Theophile Hyacinte Laennec y divide históricamente la auscultación en dos grandes épocas que son:

Epoca preestetoscópica. Caracterizada por el método hipocrático de auscultación inmediata, aplicando el oído al precordio o a la región por auscultar, con sus inconvenientes de higiene, incomodidad y poca fidelidad del método, constituyendo éste la exploración habitual de la región precordial de esa época.

Epoca estetoscópica. Comienza en el año de 1816 con la creación del estetoscopio por Laennec, marcando a partir de ese momento una época de progresos clínicos debida a las aportaciones valiosas del método, con las consiguientes ventajas de limpieza, decoro y comodidad. La aparición del estetoscopio más que el nacimiento de un nuevo instrumento de exploración clínica marca el cambio de una mentalidad, dando origen a una nueva y revolucionaria técnica.

La evolución instrumental del estetoscopio, se podría esquematizar hablando de tres tipos, uno el estetoscopio de Laennec (1816), el estetoscopio de Piorry (1828) que era rígido, y marcó una corta época hasta la aparición del estetoscopio Monoauricular flexible, siguiendo a éste el Biauricular flexible, que aparece en 1829 con Williams y mayormente difundido por Leared en 1851, al estetoscopio biauricular se le hicieron modificaciones como las hechas por Bianchi, poniéndole una membrana en 1894, siguió una línea exitosa de progresos hasta 1926, con Esprague quien construyó un estetoscopio con las características óptimas, de doble campana, con una membrana y otra sin ella. A esta evolución, se puede agregar la aparición de técnicas nuevas como la de auscultar simultáneamente dos puntos del tórax con el estereoesestetoscopio de Nicolai (1936) y el sýmbalófono de Kerr (1937), hubieron diversas modificaciones y se logró el estetoscopio con una cápsula pero en un lado tiene una campana con membrana y del otro lado una campana sin membrana.

B) El Baumanómetro.

El inglés S. Hales, quien en 1733 llevó a cabo la primera medición de la presión arterial (PA), aplicando un tubo de vidrio vertical a la arteria carótida de un caballo. Sin embargo, el uso clínico de cifras tensionales no sería posible hasta el siglo XIX, con la aparición de todo un conjunto de inventos técnicos y el apogeo de la mentalidad experimental.

Los primeros experimentos relacionados con la presión arterial los ejecutó J. M. Poiseuille en París cuando, en 1828, descubrió su hemodinamómetro, compuesto por un tubo en U con una columna de mercurio, que se conectaba directamente a la arteria para medir la presión de la sangre. Unos años más tarde, en 1847, el Alemán C. Ludwig introducía un quimógrafo para registrar las funciones vitales, entre ellas la presión arterial. Utilizando la técnica de Poiseuille, J. Faivre; a partir de 1856 realizaba las primeras mediciones de presión intraarterial en el hombre aprovechando las intervenciones de amputación de miembros.

En 1855, K. von Vierordt introducía el primer esfigmógrafo, con el que se podría registrar el pulso y la presión arterial de forma incruenta, sugiriendo que, la presión sanguínea puede medirse en forma indirecta mediante la contrapresión necesaria para hacer desaparecer las pulsaciones arteriales. De este modo, iniciaba el camino para el desarrollo posterior de la técnica de determinación tensional en el hombre por métodos no invasivos.

Pocos años más tarde, en 1860, E. J. Marey perfeccionaba técnicamente al aparato de Vierordt y en 1863 publicaba su libro sobre fisiología de la circulación y el estudio gráfico del pulso. El mismo Marey y T. Chauveau habían llevado a cabo registros gráficos de las presiones auriculares y ventriculares en animales, empleando cánulas intraarteriales.

En 1881, en Viena, S.S. von Basch efectuaba las primeras determinaciones tensionales con su esfigmomanómetro de balón hinchable de agua aplicable sobre la arteria radial. Ocho años más tarde, el francés P. C. E. Potain perfeccionaba este primer esfigmomanómetro, modificando sus dimensiones y llenando el balón con aire y en 1902 sistematizaba la normatividad de la técnica esfigmomanométrica por el método palpatorio.

En 1876, el Italiano S. Riva Rocci describía el definitivo esfigmomanómetro con manguito de aire y columna de mercurio aplicable sobre la arteria humeral que es el que, con distintas modificaciones (las primeras de ellas introducidas por Vázquez y Laubry), se ha venido utilizando hasta la actualidad. Un año después, los ingleses Hill y Barnard sustituirían el manómetro de mercurio por el de aire, haciendo más manejable el aparato.

CAPITULO 2

2. LA PRESION ARTERIAL Y EL RITMO CARDIACO EN EL SER HUMANO

2.1.- SISTEMA CIRCULATORIO.

El sistema circulatorio está formado por el corazón y los vasos sanguíneos.

El corazón es el órgano muscular motor de todo el sistema circulatorio. Tiene una misión impulsora para mantener la circulación de la sangre en movimiento continuo.

La red circulatoria esta integrada por:

- a) **ARTERIAS:** son los conductos por los que circula la sangre que procede del corazón.
- b) **VENAS:** son los conductos por los que circula la sangre, en proceso de retorno, al corazón.
- c) **CAPILARES:** son finisimos conductos que enlazan las arterias con las venas.
- d) **LINFATICOS:** son los que forman un sistema independiente de los capilares sanguíneos y estan encargados de transportar la linfa.

De aquí en adelante solo nos referiremos a las arterias, las cuales son importantes por que de ellas se pueden tomar, tanto las señales de presión sanguínea como las de ritmo cardíaco.

2.2.- ARTERIAS

Arterias son los vasos sanguíneos que salen de los ventrículos del corazón y en los que la sangre circula hacia la periferia, con independencia de que esa sangre esté poco o muy oxigenada. Pueden definirse como unos tubos elásticos y contráctiles que regulan la circulación, variando su calibre según las necesidades fisiológicas de cada región que irrigan.

PRINCIPALES ARTERIAS

Del corazón parten la arteria pulmonar y la aorta. Cada una constituye un sistema completo con sus colaterales y terminales; la figura 2.1. muestra el origen de los principales conductos que salen del corazón:

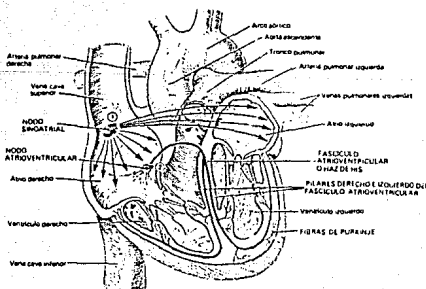


figura 2.1. Principales Arterias del Corazón.

2.2.1.- SISTEMA PULMONAR.

La arteria pulmonar sale del ventrículo derecho y se dirige hacia arriba y atrás, para bifurcarse al cabo de 4 o 5 cm. en dos ramas, dando origen a las arterias pulmonares derecha e izquierda. La primera, con un trayecto de 5 a 6 cm. de longitud, se dirige hacia el pulmón derecho, mientras que la otra lo hace hacia el pulmón izquierdo, formando ambas partes de los respectivos pedículos pulmonares.

2.2.2.- SISTEMA AORTICO.

Está presidido por la arteria aorta, la principal arteria del cuerpo humano. La aorta nace en la base del ventrículo izquierdo y termina cerca de la cuarta o quinta vértebra lumbar. Se divide en tres partes:

1.- El cayado de la aorta es el nombre que se le da al arco que describe esta arteria para cambiar la dirección y descender a lo largo y ligeramente a la izquierda de la columna vertebral.

2.- La aorta torácica se extiende desde el cayado hasta el diafragma. Sus ramas son las arterias esofágicas medias, las mediastínicas posteriores, las dos bronquiales y las intercostales aórticas.

3.- La aorta abdominal corresponde al último tramo y da origen a las arterias diafragmáticas inferiores, las arterias lumbares y seis viscerales.

En la figura 2.2. se muestran las principales arterias del cuerpo humano.

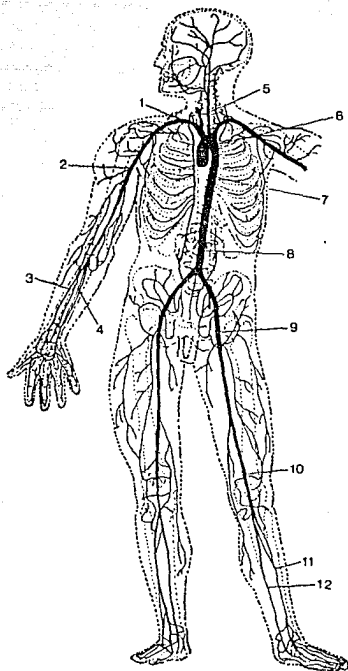


figura 2.2. Principales Arterias. 1. subclavia; 2. humeral; 3. radial; 4. cubital; 5. carótida primitiva; 6. cayado aórtico; 7. aorta torácica; 8. aorta abdominal; 9. femoral; 10. poplítea; 11. tibial anterior; 12. tibial posterior.

2.3.- LOS RUIDOS CARDIACOS

La contracción cardíaca y la distensión de los grandes vasos engendran vibraciones cuya energía es transmitida a la pared torácica donde estas vibraciones se detectan en forma de ruidos o de soplos. Las cavidades ventriculares y los grandes vasos de la base se llenan de sangre: cada una de estas estructuras anatómicas no puede vibrar sin transmitir sus vibraciones a la sangre que contiene y esta última a los tejidos vecinos. Las paredes del corazón, los aparatos valvulares, la pared de los grandes vasos y la sangre forman un sistema que vibra en su totalidad.

Según Rushmer, los ruidos del corazón se deben a la aceleración o desaceleración de la sangre y los soplos son secundarios a las turbulencias. La intensidad de un ruido depende de la energía que ha sido aplicada a un cuerpo al entrar en vibración y que le ha hecho abandonar su posición de reposo. En el sistema cardiovascular, la intensidad de los ruidos parece proporcional a la rapidez de variación de la presión. La masa de los tejidos es grande en relación a su elasticidad; por ello, los ruidos producidos son habitualmente de baja frecuencia. No obstante, es necesario hacer una excepción para el tejido conjuntivo sometido a grandes tensiones, como las paredes arteriales, en las que se originan ruidos de frecuencia elevada.

A) PRIMER RUIDO (1R)

El primer ruido normal esta compuesto de tres grupos de vibraciones:

- a) un componente inicial coincidente con la ascensión rápida de la presión en el ventrículo izquierdo, responsable de la puesta en tensión de la pared ventricular izquierda, del tabique, de las cuerdas y de la válvula mitral ya cerrada;
- b) un segundo componente coincide con la variación de la velocidad de ascenso de presión (cambio de la pendiente del dp/dt);
- c) un tercer componente coincidente con la ascensión de la presión en la aorta.

B) SEGUNDO RUIDO (2R)

El segundo ruido tiene dos componentes: uno aórtico y otro pulmonar. El componente aórtico se transmite bien a la arteria pulmonar, mientras que el componente pulmonar se registra mal en la aorta, en razón de su intensidad más débil y del espesor de la pared aórtica. Parece, que el segundo ruido se debe a la desaceleración, intensa y brusca, de la corriente retrógrada sobre la válvula sigmoidea cerrada, siendo esta última la responsable de la entrada en vibración de la columna sanguínea, de la válvula y de la pared aórtica.

C) TERCER RUIDO (3R)

Es una vibración que se produce en protodiástole y aparece frecuentemente en el niño y en el adolescente en los fonocardiogramas de baja frecuencia. El tercer ruido se atribuye, por lo general, a la entrada del flujo protodiastólico y al movimiento de la pared ventricular que se produce. El 3R se debe a la desaceleración importante del flujo protodiastólico, y a la detección súbita del movimiento de dilatación de la pared ventricular.

D) CUARTO RUIDO (4R)

El cuarto ruido se registra ocasionalmente en los niños, su inscripción disminuye con la edad en mayor proporción que el tercer ruido. Este suele aparecer de 0.08 seg. a 0.14 seg., su origen probablemente se debe a la puesta en tensión de las paredes auriculares.

E) QUINTO RUIDO (5R)

Antonio César Domínguez y sus colaboradores (UNAM) han descrito un quinto ruido, el cual piensan es producido por un asincronismo de la contracción auricular, su mayor frecuencia ha sido observada en las cardiopatías congénitas del flujo pulmonar aumentado y se vio que coincidía con la contracción asincrónica auricular.

2.4.- SOPLOS

A) DEFINICION DE SOPLO: Es un fenómeno vibratorio producido en el corazón o en el lecho vascular sistémico debido a la mayor parte de las veces a un flujo turbulento o a vibraciones de estructuras anatómicas intra o extracardiácas.

B) CARACTERISTICAS DE LOS SOPLOS: Para la correcta evaluación de un soplo es necesario analizar las siguientes características:

a) En relación a su ubicación en el ciclo cardiaco. Se ha designado con la palabra **HOLLO** aquel tipo de soplo que ocupa toda una fase del ciclo cardiaco, ya sea la sístole o la diástole en cuyo caso se denominar **HOLLOSISTOLICO** u **HOLLODIASTOLICO** respectivamente. Los soplos pueden ocupar sólo una pequeña parte del ciclo cardiaco en cuyo caso se denomina genéricamente como soplos **MERO**, los cuales pueden ser **MEROSISTOLICOS** o **MERODIASTOLICOS** respectivamente, éstos a su vez dependiendo del lugar que ocupan tanto en la sístole como en la diástole, se les denominar **PROTO** si ocupan el primer tercio, **MESO** si ocupan el tercio medio, y **TELE** si ocupan el final, de la sístole o de la diástole, aunque a los soplos **TELEDIASTOLICOS** se les llama también **PRESISTOLICOS** ya que en este sitio tiene lugar la actividad auricular o **PRESISTOLE**.

b) Epicentro o áreas de máxima auscultación de los soplos y propagación. Los soplos se auscultan tanto en el área de la cavidad o vaso que expelle la sangre, como en el área de la cavidad o vaso hacia la cual fluye la corriente sanguínea, adquiriendo en el área correspondiente su máxima intensidad, esto implica que existe un área de auscultación en donde es mayor la intensidad y nitidez, vinculada con la fuente de producción del soplo.

c) Intensidad, tonalidad y timbre.

INTENSIDAD: Es difícil clasificar a los soplos fonocardiográficamente, ya que debemos considerar por un lado la intensidad que corresponde a la altura del soplo y por otro la sensibilidad a la que trabaje el aparato. **TONALIDAD Y TIMBRE:** Las vibraciones generadas por un soplo pueden tener tonalidad aguda o grave y en ciertos casos adquirir un timbre musical, aspirativo o rudo. **TIMBRE:** Preponderará entre las características acústicas del soplo y lo hace a menudo inconfundible. Cuando las vibraciones son regulares y de alta frecuencia el soplo tiene timbre musical.

En general, el timbre musical y aspirativo se encuentra en los soplos de alta frecuencia, en tanto que el áspero sordo y retumbante se encuentra en los soplos de baja frecuencia, los cuales se escuchan mejor con el estetoscopio de membrana, tienen un timbre áspero y breve que se reconoce fácilmente por auscultación y se dificulta por los registros gráficos.

2.5.- SISTOLE VENTRICULAR.

Fase de contracción isovolumétrica

El comienzo de la contracción ventricular coincide con las primeras vibraciones del primer ruido, inmediatamente después de la contracción auricular. El tiempo que separa el comienzo de la sístole ventricular de la apertura de las valvas sigmoideas representa la duración de la fase de contracción isovolumétrica; durante un breve período, el volumen ventricular permanece constante, ya que las valvas auriculoventriculares y sigmoideas están cerradas. No se trata de una contracción isométrica, ya que ciertas fibras cardíacas se elongan, mientras que otras se retraen.

Fase de eyección.

La apertura de las valvas sigmoideas señala el principio de la eyección, se divide en una fase de eyección rápida (entre la apertura de las sigmoideas y el pico de presión ventricular) y una fase lenta, más larga (entre el pico de presión y el cierre de las sigmoideas). En esta última fase, la contracción ventricular cesa y la presión ventricular disminuye. Durante la eyección, las presiones ventricular y aórtica son prácticamente idénticas, pues la valva aórtica no ofrece ninguna resistencia al flujo sanguíneo.

2.6.- DIASTOLE VENTRICULAR.

Relajación isovolumétrica

El cierre de la valva semilunar incisura dicrota indica el fin de la sístole. Entre el cierre de la valva semilunar y la apertura de la valva mitral transcurre la relajación isovolumétrica, durante esta la presión ventricular disminuye rápidamente, en tanto que el volumen no cambia.

Fase de llenado rápido

El principio de la fase de llenado rápido viene señalado por la apertura de la válvula auriculoventricular, momento en que la presión ventricular se hace inferior a la presión auricular.

Fase de llenado lento (diástasis)

Estando el ventrículo casi lleno por completo, si la diástole es suficientemente larga, la curva de volumen alcanza una meseta durante la cual una pequeña cantidad de sangre penetra en el ventrículo. La presión y el volumen de la aurícula aumentan ligera y progresivamente.

2.7.- SISTOLE AURICULAR.

La contracción de la aurícula progresa, como una onda, de arriba-abajo, empujando la sangre por delante de ella y completando el llenado del ventrículo. La sístole auricular determina un pequeño aumento de la presión en la curva auricular y ventricular y un pequeño aumento en el volumen ventricular. La importancia de su contribución depende en gran parte de la rapidez de la frecuencia cardíaca y de la resistencia que opone al paso de la sangre hacia el ventrículo.

2.8.- PRESION ARTERIAL.

A) DEFINICION CONCEPTUAL.

La presión arterial es la fuerza que ejerce la sangre circulante sobre las paredes de las arterias; depende de la energía contráctil del corazón, de las resistencias periféricas, del volumen y de la viscosidad sanguíneas y de la elasticidad de las paredes arteriales. Los valores de la presión arterial son variables, y oscilan entre la presión máxima (sistólica) y la presión mínima (diastólica), a la diferencia entre ambas presiones constituye la presión diferencial. Se consideran normales los valores comprendidos entre (105-145 mmHg) para la presión máxima, y entre (60-90 mmHg) para la presión mínima. Los valores normales de la presión varían según la edad, el sexo, la constitución, las condiciones ambientales, etc., y otras circunstancias desconocidas y únicamente son consideradas anormales las cifras superiores o inferiores a los valores límite anteriormente señalados.

B) MEDICION DE LA PRESION ARTERIAL

La presión arterial está determinada por dos factores principalmente; La cantidad de sangre bombeada por el corazón en un minuto y la resistencia ejercida por los vasos arteriales hacia el flujo sanguíneo.

Es común que la medición de la presión arterial se haga en la arteria humeral o braquial en el pliegue del codo, sin embargo en los casos que no es posible medirse en esta región el procedimiento se realiza en las arterias femoral, poplítea, tibial y pedía. La presión arterial se estima de manera indirecta utilizando un instrumento denominado esfigmomanómetro o baumanómetro. Este consiste en un brazalete inflable que se coloca alrededor del brazo y que se encuentra conectado a una columna de mercurio o a un manómetro aneróide. El brazalete se coloca en el brazo encima del codo hasta obstruir por completo el paso de sangre por las arterias del brazo.

