

14, 82



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**“ DISEÑO DE UN MULTIMETRO MEDICO EN BASE  
A UN MICROPROCESADOR ”**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE  
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA

P R E S E N T A

**ENRIQUE NUÑEZ URQUIZA**

**D I R E C T O R**

**M. EN I. JUAN CARLOS ROA BEIZA**

**MEXICO, D.F. MAYO DE 1988.**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



## **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.

## INDICE

### I INTRODUCCION.....i

### II PRESION SANGUINEA.

Descripción del fenómeno.....	1
Determinantes de la presión arterial normal.....	4
Factores que afectan a la presión arterial.....	4
Variaciones Cardiacas.....	5
Variaciones Respiratorias.....	7
Variaciones Vasomotoras.....	7
Valores Normales en el Hombre.....	8
Tipos y Métodos de registro.....	13
Directos .....	13
Indirectos .....	18
Puntos Factibles para medición .....	27
Rangos de Medición y Frecuencia .....	27

### III FRECUENCIA CARDIACA Y PULSO.

Origen de la Excitación Cardíaca .....	29
Diferencia de Frecuencia y Pulso cardíaco de acuerdo a su lugar de localización .....	33
Control Nervioso del Corazón .....	33
Rangos Promedio de la Frecuencia cardíaca .....	35
Factores que Alteran el Pulso cardíaco .....	36

Métodos de Medición .....	39
Voltaje y Calibración cronológica	
del Electrocardiograma .....	48
Voltajes normales en el Electrocardiograma.....	49
Métodos para obtener Electrocardiogramas.....	49
IV TEMPERATURA CORPORAL.	
Definición de Temperatura.....	52
Origen de la Temperatura Corporal.....	53
Procesos de Regulación de la Temperatura.....	61
Puntos Biopotenciales y Valores	
de la Temperatura Corporal.....	63
Métodos de Registro.....	66
V SELECCION Y CARACTERISTICAS DE LOS TRANSDUCTORES.	
Introducción.....	75
Clasificación.....	76
Selección.....	79
Transductor de Presión.....	81
Transductor de Frecuencia Cardiaca.....	85
Transductor de Temperatura.....	89
VI TIPOS Y SELECCION DEL MCU.	
Introducción.....	93
Definición.....	99
Selección.....	99

## VII PARAMETROS DE DISEÑO Y CONSTRUCCION.

Amplificación de Señales.....	109
Amplificador de Instrumentación.....	113
Filtrado de Señales .....	114
Blindaje de Señales .....	118

## VIII DISEÑO DEL PROTOTIPO.

Introducción .....	123
Detección .....	123
Amplificación .....	126
Filtrado .....	126
Conversión .....	128
Escalamiento .....	128
Procesamiento .....	129
Despliegue .....	132
Diagrama .....	133

## IX CONCLUSIONES.

Conclusiones .....	134
--------------------	-----

# CAPITULO I

## INTRODUCCION

## INTRODUCCION

Debido al momento que atraviesa nuestro país, en el cual la principal necesidad es producir toda aquella manufactura que actualmente se importa, además de atender los requerimientos tecnológicos que día con día se vienen presentando; todos los universitarios de áreas técnicas nos sentimos obligados a responder de una manera rápida y eficaz, desarrollando tecnología propia.

Los ingenieros en especial, tenemos la importante tarea de desarrollar dispositivos que satisfagan dichos requerimientos en México.

Las crecientes necesidades de la vida moderna han hecho indispensable que todas las áreas de investigación se tornen interdisciplinarias, es por ello que dos disciplinas tan dispares como lo son la medicina y la ingeniería se vinculan para complementarse y cubrir de esta manera algunas de las necesidades tecnológicas de la sociedad, tales como el instrumental médico.

El trabajo que a continuación se presenta tiene como finalidad describir el desarrollo de un dispositivo portátil cuyo propósito es proporcionar los signos vitales en forma digital, rápida y precisa, para cubrir la necesidad que se presenta en el área médica de tener un dispositivo de esta naturaleza que pueda llegar a cualquier parte del país a un bajo costo.

Los signos vitales (temperatura, frecuencia cardiaca y presión arterial) son de suma importancia debido a que ellos indican el estado fisiológico general de cualquier persona, información indispensable para todo diagnóstico médico.

Actualmente existen dispositivos que proporcionan estos signos vitales, como son: el termómetro, el estetoscopio y el manómetro. Pero sólo están a disposición de un número reducido de personas, debido a su costo y a la complejidad de su manejo; un ejemplo de ello se observa con el manómetro de mercurio, en el que no cualquier persona puede realizar la lectura de la presión arterial debido a que se requieren conocimientos especiales para obtener su lectura.

El dispositivo que se diseñó, se caracteriza por su fácil manejo, de forma que cualquier persona con únicamente colocar una banda en el lugar indicado, obtendrá la lectura de los valores de sus signos vitales en un despliegue numérico.

El dispositivo que se presenta fue diseñado con circuitos de reciente tecnología ya que con esto se simplifica el diseño.

No se pretendió crear un dispositivo de diagnóstico o control, debido a que esto implicaba, un diseño mucho más complejo y un costo más elevado.

El dispositivo se basa en una microcomputadora en un circuito integrado (MCU) con el objeto de simplificar su diseño, reducir el tamaño y la complejidad del alambrado, cosas que eran inevitables si no se utilizaba. Dadas las características del MCU elegido, se simplificó lo siguiente:



- La realización de la interfaz entre el decodificador y el microprocesador se hace innecesaria, debido a que el convertidor se encuentra integrado en el MCU.
- El escalamiento de las señales.
- La linealización de las señales.
- La multicanalización de las señales para la conversión analógica-digital.

Y, lo más importante:

- La obtención de la presión arterial por medio de software, tomando como base el fenómeno eléctrico y no el mecánico como se ha venido haciendo.

En los seis capítulos siguientes (del II al VII) se presenta toda la investigación médica y técnica que se realizó para poder llevar a cabo el diseño del prototipo propuesto.

En el capítulo VIII se presenta el diagrama electrónico del circuito que conforma el dispositivo.

En el último capítulo se presentan las conclusiones y la bibliografía.

Dejamos a su amable consideración el presente trabajo.

**CAPITULO II**  
**PRESION SANGUINEA**

---

## DESCRIPCION DEL FENOMENO

La presión sanguínea es la fuerza ejercida por la sangre contra cualquier área de la pared vascular.

Normalmente se mide en milímetros de mercurio (mm Hg), aunque en ocasiones se mide en centímetros de agua. Siendo un milímetro de mercurio igual a 1.36 cm de agua.

Cuando la sangre es impulsada por el corazón, a través del ventrículo izquierdo, distiende las arterias y crea presión en el sistema arterial, haciendo circular la sangre ahí encontrada hacia los vasos periféricos y de ahí a la aurícula derecha, completando así el circuito.(fig. 2.1a)

Como el corazón es una bomba pulsátil, la sangre penetra en las arterias intermitentemente, causando pulsos de presión en el sistema arterial (fig. 2.1b). La cresta de un pulso corresponde a la contracción del ventrículo y es la presión sistólica; la depresión en cada onda coincide con el final de la relajación del ventrículo y es la presión diastólica.

La presión arterial sistólica o máxima se desarrolla durante la expulsión y está determinada fundamentalmente por el volumen sistólico del ventrículo izquierdo (cantidad de sangre que recibe), la velocidad de expulsión y el grado de distensibilidad de las paredes aórticas. La presión sistólica se halla sujeta a variaciones en el estado de salud del individuo.

La presión arterial diastólica o mínima se debe al

vaciamiento del contenido del árbol arterial hacia la red capilar, durante la diástole ventricular; ésta presión representa la carga constante que deben soportar las paredes arteriales y la resistencia que debe vencer la contracción ventricular para abrir las válvulas arteriales.

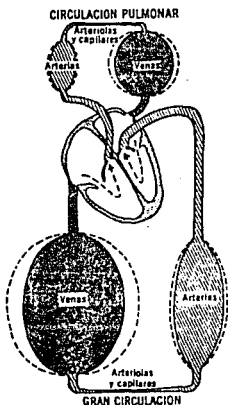


Fig. (2.1a). Representación esquemática de la circulación.

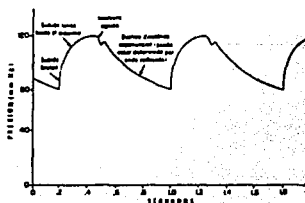


Fig. (2.1b). Contorno del pulso de presión normal a nivel de la aorta.

El descenso de la presión arterial depende de la presión alcanzada durante la sístole, de la resistencia periférica y de la duración de la diástole. Los dos últimos factores son los que influyen en forma más importante: las variaciones en la resistencia periférica van acompañadas de cambios en la presión diastólica ya que favorece o dificultan el flujo, según el sentido en que se realice el escape de la sangre hacia el territorio capilar; por el contrario, las modificaciones en el intervalo diastólico provocan cambios inversos en la presión diastólica.

Debido a que la presión fluctúa entre valores máximos y mínimos durante el ciclo cardíaco, se considera una presión media que representa el valor constante capaz de asegurar el mismo rendimiento que una presión fluctuante. Puede definirse como el valor medio de los valores que la presión va adquiriendo en todos los instantes que componen el intervalo considerado. No se puede asumir que corresponda a la mitad de la suma de los valores de las presiones diastólica y sistólica ya que la onda del pulso no es senoidal. A manera de estimación, la presión media puede calcularse sumándole a la presión diastólica un tercio de la presión diferencial o presión de pulso (Mx-Mn) o sea:

$$\text{Presión Media} = M_n + \frac{(M_x - M_n)}{3} \quad (1)$$

Donde:

Mn = presión diastólica ; Mx = presión sistólica

(1) Guyton

La Presión Diferencial es la diferencia entre las presiones diastólica y sistólica; su magnitud, cuando otros factores son constantes, varía según la cantidad de sangre expulsada por el corazón en cada latido.

#### DETERMINANTES DE LA PRESION ARTERIAL NORMAL

Diversos factores se combinan para determinar la magnitud de la presión sanguínea arterial. Estos son:

- a) Acción del bombeo del corazón.
- b) La resistencia periférica.
- c) La cantidad de sangre que se encuentra en el sistema arterial.
- d) La viscosidad de la sangre.
- e) La elasticidad de las paredes arteriales.

#### FACTORES QUE AFECTAN A LA PRESION ARTERIAL

El registro continuo de las curvas de presión arterial, obtenido por medio de transductores apropiados, permite reconocer que sus valores oscilan continuamente dentro ciertos límites, sin llegar nunca a cero; todas las fluctuaciones se producen, en condiciones normales, por encima de los 60 o 70 mm Hg. Tres son

las principales causas de estas variaciones: la actividad cardíaca, la respiración y el tono vasomotor.

#### VARIACIONES CARDIACAS.

Las oscilaciones más importantes por su amplitud y significado desde el punto de vista médico son las producidas por el corazón. La presión arterial que es de 60-70 mm Hg durante la diástole, asciende en cada sistole a niveles que oscilan entre 130 y 150 mm Hg, incremento que se debe al ingreso brusco a la aorta de la sangre expulsada por el ventrículo izquierdo.

En general, cuanto mayor es el volumen por sistole, mayor volumen de sangre debe acomodarse en el árbol arterial con cada latido. y, por lo tanto mayor la elevación de la presión sistólica y mayor su caída durante la diástole, modificando por ende la presión diferencial. Por otra parte, cuanto mayor es la capacitancia del sistema arterial, menor la elevación de presión para un mismo nivel de volumen sistólico que penetra en las arterias.

Los procesos circulatorios que cambian el volumen sistólico son muchos y muy diversos, sin embargo, se pueden mencionar como de mayor importancia los siguientes:

- 1) Aumento de la frecuencia cardíaca. Mientras el gasto cardíaco no se modifique, hará que el volumen sistólico disminuya en proporción inversa de la

frecuencia, con lo que la cantidad de sangre que se acomodará en el árbol arteriolar también se reducirá.

- 2) Una disminución de la resistencia periférica total permite un rápido paso de la sangre desde las arterias a las venas. Esto suele aumentar el retorno venoso al corazón, y también el gasto por sistole.
- 3) Un aumento de la presión circulatoria media, si todos los demás factores circulatorios permanecen constantes, aumenta el retorno venoso hacia el corazón y, en consecuencia, aumenta el gasto por sistole.
- 4) El tiempo de vaciamiento del corazón afecta la presión de dos formas: Primero, si la duración del vaciamiento es grande, gran parte del volumen expulsado por la sistole sigue por la gran circulación mientras está vaciándose hacia la aorta, por lo tanto el efecto del gasto sistólico sobre la presión disminuye. Segundo, un brusco vaciamiento de sangre del corazón hace que la presión en la porción inicial de la aorta alcance valores muy altos antes que la sangre pueda desplazarse hacia porciones más distantes del vaso.

Sólo existen dos factores importantes que pueden alterar en ocasiones la adaptabilidad de las arterias, que son:



- 1) cambios en la presión arterial media.
- 2) cambios patológicos que afectan la distensibilidad de las paredes arteriales.

#### VARIACIONES RESPIRATORIAS.

El efecto respiratorio sobre la presión arterial se debe a un doble mecanismo; por una parte, a la influencia funcional recíproca que existe entre los centros bulbares respiratorios y cardiorreguladores, y por otra parte, a ciertas variaciones mecánicas provocadas por los movimientos torácicos. Por la vinculación entre los centros se puede generar una arritmia respiratoria, con aumento en la frecuencia de inspiración y descenso en la espiración; la primera tiende a elevar la presión arterial, y la segunda, a disminuirla.

El efecto mecánico de la respiración es opuesto a la acción anterior: la inspiración disminuye el retorno venoso al ventrículo izquierdo, su volumen sistólico es menor y la expulsión se acorta, por lo que se presenta un descenso de la presión. Durante la espiración, el aumento de la presión intratorácica invierte el sentido de esos cambios en la dinámica del ventrículo izquierdo.

#### VARIACIONES VASOMOTORAS.

Al registrarse durante un cierto tiempo la presión arterial,

se hace presente un tercer tipo de fluctuación, de ritmo mucho más lento y de aparición inconstante, que se atribuye a variaciones de la actividad tónica del centro vasomotor, aunque el fenómeno no está totalmente aclarado.

#### VALORES NORMALES EN EL HOMBRE

Las cifras normales de las presiones máxima y mínima no son absolutas. La presión arterial es más alta en el hombre de vida activa que en el sedentario, en el sexo masculino que en el femenino, en la vigilia que en el reposo, durante la emoción o durante el trabajo intenso, después de las comidas, etc. La edad, el género de vida, la raza, el clima, etc., tienen influencia manifiesta.

La presión sistólica término medio del adulto joven varón, en estado de reposo mental y físico y en posición de sentado, es por lo general de 120 mm Hg; la diastólica es de 80, lo que da una presión diferencial de 40. Sin embargo, los límites de la presión sanguínea normal pueden ser de 90 a 120 mm Hg para la diastólica. Durante el día se producen ligeras variaciones de 5 a 10 mm Hg en la presión sistólica, con un pico que se registra por la tarde y el nivel mínimo en las primeras horas de la mañana.

La edad ejerce una influencia definitiva sobre los niveles de presión sanguínea. En el momento del nacimiento la presión sistólica mide de 20 a 60 mm con un término medio de 40 mm, se

eleva rápidamente y a las dos semanas alcanza un promedio de alrededor de 70 mm y es de 80 mm al término de un mes. A partir de ese momento asciende lentamente hasta cerca de los 12 años, cuando es, en promedio de 105 mm. Con el comienzo de la pubertad se presenta un aumento más rápido, que en los varones llega a 120 a los 17 años aproximadamente. Después de lo cual se presenta un aumento gradual, desde la adolescencia hasta la ancianidad, llegando en promedio a los 60 años a 140 la presión sistólica y 87 la diastólica. En las mujeres, hasta la menopausia, la presión sistólica es 4 o 5 mm más baja que en el hombre de la misma edad. Sin embargo, durante la menopausia se produce un ascenso brusco y de allí en adelante, la presión se mantiene un poco por arriba del término medio para los hombres. (figura 2.2)

Edad	Presión sistólica	Presión diastólica	Presión diferencial
10	103	70	33
15	113	75	38
20	120	80	40
25	122	81	41
30	123	82	41
35	124	83	41
40	126	84	42
45	128	85	43
50	130	86	44
55	132	87	45
60	135	89	46

fig. (2.2) Valores normales de presión sanguínea de hombres y mujeres, de acuerdo a la edad, mostrando las presiones media, sistólica y diastólica.

Por lo general, durante la digestión se presenta un aumento

ligero de la presión sistólica (de 6 a 8 mm Hg) que perdura durante un hora aproximadamente. La presión diastólica casi no sufre cambios, de presentarse es posible que se deban a vasodilatación de los órganos digestivos y de la piel.

En las primeras horas de sueño tranquilo puede haber un descenso de 15 a 30 mm Hg en la presión sistólica, aumentando posteriormente de forma gradual hasta el momento de despertar. Si el sueño es perturbado, o si está acompañado de sueños que implican mucha actividad, se puede presentar un incremento en la presión sistólica hasta niveles de 200 mm y en la diastólica hasta 105 mm Hg.

Las emociones, el temor y las preocupaciones afectan notablemente sobre todo a la presión sistólica, que se debe a un incremento en la acción cardíaca y a la vasoconstricción.

En el hombre, durante el ejercicio enérgico, puede haber un aumento moderado de la presión sistólica (de 120 a 150 mm Hg), un descenso de la diastólica (de 80 a 60 mm Hg) y de una reducción en la presión media. En algunos individuos, sin embargo, puede llegar a cambiar desde un valor de reposo de 120/80 hasta más de 175/110 mm Hg (sistólica/diastólica).

El volumen-minuto cardíaco se eleva en relación con la actividad muscular y la demanda de oxígeno miocárdico aumenta proporcionalmente.

Inmediatamente después de la suspensión del ejercicio la presión cae transitoriamente hasta su nivel de reposo o por debajo de este, luego regresa a su nivel elevado anterior, a

partir del cual declina gradualmente. El descenso transitorio de la presión se debe a la súbita relajación de los músculos abdominales cuando se suspende el ejercicio.

La posición en la que encuentre el individuo al tomarse la presión, influye en los valores obtenidos, si se toma la presión en los primeros 10 seg de haber tomado la posición erecta, se observa un descenso de 6 a 22 mm Hg en el nivel sistólico, presentándose en seguida una elevación compensatoria que, por lo general, se completa a los 30 seg. La medida de la presión revela que la presión sistólica es un poco más alta que cuando el sujeto se encuentra acostado, y la presión diastólica es significativamente más elevada.

Cuando un sujeto se sienta o se recuesta después de haber estado de pie, tienen lugar dos cambios inversos; eventualmente la presión sistólica desciende un poco y la presión diastólica lo hace de forma significativa por lo que aumenta la presión diferencial.

Existen algunos procesos circulatorios que afectan además de los valores de presión sistólico y diastólico el contorno de la onda del pulso, los más importantes son: la arteriosclerosis, la persistencia de conducto arterioso y la insuficiencia aortica. (figura 2.3)

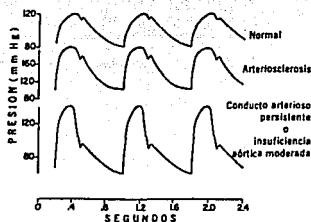


Fig.(2.3). Contorno del pulso en estado normal, arterioesclerosis, persistencia del conducto arterioso e insuficiencia aórtica.

**Arteriosclerosis.** En este proceso las arterias se vuelven fibrosas e incluso calcificadas, con lo que disminuye de manera drástica la distensibilidad arterial y aumenta por ende la presión diferencial, presentándose además la incisura característica de la curva del pulso en un punto más bajo que el normal. Generalmente, va acompañada por un ligero grado de hipertensión, de modo que la presión media también se eleva.

**Persistencia de conducto arterioso.** En este caso, al pasar la sangre de la aorta a través del conducto hacia la arteria pulmonar, se presenta una rápida salida de sangre del árbol arterial que se compensa por un volumen sistólico mayor que el normal, con lo que la presión sistólica aumenta y la presión diastólica disminuye considerablemente, presentándose la incisura de la curva del pulso en un punto muy bajo.

**Insuficiencia aórtica.** En ella, gran parte de la sangre impulsada hacia la aorta durante la sistole regresa al ventrículo izquierdo durante la diástole, este flujo retrógrado es compensado por un volumen sistólico mayor que el normal,

presentándose una situación similar a la anteriormente descrita, pero no siempre idéntica, ya que en este caso la válvula a veces no cierra en absoluto, cuando ocurre esto la incisura no existe.

#### TIPOS Y METODOS DE REGISTRO

Para poder medir la presión arterial, existen básicamente dos tipos de métodos: Invasivos (directos) y No invasivos (indirectos).

##### DIRECTOS.

Para poder medir directamente la presión arterial, es necesario introducir en alguna de las arterias (preferentemente en la aorta) un tubo abierto (aguja o catéter), no distensible, lleno con algún líquido que conduzca la presión hasta el transductor que registre el valor, dicho líquido deberá contener algún tipo de anticoagulante, para el registro de la presión arterial, el líquido debe ser mercurio, con solución fisiológica además del anticoagulante.

