

300617

UNIVERSIDAD LA SALLE



ESCUELA DE INGENIERIA
Incorporada a la U.N.A.M.

25
24

"ESTUDIO DE LOS INSTRUMENTOS ELECTRONICOS PARA LA MEDICION DE LA PRESION ARTERIAL"

TESIS PROFESIONAL

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA

P R E S E N T A :

CARLOS ARTURO LOPEZ JIMENEZ

DIRECTOR DE TESIS:

Ing. Germán Villalobos Alarcón

México, D. F.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

1991



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.

INTRODUCCION.....	1
-------------------	---

CAPITULO 1 GENERALIDADES

1.1 ANTECEDENTES HISTORICOS.....	10
1.2 BREVE DESCRIPCION MEDICA.....	17
1.2.1 EL CORAZON.....	17
1.2.2 EL SISTEMA DE VASO SANGUINEO.....	17
a) Sistema arterial.....	18
b) Sistema venoso.....	18
c) Los capilares.....	18
1.2.3 LA PRESION SANGUINEA.....	19
1.3 METODOS PARA MEDIR LA PRESION ARTERIAL.....	20
1.3.1 METODO DIRECTO.....	22
1.3.2 METODO INDIRECTO.....	23
a) Palpatorio.....	25
b) Auscultatorio.....	26
c) Oscilométrico.....	31
1.3.3 RECOMENDACIONES PARA EVITAR LECTURAS ERRONEAS	33
BIBLIOGRAFIA.....	38

CAPITULO 2 TECNICAS DE MEDICION AUTOMATICA Y SEMIAUTOMATICA

2.1 INTRODUCCION.....	41
2.2 TECNICA DEL ESFIGMOMANOMETRO.....	43
2.2.1 MICROFONO.....	43
2.2.2 OSCILOMETRIA.....	45
2.3 ULTRASONIDO.....	46
2.4 TONOMETRO.....	51
2.5 PLETISMOGRAFO.....	53
BIBLIOGRAFIA.....	53

CAPITULO 3 DIAGRAMA DE BLOQUES DE DIVERSOS MONITORES DE PRESION ARTERIAL

3.1 MONITOR SEMIAUTOMATICO. Medición electrónica (con lógica digital) e inflado y arranque manual...	56
3.2 MONITOR SEMIAUTOMATICO. Medición electrónica (con microprocesador) e inflado y arranque manual..	60
3.3 MONITOR AUTOMATICO. Medición electrónica (con microprocesador) e inflado y arranque automático...	63

CAPITULO 4 CARACTERISTICAS Y PROPIEDADES DE LOS MICROFONOS

4.1	CONCEPTOS BASICOS.....	70
4.2	CLASIFICACION POR EL TIPO DE RESPUESTA ELECTRICA... ..	72
4.2.1	DINAMICOS: Bobina móvil, Conductor móvil y Cinta.....	73
4.2.2	MAGNETICO.....	74
4.2.3	ELECTROSTATICO (CONDENSADOR).....	75
4.2.4	CARBON.....	76
4.2.5	CRISTAL.....	77
4.2.6	CERAMICO.....	80
4.3	CLASIFICACION POR EL TIPO DE TRANSDUCTOR.....	81
4.3.1	DINAMICO.....	81
4.3.2	MAGNETICO.....	82
4.3.3	ELECTROSTATICO.....	82
4.3.4	CARBON.....	83
4.3.5	PIEZOELECTRICO.....	83
4.3.6	ELECTROSTRICTIVO.....	84
4.4	SELECCION DEL MICROFONO.....	84
4.5	PIEZOELECTRICIDAD.....	86
4.6	ELECTROSTRICTICION.....	92
	BIBLIOGRAFIA.....	93

CAPITULO 5 TRANSDUCTORES ELECTRICOS DE PRESION

5.1	CONCEPTOS BASICOS.....	96
5.1.1	DEFINICION DE PRESION.....	96
5.1.2	DEFINICION DE TRANSDUCTOR.....	96
5.2	SELECCION Y USO DE LOS TRANSDUCTORES.....	98
5.2.1	ANALISIS DE LAS ESPECIFICACIONES:.....	99
	a) Rango.....	99
	b) Sensibilidad.....	99
	c) Características de la salida eléctrica....	99
	d) Ambiente físico.....	100
	e) Errores.....	100
5.2.2	INDICACIONES PARA AUMENTAR LA EXACTITUD.....	100
5.2.3	INTERCONEXION.....	101
5.3	VENTAJAS DE LOS TRANSDUCTORES ELECTRICOS.....	102
5.4	CLASIFICACION.....	103
5.4.1	CATEGORIAS GENERALES.....	103
	a) Transductor activo.....	103
	b) Transductor pasivo.....	103
5.4.2	PRINCIPIO DE OPERACION.....	104
	a) Transductor resistivo.....	104
	b) Transductor reactivo:	
	1.- Capacitivo.....	104
	2.- Inductivo.....	104
	c) Transductor de desplazamiento:	
	1.- Extensómetro de resistencia.....	104

2.- LVDT.....	105
3.- Piezoeléctrico.....	105
5.5 EXTENSOMETROS.....	105
5.5.1 EXTENSOMETRO SOLDADO.....	106
5.5.2 EXTENSOMETRO SIN SOLDAR.....	107
5.5.3 EXTENSOMETRO DE SEMICONDUCTOR.....	109
5.6 MANOMETROS SEMICONDUCTORES CON TECNOLOGIA DE CIRCUITO INTEGRADO.....	110
5.6.1 CARACTERISTICAS GENERALES.....	110
5.6.2 COMPENSACION DE TEMPERATURA.....	116
5.6.3 PERFECCIONAMIENTO EN EL FUNCIONAMIENTO A BAJA PRESION.....	119
5.7 LOS PUENTES: COMPENSACION DE PROBLEMAS.....	121
5.8 FABRICANTES DE SENSORES Y TRANSDUCTORES DE PRESION.	125
BIBLIOGRAFIA.....	130

CAPITULO 6 PROCESADORES DE SENAL

6.1 PARAMETROS DE DISEÑO.....	134
6.1.1 IMPEDANCIA DE ENTRADA.....	134
6.1.2 IMPEDANCIA DE SALIDA.....	134
6.1.3 GANANCIA.....	136
6.1.4 DISTRIBUCION DE POTENCIA.....	138
6.1.5 DISTORSION.....	141
6.2 AMPLIFICADOR OPERACIONAL.....	142
BIBLIOGRAFIA.....	144

CAPITULO 7 INDICADORES VISUALES

7.1 PARAMETROS DE DISEÑO DEL INDICADOR VISUAL.....	147
7.2 INDICADORES VISUALES DIGITALES.....	150
7.2.1 DIODO EMISOR DE LUZ (LED).....	151
7.2.2 PANTALLA DE CRISTAL DE CUARZO (LCD).....	153
7.2.3 OBSERVACIONES.....	154
7.3 PARAMETROS DE DISEÑO DEL ALMACENAMIENTO DE INFORMACION.....	156
BIBLIOGRAFIA.....	161

CAPITULO 8 ALGORITMOS Y DIAGRAMAS DE FLUJO

8.1 MONITOR DE MEDICION AUTOMATICA (METODO AUSCULTATORIO: con micrófono).....	163
8.1.1 PACIENTE.....	163
a) Algoritmo.....	163
b) Diagrama de flujo.....	166
8.1.2 MONITOR.....	167
a) Algoritmo.....	167
b) Diagrama de flujo.....	169

8.2 MONITOR DE MEDICION E INFLADO AUTOMATICO (METODO OSCILOMETRICO: sin micrófono).....	170
8.2.1 PACIENTE:.....	170
a) Algoritmo.....	170
b) Diagrama de flujo.....	173
8.2.2 MONITOR:.....	174
a) Algoritmo.....	174
b) Diagrama de flujo.....	177
8.3 MONITOR DE MEDICION, INFLADO Y ARRANQUE AUTOMATICO CON AUTOAJUSTE DE PRESION (con micrófono).....	178
8.3.1 PACIENTE:.....	178
a) Algoritmo.....	178
b) Diagrama de flujo.....	180
8.3.2 MONITOR:.....	181
a) Algoritmo.....	181
b) Diagrama de flujo.....	184

CAPITULO 9 EVALUACION DE LOS MONITORES COMERCIALES DE PRESION ARTERIAL

9.1 INTRODUCCION.....	186
9.2 EVALUACION DE LA EXACTITUD.....	187
9.3 EVALUACION DE LAS CARACTERISTICAS Y CONVENIENCIAS..	189
9.4 VENTAJAS Y DESVENTAJAS.....	191
9.5 CLASIFICACION DE LAS CARACTERISTICAS DE LOS MONITORES DE PRESION ARTERIAL.....	193
9.5.1 GUIA PARA LA TABLA DE CLASIFICACION.....	193
9.5.2 TABLA DE CLASIFICACION.....	195
a) Claves de las ventajas.....	196
b) Claves de las desventajas.....	196
c) Claves de los comentarios.....	197

VOCABULARIO MEDICO..... 199

CONCLUSIONES..... 210

APENDICE: DIAGRAMA DE BLOQUES

1. DETERMINACION AUTOMATICA E INDIRECTA DE LA PRESION ARTERIAL.....	A-1
2. SISTEMA AUTOMATICO PARA LA MEDICION DE LA PRESION SISTOLICA Y DIASTOLICA MEDIA CON UNA PRESION DE BRAZAL CONSTANTE.....	A-2
3. SISTEMA AUTOMATICO DE PRESION ARTERIAL.....	A-3
4. ELECTROESFIGMOMANOMETRO NARCO PE 300 PROGRAMADO	A-4

INTRODUCCION

El objetivo de la tesis es presentar un amplio panorama de los métodos para poder determinar la presión arterial más conveniente, diseño y realización electrónica, con la tecnología mas avanzada. Es por esta razón que se presenta un análisis completo. Se exponen más ampliamente los conceptos para poder realizar un monitor electrónico automático o semiautomático de acuerdo a las necesidades de cada persona.

Se presenta toda la teoría relacionada a la medición, tanto sobre medicina como de los componentes electrónicos y de funcionamiento, con el fin de que se tenga la mínima necesidad de recurrir a buscar cualquier tipo de información. Sólo hay que entender, seguir los pasos sugeridos y llevarlo a la práctica.

Se proporciona una discusión de sistemas de instrumentación y los varios componentes que hacen estos sistemas. Se discute los transductores, procesador de señal, exhibición y almacenamiento de datos a medida que ellos se relacionan entre sí y al sistema. Ningún elemento dentro del sistema puede funcionar independientemente de los otros componentes. Todos los elementos afectan el funcionamiento de sus elementos complementarios.

Algunos capítulos tratan principalmente, con discusión detallada, los elementos específicos de instrumentación y sistemas de instrumentación.

Primero se mencionan los antecedentes históricos, para tener un conocimiento sobre el desarrollo que ha tenido la

medición de la presión arterial a través del tiempo, hasta llegar a la actualidad. Se da una breve descripción de los aspectos fisiológicos del sistema sanguíneo y de todo lo relacionado a la presión arterial, con la finalidad de conocer lo que es la presión arterial, y cuáles son los métodos empleados por los médicos para su determinación. De esta forma se logra un mejor entendimiento y analizar los elementos que pueden ser sustituidos.

Después se explican cómo se pueden utilizar ciertos instrumentos (como el oscilómetro, ultrasonido y tonómetro), que no fueron originalmente diseñados para la medición; pero que se pueden aplicar para lograr dicho objetivo; las técnicas de medición electrónica que existen, cómo integra la electrónica a los instrumentos para la medición de la presión arterial (esfigmomanómetros, oscilometría, tonómetros y ultrasonidos), con qué se puede sustituir los elementos tradicionales de los medidores por componentes electrónicos.

Se muestran varios diagramas de bloques de diversos monitores, para que se aprecie que hay muchas formas de resolver el problema. También sirve para que haya una amplia variedad en la selección del monitor que más se ajuste a las necesidades de cada uno. Solamente se explican los monitores más sencillos en su construcción y manejo para el paciente y posiblemente los más económicos.

Se mencionan la teoría, características, principios de funcionamiento, ventajas y desventajas de cada uno de los

dispositivos electrónicos con los que cuenta un monitor, como son los micrófonos, transductores de presión, procesador de señal y presentación visual; con el fin de tener conocimiento de lo que es dicho elemento y poder elegir el más conveniente.

Los algoritmos y los diagramas de flujo facilitan el entendimiento y el proceso, puesto que se dan todos los pasos que se necesitan, para la realización de un programa que se encargue de determinar el momento en que se alcanzan los valores de la presión sistólica y diastólica, almacenar y exhibirlos, además de muestrear la salida del transductor. Cuentan con condiciones de error, para facilitarle al paciente la localización de ellos. Los algoritmos y diagramas de flujo realizados para el paciente, es con la finalidad de que tenga una mayor comprensión de lo que debe hacer para llevar a cabo la medición y evitar un mal uso o manejo del monitor expuesto.

La evaluación de los monitores facilitan el análisis para precisar las ventajas y desventajas con las que cuentan los monitores comerciales, tanto en lo económico, facilidad de uso, comodidad, etc.

Al final se da un vocabulario de términos médicos para una mayor comprensión de lo expuesto en la teoría relacionada a la medicina.

Para tener un mejor entendimiento de para qué sirven, qué son y en qué consisten estos instrumentos es necesario

saber lo siguiente.

Se entiende por presión arterial, como la fuerza que ejerce la sangre sobre las paredes de las arterias. La medición de la presión arterial comprende tanto la determinación de la presión sistólica, como la diastólica.

Existe una presión máxima (presión sistólica), que es un movimiento de contracción del corazón y de las arterias para empujar la sangre que contiene, siendo este el mayor trabajo que realiza el corazón. También existe una presión mínima (presión diastólica), correspondiente a la diástole y que es un movimiento de dilatación o relajación del corazón y de las arterias entre los latidos, el cual permite a la sangre penetrar en su cavidad.

La presión arterial es importante porque esta puede indicar cambios en la circulación debido a la hipertensión, hipotensión, ataques, stress emocional, trauma, arterioesclerosis y shock. En pocas palabras, la presión arterial del cuerpo es un indicador primario de un malestar fisiológico.

El instrumento más simple para medir la presión arterial es el esfigmomanómetro, el cual consiste de un inyector de aire (pera de goma), un brazal (manguito neumático) y un medidor normalizado aneroide o de columna de mercurio. Los médicos además de utilizar este instrumento, usan un estetoscopio para escuchar los sonidos que identifican a la presión arterial. La desventaja, para cualquier persona es que requiere de conocimientos para la

determinación de la presión sistólica y diastólica, representando para él una tarea incómoda además de representarle dificultades un esfigmomanómetro y a su vez, provocándole una desanimación para realizar el mismo la medición.

El monitor electrónico de presión arterial, es un instrumento que mide la presión arterial por medio de componentes electrónicos. Del esfigmomanómetro utilizado por los médicos, únicamente utiliza el brazal y en algunos casos la pera de goma, debido a que los elementos restantes son sustituidos por elementos electrónicos.

Con un monitor electrónico de presión arterial, cualquier persona puede medir su propia presión o la de otra, puesto que para usarlo no se requiere de ningún conocimiento en especial. Los valores adquiridos con este instrumento corresponden a las lecturas hechas por un médico.

Existen dos tipos de monitores electrónicos, el automático y el semiautomático, siendo la manera de inyectar el aire al brazal, lo que hace la diferencia entre ellos. El monitor automático infla y desinfla el brazal por sí mismo, el usuario solamente tiene que oprimir un botón y leer los valores exhibidos en un indicador visual digital como los correspondientes a la presión sistólica y diastólica. En cambio en un monitor semiautomático se tiene que inyectar el aire manualmente, generalmente por medio de una pera de goma, hasta una determinada presión. abrir una

válvula y leer en el indicador visual digital, los valores de la presión sistólica y diastólica. La manera de inyectar aire al brazal hace la diferencia entre un monitor automático y un semiautomático. Los monitores automáticos inflan y desinflan el brazal, por sí mismos, en cambio los semiautomáticos se tiene que hacer manualmente, generalmente, por medio de una pera de goma.

Este tipo de dispositivos son generalmente portátiles. Emplean el principio del método auscultatorio o el del método oscilométrico (ver sección 1.3.2), dependiendo de la forma en que se desee que el aparato haga la medición, sin embargo, se tiene que realizar unas pequeñas modificaciones para poder emplear la electrónica.

Los elementos electrónicos básicos que sustituyen a los principales componentes del esfigmomanómetro manual son:

- * El transductor de presión a voltaje, el cual se conecta al brazal, y el indicador visual digital (para poder leer el valor de presión), en lugar de la columna de mercurio o el aneroide. En el caso de los monitores más simples, no se utilizan estos componentes, puesto que aún cuentan con el aneroide y una señal luminosa o audible para indicar el momento en que se deba leer en este y tomar dichos valores como los correspondientes a la presión arterial.

- * El micrófono en lugar del estetoscopio, sin embargo, no es necesario si se utiliza el método oscilométrico.

* Los sonidos (en el caso que se utilice el método auscultatorio) y los pulsos de presión (para el método oscilométrico), son analizados por medio de la circuitería electrónica del monitor (ver capítulo 3), para determinar los valores que corresponden a la presión sistólica y diastólica. La lógica del sistema se encarga de controlar el indicador visual digital y de muestrear la salida del transductor de presión a voltaje, para exhibir los valores de presión. Todo este análisis y control sustituyen el análisis de los sonidos y lectura del manómetro hechas por el médico, para determinar la presión arterial del paciente.

* En el caso de los monitores electrónicos de presión arterial automáticos, la pera de goma es sustituida por una pequeña compresora.

Estos aparatos pueden ser tan adelantados como se deseen, utilizando componentes de tecnología muy avanzada. Se puede tener un aparato que sólo detecte los sonidos Korotkoff (sonidos característicos que marcan la presión arterial), y que por medio de una señal luminosa o audible avisen el momento en que está detectando, para ser leídos en el aneroide. También se puede realizar hasta un dispositivo complejo de indicador visual digital controlado por microprocesador, dar una lectura audible por medio de un circuito integrado de sintetizador de voz, imprimir las lecturas a través de impresoras; incorporar lo más sofisticado en circuitería integrada en el sistema neumático (para el inflado y desinflado del brazal).

CAPITULO 1

GENERALIDADES

1.1 ANTECEDENTES HISTORICOS

El médico inglés William Harvey, fue el descubridor de la circulación de la sangre y además el que afirmó que el latido del corazón coincidía con el pulso de las arterias, por lo que se podría decir que el corazón no era sino una simple bomba que impulsaba la sangre hacia los vasos arteriales, y concluía que el pulso se debía a la fuerza transmitida por el corazón a través de la sangre. Un siglo después de este descubrimiento, se llega a conocer la existencia de una presión relativamente alta y que se debe a la sangre que se encuentra en el interior de las arterias.

El reverendo John Stephen Hales inventa, en 1733, el primer instrumento para registrar la presión arterial, con la ayuda del cual pudo hacer el primer experimento sobre éste. Hizo cálculos cuantitativos de la capacidad del corazón y la presión arterial, y de la velocidad del torrente circulatorio. A este instrumento se le conoce con el nombre de piezómetro de Hales. Surgió cuando introdujo un pequeño tubo de cristal al interior de la arteria del cuello (arteria femoral) de un caballo, el cual conectó mediante la tráquea de un ganso a un tubo de 2.70 metros de longitud colocado verticalmente. Cuando se abría la pinza que ocluía la arteria, la sangre penetraba violentamente en el tubo, elevándose casi hasta su extremo superior. También observó que la altura de la columna de sangre, y que fue de 2.50 metros, variaba en centímetros sincrónicamente hacia

arriba y hacia abajo con las contracciones cardíacas del caballo.

El método tiene sus desventajas, debido a la longitud de la tubería que se sale del alcance del sistema vascular, con lo que se produce una disminución del volumen sanguíneo y por lo tanto un descenso de la presión arterial. Otra desventaja es la de que la sangre coagula prematuramente en la tubería, haciendo imposible el registro.

El fisiólogo Jean Leonard Marie Poiseuille mejora el experimento de Hales en 1828, substituyendo el tubo inconvenientemente largo por un manómetro de mercurio, con lo que lograba hacer un registro de la presión en una forma más sencilla. Este consistía en un tubo en forma de "U" y lleno de mercurio. La ventaja de utilizar mercurio es la de que permite que el ascenso en el manómetro sea de algunos centímetros y no de dos metros como la que alcanza la columna de sangre. También, hizo la conexión con la arteria por medio de un tubo de plomo lleno de carbonato de potasio para evitar la coagulación.