El método palpatorio consiste en tomar el pulso radial o humeral a medida que se hace descender, la presión del manómetro. La presión sistólica corresponde al momento en que empieza a pasar sangre por la arteria, o sea en el que la presión arterial es superior a la presión con que el brazalete inflado obstruye dicho paso; con este procedimiento no se puede estimar la presión diastólica. El método auscultatorio es más preciso y permite tomar tanto la presión sistólica como la diastólica. La cápsula del estetoscopio se coloca en el espacio anecubital encima del lugar topográfico por donde pasa la arteria humeral. Mientras la arteria permanece ocluida no se ausculta ruido alguno. La presión sistólica corresponde al momento en que se empieza a auscultar los ruidos correspondientes al paso de la sangre y la presión diastólica corresponde al momento en que desaparecen los ruidos.

2.9.- CICLO CARDIACO.

A) DEFINICION CONCEPTUAL.

Se le da el nombre de ciclo cardíaco al conjunto de movimientos encadenados entre sí que tienen lugar en el corazón desde el momento en que se inicia la actividad auricular hasta el momento en que empieza la sístole auricular del latido siguiente. Sus tres momentos más importantes o períodos, son en el orden de su producción: a) Sístole auricular; b) Sístole ventricular; y c) Diástole ventricular.

B) MEDICION DE EL CICLO CARDIACO.

La auscultación del corazón constituye uno de los métodos clínicos más valiosos de la exploración cardiológica, para su análisis se ha dividido en auscultación directa y auscultación indirecta. La auscultación directa es aquella en la que aplicamos directamente el oído sobre la superficie por examinar, este procedimiento debido a las posiciones que adopta el clínico, los escasos resultados que reporta, las condiciones de higiene ya que el contacto con el sudor del enfermo y olores desagradables, así como la utilización de un solo oído, han hecho que este método haya caído en desuso. La auscultación indirecta se efectúa mediante la ayuda del estetoscopio, el cual puede ser de modelos distintos, que van desde los de tallo flexible hasta los de tallo rígido.

2.10.- PULSO ARTERIAL

A) DEFINICION CONCEPTUAL

Se denomina pulso arterial a la sensación de expansión que se experimenta periódicamente, se percibe como una expansión de la pared arterial sincrónica con el latido cardíaco, la expansión se debe a la distensión súbita de la pared arterial. La frecuencia del pulso es igual a la cardíaca y varía normalmente entre 70 y 90 latidos por minuto, en reposo. El término de taquicardia se aplica a las frecuencias del pulso de más de 100 latidos por minuto, y el de braquicardia, a las frecuencias del pulso de menos de 50 latidos por minuto.

B) MEDICION DEL PULSO ARTERIAL

El pulso puede palpase en cualquier arteria situada cerca de la superficie corporal y sobre huesos u otros tejidos firmes. El pulso se palpa en la arteria radial, a la altura de la muñeca.

CAPITULO 3

3. PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO DEL ESTETOSCOPIO Y BAUMANOMETRO

3.1.- ESTETOSCOPIO.

3.1.1. DEFINICION.

Es un dispositivo mecánico que está destinado a la auscultación, tiene un uso muy corriente en medicina, consiste en un tubo que tiene en una de sus extremidades un auricular adecuado, mientras que del otro extremo se tiene un receptor que se aplica al pecho; sirve para la auscultación de los latidos cardíacos, de los ruidos que se producen con el movimiento del corazón y de los ruidos respiratorios, al objeto de descubrir los fenómenos patológicos localizados en dichos órganos.

3.1.2. TIPOS DE ESTETOSCOPIOS.

1. Estetoscopio rígido. Es de madera de haya o de otra calidad especial que resulta extremadamente práctico y útil para los sonidos de frecuencias extremas (figura 3.1). Tiene el inconveniente de que solo se percibe por un oído y, por consiguiente, debe reinar absoluto silencio en la sala de exploración.

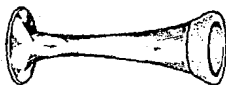


figura 3.1 Estetoscopio Rígido.

2. Estetoscopio biauricular. Fueron introducidos hace más de un siglo por CAMMANN, existiendo numerosos modelos (modelo Lian, Ringer-Bowles, Diferencial de Kerr, selectivo de Cossio, modelo Littmann, etc.), que realizan la conducción del sonido por gomas especiales y la recogida del mismo, por campana o bien por membrana o como se utiliza actualmente en casi todos los modelos al poder pasar el sonido por dispositivos especiales, en el momento de la auscultación, de la campana a la membrana (figura 3.2).

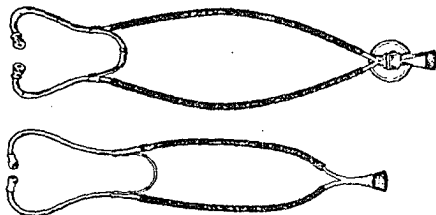


figura 3.2. Estetoscopio Biauricular.

3. Estetoscopios electrónicos. Tienen por finalidad amplificar los ruidos cardíacos. Constan de micrófono, amplificador y teléfono. No superan a los estetoscopios sencillos y su aplicación ha quedado para los observadores con déficit auditivo, o con finalidad docente.

3.2. ESTETOSCOPIO MECANICO.

3.2.1. PARTES FUNCIONALES.

A) Parte auricular. La transmisión del sonido por el estetoscopio requiere que el instrumento sea hermético, pues toda filtración de aire atenúa mucho los ruidos cardíacos y permite el acceso de ruidos externos. Es importante que los auriculares sean de tamaño y forma correctos, y que ajusten bien en los oídos; el eje auricular debe ser paralelo al eje mayor del conducto auditivo externo. La tensión del resorte debe ser tal que los auriculares se mantengan ajustados con firmeza.

B) Parte transmisora o de conducción. Esta parte se compone básicamente de tubos de goma o plástico. Si los tubos son de goma, deben ser de paredes bastante gruesas y de superficie interior lisa. Los tubos de material plástico son más satisfactorios que los de goma. Cuanto menor es el volumen de aire contenido en el sistema, más eficiente tiene que ser éste. En consecuencia, el estetoscopio es mejor cuanto más cortos sean los tubos. Los tubos de mayor longitud reducen la eficacia del estetoscopio en la transmisión de las frecuencias más elevadas (más de 100 ciclos por segundo).

Por lo tanto, la longitud de los tubos debe ser un término medio entre el rendimiento y la conveniencia práctica. Una buena medida suele ser un tubo de 25 a 30 cm. Se demostró que un diámetro interno de 3 mm suele ser algo mejor que el de 4.5 mm que es usado, pero la diferencia no sería grande.

C) Parte receptora. Esta parte es aplicada sobre la piel del paciente para recoger las vibraciones producidas en dicho lugar.

Existen dos tipos básicos de receptores; en campana y en diafragma. Los receptores en campana (figura 3.4a) son de distintos tamaños y formas. El diámetro de 2.5 cm es el que más se acepta por su tamaño adecuado y porque permite una aplicación satisfactoria. El estetoscopio de Leatham (figura 3.4b), que tiene una campana de diámetro mayor, cuando puede emplearse ofrece neta ventaja para auscultar los ruidos graves. El receptor de diafragma (tipo Bowles) (figura 3.4c) tiene un diafragma de baquelita rígido. Si bien el tamaño varía, el diámetro de 2.85 cm es el que se emplea más a menudo. El diafragma posee una frecuencia natural relativamente alta y mejora la respuesta a las frecuencias elevadas, pero esto ocurre a expensas de una pérdida global de sensibilidad, que se aprecia sobre todo en las frecuencias más bajas. El receptor de Sprague-Bowles (figura 3.4d) reúne el diafragma y la campana, es difícil demostrar que los estetoscopios más costosos ofrezcan alguna ventaja sobre el Sprague-Bowles bien ajustado como en el tipo Howell (figura 3.4e).

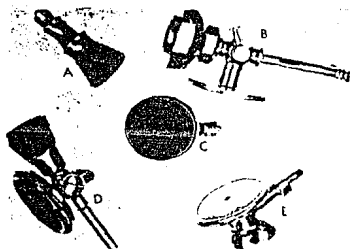


figura 3.4. Tipos de Receptores.

3.3. BAUMANOMETRO (ESFIGMOMANOMETRO).

3.3.1. DEFINICION.

Baumanómetro o esfigmomanómetro, es el nombre que se da al instrumento con que se mide la tensión arterial. Existen en el mercado varios modelos, que suelen denominarse con el nombre de sus diseñadores (Riva-Rocci, Buscho, Potain, Rogers, etc.); pero básicamente funcionan de manera parecida y constan de similares elementos constitutivos.

Los factores que intervienen en el proceso tensional son, principalmente los cinco que se citan:

1. La fuerza de bombeo que mantiene la viscera cardíaca.
2. El volumen de sangre que circula por el interior del sistema arterial.
3. La viscosidad que presenta la sangre la cual se halla en razón directa de las proteínas que contengan el plasma, así como de la proporción de células sanguíneas existentes.
4. La elasticidad que tienen las paredes de los vasos arteriales: su endurecimiento provoca un aumento en la tensión.
5. La resistencia periférica de la sangre circulante, por su roce con las paredes de los vasos.

3.4. BAUMANOMETRO MECANICO.

3.4.1. PARTES FUNCIONALES.

A) Un manómetro, calibrado en milímetros de mercurio.

B) Un brazal o banda neumática, para ceñir el brazo, que dispone de dos conductos para insuflar y descargar el aire (figura 3.5).

C) Una válvula acoplada al elemento insuflador, con la misión de retener el aire remitido al brazal, cuando se cierra, y de permitir su evacuación cuando se abre (figura 3.6).

D) Y el citado elemento insuflador o bánda, unido al brazal, que actúa aplicando aire. Suele tener la forma de una pera de goma (figura 3.6).

El aparato completo es similar al de la figura 3.7, de uso portátil, muy manejable, correspondiente al sistema que se aplica en la mayoría de los casos, existen otros que ocupan muy poco espacio y que se caracterizan por el hecho de llevar incorporado el elemento de medición de la presión, generalmente en forma de esfera con aguja adosada al brazal y las graduaciones dispuestas en círculo como el que se muestra en la figura 3.8.

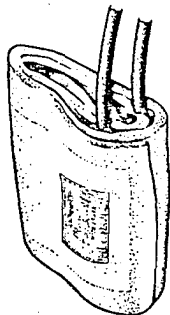


Figura 3.5 Brazal neumático

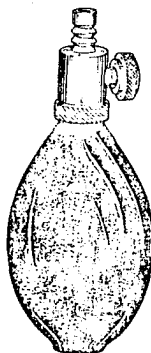


Figura 3.6 Pera con válvula para bombear aire.

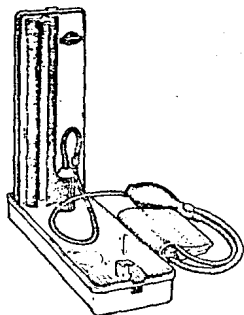


figura 3.7 Esfigmomanómetro del tipo portátil

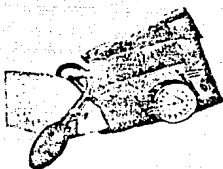


figura 3.8 Baumanómetro de bolsillo.

3.5. SISTEMA DIGITAL.

3.5.1. PARTES FUNCIONALES.

1. Micrófono o sensor de presión, con el cual se pueden sentir las vibraciones sonoras transmitidas; también se podrán sentir las magnitudes de presión arterial; de esto se informará en el capítulo 5.
2. Amplificador, es un dispositivo cuya función principal consiste en aumentar y reproducir las características fundamentales de una onda de entrada de poca energía, ya que la salida proporciona una cantidad de energía mayor proporcional a la entrada.
3. Sistemas de filtros. Un filtro es un sistema cuya función es la de dejar pasar una banda de frecuencias libremente, atenuando otras frecuencias no deseables, en otras palabras deja pasar solo un determinado ancho de banda que se pueda utilizar.

4. Conversión analógica/digital. Esta conversión permite tener un valor digital correspondiente a un valor analógico, tanto del valor máximo como del mínimo correspondientes a los límites ya propuestos para los dispositivos de medida.

5. Escalamiento. Ya que la señal del transductor representa una diferencia de potencial, debe realizarse un escalamiento del valor hexadecimal obtenido en la conversión analógica a digital para que el despliegue sea representativo del valor real de la variable medida.

6. Procesamiento. En esta etapa se realizará el manejo de información binaria a través de la CPU y los sistemas de control externos.

7. Despliegue. En esta etapa se presenta la información de las señales recibidas a través de una pantalla que nos permita visualizar los valores que se hayan escalado anteriormente, definiendo dichos valores de una tabla grabada en una memoria o son obtenidos por medio de un algoritmo matemático. El despliegue se hace en una pantalla de cristal líquido conectada a un bus de datos.

8. Sistemas de alarmas. Estos sistemas de alarma son diseñados para que nos indiquen los puntos críticos definidos en el sistema, estos nos podrán indicar cuando hay un desbalance en la presión sanguínea como es el caso de la hipertensión y la hipotensión. En el caso de el pulso arterial se tienen alarmas que indican cuando existe un caso extremo alto, como la taquicardia y un caso extremo bajo como la braquicardia.

9. Selección de la señal a manejar. Este punto en específico podría establecerse al principio, para que el usuario pueda tener mediante un interruptor el control de manejo de las señales físicas de entrada al sistema.

CAPITULO 4

4. NORMAS ELECTRICAS Y ELECTRONICAS EMPLEADAS EN SISTEMAS DIGITALES DEL AREA BIOMEDICA.

4.1. SEGURIDAD ELECTRICA EN EQUIPO MEDICO.

Recientemente se ha encontrado una mayor aplicación para los equipos eléctricos y electrónicos en el campo médico. En un principio se prestaba poca atención a los riesgos que se presentan con dichos equipos. Al rededor de los años 70's se publicaron varios artículos sobre el peligro del microchoque eléctrico, puesto que ya se tenía demasiadas víctimas en las unidades de cuidado intensivo, sobre los peligros eléctricos que se presentaban en una gran parte de los equipos médicos, dando como resultado la aparición de numerosas reglamentaciones y estándares que pretendían mejorar la seguridad eléctrica en el hospital.

4.1.1. EFECTOS FISIOLÓGICOS PROVOCADOS POR LA CORRIENTE ELECTRICA.

Los accidentes eléctricos son causados por la interacción de la corriente eléctrica con los tejidos del cuerpo. Para que ocurra un accidente eléctrico, debe circular una corriente eléctrica a través del cuerpo con valor suficientemente alto para afectar los órganos vitales.

Se deben presentar tres condiciones simultáneamente para que ocurra un accidente: (ver figura 4.1a)

Debe tenerse un punto de contacto en el cuerpo con la tierra física, además se debe tener otro punto de contacto en el cuerpo para que cierre el circuito eléctrico (llamados arbitrariamente primero y segundo contactos), además de estos dos puntos de contacto, debe existir una fuente de voltaje que sirva para proporcionar la corriente que circule entre los puntos de contacto.

Dos situaciones particulares deben considerarse separadamente: cuando los puntos de contacto están sobre la superficie del cuerpo y cuando uno de los puntos de contacto está directo al corazón. Así, el primer caso se conoce como macrochoque, mientras que el segundo se conoce como microchoque.

La figura 4.1b muestra un modelo generalizado de un accidente eléctrico donde:

- R_f es la resistencia de fuga.
- R_{c1} y R_{c2} son las resistencias de los contactos.
- R_b es la resistencia del cuerpo.
- R_a es la resistencia de retorno a tierra.

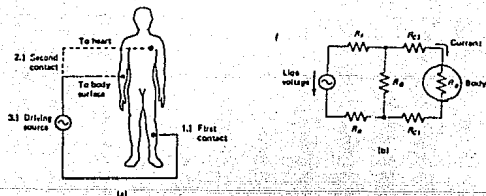


figura 4.1 ACCIDENTES ELECTRICOS

Básicamente la corriente eléctrica puede afectar a los tejidos de dos formas diferentes. Primero, la energía eléctrica disipada por la resistencia del tejido puede provocar que aumente la temperatura, si se alcanzan temperaturas lo suficientemente altas, se puede presentar daño en el tejido como quemaduras de gravedad y en diversos casos la muerte.

La segunda forma en que los tejidos del organismo se pueden lesionar o afectar es mediante la aplicación de pulsos eléctricos en zonas motoras y sensoriales. La sensibilidad y los movimientos del cuerpo son posibles debido a la transmisión de pulsos eléctricos a través de los nervios que conectan al cerebro y los diferentes puntos de sensación o de movimiento. Una corriente eléctrica ajena al cuerpo humano con la suficiente magnitud a su paso, puede provocar voltajes locales semejantes a los producidos por el cerebro para que se disparen potenciales de acción y así estimular los nervios. Cuando son estimulados los nervios sensoriales, se produce una sensación de cosquilleo, con una intensidad mayor se convierte en desagradable, molesta y en algunos casos dolorosa. Un estímulo lo suficientemente fuerte puede provocar tétanos¹ en los músculos, en donde todas las fibras posibles se contraen y la fuerza máxima de los músculos se desarrolla.

La parálisis respiratoria puede presentarse si los músculos del tórax se tetanizan por una corriente eléctrica que fluya por el pecho o bien que fluya a través del centro de control de la respiración en el cerebro. La magnitud de la corriente eléctrica necesaria para producir un cierto efecto fisiológico en una persona es influenciado por muchos factores, la figura 4.2 muestra los rangos de corriente alterna de 60 Hz aplicados al cuerpo humano y sus efectos por exposición o contacto de un segundo.

Para aquellos efectos que involucran al corazón y a la respiración, se supone que la corriente se aplica al cuerpo por contacto eléctrico a través de las extremidades, de tal forma que la trayectoria que siga pase por la región torácica (pierna a brazo o brazo a brazo).

1. Tetanizar. Se refiere a cuando circula una corriente muy alta a través del músculo contrayéndose este sostenidamente.

Para la mayoría de la gente, la percepción eléctrica a través de la piel, es un estímulo suave en un dedo de aproximadamente $500\mu\text{A}$; también se pueden detectar corrientes mucho más bajas con la lengua. Sujutando firmemente un contacto con el puño cerrado a través del cual fluya una corriente eléctrica de aproximadamente 1mA . Una corriente que no exceda los 5mA , normalmente no es considerada como dañina, pero la sensación a este nivel llega a ser muy desagradable y muy dolorosa. Cuando circulan corrientes del orden de 10 o 20mA a través de la mano, entonces se pueden tetanizar los músculos del brazo y hacer imposible soltar el conductor. La máxima corriente que una persona puede soportar y aún para poder soltar voluntariamente al conductor se le llama nivel de corriente de liberación de línea.

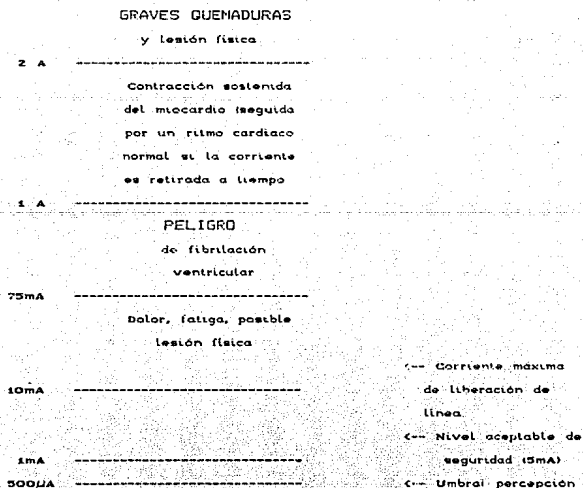


Figura 4.2 Efectos fisiológicos producidos por la circulación de la corriente eléctrica a 60Hz y durante un segundo.