Método por manómetro de mercurio. En este método se introduce una cánula en la arteria, una vena o incluso en el corazón, y la presión en el interior de la misma se transmite a la rama izquierda del manómetro, donde empuja el mercurio hacia

abajo y se eleva hacia la columna derecha del mismo. La diferencia entre los dos niveles de mercurio es aproximadamente igual a la presión en la circulación expresada en milímetros de mercurio.

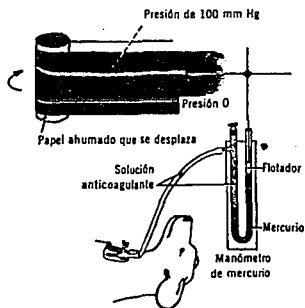


Fig. (2.4) Registro de presión arterial con manómetro de mercurio.

Métodos de alta fidelidad. Los transductores usados en estos métodos utilizan una membrana muy fina y distendida que constituye una de las paredes de una cámara líquida, dicha cámara está conectada al catéter que se encuentra introducido en la arteria de la cual se desea conocer la presión. Las variaciones de presión en la arteria modifican la presión en la cámara por debajo de la membrana. Cuando la presión es alta, la membrana hace una pequeña prominencia; cuando es baja, vuelve a su posición de reposo. Esta membrana es detectada por alguno de los mecanismos con los que cuenta el transductor, estos pueden estar



basados en:

- 1) Dos placas cuya capacitancia se modifica al hacer contacto una de ellas con la membrana, este cambio es detectado como una variación de voltaje, que corresponde al valor de la presión. (fig. 2.5a)
- 2) Un núcleo de hierro que al hacer contacto con la membrana es desplazada hacia arriba dentro de una bobina, este desplazamiento genera un cambio en la inductancia de la bobina, lo que implica un cambio en la magnitud de la corriente y por tanto una variación de voltaje, dicho cambio se detecta y representa el valor de la presión. (fig. 2.5b)
- 3) Un alambre tenso y delgado que al hacer contacto con la membrana varía su resistencia debido a que se modifica la tensión entre los extremos del mismo, esta variación se detecta como un cambio de voltaje y esto es lo que se registra como valor representativo de la presión. (fig. 2.5c)
- 4) Un espejo, que al modificarse la posición de la membrana, cambia de posición y hace incidir un haz de luz en un papel fotográfico que se desplaza, registrando de esta manera los cambios de presión que se presentan.

Utilizando cualquiera de estos 3 primeros sistemas de registro se han obtenido registros de presión con modificaciones hasta de

500 ciclos por segundo.

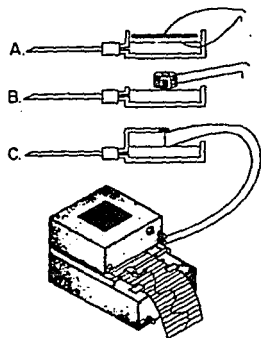


fig. (2.5) Métodos de Alta Fidelidad.

Actualmente la mayoría de los investigadores utilizan métodos electrónicos, con un osciloscopio de inscripción a tinta o un osciloscopio de rayos catódicos como parte final del sistema. Los transductores de presión tienen un tamaño diminuto y se conocen como micromanómetros.

Manómetros montados en una punta de catéter vacío. El catéter empleado, sirve principalmente para conducir los cables que llegan al amplificador y para mantener en su sitio el transductor. La presión puede ser convertida en un cambio en la inductancia eléctrica a medida que la membrana desplaza una pieza central de hierro en los campos magnéticos de dos espirales de

alambre o, en otro tipo de aparato, se emplea el principio del manómetro de tensión, pero aquí se envuelve un alambre a tensión alrededor de una placa delgada de metal con múltiples hendiduras longitudinales, de manera que el alambre es estirado por la fuente de presión que actúa sobre el diafragma. (fig. 2.6)

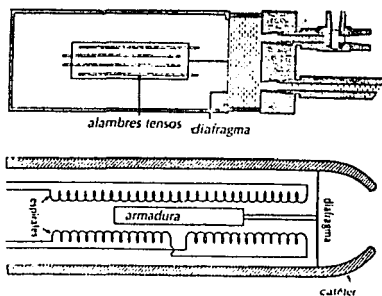


Fig.(2.6). Manómetros de punta de catéter.

Si bien ambos micromanómetros registran con fidelidad la presión, tienen varias desventajas:

- Son difíciles de fabricar y, por lo tanto, costosos más el de tensión que el de inductancia.
- El último es difícil de calibrar porque no es fácil determinar la presión cero.
- Debido a que el catéter se desgasta antes que el manómetro y no puede ser reemplazado, su utilidad en experimentos a largo plazo está muy limitada.

## INDIRECTOS.

Las técnicas intravasculares para la medida de la presión sólo se utilizan en clínica con fines experimentales. Por conveniencia y seguridad es preferible cualquier método indirecto. El principio general en que se basan estos métodos es el de equilibrar desde afuera - mediante una presión de valor conocido - la presión sanguínea a través de la piel y demás partes blandas que cubren la arteria explorada . La presión se ejerce con una banda insuflada alrededor del brazo (lugar donde se encuentra la arteria branquial) hasta el nivel deseado (siempre por encima del valor de la presión sistólica), medido en un manómetro de mercurio o aneroides conectado a su cavidad. El aire se libera gradualmente mediante una válvula de escape, disminuyendo de este modo la presión a voluntad.

Para determinar la presión externa que equilibra la interna (obtención de la presión arterial) se emplean tres métodos: auscultatorio, palpatorio y oscilométrico, llamados procedimientos esfigmomanométricos (de esfigma, pulso), porque se emplean para obtener el pulso arterial.

Método Palpatorio de Riva-Rocci. Se basa en el examen del pulso arterial en la arteria radial fuera de la zona cubierta por el brazalete insuflado, registrándose la presión del manómetro

cuando deja de sentirse el pulso, se insufla un poco más y después se descomprime muy lentamente, tomando la siguiente lectura cuando el pulso aparece de nuevo. El promedio de las lecturas es equivalente a la presión sistólica, con este método no es posible conocer el valor de la presión diastólica.

El método de palpación requiere de un muy sensible sentido del tacto, además, no se recomienda su uso en pruebas muy largas, ya que no proporciona medidas consistentes en la presión diastólica. (fig. 2.7)

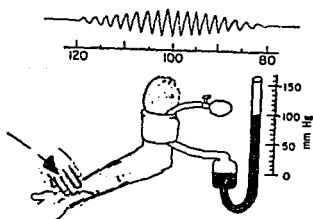


fig. (2.7) Método palpatorio para medir presión sistólica.

Método auscultatorio o de Korotkoff. Este procedimiento es el que se encuentra generalmente en clínica. Permite conocer la presión sistólica y diastólica mediante el estudio de los ruidos arteriales por debajo del sitio de compresión. Debajo del brazalete insuflado se coloca un estetoscopio sobre la arteria humeral, a nivel del pliegue del codo y por debajo de la zona que debe comprimirse. El brazalete se insufla hasta una presión mayor a la que se supone debe existir en la arteria y, mientras se

ausculta la arteria, se desinfla gradualmente.

Cuando la presión en el brazalete es mayor a la de la arteria, ésta permanece plegada totalmente y detiene por completo el flujo de sangre por lo que no se escucha ningún ruido, se procede a la descompresión, y llega un momento en que se oye un ruido arterial débil y neto en coincidencia con cada latido cardiaco, la presión registrada en ese momento por el manómetro corresponde a la presión arterial sistólica o máxima, pues la arteria ha dejado de estar ocluida y se restaura la circulación; cuando se libera la presión del brazalete y ésta desciende lo suficiente como para permitir que el calibre arterial aumente progresivamente, la aceleración del flujo sanguíneo que acompaña la descompresión genera turbulencia y ruidos (llamados ruidos de Korotkoff), cuyas características se van modificando a medida que el vaso recupera su diámetro inicial. Después que aparecen los ruidos su intensidad va aumentando paulatinamente y luego comienza a disminuir, hasta que, en determinado momento la apertura arterial es completa, desapareciendo la turbulencia y con ella los ruidos arteriales, en ese momento se registra la presión del manómetro, la cual determina la presión arterial diastólica o mínima. (fig. 2.8)

La técnica auscultatoria no puede ser empleada en ambientes ruidosos. La agudeza auditiva para poder emplear este método debe ser mejor para bajas frecuencias desde 20 a 300 Hz, que comprende al ancho de banda requerido para esta medición. Cuando hay una disminución en la presión sanguínea, el espectro en sonido se

recorre a frecuencias más bajas. La falla en el método auscultatorio puede deberse a la baja sensibilidad del oído humano a estas vibraciones de baja frecuencia.

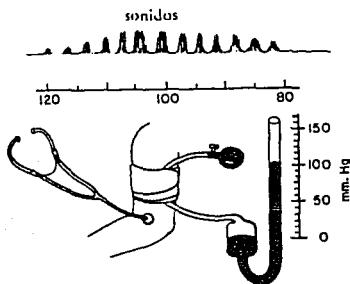


fig. (2.8) Método auscultatorio para medir las presiones diastólica y sistólica.

En el empleo de las técnicas de palpación y auscultación deben tomarse varias mediciones, ya que la respiración normal y las ondas vasomotoras modulan los niveles de presión normal. Estas técnicas tienen la gran desventaja de fallar al tratar de conocer la presión en niños y pacientes hipotensos.

Método oscilométrico. Registra los valores de la presión máxima y mínima basándose en la medición de la amplitud de las oscilaciones de la pared arterial, además del brazaletes y el manómetro, requiere de algún mecanismo que permita hacer visibles estas oscilaciones (fig. 2.9a). El dispositivo más usado es el Oscilómetro de Pachon (fig. 2.9b). que consta de una cápsula

aneroide sensible, en conexión con el manómetro.

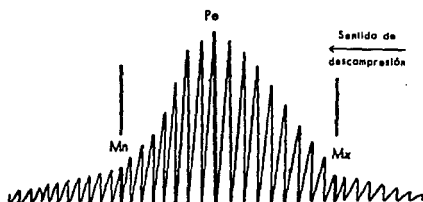
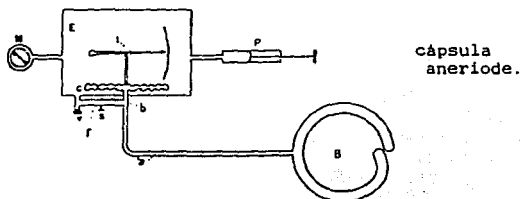


fig.(2.9a) Amplitud de las oscilaciones a diferentes presiones.  
 Mx, presión máxima; Pe, presión media o índice oscilométrico;  
 Mn, presión diastólica.



cápsula  
aneroide.

fig. (2.9b) Esquema del oscilómetro de Pachon.

Su principio consiste en que la pared de la cápsula aneroide está sometida siempre, para cualquier nivel de compresión a la misma presión interna y externa, de manera que con cualquier desequilibrio entre ambas se produzca una amplia oscilación. La pared arterial y las partes blandas que la rodean -incluyendo la pared del brazalete neumático en contacto con la piel- están sometidas a condiciones parecidas a las de la pared aneroide, en



lo que se refiere a la capacidad de oscilar. Si la presión en el brazalete es mayor a la que hay en la arteria, no habrá oscilaciones o las habrá muy pequeñas por el aplastamiento, si ambas presiones son máximas, la oscilación será máxima, y, cuando la presión del brazalete sea inferior, las oscilaciones volverán a desaparecer o serán muy pequeñas. La primera oscilación franca, seguida de otras de amplitud creciente, señala la presión sistólica, las oscilaciones se van haciendo más amplias hasta adquirir su tamaño máximo, para después abruptamente, volverse más pequeñas, en éste momento se determina la presión diastólica.

Por medio de esfigmanómetros no es posible medir con precisión la presión sanguínea arterial. El método tiene inexactitudes que obedecen a las variaciones de la frecuencia cardíaca, a la presencia de la respiración normal y a la resistencia de los tejidos de la región. Para compensar la resistencia de los tejidos, se prevee que el brazalete neumático sea un 20% más ancho que el brazo, sin embargo, con todo y esto se estima que poseen un error medio de  $\pm 8$  mm Hg en las lecturas individuales de las presiones diastólica y sistólica.

Los métodos esfigmanométricos no son muy confiables porque:

- 1) Aún con la respiración normal y con arritmia sinusal, las presiones sistólica y diastólica pueden variar de latido en latido, siendo estas variaciones mayores en caso de respiración profunda

o arritmia.

- 2) La medición por método auscultatorio de la presión sistólica es inferior en 3 o 4 mm Hg al valor real.
- 3) La presión diastólica por el contrario es 7 u 8 mm Hg más alta.

Un gran número de métodos han sido propuestos para medir automáticamente la presión sanguínea arterial de manera indirecta. La técnica básica involucra un esfigmomanómetro automático que insufla y deflacta el brazalete oclusivo a un tasa predeterminada. Un detector sensible es empleado para medir el pulso distal. Se han empleado diversos tipos de detectores, incluyendo ultrasónicos, piezoeléctricos, fotoeléctricos, electroacústicos, termométricos, reográficos, electrocardiográficos, o de membrana inductiva.

Estos métodos, que también se basan en el principio del brazalete neumático, utilizan los diversos sensores para detectar los ruidos, las pulsaciones o el caudal sanguíneo por debajo del brazalete. Algunos de ellos son:

**Método del Rubor.** En éste método se avana la sangre cutánea en la extremidad (brazo o pierna) por debajo del brazalete. La presión sistólica está indicada cuando la piel pálida sin sangre, adquiere rubor, es decir, cuando la piel recupera su tono rosado natural. Cuando el método se aplica en el dedo de un adulto,

proporciona valores sistólicos por debajo del método auscultatorio y no resulta confiable si la vasoconstricción digital es inducida por factores emocionales o cambios térmicos.

**Detectores de Pulso.** Se basan en la detección de la llegada de las pulsaciones a la zona que queda debajo del brazalete apenas se produzcan, indicando en ese momento el valor de la presión sistólica. La presión diastólica se calcula (con poca seguridad) a través del tamaño de la señal que varía a medida que aumenta la pulsación. Los transductores empleados en este tipo de detectores son muy diversos.

**Micrófonos.** En este método los ruidos de Korotkoff se amplifican por medio de micrófonos piezoeléctricos montados en el interior del brazalete o por debajo del mismo. El primer ruido de Korotkoff detectado por el micrófono corresponde a la presión sistólica. Cuando los periodos de amortiguamiento y silencio son detectados, se toma el valor de la presión diastólica. La señal se puede amplificar hasta rangos audibles o puede ser empleada para accionar algún dispositivo de despliegue, para unos minutos después, desplegar las presiones sistólica y diastólica que previamente fueron almacenadas y repetir la operación.

**Ultrasonido.** En este caso, se emplea un transductor transcutáneo Doppler que detecta el movimiento de las paredes vasales de sangre en varios estados de oclusión. Mediante ultrasonido se detectan los movimientos de la pared arterial con

la reducción de la presión en el brazalete. Se colocan cristales receptores y transmisores de ultrasonido (8 MHz) sobre la arteria, por debajo del brazalete. La señal Doppler ultrasónica transmitida es enfocada a la pared vasal y a la sangre. La señal reflejada (corrida en frecuencia) es detectada por el cristal receptor y decodificada. La diferencia en frecuencia, entre la señal transmitida y la recibida, en el rango de 40 - 500 Hz, es proporcional a la velocidad del movimiento de la pared y la velocidad de la sangre. El nivel Doppler recibido identifica la apertura y el cierre de la arteria.

Cuando la presión del brazalete está justo por debajo del valor sistólico se produce la abertura únicamente con el pico de presión, seguida muy pronto por el cierre. Como la presión aplicada es incrementada, el tiempo entre la apertura y el cierre decrecientan hasta que ellas coinciden. Este punto corresponde a la presión sistólica. El intervalo entre estas dos señales se incrementa a medida que la presión en el brazalete decrece, hasta que la señal de cierre de un pulso coincide con la señal de apertura del siguiente, es decir, hasta que es tan baja que el vaso se mantiene abierto durante toda la duración del pulso. Este punto corresponde a la presión diastólica.

La ventaja de este método es que puede usarse con niños, pacientes hipotensos y en ambientes ruidosos.

Una desventaja es que el movimiento corporal del sujeto puede provocar cambios en la trayectoria del ultrasonido entre el transmisor y la sangre vasal. Con este método es posible obtener

la reconstrucción de la onda del pulso arterial.

#### PUNTOS FACTIBLES PARA MEDICION.

De la descripción de los métodos empleados para la obtención de la presión arterial, y de acuerdo con la tecnología con que se cuenta para los métodos indirectos, se puede decir que los puntos donde es factible obtener un registro más o menos confiable son:

- a) En el cuello, sobre la aorta.
- b) En el brazo, sobre la arteria branquial o la humeral.
- c) En el muslo.

Si bien, la presión sanguínea arterial se puede determinar también en el muslo, no es muy conveniente porque suelen obtenerse valores incorrectamente elevados, por lo que la selección del punto se restringe, en nuestra opinión, a el cuello o el brazo.

#### RANGOS DE MEDICION Y FRECUENCIA.

Los rangos de medición y frecuencia son los factores que más influyen en el diseño de los componentes del instrumento con que se va medir. Los valores típicos de éstos en el caso de la presión arterial son:

Técnica de medición del parámetro	Rango principal de medición (mm Hg)	Rango de la señal en frecuencia (Hz)	Requisitos para la medición (Hz)
Directa	10 - 40	D.C. - 50	0.5 -30
Indirecta	25 - 40	1 - 60	1.0 -60

Estos parámetros son aproximados por lo que es posible que se requiera bajo algunas circunstancias especiales extenderlos, dependiendo del propósito de la medición.

NOTA: 100 mm Hg = 1.93 psi = 13.3 KPa.

## **CAPITULO III**

# **FRECUENCIA CARDIACA Y PULSO**

### ORIGEN DE LA EXCITACION CARDIACA

Para que la revolución cardiaca o ciclo cardiaco se presente, es indispensable que se produzca en el músculo cardiaco una excitación, que ésta se propague por todas las fibras del miocardio y finalmente que éstas respondan en la forma de una contracción. Los momentos o periodos más importantes de la revolución cardiaca son en orden de su producción:

- a) La sistole auricular o presistole.
- b) La sistole ventricular.
- c) La diástole ventricular.

El sistema especial de excitación y conducción del corazón, se ilustra en la figura (3.1), este sistema, que controla las contracciones cardiacas, consta de las partes:

- a) El nodo S-A en el cual se genera el impulso ritmico normal autoexcitatorio.
- b) Las vias internodales que conducen el impulso del nodo S-A al nodo A-V.
- c) El nodo A-V en el cual el impulso procedente de la aurícula se retrasa antes de pasar al ventriculo.
- d) El haz A-V que conduce el impulso de las aurículas a los ventriculos, y los haces derechos e izquierdo de fibras de Purkinje que conducen el impulso cardiaco a todas las partes de los ventriculos.



Luego entonces, se puede llamar frecuencia cardiaca a la respuesta que tiene el corazón provocada por una excitación, esta respuesta también se llama sístole (volumen de sangre que entrega el corazón por cada determinado tiempo).

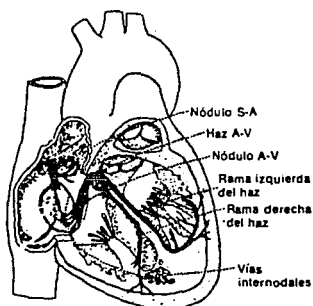


fig. (3.1) Sistema especial de excitación y conducción de Purkinje del corazón .

La fibra cardiaca posee propiedades de suma importancia que a continuación se presentan:

- Automatismo. La fibra miocárdica presenta la particularidad de originar dentro de sí misma el impulso que determina su contracción. Esta propiedad es una de las primeras que se manifiestan en la fibra muscular cardiaca. En efecto, desde los primeros momentos en que el corazón se diferencia en el embrión, y antes de que las fibras adquieran sus características morfológicas definitivas, ya está animado por contracciones rítmicas que persisten aún en caso de ser separado

del organismo.

Ya que el automatismo es la propiedad que impone una actividad rítmica al corazón, ha recibido el nombre de propiedad cronotrópica, es decir, referente al tiempo (al tiempo o ritmo de contracción).

- Conductividad. En condiciones normales, los estímulos activadores del corazón se originan en una región muy restringida llamada nódulo sinusal o sinoauricular. Gracias a la conductividad, el proceso de activación se propaga a toda la musculatura cardíaca. Sin embargo, dos estímulos sucesivos no pueden ser conducidos si no media entre ellos cierto intervalo.

Como de la conductibilidad depende la velocidad con la cual se propagan los estímulos en la musculatura cardíaca, la conductividad se conoce también con el nombre de propiedad dromotrópica (de dromos, correr).