Es de esta forma como se crea el hemodinamómetro de Poiseuille, con el que se demuestra que la presión arterial asciende y desciende durante la espiración y la inspiración y además, proyecta el método directo. Es a partir de Poiseuille que se acostumbra a dar la presión en milímetros de mercurio.

En 1847 el fisiólogo alemán Karl Ludwig modifica este instrumento al agregarle un flotador con un vástago que

tenía un índice inscriptor sobre la columna de mercurio, con el fin de escribir sobre un cilindro registrador, que giraba y que estaba cubierto de papel ahumado, los movimientos de la columna de mercurio. Así se obtiene un aparato capaz de inscribir las ondas (quimógrafo) y el cual viene a ser una aplicación del método gráfico a la fisiología.

Hérrison fue el primero en inventar un instrumento para medir la presión arterial en forma indirecta (ver sección 1.3). Su aparato, introducido en 1834, consiste de un cápsula de metal que estaba cubierto con una membrana y desde el cual se elevaba un tubo capilar. El sistema entero estaba lleno de mercurio. La membrana era colocada sobre la arteria y la magnitud de las oscilaciones del mercurio en el tubo capilar fueron observados.

Vierordt, en 1855, fue el primero en medir la presión arterial estimando la cantidad de contrapresión necesaria, justo para eliminar el pulso arterial. El mismo principio utilizó el instrumento de Béhier (1868), Foster (1867), Landois (1872), y Philadelphien (1897). Landois añadió pesos al resorte del esfigmógrafo de Marey hasta que la arteria estaba ocluida. Esa presión se expresó en gramos. En 1860 el fisiólogo francés Marey inventó un esfigmógrafo en que las pulsaciones arteriales fueron transmitidos directamente a una taza de metal que activaba una manecilla y un estilete inscriptor. Después, la manecilla fue reemplazado por un tambor neumático.

Marey, en 1876 mejora la exactitud de la medición de la presión arterial por medio del pletismógrafo. Consistía de un compartimiento hermético de metal que se llenaba con agua y que rodeaba al brazo y la mano. Un manómetro de mercurio y un quimógrafo registraban las pulsaciones transmitidas al agua por el brazo. Al liberar la presión del agua en el compartimiento, las oscilaciones en la columna de mercurio primero aumentaron y después disminuyeron en amplitud. Marey propuso que el momento en que las oscilaciones alcanzaban su máxima amplitud, la presión extravascular y la intravascular eran iguales y las paredes de las arterias eran liberadas de tensión intraarterial y extraarterial, de esta forma pulsaban al máximo. De esta forma se hace la primera descripción del método oscilométrico.

El precursor del moderno esfigmomanómetro fue inventado por von Basch en 1876, el cual utilizó una cápsula de goma llena de agua (pelota). La pelota fue presionada contra la arteria radial que era estudiada, y así el fluido internamente fue desplazado de acuerdo a la presión de la arteria. El desplazamiento del fluido fue registrado en un manómetro conectado a la pelota por medio de un tubo de goma. Inicialmente utilizó el manómetro de mercurio pero en 1887 lo reemplazó por un manómetro aneroides. La presión registrada por el manómetro en el momento en que el pulso era completamente eliminado fue considerado como la presión máxima (presión sistólica). El médico francés Pierre Potain (1899) modificó este instrumento, haciendo la pelota de

goma más firme y utilizando aire bajo ligera presión en lugar del agua.

Los instrumentos de von Basch y Potain hicieron prácticas las determinaciones clínicas de la presión arterial por primera vez. Sin embargo, la exactitud registrada de la medición fue pobre.

En 1878 Marey inventó un aparato en la que únicamente un dedo se inserta dentro de un receptáculo de vidrio. El pulso digital fue transmitido directamente a una columna de mercurio. La presión dentro del receptáculo a la vez que las oscilaciones máximas de la columna de mercurio ocurrieron, fue considerado para representar la presión sistólica. A este instrumento se le conoce como pletismógrafo digital.

En 1888 Bloch y Verdin modificaron el método previamente utilizado por Vierordt. En lugar de aplicar pesos a la arteria radial, ellos inventaron algunos tipos de medidores de resorte que proporcionaron la presión necesaria para eliminar el pulso radial.

Mosco, en 1895 y Gärtner, en 1899, construyeron instrumentos basados en los principios del pletismógrafo digital de Marey, mejorando la exactitud. A estos instrumentos se les conoce como tonómetro.

El médico italiano Riva Rocci, crea un esfigmomanómetro más útil, accesible y portátil en 1896. Debido a su sencillez se ganó inmediatamente el reconocimiento universal. El esfigmomanómetro está formado por una columna de mercurio (manómetro de mercurio), la cual está graduada en milímetros

de mercurio y éste a su vez se conecta a un manguito neumático, quien también se encuentra unido a una pera de insuflación de mano (pera de goma).

Cuando inventa este instrumento crea, a su vez, el método conocido con su nombre o el método palpatorio (ver sección 1.3.2-a).

En 1897 Hill y Barnard reemplazaron el manómetro mercurial del aparato de Riva Rocci por un manómetro anerolde.

En 1901 el patólogo alemán von Recklinghausen propone que el brazal debe ser suficientemente ancho, de 12 a 13 cm para un adulto, para permitir que la presión se distribuya sobre una ancha superficie, evitando lecturas erróneas. También en este año Howell y Brush, aplicando el método oscilométrico, estimaron que la presión arterial diastólica podría ser obtenida desde la presión del manguito neumático en el punto de máxima perturbación de presión del brazal.

En 1903 Stanton hace el instrumento más portable, lo mismo que Janeway.

En 1904 Erlanger construye un instrumento con el que fue posible determinar la presión máxima y mínima con mayor grado de exactitud. La presión diastólica fue determinado de acuerdo al principio de Marey. "Las pulsaciones más grandes en la arteria parcialmente comprimida ocurrirá en el punto en que la contrapresión aplicado a la arteria sea exactamente igual a la presión dentro de la arteria."

El instrumento de Erlanger combinó características del instrumento de Marey, von Recklinghausen y Vierordt. Además

usó un quimógrafo Ludwig. Concluyó que la presión máxima correspondía al punto en que hubo un aumento abrupto en la amplitud de las oscilaciones de la pared arterial y que la presión mínima fue registrada en el punto de máxima oscilación. La contribución de Erlanger a este aspecto del registro de la presión aclaró muchas confusiones, pero su instrumento también fue difícil de manejar para uso clínico.

El médico ruso Nicolai Korotkoff, en 1905, describió los sonidos escuchados en la arteria, que se producen después de haber eliminado el pulso radial y en cuyo honor son llamados sonidos Korotkoff o sonidos K. Para poder escuchar estos sonidos utiliza el esfigmomanómetro de Riva Rocci y el estetoscopio (inventado por René Laënnec en 1816), y además, de esta manera crea el método auscultatorio (ver la sección 1.3.2-b).

En 1909 el fisiólogo francés Pachon desarrolló un instrumento que hizo uso de un manómetro aneroide para registrar la presión sistólica y diastólica oscilométricamente. Esto era mediante la apreciación de la amplitud con que se distendía la pared arterial al paso de la onda de presión. La amplitud de la distensión arterial se apreciaba por oscilometría.

Posey en 1969, Ransey en 1979 y Geddes en 1982 han explorado la base experimental de la técnica y observaron que la máxima perturbación de presión del manguito ocurre cuando la presión media del manguito es aproximadamente igual a la presión arterial media. Se ha expuesto que hay una cierta

proporcionalidad entre la máxima amplitud de perturbación y las amplitudes de perturbación cuando la presión media del manguito iguala a la presión sistólica y diastólica. Esto sin embargo, no ha sido probado.

En un estudio teórico realizado por Mauck, Smith, Geddes y Bourland en 1980, concluyeron que la presión media del manguito para máxima perturbación depende de la proporción del volumen del manguito al volumen de la arteria, de la presión del pulso arterial y de la elasticidad de la arteria.

1.2 BREVE DESCRIPCION MEDICA

1.2.1 EL CORAZON

El corazón es una bomba muscular cuya función principal es empujar la sangre a través del sistema circulatorio. El corazón está localizado en el pecho, entre los dos pulmones. Tiene cuatro cavidades: las dos superiores (aurícula) reciben sangre del sistema y llena las dos cavidades inferiores (ventrículo), y estos últimos con músculos más fuertes, expulsan con fuerza la sangre hacia el interior de las arterias. La fortaleza de los músculos, impulsa a la sangre con presión para mover a ésta por todo el cuerpo.

1.2.2 EL SISTEMA DE VASO SANGUINEO

El sistema de vaso sanguíneo está compuesto de tres partes, que están trabajando en conjunto, y estos son: el

sistema arterial, sistema venoso y los capilares.

a) El sistema arterial

El corazón expulsa con fuerza a la sangre, para que viaje dentro de un sistema arterial cuya arteria principal es la aorta.

b) El sistema venoso

La sangre regresa al corazón a través de las venas. Cada pierna y cada brazo tiene una vena principal y ramificaciones más pequeñas.

Las venas poseen paredes más delgadas, y además tienen una característica no encontrada en las arterias y que son unas válvulas que solamente permiten el paso de la sangre en una sola dirección y es debido a que la energía de bombeo del corazón es pequeña como para poder regresar la sangre al corazón.

c) Los capilares

Al final de las arterias y las venas se encuentran los capilares. Estos vasos son muy pequeños en diámetro y permiten el intercambio de oxígeno y nutrientes desde las arterias a las células del cuerpo, y devuelven productos de desperdicio tales como dióxido de carbono, contenidos dentro de la sangre.

Los vasos sanguíneos normalmente están dilatados por la sangre encerrada debido a que la sangre está continuamente bajo presión como un resultado de la suma de diversas fuerzas opuestas a su flujo:

(1) la elasticidad de los tejidos de los vasos son estirados.

(2) la contracción debido a los músculos circulares suaves, y

(3) la resistencia al flujo en la capa capilar.

1.2.3 LA PRESION SANGUINEA

La presión sanguínea se define como la presión que ejerce la sangre sobre las paredes de los vasos en los que está contenida. Usualmente se considera como la presión que está en la arteria braquial del brazo al nivel del corazón. Este término comprende las presiones arterial, capilar y venosa, pero se aplica con mucha frecuencia a la presión que existe en las grandes arterias y, en especial, al de la arteria humeral (presión arterial).

La presión arterial es mayor que la presión venosa, prueba de ellos es que la vena puede fácilmente aplastarse con la presión de un dedo, en cambio la arteria es más difícil debido a que presenta una mayor resistencia.

La presión sanguínea en cada vaso está sometida a constantes oscilaciones, las cuales están ligadas a las distintas fases del trabajo del corazón.

Hay una presión máxima y una mínima que ocurre en la arteria braquial debido a la acción del corazón. Durante el período de la sístole ventricular la presión de la sangre es mayor en las arterias y se le conoce como presión sistólica. Esta tiene una duración de una fracción de segundo. En cambio, durante la diástole ventricular las válvulas se

cierran y la presión tiende a descender hasta alcanzar un mínimo, exactamente antes de que inicie la siguiente sístole y a este punto se le llama presión diastólica.

Se considera a la presión sistólica como normal cuando se encuentra en el rango de 120 a 140 mmHg y a la presión diastólica dentro de 60 a 90 mmHg. Para adultos jóvenes de buena salud, el promedio normal de la presión arterial es: sistólica, 110 - 120 mmHg; diastólica, 65 - 80 mmHg. La presión del pulso se considera como normal entre 45 - 40.

1.3 METODOS PARA MEDIR LA PRESION ARTERIAL

La presión sanguínea puede ser obtenida directamente (por canulización) o indirectamente. El método directo requiere que una incisión sea hecho en el cuerpo del sujeto, usualmente en un miembro, así que un transductor de presión o aparato de transmisión pueda ser insertado directamente dentro del vaso sanguíneo. En cambio en el método indirecto no se realiza ningún tipo de incisión.

Las técnicas de medición de la presión sanguínea se clasifican de la siguiente forma:

1. INVASOR, DIRECTO.

- a) El sensor se coloca dentro del sistema arterial.
- b) La presión actúa directamente en el sensor.

2. INVASOR, INDIRECTO.

- a) Sensor colocado dentro del sistema arterial.

b) El sensor mide el desplazamiento de la pared como una función de la presión.

3. NO INVASOR, INDIRECTO.

a) Como vibraciones transmitidas al:

1. Estetoscopio
2. Piezoeléctrico
3. Magnético

b) Como vibraciones en el origen:

1. Ultrasonido

El método directo o canulación, es la forma más directa de medir la presión arterial. Los métodos directos de la medición de la presión sanguínea utilizan sensores de extensómetros, transductores diferenciales de variación lineal, y sensores piezoeléctricos o capacitivos, localizados usualmente fuera del paciente y conducidos a través de un catéter insertado a través de la piel dentro de una vena sanguínea.

Las técnicas de medición para la presión sanguínea más comunes usando el método indirecto no invasivo es la de combinar la recepción de vibración por medio de un micrófono sensor, o estetoscopio con un brazal inflable conectado a un manómetro mercurial o anerode. A este tipo de técnicas se le conoce como oclusivo o método esfigmomanométrico. Otras técnicas que se utilizan en el método indirecto o no invasor son los dispositivos automatizados, medición ultrasonica del movimiento de la pared arterial, y la

tonometría arterial basado en un movimiento de pared.

El método indirecto o método esfigmomanométrico se compone del método palpatorio, auscultatorio y el oscilométrico (visual). En ellos se utilizan medids indirectos y por lo mismo es el más familiar en la medición clínica. El método indirecto es más atractivo desde el punto de vista clínico puesto que no hay procedimientos quirúrgicos.

La diferencia de los valores obtenidos entre la determinación directa e indirecta es relativamente pequeña, puesto que es de ± 8 mmHg.

1.3.1 METODO DIRECTO

La canulación, consiste en introducir una aguja o sonda (cánula) en una arteria seleccionada, por lo general la arteria femoral, para transmitir la presión de la sangre existente a un manómetro, para poderlo medir y registrarlo en el quimógrafo. Esto por sí mismo introduce un número de problemas; sin embargo, mediciones de presión dinámica justamente exactas pueden ser hechas con este método si se toman ciertas precauciones.

Se considera imposible emplear este método para medir sistemáticamente la presión en el hombre, pero a veces resulta necesario hacerlo en estudios especiales, como en las operaciones quirúrgicas, con el paciente anestesiado.

Ordinariamente se utiliza en el laboratorio, cuando se hacen experimentos con animales.

1.3.2. METODO INDIRECTO

Es un método que evita la punción vascular, pero no puede considerarse muy preciso. El instrumento base para determinar la presión arterial por medio de este método es el esfigmomanómetro de Riva Rocci, pero en la mayoría de los casos se utiliza el manómetro aneroidé en lugar del manómetro de mercurio. En la figura 1.1 se muestra un esfigmomanómetro.

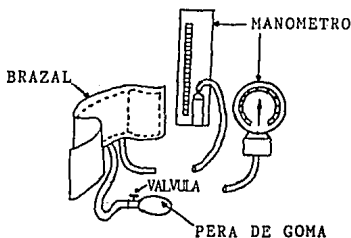


Figura 1.1 Esfigmomanómetro.

En la figura 1.2 se exhibe la posición que debe tener el sensor en el brazo. Se observa que la arteria braquial está rodeada con un brazal inflable y un estetoscopio biauricular (sensor auscultatorio) está colocado bajo el brazal, sobre la arteria braquial que desciende hacia el brazo. Este brazal está conectado a manómetros. El sistema de medición consiste de:

- 1) Una bolsa inflable de compresión, encerrada dentro de un brazal inextensible, para la aplicación de presión a la arteria.

- 2) Un instrumento para medir e indicar la presión aplicada: el manómetro.
- 3) Una pera de insuflación para crear presión en el sistema.
- 4) Una válvula ajustable a través de la cual el desinflado del sistema puede ser controlado en la proporción deseada.

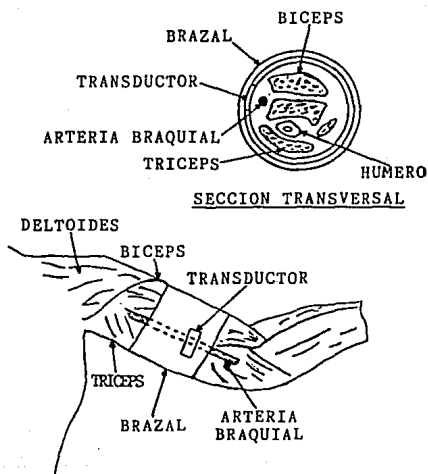


Figura 1.2 Posición de un sensor. (transductor).

El principio de medición es la de elevar la presión del manguito por encima de la presión sistólica, cuando no se palpa el pulso radial, el cual indica que la circulación ha

sido cerrada en la parte inferior del brazo. El momento de determinar la presión sistólica y la diastólica es cuando se libera gradualmente la presión contenida dentro del manguito. La forma de detectarlo es lo que hace diferente a los diversos métodos dentro de esta clasificación.

a) Método Palpatorio

Para obtener la presión sistólica, el manguito neumático, debe colocarse alrededor del brazo, sobre la arteria humeral. Con una mano se infla el manguito, por medio de la pera de goma, hasta comprimir la arteria y que es el momento que se deja de percibir el pulso radial en la muñeca del paciente, la cual se palpa con la otra mano. En este instante se toma la lectura en el manómetro (mercurial o aneroides).

Después se deja salir el aire del manguito, a una velocidad de 2 mmHg/latido, para percibir de nuevo el pulso en la arteria radial; y cuando éste reaparece, se hace de nuevo la lectura en el manómetro. El promedio entre las dos lecturas equivale a la presión sistólica.

Riva Rocci consideró el valor de la presión sistólica en el momento en que desaparecía el pulso y Sahli lo midió cuando reaparecía. Cualquiera de estos dos criterios, también se pueden considerar como el valor de la presión sistólica puesto que es mínima la diferencia entre ellos.

A medida que el manguito continúa desinflándose lentamente, el pulso llega un momento en que adquiere una calidad de pulso saltón, hasta adquirir una calidad normal y que

corresponde aproximadamente a la presión diastólica. Solamente se aprecia con claridad el restablecimiento inicial, la que se determina generalmente como presión sistólica, por lo que se considera un método exclusivo para la medición de la presión sistólica.

Desventajas: A veces, se tiene que la onda del pulso no es perceptible después de que la arteria deja de ser comprimida. También se tiene dificultades para determinar exactamente cuándo se siente el primer latido, por lo que las presiones obtenidas por este método son usualmente de 2 a 5 mmHg, más bajos que los registrados por el método auscultatorio, y es debido a que el sentido del tacto está en algunas personas más desarrollados que en otras.

b) Método Auscultatorio

El método utilizado es el propuesto por el médico ruso Korotkoff, el cual tiene mayor valor clínico debido a su exactitud y sencillez. Utiliza como instrumento base el esfigmomanómetro de Riva Rocci, pero en muchos casos se sustituye el manómetro de mercurio por el manómetro aneroides.

El procedimiento para obtener la medición de la presión arterial, es el siguiente:

Primero se enrolla en la parte alta del brazo del paciente el manguito, de preferencia que el brazo esté desnudo. para colocar un estetoscopio sobre el pliegue del codo, aproximadamente 4 a 5 cm arriba de éste; en lo que corresponde a la arteria humeral. El pulso que corresponde a

esta arteria se puede localizar por medio del dedo, y de esta forma se puede colocar el diafragma del estetoscopio sobre la arteria en que se palpó el latido, para obtener una buena medición. Después se ponen los auriculares del estetoscopio en los oídos, en los que no se escucharán ningún sonido, pero se sentirán las pulsaciones.

En este método, la presión arterial, se reconoce por las características de los ruidos (sonidos Korotkoff o sonidos K), escuchados a través del estetoscopio, pero para lograr esto se necesita insuflar aire en el manguito con ayuda de la pera de goma, hasta que la presión dentro de él esté por encima de la presión sistólica esperada en la arteria humeral, con el fin de comprimir dicha arteria, y de esta forma cese la circulación sanguínea en la misma. Cuando esto suceda, se deja de percibir el pulso humeral en el estetoscopio, pero para asegurarse el momento en que se cierra la arteria, en la práctica de la medicina, se recomienda hacer una combinación del método auscultatorio y el palpatorio. Este consiste en detectar, con los dedos, el momento en que se deja de percibir el pulso radial. A partir de este momento se insufla unos 30 mmHg sobre la presión en la cual el pulso braquial desaparece, aunque algunos médicos lo hacen hasta que el manómetro marque 150 mmHg, suponiendo que son los 30 mmHg por encima del punto en que se dejó de percibir. Otros insuflan de 20 a 30 mmHg por arriba del punto en que esperaban encontrar la presión arterial del pa-

ciente.

Como se mencionó en el método palpatorio, también algunos médicos consideran la presión sistólica al instante en que desaparece este pulso.