La fibrilación² ventricular puede ocurrir a corrientes de más de 75mA; esto es, cuando los ventriculos del corazón están inmóviles haciendo que el ritmo usual de contracción del corazón no sea efectivo y por tanto, la circulación de sangre no se realice adecuadamente. Esta situación normalmente causa la muerte instantánea, mientras que corrientes de un máximo de 1 a 2A pueden causar contracción del corazón, pero con recuperación posible si la corriente es retirada a tiempo. Esta condición puede ir acompañada de parálisis respiratoria.

El voltaje que se requiere para causar circulación de corriente depende directamente de la resistencia eléctrica que presenta el organismo a la corriente. Esta resistencia es afectada por numerosos factores y puede variar desde unos cuantos ohms hasta megaohms. La mayor resistencia que presenta el cuerpo se encuentra en la piel y principalmente cuando se encuentra seca.

4.3. PELIGROS DE CHOQUE ELECTRICO EN EQUIPO ELECTRICO.

De la subestación principal del hospital, la potencia es distribuida a edificios independientes a 4800V, generalmente por instalación subterránea.

Cada edificio cuenta con un transformador de reducción, el cual consta de un devanado en el secundario para obtener un voltaje de 230V y una derivación central, de tal forma que puede proporcionar dos circuitos de 115V.

² Fibrilación. Cuando las contracciones fibrilares superficiales del músculo cardíaco, no llegan a producir una contracción eficiente, provocando arritmia ventricular.

Una persona para estar expuesta al peligro de un macrochoque eléctrico, debe de estar en contacto con los dos conductores, el vivo y el neutro, o bien con los dos vivos en el caso del circuito de 250V, debido a que la tierra está conectada a la tierra física el peligro es el mismo si se está en contacto con el conductor vivo y con cualquier objeto que sea conductor que esté en contacto de alguna forma con la tierra física. En este caso están incluidos los aparatos tales como calentadores, radiadores, tubería o bien estructura metálica del edificio. En el diseño de equipo eléctrico, se debe tener mucho cuidado para proteger al personal de tocar accidentalmente el conductor vivo, ya que con el desgaste de materiales aislantes o una mala separación de los conductores puede producir un accidente. De todos modos puede existir el contacto por el uso prolongado, por falla de los aislantes, o bien por daño mecánico.

El tipo de accidente mencionado anteriormente, se presenta en la figura 4.3. En esta se presenta el caso en que el cable con corriente está en corto con la caja (conductor) del aparato, colocando de esta forma a la caja a un potencial de 115V con respecto a la tierra. Un usuario cuyo cuerpo esté en contacto con la tierra, estará en peligro cuando haga contacto con la caja del equipo en falla. El modelo generalizado de accidente eléctrico mostrado en la figue 4.1b, permite un análisis más detallado de la situación. El modelo representa una red con una fuente de voltaje y seis resistencias, la resistencia de fuga (falla), R_f , representa el corto entre el conductor positivo y la caja del equipo. La primera y segunda resistencias de contacto, R_{c1} y R_{c2} , representan respectivamente al primero y segundo contacto del cuerpo de la víctima accidentada. Estas resistencias juntas con la del cuerpo R_b forman la resistencia de camino de la corriente a través del cuerpo. La resistencia de tierra R_o , (que en la figura es infinitamente grande) esta en paralelo con la trayectoria de la corriente en el organismo. La resistencia de regreso de tierra R_R , es esencialmente la resistencia entre la tierra y la derivación central del transformador (esta resistencia es normalmente muy pequeña).

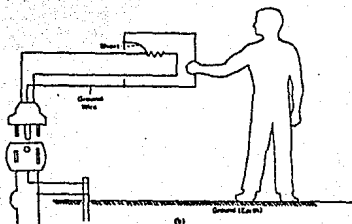
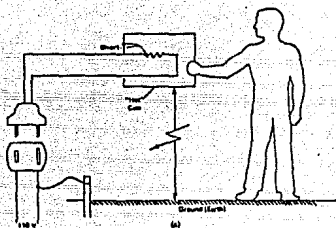


Figura 4.3 efecto de la conexión a tierra.

Un accidente eléctrico puede ocurrir cuando las seis resistencias adquieren cualquier combinación de valores tal que la corriente que circule a través del cuerpo adquiera una magnitud peligrosa. Todas las medidas que se toman para reducir la probabilidad de accidentes eléctricos, son intentos de manipular el valor de una o varias de las resistencias antes citadas.

4.4. METODOS PARA PREVENIR ACCIDENTES.

Para reducir la incidencia en accidentes eléctricos, se han desarrollado diferentes métodos de protección. Algunos de éstos son usados en forma universal, otros son requeridos para áreas que se consideran de especial peligro, y otros métodos se desarrollan especialmente para uso hospitalario.

A) FORMA DE CONECTAR A TIERRA.

El método de protección utilizado más frecuentemente es la conexión a tierra física o aterrizado. El principio de este método consiste en que la resistencia de tierra, R_0 en la figura 4.1b, adquiera un valor lo suficientemente pequeño para todos los valores posibles de la resistencia de falla R_f ; con el propósito de que la mayor parte de la corriente de falla no pase por el cuerpo de la víctima, quedando los niveles de corriente a un valor seguro, aún cuando las resistencias de contacto y la del cuerpo sean muy bajas. La implantación de este método es como lo muestra la figura 4.3b, en donde la caja metálica (chasis de los contactos) está conectada a tierra por medio de un cable separado.

La protección por conexión a tierra física tiene algunos inconvenientes. Obviamente, esta forma de protección es efectiva mientras exista un buen contacto a tierra.

Otra desventaja que presenta este método es que en caso de corto circuito, la protección se activa para desconectar el suministro de energía al dispositivo en falla, abriendo el interruptor de corto circuito, este tiene la desventaja de que corta el suministro de energía a todos los aparatos que estén conectados a dicho circuito.

B) DOBLE AISLAMIENTO.

El segundo método para la prevención de accidentes es mediante el empleo de equipo de doble aislamiento. La particularidad de este método radica en que el chasis se fabrica de algún material dieléctrico, generalmente de algún plástico.

La intención de este método es asegurar que la resistencia de falla sea siempre de valor muy alto. Los equipos médicos de doble aislamiento no necesitan ser conectados a tierra, y por lo tanto, la clavija con la que viene provisto no tiene el contacto para la tierra física. Los equipos de este tipo deben ser rotulados claramente "doble aislamiento". Dicho método encuentra poca aplicación para equipos electrónicos que se encuentren en hospitales, a menos que sean construidos a prueba de líquidos.

C) PROTECCION POR BAJO VOLTAJE.

En el modelo generalizado de accidente de la figura 4.1b se asumió que el voltaje es el de la línea (115 o 230V c.a.); si en su lugar se utiliza otra fuente de voltaje con un valor bajo, la resistencia del cuerpo R_B será suficiente para limitar la corriente a un valor seguro, aún cuando la resistencia de falla y la de contacto sean muy bajas. Una forma de lograr esto, es el operar los equipos con baterías. Cuando se opera con baterías (bajo voltaje) existe la ventaja de no requerir la conexión a tierra. Un bajo voltaje también puede ser obtenido por medio de un transformador de reducción. Dicho dispositivo además de bajar el voltaje brinda un aislamiento de la fuente con tierra.

D) CIRCUITO INTERRUPTOR POR FALTA DE TIERRA.

La evidencia estadística muestra que la mayoría de los accidentes eléctricos ocurren cuando la víctima provee un camino conductivo a tierra como lo muestra la figura 4.3b. Normalmente, toda la corriente que entra al dispositivo por el cable vivo regresa a tierra por el cable neutro. En caso de un accidente de este tipo, se cierra el circuito a tierra a través del cuerpo del paciente. Con este método (circuito interruptor por falta de tierra), la diferencia de potencial convertido en corriente entre el cable vivo y el neutro de la línea de suministro es monitoreado por un transformador diferencial y un amplificador electrónico. Si esta diferencia excede un cierto valor, normalmente de 5 mA, el suministro es cortado por un interruptor. Dicha interrupción sucede en una forma tan rápida que aunque circulen corrientes de muy alto valor por el cuerpo, no se presentan daños.

4.5. NORMAS TECNICAS PARA LA MEDICION DE ELEMENTOS DE EXPLORACION FISICA DEL PACIENTE (VIA EXTERNA).

Las normas que se mencionan a continuación se obtuvieron a partir de las normas para equipos de medidas para exploración física de pacientes.

4.5.1. Objetivo.

Establecer las especificaciones y los métodos de prueba que deben cumplir los equipos para exploración física de pacientes (ritmo cardíaco y presión arterial).

4.5.2. Alarmas y Monitores.

Las alarmas y monitores diseñados para la vigilancia del equipo, deben estar colocados de tal forma que todos los controles e indicadores se puedan ver por pacientes que estén descansando en la cama adyacente o por el personal asistente con visión corregida 20/20 estando a uno o ambos lados. Los incrementos en la escala deben ser suficientes para permitir la resolución de acuerdo a la exactitud recomendada.

Monitor de signos vitales.

Las mediciones de los signos vitales se deben vigilar con un monitor de línea (el cual puede ser un monitor de señales de electrocardiograma y en su caso un registrador de magnitud de presión), el cual debe de tener un determinado rango de aplicación, con las cuales se pueda identificar si el paciente sobrepasa los valores extremos de presión y de frecuencia cardíaca. Una condición de alarma que nos pueda identificar cuando el paciente sobrepasa dichos valores extremos que pueden afectarlo.

4.5.3. Requisitos generales de seguridad del paciente.

Cada dispositivo debe cumplir con las siguientes características mínimas de seguridad:

- 1.- La alarma audible tiene un volumen máximo de 70dB a tres metros de distancia y no debe ser desactivada dentro de un tiempo de 3 minutos.
- 2.- Una tierra eléctrica debe ser suministrada cuando sea necesario de acuerdo a las prácticas normales aceptadas.
- 3.- Cuando se usen metales en los aparatos eléctricos, estos junto con los demás componentes deben ser resistentes a la corrosión en concordancia con los procedimientos de aceptación normal.
- 4.- Los componentes eléctricos y circuitos deben estar aislados y separados de los circuitos hidráulicos para evitar cualquier corto circuito.
- 5.- Las fallas eléctricas y electrónicas del sistema deben ser indicados mediante una alarma audible.
- 6.- El diseño del equipo debe permitir la fácil limpieza para minimizar la retención de posibles contaminantes.
- 7.- El ambiente donde se tiene a estos dispositivos debe de tener el mayor silencio posible, para que no interfiera el ruido con los valores de las mediciones.

4.5.4. Marcado.

En el gabinete del equipo de exploración de ritmo cardiaco y presión arterial, debe llevar una placa o etiqueta que no se desprenda fácilmente. Esta debe tener los siguientes datos:

- Nombre o razón social del fabricante y/o distribuidor.
- Modelo y número de serie.
- Tensión de alimentación y frecuencia.
- Corriente máxima de operación.
- Potencia de consumo.

4.5.5. Pruebas.

Esta sección define los métodos de prueba por los cuales el cumplimiento con los requisitos de la sección anterior pueden verificarse.

Monitor de signos vitales.

Se deben revisar las alarmas que en si tiene el sistema en el momento que rebase alguno de los límites especificados en él. Se debe confirmar por inspección que las alarmas funcionen normalmente.

Verificación de los requisitos de seguridad.

1.- La verificación de estos requisitos puede determinarse por inspección de la configuración del sistema después de que exista la condición de alarma.

2.- El cumplimiento y verificación de estos requisitos se pueden determinar por inspección visual.

3.- La verificación de este requisito deberá determinarse utilizando un audímetro. Las medidas de nivel de sonidos se deben hacer a una distancia de tres metros frente al equipo. Se deben usar las características de frecuencia de la escala estándar. Las alarmas susceptibles de disminuir su volumen deben ponerse a funcionar y posteriormente apagarse. Se usará un reloj para verificar que la alarma vuelva a sonar en un intervalo de tiempo no mayor de 3 minutos.

4.- Se puede determinar el cumplimiento de este requisito por inspección visual.

Eléctricos.

La verificación de este requisito se debe hacer por inspección visual. El equipo debe someterse a los procesos de limpieza, esterilización o desinfección recomendados por el fabricante en el manual de operación. Siguiendo este procedimiento, se deben comprobar las características de funcionamiento del aparato y verificar que todas las piezas no hayan sufrido corrosión como resultado del proceso.

CAPITULO 5

5. TRANSDUCTORES DE PRESION, TEMPERATURA Y SONIDO PARA EQUIPO MEDICO DIGITAL

5.1.- TRANSDUCTORES.

La variable de entrada de la mayoría de los sistemas de medición es no eléctrica, por esta razón para usar los métodos eléctricos de manipulación, medida y control, la variable no eléctrica se debe convertir a una señal eléctrica por medio de un dispositivo llamado transductor.

Un transductor es un dispositivo que transforma un tipo de energía a otro, normalmente a energía eléctrica, impedancias de entrada, tomando en cuenta los niveles de voltaje y de corriente.

Debido a que el transductor varía su respuesta al modificarse las condiciones del mesurado (mesurado=variable física; condición a medir), su comportamiento puede ser modelado mediante una relación teórica entre la entrada, que en este caso es el mesurado y la salida; la relación se conoce con el nombre de función de transferencia, la cual puede ser representada por una curva teórica, una ecuación determinada, una tabla de valores, etc.

5.2.- CLASIFICACION DE LOS TRANSDUCTORES.

Existen varios tipos de transductores, dependiendo de la aplicación en curso, para poder seleccionar un transductor es necesario tomar en cuenta las características deseables para su utilización.

5.2.1 CLASIFICACION POR SU APLICACION.

Los transductores pueden ser pasivos o activos, según precisen o no de excitación eléctrica para cumplir su cometido. de hecho, salvo los transductores piezoeléctricos todos los demás son pasivos. De esta forma podemos encontrar los siguientes tipos de transductores:

TRANSDUCTORES DE PRESION.-

- Capacitivos.
- Resistivos.
- Piezoeléctricos.

TRANSDUCTORES DE TEMPERATURA.-

- Termómetros de resistencia.
- Termopares.
- Termistores.
- Transductores de desplazamiento.
- Transductor potenciométrico.

5.3.- SELECCION DE UN TRANSDUCTOR.

La selección del transductor apropiado es por consiguiente el primero y tal vez el paso más importante en la obtención de resultados exactos. Cuando se va a seleccionar un transductor se deben considerar todos los elementos posibles, que en un momento dado, pueden influir en las características que debe tener dicho transductor para el uso que se le va a dar.

A continuación se proporciona un conjunto de consideraciones que es conveniente tener en cuenta cuando se va a realizar la selección de un transductor :

- Respecto a la medición.

- 1.- ¿ Qué variable física es la que se pretende medir ?
- 2.- ¿ Qué variaciones puede tener el mesurado en el momento de la medición ?
- 3.- ¿Cuál es el rango y la exactitud con que se requieren las mediciones ?
- 4.- ¿ En dónde será instalado el transductor y cuales son las condiciones ambientales en torno a él ?

Acerca de la capacidad de los sistemas utilizados.

- 1.- ¿ Qué sistemas de procesamiento, transmisión y desplegado de datos serán usados ?
- 2.- ¿Cuál es la exactitud y respuesta en frecuencia de los sistemas antes mencionados ?
- 3.- ¿ Qué salida del transductor aceptará el sistema de transmisión con un mínimo de acondicionamiento ?
- 4.- ¿ Qué voltaje de excitación es más conveniente para el transductor ?
- 5.- ¿Cuál es la carga que el sistema de transmisión o procesamiento le presta al transductor ?
- 6.- ¿ El sistema de transmisión o procesamiento proporciona suficientes limitantes para cuando se presente un mal funcionamiento del transductor ?
- 7.- ¿ Si fuera necesario filtrar la señal del transductor, los sistemas de transmisión y procesamiento de datos pueden hacerlo ?
- 8.- ¿ Qué posibilidades se tienen para detectar y compensar errores ?

En el diseño de transductores se puede considerar lo siguiente:

- 1.- ¿ Cuales son las limitantes del diseño ?
- 2.- ¿Cuál es el máximo error tolerado en una medición ?
- 3.- ¿Cuál es la máxima potencia disipada por el transductor ?
- 4.- ¿Cuál es el principio de transducción más conveniente ?
- 5.- ¿ Cuales son los efectos físicos del mesurado sobre el transductor?
- 6.- ¿Cuál es el ciclo de vida mínimo del transductor ?
- 7.- ¿ Cuales son las pruebas con las que se asegurará el funcionamiento del transductor ?, ¿ qué tipos de pruebas son y si están firmemente establecidas ?
- 8.- ¿ De que manera puede llegar a fallar el transductor ?, y si esto pasará ¿ qué riesgos habría para los demás componentes u otras porciones del sistema ?
- 9.- ¿Cuál es el nivel técnico mínimo del personal que vaya a manejar, instalar y realizar el mantenimiento del transductor ?

En cuanto a la disponibilidad de los transductores se tiene:

- 1.- El transductor que cumple con nuestras necesidades, ¿está disponible comercialmente ?
- 2.- ¿ Qué fabricante produce el transductor similar al requerido?
- 3.- ¿ Es suficiente alguna modificación en un transductor ya disponible para que cumpla con lo requerido ?
- 4.- ¿ El costo del transductor es compatible con las necesidades?
- 5.- ¿Cuál es el tiempo que se llevará en entrega, instalación y puesta en operación del transductor ?

5.4.- ERRORES MAS COMUNES QUE SE PRESENTAN EN LOS TRANSDUCTORES.

a) ERRORES ESTATICOS.

Esta clase de errores está relacionada únicamente con el comportamiento del transductor permaneciendo constantes tanto las condiciones del medio ambiente, así como las del mesurado o variable física de interés.

CLASIFICACION DE LOS ERRORES ESTATICOS:

DESLIZAMIENTO. Es el cambio que ocurre en la salida en un período de tiempo determinado, mientras permanecen constantes tanto las condiciones del medio ambiente como las de la variable de interés.

ERRORES DE FRICCION. Algunos transductores presentan una condición de error dado al deslizamiento por fricción, esto es alteran su comportamiento por fricciones internas.

COMPENSACION (DITHERING). Se conoce como compensación a la aplicación de las mínimas fuerzas intermitentes oscilatorias capaces de minimizar los efectos de la fricción estática interna del transductor.

HISTERESIS. Cuando el valor del medurado dado se obtiene primero a partir de una variación de valores en forma ascendente y después en forma descendente, las lecturas obtenidas de la salida generalmente difieren unas de otras. La máxima diferencia entre estos valores durante una calibración se conoce como histéresis. La histéresis generalmente se expresa en forma de un porcentaje de la salida de plena escala.

LINEALIDAD. En su gran mayoría los transductores más comunes están diseñados para mantener una relación lineal entre la salida y la variable física de interés, ya que esto facilita la manipulación de los datos; por lo tanto, la cercanía de la curva de calibración de un transductor, a una línea recta especificada, se conoce con el nombre de linealidad. La linealidad se expresa como un porcentaje de plena escala, referido a la desviación de alguna medición respecto a su valor en la línea recta especificada.

LINEALIDAD INDEPENDIENTE. Se refiere a la linealidad que guardan las salidas obtenidas respecto a la mejor línea recta. Entendiéndose por mejor línea recta aquella que se encuentra exactamente en el centro del área comprendida por dos líneas paralelas que cubren todos los valores de la salida del transductor y se encuentra en la curva de calibración.