- Excitabilidad. El corazón no sólo responde a los estímulos naturales que se deben a su propio automatismo, sino también a influencias externas de variado tipo que son capaces de provocar su contracción. El corazón es, por consiguiente, excitable. Entre el momento de acción del estímulo y la respuesta cardíaca transcurre un breve intervalo, denominado periodo de excitabilidad latente.

Debido a que la excitabilidad varía la intensidad mínima de los estímulos eficaces, a esta propiedad de la fibra miocárdica

se le ha dado el nombre de propiedad batmotrópica (de bathmos, umbral).

- Contractilidad. Como consecuencia de los estímulos intrínsecos originados en su propio automatismo, el corazón responde contrayéndose. Asimismo, un estímulo eléctrico extrínseco aplicado sobre la superficie epicárdica del corazón puede también provocar una contracción si es suficientemente intenso y cae fuera del período refractario.

La contractilidad ha recibido el nombre de propiedad inotrópica (de inos. fibra).

- Tono cardíaco. El tono del corazón no puede equipararse con el tono activo del resto de los músculos porque mientras éste último depende íntegramente del sistema nervioso, el músculo cardíaco está inervado por el sistema nervioso autónomo; además, se tiene que durante la diástole no existe en el músculo cardíaco ninguna actividad eléctrica, en tanto que aún cuando el músculo esquelético esté en reposo, es posible registrar manifestaciones eléctricas derivadas de la actividad que constituye su tono.

Existen dos definiciones para tono cardíaco, una en que se considera que es el equivalente a la eficiencia mecánica del músculo cardíaco, representada por  $w/q$ , o sea, la relación energía mecánica (trabajo útil,  $w$ ) / energía total (consumo de oxígeno,  $q$ ) y la otra en que se considera como el equivalente a la destensibilidad, denominación que corresponde a la palabra

inglesa "compliance". Esta sinonimia obedece al conocido fenómeno de que un corazón de tono elevado, al llenarse con una corriente sanguínea de determinada presión, se distiende mucho menos que el que tiene tono más bajo, el cual se distiende mucho más y admite un volumen mayor.

#### FRECUENCIA Y PULSO CARDIACO

La diferencia entre la frecuencia y el pulso cardíaco radica en el método que se utiliza en la medición y en la región (corporal) en donde se realiza.

Se llama frecuencia cardíaca cuando la detección se realiza en el tórax por medio de transductores o electrodos que proporcionan señales eléctricas, las cuales varían en amplitud, frecuencia y tienen cierta periodicidad; por medio de estas señales es posible obtener un electrocardiograma.

Se le llama pulso cardíaco cuando la medición se realiza en zonas en las cuales se tiene una gran actividad de las arterias y su registro se realiza de forma mecánica.

#### CONTROL NERVIOSO DEL CORAZON

El corazón esta inervado tanto por fibras simpáticas como parasimpáticas, según se indica en la figura (3.2).

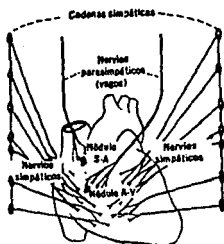


fig. (3.2) Nervio cardiaco.

Estos nervios afectan la bomba cardiaca de dos maneras:

- a) cambiando la frecuencia del ritmo.
- b) cambiando la fuerza de la contracción cardiaca.

Para lograr lo anterior las fibras parasimpáticas se distribuyen principalmente por los nodos S-A y A-V (fig. 3.1); en menor grado por el músculo de las dos aurículas; y menos aún por el músculo ventricular. Los nervios simpáticos están distribuidos en estas mismas zonas, pero con representación importante para el músculo ventricular y para el resto del corazón.

Se sabe que la estimulación parasimpática disminuye la frecuencia cardiaca y la simpática la aumenta. La amplitud de control es de una cifra tan baja como 20 a 30 latidos por minuto con estimulación vagal máxima, hasta un máximo de 250 o raramente 300 latidos por minuto con estimulación simpática máxima.

## RANGOS PROMEDIOS DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Como se sabe la frecuencia cardiaca término medio en el adulto humano es de alrededor de 70 pulsos por minuto. A continuación se presentan algunas medidas promedio de la frecuencia y después se explicarán algunos factores que alteran estas medidas.

## Frecuencia Promedio del Pulso en Adultos.

	Hombres	Mujeres
pulsos/min	72	80

## Personas Adultas

	Años	pulsos/min
Hombre	22	68
Mujer	22	75
Hombre	72	63
Mujer	72	70

## Pulso dado por Posición del Sujeto

	Posición Horizontal	Posición Vertical	Posición Sentada
Frecuencia Cardíaca	66	83	72

## Efecto del entrenamiento sobre la frecuencia cardiaca

Persona	pulsos/min
no Entrenada	68
Corredor veloz en carrera corta	61
Esquiador	52
Corredor de maratón	43

## Después de ejercicio Pesado

Persona no entrenada	hasta 240 pulsos/min
Persona entrenada	tiende a mantener su frecuencia

## FACTORES QUE ALTERAN EL PULSO CARDIACO

La regulación del volumen cardiaco tiene lugar a través de mecanismos que actúan dentro del propio miocardio (regulación intrínseca o autorregulación) y factores externos al corazón (regulación extrínseca). Ellos ajustan la frecuencia cardiaca y el volumen sistólico, modificando la fuerza, la velocidad, la duración y el grado de contracción.

La frecuencia cardiaca disminuye progresivamente a partir del nacimiento, cuando es aproximadamente de 130 pulsos por minuto hacia la adolescencia pero aumenta de nuevo ligeramente en la edad avanzada; la frecuencia cardiaca se ve afectada por factores fisiológicos y por factores patológicos.

Entre las condiciones fisiológicas que aumentan temporalmente

la frecuencia cardiaca se encuentran el ejercicio muscular, que como podemos observar en la tabla anterior puede alcanzar los máximos rangos de la frecuencia cardiaca, la excitación emocional y la elevada temperatura del ambiente, también se eleva algo durante la digestión. La frecuencia esta reducida durante el sueño y puede alcanzar valores de 55 a 60 pulsos por minuto.

Entre los estados patológicos que ocasionan un incremento de la frecuencia cardiaca se cuentan hemorragias, el shock quirúrgico, aumento de la fiebre (aumenta 10 latidos por cada 5.9 grados centigrados de temperatura), y ciertas arritmias cardiacas, por ejemplo la taquicardia.

- 1) Edad.- Como se dijo anteriormente, la frecuencia del ritmo del corazón varia de acuerdo con la edad, es más alta en el feto y va disminuyendo a medida que aumenta la edad.
- 2) Esfuerzos.- El esfuerzo fisico acelera igualmente la frecuencia cardiaca y en general esta aceleración guarda una relación directa con la intensidad del esfuerzo. A este respecto es necesario recordar que en ello influye en gran medida el entrenamiento fisico del individuo, un esfuerzo fisico que en una forma inicial altera el ritmo, cuando el sujeto esta acostumbrado a realizar entrenamiento ya no despierta sino una discreta reacción.



- 3) Emociones.- Los choques emotivos provocan una aceleración del corazón y se observa que no siempre ceden tan rápido como desaparece la causa que los determina, sino que puede prolongarse más o menos tiempo después de que ha desaparecido el agente provocador. Las emociones pueden producir a veces un estado de taquicardia más o menos permanente que ha sido denominado corazón irritable.
- 4) Alimentación.- En general se observa una discreta aceleración del ritmo cardiaco después de las comidas y cuando éstas son copiosas, llega a presentarse un considerable aumento de frecuencia.
- 5) Dolor.- El dolor frecuentemente puede producir aceleración del corazón, sin que, por otra parte, llegue a presentarse a un ritmo muy alto.
- 6) Estado de shock.- Este estado determina la producción de una aceleración del ritmo.
- 7) Toxinas.- Numerosas toxinas generan una aceleración del ritmo ya sea excitando al simpático, frenando al vago o bien determinando diversas alteraciones sobre los centros nerviosos superiores. Estas toxinas pueden ser la adrenalina, la belladona y sus derivados, el café, el té, etc.
- 8) Anemia.- Los síndromes anémicos cuentan entre uno de sus síntomas la taquicardia, sin que por otra parte, obligadamente toda anemia deba acompañarse

de taquicardia o que ésta guarde una relación con el grado de anemia.

- 9) Padecimientos cardiovasculares.- La evolución de las alteraciones del pulso están totalmente supeditada a la causa que las condiciona de tal suerte que una vez que desaparece el agente causal ya sea en forma brusca o paulatina va desapareciendo el trastorno del ritmo.
- 10) La arritmia respiratoria.- Es una aceleración del ritmo que consiste en una modificación periódica de la frecuencia, de las revoluciones sincrónicas con los movimientos respiratorios.

#### MÉTODOS DE MEDICION

La actividad mecánica del corazón da lugar a la producción de una serie de fenómenos acústicos, cuya interpretación adecuada permite un conocimiento muy exacto de las condiciones hemodinámicas y aún de las anatómicas existentes, tanto en estados normales como patológicos.

Esencialmente los ruidos cardiacos se deben a las vibraciones que la actividad cardiaca ocasiona en estructuras pertenecientes al propio corazón o situadas en su inmediata vecindad. El espectro vibratorio del corazón humano es de baja

frecuencia, y varía desde menos de 1 a más de 2000 Hz por segundo. Los ruidos cardíacos y los soplos abarcan las frecuencias de 20 a 800 Hz por segundo, y el oído humano es capaz de percibir fenómenos acústicos dentro de la banda comprendida entre los 16 y 20000 Hz siempre que tenga una intensidad adecuada en relación con la frecuencia, por ello, los ruidos que son audibles, en la práctica, están comprendidos entre los 40 y los 500 Hz, aproximadamente. Además, el oído es capaz de descubrir más fácilmente diferencias de tonalidad que de intensidad; percibe así, nitidamente, las diferencias entre el primero y el segundo ruido cardíaco, que tienen alrededor de 55 y cerca de 65 Hz. No obstante de las modificaciones de la frecuencia, el primer ruido se reconoce como la tonalidad más baja en relación con el segundo, que es relativamente más alto.

Para percibir de forma adecuada los ruidos cardíacos se usa un tipo especial de instrumentos, los estetoscopios, debidamente aplicados a zonas determinadas del tórax. Por lo demás, los ruidos cardíacos pueden registrarse mediante equipos llamados fonocardiografos, que permiten establecer su relación con otros registros de la actividad eléctrica o mecánica del corazón.

Por la necesidad de seguir un método ordenado en la auscultación es costumbre la determinación de cuatro áreas en la pared anterior del tórax, donde aquella se hace en forma rutinaria. Estas áreas se localizan a nivel del 2o. espacio intercostal, tanto a la derecha (área aórtica) como a la izquierda del esternón (área pulmonar), constituyendo las áreas

de la base. Las otras dos lo hacen a nivel de la punta (área mitral) y del apéndice xifoides del esternón (área tricuspídea).

Estas áreas de auscultación, que se ilustran en la figura (3.3) no corresponden a la proyección anatómica de las válvulas cardíacas, sino representan zonas donde se auscultan con mayor frecuencia o nitidez los ruidos o soplos originados en los orificios correspondientes.

Por lo tanto, debe buscarse en la distancia acústica de los tejidos transmisores, desde el corazón hasta la pared anterior del tórax, ya que los ruidos tienden a transmitirse mejor en las zonas donde el corazón y los grandes vasos se encuentran más cercanos a las paredes torácicas.

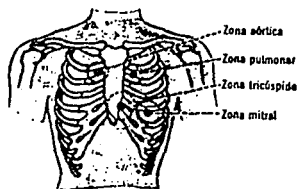


fig. (3.3) Zonas de auscultación .

Si bien los ruidos cardíacos pueden ser percibidos aplicando directamente el oído al pecho del paciente, se han ideado una serie de instrumentos para facilitar la maniobra, denominados, estetoscopios (stethos, pecho, y skopos, vigilante). Sin entrar a detallar las características físicas de un buen estetoscopio, es

preciso señalar que éste a de ser capaz de detectar tanto las frecuencias bajas como las altas de los ruidos cardíacos. Para ello es conveniente que la parte destinada a aplicarse sobre el tórax tenga una campana abierta y además una cápsula cerrada por un diafragma. La campana posee la propiedad de filtrar las altas frecuencias y, por lo tanto, sirve para acentuar los ruidos de las frecuencias más bajas. En cambio el receptor con diafragma permite la mejor audición de los ruidos con frecuencias altas, dentro del espectro normal.

Algunos tipos de estetoscopios se muestran en la figura (3.4).

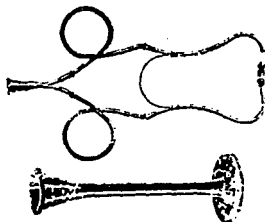


fig. (3.4) Estetoscopios mono y biauricular.

Las vibraciones que constituyen los ruidos cardíacos pueden registrarse gráficamente. El trazado obtenido, llamado fonocardiograma, permite un análisis detallado de los ruidos en lo que se refiere al momento de la revolución cardíaca en que se produce, así como a la duración, número, amplitud relativa y frecuencia de sus vibraciones, además de poseer un carácter de documental importante.

En la actualidad se usan sólo los fonocardiógrafos eléctricos, de los que existen distintos tipos. Básicamente, todos ellos constan de micrófono que transforma las vibraciones acústicas en vibraciones de potencial eléctrico, las que después de ser amplificadas convenientemente, son registradas para su análisis posterior. Un sistema especial de filtros permite seleccionar las bandas de frecuencias que se desean estudiar.

Cualquiera que sea el procedimiento de registro empleado, es conveniente obtener al mismo tiempo algún otro trazado que suministre puntos de referencia, para así localizar y reconocer adecuadamente los ruidos registrados, como por ejemplo el latido apexiano.

Se ha intentado también, y con éxito el registro de los ruidos cardiacos captándolos dentro del corazón mismo, lo que constituye la fonocardiografía intracardiaca. Con esta finalidad se emplea un catéter especial, el que tiene en su extremo un minúsculo micrófono de titanato de bario activado, el cual es introducido dentro de las cavidades cardiacas mediante cateterismo por vía venosa.

Debido a la actividad mecánica del corazón se produce o existe el llamado latido apexiano o choque de la punta.

Si se palpa la pared anterior del tórax a nivel del cuarto o quinto espacio intercostal izquierdo (como se muestra en la figura 3.5 ), algo por dentro de la línea medioclavicular, se recibe una sensación de levantamiento durante la primera parte de la sistole.

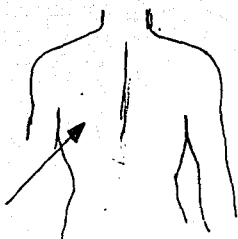


fig.(3.5) Zona de mayor actividad mecánica del corazón.

Su denominación más correcta es de punto de impulso máximo o latido cardíaco externo, ya que no se debe a un verdadero choque del corazón contra la pared torácica.

Este fenómeno fue atribuido al hecho de que mientras en la diástole las cámaras ventriculares están flácidas, al comienzo de la sístole las paredes contraídas del ventrículo adquieren bruscamente un contorno más redondeado y retrocede de la zona de palpación. La pared libre del ventrículo derecho cerca de la punta del corazón se encuentra en contacto con la pared anterior del tórax y estando aplastada durante la diástole, se vuelve súbitamente convexa durante la sístole. Este mecanismo produce el latido apexiano al desplazar hacia adelante los tejidos de la zona vecina a la punta del corazón. El endurecimiento rápido del miocardio, aparte de las variaciones de posición del corazón producidas por la sístole ventricular, contribuiría a la generación de un latido.

La pulsación cardíaca externa puede graficarse mediante distintos procedimientos. El trazado obtenido se denomina cardiograma apexiano o apexcardiograma.

Uno de los métodos más difundidos que en la actualidad se utiliza para obtener un cardiograma, es un receptor que registra desplazamiento o elongación, ya sea piezoeléctrico o por medio de condensadores, que se conecta a un amplificador y a una forma de registro adecuada. Si la cápsula de captación se ubica exactamente sobre el lugar del impulso máximo, el trazado que se recoge es llamado curva de presión intraventricular.

Cuando se genera en el corazón un impulso cardíaco, atraviesan por éste corrientes eléctricas que se difunden hacia los tejidos que lo rodean, y una pequeña parte llega a la superficie corporal. Si se colocan electrodos sobre el cuerpo en lados opuestos del corazón, pueden registrarse los potenciales eléctricos generados por el mismo; el registro se denomina electrocardiograma.

El electrocardiograma normal está formado por una onda P, un "complejo QRS" y una onda T. El complejo QRS en realidad incluye tres ondas separadas, la Q, la R y la S. La onda P depende de corrientes eléctricas generadas cuando las aurículas se despolarizan antes de la contracción, y el complejo QRS es producido por corrientes nacidas cuando los ventriculos se despolarizan antes de contraerse. Así pues, la onda de despolarización se difunde por los ventriculos. Por lo mismo,



tanto la onda P como los componentes del complejo QRS son ondas de despolarización. La onda T está causada por corrientes nacidas cuando los ventrículos se recuperan del estado de despolarización. Este proceso ocurre en el músculo ventricular 0.25 a 0.3 de segundo después de la despolarización, y esta onda se conoce como onda de repolarización.

En la figura (3.6) se muestra una fibra muscular en cuatro diferentes etapas de despolarización y repolarización; durante el proceso de despolarización, el potencial negativo normal dentro de las fibras se pierde, y el potencial de la membrana en realidad se invierte, o sea que se vuelve ligeramente positivo en la parte interna y negativa en la parte externa.

En la figura (3.6a), el proceso de despolarización, demostrado por la positividad interna y la negatividad externa, va viajando de izquierda a derecha, y la primera mitad de la fibra ya está despolarizada mientras la mitad restante todavía sigue polarizada. Por lo tanto, el electrodo izquierdo colocado sobre el exterior de la fibra se halla en una zona de negatividad, mientras que el electrodo derecho se halla en una zona de positividad. lo cual hace que el medidor marque el registro positivamente. A la derecha de la fibra muscular se indica el registro del potencial entre los electrodos, como se obtiene con un medidor de alta velocidad en esta etapa particular de la despolarización. Se puede observar que cuando la despolarización ha alcanzado esta mitad de camino, el trazado ha alcanzado su valor positivo máximo.

En la figura (3.6b), la despolarización se ha extendido a toda la fibra muscular, y el registro en el lado derecho ha pasado la línea basal de cero porque ambos electrodos se hallan en zonas de negatividad igual. La onda completa es una onda de despolarización porque depende de la difusión del proceso de despolarización a todo lo largo de la fibra muscular.

En la figura (3.6c), se indica el proceso de repolarización en la fibra muscular; la repolarización ha llegado a la mitad de camino de toda la fibra de izquierda a derecha. En este punto el electrodo izquierdo se halla en zona de negatividad. Estas polaridades son opuestas a las de la primera figura, por lo que el registro, como puede verse a la derecha, se hace negativo.

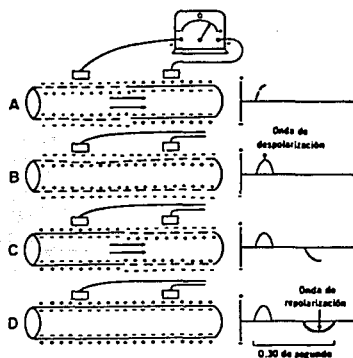


fig. (3.6) Registro de la onda de despolarización y onda de repolarización en una fibra muscular cardiaca.

Finalmente, en la figura (3.6d), toda la fibra muscular se ha repolarizado y ambos electrodos se hallan en zonas de positividad

de manera que no se registra diferencia de potencial entre ellas.

En el trazado del lado derecho el potencial vuelve otra vez a la línea de cero. Esta onda negativa completada es una onda de repolarización porque depende de la difusión del proceso de repolarización sobre la fibra.

#### VOLTAJE Y CALIBRACION CRONOLOGICA DEL ELECTROCARDIOGRAMA

Todos los registros de electrocardiogramas se efectúan con líneas de calibración adecuadas en el papel de registro. O bien estas líneas de calibración ya están impresas en el papel (como ocurre cuando se utiliza un electrocardiógrafo de pluma), o se marcan en el papel al mismo tiempo que se registra el electrocardiograma (como ocurre con los electrocardiógrafos de tipo óptico).

En los electrocardiogramas normales, las líneas de calibración horizontal están dispuestas de manera que 10 pequeñas divisiones en dirección vertical del electrocardiograma estándar representan el equivalente a un milivolt, con positividad en la desviación hacia arriba y negatividad hacia abajo (fig. 3.7).

Las líneas verticales del electrocardiograma son líneas de calibración cronológica. Cada pulgada (2.54 cm) del electrocardiograma estándar corresponde a un segundo. Cada pulgada a su vez, suele estar dividida en cinco segmentos por líneas verticales oscuras: la distancia entre cada una

representa 0.20 de segundo. Los intervalos entre las líneas verticales oscuras están separados en cinco pequeños intervalos por líneas finas; la distancia entre cada dos de éstas representa 0.04 segundo.

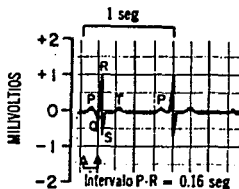


fig. (3.7) Electrocardiograma normal.