Después, valiéndose de un tornillo especial, se deja salir el aire del manguito a una velocidad de 2 a 3 mmHg por latido, hasta el momento en que se oye un ruido arterial que coincide con cada latido cardíaco. Esto se da cuando el corazón puede impulsar una pequeña cantidad de sangre a través de la arteria comprimida, esto es, la presión en la arteria excede, justamente, a la presión del manguito, y que trae como consecuencia un chorro de sangre con cada latido cardíaco y sincrónicamente con cada uno de ellos, escuchándose dicho sonido por debajo del manguito.

Primero aparece como un golpe claro, a menudo tenue, que es indicativo de la presión máxima o presión sistólica. En ese instante se anota la presión que marca el manómetro, debido a que corresponde a la magnitud de dicha presión. A medida que la presión del manguito va bajando, los sonidos se vuelven más fuertes (en persona normal ocurre aproximadamente a los 10 mmHg), para convertirse en un sonido sordo y apagado, para que finalmente, desaparezca todo ruido. A este conjunto de ruidos, que se presentan con el ritmo cardíaco entre los valores sistólicos y diastólicos, se les conoce como sonidos Korotkoff. Estos aparecen como se muestran en la figura 1.3.

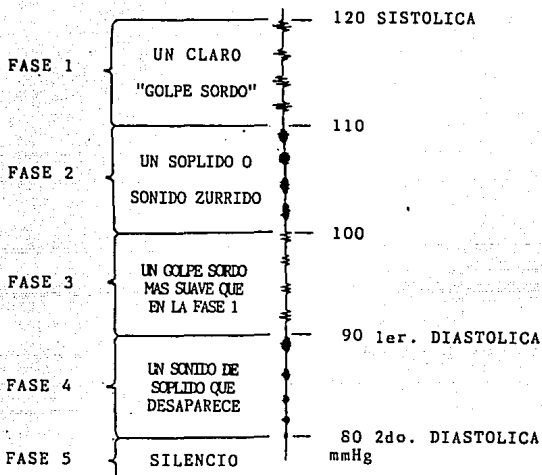


Figura 1.3 Varias fases del sonido Korotkoff.

Cuando los sonidos disminuyen su intensidad haciéndose muy tenues o justamente antes que desaparezca todo sonido, se tomará lectura en el manómetro, debido a que corresponde a la presión diastólica. Este es el criterio empleado en Inglaterra, en cambio, en los Estados Unidos de Norteamérica y en México lo consideran cuando desaparecen los sonidos. Y es cuando la presión en el brazal iguala a la presión mínima en las arterias.

Para un mejor entendimiento de las características del método auscultatorio, se presenta la figura 1.4.

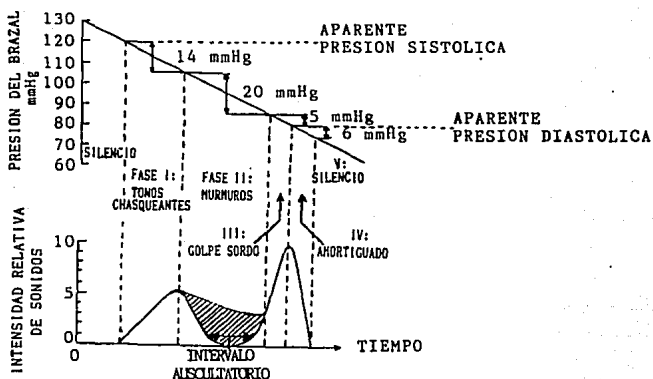
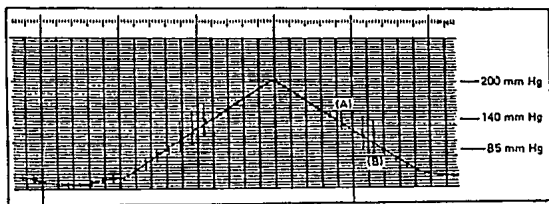


Figura 1.4 Características del método auscultatorio.

Al igualar la presión del manguito a la presión diastólica, la arteria ya no se cerrará más durante la diástole, lo que significa que ya no existe más el factor básico que causa los sonidos, el chorro de sangre a través de una arteria comprimida. El diagrama del registrador gráfico (figura 1.5), muestra líneas ascendentes y descendentes las cuales forman un triángulo. En la línea descendente que principia en 200 mmHg, un tren de pulsos es observado. El primer pulso es la presión sistólica arterial y el último pulso detectable es la presión diastólica.

Geddes indica que si la medición es tomada cuidadosamente, con la debida estimación del tamaño del brazal en relación al diámetro y la proporción del desinflado del bra-

za), la presión sistólica aparente medida por este medio estará 5 mmHg abajo del valor real, mientras que la presión diastólica estará 8 mmHg arriba de la presión diastólica real. Estos errores no son significativos en la clínica normal, pero sí lo son en ciertos casos.



(A) = Presión Sistólica (B) = Presión Diastólica

Figura 1.5 Registro gráfico de la presión arterial. En la línea descendente que principia en 200 mmHg, se observa un tren de pulsos. El primer pulso es la presión sistólica y el último pulso legible es la presión diastólica.

Desventaja: No puede utilizarse en ambiente ruidoso, mientras que la técnica de palpación sí puede.

c) Método Oscilométrico

Su principio es el analizar las oscilaciones de la pared arterial, incluyendo, las partes blandas y la piel que la rodean. Para determinar la presión arterial se necesita, además del esfigmomanómetro, de algún mecanismo que haga visibles a la inspección las oscilaciones o para registrarlos en forma de trazado, y este es el oscilómetro.

Un oscilómetro es un aparato de registro, compuesto de un tambor con una membrana muy delgada y que se conecta a

una bolsa inflable, para recibir y amplificar las pulsaciones que dentro del manguito resultan de las pulsaciones en el antebrazo. El medidor de presión sanguínea de tipo aneroides es un excelente oscilómetro, en él las pulsaciones aparecen como oscilaciones de la aguja indicadora sobre la esfera, la cual se encuentra marcada con cifras de presión.

El método consiste en registrar el pulso con un oscilómetro, mientras se infla y desinfla el manguito en la parte alta del brazo, con el fin de colapsar la arteria humeral en el período comprendido entre la presión sistólica y diastólica, en el cual se producen oscilaciones en el oscilómetro. Cuando se utiliza el manómetro aneroides, la aguja se mueve para indicar la presión aplicada en cada momento.

El procedimiento para tomar lectura de la presión arterial, por medio de este método es el siguiente:

Elevar la presión del manguito por encima del valor sistólico, hasta que no se perciba pulsación en la arteria radial ni se registre en el oscilómetro. Después se descomprime lentamente para alcanzar la sistólica, y que se registra en el oscilómetro como una oscilación, seguida de otras de amplitud y duración creciente. Después de este registro, se sigue disminuyendo la presión del manguito, para obtener al principio un aumento progresivo de las oscilaciones de la aguja, haciéndose más amplias, para luego bruscamente volverse más pequeñas. El momento preciso en el cual ocurre

el cambio corresponde a la presión diastólica, pero no siempre resulta evidente, haciendo la estimación de ella errónea.

Uno de los dispositivos más divulgados, que tienen como base este principio es el oscilómetro de Pachon.

Ventajas: El método oscilométrico es muy útil para medir presiones cuando no pueden percibirse claramente los ruidos en la arteria del antebrazo. Ocurre frecuentemente en niños muy pequeños o en adultos cuando las arterias están en espasmo, como ocurre, por ejemplo, en pacientes en shock. Estos casos suelen ser en los cuales tienen mayor importancia conocer la presión arterial.

Desventaja: Estriba en la dificultad de decidir en qué momento ocurre el cambio de amplitud de las ondas que marcan las presiones cuyo valores se busca. Muy a menudo el cambio no se hace con la nitidez que sería deseable.

1.3.3 RECOMENDACIONES PARA EVITAR LECTURAS ERRONEAS

1) El brazal debe enrollarse de manera que un dedo pueda ser insertado debajo de éste y para lograrlo, también, es necesario elegir el tamaño adecuado. Numerosas investigaciones han mostrado que la exactitud de las lecturas de presión sanguínea sistólica y diastólica es materialmente afectado por la longitud del segmento arterial comprimido. Si el ancho del manguito es pequeño, la lectura de la presión arterial, será erróneamente alta, y si es demasiado ancho, la lectura será baja.

Estos estudios muestra que para resultados óptimos la amplitud efectiva de la bolsa de compresión, deberá ser aproximadamente 20 % mayor que el diámetro del miembro al cual éste es aplicada. De acuerdo con este hallazgo, se establecieron medidas estándar de brazal y están en la lista de la tabla (1.1).

Edad	Ancho de la bolsa inflable
Adulto	13 cm (5.1 in)
4 - 8 años	9 cm (3.5 in)
1 - 4 años	6 cm (2.3 in)
Recién nacido	2.5 cm (1 in)

Tabla 1.1 Tamaños estándar de brazales para esfigmomanómetros

En un adulto se debe usar de 12 a 14 cm y en personas obesas o muslo, de 19 o 20 cm.

El brazal deberá estar dispuesto para producir una presión uniforme a través de su amplitud entera. Esto significa que éste debe estar construido de manera que la inflación de la bolsa no cause abultamiento o desplazamiento, cualquier defecto contribuirá a una lectura errónea. Es muy importante que el brazal no se apriete demasiado o permanezca inflado durante un periodo largo; cualquiera de estos hechos tendría consecuencias graves en un paciente inconsciente.

2) El manguito debe estar al nivel del corazón para obtener una presión no influida por la gravedad, puesto que cuando los vasos están por encima del corazón se ve disminuida la presión. Debido a estos fenómenos, se recomienda que al momento de medir la presión arterial, el paciente se debe recostar o sentar. Si está sentado, el codo debe descansar en una mesa, tal que el estetoscopio esté a la misma altura del corazón.

Las lecturas de presión arterial varía en los sujetos y, entre otras variables, con la colocación del transductor. Si las lecturas de la presión sanguínea no son tomados al nivel del corazón, deberán ser compensados para que correspondan a las lecturas al nivel del corazón. Por ejemplo, si una lectura se toma en h mm debajo del nivel del corazón, la lectura es alta debido al peso de una columna de sangre h mm de altura (este peso es pgh). El factor de compensación es simplemente la razón de densidades:

Para mercurio, $p = 1.36$

Para sangre, $p = 1.055$

Relación = $\frac{13.6}{1.055} = 12.9$

La lectura equivalente al nivel del corazón es de este modo:

Lectura mmHg \pm $\frac{(\text{mm arriba o abajo del nivel del corazón})}{12.9}$

Si es superior al nivel del corazón, sumar la corrección; si está debajo, restar la corrección.

3) No se debe dejar una mayor presión en el manguito a la sistólica por algún tiempo antes de bajarla, debido a que el malestar puede causar vasoconstricción refleja generalizada, elevando de esta forma la presión arterial.

4) Cuando la presión suministrada al manguito es baja, se presenta un período de silencio o vacío de auscultación. Los sonidos K desaparecen a veces a presiones bien por encima de la presión diastólica, para reaparecer a presiones inferiores. También, si la presión en el manguito se eleva inicialmente hasta este nivel, el examinador puede pensar que la presión sistólica ya ha pasado, cuando en realidad no ha sido así, por lo que se tendrían valores erróneos de la presión arterial. El supuesto nivel sistólico puede encontrarse de 40 a 50 mmHg por abajo del nivel real.

A este fenómeno se le llama intervalo auscultatorio, y puede tener una duración de silencio de 10 a 20 mmHg.

Para evitar que esto suceda, se recomienda formar el hábito de detectar la desaparición del pulso radial por palpación, cuando se esté elevando la presión del manguito. De esta forma el examinador puede estar seguro de que la presión del manguito está por arriba de la presión sistólica y se evitarán valores de presión falsamente bajos.

5) La deflación del manguito debe hacerse lentamente, a una velocidad de 2 a 3 mmHg por latido, debido a que la rápida produce alteraciones circulatorias al permitir que las arterias se llenen bruscamente, por lo que se producirían

lecturas diastólicas anormalmente bajas.

6) Artificios de movimiento pueden ocurrir, dependiendo del tipo de vibración introducida en el sistema: hacer un puño, doblar o mover el brazo, el movimiento del cuerpo, etc. La medición de presión sanguínea son particularmente sensibles al movimiento si el paciente está en shock porque el pulso está débil y la amplitud de las vibraciones de Korotkoff son bajas.

7) El tocar el brazo (efecto de presionar) puede alterar la lectura tanto de individuos normales e individuos emocionalmente con stress. La hiperventilación, en otras palabras, puede reducir el efecto de presión.

8) Siempre es prudente comparar la presión arterial en ambos brazos cuando se examina a un individuo por primera vez. Diferencias importantes entre la presión de los dos lados, indican la presencia de obstrucción.

9) Para pacientes difíciles, es recomendado que tres o cuatro mediciones sean tomadas y un promedio reportado como valor final. Algunos médicos recomiendan que los pacientes confirmen su propia presión en casa. Esto es particularmente cierto para pacientes hipertensos, donde los valores de presión sanguínea registrados serán de utilidad para el médico en el tratamiento y control de enfermedad.

NOTA: Además es recomendable que la medición se realice a la misma hora de cada día y en forma relajada, debido a que pueden variar los valores de la presión arterial.

Frecuentemente, las mediciones elevadas, reflejan sólo un estado emocional temporal, y los cambios significativos en el transcurso de un día, se deben a un número de factores físicos y mentales, como la ansiedad, la tensión, esfuerzos, la cafeína y el hecho de fumar.

BIBLIOGRAFIA

1. Barquín C. Manuel, HISTORIA DE LA MEDICINA, 2a. edición, Francisco Méndez Oteo, México, 1975.
2. Burch George E., M.D., De Pasquale Nicholas P., M.D., PRIMER OF CLINICAL MEASUREMENT OF BLOOD PRESSURE, The C.V. Mosby Company, St. Louis, 1962.
3. Farreras Pedro Valentí, Ciril Rozman Borstnar, MEDICINA INTERNA, 8a. edición, Marín, México, 1976.
4. Forster F.K., Turney D., OSCILLOMETRIC DETERMINATION OF DIASTOLIC, MEAN AND SYSTOLIC BLOOD PRESSURE - A NUMERICAL MODEL, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 108, Nov.'86.
5. Ganong Dr. William F., MANUAL DE FISIOLOGIA MEDICA, 5a. edición, El Manual Moderno, S.A., México, 1976.
6. Garrison Fielding H., HISTORIA DE LA MEDICINA, 4a. edición, Interamericana, México, 1966.
7. Geddes L.A., DIRECT AND INDIRECT MEASUREMENT OF BLOOD PRESSURE, Year Book Medical Publishers Inc., Chicago. IL., 1970.

8. Green Profesor J. H., MANUAL DE FISILOGIA HUMANA, Marín, México, 1969.
9. Guyton Arthur C., TRATADO DE FISILOGIA MEDICA, 4a. edición, Nueva Editorial Interamericana, México, 1971.
10. Hospital Research and Educational Trust, ENFERMERIA AUXILIAR, Nueva Editorial Interamericana, México, 1972.
11. Houssay Bernardo Alberto, FISILOGIA HUMANA, 5a. edición, El Ateneo, Buenos Aires, 1978.
12. Romo Ignacio Roger, HISTORIA DE LA MEDICINA, Bruguera, México, 1971.
13. Sodeman Dr. William A., F.A.C.P., FISIOPATOLOGIA CLINICA-MECANISMO DE PRODUCCION DE LOS SINTOMAS, Interamericana, 1951.
14. Tatarinov, Vasili G., ANATOMIA Y FISILOGIA HUMANA, Fernando Aldape Barrera, México, 1976.

CAPITULO 2

TECNICAS DE MEDICION AUTOMATICA Y SEMIAUTOMATICA

2.1 INTRODUCCION

Los métodos para la medición y registro de las presiones sistólica y diastólica pueden ser particularmente valiosos para el control del paciente, y para eliminar las desigualdades que ocurren con los métodos manuales entre los operadores. Los primeros intentos para llevar a cabo mediciones automáticas datan desde los principios de 1900, cuando un número de sistemas fueron descritos para un seguimiento automático tanto de las variaciones de presión sistólica o diastólica por medio de un brazal, cuya presión fue ajustada para seguir las variaciones. Este sistema requería de que el brazal permaneciera inflado así, de ese modo causaba malestar eventual al paciente; pero es un elemento esencial de un sistema automático, es decir, el inflado y desinflado automático del brazal.

Los primeros sistemas automáticos fueron descritos por Weiss, Gilson y colaboradores en 1941, el cual incluía un inflado y desinflado del brazal programable, un medio de medición y registro de la presión del brazal, y un pequeño micrófono para detectar los sonidos Korotkoff. En el instrumento de Weiss los sonidos fueron sobrepuestos en la presión del brazal y registrados en un sólo canal, mientras que Gilson y colaboradores utilizaron dos canales de registro separados. Así, ambos sistemas requerían interpretación posterior del registro para determinar las

presiones sistólica y diastólica.

Mejoramientos a estos sistemas de detección Korotkoff, alguno de los cuales incorporan un medio para la exhibición y almacenamiento de las presiones medidas, ya han sido realizados.

El método indirecto de la medición de la presión sanguínea, están basados en un principio similar al procedimiento manual del un brazal. En los métodos automáticos, la presión en el brazal produce cambios en la corriente sanguínea, los cuales son detectados y registrados.

Un número de métodos han sido desarrollados para este propósito. Todos pueden ser hechos para funcionar satisfactoriamente en pacientes con presión sanguínea normal, pero muchos de ellos fallan en pacientes con shock.

Varias técnicas han sido propuestas para medir automáticamente la presión sistólica y diastólica indirectamente en los humanos. La técnica básica envuelve un esfigmomanómetro automático que infla y desinfla un brazal oclusivo por medio de una bomba (automática) en una proporción determinada. En estos se reemplaza los dispositivos registradores tradicionales de presión como la columna de mercurio, el aneroide, etc., por un transductor de presión y un LCD. Ambos son controlados por un microprocesador.

Puesto que esta presión fue originalmente medida como una elevación de la columna de mercurio, el cual se dio en

números de milímetros, todos los aparatos de presión arterial están calibrados en milímetros de mercurio (mmHg), aunque no utilicen mercurio.

Los modelos electrónicos perciben el flujo sanguíneo y los sonidos, y típicamente desinflan el brazal por sí mismo. Los brazales en algunos modelos electrónicos deben ser bombeados con la mano por medio de una pera de goma, lo cual no representa una gran tarea. Otros se inflan automáticamente. Esos usualmente tienen botones para seleccionar un inicio de la presión del brazal. Deberá escogerse el valor límite cercano hasta casi 30 mmHg más alto que su lectura típica de la sistólica. Sin embargo, hay algunos modelos de autoinflado que contienen un sobreinflado más allá de lo preestablecido, y un sobreinflado puede causar molestia.

La colocación de un brazal apropiado es también importante en los modelos electrónicos. La exactitud de la mayoría de estos instrumentos es de alrededor de 2 mmHg.

Un número de sistemas automáticos y semiautomáticos basados en el mismo principio, ocluyen un dedo de la mano, dedo del pie, o lóbulo de la oreja.

2.2 TECNICA DEL ESFIGMOMANOMETRO

2.2.1 MICROFONO

El más simple de los sistemas de monitoreo automático de la presión arterial, es un dispositivo auscultatorio el

cual utiliza un brazal llamado auscultatorio ("escuchando") que tiene un micrófono interno que debe ser colocado casi directamente sobre la arteria, un micrófono para detectar los sonidos Korotkoff, y que se coloca debajo del brazal (sobre la arteria braquial).

El ciclo de eventos que tiene lugar comienza con un inflado rápido del brazal oclusivo (20 a 30 mmHg/s), hasta una presión preestablecida de casi 30 mmHg más alto que el nivel sospechado, de esta forma se asegura que la arteria esté cerrada. El flujo de la sangre debajo del brazal es detenido debido al colapso de los vasos. En este punto, la compresora se apaga y empieza el proceso de escape. La presión del brazal es entonces reducida lentamente (2 a 3 mmHg/s).

El micrófono y algunos filtros apropiados detectan los sonidos adecuados y accionan el registro de las presiones sistólica y diastólica. Estos sonidos tienen el rango de frecuencia fundamental de 30 a 100 Hz, según los estudios de Geddes y Baker, en cambio John W. Clark lo encuentra entre 20 a 300 Hz y Dean A. De Marie y David Michaels lo toman entre 0.1 a 500 Hz. El primer sonido Korotkoff es detectado por el micrófono, al mismo tiempo que el nivel de la presión del brazal es almacenado. El período de apagado y de silencio de los sonidos Korotkoff es detectado y el valor de la presión diastólica también es almacenada. Después, el instrumento exhiba las presiones sistólica y

diastólica.