LINEALIDAD DE MINIMOS CUADRADOS. Este tipo de linealidad es referida a la línea recta en la cual la suma de los cuadrados de los residuos es mínima. El termino residuo se refiere a las desviaciones de las lecturas de la salida respecto a los puntos que les correspondería dentro de la línea recta calculada.

LINEALIDAD CON PENDIENTE TEORICA. Este tipo de linealidad está referida a la línea recta entre los puntos extremos. Entendiéndose por puntos extremos aquellos en que se establece la curva teórica y en los que no se aplican tolerancias.

REPETITIVIDAD. Se entiende por repetitividad de un transductor a la habilidad que posee este, para reproducir el valor de la salida cuando se aplica el mismo del mesurado en diferentes ocasiones, bajo las mismas condiciones y en la misma dirección.

CORRIMIENTO EN LA ESTABILIDAD. El corrimiento es un cambio en la pendiente de la curva de calibración debido a una variación en la sensibilidad. Entendiéndose por sensibilidad la relación con la que se cambia la salida del transductor, respecto a modificaciones en la variable física de interés.

CORRIMIENTO A CERO. Se entiende como el cambio en la salida correspondiente a un valor nulo del mesurado, en el período de tiempo específico y bajo condiciones controladas.

b) ERRORES DEBIDOS A LA INFLUENCIA DEL MEDIO AMBIENTE.

ERROR DE LA PRESION AMBIENTAL. Se cuantifica mediante la máxima diferencia que existe entre las salidas de cualquier valor mesurando en un ramo específico, cuando la presión ambiental varía entre los valores específicos.

ERROR DE COMPORTAMIENTO. Este error se debe fundamentalmente a la variación en el comportamiento de un transductor dependiendo de su orientación relativa respecto al sentido en el que actúa la fuerza de gravedad sobre éste.

ERROR DE TEMPERATURA. Se entiende por error de temperatura la máxima variación entre la salida correspondiente a algún valor del medurado, en un ramo específico, al variar la temperatura desde condiciones controladas hasta condiciones extremas.

ERROR DEBIDO AL GRADIENTE DE TEMPERATURA. La desviación en la salida de un transductor correspondiente a cierto valor del medurado, cuando es variante la temperatura de este último a una razón dada entre dos magnitudes específicas.

CORRIMIENTO EN LA SENSIBILIDAD TERMAL. Como se ha demostrado, existe un corrimiento o alteración en la sensibilidad de un transductor debido al cambio de la temperatura ambiental desde condiciones controladas hasta las extremas, en los límites del rango de temperaturas de operación.

ERROR DEBIDO A LA VIBRACION. En los transductores el máximo cambio de la salida correspondiente a cualquier valor del medurado dentro del rango específico; cuando son aplicados ciertos niveles de vibración, con una magnitud y un rango de frecuencias predeterminados, en el sentido de los ejes de medición.

c) ERRORES DEBIDOS A OTROS FACTORES EXTERNOS.

ERROR DE CONDUCCION. Los errores presentes en los transductores de temperatura son causados por variaciones en la conducción de calor entre el elemento sensor y la montura del transductor.

RUIDO DE SALIDA. Se denomina ruido de salida a la componente alternante ya sea r.m.s., pico o pico a pico, de un transductor de salida en forma directa, en la ausencia de variaciones del mesurado.

REGULACION DE SALIDA. Es un cambio de la salida debido a una modificación en la excitación del transductor.

ESTABILIDAD. Se entiende como la habilidad del transductor para mantener sus características de operación semejantes en un intervalo amplio de tiempo.

5.5.- TRANSDUCTORES DE PRESION:

La presión se detecta esencialmente mediante elementos sensores mecánicos, una membrana elástica, como una lámina, una corteza, o un tubo, que ofrecen a la presión (fuerza) una superficie (área) de actuación. La presión se mide como fuerza por unidad de área (N/m^2).

Cuando esta fuerza no está equilibrada por otra fuerza igual actuante en la superficie opuesta del elemento sensor, el elemento entra en flexión. Esta flexión se traduce (mediante un elemento de transducción) como un desplazamiento o una deformación. El movimiento producido por la flexión de un diafragma plano, un tubo recto y, en una larga extensión, también en los diafragmas ondulados no son transducidos típicamente como desplazamiento, sino más frecuentemente como deformación (deformación anular en el caso de un tubo recto).

Aunque todos los elementos sensores de presión realmente responden a un cambio de presión diferencial a través de ellos, los transductores pueden ser diseñados para medir, tanto presiones absolutas, manométricas, como diferenciales, dependiendo de la presión de referencia mantenida o admitida por el elemento del lado de referencia. El lado de referencia de un elemento sensor de presión absoluta se encuentran al vacío y está herméticamente sellado. Para la presión manométrica se toman medidas con el lado de referencia actuado sobre la presión ambiental. Los elementos sensores de presión diferencial flexionan con un aumento de diferencia entre dos presiones, las cuales pueden variar indistintamente. Se acostumbra denominar a la presión normalmente más baja y con menor variación presión de referencia y a la otra presión de medida.

5.5.1.- TRANSDUCTORES UTILIZADOS PARA MEDIR PRESION.

A) TRANSDUCTORES DE PRESION CAPACITIVOS.

El principio de transducción capacitivo se utiliza en transductores de presión en cualquiera de los dos diseños siguientes:

1. Estator único: la presión se aplica sobre un diafragma que se mueve en relación con un electrodo estacionario (estator).
2. Estator doble: la presión se aplica a un diafragma soportado entre dos electrodos estacionarios.

En el diseño de estator único el diafragma puede ser tanto el electrodo puesto a tierra como no. En la figura 5.1, el diafragma esta mecanizado integralmente por el soporte; se mueve respecto al electrodo estator (sobre un sustrato aislante); la deflexión del diafragma a fondo de escala es al rededor de 0.1 mm; una conexión que enlaza el estator con un terminal exterior, el cuerpo del transductor actúa como el otro terminal. La cavidad interna del transductor de presión absoluta mostrado se encuentra al vacío y sellada.

Los diseños de estator doble tienen la ventaja de ofrecer una multiplicación en el cambio de capacidad debido a que cuando el diafragma flexiona, la capacidad del estator aumenta y simultáneamente disminuye la capacidad del otro estator. Este efecto se utiliza sobre todo conectando las dos mitades del sensor como dos brazos en un puente a.c. (fig. 5.1). En el transductor mostrado en la figura 5.2, el diafragma está soldado a la caja y los dos electrodos metalizados sobre el sustrato cerámico tiene conexiones con el exterior. Este diseño utiliza dos diafragmas aislantes (membranas aislantes) y un fluido de transferencia que aísla la cavidad sensora del fluido a medir, reduciendo más los efectos de vibración y golpes, y proporcionando un fluido con constante dieléctrica invariable y conocida entre los electrodos del condensador.

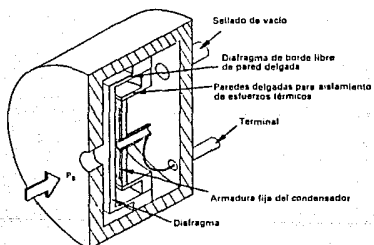


Figura 5.1. Estator Único.

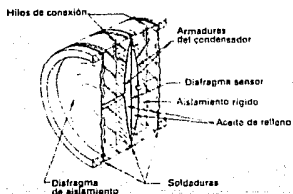


Figura 5.2. Estator doble.

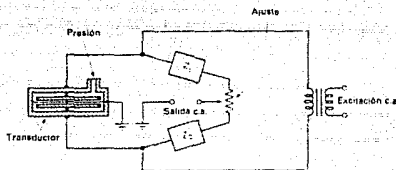


figura 5.3 diagrama del Estator doble.

B) TRANSDUCTORES DE PRESION RESISTIVOS.

Un variado número de diseños han sido desarrollados utilizando el cambio de la resistencia que se observa en ciertos materiales conductores cuando cuando la presión actúa sobre ellos. Así, el carbón en polvo ha sido usado en muchos diseños (los primeros micrófonos estaban basados en este material en principio) también se utilizan de manera similar discos de material apilado, actuados por un diafragma o un fuelle como miembro actuante de fuerza. Las resistencias de carbón también se utilizan para este propósito, dos resistencias colocadas en brazos opuestos de un puente de Wheatstone, expuestas al fluido que se desea medir y otro par de resistencias, también de carbón, aisladas de la presión. El carbón experimenta una disminución de su resistencia cuando es presurizado. Un fenómeno similar se observa en mezclas de resinas de componentes raras (elementos de las series de lantánidos) y del tetracloruro de zirconio; este material también se usa con transductores de presión.

C) TRANSDUCTORES DE PRESION PIEZOELECTRICOS.

Los transductores de presión piezoeléctricos son ampliamente utilizados en la medida de presiones en donde se requiere una elevada respuesta frecuencial (hasta 500 kHz) o en donde se requiere un pequeño tiempo de respuesta. Los cristales piezoeléctricos están fabricados de cuarzo o de una variedad de mezclas cerámicas; los cristales cerámicos adquieren sus características piezoeléctricas por la exposición a un campo eléctrico conectado durante el proceso de enfriamiento tras un proceso de calefacción. Un transductor de presión piezoeléctrico típico utilizando cristales de cuarzo se muestra en la figura 5.4.

Los cristales de cuarzo son utilizables hasta temperaturas de alrededor de 350 °C. La temperatura límite del cristal cerámico es el punto de Curie. Cuando se calienta por encima de este punto el cuerpo pierde sus características piezoeléctricas. Los rangos de presión se extienden hasta 150 MPa; sin embargo, muchos transductores capaces de medir un rango elevado sólo pueden estar calibrados en una porción de este rango; Los rangos de 50 o 100 MPa son los más comunes.

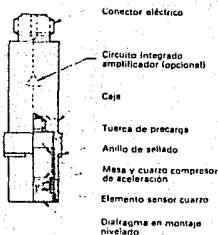


figura 5.4. Transductor piezoeléctrico.

5.6.- TRANSDUCTOR DE TEMPERATURA.

A) TERMOMETROS DE RESISTENCIA.

Los termómetros de resistencia emplean un elemento sensible de alambre de platino, cobre o níquel extremadamente puros que suministra un valor de resistencia definido para cada temperatura dentro de un rango. La relación entre temperatura y resistencia de conductores en el rango de temperatura cerca de 0°C se puede calcular de la ecuación:

$$R_t = R_{ref}(1 + \alpha \Delta t)$$

donde R_t es la resistencia del conductor a la temperatura t en °C.

R_{ref} es la resistencia a la temperatura de referencia, normalmente 0°C.

α es el coeficiente de temperatura de la resistencia.

Δt es la diferencia entre la temperatura de referencia y la de operación.

Casi todos los conductores metálicos tienen un coeficiente de temperatura positivo de resistencia, de tal forma que su resistencia aumenta con el incremento de la temperatura. Algunos materiales tales como el carbón y el germanio, tienen un coeficiente de temperatura negativo de resistencia, lo cual significa que la resistencia decrece con un incremento de la temperatura. Es conveniente tener un valor alto de α en los elementos sensores de temperatura de tal forma que opere un cambio sustancial en la resistencia para cambios relativamente pequeños de la temperatura.

La figura 5.5 muestra la variación de la resistencia con la temperatura para varios materiales de uso común. La gráfica muestra que la resistencia del platino y la del cobre aumentan casi linealmente con el incremento de la temperatura, mientras que las características para el níquel es no lineal.

El elemento sensor de un termómetro de resistencia se selecciona de acuerdo a la aplicación necesaria.

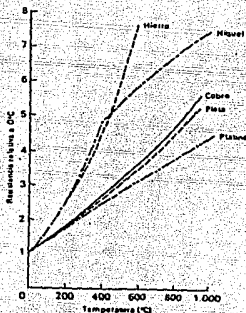


Figura. 5.5. Resistencia relativa (R_t/R_{ref}) contra temperatura de algunos materiales.

B) TERMOPARES.

Un termopar consiste en un par de alambres de metales diferentes unidos en un extremo (unión sensora o caliente) y terminados en el otro extremo (unión de referencia o fría), la cual se mantiene a una temperatura constante (temperatura de referencia). Cuando existe una diferencia de temperatura entre la unión sensora y la de referencia, se produce una fuerza electromotriz (f.e.m.) que origina una corriente en el circuito. Cuando la unión de referencia se termina en un medidor o instrumento registrador, como se observa en la figura 5.6, la indicación del medidor será proporcional a la diferencia de temperaturas entre la unión caliente y la unión de referencia. Este efecto termopélico, originado por los potenciales de contacto en la unión, se conoce como el efecto de seebeck.

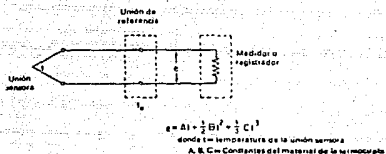


Figura 5.6 Termopar.

La magnitud de la f.e.m. térmica depende del material usado en los alambres y de la diferencia de temperatura entre las uniones. En la figura 5.7 se muestran las f.e.m. térmicas para algunos materiales comunes en termopares. Los valores mostrados se basan en una temperatura de referencia de 0°C . La máxima exactitud en la medición se asegura cuando los hilos o alambres de compensación son del mismo material que los alambres del termopar.

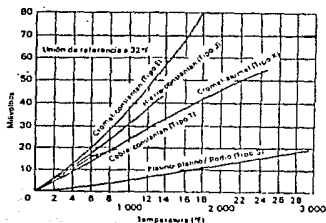


figura 5.7. F.E.M. térmicas de diferentes materiales.

C) TERMISTORES.

Los termistores, son dispositivos semiconductores que se comportan como resistencias con un coeficiente de variación alto con la temperatura y normalmente negativo. En algunos casos, la resistencia de un termistor a la temperatura ambiente puede decrecer tanto como un 6% por cada 1°C de elevación de la temperatura. Esta alta sensibilidad a los cambios de la temperatura hace al termistor extremadamente conveniente para la medición, control y compensación precisa de la temperatura. Los termistores se usan ampliamente en el rango de bajas temperaturas de -100°C a 300°C. Su rango de resistencia está entre 0.5Ω a 75Ω y están disponibles en gran variedad de formas y tamaños.

D) TRANSDUCTOR POTENCIOMETRICO.

Un transductor potenciométrico es un dispositivo electromecánico que contiene un elemento resistivo, el cual está en contacto con un cursor móvil. El movimiento del cursor da como resultado un cambio de la resistencia que puede ser lineal, logarítmico, exponencial, etc., dependiendo de la manera en la cual se devane el alambre de la resistencia. En algunos casos, depósitos de carbón, película de platino u otras técnicas se usan para mejorar el elemento resistivo.

Principio de potenciómetro se usa ampliamente a pesar de sus limitaciones. Su eficiencia eléctrica es muy alta y suministra una salida suficiente que permite operaciones de control sin mayores amplificaciones. El dispositivo se puede excitar por medio de C.A. o C.D. y por tanto tiene un rango amplio de funciones. Debido a la fricción mecánica del cursor contra el elemento resistivo, su vida útil está limitada y puede aparecer ruido térmico (debido a que disminuye su resistencia) al paso del tiempo. A menudo se requieren grandes desplazamientos para mover el cursor a lo largo de toda la resistencia de potenciómetro.

Básicamente, un potenciómetro resistivo consta de un elemento resistivo provisto con un contacto móvil. El movimiento del contacto puede ser de translación, rotación o bien una combinación de ambos (helicoidal), permitiéndose la medición de desplazamientos rotativos y de translación. En la figura 5.9. se muestran diferentes transductores potenciométricos.

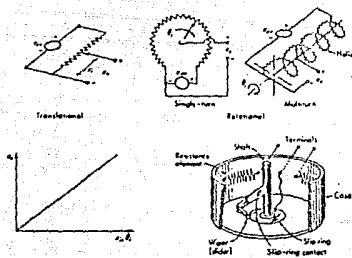


figura 5.9. Tipos de transductores potenciométricos.

5.7.- MICROFONOS.

Los sensores de presión sonora se denominan comúnmente micrófonos de medición o simplemente micrófonos. Considerados como transductores de presión, los micrófonos tienen un rango de medida de presión relativamente bajo pero una respuesta frecuencial elevada. Los dos métodos de transducción más comunes son el piezoeléctrico y el capacitivo.

La presión sonora puede expresarse en Pascales (Pa) o en unidades equivalentes que no sean del SI (Sistema Internacional) como las Din/cm² (0.1 Pa); sin embargo, se expresa generalmente como nivel de presión sonora, en decibelios (dB). El nivel de presión sonora (SPL o Lp) se referencia usualmente a 2×10^{-4} bar (0.0002 dina/cm²=20 mPa) si no se especifica una presión de referencia diferente.

- La potencia de sonido se expresa en watts (W).

- La impedancia acústica, resistencia y reactancia se expresan en Ns/m^5 ; esta unidad es también denominada como Ohm mks acústico.

5.7.1.- CARACTERISTICAS TECNICAS DE LOS MICROFONOS.

Sin excepción, todos los micrófonos poseen ciertas propiedades que el fabricante generalmente aporta. Estos datos son de suma importancia para el técnico a la hora de seleccionar un determinado tipo de micrófono. Estas propiedades son:

1.- SENSIBILIDAD. Básicamente se conoce por sensibilidad de un micrófono, a la potencia de audio en milliwatts o microwatts que es capaz de entregar en sus bornes de salida, para una determinada presión acústica aplicada en su membrana.

2.- FIDELIDAD. Este dato para el técnico en sonido es muy valioso, pues con él se da una idea sólida de la forma como el micrófono se comporta al trabajar el espectro de audio.

3.- DIRECCIONALIDAD. Al hacer la selección de un micrófono es fundamental conocer el comportamiento direccional del dispositivo, pues existen micrófonos direccionales, bidireccionales, multidireccionales, etc.. Los cuales de acuerdo a su aplicación, sirven para un determinado objetivo.

5.7.2.- MICROFONOS PIEZOELECTRICOS.

El diseño y operatividad de los transductores de presión de sonido piezoeléctricos (micrófonos piezoeléctricos) es muy similar al diseño y operatividad de los transductores de presión piezoeléctricos. Cerámicas, así como cristales de cuarzo se utilizan en los transductores de presión de sonido modernos un diseño típico se muestra en la figura 5.10. El encapsulado cilíndrico permite la sujeción manual así como la sujeción en una posición fija. La incorporación de un preamplificador es muy común. Este no sólo proporciona una amplitud de señal suficiente para accionar diversos tipos de visualizadores, analizadores y dispositivos de registro, sino que tiene además una impedancia de salida baja (alrededor de 1000 ohms) que es más sencilla de manejar mediante cables y equipo de proceso de la señal que la señal de elevada impedancia de salida (megaohms) del propio cristal.

El efecto piezoeléctrico es reversible; esto es, un cristal puede emitir sonido cuando está excitado por una tensión de C.A., a la frecuencia misma que el voltaje.

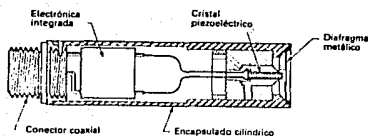


Figura 5.10. Micrófono piezoeléctrico.

5.7.3.- MICROFONOS CAPACITIVOS.

Los micrófonos capacitivos son transductores de presión sonora capacitivos diseñados de manera óptima para mediciones acústicas. Un diseño típico se muestra en la figura 5.11. El diafragma metálico actúa como un electrodo del elemento sensor, transductor de capacidad. El diafragma está eléctrica y mecánicamente unido al encapsulado y el encapsulado se utiliza además como terminal de tierra del sensor.