#### VOLTAJES NORMALES EN EL ELECTROCARDIOGRAMA.

Los voltajes de las ondas del electrocardiograma normal dependen de la manera como se han aplicado los electrodos a la superficie corporal. Cuando se coloca un electrodo directamente sobre el corazón y el segundo en cualquier otra parte del cuerpo, el voltaje del complejo QRS puede ser hasta de 3 a 4 (milivolts), que es voltaje mayor que se puede presentar.

#### MÉTODOS PARA OBTENER ELECTROCARDIOGRAMAS.

Las corrientes eléctricas generadas por el músculo cardíaco con cada latido del corazón a veces cambian el potencial y la polaridad en menos de 0.01 segundo. Por tanto, es esencial que cualquier

aparato para registrar electrocardiogramas pueda responder muy rápidamente a estos cambios de potencial eléctrico. En general, para ello se emplean tipos diferentes de aparatos de registro, como:

Registro de pluma.- La mayor parte de tipos viejos de aparatos electrocardiógrafos utilizaban métodos ópticos para registrar el electrocardiograma. En ellos un haz de luz se enfocaba sobre un espejo montado en un galvanómetro situado dentro de un poderoso campo magnético. Cuando pasaba corriente a través del solenoide del galvanómetro éste giraba en el campo, y el espejo reflejaba el haz de la luz barriendo un papel fotográfico que se desplazaba. Debido a que los registros necesitaban revelados fotográficos antes de poderse estudiar, en años recientes se han empleado cada vez más los aparatos de registro a base de pluma.

Estos trazan el electrocardiograma con una pluma directamente sobre una tira de papel que se desplaza. La pluma suele ser un tubo delgado unido en un extremo con un depósito de tinta; la parte que registra se halla conectada a un poderoso sistema electromagnético capaz de mover la pluma hacia adelante y hacia atrás con gran velocidad. Cuando el papel se mueve la pluma registra el electrocardiograma. El movimiento de la pluma está controlado mediante amplificadores adecuados unidos a los electrodos electrocardiográficos del paciente.

Otros sistemas de registro de pluma utilizan papel especial que no necesita tinta. Uno de tales papeles se vuelve negro

cuando se expone al calor; en el estilete se forma por una corriente eléctrica intensa que circula por su punta. Otro tipo se vuelve negro cuando pasa corriente desde la punta del estilete a través del papel, a un electrodo situado en su parte posterior. Ello deja una línea negra en cada punto del papel que enfoca el estilete.

El electrocardiograma también puede registrarse en la pantalla de un osciloscopio, por medio de potenciales eléctricos en los nervios.

Otro método sencillo que se aplica, es utilizando un fotodetector infrarrojo, cuyo principio de operación se basa en el fenómeno de reflejo de un haz de luz en alguna parte del cuerpo donde pueda reflejarse ésta.

Este método se puede aplicar por ejemplo en un dedo, que se debe cubrir de tal manera que la luz del exterior no llegue a interferir en la medición, se hace incidir hacia el dedo la luz infrarroja y al reflejarse el receptor del dispositivo registra la cantidad de luz que llegó a éste, y dado que cuando ocurre un pulso cardíaco la cantidad de sangre que manda el corazón es mayor y las venas se distienden, la cantidad de sangre que se refleja varía y este fenómeno es el que se utiliza para registrar el pulso cardíaco.

**CAPITULO IV**  
**TEMPERATURA CORPORAL**

## TEMPERATURA

## DEFINICION.

Según el Diccionario Terminológico de Ciencias Médicas la temperatura es el "Grado de sensibilidad al calor o al frío".

Podemos decir que es la diferencia de contenido "calórico" que tienen dos sustancias, o el grado mayor o menor de calor que puede poseer un sistema con respecto a su medio ambiente.

"... la temperatura de un sistema es una PROPIEDAD... Este concepto concuerda con la idea cotidiana de temperatura como medida del grado de calor o de frío de un sistema."

Cuando hablamos de temperatura de un cuerpo, intrínsecamente nos referimos a "su energía cinética interna". Esto es: la manifestación del movimiento molecular se observa claramente en un cambio de temperatura de dicho cuerpo.

El concepto de que la temperatura es la medida del calor y de que éste es la energía cinética de las moléculas, no es nuevo; ya los antiguos pensaban que el calor era una sustancia que tenía propiedades tales como el movimiento. Sin embargo no fue hasta que Benjamin Thompson indicó que el movimiento no es una propiedad del calor, sino su productor, dando como una definición de calor: " El resultado del rozamiento de dos cuerpos".



La temperatura, como propiedad de una sustancia, es en si un indicativo del estado de tal sustancia. Por tal motivo la medición de la temperatura corporal ha sido un medio muy socorrido por los médicos de la antigüedad y de la vida moderna, para el diagnóstico de un paciente.

#### ORIGEN DE LA TEMPERATURA CORPORAL

El metabolismo del cuerpo, encaminado a la producción de la energía necesaria para la supervivencia, tiene como reacción secundaria y obligada la producción de calor.

En el cuerpo se produce constantemente calor como producto secundario de las reacciones metabólicas.

La mayor parte de reacciones químicas intercelulares tiene por objeto poner a los sistemas fisiológicos de la célula en condiciones de aprovechar la energía de los alimentos.

Todo cambio del organismo se considera como metabolismo, así encontramos que en el organismo hay metabolismo de los carbohidratos, de los lípidos y de las proteínas.

Por METABOLISMO, en el cuerpo humano, se entiende la suma de las reacciones químicas de todas las células, estas reacciones químicas liberan una gran cantidad de energía necesaria para el desarrollo de toda actividad humana.

Por ejemplo se necesita energía para:

- a) Actividad muscular.

- b) Actividad secretoria de las glándulas.
- c) Creación de potenciales de membranas en fibras nerviosas.
- d) Proceso de síntesis.
- e) Absorción de alimentos del tubo digestivo.

La energía es obtenida a través de la oxidación de los carbohidratos, los lípidos y las proteínas, en este proceso se libera el tipo de energía que es capaz de provocar: contracción muscular, en el caso del movimiento; concentración de los solutos, en el caso de las glándulas, etcétera.

Para que se obtenga este tipo de energía, son necesarias reacciones químicas 'acopladas' con los sistemas que desempeñan la función fisiológica.

Este acoplamiento se realiza a través de fermentos celulares especiales y de sistemas transportadores de energía.

El ATP (Adenosin trifosfato), es un compuesto químico que se encuentra en las células. Está formado por adenosina, ribosa y tres radicales de fosfato. Los dos últimos fosfatos están unidos al resto de la molécula por los llamados enlaces 'ricos en energía'. La energía libre de cada uno de estos enlaces es de unas 7,000 calorías por molécula-gramo de ATP en condiciones estándar, y de unas 8 000 en las condiciones dentro del cuerpo humano. Por lo tanto, la liberación de cada radical fosfato produce 8 000 calorías de energía.

Se encuentra adenosin trifosfato en cualquier punto del

citoplasma y del núcleo de cualquier célula. Prácticamente, todos los mecanismos fisiológicos que necesitan energía para su funcionamiento la obtienen del ATP de reserva. A su vez, los alimentos se oxidan en la célula, y la energía que liberan se emplea para volver a formar ATP. Así se conserva en todo tiempo una cantidad suficiente de ATP. Todos estos intercambios energéticos dependen de reacciones acopladas.

Podemos decir que el ATP es la moneda de intercambio para la adquisición y donación de energía en el cuerpo humano.

El producto final del desdoblamiento de los carbohidratos por los fermentos digestivos es casi en su totalidad glucosa, fructuosa y galactosa, siendo cuantitativamente mucho más importante la glucosa que los otros dos. Estos monosacáridos son absorbidos y transportados por la sangre hasta llegar a las células. Para penetrar a través de la membrana celular utiliza un medio al que se le ha dado el nombre de transportador, aunque su paso al interior es más bien una ósmosis.

Después de que penetró en las células, la glucosa puede utilizarse inmediatamente para proporcionar energía a las células, o puede almacenarse en forma de glucógeno, gran polímero de la glucosa.

Cada molécula de glucosa utilizada en la célula corresponde a la formación de 38 moléculas de ATP.

El medio más importante para la liberación de la energía de una molécula de glucosa es la llamada glucólisis, que es la

partición de la molécula para formar dos moléculas de ácido pirúvico, el proceso consta de 10 pasos. Cada paso es catalizado cuando menos por un fermento proteínico específico.

A pesar del gran número de reacciones químicas que comprende la glucólisis, se libera poca energía en este proceso; que en su mayor parte se transforma en calor.

El metabolismo de los lípidos también contribuye a la 'adquisición' de calor para el cuerpo humano.

El conjunto de los lípidos lo forman:

- 1) Las grasas neutras llamadas triglicéridos.
- 2) Los fosfolípidos.
- 3) El colesterol y
- 4) Algunos otros de menor importancia.

Estos cuerpos comparten ciertas particularidades físicas y químicas, entre las primeras está la capacidad de disolverse mutuamente. Químicamente, los triglicéridos y los fosfolípidos tienen componentes comunes: los ácidos grasos.

Los lípidos contribuyen en gran parte para la obtención de la energía metabólica.

El cuerpo aprovecha los triglicéridos sobre todo para producir energía metabólica.

Con una alimentación normal, las grasas producen aproximadamente un 40% de las calorías normales, es por eso que son tan importantes en la producción de energía. De aquí que, el

empleo de grasas para obtención de energía es tan importante como el de carbohidratos.

Cada una de las moléculas de Acetilcoenzima A produce una molécula de ATP.

La oxidación del hidrógeno liberado por el ácido esteárico produce un total de 139 moléculas de ATP.

El ácido esteárico es el resultado del desdoblamiento de las grasas a través del metabolismo de los lípidos.

El exceso de consumo y un mal desarrollo del desdoblamiento de los lípidos puede producir la aterosclerosis, enfermedad que resulta muy peligrosa de no regularse los lípidos.

Aterosclerosis: "Es, sobre todo, enfermedad de las grandes arterias, se caracteriza por la aparición de depósitos de lípidos, llamados placas ateromatosas, por debajo de la íntima (la capa más interna de las tres que contiene una arteria)".

Como consecuencia del depósito de estas placas, las arterias se vuelven extremadamente rígidas.

Las proteínas constituyen las tres cuartas partes de los sólidos en el cuerpo. Están constituidas por aminoácidos, de los cuales el cuerpo posee 21.

Las células solo pueden almacenar un número limitado de proteínas. Cuando se alcanza este límite los aminoácidos restantes se desdoblan y se metabolizan para producir energía, a menos que se almacenen en forma de grasa. Este desdoblamiento se lleva a cabo en el hígado y recibe el nombre de desanimación.

Cuando se han desaminado los aminoácidos, lo habitual es que los cetoácidos así producidos puedan ser oxidados y utilizados en el metabolismo energético.

Este proceso consta de dos etapas:

- 1) El cetoácido se transforma en un compuesto químico apropiado que se combina con uno o más de los cuerpos activos del ciclo de Krebs.
- 2) Dicho compuesto se desdobla a lo largo del ciclo, lo mismo que la acetilcoenzima A obtenida durante los metabolismos de carbohidratos y grasas.

En general, la oxidación de un gramo de proteína proporciona la misma cantidad de ATP que la oxidación de un gramo de glucosa.

Como se ha señalado, las células sintetizan ATP a partir de carbohidratos, grasas y proteínas; y a su vez, esta sustancia es fuente de energía para muchas funciones celulares. De hecho el ATP es el único medio del que dispone la célula para transportar la energía de los alimentos a la mayor parte de sus diferentes sistemas funcionales.

Gran parte de la energía de los alimentos se transforma en calor en lugar de ser cedida al ATP. En promedio, el 50 % de la energía de los alimentos se transforma en calor durante la formación de ATP. Otra parte se transforma en calor cuando se cede ATP a los sistemas metabólicos celulares.

En vez de ser cedida la energía a los organismos, éstos transforman gran parte de ella en calor. Esto no sucede en el caso de la contracción muscular, donde la mayor parte de esta energía se

emplea venciendo la viscosidad de los mismos músculos, o de los tejidos, para que pueda moverse el miembro. A su vez, el desplazamiento de material viscoso se acompaña de roces que producen calor.

Asimismo durante el bombeo de sangre por el corazón hay producción de calor. La sistole distiende el sistema arterial, y esta distensión misma constituye almacenamiento de energía potencial. Pero al fluir la sangre por los vasos periféricos, la fricción de las distintas capas de la sangre, entre si, y con las paredes de los vasos, transforma esta energía en calor.

Por tanto, podemos decir que prácticamente toda la energía producida por el organismo se convierte en calor.

Podemos dar cinco factores que intervienen en la producción de calor en el cuerpo humano:

1. Metabolismo Basal.
2. Actividad muscular-esquelético.
3. Efecto de la tiroxina sobre las células.
4. Efecto de la adrenalina sobre las células.
5. Efecto de la temperatura sobre las células.

El metabolismo basal de un cuerpo produce constantemente calor. El adulto joven normal produce cuando menos 40 calorías por hora y metro cuadrado de superficie corporal. Incluso en condiciones de reposo absoluto. Lo que indica, que si no perdiéramos calor, el cuerpo humano alcanzaría temperaturas extremas, a razón de 1 °C, por cada hora.

El hígado es el mayor productor de calor, de un 20 a 30% del

total. Esto obliga que el hígado tenga 0.5 a 1 °C más de la temperatura rectal.

En reposo la cantidad de calor liberado por el cuerpo, por la actividad molecular esquelética es de aproximadamente el 25 % del calor producido.

Cuando hay actividad total de los músculos la producción de calor puede aumentar hasta 2000 veces sobre la producida en estado de reposo.

La Tiroxina ejerce una acción directa, durante el metabolismo, sobre todas las células, produciendo un aumento de calor, ya que acelera y aumenta de intensidad el metabolismo de los lípidos, carbohidratos y proteínas.

La Tiroxina es un compuesto cristalino de la glándula tiroides, su acción al perder un átomo de yodo y transformarse en triyodotiroxina en los tejidos provoca un aumento del metabolismo basal.

Cuando hay aumento de calor en el cuerpo, las células lo resienten como si fuera una reacción en cadena. Ya que al haber más calor hay más movimiento en ellas que intensifica el metabolismo, y cuando esto sucede hay aumento de calor y así sucesivamente. En consecuencia, una temperatura elevada tiende invariablemente a producir temperatura más elevada todavía.

Gracias a los procesos de autorregulación de temperatura, reflejados en la pérdida de calor, se evita que la sangre hierva.



## PROCESOS DE REGULACION DE LA TEMPERATURA

Los procesos de regulación de temperatura por pérdida de calor son:

**EVAPORACION.** Cuando el agua se evapora de la superficie corporal, se pierden 0.58 calorías por cada gramo de agua evaporada, el agua se evapora con una intensidad de 600 ml. al día. Esto provoca una pérdida continua, del orden de 12 a 18 calorías/hora.

Esta evaporación es continua, no importando la temperatura corporal.

**RADIACION.** Es el principal medio de la pérdida de calor, de alrededor del 60 % de la pérdida total.

La pérdida por radiación se hace a través de rayos infrarrojos de longitud de onda de 5 a 20 micras.

Si la temperatura del cuerpo es mayor que la del medio ambiente, el cuerpo cederá más calor, y cuando el medio tenga mayor temperatura, el cuerpo recibirá calor.

La **CONDUCCION** es el proceso en que la transferencia de calor se realiza por contacto.

La conducción hacia el aire representa una gran pérdida de calor. El contacto directo de las moléculas de la piel con las del aire representa el mejor medio de ceder calor, y más cuando hay corrientes de aire de menor temperatura que refresquen el entorno de la piel.

Este último proceso se le llama **CONVECCION** más que

conducción.

Cuando hay excesivo calor en el cuerpo, las glándulas sudoríparas segregan sudor para evitar la pérdida de gran cantidad de energía, regulando de esta manera la temperatura corporal. Sin embargo, cabe mencionar que la sudoración no es reacción exclusiva del calor abundante, también las glándulas sudoríparas pueden ser excitadas por adrenalina, como una reacción nerviosa.

Un buen regulador de la temperatura corporal es el aparato circulatorio.

La piel constituye un sistema eficaz de radiador, y el paso de sangre a través de la misma es el mecanismo por virtud del cual el calor pasa de la parte central de la economía a la piel.

Cuando la piel es enfriada por el medio ambiente, corrientes de aire frío, la sangre es el medio por el cual la temperatura central llega a calentar el "exterior", y cuando la temperatura central está muy elevada, la circulación de la sangre hace que baje su temperatura.

Podemos deducir que hay tres clases de temperatura:

- 1) Temperatura interna o temperatura del núcleo.
- 2) Temperatura superficial.
- 3) Temperatura corporal media.

Cuando hablamos de la temperatura producida por el metabolismo estamos hablando de la temperatura del Núcleo y cuando nos referimos a la pérdida de calor hablamos de la temperatura superficial.

La temperatura media corporal se puede obtener mediante la fórmula:

$$TM = 0.7 TN + 0.3 TS.$$

Donde:

TM= Temperatura media.

TN= Temperatura del núcleo.

TS= Temperatura de la superficie.

#### PUNTOS BIOPOTENCIALES Y VALORES DE LA TEMPERATURA CORPORAL

No hay una temperatura específica que se pueda considerar normal. Se puede dar un rango de temperatura en el cual están la mayoría de los humanos.

Varias regiones del cuerpo se encuentran a diferentes temperaturas y la diferencia de la variación está íntimamente relacionada con la temperatura ambiental. Las partes del cuerpo humano donde se ha acostumbrado medir la temperatura son: la axila, la boca (sublingual) y el recto.

En el hombre, la cifra tradicional normal para la

temperatura bucal es de 37 °C, pero hay una larga lista de adultos jóvenes que su temperatura es de 36.7 °C, hay individuos que su temperatura normal llega a ser de 36 °C mientras que en otros llega hasta los 37.7 °C, por lo cual podemos establecer que el rango de temperatura normal es de 36 a 37.7 °C, pudiendo existir personas que no estén en este rango.

La temperatura rectal es ligeramente mayor que la temperatura bucal, en aproximadamente 0.5 °C. La temperatura del recto es representativa de la temperatura interna corporal y se ve muy poco afectada por el medio, sin embargo después de un ejercicio intenso la lectura de la temperatura rectal puede ascender a 40 °C.

La temperatura de la parte central del cuerpo humano normal experimenta una fluctuación diurna regular de 0.5 a 0.7 °C.

La fiebre es quizá el signo más antiguo y universalmente conocido de enfermedad. Cuando ocurre, los mecanismos termorreguladores se comportan como si estuvieran ajustados para mantener la temperatura corporal a un nivel mayor que el normal, en un punto distinto y superior al de 37 °C..

Se sabe que la fiebre es benéfica para el cuerpo, pero no se sabe cómo lo beneficia.

Las temperaturas altas, sin embargo, son nocivas si permanecen por largo tiempo, se considera que una temperatura de 41 °C. medida en el recto produce daños considerables en el encéfalo. Una temperatura de 43 °C presenta un "golpe de calor" y la muerte, en general, es frecuente.

Cuando la piel y la sangre se enfrían tanto como para bajar la temperatura del cuerpo, los procesos metabólicos disminuyen su ritmo. La respiración y la frecuencia cardiaca son muy lentas, la presión cardiaca se disminuye y en consecuencia se pierde el conocimiento. A temperaturas inferiores a los 28 ° C. se pierde la facilidad de recuperar la temperatura normal, sin embargo se puede reestablecer por medios externos; si se ha tomado el cuidado de evitar la formación de cristales en los tejidos, el daño causado es infimo.

Los humanos toleran temperaturas de alrededor de los 21 °C, si ésta es regulada, la Hipotermia inclusive, se utiliza en cirugía del corazón, donde la presión arterial es baja y el sangrado debe ser mínimo.

Bajo hipotermia es posible detener y abrir el corazón y ejecutar otros procedimientos, especialmente de neurocirugía, que serían imposibles sin el enfriamiento.

Podemos indicar:

- a) Que una temperatura de 35 °C es difícil de

- encontrar, pero puede ser normal en algún individuo.
- b) Que el rango "normal" es entre los grados 36 y 37.7 °C.
  - c) Que una temperatura superior e inclusive a los 43 °C. causa la muerte.
  - d) Que el hombre puede soportar temperaturas de 21 a 24 °C. sin causarle daños permanentes.

#### METODOS DE REGISTRO

Las técnicas e instrumentos para medir la temperatura han sido utilizados desde hace mucho tiempo, son tan comunes que en las casas se reservan lugares para dichos instrumentos.

Los instrumentos que se utilizan en la medición de la temperatura corporal y los utilizados para la medida en la industria, varían muy poco entre sí.

Para tomar la medida de la temperatura corporal interna, el instrumento más usado, de bajo costo y de fácil manejo, es el termómetro de mercurio.

Este termómetro utiliza el método llamado mecánico; entendiéndose por esto al cambio de alguna dimensión mecánica con respecto a la temperatura.