Este sistema tiene ventajas sobre el qído humano, porque el micrófono al que está asociado recoge los sonidos en forma electrónica en un tiempo exacto. Sin embargo la posición del micrófono es crítica y los sonidos externos hacen al método poco confiable. Otra ventaja es la ausencia de error humano en la medida.

El sistema puede tener un ciclo automático, es decir, reciclar la operación, y puede ser, por ejemplo, de cada cinco minutos aproximadamente. También pueden tener sensores y alarmas de falla.

2.2.2 OSCILOMETRIA

Uno de los mejores métodos para registrar la presión arterial debajo de un brazal es medir los cambios de volumen que ocurren dentro del brazal cuando la sangre es empujada, una vez que la arteria se ha cerrado por la constricción formada por el brazal. Una forma de oscilometría es así empleada. Utiliza un brazal llamado oscilométrico ("medidor de cambios"), que detecta las oleadas de la sangre mientras éste se desinfla; el monitor entonces calcula la presión arterial de los cambios en la fuerza de las oleadas. La colocación exacta del brazal es menos crucial en los brazales oscilométricos, comparado a los brazales auscultatorios, pero son más sensibles a los movimientos del brazo y pueden dar lecturas falsas o mensajes erróneos a menos que el paciente esté quieto.

La compañía Medtek Corp., Princeton, NJ., en su modelo BPI 420 utiliza un transductor de presión de estado sólido, el 136 PC de Micro Switch, para convertir las oscilaciones de presión dentro de pulsos eléctricos.

Los pulsos reflejan los movimientos de la pared braquial o femoral que son liberados por la fuerza de bombeo del corazón. Esos pulsos son percibidos por un diafragma de silicio de únicamente de un décimo de pulgada cuadrada. Los cambios en la presión causan que el diafragma se flexione, de ese modo cambian los valores de las resistencias de implantación de ion, produciendo un voltaje de salida proporcional a la presión. Un microprocesador linealiza y gradúa los datos, calcula las presiones, y los exhibe digitalmente para el usuario.

El mejoramiento en la exactitud proviene de una lectura electrónica de pulsos en vez de estar dependiendo de la eficiencia del oído del usuario para escuchar del flujo sanguíneo, los así llamados sonidos Korotkoff.

2.3 ULTRASONIDO

Puesto que el método auscultatorio básico requiere de un mínimo de equipo, es simple y suficientemente exacto para la mayoría de los propósitos, sufre de la desventaja de que a veces falla para dar tanto la presión sistólica y diastólica para pacientes hipotensivos e infantes. Además, en un ambiente ruidoso o cuando hay movimientos

significativos del paciente, llega a ser difícil distinguir exactamente el inicio de las dos fases del sonido Korotkoff.

De los métodos que han sido propuestos para vencer esas dificultades, el uso del ultrasonido es particularmente atractivo. Pero el sistema ultrasónico es más complejo y por lo tanto más exacto. El principio de operación del ultrasonido es muy similar al radar. Una onda es proyectada hacia un objeto y es reflejada. La onda reflejada se puede examinar, comparándola con la onda incidente original, para determinar qué cambios han ocurrido.

El ultrasonido puede hacer una medición automática y no invasiva de la presión arterial. Este instrumento está formado de un brazal inflable, como muchos de esos utilizados en los esfigmomanómetros clásicos en la medición manual de la presión arterial.

La determinación ultrasónica de la presión arterial emplea un transductor Doppler transcutáneo que detecta los movimientos de las paredes de los vasos sanguíneos en varias condiciones de oclusión. Dirigiendo un haz ultrasónico en la arteria, los movimientos de la pared pueden ser registrados. En el sistema descrito por Stegall y colaboradores, el ultrasonido Doppler es utilizado para determinar el estado del cerramiento de una arteria debajo del brazal. Este método utiliza el efecto Doppler, en donde el cambio de frecuencia del sonido reflejado es causado por el movimiento de la pared. Las mediciones exactas de los movimientos de la pared arterial pueden ser hechos y las presiones sistólica y

Elástica pueden ser registradas.

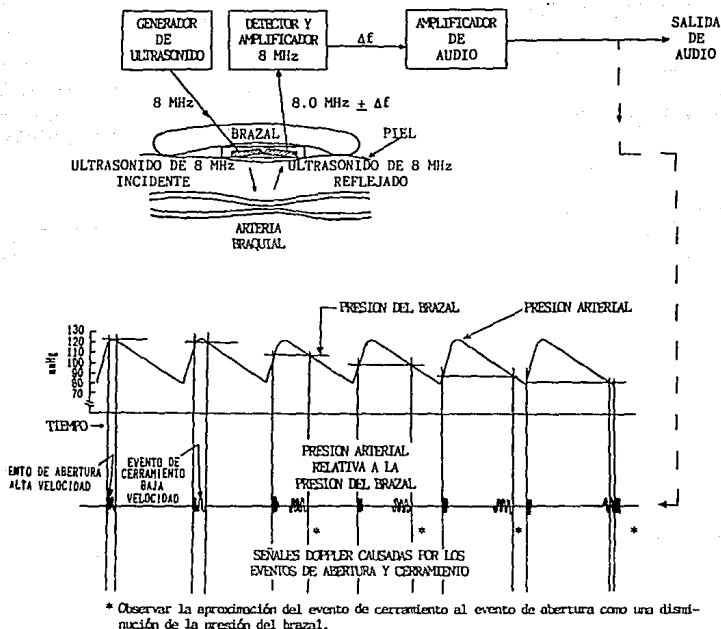


Figura 2.1 Determinación ultrasónica de la presión arterial. Cuando la presión del brazal cae entre las presiones sistólica y diastólica, la arteria se abre y cierra una vez cada ciclo cardíaco.

Como se ilustra en la figura 2.1 dos cristales piezoeléctricos, de transmisión y recepción, están adheridos al brazal. Un cristal, conectado a un oscilador de 8 MHz, genera ultrasonido para ser reflejado en las paredes de los vasos y la sangre. El otro cristal, conectado a un amplificador de banda angosta, detecta la señal reflejada. Si la pared del vaso se mueve, la señal reflejada será un desplazamiento Doppler en frecuencia para una cantidad proporcional a la velocidad instantánea de la pared. La señal acústica es transmitida a través de la arteria y se descubre la reflexión de las dos paredes arteriales en el sistema detector. La abertura de la arteria genera justamente una señal de frecuencia alta ($\Delta f \approx 200 - 500$ Hz), mientras el cerramiento genera una señal de baja frecuencia ($\Delta f \approx 30 - 100$ Hz). La banda se infla hasta que las dos reflexiones se juntan, lo que implica que la arteria se ha cerrado, o sea que las paredes se tocan. A medida que el brazal es desinflado, la presión sistólica es señalada por el inicio de una señal de audio de alta frecuencia. En la gráfica de la figura 2.1 se observa que, a medida que la presión es más alta, el tiempo entre la abertura y cerramiento disminuye hasta que ellos coincidan. Este punto es otra forma de indicar el valor de la presión sistólica. Un desinflado adicional hace que las paredes arteriales se separen, y además causan la separación en el tiempo entre las señales de alta y baja frecuencia, primero aumenta y después disminuye. En este intervalo el vaso abre y cierra

con cada latido, puesto que la presión en la arteria oscila por encima y por debajo de la presión externa aplicada en el brazal. La abertura y cerramiento del vaso es detectado por el sistema ultrasónico.

Al reducir la presión en el brazal, el tiempo entre la abertura y el cerramiento aumenta hasta que la señal de cerramiento de un pulso coincide con la siguiente señal de abertura. Este punto es la presión diastólica y que es cuando el vaso es abierto por el pulso completo, o sea, cuando la arteria llega a su diámetro completo. Cuando esto ocurre cesa el movimiento. Otra forma de detectar la presión diastólica es al escuchar la unión de las dos señales, la cual está acompañada por un cambio preciso en el carácter audible de la señal.

El método Doppler hace posible la reconstrucción y exhibición completa de la forma de onda de presión, por medio de algún proceso electrónico o presentación en un osciloscopio.

Stegall y colaboradores reportaron que el error de este método comparada con la medición directa tanto para la presión sistólica y diastólica fue menor a 2.5 mmHg.

Existen instrumentos, en los cuales el brazal es automáticamente inflado por la parte neumática interna en intervalos de tiempos seleccionados por el operador.

Las ventajas de la técnica ultrasónica son, que pueden ser usados en infantes e individuos hipotensivos y en ambientes muy ruidosos. Otra ventaja es que no hay peligro

de que la banda llegue a ser demasiado ajustada; es muy fácil que el sistema detecte la presión en la que las paredes arteriales únicamente se tocan.

Una desventaja es la de que los movimientos del cuerpo del sujeto causa cambios en la trayectoria ultrasónica entre el transductor y el vaso sanguíneo, lo mismo que los movimientos de artefactos. La orientación del cristal es crítico.

2.4 TONOMETRO

El tonómetro es un instrumento que se utiliza para medir la presión arterial o la intraocular.

Uno de los tonómetros más conocidos es el de Gärtner. Es un instrumento que se utiliza para medir la presión arterial por medio de un anillo compresor que se aplica en el dedo. Este, aún se utiliza en Europa.

Pressman y Newgard desarrollaron un tonómetro arterial que usa un plato plano para comprimir la superficie de la piel directamente sobre una arteria. La figura 2.2 muestra a este tonómetro. Un montaje arterial, en forma cilíndrica y más pequeño que el ancho arterial, percibe el esfuerzo radial de la arteria por medio de un transductor de fuerza, puesto que el esfuerzo circunferencial en la pared arterial se elimina por el plato. El principio básico de la tonometría es que, cuando un vaso presurizado (en este caso debido a la sangre), es parcialmente colapsado por un objeto

externo, el esfuerzo circunferencial en la pared del vaso se elimina y las presiones interna y externa son iguales.

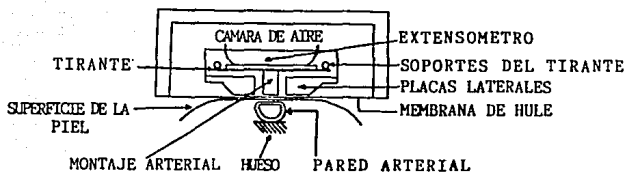


Figura 2.2 Tónometro arterial. El transductor es retenido en una posición fija contra la superficie de la piel. La arteria fundamental deberá estar sobre un hueso. Los efectos de la tensión de la piel en la dirección vertical están puestos en cero por las placas laterales que aplanan la piel. Los componentes de la fuerza perpendicular son debidas a las pulsaciones de la arteria y no al artefacto del movimiento de la piel. El montaje arterial, el sistema transductor extensómetro detecta esas pulsaciones de la arteria. La presión se encuentra dividiendo la fuerza por el contacto de área del montaje arterial.

Un tonómetro arterial mejorado, basado en la técnica previa, ha sido desarrollado por Bahr y Petzke. Emplea retroalimentación electrónica para corregir las variaciones en la presión arterial, cambiando la fuerza con la cual el plato presiona contra la piel, por una variación en presión

más grande y el uso de un transductor de presión de estado sólido lo hace justamente insensible a los movimientos de artefactos. Pruebas adicionales son necesarias para sujetos hipo y normotensivos.

2.5 PLETISMOGRAFO DE IMPEDANCIA

El pletismógrafo de impedancia es un instrumento que mide la impedancia eléctrica de los tejidos. También se utiliza para el registro indirecto automático de la presión arterial por percepción de pulsaciones arteriales periféricas al brazal.

BIBLIOGRAFIA

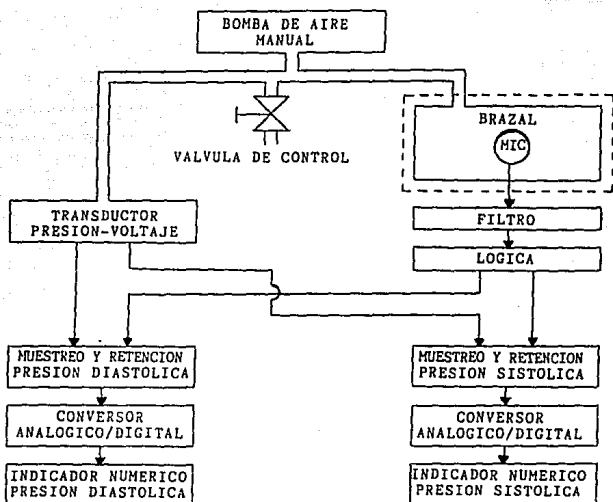
1. Carr Joseph J., CERTIFIED ELECTRONIC TECHNICIAN LICENSE HANDBOOK. 2a. edición, Blue Ridge Summit, Pa:G/L Tab Books, 1976.
2. Clark John W., MEDICAL INSTRUMENTATION (APPLICATION AND DESIGN), 1979.
3. Forster F. K. y Turney D., OSCILLOMETRIC DETERMINATION OF DIASTOLIC, MEAN AND SYSTOLIC BLOOD PRESSURE, Journal of biomechanical engineering, Volumen 108, Noviembre 1986.
4. Hoening Stuart A. Ph. D. y Scott Daphne H., B. S.. APARATOS MEDICOS ELECTRICOS, 1981.

5. Jacobson Bertil y Webster John, MEDICINE AND CLINICAL ENGINEERING, 1977.
6. TRANSDUCER FOR BIOMEDICAL MEASUREMENTS PRINCIPLES AND APPLICATIONS.

CAPITULO 3

DIAGRAMAS DE BLOQUES

3.1 MONITOR SEMIAUTOMATICO. Medición electrónica (con lógica digital) e inflado y arranque manual.



Este instrumento utiliza como base el método auscultatorio. el sistema neumático (suministro, retención y escape del aire) es manual y la toma de lectura es electrónica, por medio de la lógica digital (compuertas lógicas y multivibradores).

El primer bloque es la bomba de aire manual y que, como en la mayoría de los casos utiliza una pera de goma que incluye una válvula manual para el control del escape y retención del aire, contenido dentro del brazal, para incrementar la presión en el brazo hasta cerrar la arteria humeral y de esta forma poder detectar los sonidos Korotkoff.

Para percibir los sonidos Korotkoff, se utiliza un micrófono que se coloca sobre la arteria humeral. El micrófono se conecta al bloque de filtro, el cual está compuesto por tres de ellos: un filtro paso bajas, un paso altas y por un rechazo banda. Los dos primeros sirven para dejar pasar exclusivamente los sonidos "K" y el último para eliminar el ruido que induce la línea de alimentación eléctrica. El uso de los filtros es con el objetivo de eliminar ruidos indeseables que causarían errores en la medición

Después de que los sonidos pasan por los filtros se dirigen a la lógica del sistema, quien se encarga de detectar los sonidos que corresponden a la presión arterial y además, de controlar las lecturas que deben quedar fijas

en los indicadores numéricos.

El transductor de presión a voltaje indica la presión en la que se encuentra el aire contenido en el brazal, y a su vez, la que se ejerce en el brazo puesto que el brazal se encuentra enrollado en este último. El transductor debe ser calibrado de tal forma que la presión corresponda a la unidad de mmHg.

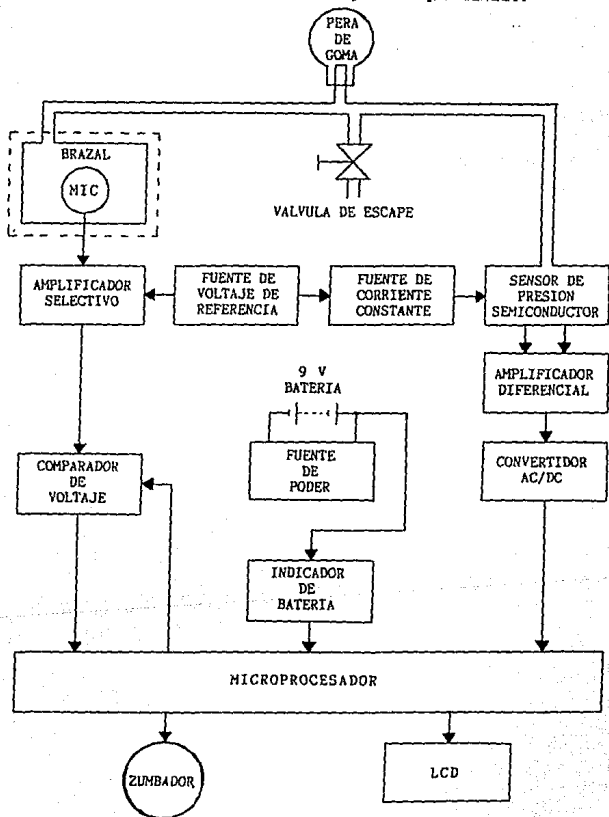
La salida del transductor se conecta al circuito de muestreo y retención. Este bloque también cuenta con otra entrada y que es el de la lógica, el cual se encarga de controlarlo. La lógica comanda los valores que deben permanecer exhibiéndose en el indicador visual y que son los que corresponden a la sistole y a la diástole, además de guardarlos en la memoria. El circuito de muestreo y retención muestrea la señal, debido a que se necesita ahorrar tiempo para detectarla, en caso contrario, no sería posible hacerlo puesto que cambia rápidamente la señal al registrar el inflado y desinflado. La parte que corresponde a la retención, tiene la función de almacenar los valores correspondientes de la señal detectada por un determinado tiempo, para que el conversor tenga el suficiente tiempo para realizar su operación.

El conversor analógico-digital transforma la entrada analógica, que recibe del transductor de presión a voltaje, en una salida digital equivalente.

El indicador numérico es el panel en donde se exhiben los valores correspondientes de la presión sanguínea y, de

la presión que se está llevando a cabo en el brazal.

3.2 MONITOR SEMIAUTOMATICO. Medición electrónica (con microprocesador) e inflado y arranque manual.



Si al encender el monitor el voltaje es menor a 6.9 V, el indicador de batería transmitirá al microprocesador la señal que indica dicho estado. Al recibir el microprocesador la información que le indica que el voltaje de la batería es inapropiado, manda la orden de exhibir en el LCD el símbolo de batería exhausta. El análisis de dicho voltaje se realiza con el de la batería y el de la fuente de poder.

La fuente de poder sirve para proporcionar el voltaje requerido por diversos circuitos, puesto que no todos trabajan al mismo valor.

El aire se suministra al brazal en forma manual, por medio de la pera de goma. La presión creada por el aire se registra a través de un sensor de presión semiconductor. Estos son muy sensibles a las fluctuaciones de la temperatura, manifestándose en un cambio de resistencia (para un mejor entendimiento de su funcionamiento ver la sección 5.5.3). Para minimizar las sensibilidades de temperatura del sensor se emplea una fuente de corriente constante como excitador. Una de las características de esta fuente, es la de que al existir cambios de temperatura la corriente permanece constante.

Para el funcionamiento de la fuente de corriente constante se necesita una fuente de voltaje de referencia, para que éste le fije una entrada en un voltaje determinado, y de esta forma, la otra entrada también adquiera un voltaje fijo. Con este último voltaje se puede cambiar el valor de

la corriente constante, con sólo variar la resistencia de dicha entrada.

La señal producida por el sensor de presión semiconductor se transmite al amplificador diferencial, para que éste amplifique la diferencia de voltaje entre dos puntos del puente de Wheatstone que forman al sensor de presión. Con este circuito puente se convierten las variaciones pequeñas de resistencia en un voltaje. Dicha diferencia es proporcional al cambio de resistencia y a su vez de la presión. Además, el amplificador diferencial es útil para cancelar o rechazar ciertos tipos de señales indeseables, como ruido, puesto que se presentan en ambas entradas, los cuales pueden ser voltajes inducidos por campos magnéticos parásitos en la tierra o en los alambres de señal; o como variaciones de voltaje en el voltaje de suministro. Como esta señal es analógica y no puede ser analizada por el microprocesador, puesto que éste solamente trabaja con señales digitales, se utiliza un convertidor AC/DC (analógico a digital); para realizar dicha operación. Una vez hecha este trabajo, el microprocesador lleva a cabo la conversión de la señal digital, que corresponde al voltaje del sensor y a su vez de la presión, en el código de 7 segmentos. De esta forma se puede exhibir en números arábigos, en el LCD, el valor de la presión de aire y arterial en el momento indicado.

Para percibir los sonidos "K" y detectar el momento en que los valores de la presión de aire corresponden a la

presión sistólica y diastólica, se usa como primer elemento un micrófono. El sonido detectado por el micrófono es muy débil y por lo mismo la señal producida también lo es, hecho que hace imposible su registro. Con un amplificador selectivo se resuelve este problema. El amplificador selectivo, amplifica la señal detectada y la filtra, dejando pasar únicamente las frecuencias correspondientes a la presión arterial. De esta forma se facilita su determinación. Este amplificador utiliza un voltaje de referencia, puesto que se trata de un instrumento de precisión, para que de esta forma siempre permanezca calibrado este circuito y así lograr obtener resultados exactos.