La unidad ilustrada permite este montaje en un encapsulado que puede utilizarse tanto en operación manual como operación de posición fija conteniendo además, un amplificador. Al instalarlo, un contacto del módulo amplificador actúa sobre un contacto eléctrico del terminal de salida del micrófono propiamente dicho. Este amplificador contiene un cable de conexión. El cable se conecta a una unidad de visualización o amplificación (que contiene una fuente de alimentación requerida) o a una unidad de fuente de alimentación que contiene un amplificador activador de línea. Los micrófonos capacitivos básicos requieren una tensión de polarización C.C. estable, aplicada a través de una elevada resistencia sobre los dos electrodos de condensador con el fin de mantener una carga constante en los electrodos.

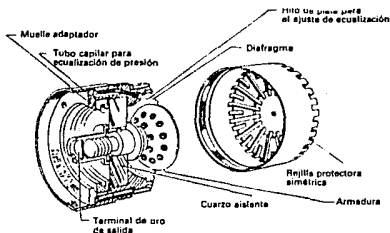


Figura 5.11. Micrófono capacitivo.

CAPITULO 6

6. SISTEMAS DE ADQUISICION DE DATOS

UTILES EN EL AREA BIOMEDICA.

6.1.- ADQUISICION DE DATOS EN EL AREA BIOMEDICA.

La adquisición de datos en el área biomédica se hace de manera indirecta, esto es, aplicando dispositivos mecánicos como el estetoscopio para medir el ritmo cardíaco y el baumanómetro para poder medir la presión arterial. Todas estas mediciones siguen un método, el cual nos permite tener una aproximación del valor real de esos datos que sirven para el diagnóstico físico del paciente.

6.2.- ADQUISICION DE DATOS EN EL SISTEMA DIGITAL.

6.2.1.- DETECCION DE LA SEÑAL A MANEJAR.

6.2.1.1.- DETECCION DE LA SEÑAL DE RITMO CARDIACO.

Esta señal será detectada mediante un micrófono capacitivo llamado Electret, que estará colocado en cierta forma dentro de una capsula de estetoscopio, la cual por sus características físicas nos podrá ayudar para amplificar un poco los sonidos que entran del exterior de la capsula, esta será colocada en el pecho en la zona donde se perciben más fuertemente los latidos registrando la actividad eléctrica del corazón por medio de sonido.

El Electret sensa ese sonido y lo convierte directamente en una señal eléctrica equivalente a la magnitud y duración del mismo, estos valores que se obtienen del Electret son las señales analógicas con las que se comenzará a trabajar, dichos valores son manejados como una diferencia de potencial eléctrico de milivolts.

6.2.1.2.- DETECCION DE LA SEÑAL DE PRESION ARTERIAL.

Esta señal para poder ser detectada requiere del micrófono Electret, con el cual se detecta mediante sonido la actividad eléctrica existente, al mismo tiempo con un sensor de presión que es colocado en un extremo del brazal, este se coloca en el brazo a la altura de la arteria humeral, arriba del codo, el sensor de presión es el MPX2100AP que por sus características físicas convierte la variación física de presión en su correspondiente diferencia de potencial eléctrico, en el momento en el que sea insuflado el brazal, la actividad eléctrica sensada por el micrófono va desapareciendo hasta llegar a ser nula, en ese momento el dispositivo será capaz de anunciar mediante una alarma visible y audible, al tener el aviso, la válvula de la bomba insufladora deberá ser abierta por el usuario, comenzará la actividad eléctrica en la arteria y el sensor, en ese instante va a captar las variaciones de presión en la arteria humeral, refiriendo esta presión a la presión ambiental. Estos valores que se obtienen del sensor MPX2100AP son las señales analógicas con las que se va a trabajar, dichos valores que nos proporciona el sensor MPX2100AP, son manejados como una diferencia de potencial eléctrico del orden de milivolts.

6.2.2.- AMPLIFICACION DE LAS SEÑALES A MANEJAR.

Se tomará uno de los amplificadores más comunes en dispositivos del tipo instrumentación, el cual por sus características es utilizado frecuentemente, por que ofrece mas ventajas sobre amplificadores convencionales, que no son usados para mediciones muy precisas.

6.2.2.1.- AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION.

El amplificador de instrumentación es uno de los más útiles, preciso y versátil disponible en la actualidad. Para simplificar el análisis del circuito, téngase en cuenta que su estructura se realiza conectando un amplificador reforzado a un amplificador diferencial clásico. Este en su forma más simple consta de tres amplificadores operacionales y de siete resistores. En la figura 6.1 el amplificador operacional A_3 y sus cuatro resistores iguales iR forman un amplificador diferencial, con una ganancia de 1. El resistor marcado con prima R' , puede hacerse variable para balancear V_0 eliminando cualquier voltaje en modo común. Solo un resistor, αR , se usa para establecer la ganancia de acuerdo con la ecuación:

$V_0/(E_1 - E_2) = 1 + 2/\alpha$, repetida aquí por motivos de comodidad en donde $\alpha = \alpha R/R$.

E_1 se aplica a la entrada positiva (+) y E_2 a la negativa (-), V_0 es proporcional a la diferencia entre los voltajes de entrada.

Las características del amplificador de instrumentación se resumen como sigue:

1. La ganancia de voltaje, desde la entrada diferencial ($E_1 - E_2$) a la salida del extremo único, se establece por un resistor.
2. La resistencia de entrada de ambas entradas es muy alta y no cambia conforme se varía la ganancia.
3. V_0 no depende del voltaje común a ambos E_1 y E_2 (voltaje en modo común), solo en su diferencia.

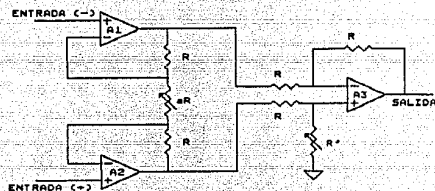


Figura 6.1. Amplificador de instrumentación.

También para este tipo de amplificador de instrumentación, Motorola nos propone uno, el cual se utilizaría para amplificar la señal que se obtiene del sensor de presión, que maneja una arquitectura muy similar a la anterior, las únicas diferencias son en la sección que contempla al amplificador diferencial que contiene al amplificador operacional A3, este circuito básico tiene otro circuito adicional, para ajustar el voltaje de offset, el cual funciona como una fuente de voltaje de baja resistencia para su salida de voltaje.

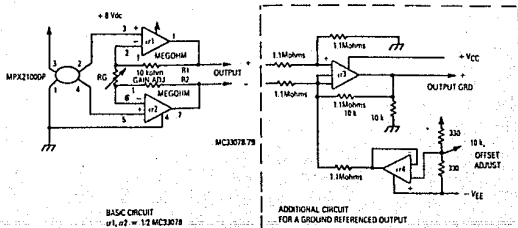


Figura 6.2. Circuito básico propuesto.

En el circuito básico se tiene un incremento en el voltaje hasta 4 volts con una referencia a tierra. Si se requiere cancelar completamente el voltaje de offset es necesario que el circuito adicional tenga una alimentación de voltaje de $-V_{EE} = -1.5$ volts.

6.2.3.- SISTEMAS DE FILTROS.

En este punto se tomará como base el filtro activo con la estructura de RAUCH. El uso del amplificador operacional permite realizar filtros de paso alto o de paso bajo de segundo o de orden "n" sin pérdida de inserción. Son posibles los siguientes tipos de filtros:

- Bessel (retardo plano): filtro cuya curva de fase es lineal, se destina a la transmisión de impulsos sin que aparezca rebasamiento;
- Butterworth (curva de ganancia plana): es un filtro de banda pasante no atenuada plana y un ligero rebasamiento;
- Chebyshev (rizado uniforme): banda pasante no atenuada con oscilaciones. Tiene un gran rebasamiento;
- Papoulis (filtro óptimo): intermedio entre los tipos Butterworth y Chebyshev.

Por asociación de los filtros de paso bajas y de paso altas pueden obtenerse filtros de paso bandas o de rechazo de bandas; sin embargo, los filtros así obtenidos no deben considerarse en la clase de filtros de paso altas o de paso bajas utilizados para su síntesis.

La utilización de la estructura de Rauch de segundo orden o de tercer orden, es necesario porque simplifica la realización del filtro (ver figura 6.3) y la determinación de los coeficientes necesarios para cada tipo de filtro, supóngase por el momento :

$R_1 = R_2 = R_3 = R$ para el filtro paso bajas.

$C_1 = C_2 = C_3 = C$ para el filtro paso altas.

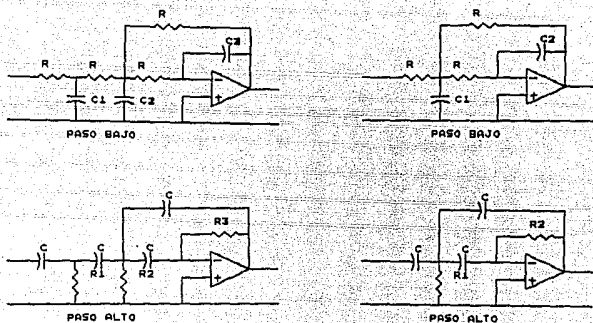


figura 6.3 Filtros de segundo y tercer orden con estructura de Rauch.

Para el filtro de paso bajas se determina el valor de C_0 de referencia:

$$C_0 = 1 / \omega_0 R$$

Para el filtro de paso alto se determina el valor de R_0 de referencia :

$$R_0 = 1 / \omega_0 C.$$

(ω_0 : pulsación de corte nominal)

Las tablas siguientes permiten la obtención de los coeficientes K que deben aplicarse a los valores de referencia para obtener los elementos del filtro. Las fórmulas son :

$$C_1 = (K_1 * C_0)$$

$$R_1 = R_0 / K_1$$

$$C_2 = (K_2 * C_0)$$

$$R_2 = R_0 / K_2$$

En el sistema tenemos dos frecuencias límites para manejar los estados críticos del paciente, estas frecuencias van desde el valor máximo de 100 pulsaciones por minuto hasta el valor mínimo manejable de 50 pulsaciones por minuto.

6.2.4.- DISPOSITIVOS CONVERTIDORES.

En la mayoría de los sistemas donde se emplean los convertidores, se presenta frecuentemente el hecho de que la información que estos sistemas requieren no está disponible en la forma que éstos la manejan, por lo cual es necesario contar con dispositivos que conviertan la información de manera que sea compatible con el sistema que se desea.

Los convertidores de señales analógicas a digitales (ADC) y de señales digitales a analógicas (DAC) aparecen en el momento en que se comienzan a utilizar las computadoras y sistemas digitales en general para el procesamiento de información. Por otra parte, casi todos los transductores transforman las variaciones físicas en señales eléctricas por lo que se requiere de un convertidor A/D si se utiliza un sistema digital para procesar estas señales, y por otra parte se requerirá de un convertidor D/A para cuando se necesite manejar la información después de haber sido procesada y aplicarlo a un sistema que la utilice.

Algunos parámetros básicos para los convertidores son:

- Resolución. Número de bits que se manejan en el convertidor.
- Tiempo de asentamiento (setting time). Tiempo en que la salida del convertidor tarda en estabilizarse.
- Tiempo requerido para obtener la palabra digital en el caso del convertidor A/D; y para el caso del convertidor D/A es el tiempo que se tarda el sistema en codificar la palabra digital.

- No linealidad. Nos da el rando en el cual la respuesta se sale de la linealidad, generalmente este parámetro se proporciona como un porcentaje de la escala completa del dispositivo (% * FSR (FULL SCALE RANGE)).

- Tiempo de apertura. Para los convertidores A/D es el tiempo que tarda el dispositivo en obtener la palabra digital menos el tiempo de muestreo de retén (sample and hold).

- Error de cuantización. Este parámetro es para convertidores A/D, y es el error que se presenta al digitalizar una señal analógica. Al muestrear una señal el valor más pequeño de voltaje muestreado será el nivel de cuantización, a este se le asignará un código digital. Si la señal muestreada presenta variaciones de voltaje más pequeñas que el nivel de cuantización se tendrá un error en la digitalización.

- Número de canales de entrada. Entradas analógicas (para A/D).

- Velocidad de conversión de palabras. En conversión A/D es el número de palabras digitales obtenidas por unidad de tiempo. En convertidores D/A es el número de palabras codificadas por unidad de tiempo.

- Características de entrada y salida. Corrientes, voltajes e impedancias.

- Voltaje de referencia.

- Rangos de temperatura.

- Error por ruido.

- Corrientes de polarización.

- Tiempo de conversión. Tiempo total en que se lleva a cabo la conversión.

- Tiempo de adquisición. Para convertidores A/D es el tiempo que hay desde que se empieza a muestrear hasta que se estabiliza la salida.

- Error de offset. Es el valor que entrega el convertidor cuando se tiene cero volts.

- Linealidad. Indica que tanta diferencia se presenta en los niveles de voltaje, idealmente éstos deben ser iguales (para un convertidor A/D).

6.2.4.1. CONVERTIDOR A/D.

Los convertidores bajo diferentes criterios.

Uno de ellos es clasificarlos en programables, los cuales realizan su conversión en un número dado de pasos, sucediendo cada uno de ellos en intervalos de tiempo dados por un reloj, y en no programables. En los programables se requiere que se lleve a cabo una secuencia de eventos antes que la conversión sea terminada. Otra manera de clasificar a estos sistemas, es por sistemas de malla abierta o malla cerrada (retroalimentación).

En los convertidores de malla abierta, una comparación directa es realizada entre el voltaje de entrada y un voltaje de referencia. El resultado de la comparación es la generación de una palabra digital equivalente a la señal de entrada.

En los convertidores de malla cerrada la señal de entrada produce una palabra digital la cual a su vez va a generar un voltaje que a su vez se va a comparar con el voltaje de entrada, cuando estos voltajes llegan a ser iguales finaliza el proceso de conversión. Existen varios sistemas de conversión A/D, pero solo se mencionarán los más comunes.

Convertidor A/D con contador.

Este convertidor es del tipo retroalimentado. La señal de entrada llega al comparador, al igual que otra señal que proviene de un convertidor D/A. La señal que envía el convertidor D/A es proporcional a una palabra digital que es generada por un contador. El contador se mantiene en funcionamiento hasta que las señales de entrada y la proveniente del convertidor D/A son iguales, y es en ese momento cuando se ha finalizado la conversión como se muestra en la figura 6.4..

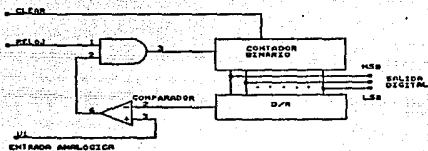


figura 6.4. Convertidor A/D con contador.

Convertidor A/D de aproximaciones sucesivas.

Este sistema utiliza un dispositivo programable como el que se muestra en la figura 6.5, el cual envía una palabra digital a un convertidor D/A, la señal que se obtiene de este es comparada con la señal de entrada, si son diferentes, la palabra digital se incrementa en un bit, y se vuelven a comparar las señales sucesivamente hasta que las señales de entrada y del convertidor D/A sean iguales.

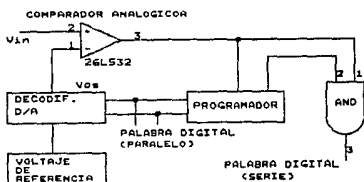


figura 6.5. Convertidor A/D de aproximacione sucesivas.

Convertidor A/D de comparadores en paralelo.

Este sistema es el más rápido de todos los convertidores. Está formado por un grupo de comparadores y un codificador. La señal de entrada es alimentada a todos los comparadores. Cada comparador se alimenta con una señal de referencia a través de una red resistiva de tal manera que la señal de referencia para el primer comparador es mayor que la señal para el último comparador. Las señales entregadas por los comparadores se introducen a un decodificador, el cual produce una palabra digital.

El convertidor A/D que se utilizará es el que contiene la pastilla del microcontrolador MC68HC711E9, que es del tipo convertidor A/D de aproximaciones sucesivas anteriormente mencionado.

El MC68HC711E9 contiene 8 canales de entrada multiplexados a un convertidor analógico-digital (A/D) que muestrea y anula o minimiza los errores de conversión causados por los rápidos cambios de las señales de entrada. Tiene dos líneas dedicadas (V_{RL} , V_{RH}) condicionadas por los voltajes de entrada de referencia. Estas terminales son conectadas por separado o por una fuente de voltaje independiente para asegurar una detallada aproximación de conversión A/D. Las entradas analógicas tienen rangos pequeños además se obtienen mejores ajustes en V_{RH} y V_{RL} y límites bajos deseables. La conversión es especificada y probada para $V_{RL} = 0V$ y $V_{RH} = 5V \pm 10\%$, sin embargo, las características de laboratorio indican un pequeño rango de variación para la máxima temperatura o no degradación con $V_{RH} - V_{RL}$ tan bajo como 2.5 a 3 Volts. El sistema A/D puede operar con V_{RH} debajo de V_{DD} y/o V_{RL} por encima de V_{SS} , mientras que V_{RH} sea mayor que V_{RL} bastante cerca de los soportes de conversiones (2.5 a 5.0 Volts).

CAPITULO 7

7. MEDIOS DE DESPLIEGUE UTILIZADOS PARA EQUIPO BIOMEDICO.

7.1.- MEDIOS DE DESPLIEGUE EN EL AREA BIOMEDICA.

En el caso del área biomédica hay una gran cantidad de medios de despliegue que son utilizados para el análisis del paciente, éstos se aplican a diferentes necesidades, por citar algunas se tiene: la Radiografía; es el nombre que se le da a la impresión de una placa o película sensible fotográficamente, por medio de la proyección sobre ella de radiaciones invisibles y penetrantes, como por ejemplo los rayos X, rayos gamma o rayos electrónicos, existiendo entre ambos (película y radiaciones) un cuerpo interpuesto. La Gammagrafía; es un procedimiento exploratorio de ciertos órganos, como tiroides, hígado, etc., que se basa en el empleo de rayos gamma emitidos por radioisótopos. Los rayos gamma son vibratorios y tienen gran poder de penetración, superior al de los rayos X.

7.2.- ELECTROCARDIOGRAMA (ECG).

Con este nombre se le conoce el trazado gráfico de las corrientes eléctricas que genera el músculo cardíaco al contraerse, este documento proporciona información del latido cardíaco, de su ritmo y del tamaño relativo de las cavidades de dicha viscera, así como relativa al aporte sanguíneo coronario, el aparato para llevar a cabo dicho registro es el electrocardiógrafo.

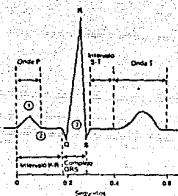


figura 7.1. Electrocardiograma

La figura 7.1. ofrece un ejemplo de electrocardiograma, en donde el registro de las contracciones del corazón se expresa por una línea quebrada, con elevaciones y depresiones de diferentes magnitudes y duración, correspondiente a los ciclos auriculo-ventriculares.

Cada parte del ciclo cardíaco produce un tipo diferente de impulso eléctrico, que se transmite desde los electrodos a una aguja que registra los impulsos en forma de ondas ascendentes y descendentes, que reciben el nombre de deflexiones.

7.3.- MEDIOS DE DESPLIEGUE EN EL SISTEMA DIGITAL.

7.3.1.- ESCALAMIENTO.