La parte inferior del instrumento consta de un bulbo que contiene mercurio, el cual se expande a medida que se calienta,

obligándolo a ascender por el tubo capilar en el cual se ha instalado una escala métrica apropiada. Al final del tubo existe otro bulbo que recopila al mercurio si la temperatura fue superior a la prevista.

El termómetro que emplean la mayoría de los médicos, utiliza como líquido expansor al mercurio, es de dimensiones pequeñas (aproximadamente 12 cm de longitud y una sección transversal de unos 3 mm), su manejo es muy sencillo y el reporte de su lectura es lento (toma alrededor de 5 min, si la temperatura es tomada en la axila y un poco menos si se toma lectura bucal o anal).

En general, en los niños menores de 2 años, la lectura se hace de modo anal, y la inserción del termómetro es excesivamente molesta. Por lo que se ha usado otro instrumento para medir la temperatura corporal.

El sustituto del termómetro de mercurio, es el termómetro electrónico, dado que su lectura es más rápida es común encontrarlo en los hospitales.

Ejemplos de los elementos básicos empleados en los termómetros electrónicos son los termopares, los termistores y los sensores de estado sólido.

Los termopares están constituidos por dos metales de composición diferente, unidos en dos puntos que tienen temperaturas diferentes. Uno de los puntos se encuentra a una temperatura conocida, la cual es tomada como referencia, conociéndose dicha unión con el nombre de "punta fría". Por otra parte, la segunda unión, que se conoce con el nombre de "punta caliente", es empleada con fines de medición ya que como se encuentra a una temperatura desconocida y seguramente distinta a la referencia se produce una diferencia de potencial debido al empleo de metales distintos.

En la fabricación de termopares se puede emplear una gran variedad de materiales, sin embargo debido a los diferentes requerimientos industriales y médicos se ha procurado normar las combinaciones de los materiales termoeléctricos. Una combinación específica se conoce como tipo o calibración.

Los rangos de temperatura que se recomiendan están dados en base en los errores establecidos como límites; fuera de dichos rangos el funcionamiento de los dispositivos se puede ver afectado.

Ya que el voltaje de salida de los termopares es del orden de milivolts puede medirse con un milivóltmetro de corriente directa que utilice un galvanómetro D'Arsonval. Como este voltímetro es básicamente un aparato detector de corriente, la lectura



dependerá de la fem (fuerza electromotriz) generada y de la resistencia eléctrica del circuito, incluyendo la de los dos alambres del termopar conectado. Debido a lo cual, si se quiere efectuar mediciones con exactitud, se debe calibrar el sistema como un todo.

Cuando se quiere tener un circuito más sensible, generalmente se conectan varios termopares en serie. A los arreglos de este tipo se les conoce como termopilas. La utilización de las termopilas reside en que se pueden obtener una fem relativamente grande en la medición de pequeñas diferencias de temperatura entre las juntas. De esta manera, dicha fem se puede detectar con un instrumento relativamente barato, mientras que, en otro caso, quizá se tendría que utilizar un potenciómetro que discriminará potenciales del orden de los microvolts.

Los termistores son resistencias que varían con la temperatura, generalmente son fabricadas con materiales cerámicos con un alto coeficiente negativo de temperatura.

El valor de su resistencia decrece cuando la temperatura se incrementa y aumenta cuando la temperatura se decrecienta.

La resistividad de los materiales empleados en la construcción de los termistores, utilizados en biomedicina, está en el rango de 0.1 a 100  $\Omega$ . Estos dispositivos pueden ser hechos de dimensiones pequeñas, de menos de 0.5 mm de diámetro, y tienen

alta sensibilidad a los cambios de temperatura -3 a -5 %/°C.

La variación de la resistencia con respecto a los cambios de la temperatura no es lineal y se establece por medio de la relación siguiente:

$$R_{t1} = R_{t0} e^{\beta (1/t_1 - 1/t_0)}$$

Donde:

$R_{t1}$  resistencia a la temperatura 1

$R_{t0}$  resistencia a la temperatura 0

$\beta$  coeficiente de temperatura del material.

El valor numérico de  $\beta$  está comprendido, generalmente, entre 3,500 y 4,600 °K, dependiendo del material del termistor y la temperatura.

Para corregir la no-linealidad del termistor se utilizan circuitos linealizadores, algunos de éstos emplean termistores como elementos de linealidad.

Se han propuesto varios esquemas para la linealización de la resistencia con respecto a la temperatura, en un termistor. La no-linealidad puede ser reducida si se deriva la corriente del termistor por medio de una resistencia, colocada en paralelo.

El valor de la resistencia puesta en paralelo, para la linealización del termistor se encuentra por medio de la relación siguiente:

$$R_p = R_{t,m} \frac{\beta - 2T_m}{\beta + 2T_m}$$

Donde:

- Rp Es el valor de la resistencia
- Rt,m Es el valor de la resistencia del termistor a la temperatura media.
- Tm Es el valor de la temperatura media.

Además de la no-linealidad, los termistores pueden presentar el problema del "calor propio", y de la histéresis.

Para evitar el error por el calor propio, se puede reducir la corriente del circuito utilizado para medir la resistencia del termistor. Si la disipación de potencia del termistor puede reducirse a un miliwatt, el error será muy pequeño, aún en diferenciales de temperatura de  $0.01^{\circ}\text{C}$ .

A pesar de que puede utilizarse un óhmetro para medir la resistencia del termistor, se utiliza un puente de Wheatstone, o un circuito similar para obtener el voltaje proporcional a las variaciones de temperatura.

El termistor es un dispositivo extremadamente sensible y, por medio de una calibración adecuada, se puede obtener precisiones del orden de  $0.01^{\circ}\text{C}$ .

Las características más importantes que deben de considerarse para la elección de los termistores de uso médico, son:

- 1.-Configuración física del termistor. Esto es la

interfaz con el sitio de donde se tomará la lectura. La configuración incluye: tamaño, flexibilidad y cualquier otra ventaja que se necesite para la medición.

- 2.-Sensibilidad del dispositivo. Esta es la habilidad para registrar cambios pequeños de temperatura, también puede interpretarse como el cambio de valor de la resistencia con respecto a la variación de la temperatura. Aunque la sensibilidad tiene que ver con el termistor y con el aparato de medición de su resistencia, la limitante debe ser siempre la sensibilidad del termistor.
- 3.-El rango de temperatura absoluto dentro del cual el dispositivo trabaja eficientemente. Generalmente éste no representa problema cuando se requiere medir la temperatura corporal, ya que ésta tiene un rango pequeño de variación.
- 4.-Rango de resistencia de la sonda. Hay termistores con una resistencia desde los pocos ohms hasta varios megaohms. La sonda debe ser seleccionada con un rango conveniente de resistencia correspondiente al rango de interés de temperatura que se mida, para acoplar la impedancia del puente ó de otro circuito empleado para medir la resistencia.

Según lo muestra la tabla y las explicaciones anteriores, el termistor es el transductor adecuado, ya que el rango de temperatura aplicable varía desde  $-100$  a  $500$  grados, con una exactitud aproximada de  $0.02$  °F, un costo relativamente bajo y pudiéndose encontrar en tamaños muy pequeños, siendo ésta una de las características más importantes.

Los sensores de estado sólido son circuitos integrados de alta precisión y de respuesta lineal, que sustituyen a los termistores por no utilizar circuitería extra para su calibración ni para su linealización.

Tienen, generalmente, una respuesta de  $10$  mV./°K, esto los hace sumamente precisos.

Cuando se ha hecho bien la calibración, a una temperatura de referencia, el error del sensor es menor a  $1$ °C., operan a bajas corrientes y con voltajes bajos, en un rango de  $5$  a  $15$  V. D.C.

Uno de estos sensores es el LM 135, cuyo rango de operación está entre los  $-55$ ° a los  $+155$ °C., con una corriente de  $400$  microamperes a  $5$  mA., con una salida de voltaje de aproximadamente  $3$  v. para una temperatura de  $25$  °C.

El LM 3911, además de ser un sensor/medidor de temperatura puede 'alambrarse' como un controlador de temperatura. La

respuesta que nos proporciona es muy semejante a la del LM 135, con la diferencia que este puede ser alimentado mediante una pila de 8.4 V. de mercurio.

## **CAPITULO V**

# **SELECCION Y CARACTERIZACION DE LOS TRANSDUCTORES**

## SELECCION DE LOS TRANSDUCTORES

## INTRODUCCION:

Una importante función del uso de la electrónica en la industria y la ciencia es la medición de parámetros físicos tales como posición, temperatura, fuerza, presión y tasa de flujo en fluidos. Sin los transductores muchas de las aplicaciones en área de control y computación hubieran sido imposibles.

En términos generales, un transductor es un dispositivo que convierte energía de una forma a otra, usualmente eléctrica. En este sentido, el término transductor se refiere a los dispositivos de una naturaleza especializada. La mayoría convierte energía eléctrica a desplazamiento mecánico y/o convierte alguna cantidad física no eléctrica (tal como temperatura, luz, sonido, etc. ) en señales eléctricas.

El transductor únicamente debe responder al tipo de energía asociada a la medición y excluir a las demás. El transductor como interfaz con el sistema vivo debe minimizar la energía extraída y ser lo menos invasible posible.

Los transductores se han vuelto convenientes, económicos y altamente eficientes para la conversión de las cantidades físicas en valores eléctricos equivalentes, porque estos valores eléctricos pueden ser usados fácilmente con propósitos de medición, amplificación, transmisión y control. Estas ventajas de



conversión, facilitan la grabación de la información y control de los sistemas y, ponen casi inmediatamente la información en la forma en que los dispositivos electrónicos y los circuitos pueden usarla.

Las funciones de un transductor son:

- 1) Sensar la presencia, magnitud, cambio, y/o frecuencia de algo medible.
- 2) Proporcionar una salida eléctrica que (cuando es procesada apropiadamente y aplicada a un dispositivo de salida) proporciona los datos cuantitativos correctos de lo medido. El término "medido" se refiere a la cantidad, propiedad o condiciones que el transductor convierte en señales eléctricas.

#### CLASIFICACION:

La manera más satisfactoria de clasificar los transductores es por el principio eléctrico involucrado en su operación. Pueden ser clasificados también por su aplicación basándose en la cantidad física, propiedad o condición a ser medida.

De acuerdo al principio eléctrico, pueden ser clasificados como pasivos y activos, los primeros requieren de una fuente externa de alimentación, y su salida es una medida de alguna variación de resistencia, capacitancia o inductancia; los segundos, no requieren de fuente externa y producen un voltaje o

corriente análogos a la cantidad física medida cuando son estimulados por alguna forma física de energía.

La siguiente tabla presenta la clasificación de algunos de los transductores de acuerdo a su principio eléctrico.

Clases Y Ejemplos	Naturaleza del Dispositivo	Cantidad Medida o aplicaciones
<b>PASIVOS</b>		
<b>VARIABLE RESISTENCIA</b>		
Resistencia de alambre deslizable.	El deslizador o contacto varia la resistencia en un potenciómetro, reostato o circuito puente.	Dimensión o desplazamiento
Resistencia Strain Gage.	Resistencia de alambre, hilo o semiconductor cambia por tensión.	Presión, fuerza torsión, tensión
Resistencia termométrica.	Alambre o termistor con gran coeficiente térmico resistivo.	Temperatura, efectos de temperatura, radiación de calor.
Medidor de alambre caliente	Alambre calentado eléctricamente por vapor.	Tasa de flujo, turbulencia, densidad de gas vacío.
<b>INDUCTANCIA VARIABLE</b>		
Elemento de Burbuja de aire	La inductancia propia o mutua cambia por variación de flujo magnético.	Espesor, presión desplazamiento.
Reluctancia	Reluctancia del circuito magnético variado por posición o material.	Posición, presión desplazamiento, fonografía

Clases Y Ejemplos	Naturaleza del Dispositivo	Cantidad Medida o aplicaciones
Transformador diferencial	Transformador con núcleos magnéticos móviles y diferenciales secundarios.	Desplazamiento posición, fuerza presión.
Elemento magnetorresistivo	Propiedades magnéticas variadas por presión y tensión.	Sonido, presión fuerza.
Efecto Hall	Campo magnético interactúa con corriente a través de un semiconductor para producir voltaje en el ángulo correcto.	Corriente.
Capacitor ajustable	Capacitancia entre electrodos variado por espaciamiento o área.	Desplazamiento presión.
Microfono de condensador	Capacitancia entre diafragmas y electrodos fijos variados por presión sonora.	Música, ruido, vibración, voz.
Elemento dieléctrico	Capacitancia variada por cambios en el dieléctrico.	Nivel de liquido, espesor
<b>ACTIVOS</b>		
Generador de bobina móvil	Movimiento relativo de la bobina y del flujo magnético varían el voltaje de salida.	vibración, velocidad, rapidez, desplazamiento.
Termopar o termopila	Pareja de metales distintos ó semiconductores a diferentes temperaturas.	Diferencia de temperaturas, flujo cardiaco, radiación.
Piezoeléctrico	Cristal de cuarzo u otro tipo montado a compresión, torsión o flexión.	Vibración, sonido aceleración, variación de presión.
Celda fotovoltaica	Celda semiconductor construida en capas o transistor que genera voltaje a a partir de luz.	Medidor de luz y baterías solares

SELECCION:

El transductor o sensor, como es llamado algunas veces, debe ser compatible físicamente con la aplicación propuesta, independientemente en la selección del transductor se deben observar ocho factores de importancia:

- 1) Rango de operación. Cubrir los requerimientos de operación y tener buena resolución (menor que la variación mínima esperada).
- 2) Sensibilidad. Obtener una salida que cubra los rangos que se espera tenga la señal .
- 3) Respuesta en frecuencia y frecuencia de resonancia. Cubrir arriba del rango requerido y que su frecuencia de resonancia se halle fuera del ancho de banda en el que será excitado.
- 4) Compatibilidad con el medio ambiente. Rango de temperatura, fluidos corrosivos, presión, descargas, interacción, tamaño y restricciones de montaje adecuados.
- 5) Sensibilidad máxima para posibles estímulos diferentes del medido.
- 6) Precisión. Repetitividad en la salida, así como en errores de calibración y otros tipos debido a la sensibilidad a otros estímulos.
- 7) Uso y Resistencia. Resistencia de la intensidad

eléctrica y mecánica versus tamaño y peso. Quién será el usuario y/o quién lo instalará.

- 8) Requerimientos eléctricos. Longitud y tipo del cable adecuado, rango de la señal de ruido cuando se combinan con amplificadores y limitaciones de respuesta en frecuencia.

Estas propiedades generales de los parámetros médicos limitan los elementos de selección prácticos disponibles para el diseñador de manera que éste pueda cubrir todos los aspectos del diseño del instrumental.

## TRANSDUCTOR DE PRESION.

La tecnología de los transductores de presión ha avanzado a través del progreso de la electrónica de estado sólido. Los transductores mecánicos han sido sustituidos por los sensores electrónicos - particularmente los transductores de presión híbridos en circuito integrado - porque ofrecen menor costo, mayor precisión y gran flexibilidad, además de ser compactos, resistentes y confiables.

La mayoría de los transductores de presión tienen un elemento primario de sensado, que usualmente es un diafragma, el cual convierte presión a desplazamiento y, un elemento de conversión variable, tal como un strain gage (indicador de deformación), entonces se convierte el desplazamiento a un voltaje eléctrico, muchas veces la sensibilidad del transductor puede ser ajustado sobre un amplio rango mediante encadenamientos de lazos de los elementos primarios de sensado.

Ya que los transductores de presión en circuito integrado producen una señal eléctrica -voltaje proporcional a la presión -su uso es simple y es muy sencillo conectarlos con activadores eléctricos, despliegues y sistemas de control y monitoreo. Con el desarrollo de la automatización de dispositivos operados manual o mecánicamente -cualquier tipo, incluyendo para mediciones en el cuerpo humano- los transductores de presión en circuito impreso tienen gran número de aplicaciones, aunque muchas sólo son

factibles de realizar en el futuro.

Existen en el mercado gran variedad de transductores de este tipo (encapsulados en un circuito impreso) con aplicaciones en instrumentación médica, de las compañías que se investigaron se obtuvieron los siguientes resultados:

NATIONAL SEMICONDUCTOR: Posee dos familias de transductores de presión con aplicación médica cuyas series son LX17XXG y LX16XXG que tienen como características generales:

- Rango de presión de 0-300 psia o psig con  $\pm 5$  psig.
- Empaque híbrido para ser montado en una tableta de PC.
- Encapsulados de zinc y nylon moldeado.
- Versiones de llenado de fluido absoluto.
- Sensor de temperatura.
- Facilidad para fijar referencias (auto referencias).
- Gran precisión.
- Compensación de temperatura.
- Gran estabilidad.
- Módulos intercambiables.

HEWLETT PACKARD: Esta compañía también produce dispositivos de este tipo, siendo uno de ellos el de la serie 1280C el cual es denominado transductor inteligente debido a que posee un microprocesador especializado que una vez sensada la presión sistólica (alta) estima mediante un algoritmo la presión baja (diastólica), sin embargo no fue posible obtener información más detallada sobre los transductores que esta compañía produce.

incluyendo el ya mencionado, y dado que el precio de éste es de aproximadamente \$80.00 Dlls. U.S. quedó fuera de las opciones de selección.

MOTOROLA: De este tipo de dispositivos tiene una gran familia denominada MPX de la cual existen tres series con aplicaciones médicas, la MPX50, la MPX2050 y, la MPX2051 que tienen las siguientes características:

- Indicador de deformación (strain gage) de silicón.
- Rango de presión diferencial de 0-7.3 psi (0-50 KPa)
- Linealidad de  $\pm 0.05\%$  con escala total en el MPX2050.
- Escala total cubierta calibrada a 40 mV.
- Compensador de temperatura desde -40 °C a 125 °C.
- Empaque fácil de transportar.
- Empaque disponible con uno y con dos elementos básicos

De donde se observa que cubren los requerimientos de la aplicación por lo que se seleccionó uno de los transductores de la serie MPX50.

Estos transductores son sensores de presión piezorresistivos provistos con una gran precisión y linealidad en el voltaje de salida - directamente proporcional a la presión aplicada - . Los sensores son diafragmas de una sola pieza de silicón con un strain gage y una red resistiva en una película delgada en un circuito integrado. Cada circuito es calibrado por laser para



obtener precisión en el rango, calibración de offset y compensación de temperatura. Están diseñados para aplicaciones automotrices, industriales y médicas entre otras.

Las características eléctricas dadas en las hojas de especificaciones técnicas son:

Rangos Máximos:

RANGO	SIMBOLO	VALOR	UNIDAD
Sobre presión	P <sub>max</sub>	200	KPa
Voltaje de alimentación	V <sub>s max</sub>	16	V dc
Temperatura de almacenamiento	T <sub>stg</sub>	-50 a 150	°C
Temperatura de operación	T <sub>a</sub>	-40 a 125	°C

## TRANSDUCTOR DE FRECUENCIA CARDIACA

Para la selección de los transductores a utilizar para la medición de la frecuencia cardiaca se investigaron una serie de éstos que cumplieran con ciertas características importantes como son:

- Bajo costo.
- Alta precisión.
- Fácil calibración.
- Dimensiones pequeñas.
- Además de poder realizar la medición con la mínima molestia para el sujeto.

Los transductores investigados fueron:

1. Transductores piezoeléctricos.
2. Transductores optoeléctricos (emisor infrarrojo / fototransistor, optoacopladores, diodos emisores de luz).
3. Micrófono capacitivo.

El transductor piezoeléctrico, es un cristal de cuarzo (cualquiera de ellos) que tiene la propiedad de que cuando se ejerce compresión mecánica en sus caras, desarrolla una diferencia de potencial; esta propiedad se denomina efecto piezoeléctrico. Similarmente, un voltaje aplicado en las caras

del cristal produce distorsión en su forma.

Transductores optoelectrónicos, su funcionamiento se basa en la emisión de un haz dirigitible, desde una fuente generadora de luz, se transmite hacia una superficie cualquiera y es reflejado o refractado, el haz se detecta por un fototransistor.

En el caso del cuerpo humano, el haz de luz dirigitible es transmitido a una red capilar, la cual se encuentra entre otras partes del cuerpo, en los dedos y lóbulos de las orejas.

La red capilar constituye una red de finos vasos filiformes a través de los cuales circula la sangre bombeada por el corazón, a cada latido cambia el volumen de los vasos así como su densidad, y por tanto se modifica la absorción, recepción y expansión de la luz dirigitida a través de éstos, misma que es captada por el fototransistor, es decir, el emisor manda un haz de flujo radiante constante el cual se reflejará en mayor o menor grado en el flujo sanguíneo, y el fototransistor entregará como resultado de esta etapa una cantidad de voltaje equivalente al flujo sanguíneo que circula en esa zona.

Diodo de emisión infrarroja:

Es un dispositivo de arseniuro de galio de estado sólido que emite un haz de flujo radiante (energía radiante que es caracterizada por la longitud de la forma de onda del rojo visible, por ejemplo 0.78 $\mu$ m a 100 $\mu$ m) que cuando se polariza con corriente directa tiene como característica que el flujo radiante

en mV tiene una relación casi lineal con la corriente directa c.c. Sus principales aplicaciones son: alarmas, indicadores de nivel, indicadores de inicio y fin de cinta, etc.