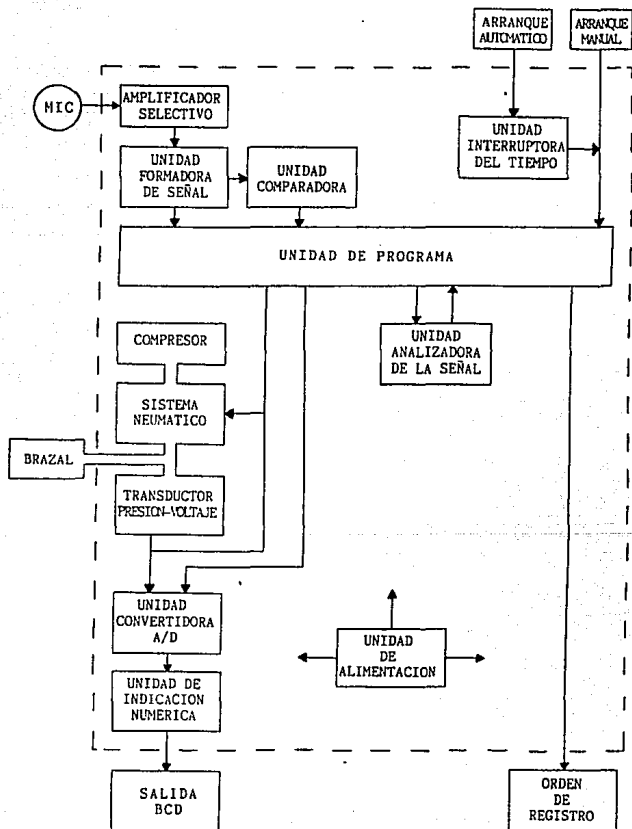
Para precisar con mayor exactitud la señal que pertenece al sonido "K", se pasan las señales a través de un comparador de voltaje. Este circuito transmite al microprocesador únicamente las señales que tienen un valor mínimo de 1.56 mVrms (± 4 dB para una frecuencia de 50 \pm 0.5 Hz). El comparador de voltaje equipara el voltaje recibido del amplificador selectivo con uno fijo. Así determina si la señal es suficiente para ser sonido K. Además el comparador convierte la señal analógica del amplificador selectivo en pulsos, para que el microprocesador pueda trabajar con ellos. El comparador de voltaje tiene la ventaja de aceptar formas de ondas de diversos tipos y de producir una salida rectangular bien definida. Después de que recibe la señal adecuada, el

microprocesador, analiza y precisa los momentos en que se detecta la presión sistólica y diastólica y lo relaciona con los valores de la presión de aire, dados por el convertidor AC/DC.

El microprocesador también retiene en la memoria los dos valores correspondientes a la presión arterial, además de hacer las conversiones requeridas para poderlos exhibir en el LCD. Para un mejor entendimiento del comportamiento del microprocesador, consultar la sección 8.1.2.

3.3 MONITOR AUTOMÁTICO. Medición electrónica

(con microprocesador) e inflado y arranque automático.



Es un instrumento húngaro que emplea el principio del método Korotkoff pero, el momento en determinar la presión arterial es diferente, puesto que primero mide la presión diastólica y después la presión sistólica. En el transcurso de la elevación de la presión en el brazal se perciben golpeteos en el estetoscopio (en este caso en el micrófono), y en el instante en que se escucha el primer sonido, lo consideran como el valor de la presión diastólica. La compresión continúa hasta que desaparecen completamente estos sonidos y luego se deja salir el aire del brazal para detectar el primer sonido Korotkoff, el cual corresponde a la presión sistólica.

El sistema neumático y el ciclo de la toma de lectura son automáticos debido a un microprocesador.

El programa de medición tiene dos alternativas para iniciar: para una sola medición es la de arranque manual y para mediciones repetidas la de arranque automático. Este último tiene una selección de cuatro tiempos de repetición (2.5, 5, 10 y 20 minutos), que es controlada por la unidad interruptora del tiempo.

Una vez que se selecciona el tipo de arranque se le hace funcionar y de esta forma entra en acción el sistema neumático, para poner a trabajar la compresora y a las válvulas.

El compresor insufla aire al brazal y las válvulas permiten el llenado o vaciado de éste.

El transductor de presión a voltaje, que también recibe el aire del compresor, transforma la presión que existe en el brazal en un voltaje equivalente y de esta forma se procesa para hacer posible su exhibición en un indicador numérico. Debido a que esta señal es analógica, no puede presentarse directamente en el indicador numérico, por lo que es necesario una unidad convertidora analógica-digital.

La unidad convertidora analógica-digital se encarga de cambiar la señal analógica proveniente del transductor de presión a voltaje en señal digital, con el fin de que el indicador numérico pueda exhibir los valores de presión, puesto que este último sólo maneja valores binarios. Esta unidad también tiene otra entrada y es para que la unidad de programa, le indique los valores que deben permanecer en el indicador numérico.

Para percibir los sonidos Korotkoff se utiliza un micrófono. Este se coloca sobre la arteria humeral y se conecta a un amplificador selectivo, debido a que la señal detectada por el micrófono es muy pequeña como para ser procesada, y por lo mismo, poder hacer la identificación de los sonidos K.

El amplificador selectivo, únicamente amplifica las señales (frecuencias) que corresponden a los sonidos de la presión arterial. El primer sonido amplificado se transforma en pulso cuadrado, por medio del circuito formador de señal, con el fin de encender la luz que indica

la presencia de señal, y además para comandar al comparador.

Con el comparador se activa la parte del programa que se encarga de determinar los valores que corresponden a la presión diastólica y sistólica. Cuando detecta el primer sonido, en el transcurso de la elevación de la presión del brazal, la unidad analizadora de la señal almacena este valor como presión diastólica. Espera un segundo sonido dentro de un tiempo regular para confirmar que el primero corresponde al de la diástole, de lo contrario borra el valor almacenado y sigue esperando la llegada de los sonidos Korotkoff.

Cuando se confirma el valor de la presión que corresponde a la diástole, la unidad de programa da la orden al convertidor analógico-digital, del valor de la presión que debe exhibir.

La presión sistólica se determina en el descenso de la presión del brazal y es en el momento en que aparece el primer sonido Korotkoff, la cual también es ratificado por la unidad analizadora de señales al controlar la diferencia de tiempo en los primeros sonidos recibidos. El valor de la presión sistólica se exhibe de la misma forma que la presión diastólica.

El valor de la presión medida también está presente en la salida de la impresora, en código BCD.

CAPITULO 4

CARACTERISTICAS Y PROPIEDADES DE LOS MICROFONOS

4.1 CONCEPTOS BASICOS

Un micrófono es un transductor electroacústico que convierte las ondas sonoras en señales eléctricas con una frecuencia y amplitud equivalente. Contiene un diafragma en su interior, el cual es activado por las variaciones de la presión del aire de las ondas sonoras y de esta forma produce un voltaje de CA proporcional a la intensidad del sonido.

A fin de elegir el tipo más adecuado para una aplicación particular, se toman en cuenta sus características físicas, por ejemplo, tamaño, peso y solidez; así como las características eléctricas: la respuesta de frecuencia, sensibilidad, impedancia y respuesta direccional.

La sensibilidad de un micrófono es la relación entre la salida eléctrica (voltaje) y la intensidad del sonido de entrada, estando bien adaptadas las impedancias del micrófono y del circuito de carga. Un factor alto de sensibilidad significa: una gran salida eléctrica para un nivel de sonido dado. Varía ampliamente según los diferentes tipos de micrófonos. La salida eléctrica de un micrófono depende de la clase de micrófono y de la distancia entre el micrófono y la fuente del sonido. A medida que aumenta la distancia, disminuye la salida.

Para lograr que el micrófono suministre la máxima salida a su carga, estas impedancias deben de ser iguales. De otra manera, habrá que usar algún dispositivo de

adaptación de impedancias, por ejemplo. un transformador.

La respuesta de frecuencia de un micrófono es la medida de su aptitud para convertir diferentes frecuencias sonoras en corrientes alternas. Se define como el rango de frecuencias de audio a las cuales puede responder uniformemente el micrófono. Con una intensidad de sonido determinada en el micrófono, la salida eléctrica puede variar mucho al variar la frecuencia del sonido. Se tiene una respuesta de frecuencia plana cuando la salida del micrófono presenta solamente pequeñas variaciones en amplitud entre sus límites superior e inferior de frecuencias. El micrófono ideal tiene una respuesta de frecuencia plana sobre toda la gama de audio, que es de 16 Hz a 20 KHz.

Muchos micrófonos muestran en su comportamiento de recepción una respuesta direccional. Esta directividad se considera de la misma forma como es tratada la directividad en las antenas, y la gráfica polar de la respuesta es provista por cada unidad.

Existen micrófonos de muchas clases y variedades, las cuales se clasifican según diversos criterios: Según el ELEMENTO ACTIVO (TIPO DE TRANSDUCTOR), en micrófonos de carbon, magnético, de condensador (o electrostático), dinámico, de cristal y cerámica piezoeléctrica; según el tipo de RESPUESTA ELECTRICA. tiene la misma clasificación anterior; según la MAGNITUD EXCITADORA, en micrófono de presión, de gradiente de presión, mixtos (combinación de presión y gradiente de presión), de interferencia de ondas; según sus

CARACTERISTICAS DIRECCIONALES DE CAPTACION, en omnidireccionales (o no direccionales), monodireccionales o unidireccionales, bidireccionales, polidireccionales, cardioides, etc.; según el METODO DE SOPORTE; en micrófonos de pie, de mesa o escritorio, de mano, de medallón (estos son de pequeño tamaño y se llevan colgando del cuello), de peto (estos se usan en telefonía para que queden libres las manos del telefonista), de suspensión (como algunos utilizados en difusión); según otras características diversas, en MICROFONOS ANTIRRUIDOS (para disminuir la captación de ruidos extraños del ambiente, etcétera.

Solamente se explicarán los dos primeros criterios debido a que los demás no interesan, puesto que nada más tienen que ver con la forma de recepción de los sonidos en el aire o a la forma física, y el micrófono que se requiere está en contacto con el brazo.

4.2 CLASIFICACION POR EL TIPO DE RESPUESTA ELECTRICA

En este caso, sólo se clasificarán a los micrófonos de presión, debido a que solamente interesa las características de este micrófono. En este micrófono, la respuesta es causada por variaciones en la presión del sonido. Los micrófonos de presión son esencialmente omnidireccionales, puesto que la presión es un escalar y no un vector cantidad.

4.2.1 TIPOS DINAMICOS.

La frecuencia del voltaje de CA, producida en estos micrófonos, es la misma que la frecuencia de las ondas sonoras y la amplitud del voltaje es proporcional a la presión del aire de la onda sonora o sea su intensidad. Es por esta razón que se dice que tiene muy buena fidelidad y banda de frecuencia.

La salida del micrófono dinámico alimenta un transformador que eleva su voltaje, puesto que es muy pequeño, y además entrega una salida de alta impedancia que trabajará directamente sobre el amplificador.

Los tres principales tipos de micrófonos dinámicos son de bobina móvil, conductor móvil, y el micrófono de cinta.

En un micrófono de BOBINA MOVIL, los niveles de señal generados son bajos, típicamente unos pocos cientos de microvoltios. Esta señal se puede amplificar y medir.

El diafragma liviano, hace posible, construir un micrófono de bobina móvil con un respuesta de frecuencia muy lineal dentro de la banda de audio.

No se requiere polarización, pero la impedancia de fuente tiende a ser bajo, típicamente cerca de 20 Ω . La impedancia de la bobina móvil puede variar de 1 a 30 Ω . En general, un transformador es incluido para subir la impedancia hasta algunos de los valores de norma utilizados para la transmisión a través de una línea, esto es, 30, 150 y 250 Ω , o hasta una alta impedancia (25,000 ohms) para la alimentación directa al amplificador; debido a que el circuito

de entrada de los amplificadores con los que se va a utilizar tienen una alta impedancia.

En un MICROFONO DE CONDUCTOR MOVIL, el funcionamiento es similar al del micrófono de bobina móvil.

En un MICROFONO DE CINTA, el voltaje producido por éste es muy pequeño, pero puede aumentarse mediante un transformador que generalmente está incluido en la cubierta del micrófono. Además de elevar el voltaje, el transformador aumenta la impedancia de salida del micrófono (impedancia eléctrica de la cinta) hasta un valor que es propio para la transmisión a través de una línea (cable blindado) y así poderse conectar al amplificador.

El micrófono dinámico puede ser movido y manejado durante el trabajo sin producir ruidos en la salida. Tiene una excelente respuesta de frecuencia de entre 20 y 9,000 Hz. No necesita una fuente externa de voltaje CC, siendo él mismo una forma de generador de CA. Tiene una potencia de salida de -30 a -80 dBm (decibelios, empleando 1 mW como referencia cero), según la amplitud del sonido.

DESVENTAJAS: Los micrófonos dinámicos deben conservarse lejos de los campos de CA. Si la bobina está cerca de un transformador de potencia o cualquier campo alterno muy fuerte se inducirá un zumbido en el micrófono.

4.2.2 MAGNETICO

Micrófono con características de fidelidad y banda de frecuencia muy buena. El voltaje obtenido es muy reducido, por lo que es frecuente tener que recurrir a la

amplificación.

La impedancia de fuente es alta, cerca de 5 a 10 k Ω , pero su salida es comparativamente baja, en la región de los microvoltios.

DESVENTAJAS: Este tipo de micrófono no se utiliza frecuentemente porque el diafragma debe estar hecho de un material magnético, y es difícil construir uno que no sea muy rígido o que no tenga resonancia mecánica interferente.

4.2.3 ELECTROSTATICO (CONDENSADOR)

Un voltaje de CD fijo se aplica entre las placas y el cambio de voltaje debido al sonido incidente existe como un componente de CA superpuesta al nivel de CD. La componente de CA posteriormente se amplifica y se entrega al instrumento de medición.

La capacitancia del micrófono condensador es muy pequeña, 50 - 300 picofaradios (pF). La capacidad varia de acuerdo con la frecuencia y amplitud de las ondas sonoras. De esta forma, las ondas sonoras producen una variación de capacidad. Sin embargo, tienen una impedancia eléctrica extremadamente alta a bajas frecuencias. Tienen una impedancia de fuente enormemente alta (una cápsula típica tiene cerca de 20 pF de capacitancia, o una reactancia de cerca de 400 M en 20 Hz), lo que significa que no se tiene una oportunidad de corrimiento en la señal a través de cualquier longitud del cable, en cuanto no se utilice un preamplificador correcto en la cápsula. Puesto que un condensador aparece como una fuente de alta impedancia, la salida de este dis-

positivo se debe acoplar a un instrumento con una impedancia de entrada muy alta (para reducir los errores por efecto de carga). El diafragma está fuertemente estirado para impedir que resuene a cualquier frecuencia audible. La respuesta de frecuencia es buena, de unos 50 a 15,000 Hz. Tienen una sensibilidad de unos -90 dBm lo que representa una potencia de valor muy pequeño.

Los micrófonos electrostáticos realizan la conversión más exacta de las vibraciones del sonido en el aire a señales eléctricas. De esta forma, se utilizan como patrones para mediciones acústicas precisas; pero no se ha difundido mucho por la dificultad de su utilización.

DESVENTAJAS: Son delicados por la separación escasa entre el diafragma y la placa fija, y es necesario el diafragma delgado. Una fuente de alto voltaje y un amplificador de señal debe ser localizado muy cerca en donde se va a usar.

4.2.4 CARBON

Una corriente de CD se pasa a través del micrófono y la modulación de la corriente debido a los cambios en las resistencias de los gránulos de carbón se superpone como una señal de CA a este nivel de CD. Como en el micrófono de condensador, la señal de CA se separa después del nivel de CD y se amplifica antes de entregarla al dispositivo de lectura.

Es el micrófono el que proporciona más salida a partir de una entrada determinada de sonido. La impedancia eléc-

trica del elemento carbón es una resistencia del orden de 100 - 200 Ω .

DESVENTAJAS: Se necesita una fuente externa de voltaje de CD. Además los gránulos de carbón pueden apelmazarse debido a los pequeños arcos de corriente entre ellos. Esto reduce eventualmente la sensibilidad del micrófono. Pueden existir ruidos molestos en la salida cuando se maneja el micrófono y es debido al movimiento de los gránulos, los cuales originan débiles arcos entre ellos. Algunas distorsiones ocurren.

Se utiliza en donde no es esencial gran calidad de reproducción. El micrófono de carbón casi nunca se utiliza para hacer mediciones exactas del sonido, debido a su escasa fidelidad y dada a la estrecha banda admitida. La no linealidad de la variación de la resistencia del carbón evita que la señal sea una réplica fiel de las vibraciones del sonido. No reproduce fielmente una anchura de frecuencias, pero sí las comprendidas entre 300 y 3,400 Hz.

4.2.5 CRISTAL

El micrófono de cristal, también llamado piezoeléctrico, no necesita de una fuente externa de voltaje.

Este micrófono consiste básicamente de un cristal que tiene propiedades piezoeléctricas, que es activado directamente por medio de ondas sonoras a través de un diafragma conectado a una pared del cristal, y una placa del electrodo que hace contacto con la otra cara del cristal. Los micrófonos de cristal con un diafragma, hacen este tipo de trans-

ductor sensible a las vibraciones del sonido.

Cuando las ondas sonoras chocan contra el cristal, la cual es una fuerza de magnitud variable para él, lo hacen vibrar. Las vibraciones mecánicas alternativamente doblan el cristal en un sentido y en otro, produciendo un voltaje de CA (voltaje que esencialmente, tiene la misma forma de onda que las ondas sonoras), entre las dos placas delgadas que tiene pegados a los lados planos del cristal. Los conductos de salidas del micrófono están conectados a las dos placas.

El elemento piezoeléctrico puede ser la sal de Rochela o fosfato de amonio dihidrogenado (ADP). En general, dos cristales son adheridos simultáneamente para así formar una estructura bímorfa y de ese modo aumentar la relación de esfuerzo para extensión. De ese modo la salida también se incrementa. La configuración bímorfa es particularmente útil, debido a que permite un mayor rango de movimiento del que es obtenido con un sólo trozo.

El cristal plano de sal de la Rochela (utilizado en lugar del cuarzo porque es más sensible), está montado entre dos placas metálicas cualesquiera que tienen las conexiones externas. Un diafragma delgado está conectado mecánicamente al cristal. Cuando las ondas sonoras inciden sobre el diafragma, se aplica una presión variable al cristal a través de la aguja de conexión y se produce un voltaje variable (fuerza electromotriz de CA) entre placas. Debido a que las ondas sonoras ejercen presión sobre el cristal, produce

variaciones de corriente. y la forma de onda del voltaje de salida (CA) será un duplicado exacto del sonido original; proporcional a la frecuencia y amplitud de la vibración.

El micrófono piezoeléctrico tiene una buena fidelidad y una banda pasante del orden de los 10 KHz, con sencillez de empleo y señales de suficiente amplitud. La salida es bastante alta, típicamente cerca de los 100 mV. El cristal también puede ser expuesto directamente a las ondas sonoras en lugar de estar acoplado a un diafragma, dando mucho mejor respuesta de frecuencia, pero con un nivel de salida mucho más bajo, típicamente menor que 1 mV. Tienen sensibilidad relativamente buena, -40 a -60 dBm. Es mecánicamente resistente y puede percibir los sonidos desde muy cerca.

No hay problema de zumbido. La mayoría de ellos puede conectarse directamente a una entrada de alto nivel.

La capacitancia de la unidad del cristal es del orden de 1,000 a 2,000 pF. Esto se hace posible para transmitir a través de varios metros de cable de baja capacitancia sin atenuación apreciable.

El micrófono de cristal es de alta impedancia de salida, aproximadamente del orden de mega-ohmios, haciéndose necesarios unos conductores relativamente cortos, y se conecta directamente al amplificador sin utilizar transformador. La alta impedancia es para que el circuito de entrada del amplificador del micrófono evite pérdidas de las más altas frecuencias de audio o captación de zumbidos. Los conductores tienen que estar muy bien apantallados y no ser

más largos de unos siete metros.

DESVENTAJAS: Los cristales piezoeléctricos, siendo fuente de alta impedancia, proporcionan únicamente pequeñas corrientes. Si se conecta una carga resistiva a través de su salida, se reduce el voltaje de salida marcadamente. Otra desventaja se debe a la resistencia de fuga, el voltaje no puede ser mantenido cuando una fuerza constante es aplicada. Es por esto que los cristales piezoeléctricos son útiles únicamente para la medición de fuerzas mecánicas cambiantes. Pueden desarrollar un voltaje por cambios en deformaciones mecánicas.