En este punto se hará referencia al escalamiento, pues ya que al tener a la entrada del sistema una señal analógica, se tiene que proceder al manejo de valores correspondientes y representativos de dicha señal. Los cuales, empíricamente, nos dan una referencia aproximada de los valores reales ya que la señal del sensor o transductor representa una diferencia de potencial, debe hacerse un escalamiento del valor hexadecimal obtenido en la conversión analógica/digital para que, consecuentemente, el despliegue del valor real de la variable medida sea representativo. En estos valores de escalamiento, se consideran los límites máximos y mínimos en los que entra la variable física.

7.3.2.- PROCESAMIENTO.

En un sistema de procesamiento digital, el bloque de procesamiento opera sólo con números en código o cifrado binario. Ahora, si se va a aplicar un sistema de procesamiento digital a señales del mundo real, que son de naturaleza analógica, se debe contar con medios para la conversión de señales analógicas en números cifrados o codificados en binario y viceversa.

Este capítulo se refiere al procesamiento de los datos obtenidos en la etapa de conversión, en ésta se realiza el manejo de la información binaria a través de la Unidad Central de Procesamiento (CPU). Este realiza un número considerable de funciones, que son:

1. Ofrecer señales de distribución y control para todos los elementos del sistema digital.
2. Buscar y traer instrucciones y datos de la memoria.
3. Transferencia de datos hacia y desde dispositivos de E/S.
4. Decodificación de instrucciones.
5. Realización de operaciones aritméticas y lógicas solicitadas por las instrucciones.
6. Respuesta a señales de control generadas en E/S como RESET e INTERRUPT.

También contiene todos los circuitos lógicos para realizar estas funciones, pero se debe tener en mente que mucha de la lógica interna no es externamente accesible. Esto significa que puede afectar los circuitos internos del CPU sólo por medio de un programa en la memoria para que lo ejecute, en dichos programas se contemplan instrucciones, datos, algoritmos de control, rutinas, etc. Las operaciones numéricas permitidas por las matemáticas pueden aplicarse a la señal cuando se expresan por una secuencia de números, incluyendo aquellas que serían extremadamente difíciles de aplicar a una señal analógica.

ESTA TESIS NO DEBE SALIR DE LA BIBLIOTECA

Después de manejar la información binaria que llega de la etapa de conversión, se encuentra una sección de distribución y control; la función principal de esta sección consiste en buscar, traer y decodificar instrucciones de la memoria del programa y después generar señales de control. La sección de control genera también señales externas que son enviadas a otros elementos como parte de la línea de control del sistema.

Cada microcontrolador o microprocesador tiene un conjunto único de señales de control de entrada y salida que se describen en detalle en los manuales de operación del fabricante de dichos dispositivos..

7.3.3.- DESPLIEGUE.

En este punto se presenta la información de las señales recibidas que han sido procesadas para que consecuentemente sean desplegados los valores correspondientes a dichas señales, pudiéndose definir esos datos de un algoritmo dentro de un programa o dentro de una tabla en la memoria. El despliegue se puede hacer mediante decimales codificados a siete segmentos o en un despliegue matricial de exhibición en cristal líquido (LCD).

Muchas exhibiciones numéricas utilizan una configuración de 7 segmentos para producir los caracteres decimales 0-9 y algunas veces los caracteres hexadecimales A-F. Cada segmento está constituido de un material que emite luz cuando se pasa corriente a través de él. Los materiales que se utilizan más comúnmente incluyen diodos emisores de luz (LEDs) y filamentos incandescentes.

Un segmento LCD se activará (ON) cuando sea aplicado un voltaje de CA entre el segmento y el plano posterior y se desactivará (OFF) cuando no haya voltaje entre los dos. En vez de generar una señal de corriente alterna, es práctica común producir un voltaje requerido aplicando ondas cuadradas fuera de fase al segmento y plano posterior.

En el despliegue matricial de exhibición de cristal líquido se tiene una configuración de puntos definidos en un cursor, por ejemplo, al decir que se tiene un segmento de 5X7, se tienen 5 puntos horizontales y 7 puntos verticales formando así un segmento. Este será controlado por varias líneas que provee el microcontrolador o el microprocesador y conectado a un bus de 8 bits de información a desplegar, en donde se pueden utilizar caracteres alfanuméricos, estos se encuentran distribuidos en un panel de matriz de 16 caracteres X 1 línea, 24 caracteres X 1 línea, 40 caracteres X 1 línea, las mismas disposiciones con dos líneas, con cuatro líneas, etc.

7.3.4.- SISTEMAS DE ALARMAS.

En estos sistemas de alarmas se indican los puntos críticos definidos en el sistema, la principal función de estas alarmas es avisar al usuario cuando el paciente se encuentre físicamente en condiciones anormales. Básicamente se tiene los siguientes tipos de alarmas en el sistema :

1. Alarma de Hipertensión. Esta alarma se activa cuando en el paciente se obtiene un valor de presión que sale del rango de 105 a 145 mmHg, en este caso se tomaría como máximo el valor de 145 mmHg.
2. Alarma de hipotensión. Esta alarma se activa cuando en el paciente se obtiene un valor de presión que sale del rango de 60 a 90 mmHg, en este caso se tomaría como mínimo el valor de 60 mmHg.
3. Alarma de taquicardia. Esta alarma se activa cuando en el paciente se obtiene un valor de frecuencia cardíaca que sobrepasa los 100 latidos por minuto.
4. Alarma de braquicardia. Esta alarma se activa cuando en el paciente se obtiene un valor de frecuencia cardíaca que se encuentra por debajo de los 50 latidos por minuto.

7.3.5.- SELECCION DE LA SEÑAL A MANEJAR.

Se trabajará con dos señales físicas, la forma de selección es mediante un interruptor que dará uno de los dos niveles, con los que maneja cada señal dependiendo del nivel que se tenga en dicho interruptor; por ejemplo, si el nivel que deseamos es cero, se medirá la frecuencia cardíaca y en caso contrario se medirá la presión sanguínea.

Este tipo de interruptor de referencia, es la forma más simple de controlar diversas señales dentro de un sistema de procesamiento digital, con lo que, se tiene un control físico de las señales de analógicas de entrada al sistema.

CAPITULO 8

8. LIMITANTES DEL DISEÑO.

8.1.- LIMITANTES RESPECTO A LA ADQUISICION DE COMPONENTES.

Una de las limitantes se dio al buscar los componentes del dispositivo, puesto que no en todos los lugares donde se supone deben adquirirse, es posible conseguir un dispositivo electrónico como el microcontrolador 68HC11, sensores y transductores, pues en donde se tienen estos dispositivos ponen sus condiciones para venderlos, por ejemplo, para adquirir el microcontrolador solo se puede conseguir en lugares que son distribuidores, y no venden por una sola pieza. En el caso de los sensores de presión no se pueden adquirir puesto que no son totalmente comercializados, para poder adquirirlo se tuvo que ir a la compañía Motorola de Mexico S.A., la cual pidió una carta de parte de la facultad para facilitar la adquisición de el sensor de presión, el microcontrolador 68HC711E9 y otros dispositivos que se recomendaban para el manejo de estos.

8.2.- REQUERIMIENTOS DE DISEÑO.

- Sistema de control.

El sistema de control será capaz de realizar operaciones aritméticas con el fin de obtener balances, así como tener un cronómetro para el control de tiempos. Este sistema también debe ser capaz de manejar diversas señales analógicas mediante un convertidor analógico-digital.

- MEMORIA

El sistema debe requirere una memoria del tipo EPROM (Memoria de Solo Lectura Programable Eléctricamente), en cualquiera de sus versiones, con el fin de tener grabado el programa del sistema de control; por otro lado, debe tener también una memoria del tipo RAM (Random Access Memory) con el objeto de almacenar temporalmente los datos.

- ENTRADAS

1) Se contará con un micrófono Electret para poder medir la frecuencia con la que se mueve el corazón. Este tendrá un rango de medición de 0 a 5 mv, dicha medición será acondicionada para tener compatibilidad con el sistema de control.

2) Contará también con un sensor de presión para medir la presión del flujo sanguíneo, éste tiene un rango de medición de 0 a 45 V, también esta medición será acondicionada para tener compatibilidad con el sistema de control.

3) Para poder programar al sistema se acondicionó un interruptor con la característica de poder cambiar el estado de entrada del bit de control, con lo cual, dependiendo de que nivel tenga el bit de control, se medirá una señal a la vez.

- SALIDAS

1) Pantallas. Deberá utilizarse un (LCD) Display de Cristal Líquido que contiene 16 columnas y 1 renglón. Este pantalla trabaja con la entada de un Bus de datos y otros terminales de control como son R/W, E y RS.

2) Indicadores luminosos los cuales deberán apuntar a la función que se está realizando. Se requiere de un indicador luminoso para cualquier señal de diagnóstico físico.

3) Alarmas. Estas deberán ser de dos tipos:

A) Audible. La alarma audible, consiste en un pequeño dispositivo llamado zumbador o en una pequeña bocina, que será la misma en cualquiera de estos tipos de diagnóstico:

Hipertensión o Hipotensión y Taquicardia o Braquicardia.

B) Visual. La alarma visual que consiste en indicadores luminosos constituidos por leds; deberá ser considerada por separado en cada caso, una asignada para cada señal de alarma.

Una vez conocidos los parámetros que intervienen en el proceso se decidirá la manera de controlarlos.

El uso de un microcontrolador presenta la ventaja de incluir en su conjunto de instrucciones; operaciones aritméticas que facilitan la implantación del diseño. Sin embargo, dichas operaciones no se encuentran al nivel que se requiere para el sistema debido a que se deben realizar operaciones complejas; aunque, el propósito del microcontrolador no es ejecutar funciones aritméticas sofisticadas.

Por su parte, un microcontrolador de propósito general ofrece cumplir con todos los requerimientos del diseño, dando la opción de especializarlo tanto como se requiera. Es por esto que el diseño tendrá como elemento básico de control a un microcontrolador. Un problema que se presenta en el uso de un microcontrolador es el difícil acceso al soporte técnico de la casa representante.

Con lo expuesto anteriormente, surge la pregunta.

¿Cuál es el microcontrolador que se utilizará y qué circuitos de apoyo serán los más apropiados para este sistema? Se presenta a continuación un breve resumen de las capacidades deseables para un sistema de este tipo, además de los posibles circuitos de apoyo con el fin de tener una base para poder seleccionar los componentes del sistema.

- Es conveniente contar con la unidad central de proceso en forma integrada en el circuito, el cual tiene una longitud de palabra que puede variar entre 8, 16 y 32 bits.

- Se tienen frecuencias en el procesador que van de 4 a 8 MHz.

- Posibilidad de manipular dentro de la memoria principal del tipo RAM, cuya longitud puede variar entre 1 y 512 bytes dentro del mismo circuito, pudiéndose expandir externamente 16 kbytes más.

- Posibilidades de manipular dentro de la memoria principal del tipo ROM; en este caso el microcontrolador en la mayoría de los casos utiliza memorias del tipo EPROM y EEPROM cuya capacidad varía generalmente entre 2 y 12 kbytes dentro del mismo circuito, pudiéndose expandir externamente 8 kbytes más.

- Capacidad de manipular señales analógicas, que son convertidas a digitales para ser procesadas por el sistema. El rango de voltajes a la salida del convertidor deberá ser entre 0 y +5 volts, con el fin de ser compatible con los niveles de las señales internas del sistema, el convertidor también pertenece al mismo circuito integrado.

- La resolución de los convertidores es de 8 bits.

- Es conveniente contar dentro del sistema con la presencia de un cronómetro programable que comúnmente se denomina timer.

- Se debe proveer, en la mayoría de los casos, un suministro eléctrico adecuado de + 5V de CD; tomando en cuenta que en ocasiones, algunos dispositivos requieren de suministro adicional de $\pm 12V$, $\pm 24V$ y $\pm 5V$.
- Es conveniente que el sistema presente una salida como punto de referencia "tierra".
- Es conveniente que los subsistemas de adecuación de las señales analógicas de ciertos transductores o sensores, sean considerados como elementos independientes del sistema principal; ésto es, se pueden diseñar como interfaces adicionales del sistema.
- Deben tomarse en cuenta factores como facilidad de desarrollo, consumo de potencia, poder de procesamiento, velocidad y costo.

Con lo anterior, sólo resta la opción de seleccionar un microcontrolador de 8 bits pudiendo trabajar como de 16 bits. Basándose en la familia Motorola, cuyos microcontroladores son: MC68HC11A8, MC68HC11A1, MC68HC11A0, XC68HC11B8, XC68HC11B1, XC68HC11B0, MC68HC11E9, MC68HC11E1, MC68HC11E0, MC68HC81E2, MC68HC11D3, MC68HC71D3 y se utilizará el MC68HC71E9 que tiene ventajas sobre los demás.

Una vez seleccionado el microcontrolador para este sistema, se deben contemplar diversos factores tanto para el desarrollo como para la implantación, se debe analizar que técnica de desarrollo se seguirá tanto en el aspecto electrónico así como en el de programación. Algunos criterios que deben tomarse en cuenta para el desarrollo e implantación del sistema son :

Exactitud

La complejidad del sistema tiende a ser una función exponencial de la exactitud demandada. Además, factores sentimentales tales como el entusiasmo del cliente o aún el del diseñador, puede alterar, entre otras cosas, el costo y la viabilidad del proyecto.

Rango y resolución

Esto se refiere a consideraciones de valores máximos y mínimos, con qué frecuencia ocurre un evento y por último qué tan determinante es la exactitud y precisión en el costo del proyecto.

Factores ambientales

En esta categoría se contemplan los factores tales como la temperatura ambiente, la humedad, el ambiente eléctrico (lugares donde se acumulan cargas estáticas), etc. Estos factores deben tomarse en cuenta para el diseño de cualquier sistema ya que, por ejemplo, no es lo mismo trabajar en un ambiente donde se acumulan las cargas estáticas, razón por la que se tendría que aterrizar el equipo que en un ambiente totalmente libre de cualquier perturbación.

Factores ergonómicos

Esto se refiere básicamente a que una vez que el sistema se encuentra operando, se debe evitar cualquier tipo de calibración y ajuste (como sería el ajuste de una báscula) por facilidad de operación y mantenimiento del equipo.

Posibles fallas

Esto involucra consideraciones de mal funcionamiento debido a la posible ausencia de energía o por la ausencia temporal de alguna señal esperada. Factores de este tipo deben tomarse en cuenta en aplicaciones delicadas tales como en el campo biomédico.

Mantenimiento

Esto contempla documentación, contratos de servicio e información que se le deberá entregar al usuario con el fin de que en caso de presentarse alguna falla, se tengan los documentos necesarios para dar el servicio correspondiente.

8.3.- ESTRATEGIA DE DISEÑO.

Antes de analizar las diferentes técnicas de desarrollo para sistemas basados en microcontrolador o microprocesador, a continuación se muestra un diagrama general de estrategia de diseño.

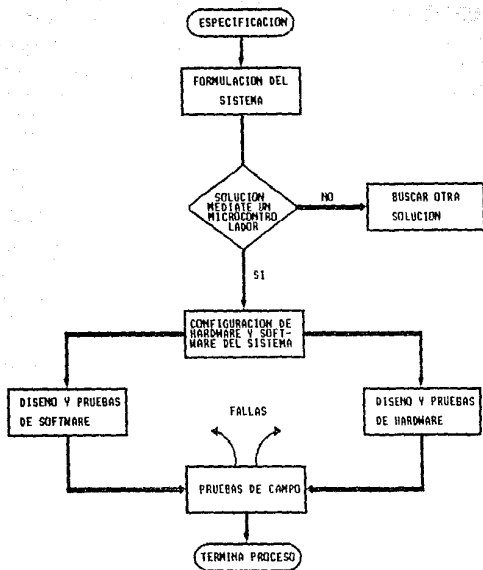
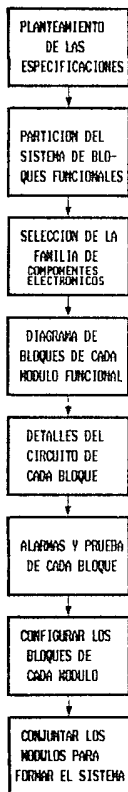
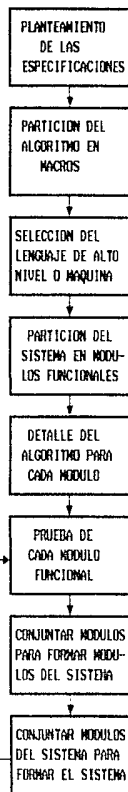


Diagrama de flujo para el desarrollo de sistemas digitales basados en microcontrolador o microprocesador.

DISEÑO DEL HARDWARE



DISEÑO DEL SOFTWARE



Diseño de sistemas digitales basado en la técnica (TOP-DOWN)

TECNICA DE DISEÑO TOP-DOWN.

Mediante esta técnica, el diseño de la electrónica pueda ser lento y en ocasiones caro debido a que se tiene que desarrollar toda la electrónica a nivel de componentes y no mediante bloques funcionales como podría ser EPROM, RAM, convertidores, etc. Esto es, una vez definidos los bloques funcionales, se van descomponiendo en subbloques cada vez más específicos como compuertas lógicas, elementos pasivos como resistencias, capacitores, etc.

En lo que respecta a la programación (software), se desarrolla básicamente mediante la programación estructurada junto con la experiencia del diseñador. Generalmente para el desarrollo del programa se elaboran diversas librerías de algoritmos para así simplificar la repetición de rutinas que se pudieran presentar en varias partes del programa.

Los componentes del software de un sistema, deben cumplir con el siguiente criterio de diseño:

- Velocidad. Esto es esencialmente importante en aplicaciones de tiempo real.
- Economía. Tratando de elaborar el programa lo más corto posible con el fin de usar una sola memoria o la menor capacidad de esta.
- Confiabilidad. Evitar iteraciones interminables, condiciones de sobre-flujo (overflow), etc.
- Flexibilidad. Facilidad de elaborar algún tipo de modificaciones posterior al programa como podría ser una rutina adicional.
- Ergonomía. Facilidad en operación y manejo del sistema para que el usuario con capacitación adecuada sea capaz de operar el equipo.

CAPITULO 9

9. DISEÑO E IMPLANTACION DEL ESTETOSCOPIO Y DEL BAUMANOMETRO DIGITAL.

El primer paso antes de efectuar cualquier tipo de propuesta de diseño, es revisar la manera en que el procesador manipula la memoria y los dispositivos de entrada y salida que, en este caso son los dispositivos periféricos con que cuenta el sistema. Una vez efectuado lo anterior, se deben de revisar tanto la lógica que relaciona a cada circuito con el procesador, como las posibles relaciones que puedan guardar dos o más circuitos entre si. Cuando ya se hallan logrado estos dos pasos, el tercero consiste en efectuar un análisis de las líneas de datos, direcciones y control, tomando como referencia la lógica antes propuesta.

Después de haber realizado esto, se elabora una arquitectura general del sistema determinando todas las posibles conexiones físicas a efectuar seleccionando alguna de las técnicas para el desarrollo de sistemas basados en microprocesadores. Es importante notar que las limitantes de diseño tienen una intervención inicial al momento de proponer la lógica de interrelación y operación del sistema, ya que de no ocurrir esto, el prototipo diseñado no las podría satisfacer.

Como se mencionó en el capítulo anterior, existen tres técnicas a seguir en el diseño de sistemas digitales. Analizando las estrategias de desarrollo, se decidió elaborar el sistema empleando la técnica descendente (TOP-DOWN) debido a su facilidad de implantación, baja posibilidad de error y la elaboración de módulos funcionales pudiendo probarlos estos por separado para así conjuntarlos, con el objetivo de obtener como resultado final el funcionamiento total del sistema.