#### Fototransistor

El comportamiento de este dispositivo es casi el de un fotodiodo, (es decir, que cuando se conecta en corriente directa permite continuidad de la luz) con la diferencia que el fototransistor tiene una unión P-N colector-base fotosensible. La corriente inducida por efectos fotoeléctricos es la corriente de base del transistor.

Un tipo importante de éstos, es el fototransistor Darlington, el cual consiste en dos transistores conectados en cascada, ( un colector emisor conectado al colector-base respectivamente del segundo transistor); la corriente del emisor de la entrada del primer transistor es amplificada por el segundo, este dispositivo tiene alta sensibilidad a la iluminación o radiación.

#### Optoacopladores

Es un dispositivo diseñado para la transformación de señales eléctricas utilizando energía radiante óptica, además de proporcionar el aislamiento eléctrico entre la entrada y la salida.

#### Selección del transductor

- Transductores piezoeléctricos. Los construye una empresa

Mexicana llamada CRICOSA. Como la frecuencia de oscilación del cristal depende del tipo y del ángulo de corte del mismo y dicha empresa sólo realiza cortes para rangos superiores a los 5 MHz; decidimos rechazar esta opción ya que el rango de la frecuencia cardíaca es de 1 a 3 Hz.

- Los diodos emisores infrarrojos del tipo TIL31, TIL33 y TIL34 con los fototransistores del tipo TIL81 son una pareja muy utilizada, pero, para su aplicación se requiere que estén fijos, ya que se necesita encontrar el ángulo en el que el fototransistor reciba la luz, este ángulo se encuentra por el método de prueba y error; para ésta aplicación sería difícil utilizarlos ya que se quiere un dispositivo portátil y se tendría que estar cambiando dicho ángulo.

Por lo anterior, se cree que lo más sencillo y fácil de utilizar es una placa metálica (electrdo), que al estar sobre la superficie cutánea sense las cargas eléctricas presentes. Como a cada latido existe un pulso eléctrico de intensidad mayor y considerando el voltaje de la placa como una medida proporcional a la carga eléctrica presente en el corazón, se puede contabilizar cada valor de pico de ésta como un pulso cardíaco.

## TRANSDUCTOR DE TEMPERATURA

La selección del transductor de temperatura, es una tarea delicada en el diseño electrónico.

El transductor debe ser lo más amigable posible para lograr un acoplamiento directo entre la variable a medir y el instrumento de registro o de proceso.

Las características que debe reunir el transductor son:

- Linealidad.
- Consumo de energía mínimo.
- Fuente de alimentación baja (5 a 10 Volts).
- Alta sensibilidad.
- Alta precisión.
- Alta resolución.

La linealidad es una de las características de mayor importancia, ya que una No-Linealidad hace más complicada la circuitería externa y acrecenta el costo.

Los transductores de estado sólido son los más lineales que existen en el mercado; estos sensores vienen a sustituir a los termopares y a los termistores, ya que estos últimos presentan problemas en la linealidad.

Si bien la respuesta de los sensores de estado sólido es lenta comparada con los termistores, son lo suficientemente rápidos para los fines biomédicos. Si consideramos que la temperatura humana cambia a razón de  $1^{\circ}\text{C}/10$  min. en condiciones

críticas, bastaría que la respuesta del transductor fuera ligeramente más rápida; característica que cumplen los transductores de estado sólido.

• Cuando la potencia consumida por el transductor es elevada, los problemas de diseño crecen, pues se debe considerar la disipación de calor, lo que acarrea una distribución de los elementos en un área mayor; cuando el dispositivo necesita de poca energía para su funcionamiento, el diseño se simplifica y puede hacerse con un costo menor. Si al transductor hay que suministrarle un voltaje elevado para energizarlo, el aparato que lo utilice tendrá que soportar una fuente especial que, en la mayoría de los casos, se diseña con base en el voltaje estandar (127 Volts a.c.) obligando al aparato a estar cerca de un contacto.

Podemos afirmar entonces, que reducir el consumo de potencia es primordial para un instrumento electrónico portátil, ya que su alimentación es, generalmente, por medio de pilas. Así pues, la fuente de alimentación del transductor debe ser menor a los 10 volts de c.c.

Aunado a la linealidad y el consumo bajo de energía, está la resolución del transductor, la cual debe ser lo suficientemente grande para que los cambios de la variable física se reflejen con cambios grandes en su salida, permitiendo de esta manera que el instrumento los detecte.

Todas estas características las reúne la serie de sensores de

temperatura LM135 de la marca NATIONAL.

La serie LM135 (que incluye los sensores 135, 235, 335, 35C y 3911) son circuitos sensores de temperatura de fácil calibración y de alta precisión. Operando como un zener de dos terminales tiene un voltaje de salida directamente proporcional a la temperatura absoluta a razón de 10 mV/°C.

Las aplicaciones de la serie LM135 incluyen a la mayoría de las actividades donde se detecte la temperatura en un rango de -50°C a los 150°C. Su baja impedancia y su respuesta lineal hacen la interface variable/registro especialmente sencilla.

Las características que incluyen esta serie son:

- Calibración directa en °C.
- Operación en el rango de 400  $\mu$ A a 5 mA.
- Impedancia dinámica menor a 1  $\Omega$ .
- Calibración sencilla.
- Amplio rango de temperatura de operación.
- Bajo costo.

Según sus curvas características el error que presentan los circuitos de ésta serie al ser calibrados a una temperatura de 25°C es menor a 1 °C, y es mínimo cuando la temperatura a sensar está en el rango de los 20 a 45°C.

La impedancia dinámica es inferior a los 0.3  $\Omega$  cuando la frecuencia es menor a 1 KHz. y presenta un comportamiento logarítmico a partir de 1.5 KHz. hasta alcanzar un valor aproximado de 130  $\Omega$  a una frecuencia de 100 KHz.



Como se puede observar en la figura (5.1), la gráfica alcanza el 100 % del valor a medir a los 3 min. aproximadamente, cuando esta expuesto al aire libre, presentando una ligera disminución cuando esta dentro de un líquido.

En la figura (5.2) se pueden observar las curvas características presentadas por el fabricante.

# Typical Performance Characteristics.

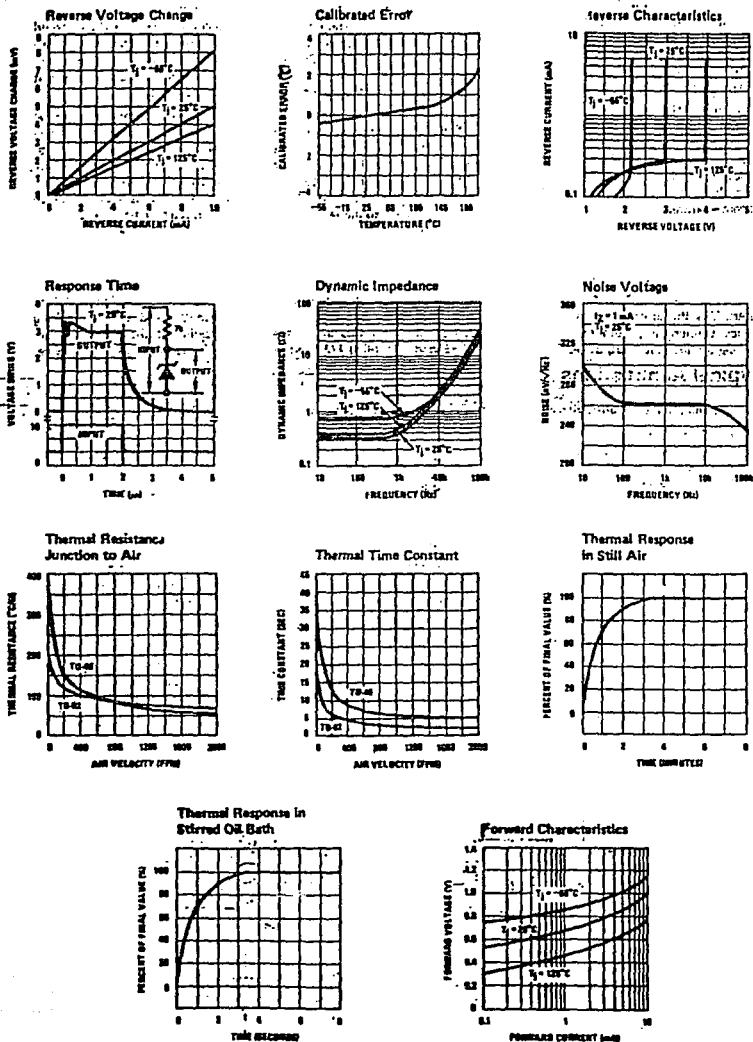


Fig. 5.2 Curves Characteristics

**CAPITULO VI**  
**TIPOS Y SELECCION DEL "MCU"**

## SELECCION Y CARACTERISTICAS DEL MICROPROCESADOR

## INTRODUCCION:

Desde hace aproximadamente 30 años se ha venido generalizando el uso y fabricación de computadoras debido a que éstas han facilitado al hombre gran cantidad de tareas, desde las grandes computadoras como la ENIAC hasta las estructuras microscópicas de los MCU's.

Si bien su uso ha crecido enormemente, su tamaño se ha reducido en proporciones mayores; en las décadas pasadas las computadoras necesitaban de grandes espacios, de sistemas de ventilación y enfriamiento especiales, hoy en día las microcomputadoras se han reducido a tal grado que podemos encontrar una computadora del tamaño de un dedal, que no necesita ser enfriada con grandes ventiladores, donde su mantenimiento es casi nulo y su "puesta en marcha" es muy sencilla y rápida.

El cambio en la apariencia de las computadoras se debe esencialmente al MICROPROCESADOR. Este dispositivo es un circuito integrado que posee tanta capacidad para procesar información como la tienen las Macrocomputadoras.

El microprocesador es un dispositivo de muy alta escala de integración (VLSI), extremadamente complejo, pero susceptible de programarse.

El grado mayor de complejidad que presenta el microprocesador reduce las dimensiones de la computadora, así como también influye en la distribución misma de los elementos complementarios. Cualquier computadora posee un microprocesador, desde las Macrocomputadoras hasta los MCU's.

El sistema básico de una computadora consta de cinco unidades:

- Unidad de entrada.
- Unidad de salida.
- Unidad aritmética y lógica.
- Unidad de control.
- Unidad de memoria.

Estando las unidades aritmética-lógica y de control contenidas en el CPU (central processing unit). Cuando la computadora contiene estas cinco unidades se le conoce como Computadora Harvard.

El elemento que conforma el CPU es el MICROPROCESADOR. El microprocesador controla todas las unidades del sistema empleando las líneas de control. El bus de direcciones ( $m$  conductores en paralelo) selecciona un lugar en la memoria, puerto de acceso o puerto de salida; el bus de datos ( $n$  conductores en paralelo) constituye una de las vías de los sentidos para la transferencia de datos, ya sea hacia la unidad de procesamiento o desde ella.

El valor de los números  $n$  y  $m$  dan dos de las características fundamentales de una microcomputadora: el tamaño de su "palabra"

binaria y la capacidad de direccionamiento total de la máquina, respectivamente; así tenemos por ejemplo que las microcomputadoras llamadas PC COMPATIBLES, que utilizan el microprocesador 8088 tienen una capacidad máxima de direccionamiento de 640 Kbytes, con una longitud de palabra binaria de 8 bits (aunque en su manejo emulen 16).

El microprocesador tiene, también, una arquitectura propia, muy semejante a la de una computadora; la mayoría de los microprocesadores contienen la siguiente:

1. Unidad aritmética-lógica.
2. Unidad de control.
3. Unidad de tiempo.
4. Registros de propósito general y específico.
5. Cuando menos un acumulador.
6. Apuntador de pila (stack).
7. Contador de programa (PC).
8. Banderas.
9. Tres canales; Control, Dirección y Datos.

A continuación se describen algunas de las funciones más importantes de los elementos de un microprocesador.

- Registro de instrucción: esta unidad es un registro de  $n$  bits (comúnmente 8) que almacena el primer byte de una instrucción (el código de operación).
- Decodificador de instrucción: interpreta el contenido del registro de instrucción, determina el

microprograma exacto que ha de seguirse en la ejecución de la instrucción y dirige la sección de control de acuerdo a esto.

- Unidad aritmética-lógica (ALU): ésta realiza las operaciones aritméticas, lógicas y de desplazamiento que afectan los registros de estado (banderas). Los resultados de la ALU se colocan en el acumulador a través del bus interno. El registro temporal y el acumulador son considerados muchas veces como parte de la ALU. Las condiciones de las banderas se alimentan a la unidad de tiempo y control.
- Acumulador: se trata de un registro de propósito general de  $n$  bits (generalmente 8) que es el centro de la mayoría de las instrucciones aritméticas, lógicas, de carga, almacenamiento y E/S (entrada/salida).
- Contador de programa: es un área de almacenamiento de  $2 \times n$  bits que siempre apunta a la siguiente instrucción a ejecutarse. Siempre contiene una dirección de  $2 \times n$  bits. puede ser incrementada o restaurada por la unidad de control, o modificada por instrucciones de transferencia.
- Unidad de tiempo y control: recibe señales del decodificador de instrucciones para determinar la naturaleza de la instrucción que será ejecutada. La

información del registro de estado también está disponible para la bifurcación condicional. Las señales de tiempo y control se envían a todas las partes del microprocesador para coordinar la ejecución de las instrucciones. También genera las señales de control externas.

Las unidades de entrada y salida varían en cada computadora. En las PC's COMPATIBLES, la unidad de entrada es generalmente el teclado, mientras que la unidad de salida son el vídeo y la impresora. En un microprocesador las unidades de E/S son llamadas bus de direcciones y bus de datos, que en muchas ocasiones se encuentran multicanalizadas para el ahorro de espacio. Tanto en los MCU's como en los microprocesadores, son líneas conductoras en paralelo.

La unidad de almacenamiento, de las macrocomputadoras, se puede dividir en dos grandes bloques:

- a) Almacenamiento interno ( dividido a su vez en permanente y volátil ).
- b) Almacenamiento externo ( discos, cintas, etc. ).

La memoria permanente sólo puede ser "leída" por el usuario, y en pocos casos puede ser cambiada por él. Hay circuitos integrados especializados donde reside éste tipo de memoria, son los llamados: PROM, EPROM y E<sup>2</sup>PROM. Se diferencian en el modo de borrado de información. Así tenemos que los PROM's son grabados



eléctricamente y no pueden ser borrados, sólo pueden ser leídos. Los EPROM's, que también son grabados eléctricamente, pueden ser borrados con luz ultravioleta, aplicada a una ventana que conduce hasta el circuito lógico. Los E<sup>2</sup>PROM's son grabados y borrados eléctricamente.

En un principio el programa de iniciación de la máquina se grababa en una PROM, con la finalidad de que no fuera borrado; hoy en día este programa (que en Inglés se llama "BIOS" Sistema Básico de Entradas y Salidas) es grabado en EPROM y E<sup>2</sup>PROM, por las modificaciones que pueden existir en el manejo de los dispositivos.

El BIOS es el programa que toda computadora debe tener para que, una vez encendida, reconozca los dispositivos acoplados a ella. Debe, por lo tanto, residir en una memoria permanente.

La memoria RAM es llamada "memoria del usuario", ya que en ella se almacena, en forma no permanente, la información; ésta se pierde cada vez que se le deja de proveer energía eléctrica a la computadora.

Los dispositivos de almacenamiento externo, sirven para que el usuario tenga almacenada su información permanentemente; por lo general son dispositivos magnéticos donde la información se graba en forma digital. Los más comunes son los discos flexibles y las cintas.

#### DEFINICIONES DEL MCU

Los MCU's son microcomputadoras en un sólo chip, esto es, en un encapsulado de aproximadamente 12 cm<sup>2</sup>. están incluidas unidades básicas de una computadora, además de tener otros dispositivos como es el reloj para el funcionamiento interno y la sincronía externa, o un convertidor A/D.

La estructura de un MCU incluye como unidades de almacenamiento, varios bytes de memoria RAM y de 1 a 5 Kbytes de memoria ROM, (en cualquiera de sus tres versiones: PROM, EPROM o E<sup>2</sup>PROM).

Contiene un microprocesador integrado, con todas sus características, puertos de E/S, con o sin protocolo de comunicación, controlador de tiempo para funciones internas y para periféricos conectados a él.

Puede, además, tener integrado otros dispositivos como lo son:

SP (Interfaces Serial Periférica).

SCI (Interface Serial de Comunicaciones).

PLL (Phase Locke Loop).

A/D (Convertidores Analógico-Digital).

#### SELECCION

La mayoría de los MCU's vienen empaquetados en circuitos integrados de 28 ó 40 patas, sin embargo el formato del encapsulado depende de la marca de cada microcomputadora, existen encapsulados de 28, 40 y 64, aunque este último es poco

frecuente; su forma viene en dos presentaciones: rectangular y cuadrada, la cuadrada es usada cuando se requiere reducir espacio y se cuenta con tarjetas de circuito impreso de más de dos capas de soldadura, la rectangular es de uso más frecuente, es sencillo su manejo y no necesita de base especial.

El material del encapsulado puede ser cerámica o de plástico, el de cerámica se utiliza especialmente para aparatos sometidos a grandes temperaturas.

El diagrama de patas incluye el nombre y funcionamiento de cada una de las patas de conexión de la microcomputadora, de forma que se puedan distinguir los conectores destinados a las entradas y a las salidas, así como los bidireccionales. Generalmente, el diagrama de patas o patigrama, trae consigo los diagramas de conexiones del reloj y la fuente de alimentación.

La hoja de especificaciones, incluye las características eléctricas del circuito integrado, con valores mínimo, típico y máximo, las características más importantes son:

- Voltajes de alimentación.
- Corrientes de alimentación.
- Consumo de potencia.
- Ancho de banda del circuito.
- Voltajes y corrientes de salida para cada pata.
- Rango de temperatura de funcionamiento garantizado.

En el caso de los MCU's las características anteriores se deben incluir para la etapa de la programación de la memoria permanente, así como también para el funcionamiento adecuado de

los puertos del mismo.

La lista de instrucciones puede ser incluida o no, dependiendo del microprocesador interno del MCU, la mayoría de los fabricantes presenta una tabla con todas las instrucciones para su programación, en éstas incluyen el tipo de direccionamiento que se realiza en cada ejecución de las instrucciones. Las microcomputadoras integradas son sucesoras de los microprocesadores, es por eso que en ocasiones el fabricante prefiere referenciarlos a la lista de instrucciones del microprocesador que trae consigo el MCU.

Como se ha indicado, todos los MCU contienen un microprocesador (con su unidad aritmética-lógica), una unidad de entrada/salida y la memoria para el manejo de información. Sin embargo, no todos contienen las mismas características. Hay MCU's que manejan memoria ROM y RAM, otros contienen EPROM en lugar de PROM; en algunos la capacidad de memoria puede ser menor, así como las líneas de comunicación con el exterior, varían de un MCU a otro.

Las características que se deben tomar en cuenta para la selección de la microcomputadora integrada (MCU) son las siguientes:

- a) Capacidad de memoria del usuario (RAM).
- b) Capacidad y tipo de memoria permanente ( PROM, EPROM).
- c) Líneas de E/S (bidireccionales o unidireccionales).
- d) Longitud de la palabra.

- e) Velocidad de funcionamiento (frecuencia del reloj interno).
- f) Fuente de alimentación y consumo de energía.
- g) Tipo de fabricación (TTL, CMOS, etc).
- h) Extras (convertidores A/D, PLL, etc.).
- i) Tamaño de encapsulado (28, 40 ó 64 patas).

El MCU a seleccionar debe cumplir con los requerimientos del diseño, estos son:

- Memoria del usuario tan amplia como para manejar aproximadamente 100 palabras de información (memoria RAM igual ó superior a 100 Bytes).

- Memoria permanente que pueda albergar los programas de iniciación de funciones del MCU, conversión, escalamiento y linealización de las señales analógicas, etc. Además de la facilidad de reprogramarse (memoria EPROM superior a los 2 Kbytes).

- Alimentación con una fuente de bajo voltaje, inferior a los 10 volts.

- Consumo de energía inferior a 500 mW.

- Puertos de entrada / salida unidireccionales y bidireccionales.

- Y en este caso específico: convertidor analógico digital de 8 bits.

De acuerdo a las exigencias anteriores la selección se reduce a muy pocos MCU's existentes en el mercado, entre ellos están los de las marcas INTEL y MOTOROLA.

Se optó por seleccionar uno de MOTOROLA, por la facilidad de manejo del mismo y por su compatibilidad con el microprocesador 6800.

El MCU seleccionado es el MC68705R3 ya que éste es el único que contiene suficiente memoria RAM y EPROM, que cuenta con un convertidor A/D y su consumo de energía es mínimo.