Los cristales son muy frágiles, por lo que deben agarrarse y manipularse con cuidado. Si se caen, se rompen con facilidad.

Los cristales robustos, de bajo costo, tienen un margen de frecuencia limitado, una respuesta deficiente y una breve duración.

El cristal utilizado en estos micrófonos está sujeto a dos averías. La humedad o la temperatura de más de 50°C los estropea. Los más modernos desarrollos con materiales cerámicos están venciendo estas dificultades.

4.2.6 CERAMICO

Este consiste de una cápsula cerámica, usualmente titanato de bario o zirconato-titanato de plomo, la cual tiene propiedades electrostrictivas. La cerámica es activada por las ondas sonoras transmitidas a través de un diafragma conectado al cristal. El arreglo general de los elementos

es similar al del micrófono de cristal, excepto que el transductor de cerámico es substituido por el transductor de cristal. El funcionamiento y las características del micrófono cerámico son similares a los micrófonos de cristal, pero es más resistente.

VENTAJAS: La cerámica tiene la ventaja de los cristales al no tener los inconvenientes de éste último. Tiene una salida relativamente alta y es sensible a la velocidad, además de que no le afecta la alta temperatura y humedad.

4.3 CLASIFICACION POR EL TIPO DE TRANSDUCTOR

Los transductores más utilizados son los dinámicos, magnéticos, electrostáticos, carbón, piezoeléctricos y el electrostrictivo.

4.3.1 DINAMICO

Este consiste de un conductor móvil situado en un campo magnético. El movimiento del conductor conduce al inductor de una fuerza electromotriz (f.e.m.) en el conductor, siendo la magnitud de la f.e.m. proporcional a la velocidad del conductor. El conductor puede ser de la forma de una bobina, un cable plano, o una cinta. La impedancia eléctrica de un transductor dinámico es relativamente baja, de un intervalo de 0.1 a 60 Ω en estructura práctica. La impedancia eléctrica es prácticamente resistiva y por lo tanto es independiente de la frecuencia.

El transductor dinámico es reversible, esto es, puede ser activado por energía eléctrica y entregar la correspondiente energía de sonido.

4.3.2 MAGNETICO

Este consiste de un campo magnético incluyendo una trayectoria de reluctancia variable y una bobina que rodea a todo o una parte de esta trayectoria. La variación en la reluctancia conduce a una variación en el flujo magnético por medio de la bobina y una correspondiente f.e.m. inducida. Hay un enorme número de arreglos y posibles configuraciones usando este principio.

No requieren de corriente de polarización para su operación, pero los niveles de señal de salida son correspondientemente bajas. La impedancia es proporcional a la frecuencia, porque la inductancia de la bobina es el elemento eléctrico predominante.

El transductor magnético es reversible.

4.3.3 ELECTROSTATICO

El transductor electrostático o condensador, consiste de un electrodo fijo y un electrodo móvil. Los electrodos son cargados electrostáticamente en polaridad opuesta. El movimiento del electrodo móvil conduce a la producción de un voltaje que corresponde a las extensiones del movimiento del electrodo. La impedancia del transductor electrostático es debido a la capacitancia entre los dos electrodos.

El transductor electrostático es reversible, produce un sonido al aplicar un voltaje cambiante a la bobina.

4.3.4 CARBON

Este consiste de gránulos de carbón en contacto con un electrodo fijo y un electrodo móvil. El movimiento del electrodo móvil varía la resistencia de los gránulos. Si el transductor es conectado en serie con un voltaje externo estable y una resistencia, un voltaje correspondiente a la amplitud del movimiento del electrodo móvil será desarrollado por la resistencia. La impedancia de este transductor es casi una resistencia eléctrica pura, que es regido por las dimensiones del gránulo agregado. En general, la resistencia es del orden de los 100 Ω .

El transductor de carbón no es reversible.

4.3.5 PIEZOELECTRICO

El transductor piezoeléctrico o de cristal consiste de un elemento de cristal (material cristalino) que tiene propiedades piezoeléctricas; los cuales convierten ondas acústicas en campos eléctricos, o viceversa. El sonido de una frecuencia en particular produce una deformación en un material piezoeléctrico. Los cambios dimensionales polarizan al cristal, creando un campo eléctricos. Estos cristales son asimétricos.

Los transductores de cristal que emplean el efecto piezoeléctrico se usan para detectar vibraciones acústicas en los sólidos. Algunas sustancias cristalizadas, tales como el cuarzo, sal de Rochela, contienen estas propiedades

piezoeléctricas.

La impedancia de este tipo es debido a la capacitancia eléctrica del cristal. Todos los cristales piezoeléctricos tienen una impedancia de salida elevada, y por esta razón la instrumentación a la que se conecte el transductor piezoeléctrico debe tener alta impedancia de entrada, o bien se debe conectar, tal como se hace en la mayoría de las aplicaciones, un amplificador de carga entre el transductor y el instrumento de presentación. Una desventaja es el costo adicional que eso supone.

El transductor de cristal es reversible debido a que un campo eléctrico lo distorsiona.

4.3.6 ELECTROSTRICTIVO

El transductor electrostrictivo o cerámico consiste de un elemento cerámico que tiene propiedades electrostrictivas. Una deformación del cerámico lleva a la generación de un voltaje correspondiente a la amplitud de la deformación. La impedancia de este tipo es debido a la capacitancia del cerámico.

El transductor cerámico es reversible.

4.4 SELECCION DEL MICROFONO

La caja en la que va colocado un micrófono juega un papel importante en sus características direccionales. Si el diafragma se dirige hacia arriba, puede hacerse que reciba igualmente bien señales procedentes de todas las

direcciones (omnidireccional). Montando el diafragma en dirección vertical y cerrando la parte posterior a la caja, el micrófono recogerá mejor las señales que le llegan de frente (unidireccional). Dejando abiertas las caras anterior y posterior del diafragma (como en un micrófono de cinta), recibe las señales que llega de frente y por detrás (bidireccional).

Los micrófonos de cristal, condensador y electromagnético se caracterizan por su magnífica fidelidad, es decir, porque las variaciones de corriente que se producen están totalmente acordes a los sonidos. Sin embargo, tienen una desventaja y es que producen unas señales eléctricas muy débiles. Es preciso amplificar esta señal, lo que supone un aumento considerable de precio.

El micrófono de carbón es de baja calidad de respuesta, pero produce unas señales eléctricas lo suficientemente grandes como para que no sea necesaria la amplificación, evitando así la elevación del precio y el aumento de espacio.

Un micrófono ideal convierte los sonidos en corriente eléctrica en la misma frecuencia que el sonido original. Y no una serie de corriente de distintas frecuencias (doble, triple, etc.), que acompañan a la corriente fundamental (armónicos).

El transductor piezoeléctrico es apropiado particularmente en la detección de la presión del pulso y fenómenos acústicos de baja energía como los sonidos del corazón y los

sonidos K.

Se reconstruyeron micrófonos de cristal para operar como transductores de presión diferencial en los cuales la presión media del brazal era aplicada a uno de los lados del diafragma y la presión total (media más oscilaciones) al otro lado.

Por todo lo mencionado anteriormente se concluye que el micrófono que se debe utilizar en lugar del estetoscopio, es el piezoelectrico. Como primera opción se debe escoger el cerámico, debido a que cuenta con mejores características, de lo contrario, escoger el de cristal. Es por esta razón que se hace una breve explicación de lo que es la piezoelectricidad y la electrostricción.

4.5 PIEZOELECTRICIDAD

La piezoelectricidad es una propiedad de ciertas sustancias cristalinas, de generar un voltaje proporcional, sobre ciertos ejes cristalográficos en respuesta al movimiento, a la deformación mecánica. El efecto inverso también ocurre.

El cuarzo se presenta en la naturaleza en forma de cristal con una estructura tal que cuando se cortan las placas en ciertas direcciones definidas respecto a los ejes cristalográficos, tales placas presentan el efecto piezoelectrico.

Si se coloca un cristal entre dos placas metálicas planas y se aprietan éstas entre sí, aparece entre ellas una pequeña f.e.m. como si el cristal se hubiese convertido por un momento en una batería. Al soltar las placas, el cristal recobra su forma original y aparece entre ellas una f.e.m. de polaridad opuesta. Transforma la energía física en energía eléctrica.

De acuerdo al comportamiento de sus iones, un piezoeléctrico se puede definir como un material dieléctrico con estructuras asimétricas, de tal manera que los centros de sus cargas positivas y negativas no coinciden. Como resultado, la polaridad es sensible a las presiones que cambian la distancia del dipolo y la polarización (los cristales piezoeléctricos no tienen un centro de simetría). Las deformaciones mecánicas pueden polarizar un cristal por el desplazamiento relativo de los iones entre sí, siempre que el cristal no posea un centro de simetría. Por centro de simetría se entiende un punto del cristal alrededor del cual las ubicaciones en las mallas y los átomos son simétricos. El centro de simetría cancela todas las polarizaciones posibles.

Los cristales con propiedades piezoeléctricas se mantienen juntos por enlace iónico, un tipo de enlace en el que algunos átomos tienen pérdida de un electrón y otros tienen ganado un electrón. Los que tienen pérdida de un electrón se llaman iones positivos, y los que tienen ganancia de un electrón se nombran iones negativos. Estos iones con carga

opuesta son responsables de la fuerza electrostática que mantiene los átomos juntos. El número de iones positivos en un cristal dado, iguala el número de iones negativos, y el cristal normalmente está eléctricamente neutral.

Si se aplica presión, la distancia entre los centros de carga se reduce, al igual que el momento dipolar eléctrico. Como resultado los electrones fluyen de un electrodo a otro, si estos están conectados, o bien si no están conectados, ocurre un cambio de voltaje entre los dos electrodos.

El efecto piezoeléctrico fue descubierto por Pierre y Jacques Curie en 1880, como un resultado de estudios extensivos de la simetría de materiales cristalinos, cuando encontraron que colocando pesas sobre un cristal de cuarzo se podía generar una carga eléctrica. Estudios posteriores han revelado que hay unos cuarenta materiales cristalinos que cuando se somete a una presión generan una carga eléctrica. Los hermanos Curie también descubrieron el efecto inverso. Efecto piezoeléctrico se puede definir como la propiedad de ciertos cristales naturales y sintéticos para producir un voltaje cuando está sujeto a esfuerzos mecánicos (compresión, expansión, torcedura, etc.).

Los cristales piezoeléctricos pueden ser de dos tipos básicos, los naturales (orgánicos) y los sintéticos (material inorgánico o cerámica piezoeléctrica), siendo estos últimos "cristales" cerámicos. Dentro de los naturales se encuentran el cuarzo, la turmalina, la sal de la Rochela, EDT (etileno-diaminotartarato). Dentro de los sintéticos están

el titanato de bario (fue el primero con aplicaciones comerciales), ADP (fosfato de amonio dihidrogenado), PZT (circonato titanato de plomo). Las características piezoeléctricas las poseen ciertos cristales y materiales cerámicos.

Un cristal piezoeléctrico corta a lo largo ciertos planos para formar una rodaja, y con el electrodo de papel metálico adheridos a las dos superficies, muestra características piezoeléctricas. Los pedazos de material piezoeléctrico pueden estar montados en distintas bases, para permitir el desarrollo de un voltaje piezoeléctrico, en respuesta a una fuerza de curvatura, torcedura o golpeo. Cuando la presión se aplica al cristal, éste se deforma, y un desplazamiento momentáneo de carga dentro de la estructura crea una diferencia de potencial (potencial eléctrico) entre las dos hojas (entre las caras) de cristal piezoeléctrico. A la inversa, si un potencial eléctrico se aplica entre las dos caras del cristal, el cristal físicamente se dobla o deforma. Un cristal piezoeléctrico necesita ser distorsionado únicamente una pequeña cantidad para obtener un potencial en la gama de voltaje fraccional, por lo que se puede llamar como un transductor isométrico. La deformación necesita ser únicamente del orden de los micrómetros para producir este efecto. Cabe hacer notar que la dureza de los cristales es mayor y las deformaciones posibles son pequeñas. Si la fuerza aplicada que deforma el cristal tienen una variación con el tiempo de su magnitud, tal como las vibraciones de una pieza de metal unida al cristal, también tendrá una

forma que varía con el tiempo en forma muy similar a como varía la fuerza.

Los cristales piezoeléctricos se usan en dispositivos llamados transductores. El cuarzo se usa a menudo en aparatos de este tipo, pero posee baja sensibilidad y requiere amplificación de voltaje. El cristal de cuarzo es más exacto pero también más costoso que el de sal de Rochela; sin embargo, los cristales de Rochela se ven en desventaja por el hecho que se derriten a 65°C y están limitados en condiciones de alta humedad. El cuarzo y la turmalina muestran aproximadamente efectos piezoeléctricos similares, pero la turmalina es semiprecioso y el cuarzo es barato.

La sal de Rochela, se usa también en estos transductores. Demuestran un mayor efecto piezoeléctrico pero su aplicación es limitada porque es afectado fuertemente por la humedad excesiva o extrema sequedad, y el calor. Puede usarse únicamente en el intervalo de temperatura de -18°C a 24°C , pues sufre cambios de fase. Los materiales piezoeléctricos pierden su propiedad si son calentados. A la temperatura, cuando esto ocurre, se le llaman punto de Curie.

La sal de Rochela, a causa de su pronunciado efecto piezoeléctrico, se utiliza extensivamente en micrófonos de cristal.

La mayoría de los materiales piezoeléctricos tienen un límite de temperatura menor y mayor para la retención de las propiedades piezoeléctricas. El rango de operación es gene-

ralmente mucho menor que esos dos límites.

El titanato de bario posee menos sensibilidad piezoeléctrica que la sal de la Rochela, pero puede usarse en un mayor intervalo de temperatura y es resistente a la acción atmosférica. Los materiales piezoeléctricos de titanato de bario se fabrican en diferentes formas por procesos cerámicos (son posibles moldearlos como una cerámica). Se les da un tratamiento de polarización mediante el enfriamiento, pasando por la temperatura de Curie en un campo eléctrico intenso. En este estado pueden usarse hasta temperaturas de alrededor de 70°C. Para usos a temperaturas más elevadas se usan cerámicas de titanato de plomo. En el titanato de bario, el comportamiento piezoeléctrico se produce por polarización del material al someterlo a un campo eléctrico continuo (CC) de alta intensidad en la fabricación. Después de la desaparición de este campo, queda una polarización residual. Se descubrió que la adición de impurezas controladas, tales como el titanato de calcio, mejoraba alguna de las características de los cristales. La investigación de este y otros cristales sintéticos ha dado como resultado que se utilicen con mayor frecuencia que los cristales naturales en la producción de transductores piezoeléctricos. El titanato de bario, cerámico cristalino, tiene una estructura asimétrica a temperatura ambiente. Este es cúbico por encima de los 120°C, abajo de esta temperatura, llamada punto de Curie.

hay un escaso pero importante desvío en los iones.

La cerámica piezoeléctrica llamado PZT's, tienen la estructura del titanato de bario, pero su punto de Curie es más alto.

4.6 ELECTROSTRICCIÓN

La electrostricción es una deformación mecánica (un cambio de las direcciones) de un dieléctrico causado por la aplicación de un campo eléctrico. El efecto de electrostricción (la de la polarización que modifica las dimensiones del material), puede ocurrir como resultado de los enlaces entre los iones que varían en la longitud o de las distorsiones debidas a la orientación de los dipolos permanentes en el material. El fenómeno es semejante al efecto piezoeléctrico, siendo la diferencia esencial que este último término se aplica cuando el fenómeno ocurre en un cuerpo compuesto de uno o de unos pocos cristales, mientras que la electrostricción incluye el fenómeno en cuerpos compuestos de muchos cristales. La electrostricción viene a ser la contraparte eléctrica de la magnetrostricción, fenómeno por el cual se produce una variación en las dimensiones de un cuerpo magnético bajo la influencia del magnetismo.

BIBLIOGRAFIA

1. ENCYCLOPEDIA OF SCIENCE AND TECHNOLOGY, Tomo 8, Mc Graw Hill.
2. Geddes y Baker, PRINCIPLES OF APPLIED BIOMEDICAL INSTRUMENTATION, 2a. edición, Wiley Interscience, 1968.
3. Roddy Dennis y Colleen John, ELECTRONIC COMMUNICATIONS, 1981.
4. Rose Robert M. Shepard Lawrence A. y Wolff John, INTRODUCCION A LA CIENCIA DE MATERIALES: VOLUMEN IV-PROPIEDADES ELECTRONICAS, Limusa-Wiley, México, 1968.
5. Ryder John Douglas, INGENIERIA ELECTRONICA CON APLICACIONES INDUSTRIALES Y CONTROL, Mc Graw - Hill, New York, 1965.
6. Shrader Robert L., COMUNICACION ELECTRONICA, 12a. edición, Mc Graw - Hill, México, 1983.
7. Valkenburgh Van, ELECTRONICA BASICA, Nooger & Neville. Inc. Continental, México, 1960.
8. Vlack Lawrence H. Van, ELEMENTS OF MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING, 3a. edición Addison-Wesley, Reading, Mass., 1975.
9. Vlack Lawrence H. Van. TECNOLOGIA DE MATERIALES, Representaciones y Servicios de Ingeniería, México, 1984.
10. Wolf Stanley, GUIA PARA MEDICIONES ELECTRONICAS Y PRACTICAS DE LABORATORIO, Prentice - Hall

CAPITULO 5

TRANSDUCTORES ELECTRICOS DE PRESION

5.1 CONCEPTOS BASICOS

5.1.1 DEFINICION DE PRESION

Existen varias formas de describir a la presión. En el campo de la tecnología se define generalmente a la presión como la fuerza por unidad de área. Esta definición no tiene generalmente cabida para gases o líquidos. Si bien es correcto referir a la presión como esa fuerza ejercida por un objeto sólido en otro, la presión también es referido a líquidos (presión hidráulica) o gases, en el caso que, la presión no pueda ser una constante, pero si ser una variable.

La conversión de libras por pulgada cuadrada (psi) a otras unidades está dado por la presión manométrica:

$$1 \text{ psi} = 51.7 \text{ mmHg} = 6.89 \times 10^4 \text{ dinas/cm}^2 = 70.3 \text{ g/cm}^2 \\ = 27.0 \text{ inH}_2\text{O}$$

Las presiones inferiores a la presión atmosférica se expresan en milímetros de mercurio (mmHg), torrs, pulgadas de agua (inH₂O), dinas por centímetro cuadrado (dinas/cm²) o libras por pulgada cuadrada absoluta (psia). En medicina, la unidad mmHg se utiliza comúnmente en lugar de psia.

5.1.2 DEFINICION DE TRANSDUCTOR

Los transductores se definen en general como los dispositivos que convierten energía física o información de una forma en una señal de salida de otra forma.

En el campo de las mediciones es muy útil debido a que todas las cantidades (desplazamiento, presión, fuerza, ve-

locidad, aceleración, flujo, sonido y variación de temperatura), que se necesiten medir, se pueden observar tan fácilmente como otras.

Específicamente, un transductor es el dispositivo completo usado para suministrar una salida en respuesta a una medición específica. Un SENSOR es el elemento en un transductor que en realidad percibe la medición. Así, un transductor puede únicamente contener un sensor o más probablemente, también incluir un elemento de transducción y posiblemente un circuito de acondicionamiento de señales.

Un sensor se define como un dispositivo que es sensible a la luz, temperatura, impedancia eléctrica, nivel de radiación para transmitir una señal a un medidor o aparato de control.

El término de transductor y sensor son frecuentemente intercambiados, ambos en el campo de control/instrumentación.

En el área de BIOELECTRONICA se define a un transductor como un dispositivo que convierte un evento fisiológico desde su estado mecánico o electroquímico normal a una señal eléctrica cuya amplitud, relación de cambio, y la relación de repetición son proporcionales a esos eventos fisiológicos.

Formas de describir un transductor:

1. Lo medido por el transductor (aceleración, movimiento, etc.)

2. Principio del transductor o naturaleza de operación (resistivo, capacitivo, etc.)
3. Cuál es elemento sensor (palanca móvil, fuelle, etc.)
4. Margen de medición, límite superior e inferior de lo que va a ser medido ($\pm 50^\circ$ rotación angular).
5. Margen de señal de salida, límite superior e inferior de la señal de salida (± 5 V DC; 0 - 10 mV).
6. Características especiales (caja impermeable, etc.)

La presión se puede medir de dos formas:

1) Medir directamente si se cambia a un parámetro eléctrico (tal como capacitivo).

2) Se puede medir al producir un desplazamiento mecánico, y éste a su vez puede activar un transductor de desplazamiento lineal originando una señal eléctrica.