Una vez seleccionada la técnica para la realización del diseño y la implantación del prototipo, el siguiente paso es elaborar una arquitectura general del sistema, para poder realizar módulos específicos para cada bloque funcional. En la figura se muestra la arquitectura general del sistema.

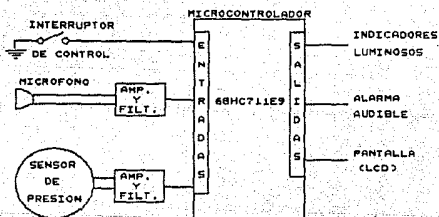


Fig. 9.1 - Arquitectura general del sistema digital.

9.1. DISEÑO ELECTRONICO.

Como se puede observar en la figura cada bloque funcional se podrá dividir en módulos específicos con el fin de poder diseñar cada uno de éstos por separado. Como es necesario ir desarrollando al mismo tiempo el programa (software) y la implementación electrónica (hardware) del sistema con el objeto de seguir la técnica de desarrollo antes mencionada.

En este diseño se tiene la peculiar fortuna de que la mayoría de los módulos funcionales están dentro del mismo microcontrolador, con ello se reduce en gran escala el desarrollo del diseño de cada módulo, teniendo la ventaja de que en el solo se tendría que diseñar las entradas de las señales, adecuándolas a las capacidades que el microcontrolador limite a seguir y, diseñar la estructura de salida adecuándola a las posibilidades que ofrece el microcontrolador para el despliegue de información.

9.1.1. UNIDAD DE CONTROL.

La unidad de control está constituida básicamente por los componentes que se enlistan a continuación. En la figura 9.2 se muestra el diagrama de bloques de la unidad de control.

- Microcontrolador.
- Generador de reloj del sistema.
- Circuito de reset.

Como se mencionó en el capítulo anterior se utilizará el microcontrolador 68HC711E9 para este proyecto, el cual se describe a continuación.

- Microcontrolador 68HC711E9.

El HCMOS 68HC711E9 es un avanzado microcontrolador (MCU) de 8 bits con un chip sofisticado de alta capacidad periférica. Esta nueva técnica de diseño es usada para alcanzar una velocidad nominal de bus de 2 MHz. Además, el diseño estático permite operaciones a frecuencias bajas de corriente directa y reduce el consumo de potencia.

Las características electrónicas del microcontrolador 68HC711E9 son:

- * 12K Bytes de memoria EPROM.
- * 512 Bytes de memoria EEPROM.
- * 512 Bytes de memoria RAM.
- * Sistema realzado con timer de 16-bits :
 - 4 Fases preescalares programables.
 - 3 entradas de captura/5 salidas de funciones comparables o
 - 4 entradas de captura/4 salidas de funciones comparables (s/w selectivas).
- * Circuito acumulador de pulso de 8-bits.
- * Una interfase NRZ de comunicación serial (SCI).
- * Una interfase periférica serial (SPI).
- * Ocho canales multiplexados para el convertidor A/D de 8-bits.
- * Circuito interruptor en tiempo real.
- * Sistema Watchdog para operar correctamente al computador (COP).
- * Disponible en plástico empaquetado en un chip.

- Generador de reloj del sistema.

La señal de reloj requerida por el microcontrolador 68HC711E9 es generada por un oscilador controlado por un cristal de cuarzo. Dicho circuito esta constituido por una resistencia colocada en paralelo con el cristal de cuarzo y dos capacitores colocados cada uno a cada salida del cristal y conectados a tierra, o se puede utilizar un oscilador externo compatible con los circuitos CMOS, el cual a su salida dará la frecuencia del cristal que para este sistema es de 4 MHz. La frecuencia que se debe aplicar es cuatro veces mayor que la velocidad "E" (velocidad a la que trabaja el CPU).

9.1.2. LOGICA DE DECODIFICACION.

Como parte de la secuencia de diseño, es importante mencionar que el microcontrolador 68HC711E9 basa su funcionamiento en un mapa de memoria que es compartido por las memorias RAM, EPROM y EEPROM, y un mapa de asignacion de registros y bit de control que es compartido por los puertos dependiendo de como deban estar configurados, formando también parte del mapa de memoria.

Para este diseño, nos referimos al mapa expuesto en el manual de operación del microcontrolador 68HC711E9, con el cual es más sencillo el manipular las condiciones de la lógica de decodificación. Además, en el manual se nos recomiendan varias posibilidades para manejar la expansión de memoria y en que dirección se puede incluir dentro del mapa de memoria, pues ya se tiene definido completamente dicho mapa. El mapa de puertos no lo contemplaremos puesto que estos forman parte del microcontrolador.

A continuación se muestra la tabla 9.1 que se refiere al mapa de memoria y a la asignación de registros y bit de control.

TABLA 9.1. MAPA DE MEMORIA.

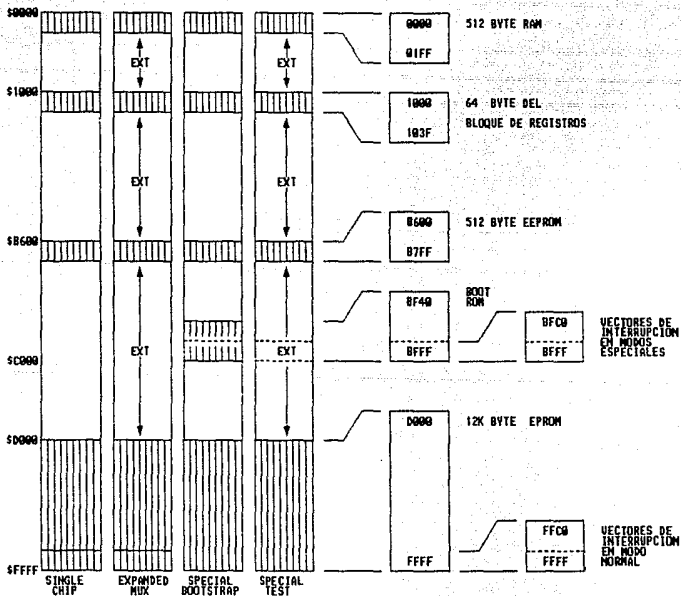


TABLA 9.1. ASIGNACION DE REGISTROS Y BIT DE CONTROL.

	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0		
SI000	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0	PORTA	Puerto A de E/S
SI001									Reservada	
SI002	STAF	STAI	CHOM	INDS	OIM	PLS	EGA	INVB	PIOC	Registro de control E/S Paralelo
SI003	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0	PORTC	Puerto C de E/S
SI004	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0	PORTB	Puerto B de Salida
SI005	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0	PORTCL	Puerto C Dirs/Datos Latcheados
SI006									Reservada	
SI007	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0	DDRC	Direccion de Datos para el Puerto C
SI008			BIT 5	---	---	---	---	BIT 0	PORTD	Puerto D de E/S
SI009			BIT 5	---	---	---	---	BIT 0	DDRD	Direccion de Datos para el Puerto D
SI00A	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0	PORTE	Puerto E de Entrada
SI00B	FOC1	FOC2	FOC3	FOC4	FOC5				CFORC	Registro Comparador Forzado
SI00C	OCIM7	OCIM6	OCIM5	OCIM4	OCIM3				OCIM	Registro Accionador de Mascara OC1
SI00D	OCID7	OCID6	OCID5	OCID4	OCID3				OCID	Registro Accionador de Datos OC1
SI00E	BIT 15	---	---	---	---	---	---	BIT 8	TCNT	Registro Contador de Timer
SI00F	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0		
SI010	BIT 15	---	---	---	---	---	---	BIT 8	TIC1	Registro de Entrada de Captura 1
SI011	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0		
SI012	BIT 15	---	---	---	---	---	---	BIT 8	TIC2	Registro de Entrada de Captura 2
SI013	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0		
SI014	BIT 15	---	---	---	---	---	---	BIT 8	TIC3	Registro de Entrada de Captura 3
SI015	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0		
SI016	BIT 15	---	---	---	---	---	---	BIT 8	TOC1	Registro Comparador de Salida 1
SI017	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0		
SI018	BIT 15	---	---	---	---	---	---	BIT 8	TOC2	Registro Comparador de Salida 2
SI019	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0		
SI01A	BIT 15	---	---	---	---	---	---	BIT 8	TOC3	Registro Comparador de Salida 3
SI01B	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0		
SI01C	BIT 15	---	---	---	---	---	---	BIT 8	TOC4	Registro Comparador de Salida 4
SI01D	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0		
SI01E	BIT 15	---	---	---	---	---	---	BIT 8	T1405	Registro Comparador de Salida 5 /
SI01F	BIT 7	---	---	---	---	---	---	BIT 0		Registro de Entrada de captura 4

TABLA 9.1. ASIGNACION DE REGISTROS Y BIT DE CONTROL. (CONTINUACION)

	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0	
\$1020	DM2	OL2	DM3	OL3	DM4	OL4	DM5	OL5	TCTL1 REGISTRO CONTROLADOR DE TIEMPOS1
\$1021	EDG4B	EDG4A	EDG1B	EDG1A	EDG2B	EDG2A	EDG3B	EDG3A	TCTL2 REGISTRO CONTROLADOR DE TIEMPOS2
\$1022	OC11	OC21	OC31	OC41	I4051	IC11	IC21	IC31	TMSK1 REG. MASCARA INTERRUPTOR DE TIEMPOS1
\$1023	OC1F	OC2F	OC3F	OC4F	I405F	IC1F	IC2F	IC3F	TFLG1 REG. BANDERA INTERRUPTOR DE TIEMPOS1
\$1024	TO1	RT11	PA0U1	PA11			PR1	PR0	TMSK2 REG. MASCARA INTERRUPTOR DE TIEMPOS2
\$1025	TOF	RT1F	PA0VF	PA1F					TFLG2 REG. BANDERA INTERRUPTOR DE TIEMPOS2
\$1026	DDRA7	PAEN	PAN0D	PEDGE	DDRA3	I4/05	RTA1	RTA0	PACTL REG. ACUMULADOR DE CONTROL
\$1027	BIT 7	----	----	----	----	----	----	BIT 0	PACNT REG. ACUMULADOR DE CONTEO
\$1028	SPIE	SPE	DNOM	MSTR	CPOL	CPHA	SPR1	SPR0	SPCR REGISTRO SPI DE CONTROL
\$1029	SPIF	WCOL		MODF					SPSR REGISTRO SPI DE ESTATUS
\$102A	BIT 7	----	----	----	----	----	----	BIT 0	SPDR REGISTRO SPI DE DATOS
\$102B	TCLR		SCP1	SCP0	RCKB	SCR2	SCR1	SCR0	BAUD CONTROL SCI DE VELOCIDAD EN BAUDIOS
\$102C	RB	TB		M	WAKE				SCCR1 REGISTRO SCI DE CONTROL 1
\$102D	TIE	TCIE	RIE	ILIE	TE	RE	RWU	SBK	SCCR2 REGISTRO SCI DE CONTROL 2
\$102E	TDRS	TC	RDRF	IDLE	OR	NF	FE		SCSR REGISTRO SCI DE ESTATUS
\$102F	BIT 7	----	----	----	----	----	----	BIT 0	SCDR DATOS SCI (LECTURA RDR, ESCRITURA TDR)
\$1030	CCF		SCAN	MULT	CD	CC	CB	CA	ADCTL REGISTRO DE CONTROL CONVERTIDOR A/D
\$1031	BIT 7	----	----	----	----	----	----	BIT 0	ADR1 REGISTRO CONV. A/D DE RESULTADO 1
\$1032	BIT 7	----	----	----	----	----	----	BIT 0	ADR2 REGISTRO CONV. A/D DE RESULTADO 2
\$1033	BIT 7	----	----	----	----	----	----	BIT 0	ADR3 REGISTRO CONV. A/D DE RESULTADO 3
\$1034	BIT 7	----	----	----	----	----	----	BIT 0	ADR4 REGISTRO CONV. A/D DE RESULTADO 4
\$1035				PTCON	BPRT3	BPRT2	BPRT1	BPRT0	BPROT REG. PROTECCION DEL BLOQUE EEPROM
\$1039	ADPU	CSEL	IRQE	DLY	CME		CR1	CR0	OPTION OPCIONES DEL SISTEMA DE CONFIGURACION
\$103A	BIT 7	----	----	----	----	----	----	BIT 0	COPRST CIR. COP TIEMPOS ARM/RESET
\$103B	DDO	EVEN		BYTE	ROM	ERASE	EELAT	EEPGM	PPROG REG. PROGRAMADOR DE CONTROL DE EEPROM
\$103C	RBOOT	SH0D	MDA	IRV	PSEL3	PSEL2	PSEL1	PSEL0	HPRI0 ALTA PRIORIDAD DE 1-BIT INT. Y MISC.
\$103D	RAM3	RAM2	RAM1	RAM0	REG3	REG2	REG1	REG0	INIT REGISTRO DEL MAPA DE RAM Y DISP. E/S
\$103E	TIL0P		OCCR	CBVP	DISR	FCM	FCOP	TCON	TEST1 REGISTRO DE CONTROL DEL FACTOR TEST
\$103F					MOSEC	MOCP	ROMON	ECON	CONFIG CONFIG. ACCESO A COP, ROM Y EEPROM

La lógica de decodificación solo se contemplará para las salidas de información a desplegar, alarmas audibles y alarmas visibles, a las cuales es necesario asignarles una dirección de salida por un bus de datos, estas direcciones pueden contemplarse entre la \$01FF y \$0FFF, \$1040 y \$B5FF o entre la \$B7FF y \$D000, una opción es tomar una dirección fija para cada una de ellas, que no afecte a las direcciones donde este el programa.

Una vez realizado el mapa de memoria y de salidas, se propone la lógica que decodifica las direcciones generadas por el microcontrolador, a fin de habilitar las diferentes secciones de dicho mapa. Al tomar en cuenta las limitantes del diseño en cuanto al manejo de memorias y puertos, se llega a concluir que el mejor medio para lograr un manejo adecuado del mapa de memoria y salidas, es contar con la presencia de decodificadores como parte fundamental de la lógica de decodificación.

7.1.3. MEMORIAS.

- Memoria EPROM .

Dada la necesidad de tener un programa base fijo para la aplicación a la que en este momento se le da al microcontrolador, la memoria EPROM que forma parte del circuito interno, nos ayuda con la posibilidad de grabar en ella un programa, con el cual el sistema va a trabajar por un tiempo indefinido. De tal forma, que si se desenergiza el sistema, la siguiente vez que se energice eléctricamente corra el programa sin tener que volver a configurar dicho sistema y obtener las salidas nuevamente.

Con lo anterior podemos decir que el programa queda residente en memoria mientras se utilice la configuración física del sistema para una aplicación determinada. Aunque la memoria se puede borrar eléctricamente y grabar en ella otro programa para otra aplicación diferente.

La memoria EPROM interna ocupa los 12K Bytes más significativos del mapa de memoria (\$D000-\$FFFF).

- Memoria EEPROM.

Se puede tener la necesidad de almacenar algunos datos importantes para el médico y el paciente permanentemente en el proceso de Estetoscopio y Baumanómetro Digitales, solo si se requiriera de conservar información importante se tendría que recurrir a almacenar cantidades de información que el médico pudiera utilizar, en el sistema no se contempla puesto que como no es un sistema de gran tamaño y posibilidad de manejar una gran cantidad de información, con lo cual se concreta no utilizarla aunque esté dentro de la arquitectura del microcontrolador.

- Memoria RAM.

En este proyecto se empleará una memoria del tipo RAM con una capacidad de 512 Bytes. Los 512 Bytes de memoria RAM también formando parte de la arquitectura interna del microcontrolador, durante la relocalización de inicialización, es escrita con el registro INIT. La posición de restablecimiento por default es \$0000 hasta \$01FF. Esta RAM es implementada con celdas estáticas y retiene estos contenidos durante los modos de espera (WAIT) y de paro (STOP). Los contenidos de los 512 Bytes de RAM están retenidos con un suministro de baja corriente en una fuente de potencia de respaldo en el pin M0DB/V_{STBY}.

9.1.4. PUERTOS.

El microcontrolador 689HC711E9 contiene internamente 5 puertos que se describen a continuación.

Puerto A

El puerto A es configurado de la siguiente manera: Configuración de 4 entradas con funciones de captura (IC1, IC2, IC3, IC4) y tres salidas con funciones de comparación (OC2, OC3, OC4) o tres entradas con funciones de captura (IC1, IC2, IC3) y cuatro salidas con funciones de comparación (OC2, OC3, OC4, OC5), y para cualquiera de los dos casos una entrada de acumulador (PA1) o una quinta salida de función de comparación (OC1).

Algunas terminales del puerto A no se usan para estas funciones alternativas, más bien son usados para entradas y salidas de propósito general.

Punto B.

En el puerto B, mientras esté en el modo de operación de chip singular (single-chip), todas las terminales del puerto son terminales de salida de propósito general. Durante las lecturas del microcontrolador en este puerto, los niveles sensados de las entradas siendo leídas a la salida del puerto B en otro lado por un manejador de datos (driver). El puerto B también puede ser usado en modo de salida de simple strobed, donde un pulso de salida aparece en la STRB encabezando un dato a la vez que se escribe en el puerto B.

Cuando opera en modo multiplexado expandido, todas las terminales del puerto B actúan como direcciones de salida de alto orden. Durante los ciclos que encabeza el microcontrolador (MCU), los bits del 8 al 15 de las direcciones son las salidas de las líneas PB0 a PB7 respectivamente.

Puerto C.

El puerto C, mientras está en el modo de operación chip singular (single-chip), todas las terminales del puerto C son terminales de entrada/salida de propósito general. Las entradas del puerto C se encuentran aseguradas (latched) condicionándolo a una señal de entrada de transición STRA.

El puerto C también puede ser usado en modo manual detallado (Full Handshake) de entrada/salida paralelas cuando actúa el STRA de entrada y el STRB de salida en las líneas de control manual.

Cuando opera en modo multiplexado expandido, todas las terminales del puerto C son configurados como señales de direcciones/datos multiplexados. Durante una parte del ciclo de direccionamiento que encabeza el microcontrolador (MCU), los bits del 0 al 7 de las direcciones son las salidas en las líneas PC0-PC7. Durante parte del ciclo (E alto) de datos que encabeza el microcontrolador, las terminales del 0 al 7 son señales bidireccionales de datos (D0-D7). Las direcciones de datos de las terminales del puerto C son indicados por la señal R/W.

Puerto D.

Las terminales del 0 al 5 del puerto D son usados para señales de entrada/salida de propósito general. Las terminales del puerto D sirven alternativamente para señales de interface de comunicaciones serial (SCI) y de interface periférica serial (SPI) cuando son permitidos por estos subsistemas.

- PD0 es la entrada de recepción de datos (RXD); señal de SCI.
- PD1 es la salida de transmisión de datos (TXD); señal de SCI.
- Los terminales del PD2 al PD5 son dedicados a SPI. PD2 es la señal de entrada-maestra-salida-esclavo (MISO). PD3 es la señal de salida-maestra-intrada-esclavo (MOSI). PD4 es la señal de reloj serial (SCK) y PD5 es la entrada del selector de esclavo (SS).

Puerto E.