El MC68705R3, Microcomputadora Integrada de MOTOROLA, está hecho con la tecnología HMOS, con una arquitectura de 8 bits, que contiene:

- 112 bytes de RAM.
- 3,776 bytes de EPROM.
- Timer interno de 8 bits.
- Cuatro vectores de interrupción.
- Tres puertos bidireccionales de 8 bits para E/S.
- Un puerto unidireccional de 8 bits multicanalizado para el manejo del convertidor A/D.
- Puede ser alimentado con una fuente de 5 volts.

Está construido en un encapsulado cerámico de 40 conectores, con ventana para el borrado de la memoria EPROM y de dimensiones menores de 12 cm<sup>2</sup>, el MC68705R3 es de manejo sencillo, resistente a las altas temperaturas y, puede soportar el soldado directo.

El software es similar al de la familia 6800, con instrucciones reducidas para ahorrar espacio y tiempo del ciclo de "fetch".

Tiene diez diferentes tipos de direccionamiento que permiten

una programación estructurada y de mayor eficiencia. Estos direccionamientos son aplicables a la memoria RAM y a la ROM, así como a los puertos de entrada/salida.

El 68705R3 es capaz de direccionar 4096 bytes de memoria y registrar los de E/S con su contador de programa. El MCU tiene implementados 4092 de estas localidades. Distribuidos de la siguiente manera:

- 3,776 bytes para memoria EPROM del usuario.
- 191 bytes para inicialización del ROM.
- 112 bytes de memoria RAM.
- 7 bytes para E/S.
- Dos registros para temporizadores.
- Un registro opcional de máscara.
- Un registro misceláneo.
- Dos registros para el convertidor A/D.

El CPU está implementado de forma independiente del mapa de los puertos. En consecuencia puede ser manejado como un microprocesador independiente.

#### CONVERTIDOR ANALOGICO DIGITAL

El MCU tiene un convertidor A/D de aproximaciones sucesivas de 8 bits. Con cuatro entradas analógicas, conectadas a través del puerto D, y multicanalizadas para la conversión. Tiene, además, cuatro señales analógicas internas que pueden ser seleccionadas con propósitos de calibración.

El convertidor opera continuamente usando 30 ciclos de máquina para completar la conversión de una señal analógica de entrada. Cuando la conversión ha terminado, el valor digital se transfiere al registro de resultado Analógico/Digital (ARR) y la bandera de conversión se enciende y entonces la señal de entrada se rastrea otra vez.

Las características eléctricas del convertidor A/D facilitan el diseño, ya que para convertir la señal analógica proveniente de los transductores, basta con que ésta sea aislada ohmicamente y amplificada, para que pueda ser registrada por el puerto "D". El aislamiento y la amplificación se hacen a través de un amplificador de instrumentación, cuya circuitería externa es muy económica y sencilla de alambrar.

Es importante hacer notar que el rango de voltaje permitido para hacer la conversión está limitado por los voltajes suministrados a las patas  $V_{REL}$  y  $V_{REF}$  y el valor máximo de  $V_{REF}$  no puede exceder de los 5 volts y el valor máximo de  $V_{REL}$  no puede ser inferior a 0.2 V., cabe hacer mención que la suma de los voltajes de  $V_{REL}$  y  $V_{REF}$  no debe exceder al voltaje de la fuente que alimenta a el MCU. La corriente máxima que soporta el convertidor a la entrada es de 20 mA, aunque la corriente está limitada por la resistencia interna de 11.6  $\Omega$  conectada entre  $V_{REL}$  y  $V_{REF}$  se debe tener cuidado en no exceder este valor, para no dañar al convertidor.

Como convertidor de aproximaciones sucesivas de 8 bits la resolución máxima que presenta es de 20 mV.



Se entiende por resolución a la fracción obtenida de dividir el rango de conversión (o el voltaje a máxima escala, si el límite inferior es cero) entre el número de pasos.

$$\text{Resolución} = (V_{\text{RM}} - V_{\text{RL}}) / \text{NUMERO DE PASOS}$$

donde:

Número de pasos =  $2^n$  (n= número de bits del convertidor).

En este caso n es igual a 8 con lo cual el número de pasos es igual a 256 y la resolución a 0.02V.

Una conversión de voltaje de máxima escala (5.12 volts), se realiza en 30 ciclos de máquina, si operamos el 68705R3 a máxima velocidad (4 MHz) el ciclo lo hará en 1  $\mu$  seg; la "captura" de la señal para conversión se hace en los 5 primeros ciclos de máquina, por lo que la respuesta en frecuencia del convertidor es de 200 KHz (con un cristal de 4 MHz).

La frecuencia máxima de una onda senoidal para conversión está dada por la fórmula:

$$F = 1 / (T_s \cdot \pi \cdot 2^{(n+1)})$$

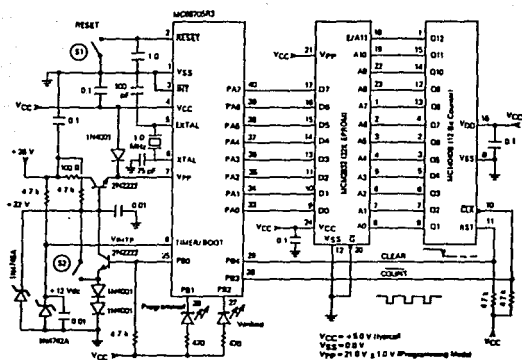
donde:

$T_s$  = Tiempo de captura.

n = Número de bits del convertidor.

La fórmula anterior asegura que el "Slew Rate" de la señal no exceda a 0.5 LSB (bit menos significativo) durante la captura de la señal de entrada.

Para programar el MCU y grabar la información en la EPROM del 68705R3, basta con grabar los programas en una memoria EPROM MCM2532 y después transferirla al MCU; para hacer la transferencia se ha diseñado un circuito que automáticamente copia la información de la memoria al MCU. El circuito se muestra en la figura (6.1).



Summary of Programming Mode

1. When plugging in the MCM6808B or the MCM2532 be sure that S1 and S2 are closed and that VCC and +26 V are not applied.
2. To initiate programming, be sure S1 is closed, S2 is closed and VCC and +26 V are applied. Then open S2, followed by S1.
3. Before removing the MCM6808B, first close S2 and then close S1. Disconnect VCC and +26 V and remove the MCM6808B.

fig. 6.1. Circuito de transferencia del 68705R3

La programación puede ser editada de tres diferentes formas, ya sea con el editor del ensamblador del microprocesador 6809, con el "Crossassembler" del micro 8088 o bien, byte por byte.

Como el editor del ensamblador 6809 soporta las instrucciones

del 68705R3 se optó por hacer la programación mediante este procedimiento, es decir, grabando una memoria 2532 y transfiriéndola en seguida al MCU.

## CAPITULO VII

### PARAMETROS DE DISEÑO Y CONSTRUCCION

a) AMPLIFICACION

b) FILTRADO

c) BLINDAJE

## AMPLIFICACION DE SEÑALES

El nombre de amplificador operacional fue dado a los primeros amplificadores de alta ganancia directamente acoplados, diseñados para llevar a cabo operaciones matemáticas de adición, sustracción, multiplicación y división. Comúnmente se le utilizan en diseños para amplificar señales que se extienden en un amplio intervalo de frecuencias y normalmente se usa con redes de retroalimentación externas.

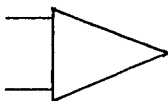
El bajo costo, versatilidad y simplificación del amplificador operacional han extendido su uso más allá de las aplicaciones visualizadas de los primeros diseñadores. Algunos de los usos están en los campos de control de procesos, comunicaciones, computadoras, fuentes de señales y potencia, exhibidores y sistemas de prueba y medición.

Las principales características de un amplificador operacional son:

1. Acoplamiento directo que proporciona ganancia de voltaje hasta frecuencia cero.
2. Alta impedancia de entrada.
3. Baja impedancia de salida.
4. Alta ganancia de voltaje.
5. Amplio ancho de banda (retraso de respuesta = 0).
6. No están diseñados para usarse en lazo abierto,

deben conectarse componentes externos para tener operación normal en todos los casos, excepto en el comparador.

Los amplificadores operacionales tienen cinco terminales básicas: dos para el suministro de potencia, dos para las señales de entrada, y una para la salida. Muchos tienen una sola terminal de entrada, pero la mayor parte tiene entrada diferencial y casi todos tienen una sola terminal de salida. Su símbolo es el siguiente:



Cuando se aplica retroalimentación, las características del amplificador están determinadas principalmente por la red de retroalimentación.

El amplificador más útil para medición, instrumentación o control es el amplificador diferencial de instrumentación. Está diseñado con varios amplificadores operacionales y resistencias de precisión, lo cual hace al circuito muy estable y útil cuando es importante la exactitud.

Dado que las señales biológicas suelen tener niveles de voltajes sumamente bajos (en el orden de los milivolts), se hace necesario amplificar dichas señales para su procesamiento y despliegue.

Para la selección del amplificador se deben considerar

características tales como:

- a) Razón de rechazo de modo común (RRMC). Es la razón de la ganancia de voltaje diferencial con la ganancia de voltaje de modo común. La RRMC se define así:

$$RRMC = A_{v_{difer}}(MC) / V_{v_{com}}(MC)$$

Cuanto mayor es el valor de la RRMC tanto mejor es el amplificador, por lo que la entrada de modo común debe producir un voltaje de salida lo más cercano a cero para que la RRMC sea infinita.

- b) Razón de variación (Slew Rate). Es la especificación más importante en la operación en corriente alterna del amplificador.

Si señales débiles (abajo de 1 volt de pico) de CA están presentes en la salida, las características importantes del amp op que limitan el rendimiento son el ruido y la respuesta en frecuencia. Si se esperan señales grandes (arriba de 1 volt de pico) de CA a la salida, entonces el "slew rate" determina cuando se introducirá distorsión por el amp op.

Las corrientes de polarización y los voltajes desviados afectan el comportamiento en CC y por lo común no tienen que considerarse en el comportamiento de CA, debido a que por lo general hay un capacitor de acoplamiento en el circuito para pasar las señales de CA y bloquear las corrientes y voltaje de CC.

La razón de variación establece el valor para el cual puede

variar el voltaje de salida, depende de muchos factores: la ganancia del amplificador, la corriente de carga, la capacitancia de entrada y aún si el voltaje de salida es positivo o negativo. Esta definido como:

$$I_{max} / C_c$$

donde:

$I_{max}$  = Corriente máxima de carga.

$C_c$  = Corriente del capacitor.

Si por alguna razón la corriente de carga se limita a un valor máximo también la razón de variación del voltaje queda limitada a un valor máximo.

- c) Ancho de Banda. Es el rango de frecuencias dentro del cual se obtiene la señal de salida sin distorsión para operar con señal grande.

La máxima frecuencia en la cual se puede trabajar sin distorsión está definida como:

$$f_{max} = S_r / 2\pi V_p$$

donde:

$f_{max}$  = Máxima frecuencia sin distorsión.

$S_r$  = Slew Rate (razón de variación).

$V_p$  = Voltaje de pico a la salida.

Y ésta se puede aumentar si se intercambia amplitud por frecuencia.

- d) Ruido. Es una perturbación que afecta a la señal útil. El ruido interfiere con la información



contenida en la señal, pues cuanto mayor es el ruido tanto menor es la información. Es una característica inevitable e indeseable que se presenta en todos los amplificadores operacionales ya que existen señales eléctricas en el medio y aún si no hubiera ruido externo, persistiría el ruido en el voltaje de salida causado por él mismo. El ruido es aleatorio y tiene una variedad de características espectrales que dependen de los elementos activos usados en el amplificador.

#### AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACION

Existen en el mercado una gran variedad de amplificadores de instrumentación encapsulados en un circuito integrado, tales como: LM163, LM363, LM121, LM321, LM358, etc., de National Semiconductor, que en general mantienen la siguiente configuración (fig. 7.1) para la aplicación típica de amplificado de señales:

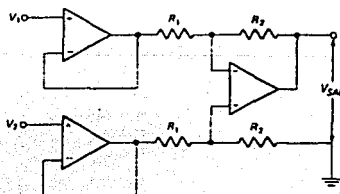


Fig.(7.1) Configuración típica de un amp op de instrumentación.

## FILTRADO DE SEÑALES

Un filtro es un dispositivo que permite el paso de la corriente eléctrica en ciertas frecuencias o en un rango de frecuencias mientras impide el paso en otras.

Frecuentemente se desea utilizar sólo un rango de frecuencias de la salida de un transductor. Quizá estas frecuencias representen a la señal, mientras que otras frecuencias pueden ser armónicas indeseables y ruido resultante de algún tipo de distorsión en el circuito de entrada.

Aunque se pueden utilizar varias configuraciones para circuitos filtro, todas caen dentro de tres categorías: filtros paso-bajas, filtros paso-altas y filtros paso-banda.

- Filtro paso-bajas. Permite la transmisión en frecuencias abajo de cierto valor de corte con un poco o nada de atenuación.

- Filtro paso-altas. Permite la transmisión en frecuencias arriba de cierto valor de corte.

- Filtro paso-banda. Permite la transmisión en un cierto rango o banda de frecuencias, mientras atenúa las que están por abajo y arriba de los límites de este rango.

Los circuitos de filtrado pueden ser activos o pasivos. Los circuitos de filtrado pasivos sólo contienen resistores.

inductores y capacitores. Los filtros activos, son dispositivos compuestos por una red de resistores y capacitores construida alrededor de un dispositivo de estado sólido, generalmente un amp op; estos filtros presentan ventajas como: ganancia de voltaje, efecto de carga despreciable y eliminación total de los inductores.

Los diversos circuitos de filtros no proporcionan una variación abrupta en la atenuación en la frecuencia de corte; esto es, hay transmisión en algunas frecuencias arriba y abajo del valor de corte, aunque la atenuación de la señal se hace más pronunciada conforme la frecuencia se aleja de las condiciones de corte.

Dadas las características de las señales a manejar, se requiere de un filtro paso-bajas, cuya configuración estándar se muestra en la figura (7.2).

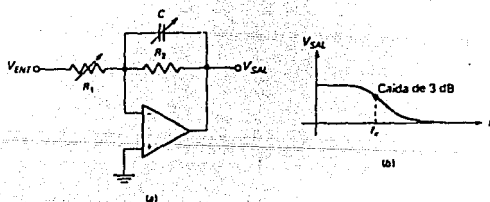


Fig. (7.2) a) Filtro paso-bajas activo b) Respuesta en frecuencia.

**Funcionamiento:**

Para bajas frecuencias el capacitor se comporta como un circuito abierto y el resto del circuito como un amplificador inversor con una ganancia de voltaje  $-R_2 / R_1$ . A medida que la frecuencia aumenta, la reactancia capacitiva disminuye, provocando que la ganancia de voltaje también disminuya. Cuando la frecuencia tiende a infinito, el capacitor se comporta como un corto circuito y la ganancia de voltaje tiende a cero.

La figura (7.2b) ilustra la respuesta en frecuencia; la señal de salida es máxima en bajas frecuencias, pero cuando se alcanza la frecuencia crítica o de corte, la salida cae a 3 dB. Después de esta frecuencia, la caída de ganancia se produce a una razón ideal de 20 dB por década, o 6 dB por octava.

La frecuencia de corte de 3 dB se produce cuando:

$$\omega R_2 C = 1$$

o bien:

$$f_c = 1 / 2\pi R_2 C$$

El capacitor ajustable C permite variar la frecuencia de corte y el resistor ajustable  $R_1$  permite controlar la ganancia. A causa de la realimentación de voltaje, la impedancia de salida Thévenin tiende a cero lo que quiere decir que el filtro activo es capaz de excitar bajas impedancias de carga.

Para lograr una frecuencia de corte más precisa se requiere de un filtro de orden mayor, cuyo diseño puede estar basado en los polinomios de Butterworth, Bessel (Thompson) o Chebyshev.

El filtro Butterworth también se denomina filtro máximo plano o plano-plano. En la figura (7.3) se muestra la respuesta de

frecuencia ideal (línea continua) y la práctica (líneas punteadas) para diferentes tipos de filtros Butterworth. Conforme las atenuaciones se vuelven más pronunciadas, se aproximan al filtro ideal con mayor rapidez.

Dos filtros activos similares a los de la figura (7.2a) pueden acoplarse para dar una atenuación de -40 dB/década. Este no es un diseño económico, ya que requeriría dos amp op's.

Una aproximación común, de la ecuación del filtro ideal paso-bajas es:

$$A_v(s) / A_{v0} = 1 / P_n(s)$$

donde:

$P_n$  = Polinomio en la variable (s) con ceros del lado izquierdo en el plano complejo.

utiliza el polinomio de Butterworth cambiando  $P_n$  por  $B_n$ , donde la magnitud de  $B_n(w)$  está dada por:

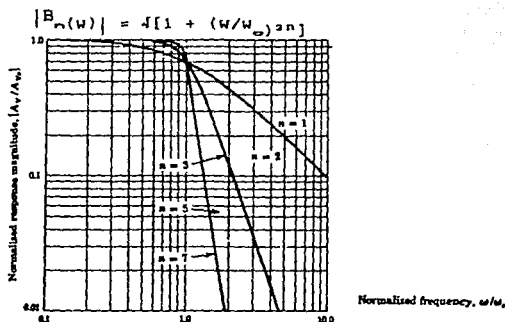


Fig.(7.3) Gráficas de respuesta de frecuencia de algunos tipos de filtros Butterworth.

Un valor mayor de  $n$  aproxima la curva de respuesta del filtro a la curva de respuesta en frecuencia de un filtro ideal paso-bajas.

El valor  $n$  indica el grado del polinomio y a su vez el grado del filtro paso-bajas.

La función de transferencia de un filtro de segundo orden típico de Butterworth es de la forma:

$$A_v(s)/A_{v0} = 1 / [(s/\omega_c)^2 + 2k(s/\omega_c) + 1]$$

donde:

$\omega_c = 2\pi f_c$  e indica la frecuencia más alta a 3dB.

Así como el polinomio de Butterworth nos auxilia en el diseño de un filtro paso-bajas, el polinomio de Chebyshev nos auxilia en el diseño de los filtros paso-altas.

#### BLINDAJE DE SEÑALES

Todos los dispositivos electrónicos poseen entradas (voltaje de alimentación y señal a ser procesada) y salidas. Los conductores que transportan estas señales de y hacia cualquier otro dispositivo son susceptibles a ciertas interferencias.

entre otras a cargas electrostáticas. Por ello, es a menudo deseable blindar del campo magnético los circuitos electrónicos; el blindaje puede absorber, reflejar o degradar (por múltiples reflexiones internas) la energía electromagnética. El blindaje más utilizado es una caja metálica. Tapas de cobre, de aluminio o de aleación cobre-aluminio, plásticos conductores, hilasa y spray metálicos también sirven como materiales aislantes.

Para que dicha envoltura electrostática (blindaje) sea efectiva, debe estar conectada al potencial de referencia cero (tierra física) de cualquier circuito contenido dentro.

Las señales eléctricas indeseables presentes en la señal de salida se clasifican como ruido. La variación y las desviaciones pueden considerarse como un ruido de frecuencia muy baja. El ruido se genera por cualquier material que esté arriba del cero absoluto ( $-273^{\circ}\text{C}$ ), o también por todos los dispositivos eléctricos y sus controles.

Los conductores de las señales que se envuelven en una malla o escudo metálico se les denomina cable blindado y puede contener uno o más conductores.

En la correcta selección de un cable para electrónica, se deben considerar los siguientes parámetros eléctricos: voltaje, corriente, frecuencia, atenuación, capacitancia, velocidad de propagación, inductancia, impedancia característica, impedancia de la fuente y de la carga, efecto corona e interferencias electrostáticas y electromagnéticas.

- Voltaje y corriente. Generalmente los voltajes de

operación así como las corrientes conducidas por estos cables son muy bajas por lo que la sección transversal de éstos es reducida, una excepción la constituyen los cables de alta tensión que sirven para aplicaciones muy específicas.

- Frecuencia de operación. Esta característica viene a determinar en forma directa el valor de las pérdidas dieléctricas en su aislamiento. Este hecho es de poca importancia en el manejo de las señales biomédicas.
- Atenuación. La atenuación en los cables para electrónica, es una indicación de las pérdidas provocadas por la resistencia del conductor y la del dieléctrico. Esta propiedad debe considerarse cuidadosamente en cables para señales de bajo nivel o en aplicaciones donde la eficiencia es muy importante.
- Capacitancia. Juega un papel muy importante cuando conduce corriente alterna o señales pulsantes; si el cable no es adecuado actúa como un filtro, por lo que el voltaje en la carga y en la fuente pueden tener formas de onda diferentes. Para minimizar los problemas capacitivos el cable debe estar aislado con un material que posea una baja constante dieléctrica (polietileno), y además utilizar la longitud de cable que ofrezca el valor de



capacitancia deseada.