5.2 SELECCION Y USO DE LOS TRANSDUCTORES

El transductor "ideal", como principal fundamento, no descarga la fuente de la señal física; o sea, debe actuar como una carga de alta impedancia, y además debe ser lineal, esto es que si por ejemplo la presión sanguínea se eleva en 10%, la salida debe elevarse también en 10%.

La selección del transductor apropiado es el primero y tal vez el paso más importante para poder obtener resultados exactos. Lo primero que se debe hacer en el proceso de selección es el conocer el margen de magnitudes y frecuencia

que se espera de la cantidad a medir.

Los efectos de la temperatura, las perturbaciones mecánicas, las variaciones de excitación eléctrica, envejecimiento, y pruebas de duración usualmente se toman para crear las especificaciones por el fabricante.

5.2.1 ANALISIS DE LAS ESPECIFICACIONES

Cuando se examinan las especificaciones de un transductor particular, se deben considerar los siguientes puntos para determinar su conveniencia para una medición:

a) Rango

Debe ser lo suficientemente grande para abarcar todas las magnitudes esperadas de la cantidad a medir.

b) Sensibilidad

Para obtener un dato significativo, el transductor debe producir una señal de salida suficiente por unidad de la entrada medida. El dispositivo que mide la presión sanguínea podría tener un cambio de 10 mV en la salida para un cambio de 5 mmHg en la presión sanguínea del paciente. Esto se expresará como una relación: $(10 \text{ mV}) / (5 \text{ mmHg}) = 2 \text{ mV/mmHg}$. Este término no hay que confundirlo con exactitud que es la capacidad del dispositivo para producir la salida correcta en proporción a la entrada (se dice que es inexacto cuando está calibrado incorrectamente).

c) Características de la salida eléctrica

Las características eléctricas (impedancia de salida, la respuesta de frecuencia y la respuesta en el tiempo) de la señal de salida del transductor deben ser compatibles les

con el sistema de medición y registro. Por ejemplo, la impedancia de salida debe ser baja, para que de esta forma permita agregar los cables necesarios sin temer la intromisión de ruido o de pérdida de señal.

d) Ambiente físico

Debe aguantar las condiciones ambientales a las cuales puede estar sujeto mientras realiza las mediciones. Algunos transductores pueden ser dañados por parámetros tales como la temperatura, humedad y químicos corrosivos. El transductor debe ser lo suficientemente fuerte para sobrevivir el esfuerzo en su aplicación.

e) Errores

Deben ser suficientemente pequeños los errores pertenecientes a la operación del transductor o aquellos que son causados por las condiciones ambientales, de tal forma que no sean significativos en los datos tomados.

5.2.2 INDICACIONES PARA AUMENTAR LA EXACTITUD

Después de que el transductor se ha seleccionado e incorporado dentro del diseño del sistema de medición, se deben atender las siguientes indicaciones para aumentar la exactitud de las mediciones.

1.) Calibración del transductor. La salida del transductor se debe calibrar con respecto a algún patrón conocido, en este caso un manómetro anerode o de mercurio, mientras se utiliza bajo las condiciones que va a trabajar. Esta calibración se debe efectuar regularmente.

2.) Los cambios en las condiciones ambientales del transductor se deben registrar continuamente. Si se sigue este procedimiento, los datos obtenidos se pueden corregir más tarde tomando en cuenta los cambios en las condiciones ambientales.

3.) Controlando artificialmente el medio ambiente (mantener el ambiente sin cambios), se pueden reducir los posibles errores de un transductor a cero. Ejemplos de este control artificial incluyen su encerramiento en una caja o gabinete a temperatura controlada o aislar el dispositivo de las vibraciones y choques externos. Este tipo de control puede requerir el movimiento físico del transductor a una posición más favorable o suministrarle aislamiento de vibración o medios similares.

5.2.3 INTERCONEXION

La salida eléctrica de los transductores de presión puede ser interconectado con una instrumentación electrónica sofisticada. El transductor o los transductores pueden ser alimentados a lo siguiente:

1. Acondicionadores de señales o amplificadores.
2. Filtros.
3. Multiplexores analógicos.
4. Dispositivos de muestreo y retención.

Los microprocesadores y microcomputadoras pueden ser utilizados para procesar los datos obtenidos de la señal analógica de los transductores. La salida del transductor se alimenta por medio de una adquisición de datos y el sistema

de conversión es por la vía de un convertidor analógico digital para señales analógicas. Los microprocesadores, en la llegada de la edad de la tecnología, permitirá a la salida del transductor ser un aditamento confiable al campo de la medición del transductor.

5.3 VENTAJAS DE LOS TRANSDUCTORES ELECTRICOS

Las ventajas de utilizar un transductor eléctrico radica en la existencia de varios métodos diferentes para convertir la mayoría de las cantidades físicas en señales eléctricas.

Es superior la técnica de convertir el valor de la variable controlada en una señal eléctrica, que la de convertirla en una mecánica por:

a) Las señales eléctricas son más fáciles de transmitir de un lugar a otro, debido a que sólo necesita un par de conductores.

b) Son más fáciles de amplificar y filtrar que las señales mecánicas. Se puede amplificar hasta cuando su amplificación sea lo suficientemente grande para observar fácilmente.

c) Las señales eléctricas son fáciles de manipular, por circuitos electrónicos, para averiguar cosas tales como la razón de cambio de la variable, el tiempo de integración de la variable, si la variable ha excedido algún límite, etc. También pueden ser cuantificados por convertidores analógi-

cos digital y registrados y analizados por computadoras.

5.4 CLASIFICACION

5.4.1 CATEGORIAS GENERALES

Se pueden clasificar en dos categorías generales:

a) Transductor activo

Es un transductor que es capaz de producir una señal sin necesidad de una excitación eléctrica. Este está compuesto por:

1) Termoeléctrico

2) Piezoeléctrico

3) Fotoeléctrico

4) Electromagnético

b) Transductor pasivo

El transductor produce una señal de salida únicamente cuando se usa con una fuente de excitación, en otras palabras, necesitan disponer de una fuente de energía eléctrica. A este transductor pertenecen los siguientes elementos:

1) Resistencia

2) Inductancia

3) Capacitancia

También se pueden clasificar de acuerdo a su aplicación, método de conversión de energía, naturaleza de la señal de salida, etc.

5.4.2 PRINCIPIO DE OPERACION

La clasificación de acuerdo al principio de operación es la siguiente:

a) Transductor resistivo

Lo medido es convertido dentro de un cambio de resistencia. El cambio de la resistencia puede ser tanto conductor o semiconductor y puede conseguirse por varios medios. Los medios más comunes de resistencia cambiantes es deslizando un contacto rozador o brazo de contacto a lo largo de un elemento resistivo. Otras formas de cambio de resistencia incluyen la humidificación o secado de materiales tales como sales, aplicación de tensión mecánica, y calentamiento o enfriamiento de un elemento resistivo.

b) Transductor reactivo

1. CAPACITIVO. Consiste de un diafragma que se flexiona bajo presión y cambia la capacitancia. Lo medido es convertido dentro de un cambio de capacitancia. Los cambios de capacitancia ocurren típicamente cuando un desplazamiento de un elemento sensor cause un movimiento hacia una placa.

2. INDUCTIVO. Está formado por un conductor que se mueve hacia adelante y hacia atrás, dependiendo de la presión, el cual corta las líneas magnéticas de fuerza para producir una corriente proporcional.

c) Transductores de desplazamiento

1. EXTENSOMETRO DE RESISTENCIA. Transductor en el cual una pequeña tira de material resistivo especial va adherido a la pieza de ensayo y varía en resistencia eléctrica en

función del alargamiento o la compresión.

2. TRANSFORMADOR DIFERENCIAL CON VARIACION LINEAL (LVDT).

Es un dispositivo electromecánico que continuamente traduce el desplazamiento de cambio de posición dentro de un voltaje AC lineal. Está formado por un núcleo magnético, el cual descansa en una posición central nula y produce un voltaje diferencial AC a su movimiento fuera de esta posición.

3. PIEZOELECTRICO. Son dos cristales piezoeléctricos en los cuales se desarrolla una diferencia de potencial (efecto piezoeléctrico), al actuar sobre la cara de uno de ellos la fuerza debido a la presión: $F_p = p \times A$.

5.5 EXTENSOMETROS

El extensómetro es una forma especial de transductor resistivo. Aquí la magnitud que se mide o se propone medir es convertido dentro de un cambio de resistencia por tensión mecánica o extensión.

Es uno de los transductores más comúnmente utilizado. Su popularidad se debe al hecho que puede detectar y convertir con precisión fuerza o pequeños desplazamientos mecánicos en señales eléctricas. Por medio de este dispositivo se pueden medir todas aquellas cantidades que involucren fuerzas tales como torque, presión peso y tensión o también efectos mecánicos de desplazamiento. Además si el

desplazamiento mecánico a medir varía con el tiempo (tal como un movimiento de vibración) se pueden detectar señales con frecuencia hasta de 100 KHz.

Cuando se aplica una fuerza, en el extensómetro se produce un cambio fraccional en la dimensión lineal originando un cambio en la resistencia eléctrica.

5.5.1 EXTENSOMETRO SOLDADO

Existen dos tipos de extensómetros y estos son el extensómetro soldado y el extensómetro sin soldar. Si el alambre con el cual se construye el extensómetro está adherido o soldado a una base plástica o de papel delgado, el indicador se llama extensómetro soldado (figura 5.1). Este está soldado por medio de un adhesivo especial a la estructura a medir. El adhesivo debe sostener el indicador fuerte y firmemente sobre la estructura y además debe ser capaz de brindar elasticidad bajo el indicador sin rajarse. Para algunas aplicaciones el adhesivo también debe ser resistente a la humedad, temperatura y otras condiciones ambientales extremas. Los tipos de extensómetros de resistencia usados en la actualidad incluye el de filamento metálico sin soldar, el medidor de hojuela metálico soldado, y el medidor piezo-resistivo o semiconductor soldado.

El extensómetro soldado se utiliza para detectar desplazamientos producidos por grandes fuerzas.

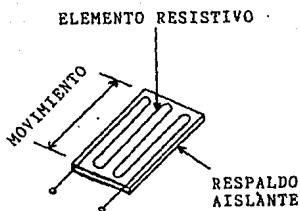


Figura 5.1 Extensómetro soldado

5.5.2 EXTENSOMETRO SIN SOLDAR

El extensómetro sin soldar, es un dispositivo más sensible. Su nombre se deriva del hecho que los alambres del indicador se unen a un soporte fijo y otro móvil y por tanto se necesita tan sólo una pequeña fuerza para cambiar la longitud del alambre (figura 5.2). Los elementos de este transductor están hechos de uno o más filamentos de cable de resistencia, estirados entre los soportes aislantes. Los soportes pueden estar directamente adheridos al diafragma utilizado como un elemento sensor o también pueden estar sujetos independientemente, con un aislante rígido el cual conecta el miembro elástico a los filamentos tensos. El desplazamiento del diafragma causa como resultado un cambio en la resistencia. Se convierte en un detector de presión cuando su armadura se conecta a un fuelle metálico o a un diafragma.

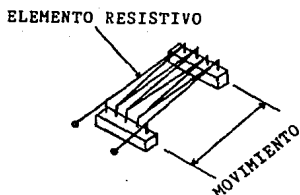


Figura 5.2 Extensómetro sin soldar

Cuando una fuerza se aplica a la estructura a la cual el indicador está unido, toda la base del indicador se estira. Si la fuerza se aplica a lo largo de una dirección apropiada, todo el alambre soldado a la base se estira una longitud Δl en cada uno de sus extremos. La magnitud de toda la extensión es proporcional a la fuerza ejercida sobre el indicador. Se conoce que la resistencia de un alambre aumenta cuando se estira su longitud (el incremento en resistencia se debe tanto al incremento en longitud como a la compresión del material), y por tanto el cambio en la resistencia del indicador (que es proporcional a la tensión aplicada) suministra una indicación de la fuerza que originó la extensión. Puesto que la magnitud del cambio de la resistencia es muy pequeño, es necesario conectar el medidor en un circuito de puente de Wheatstone de cuatro elementos resistivos. Típicamente un extensómetro es utilizado en un circuito puente, en la que un voltaje de referencia fijo o una excitación es aplicado, y la salida es la amplitud de

voltaje variable que indica la cantidad de extensión. Tanto las excitaciones de voltaje AC como DC pueden ser utilizadas dependiendo cuál se requiere a la salida, para que coincidan con otros transductores en el sistema.

Una de las dificultades asociadas con el uso de los extensómetros es que su resistencia también depende de la temperatura. Por consiguiente un cambio en la temperatura del medio ambiente en los alrededores (o inducido por la compresión) puede originar una señal de salida errónea del indicador. Para contrarrestar este efecto de la temperatura, un segundo indicador idéntico se puede montar en la misma estructura en una dirección perpendicular a la dirección de la fuerza. Cada indicador se puede usar como la rama de un puente de resistencia. Cualquier cambio de resistencia debido a la temperatura será igual en ambos indicadores y el puente permanecerá balanceado. Cualquier efecto de temperatura tendrá lugar únicamente en el indicador 1 y no el 2. De esta forma, las variaciones debidas a la temperatura se pueden eliminar como fuente de error.

5.5.3 EXTENSOMETRO DE SEMICONDUCTOR

Recientemente los extensómetros construidos con materiales semiconductores han llegado a ser populares. A estos se les conoce con el nombre de extensómetro de semiconductor. Tienen salida que son 10 veces más altos que esos de la variedad de película de metal e impedancias de algunos cientos de ohms, además de tener una mejor sensibilidad que

los de alambre metálico. Desgraciadamente, los extensómetros de semiconductores son mucho más sensibles a las fluctuaciones de la temperatura que los de alambre metálico (aún aquellos diseñados especialmente para que sean menos sensibles a la temperatura que los semiconductores ordinarios), comportándose en forma no lineal. Como consecuencia, se deben usar en sistemas con diseños efectivos de compensación por temperatura.

Frecuentemente es necesario usar una fuente de corriente como excitación, en lugar de una fuente de voltaje, con el objetivo de minimizar las sensibilidades de la temperatura. Por lo mismo el extensómetro de semiconductor es conveniente para medir tensiones más bajas que aquellas que se pueden medir con extensómetros metálicos.

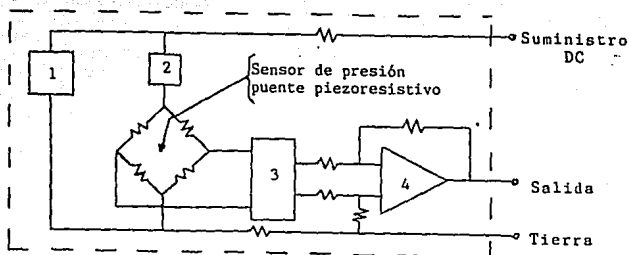
5.6 MANOMETROS SEMICONDUCTORES CON TECNOLOGIA DE CIRCUITO INTEGRADO

5.6.1 CARACTERISTICAS GENERALES

Los fabricantes de sensores y transductores están continuando sus esfuerzos para perfeccionar los diseños, mejorar las características y para disminuir los costos.

Mucho de los esfuerzos de los fabricantes se reflejan en avances de la tecnología de semiconductores asociado con transductores de presión. Además algunas firmas están miniaturizando sus productos electrónicos dentro del mismo trans-

ductor.



1: Circuito de referencia de voltaje. 2 y 3: Redes compensadoras de temperatura. 4: Opamp

Figura 5.3 Diagrama de un transductor de presión.

El abastecedor principal gasta considerables esfuerzos para mejorar el funcionamiento y disminuir los costos de transductores de presión, empleando extensómetros piezo-resistivos semiconductores. Un número de transductores pequeños de presión que explota la propiedad piezo-resistiva del silicio y la técnica de construcción microelectrónica están disponibles, como la línea LX 1600A de National Semiconductor Corporation. El elemento sensible es un puente resistivo de cuatro ramas con un diafragma. Este puente, junto con el voltaje de referencia necesario (diodo zener) y las redes compensadora de temperatura, es fabricado usando técnicas de circuito integrado. Esta unidad se combina con un amplificador operacional usando métodos de montaje híbrido. Este sistema se ilustra en la figura 5.3. Algunas unidades incorporan una cámara de referencia de vacío así

que ellos indiquen presiones absolutas. Rangos hasta de 30 o 300 psi son típicos.

Otra firma es Foxboro/ICT, que ha desarrollado un circuito integrado detector de presión de diafragma de silicio (Modelo 282) que forma la base de una nueva línea de productos. El dispositivo (figura 5.4) ya está incorporado en la familia de los circuitos integrados modelo 1800 de transductores montados en un tablero de circuitos impresos. En él, la plaquita sensora de silicio se adhiere mejor al vidrio estable que al silicio, ofreciendo una mayor precisión.

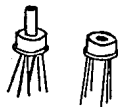
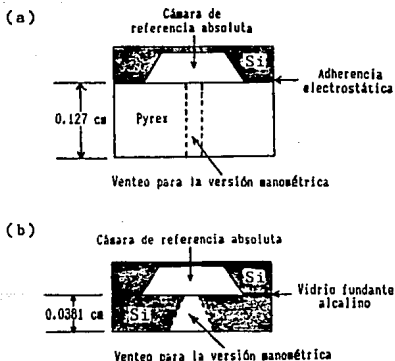


Figura 5.4 Un mejor funcionamiento resulta de la adherencia del elemento sensor de silicio en Foxboro/ICT's 282 al vidrio (a) que al silicio (b).

Los dispositivos de la familia 1800 entra en el paquete TO-8 y las especificaciones de precisiones estáticas

(linealidad combinada, histéresis, repetibilidad) es de ± 0.1 ó $\pm 0.025\%$. Los márgenes de presión varían desde 0 a 5 ó 0 a 100 psi manométrico o absoluto. Los dispositivos están diseñados para los usuarios OEM = Original Equipment Manufacturer (Fabricante de Equipo Original), quienes proporcionan su propio acondicionamiento de señales; adaptado a la electrónica aplicada a la rama automotriz, a la aviación y a las aplicaciones médicas. Su costo es de \$ 125 dólares en la versión de $\pm 0.1\%$ de exactitud estática.

Los transductores utilizan resistencias de película metálica para compensación de temperatura. Foxboro /ICT proporciona valores determinados por computadora en todas las unidades para permitir la instalación al cliente de los dispositivos por un mínimo costo. La excitación de entrada es igual a 1.5 mA de corriente constante; el voltaje de salida alcanza 100 ± 25 mV para las unidades clase A (0.1 %) y 75 a 150 mV para dispositivos clase B (0.025 %).

El extensómetro de circuito integrado 282 también encuentra uso en Foxboro/ICT en el nuevo sensor de presión modelo 27 (\$450 dólares), que incorpora una superficie de contacto de presión de acero inoxidable para ser instalado en un ambiente corrosivo. Cada margen de presión (0 a 100, 1000, 2000 ó 3000 psi) tiene su propio diafragma especialmente recortado.

Los sensores CI (circuito integrado) también están empleando pasos para mejorar los transductores de presión de silicio y bajar su costo. Su nueva unidad integral TQ-8 in-

incorpora un elemento semiconductor idéntico en estructura al arreglo del circuito integrado de vidrio de Foxboro 282.

La firma adhiere el elemento en forma de rodaja para el vidrio Pyrex por medio de una técnica apropiada, después cortan la rodaja individualmente dentro de los circuitos integrados. En este punto del proceso de fabricación del sensor de presión, el montaje de vidrio en el circuito integrado de presión usualmente se une en la parte superior del T0-8 con un adhesivo de sílicona. Pero surgen problemas en este proceso desde dos fuentes: la falta de uniformidad de las adherencias y sus deterioros esenciales cuando es expuesto por largos períodos a vapores cáusticos en el medio que detecta.

La solución de los sensores CI es el aplicar una capa de oro pulverizado al fondo de la base y después unir la base a la parte superior del T0-8 utilizando una tableta de metal, formando una unión eutéctica entre las superficies de oro pulverizado y la parte superior.

Los sensores CI se emplean en los dispositivos de la serie 20/25, en el cual el orificio para la presión está situado en la base del circuito integrado y en la cabecilla; la presión del medio ambiente se acopla mutuamente con el circuito integrado en el sello de la cabecilla de vidrio. Las unidades están disponibles en siete rangos de presión: 0 a 5, 10, 15, 30, 50, 75 y 100 psi; y se clasifican 100 % por examen de computadora. La precisión estática para el mejor de la línea es igual a ± 1 % de intervalo, mientras que las

unidades de bajo costo se especifica en $\pm 5\%$. El margen de precios es de \$ 11 a \$ 89 dólares, dependiendo de las características y estilo de envase (absoluto, manométrico o diferencial).