Las entradas del puerto E son usadas como entradas de propósito general y/o canales de entrada al convertidor analógico/digital (A/D). Durante la lectura en el puerto E, el muestreo de la parte de conversión A/D puede causar disturbios muy pequeños y afecta las aproximaciones en los resultados. Si la aproximación es muy buena es requerida, evitando una lectura errónea del puerto E durante las conversiones.

9.1.5. MEDIOS DE ENTRADA.

Los medios de ingreso para los datos e información de parte del usuario al sistema consiste básicamente, de un interruptor de selección de la señal a manejar, la señal de ritmo cardíaco y la señal de presión arterial.

- Micrófono Electret.

Este bloque es el encargado de sensar la señal de ritmo cardíaco del paciente. Para realizar esto se cuenta con un micrófono Electret que recibe la señal de ritmo cardíaco, el cual está acoplado a una cápsula de estetoscopio, mediante un conducto que cubre dos conductores, dichos conductores llegan con la señal al sistema. El micrófono emite una señal eléctrica que deberá ser pasada por un bloque de amplificación ya que la señal que sale del micrófono está dada en milivolts, después de haber pasado por el bloque de amplificación será pasada por otro bloque de filtros, para que finalmente la señal trabaje en el rango de 0 a 5 V y sea compatible con el convertidor analógico/digital.

- Sensor de presión.

Este bloque es el encargado de sensar la señal de presión del paciente. Para realizar esto, se cuenta con un sensor de presión acoplado a dos conductos o mangueras que provienen de un brazal, que ha sido inflado con una bomba de mano. El sensor estará polarizado en el rango de 0 a 5 V para ser pasada por un bloque de amplificación ya que la señal que sale del sensor está dada en milivolts; posteriormente será pasada por otro bloque de filtros, para que finalmente la señal trabaje en el rango de 0 a 5 V y sea compatible con el convertidor analógico/digital.

Interruptor de selección.

El interruptor es donde se obtiene la información acerca de cómo va a operar en ese momento el sistema, como ya se menciona en las limitantes de diseño, el interruptor manejará dos niveles lógicos, donde un cero indicará que la señal a sensar es la de ritmo cardíaco y si es un uno indicará que la señal a sensar será la de presión arterial.

9.1.6 MEDIOS DE SALIDA.

Los medios de salida son los circuitos y dispositivos capaces de mostrar o generar el resultado de algún proceso o actividad como por ejemplo, el despliegado de información por medio de pantallas, el encendido de algún indicador luminoso, etc. Más adelante se mencionan con mayor detalle los medios de salida que se utilizan en el sistema propuesto.

- Medios de despliegue.

En lo que respecta a los medios de despliegue, están contemplados, para fines prácticos, las pantallas de cristal líquido y los indicadores luminosos debido a que estos últimos se encienden de manera similar que las pantallas.

1) Las pantallas de cristal líquido (LCD) que se utilizarán serán de matriz de 16 caracteres por una línea. Este tendrá para cada dato de salida una pantalla donde se tendrán 16 caracteres, donde esta pantalla dependiendo de que datos se van a desplegar tendrá la función de indicar las lecturas de ritmo cardíaco y de presión arterial. La pantalla de cristal líquido que se utilizará para el proyecto será el AND671 tiene los siguientes elementos:

- * Un módulo compacto de pantalla integrado.
- * Alto contraste y brillo con la longitud de caracteres de la pantalla.
- * Bajo voltaje, + 5V en una fuente de potencial única.
- * Operando en un amplio rango de temperatura (0°C a +50°C).
- * Formato de 5x7 puntos por carácter y línea de cursor.
- * Control incorporado a una cápsula de integración a gran escala (LSI) con despliegue RAM y generador de caracteres ROM.
- * Interface directa del CPU para 4 u 8 bits.
- * 11 comandos de control.
- * Un módulo transreflectivo disponible a una opción.

Block Diagram

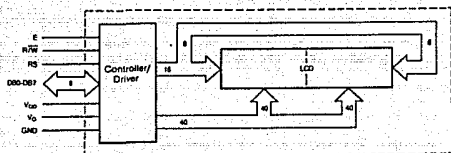


fig 9.3 Diagrama a bloques del módulo de pantallas LCD.

Como se puede observar en la figura, el despliegue de las pantallas LCD utiliza el bus de datos DB0-DB7 de entrada/salida de propósito general, una terminal de señal de habilitación Enable (E), una terminal para lectura/escritura (R/W) que controla la entrada o salida de los datos en la pantalla LCD, una terminal que controla la entrada de datos o la entrada de comandos (RS), una terminal para conectarse a la polaridad positiva y otro para la referencia a tierra, y por último una terminal donde se ajusta el control de contraste y compensación de temperatura (V0), éste trabaja de la siguiente forma:

Temperatura	V0
0°C	0.0V
+25°C	0.5V
+50°C	1.0V

El siguiente diagrama muestra la conexión del suministro de potencial a la pantalla LCD.

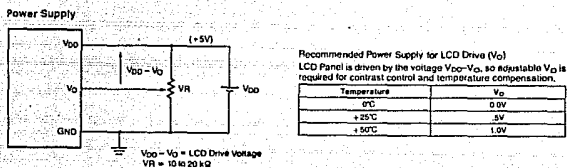


Fig. 9.4 Diagrama a bloques de la conexión de potencial al LCD.

2) Indicadores luminosos. Están constituidos por un conjunto de 5 leds para cada indicador, razón por la cual se requiere de un transistor a fin de suministrar la corriente requerida por cada indicador luminoso. Los indicadores luminosos son empleados para indicar cuál de las etapas se está llevando a cabo durante el proceso de sensado de las señales vitales en curso; dichas etapas se ejecutan de acuerdo con las funciones siguientes :

- Indicar en qué momento se debe de abrir la válvula que esta acoplada al elemento insuflador de la bomba del baumanómetro.
- Indicar mediante las alarmas de salida del sistema en caso de que se presente una condición anormal en la medición de la presión arterial y ritmo cardíaco.

- Alarma audible.

La alarma audible se activará tan pronto como en el sistema se detecte una variación anormal o que este fuera de las condiciones preestablecidas para las señales vitales, esto es que en el momento en que el sistema detecte que la medición sale de un límite ya establecido, tanto para la medición de ritmo cardíaco como para presión arterial. La alarma audible se activará en el momento en que se de alguna de todas las señales de alarma que se van a tener, además de relacionarse con cada una de los indicadores luminosos anteriormente mencionados. El dispositivo a utilizar es un zumbador (Buzzer).

9.1.7. SUMINISTRO DE ENERGIA.

El diseño de una fuente de suministro es otro de los puntos importantes dentro del diseño de sistemas digitales, debido a que la fuente suministrará la energía para que el circuito electrónico funcione adecuadamente. Así pues, una mala regulación de voltaje, provocará que el sistema digital trabaje inadecuadamente o bien que no funcione. Por esta razón se debe tener la seguridad de que los parámetros de funcionamiento de la fuente se conserven dentro de un margen mediante el tiempo de operación. Como base de la fuente de suministro se emplearán los circuitos integrados 7805 los cuales son reguladores de voltaje fijos. Estos circuitos presentan la ventaja de tener muy buena regulación tanto de líneas como de carga, además de contar con una protección contra sobre temperatura.

La fuente de suministro esta constituida por los diferentes bloques que a continuacion se describen :

1) Bateria de suministro de corriente directa mayor a 5 volts.

2) Regulador de voltaje a 5 volts fijos.

El primer bloque esta constituido por una bateria convencional, la cual debe poderse cambiar o cargarse nuevamente, ademas, el sistema debe ser portatil, se requiere que esta bateria no ocupe mucho volumen dentro del dispositivo de medicion.

La siguiente etapa esta conformada por los reguladores fijos de voltaje. El regulador de voltaje que se utilizara es el 7805 debido a que como ya se menciona, presenta una adecuada regulacion de voltaje y de carga.

9.2. PROGRAMACION DEL SISTEMA.

El ultimo paso de la secuencia de diseno, una vez que el prototipo ha sido implantado, consiste en programar el sistema y efectuar sobre este las pruebas necesarias que garanticen tanto el buen funcionamiento, como el cumplimiento adecuado de las limitantes de diseno.

El diseno del programa de control (software) es tan importante como el diseno de la parte electronica. El hecho de que la programacion se realice al final no significa que este en un diferente nivel, sino que por facilidad, primero se implanta la parte electronica para consecuentemente elaborar el programa pertinente necesario.

Para realizar el programa a utilizar, se manejó la misma metodología de diseño empleada en la parte electrónica (TOP-DOWN) y empleando la programación estructurada. El propósito de utilizar esta técnica de desarrollo es el tener un programa legible, comprensible y fácilmente modificable.

El programa debe ejecutar las siguientes acciones: leer el bit de control para determinar cual es la señal a manejar, en el caso de la señal de ritmo cardíaco se muestreará contabilizando el número de ciclos que contiene un intervalo de pulsación del corazón reflejado a un sonido y este a su vez reflejado en una señal eléctrica, después de haber contabilizado dicho número de ciclos se parte a un algoritmo de escalamiento donde se tratará a los datos de dicha señal, para obtener el valor correspondiente al real de la señal física, luego este valor numérico se aplica a la salida de despliegue y al algoritmo de control, en el cual se tienen los límites máximos y mínimos para que se compare dicho valor numérico y si es necesario se manda una señal de control, la cual nos indica si el valor se encuentra por encima de un límite máximo o por debajo de un límite mínimo, si es así, lo traslada como una señal de alarma a la salida. En el caso de la señal de presión arterial, primero se espera muestreando la señal de entrada contabilizando el momento en que la presión máxima, ya definida, se encuentre igual en varios periodos de tiempo, que con la ayuda del micrófono colocado en la arteria humeral nos indique que no existen pulsaciones, al tener esta señal de presión máxima en el mismo valor numérico máximo, se manda una salida de alarma para indicar que se debe de abrir la válvula acoplada al elemento insuflador de la bombilla del baumanómetro, después de que se abre la válvula se comienza el nuevo muestreo de la señal de presión arterial, haciendo la comparación de cada muestra hasta tener el valor máximo numérico que este representará el valor máximo real de la señal de presión arterial, este valor obtenido se pasa a una etapa de escalamiento que manejará la señal para ser desplegada y también entra a un algoritmo de control, en el cual se tienen contemplados los límites máximos y mínimos que puede tener la señal, y si este valor numérico supera el límite máximo o se encuentra bajo el límite mínimo, lo traslada como una señal de alarma de salida.

El programa por desarrollar comienza asignando las condiciones iniciales a todas las variables que intervienen en el proceso. Estas variables se almacenan en localidades de memoria RAM y principalmente son banderas (indicadores de estado de ciertas partes del proceso). Dado que las operaciones aritméticas que realiza el programa utilizan la memoria RAM, entonces una pequeña parte de esta se acondiciona para servir como apuntador de dichas operaciones. Posteriormente se inicializan las localidades de memoria de las pantallas LCD; esto se logra escribiendo ceros lógicos en todas estas localidades de modo que al comenzar a funcionar el dispositivo, las pantallas indiquen cero en todas las funciones que tienen asignadas.

Por otra parte, el programa verifica las alarmas de hipertensión, hipotensión, taquicardia y braquicardia del sistema por medio de algoritmos de programación. Como estas alarmas están manejadas por una localidad de decodificación física, parte de una salida de datos que determina qué bit es el que controlará cada una de las alarmas que se utilizan. Entonces al mandar la señal de salida se manda una palabra por el bus de datos a una dirección en donde se encuentra direccionada dicha alarma. Cada una de estas alarmas será activada por programa (software).

9.3. IMPLANTACION DEL PROTOTIPO.

Con el propósito de implantar físicamente el prototipo diseñado, se seleccionan tablillas para soldar bases de circuitos integrados debido a la facilidad que éstas presentan al momento de la elaboración de un circuito. En este caso, la conexión entre las terminales de las bases (circuitos integrados) se realiza mediante el amarre de puentes, empleando un alambre especial de calibre 28 aproximadamente conocido comúnmente como *wire wrap*.

La decisión de manejar este tipo de conexiones, es que existe muy poca posibilidad de corto circuito y falsos contactos. Otra ventaja que presenta esta técnica de implantación, se encuentra en el caso de hacer modificación o corrección al circuito ya que únicamente habrá que desenrollar el alambre que tiene la terminal y si se necesita se enrolla en otro lugar o bien alambra una cierta etapa. Una desventaja que se presenta con esta técnica es el tiempo de alambrado, ya que esta técnica de enrollar alambre es muy lenta. Las tablillas son de fácil adquisición, además son ideales para realizar este tipo de prototipos puesto que llevan perforaciones simétricas a lo largo y ancho de dicha tablilla.

De acuerdo con el diseño especificado en el inciso anterior, se requiere de los siguientes circuitos, con el fin de lograr una implantación física de la arquitectura diseñada.

Concepto.	Componente.	Cantidad.
Microcontrolador	MC68HC711E7	1
Memoria EPROM	2764	1
Decodificador	74HC138	1
Compuerta NAND	4011	1
Oscilador de cristal 4MHz	CM84XS	1
Circuito de RESET	MC34064	1
Amplificador operacional	MC38079	2
Amplificador operacional	LM741	4
Micrófono Electret	K1227	1
Sensor de presión	MPX2100DF	1
Resistencias	diferentes valores	varios
Capacitores	diferentes valores	varios

Todos los circuitos propuestos en el diseño del prototipo pueden ser adquiridos en el mercado nacional, aunque elaborados por diferentes fabricantes. En el apéndice de componentes y especificaciones se tienen las características de todos estos componentes (pasivos y activos).

Para implantar el sistema, la estrategia a seguir consiste en conectar las bases de todos los circuitos integrados, según la arquitectura propuesta en el apéndice de arquitecturas. Inicialmente se recomienda alambra el circuito de reloj y reset, posteriormente se recomienda alambra los buses de datos y direcciones de los circuitos MC68HC711E9, EPROM 2764, así como el decodificador de Entrada/Salida del sistema. Una vez armado lo anterior se recomienda alambra los elementos que se disponen para entrada/salida, finalmente se alambra la parte que contempla la recepción de señales vitales como son los amplificadores, filtros, micrófono y sensor de presión.

El decodificador que se utiliza corresponde como ya se mencionó, al circuito 74HC138, mismo que consta de tres entradas y ocho salidas. En esta clase de decodificadores, sus salidas son activas bajas; y como las señales de habilitación de memorias y dispositivos de entrada/salida deben ser también activas bajas, para con esto tener compatibilidad entre dispositivos.

CAPITULO 10

La última prueba consiste en verificar el funcionamiento del micrófono Electret y del sensor de presión con ayuda de un osciloscopio, con el cual se mediran las señales que nos entregan estos dispositivos, para saber que amplitud y visualizar como es la señal.

10.2.- PRUEBAS DE DISEÑO DE PROGRAMACION.

En lo que respecta a las pruebas de programación, es conveniente mencionar que antes de grabar las memorias con los programas de pruebas de los diferentes módulos funcionales, estos se simulan através de una computadora mediante el paquete simulador del microcontrolador 68HC11 el cual consta de dos programas (SIM68 y ASI1NEW). El procedimiento para la elaboración y prueba de cualquier programa es el siguiente:

- a) Elaborar el diagrama de flujo del módulo correspondiente según la técnica de diseño descendente.
- b) Editar el programa en lenguaje ensamblador (listado de instrucciones) mediante un editor de texto.
- c) Ensamblar el programa del módulo de prueba mediante el ASI1NEW. Este genera dos archivos, el primero de ellos es un archivo en el que aparecen los errores de sintaxis del archivo ensamblado, así como la dirección y código de operación del programa; el segundo archivo generado, es con el que se simula el módulo de prueba através del programa SIM68.
- d) Una vez que el programa funciona correctamente, el siguiente paso es grabar la memoria. Para lograr esto, primero se debe generar un archivo objeto, a partir del archivo fuente debido a que el microcontrolador opera con el código de máquina. Para generar este archivo, se debe ejecutar el programa llamado HC11.

Para realizar las pruebas en la parte electrónica, se tienen que hacer diferentes programas de prueba; sin embargo, se determina el momento en el que sólo resta elaborar los programas específicos para cada módulo operativo del programa. Es necesario aclarar que los programas que a continuación se describen están contemplados algunos que se realizaron en las pruebas de la parte electrónica, se elaborará una tabla con las pruebas de verificación correspondientes a programación, mostrada a continuación:

Tabla 10.2

- 1) Verificar el despliegue de números decimales en los puertos.
- 2) Verificar el despliegado del convertidor analógico/digital.
- 3) Verificar el funcionamiento de todos los módulos funcionales en conjunto.

La primera prueba que se realiza, es elaborar una tabla en memoria principal (ROM) con códigos hexadecimales para poder desplegar números que van desde el cero hasta el nueve y caracteres que van desde la "a" hasta la "z". Dicho programa consiste en hacer un recorrido por todas las posiciones de la pantalla de cristal líquido.

La siguiente prueba consiste en desplegar el valor decimal correspondiente al valor leído del voltaje analógico de entrada, el cual es capturado por el convertidor analógico/digital. Para simular lo anterior, se conecta el cursor de un potenciómetro a la entrada de la terminal cero del convertidor con el propósito de variar el voltaje de entrada, además de tener que hacerlo para las otras terminales del mismo dispositivo.

Una vez que han funcionado los módulos anteriores, que son los más importantes, se procederá a elaborar un programa de prueba para que el sistema de control relacione los diferentes módulos funcionales. Este programa consiste en inicializar varios parámetros propios del sistema de muestreo del estetoscopio y baumanómetro digital. Una ventaja que ofrece esta prueba es verificar que las interfaces del sistema respondan a los comandos internos del microcontrolador.

Una vez que las pruebas anteriores se realizaron correctamente, se conjuntan en el sistema todos los módulos funcionales y se elabora el programa definitivo del sistema de control.

Por último, ya que el prototipo este funcionando correctamente se deben realizar las pruebas correspondientes al apartado 4.5.3 referentes a la exploración física del paciente.

CAPITULO 11

11.- CONCLUSIONES Y COMENTARIOS.

El desarrollo de este trabajo es una experiencia que se considerará común de un ingeniero diseñador de sistemas en electrónica. Se presentaron algunas limitantes, algunas fáciles de resolver y otras un poco más complejas de solucionar, todo esto basado en un criterio de funcionalidad-eficiencia-costo apegado a los objetivos fijados al inicio del proyecto. Este tipo de experiencia se relaciona a la formación académica del estudiante, puesto que al elaborarse este trabajo se presentó la necesidad de buscar información en diferentes medios como entrevistas con médicos, casas de instrumentos de medicina, bibliotecas de Hospitales y Centros de Salud, bibliotecas especializadas, etc. Esta es una alternativa que se tiene que tomar en cuenta ya que el desarrollo profesional depende en gran parte de las relaciones con personas que conozcan acerca de las diferentes especialidades que se puede manejar la ingeniería.

Por otro lado, se tienen presentes las carencias del país en el sector tecnológico, por lo cual se necesita de una buena preparación no solo para manejar maquinaria extranjera, sino para desarrollarlas en nuestro país, generando tecnología nueva apoyados en la que ya existe y poder ser autosuficientes.

Un trabajo de tesis implica una gran inversión de tiempo, recursos económicos y preparación académica, para obtener de ella un beneficio social y con ello perseguir el prestigio que se merece nuestra casa de estudios, además de considerar a este tipo de proyectos una proyección futura de desarrollo de sistemas.

" POR MI RAZA HABLARA EL ESPIRITU "

Ciudad Universitaria

Junio de 1992.

Angel Alfonso Martinez Arroyo.