- Impedancia característica. Es un factor relevante en comunicaciones. Las impedancias de la fuente, de la carga y la del cable, deben acoplarse cuidadosamente. Un acoplamiento incorrecto puede producir sobretensiones causadas por ondas estacionarias reflejadas, además de una deficiente transmisión de la señal.
- Interferencias y ruidos. La pantalla metálica está diseñada para proteger la señal transportada, eliminando parcial o totalmente interferencias y ruidos indeseables, además de proporcionar protección mecánica. Las fuentes más comunes de interferencias y ruidos en radiofrecuencia son: líneas de alta tensión desnudas o sin pantalla electrostática, lámparas fluorescentes, lámparas de vapor de mercurio, lámparas de cátodo frío, cualquier tipo de equipo de interrupción que opere con tubos de gas, vapor o mercurio, así como sus equivalentes en estado sólido: rectificadores controladores de silicio (SCR) y triacs, máquinas de combustión interna, cargas estáticas en bandas y poleas de transmisión, iluminación de neón, etc.

Una de las características importantes para el blindaje consiste, en que el número de blindajes requerido en el sistema es igual al número de las señales independientes a ser procesadas

más uno por cada alimentación.

**CAPITULO VIII**  
**DISEÑO DEL PROTOTIPO**

## DISEÑO DEL PROTOTIPO

En el diseño del multímetro médico se consideraron 7 etapas que son:

- 1) Detección.
- 2) Amplificación.
- 3) Filtrado.
- 4) Conversión.
- 5) Escalamiento.
- 6) Procesamiento.
- 7) Despliegue.

El diagrama de bloques del diseño se presenta en la figura 8.1.

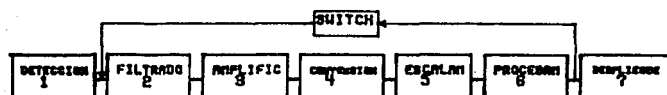


Fig. (8.1) Diagrama de bloques del diseño

A continuación se describen cada una de las etapas.

## DETECCION.

Durante esta etapa las señales de frecuencia cardíaca,

temperatura y presión arterial son detectadas mediante dos transductores montados en una banda de velcro y un tercero que deberá ser colocado por el usuario en la parte media del pecho de la persona de quién se desee conocer los signos vitales, dichos transductores proporcionan la variable sensada como una diferencia de potencial del orden de milivolts.

Los transductores que se encuentran montados en la banda son los encargados de sensar la temperatura (LM3911) y la presión arterial (MPX50) y el tercer transductor es un electrodo cuya función es sensar la actividad eléctrica producida por el corazón.

El proceso que se realiza para la detección de cada una de las variables se explica a continuación:

Temperatura. La superficie del sensor LM3911 que está en contacto con la piel sensa la temperatura ahí presente durante 10 segundos y su salida proporciona una relación de voltaje temperatura a razón de  $10 \text{ mV}/^{\circ}\text{C}$ .

El diagrama eléctrico se muestra en la figura 8.2.

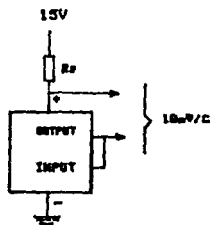


Fig. (8.2) Diagrama eléctrico del sensor de temperatura

La resistencia RS se utiliza para limitar la corriente de alimentación al circuito y para obtener la resolución de 10 mV/°C.

Frecuencia cardíaca. Esta será detectada por medio del electrodo colocado en el pecho en la zona en que se perciban más fuerte los latidos (ver figura 8.3) registrando la actividad eléctrica de la zona durante 10 segundos con lo que se asegura que en condiciones normales se detectarán aproximadamente 10 picos máximos indicando cada uno de ellos un ciclo cardíaco.



Fig. (8.3) Zona de colocación del electrodo.

Presión arterial. Para poder detectarla se requiere que el electrodo esté colocado en la región indicada (fig. 8.3) y del sensor de presión de la banda, a través del electrodo se detecta la actividad eléctrica existente en la región cercana al corazón y al mismo tiempo el transductor MPX50 capta la presión en la arteria humeral, refiriendo esta presión a la presión ambiental.

El diagrama eléctrico se presenta en la figura 8.4 .

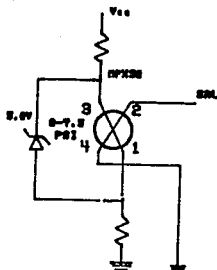


Fig. (8.4) Diagrama eléctrico del sensor de presión.

#### AMPLIFICACION.

La salida de los transductores es aplicada en dos fases; la primera es un amplificador de instrumentación formado por tres amplificadores operacionales de los cuales los dos primeros son los encargados de eliminar la señal de modo común y el tercero proporciona la ganancia necesaria para obtener la amplitud deseada en modo diferencial. El segundo bloque tiene como función generar una mayor ganancia a la señal diferencial, este bloque está constituido por un amplificador operacional, un capacitor de acoplamiento y un potenciómetro que actúa como escalador de ganancia.

#### FILTRADO.

En esta fase la salida de los transductores amplificada, es

transmitida a través del cable apantallado de ocho conductores hacia el filtro paso-bajas que esta constituido por dos amplificadores operacionales T074 con el propósito de eliminar el ruido y la frecuencia de 60 Hz (frecuencia del ruido de alimentación).

Para la eliminación de frecuencias provenientes de fuentes externas como son: radiofrecuencia, balastras de lámparas, líneas de transmisión, etc., se colocó el circuito dentro de una caja metálica completando el filtrado de las señales con este método de blindaje.

En la figura 8.6 se muestra el circuito eléctrico de esta etapa.

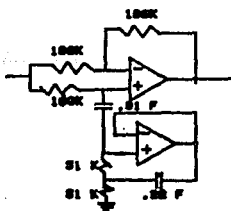


Fig. (8.6) Circuito de filtrado



## CONVERSION.

Debido a que las señales provenientes de las etapas anteriores son analógicas y el procesamiento de las mismas es digital es necesaria la conversión analógica-digital.

El convertidor analógico-digital que se utiliza está integrado al MCU y usa el método de aproximaciones sucesivas con una resolución de 8 bits. El método de búsqueda binaria por hardware es utilizado para determinar el voltaje de entrada desconocido; este método reduce significativamente el tiempo (un total de 30 ciclos de máquina) necesario para analizar el voltaje de entrada y generar un valor hexadecimal exacto. Si al MCU se le conectara un cristal de 4 MHz el ciclo de máquina tomaría un microsegundo y por lo tanto el tiempo de conversión total sería de 30 microsegundos. El tiempo sin el cristal es de aproximadamente 120 microsegundos.

## ESCALAMIENTO.

Ya que las señales de los transductores representan una diferencia de potencial, debe realizarse un escalamiento del valor hexadecimal obtenido en la conversión para que el despliegue sea representativo del valor real de la variable medida.

El escalamiento se lleva a cabo a través de software y es de

la siguiente manera: conociendo la relación entre la variable medida y la señal proporcionada por el transductor (sensibilidad del transductor) y conociendo la resolución del convertidor analógico-digital (39 mV) se obtuvo el factor de escalamiento por medio de la siguiente fórmula:

$$F = \frac{R.C. \cdot VMM}{VMS}$$

donde:

F = factor de escalamiento.

R.C = resolución del convertidor.

VMM = valor máximo medible.

VMS = valor máximo de salida del transductor.

## PROCESAMIENTO

Al encender el dispositivo se ejecutan automáticamente las rutinas de programación que conforman esta etapa.

Las actividades que se llevan a cabo en esta etapa son:

1. Selección digital del puerto de acuerdo al parámetro a medir.
2. Detección del voltaje máximo y mínimo proporcionado por el electrodo y almacenamiento en localidades de memoria RAM de dichos valores.
3. Obtención de la frecuencia cardíaca.
4. Determinación de los valores de presión.
5. Selección del parámetro a desplegar.

6. Conversión a 7 segmentos.

7. Salida por el puerto "G" del MCU (despliegue del valor real de la variable medida).

Estas actividades se realizan por medio de 4 rutinas de programación que son:

\* Rutina A. Se encarga de elegir el valor máximo y mínimo positivo de voltaje, ya que estos valores nos permiten, por una parte, conocer la frecuencia cardíaca y por otra nos proporcionan las referencias necesarias para determinar las presiones sistólica y diastólica respectivamente.

\* Rutina B. Cuenta el número de veces que se presenta el voltaje máximo en un lapso de 10 segundos y lo multiplica por 6 para obtener la frecuencia cardíaca expresada en segundos.

\* Rutina C. Conocidos los valores de voltaje máximo y mínimo dado por la rutina A, ésta rutina se encarga de detectar el momento en que se presenta un máximo o un mínimo positivo y en este instante conmuta la señal de entrada seleccionando la salida del transductor de presión, y el valor sensado se almacena en tres localidades de memoria, dependiendo si es sistólica, diastólica o intermedia.

\* Rutina D. Esta rutina se encarga de convertir la señal digital almacenada de cualquiera de los tres parámetros a 7 segmentos, para que finalmente sea desplegada.

Para facilitar esta etapa se eligió procesar las señales en el siguiente orden: temperatura, frecuencia cardíaca y presión arterial, el proceso en cada uno de los casos se describe a

continuación.

- Temperatura. Este parámetro es procesado cuando la dirección en el switch analógico es cero, se toma el valor de la salida del transductor LM3911, pasando éste a través de todas las etapas anteriores, hasta llegar a ésta, en la cual el valor únicamente se almacena en una localidad de memoria del MCU.

- Frecuencia Cardíaca. La dirección del swith analógico se incrementa en una unidad para poder procesar este parámetro, por medio del electrodo se obtienen los valores de voltaje producidos por la actividad eléctrica del corazón, dichos valores pasan por todas las etapas anteriores, excepto por la de escalamiento, estos valores son procesados mediante la rutina A, en la cual se determina el valor máximo que permite obtener la frecuencia a través de la rutina B.

- Presión Arterial. Este parámetro es seleccionado colocando un dos en la dirección del switch analógico. Para poder obtenerlo, primero se toman los valores de voltaje máximo y mínimo proporcionados por la rutina A, se lee el valor de voltaje presente en el electrodo y se compara con el máximo y el mínimo y, dependiendo de si es:

- + Mayor o igual al máximo, la dirección de almacenamiento es "X".
- + Menor al máximo y mayor a cero, la dirección es "Y".
- + Menor a cero, la dirección de almacenamiento es "Z".

En seguida se conmuta la dirección del switch que continuaba en uno a dos, para poder tomar la lectura del transductor de presión, la salida de éste pasa por todas las etapas anteriores y es almacenada en la dirección "X", "Y" ó "Z" dependiendo de cual haya sido el resultado de la comparación.

Se conmuta de nuevo a uno la dirección del switch y se repite el proceso. Este procedimiento es realizado repetidamente durante 10 segundos con lo que se asegura que se habrán presentado 10 picos máximos (sistóles) y 10 valores mínimos positivos (diastóles), ya que como se sabe un ciclo cardiaco normal se produce en 0.8 segundo.

Las presiones almacenadas en las localidades de memoria "X" y "Y" contendrán las presiones sistólica (que se presenta en el máximo voltaje del ciclo cardiaco) y diastólica (que se presenta cuando en el corazón no existe actividad eléctrica alguna, razón por lo cual se selecciona con el mínimo valor positivo del ciclo cardiaco), posteriormente se despliegan dichos valores mediante la rutina D.

#### DESPLIEGUE

En esta etapa se direcciona el puerto C para encender la cantidad de dígitos necesarios para mostrar el valor del parámetro cuyo valor se desea conocer, dicho valor se toma del puerto B del MCU y es mostrado en los despliegues numéricos de ánodo común colocados para este propósito.

Los despligues (3) son actualizados cada 30 milisegundos.

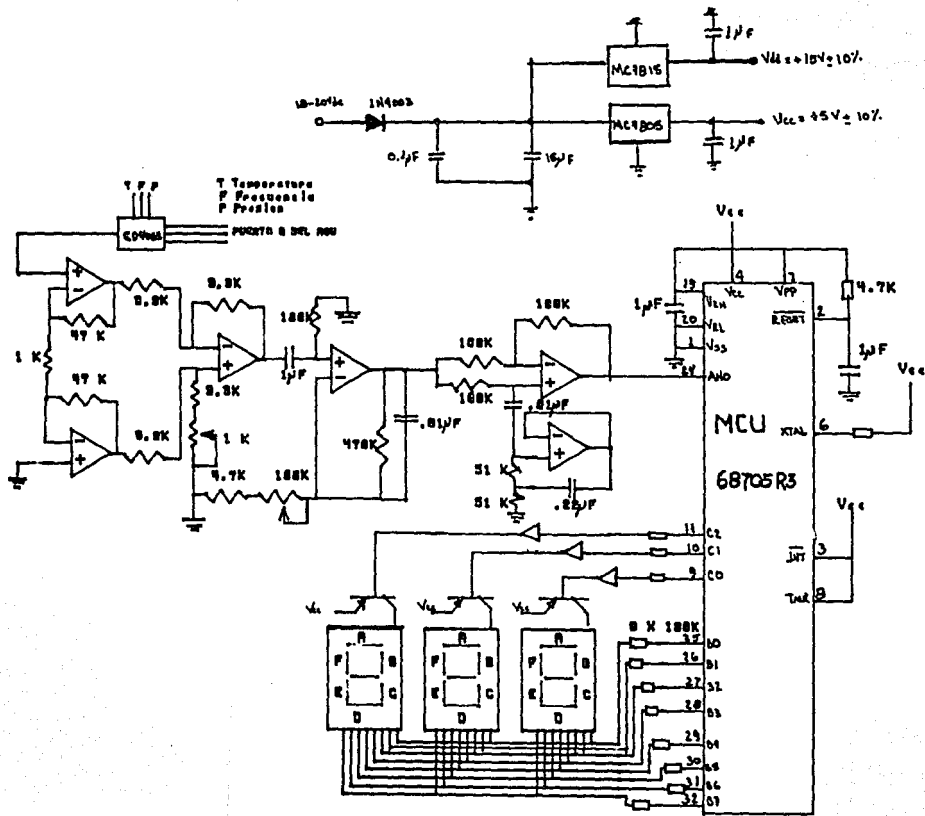


DIAGRAMA ELECTRONICO DEL MULTIMETRO MEDICO

# CAPITULO IX

## CONCLUSIONES



## CONCLUSION

El desarrollo del multimetro médico, cuyo diseño se presenta en esta obra, representa desde el punto de vista tecnológico, una innovación en cuanto a las técnicas de medición de la presión sanguínea, que hasta hoy a nivel comercial no se ha utilizado.

El método propuesto en esta tesis, se basa en el fenómeno eléctrico del corazón conjuntamente con el efecto de la presión sanguínea causado en las arterias, a diferencia de los métodos tradicionales que se basan únicamente en la deflexión de las arterias y en los ruidos producidos por ésta.

Consideramos que la importancia de esta tesis, radica en haber encontrado un procedimiento que permite cambiar un método empírico basado en un fenómeno mecánico a una técnica basada en los principios eléctrico-fisiológicos, consistentes en que, cuando se presenta el impulso eléctrico de mayor amplitud en el corazón, se registra la presión arterial máxima ó sistole y cuando en el corazón no hay actividad eléctrica se presenta la presión mínima o diástole.

Respecto a la selección de los dispositivos utilizados, se eligieron aquellos que por su nivel de integración simplificaban la circuitería periférica ahorrando espacio y tiempo, cumpliendo de esta manera, el objetivo de realizar un aparato de medición portátil.

El MCU que se eligió proporciona las ventajas de tener integrado:

- un convertidor analógico-digital.
- memoria RAM de 112 bytes.
- memoria EPROM de 2.5 Kb.
- tres puertos bidireccionales de 8 bits.
- un puerto unidireccional multicanalizado.
- consumo de energía bajo (5 Volts).

Este permitió que se realizaran programas (software) que sustituyeron elementos electrónicos (hardware) cumpliendo así otro de los objetivos que es la reducción de costos.

En el desarrollo de este proyecto se presentaron diferentes problemas que fueron:

1. La adquisición de conocimientos del área médica necesarios para entender los fenómenos que se pretendían medir.
2. Dificultad de comunicación entre diferentes disciplinas.
3. Falta de apoyo de Instituciones para la investigación y desarrollo de prototipos de instrumental médico.
4. Oposición al cambio de los métodos empíricos de medición utilizados desde hace mucho tiempo.
5. Escepticismo a nuevas técnicas de medición.
6. Discrepancia en la aceptación de los rangos de error existentes entre la medicina (muy alto) y la ingeniería (con tendencia a rangos mínimos).
7. Escasa información técnica de dispositivos electrónicos para instrumentación.
8. Dificil acceso en el mercado nacional a la tecnología

electrónica más avanzada.

9. Adquisición de los dispositivos electrónicos a muy alto costo y tiempos de entrega grandes.

La mayoría de estos obstáculos se superaron, algunos por estar fuera de nuestro alcance no logramos resolverlos, como son: costos elevados, por la problemática económica del país; falta de información técnica debida a la escasa infraestructura electrónica de México y la difícil adquisición de los dispositivos que repercutió en el tiempo del desarrollo de este proyecto y ocasionó un cambio en el concepto original del diseño.

Estamos concientes que el diseño de este prototipo es susceptible a mejoras, pero debido a factores como tiempo, y recursos económicos no fué posible realizarlas.

Si bien el costo del prototipo puede parecer elevado (120 dólares americanos) se debe considerar que una producción en serie abatiría los costos en un gran porcentaje.

Esperamos que las bases asentadas en esta tesis sirvan para futuros desarrollos de la ingeniería en el área de instrumentación médica.

## GLOSARIO

## GLOSARIO

- Centros bulbares respiratorios.**- Relativos a una válvula perteneciente a la médula oblongada ó bulbo.
- Esteárico.**- Carbohidrato de la grasa sólida de animales.
- Estimulación vagal.**- Excitación de la actividad funcional, efecto de esta excitación.
- Frecuencia cardíaca.**- Número de pulsaciones en un tiempo determinado.
- Gasto cardíaco.**- Cantidad de sangre propulsada por el corazón en un minuto.
- Gran circulación.**- Todo el sistema circulatorio excepto la circular pulmonar.
- Latido apexiano o de la punta.**- Choque del vértice del ventrículo izquierdo contra la pared costal.
- Paredes basales.**- Superficie que cierra o limita una cavidad u órgano basal del corazón. Superficie del corazón que mira arriba y atrás, construida por las aurículas.
- Polímero.**- Cuerpo que presenta el fenómeno de órganos o partes supernumerarias.
- Shock quirúrgico.**- Choque quirúrgico o relativo a la cirugía.
- Tono cardíaco.**- Cada uno de los dos ruidos, primero y segundo, que se perciben en la auscultación de la región cardíaca. El primero, corresponde a la sistole ventricular, es sordo, grave y prolongado; el segundo correspondiente al cierre de las válvulas sigmoides, es corto y seco.
- Tono vasomotor.**- Estado de elasticidad de un tejido normal y aptitud del mismo para cumplir su función en respuesta a un estímulo ordinario.
- Toxina.**- Término general para las sustancias productoras de efectos tóxicos secretadas por las bacterias patógenas. Sus caracteres generales más importantes son los de producir los efectos tóxicos después de un periodo de incubación y de ser antígenos.
- Vaso.**- Término general para los conductos por los que circulan los humores o líquidos del cuerpo especialmente la sangre, linfa y quilo.

## BIBLIOGRAFIA

- Arthur C. Guyton. "Tratado de Fisiología Médica". Interamericana 6a Edición 1984.

- Bernardo A. Houssay. "Fisiología Humana". El Ateneo Argentina.

- Ralph Morrison. "Grounding and Shielding Technique in Instrumentation". Wiley Interscience Second Edition.

- Howard M. Berlin. "Design of Active Filters, With Experiments". Howard W. Sams & Co., Inc. First Edition.

- Gene E. Tobey, Jerald G. Graeme, Lawrence P. Huelsman. "Amplificadores Operativos diseño y aplicación". Diana Primera Edición.

- John G. Webster. "Medical Instrumentation". Mc Graw Hill.

- Best & Taylor. "Bases Fisiológicas de la Práctica Médica". Panamericana.

- Albert Paul Malvino, Ph.D. "Principios de Electrónica". McGraw Hill Primera Edición en español.

- Robert F. Coughlin, Frederick F. Driscoll. "Circuitos Integrados y Amplificadores Operacionales". Prentice Hall Second Edition.

- Donald L. Schilling, Charles Belove. "Electronic Circuits: Discrete and Integrated". McGraw Hill.

- Larry D. Jones, A. Foster Chin. "Electronic Instruments and

Measurements". John Wiley & Sons.

- "The Optoelectronics Data Book for Design Engineers". Texas Instruments Incorporated Fifth Edition.

- John Leniham. "Ingeniería Humana". Alianza Editorial.

- Issac Asimov. "Introducción a la Ciencia". Plaza & Janes, S.A.

- J.P. Holman. "Métodos Experimentales para Ingenieros". McGraw Hill.

- Jacob Millman, Ph.D. "MICROELECTRONICS Digital and Analog Circuits and Systems". McGraw Hill Book Company.

- "Master Selection Guide and Catalog". Motorola Semiconductor.

- "Diccionario terminológico de ciencias médicas". Salvat Mexicana Editores, S.A. de C.V. Undécima Edición.

- Salvador Aceves, Alonso de Gortari. "Patología del Aparato Cardio-Vascular". Segunda Edición.