Otro fabricante de transductor de presión semiconductor que está elevando la reducción de costos es Sensym Inc., los cuales compró a National Semiconductor la línea de transductores en 1982. National desarrolló transductores que producían completamente acondicionamiento de señales, altos niveles de salida y estaban disponibles en una variedad de paquetes que dirigían varios segmentos del mercado. Los nuevos productos de Sensym, por otra parte, tienden a proporcionar una mejoría en el funcionamiento del sensor en un paquete básico, dejando la construcción de electrónica del procesamiento de señal y paquete al usuario OEM. Las áreas potenciales de aplicación incluyen el segmento mundial de cuidados de salud en casa, el mercado médico que no es casero y en el manejo de energía en instrumentos.

En el nuevo diseño del circuito integrado Sensym (figura 5.5), se combinó el cuadrado menudo ("die") del sensor original de National con las funciones de cinco cuadrillos menudos externos: un 325 de cuatro opamp, un 129 de dos JFET y tres transistores, los cuales a la vez requirieron 30 fijaciones de hilos de conexión ("wire bonds"). Esto redujo el transductor a un sólo cuadrado menudo del sensor más un CI separado incorporando las características de los cinco cuadrillos menudos, cortando el número de

fijaciones de hilos de conexión a 16. La precisión es relativamente más alta que en las versiones originales debido al menor número de fijaciones de hilos de conexión y a una mejor cubierta protectora. La compensación de temperatura ocurre a través de resistencias ajustadas por láser con caracterización de computadora. La técnica del circuito integrado rediseñado será aplicado a través de la tablilla en todos los productos Sensym, el cual tiene un margen de precio desde \$ 10.00 dólares y más, dependiendo de las especificaciones y los requisitos del cliente.

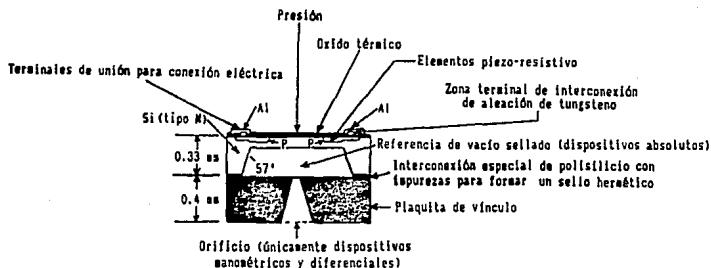


Figura 5.5 Un nuevo diseño del sensor de presión de Sensym.

5.6.2. COMPENSACION DE TEMPERATURA

Una de las claves determinantes del costo del sensor de presión es el método de compensación de temperatura utilizado. Los fabricantes están dirigiendo este tema de diferentes formas.

Ametek, por ejemplo, los circuitos híbridos habituales para compensación de temperatura los ajusta con láser y los empaqueta en los cuerpos del transductor de su línea de presión manométrica y diferencial 5701 y 55AD. En Kulite, en cambio la temperatura es compensada con las resistencias en el circuito integrado de la fábrica, de esta forma no se requieren componentes externos. El circuito integrado encuentra uso en los dispositivos de la serie CTHQ-360 de Kulite, los cuales cubren rangos de 0 a 5, 0 a 100 psi, usando una excitación de corriente constante de 1 mA, la salida del valor máximo de la escala es igual a ± 50 mV. El margen de temperatura estándar se extiende de 30 a 130°F (-1.1 a 54.4°C), sin embargo, versiones especiales ajustan la operación desde -40 a +250°F (-40 a 121.1°C). El coeficiente de temperatura de desviación cero y la sensibilidad es igual a $\pm 0.5\%$ y 100°F (37.7°C) respectivamente; los márgenes de precios son de \$ 10 a \$ 40 dólares, dependiendo de la cantidad.

Motorola está mejorando la compensación de temperatura del sensor elaborando el cuadrado menudo del sensor en sus elementos de presión estándar MPX50 (0 a 7.5 psi), MPX100 (0 a 15 psi) y MPX200 (0 a 30 psi); el nuevo diseño del cuadrado menudo acepta un circuito de compensación de temperatura en el mismo sensor, en vez de usar una red externa proporcionado por el usuario.

Micro Switch desarrolló en unión con Honeywell's Solid State Electronics Center, un transductor de presión

monolítico, el cual además de contar con circuitería para compensación de temperatura, también tiene para regulación de voltaje y amplificación, resistencias (circuitería) linealizantes y el elemento extensómetro; dentro de la misma pieza de silicio (en un sólo circuito integrado). Los dispositivos representan un avance sobre las generaciones previas de los sensores de presión híbridos y monolíticos, los cuales sólo tenían el elemento extensómetro y las resistencias linealizantes en el sustrato de silicio.

Al poner todo en la misma pieza de silicio, Micro Switch aumentó la sensibilidad, bajó los costos, y redujo el tamaño de su transductor de presión monolítico. La sensibilidad de cada transductor en la serie IPT de Micro Switch es típicamente de 0.333 V/psi, y la linealidad está bien dentro de $\pm 1\%$ del valor máximo de salida. La integración monolítica completa crea un pequeño circuito integrado (2.5 x 2.5 mm) y también permite una nueva configuración de empaquetado (presentación). Además de la configuración de empaquetado típica ideado para sensores de presión monolítica, Micro Switch tiene un nuevo paquete similar al de los circuitos integrados portadores menos conductores (leadless-chip carrier) de otros dispositivos semiconductores.

Protegido por un ovalillo de vidrio, el elemento sensor extensómetro está disponible a través de un agujero en el bloque cerámico. El elemento sensor es un diafragma de silicio atacado químicamente, con resistencias de ion implanta-

dos. El diafragma tiene 1 mm de diámetro y 25 μ m de espesor.

Los transductores de presión IPT miden presiones absolutas y manométricas desde 0 a 15 psi, y proporcionan un voltaje de salida DC lineal de 5 V de valor máximo. La repetibilidad y la histéresis están dentro \pm 0.15% del valor máximo de salida. Los requisitos de la fuente de suministro son de 4.5 a 8.5 V; con una compensación mínima de 1 V, el valor máximo de salida es de 6 V. Propuesto para la operación sobre el rango de temperatura de -55 a +125°C, los transductores tienen un coeficiente de temperatura menor que 125 ppm/°C.

Aún en los circuitos integrados portadores menos conductores (leadless-chip carrier), los transductores de presión se venderán por menos de \$ 10.00 dólares cada uno en cantidades OEM.

5.6.3 PERFECCIONAMIENTO EN EL FUNCIONAMIENTO A BAJA PRESION

Añadido a los anteriores mejoras están los avances de funcionamiento en los márgenes de baja presión, avances tradicionalmente limitado por el tamaño pequeño del circuito integrado.

Un avance, viene de la reducción en vez de incrementar los tamaños de los elementos del sensor de presión. Por ejemplo, el EPI-050 de Entram Devices mide únicamente 0.050 pulgadas (1.27 mm) de diámetro y puede monitorear presiones estáticas y dinámicas en rangos seleccionados desde 0 a 5 hasta 0 a 300 psi. Y el robusto de Endevco de 0.062 pulgadas

(1.57 mm) de diámetro x 0.48 pulgadas (12.2 mm) de longitud modelo 8415-10 proporciona una salida de 300 mV FS sobre un margen de 0 a 10 psi.

La compensación de temperatura incorporado en las unidades proporcionan un funcionamiento estable sobre 0 a 200°F (93.3°C). El desplazamiento del cero y el desplazamiento de la temperatura es igual a 3 y 4 % de salida FS, referido a 75°F (23.8°C).

Otras unidades de la serie 8415 miden presión sobre 0 a 20, 30 y 50 psi. También están disponibles en perfiles planos: las unidades EPL de Entrán (0.040 in ó 1.01 mm de espesor) y el Endevcon es el 8515 (0.035 in ó 0.89 mm).

Para aplicaciones que requieren un transductor fuerte a precio bajo, Data Instruments empaqueta la línea EAF (equipado con cámara de presión de acero inoxidable que aísla el elemento semiconductor de la presión activa), con circuitería híbrida que convierte la salida del transductor en una salida de frecuencia de onda cuadrada de 1 a 6 KHz. Estos dispositivos de \$ 88 dólares cubren 11 rangos de presión desde 0 a 6 hasta 0 a 5,000 psi. La exactitud de la unidad, incluyendo los efectos de no linealidad, histéresis y repetibilidad permanece dentro del ± 0.5 % de intervalo. El voltaje de suministro de entrada se extiende de 10 a

20 V, con una corriente nominal de 30 mA a 15 V.

5.7 LOS PUENTES: COMPENSACION DE PROBLEMAS

Los puentes extensométricos son la clave de los elementos sensores en una amplia variedad de transductores utilizados para medir fuerza, presión, velocidad, desplazamiento, aceleración y otras cantidades. Los elementos del puente son resistencias sensibles a esfuerzos, montados de modo que la distorsión mecánica o tensión cause un cambio en el elemento resistivo. El transductor extensómetro es extremadamente lineal sobre su rango de operación de las presiones. Cuando éste, está conectado en un arreglo de puente de Wheatstone, también llega a ser muy sensible.

Cuatro tipos de extensómetros existen, y cada uno puede ser arreglado en una configuración de medio o puente completo. Las unidades sin soldar consisten de alambres envueltos alrededor de postes aislados con zafiro, los cuales están afianzados a la estructura flexible. Los extensómetros soldados consisten de un alambre o de elemento de resistencia de cinta de papel aluminio o estaño pegado a una lámina delgada con un material de base aislante y estos, a su vez, se encuentran unidos con cemento al diafragma.

El más nuevo y el más rápido tipo de crecimiento es la unidad semiconductor piezo-resistiva, el cual viene en dos formas: uno en el cual los elementos resistivos son

esparcidos (o implantación de iones) dentro de un circuito integrado de silicio, y el otro, el manómetro de barra, en el cual las barras diminutas de silicio forman los elementos medidores.

El manómetro básico, como un puente de Wheatstone, emplea cuatro ramas. Este circuito se muestra en la figura 5.6. En reposo las cuatro ramas del puente están balanceados. Un voltaje excitador de entrada es colocado a través del puente en los puntos marcados A y C. Las corrientes se desarrollan en el circuito, una corriente fluye a través de R1 y R2 y una segunda a través de R3 y R4. Si las cuatro ramas son iguales, las dos corrientes circulantes serán iguales y el voltaje desarrollado entre los puntos B y D será nulo. El puente entonces será descrito como balanceado.

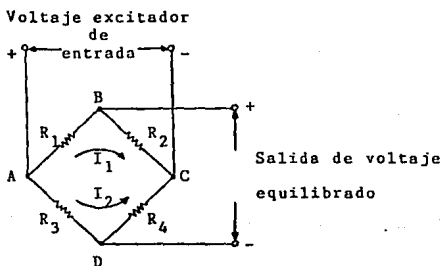


Figura 5.6 Puente de Wheatstone

Esto será expresado matemáticamente. Si los cuatro elementos que hacen el puente resultan ser los alambres de

resistencia del extensómetro con un valor de 500 Ω en un caso de reposo y el voltaje excitador de 10 V, entonces

$$I_1 = I_2 = E_p / R_A$$

donde I_1 e I_2 son las dos corrientes circulantes

E_p es el voltaje excitador aplicado y

R_A es la resistencia total de puente

El cálculo resultante será

$$I_1 = I_2 = \frac{E_p}{R_A} = \frac{10 \text{ V}}{1 \text{ k}\Omega} = 10 \text{ mA}$$

La caída de voltaje a través de cada resistencia será

$$V_{R1} = V_{R2} = V_{R3} = V_{R4} = IR$$

$$V_{R1} = V_{R2} = V_{R3} = V_{R4} = (500 \Omega)(10 \text{ mA})$$

$$V_{R1} = V_{R2} = V_{R3} = V_{R4} = 5 \text{ V}$$

El voltaje en el punto B es encontrado por

$$V_B = E_p - V_{R1}$$

$$V_B = 10 \text{ V} - 5 \text{ V}$$

$$V_B = 5 \text{ V}$$

El voltaje en el punto D se encuentra por la misma expresión:

$$V_D = E_p - V_{R2}$$

$$V_D = 10 \text{ V} - 5 \text{ V}$$

$$V_D = 5 \text{ V}$$

El voltaje de salida desde el puente es el diferencial de voltaje encontrado en los puntos B y D, los cuales serán expresados como:

$$V_o = V_B - V_D$$

$$V_o = 5 \text{ V} - 5 \text{ V}$$

$$V_o = 0 \text{ V}$$

El resultado indica que en reposo la salida del puente es cero.

Ahora, si ponemos un voltaje sobre el puente, de manera que el valor de la rama R_1 esté aumentado a 600Ω , el puente se vuelve desbalanceado. Las dos corrientes llegan a ser desiguales y el cálculo es

$$I_1 \neq I_2$$

$$I_1 = \frac{E_D}{R_1 + R_2} = \frac{10 \text{ V}}{(500 + 600)\Omega} = \frac{10 \text{ V}}{1100 \Omega} = 9.09 \text{ mA}$$

$$I_2 = \frac{E_D}{R_3 + R_4} = \frac{10 \text{ V}}{(500 + 500)\Omega} = \frac{10 \text{ V}}{1 \text{ k}\Omega} = 10 \text{ mA}$$

Pero las caídas de voltaje ya no pueden ser iguales:

$$V_{R1} \neq V_{R2} = V_{R3} = V_{R4}$$

Las caídas de voltaje a través de cada resistencia son:

$$V_{R1} = I_1 R_1 = 9.09 \text{ mA} \times 600 \Omega = 5.46 \text{ V}$$

$$V_{R2} = I_1 R_2 = 9.09 \text{ mA} \times 500 \Omega = 4.54 \text{ V}$$

$$V_{R3} = V_{R4} = I_2 R_5 = 10 \text{ mA} \times 500 \Omega = 5 \text{ V}$$

El voltaje en el punto b se convierte en

$$V_b = E_D - V_{R1} = V_{R2} = 4.54 \text{ V}$$

El voltaje en el punto D permanece como estaba a 5.0 V .

El voltaje de salida llega a ser

$$V_o = V_b - V_D$$

$$V_o = (4.54 - 5.0) \text{ V}$$

$$V_o = -0.46 \text{ V}$$

Un puente de W. extensométrico se hace de cuanto alambres extensométricos iguales. Dos de los alambres están fijos y son usados como las dos ramas del puente que no cambian. Dos están adheridos al diafragma y no están fijos y actúan como las ramas variables del puente. Cuando el diafragma es comprimido debido a un incremento en presión, los elementos del extensómetro son estirados, resultando en una señal de salida que es amplificada y exhibido como un nivel de presión. La parte más costoso de estos manómetros, desde ambos puntos de vistas del fabricante y el usuario, es el medio de llevar a cabo la compensación de varios errores que surgen por la variación de temperatura de los valores del elemento resistivo. Las resistencias de compensación requerido para este propósito puede ser incluido en un sensor por el fabricante; alternadamente, el usuario puede añadirlos y de ese modo se reduce el costo inicial de los transductores.

5.8 FABRICANTES DE SENSORES Y TRANSDUCTORES DE PRESION

ADVANCED KINETICS INC.
1231 Victoria, Costa Mesa, CA 92627. Tel.- (714)646-7165.

ALLTECH
19535 E. Walnut Dr., City of Industry, CA 91748. Tel.-
(213)965-4911.

AMETEK CONTROLS DIV.
860 Pennsylvania Blvd., Feasterville, Pa 19047. Tel.-
(216) 355-6900.

BAILEY CONTROLS CO.
29801 Euclid Ave., Wickliffe, OH 44092. Tel.- (216)
943-5500.

BARKSDALE CONTROLS
Box 58843, Los Angeles, CA 90058. Tel.- (213) 589-6181..

BARBER-COLMAN CO.
1300 Rock St. Rockford, IL 61101. Tel.- (815) 968-6833.

BELL & HOWELL CEC DIV.
360 Sierra Madre Villa Pasadena, CA 91016. Tel.- (213)
796-9381.

BENDIX/NAVIGATION & CONTROL DIV.
Teterboro, NJ 07608. Teléfono (201) 288-2000.

BLH ELECTRONICS INC.
42 4th Ave., Waltham, MA 02154. Tel.- (617) 890-6700.

BOURNS INSTRUMENT DIV.
6135 Magnolia, Riverside, CA 92502. Tel.- (714) 684-1700.

ROBERT BOSCH CORP.
2800 S 25th Ave., Broadview, IL 60153. Tel.- (312)
681-5000.

BRISTOL DIV. OF ACCO.
Bristol Rd., Waterbury, CT 06701. Tel.- (203) 756-4451.

COLUMBIA RESEARCH LABS.
MacDade & Bullens, Woodlyn, PA 19094. Tel.- (215) 472-0381.

COMPUTER INSTRUMENT CORP.
92 Madison Ave., Hempstead, NY 11550. Tel.- (516) 483-8200.

CONRAC CORP.
1600 S Mountain Ave. Duarte, CA 91010. Tel.- (213) 359-5381.

CONSOLIDATED CONTROLS CORP.
15 Durant Ave., Bethel, CT 06801. Tel.- (203) 743-6721.

CORNING GLASS WORKS
Corning, NY 14830. Tel.- (607) 962-4444.

DATA INSTRUMENTS INC.
4 Hartwell Pl, Lexington, MA 02173. Tel.- (617) 861-7450.

DYNISCO
10 Oceana Way, Norwood, MA 02062. Tel.- (617) 769-6500.

EDISON INSTRUMENT DIV.
Box 543, West Orange, NJ 07052. Tel.- (201) 736-1000.

ENDEVCO

Rancho Viejo Rd., San Juan Capistrano, CA 92675. Tel. - (714) 493-8181.

FOXBORO CO.

38 Neponset, Foxboro, MA 02035. Tel. - (617) 543-8750.

FOXBORO/ICT.

1750 Junction Ave., San José, CA 95125. Tel. - (408) 998-8720.

FURNAS ELECTRIC CO.

100 McKee St., Batavia, IL 60510. Tel. - (312) 879-3410.

GENISCO TECHNOLOGY

18435 Susana Rd., Compton, CA 90220. Tel. - (213) 774-1850.

GOULD MEASUREMENTS SYSTEMS DIV.

2230 Statham Blvd., Oxnard, CA 93030. Tel. - (805) 487-8511.

GULTON S-C DIV.

1644 Whittier Ave., Costa Mesa, CA 92626. Tel. - (714) 642-2400.

HEWLETT-PACKARD CO.

1507 Page Mill Rd., Palo Alto, CA 94302. Tel. - (415) 493-1501.

HONEYWELL INC.

2701 4th Ave., South Minneapolis, MN 55401. Tel. - (612) 332-5200.

HONEYWELL INDUSTRIAL DIV.

1100 Virginia, Ft. Washington, PA 19034. Tel. - (215) 643-1300.

HONEYWELL/TEST INSTRUMENTS DIV.

Box 5227, Denver CO 80202. Tel. - (303) 771-4700.

IC SENSORS INC.

430 Persion Dr., Sunnyvale, CA 94086. Tel. - (408) 745-1814.

IRAD GAGE

Etna Rd., Lebanon, NH 03766. Tel. - (603) 448-4445.

KAMAN SCIENCES

1500 Garden of the Gods Rd., Colorado Springs, CO 80901. Tel. - (303) 598-5880.

KAVLICO CORP.

20869 Plummer St., Chatsworth, CA 91311. Tel. - (213) 882-2400.

KISTLER INSTRUMENT CO.

Overlake Industrial Park, Redmond, WA 98052. Teléfono (206) 885-8216.

KOLLSMAN INSTRUMENT CO.

575 Underhill Blvd., Syosset, NY 11791. Tel.- (516) 921-4300.

KULITE SEMICONDUCTOR PRODUCTS

1030 Hoyt, Ridgefield, NJ 07657. Tel.- (201) 945-3000.

LEAR-STEGLER INC.

3171 Bundy, Santa Mónica, CA 90406. Tel.- (213) 391-0666.

LEEDS & NORTHRUP CORP.

Sumneytown Pike, North Wales, PA 19454. Tel.- (215) 643-2000.

LION PRECISION CORP.

60 Bridge St. Newton, MA 02158. Tel.- (617) 969-4710.

MAGNETOELASTIC DEVICES

Box 625, Pittsfield, MA 02101. Tel.- (413) 445-5608.

MEASUREMENT SYSTEMS INC.

523 West Ave., Norwalk, CT 06854. Tel.- (203) 838-5561.

MICRO DOT

13535 E. Walnut Dr., City of Industry, CA 91745. Tel.- (213) 965-4911.

MICRO SWITCH

Freeport, IL 61032. Teléfono (815) 235-6600.

MINNETECH LABS.

8115 10th Ave., North Minneapolis, MN 55401. Tel.- (612) 544-4431.

MKS INSTRUMENTS AVE.

445 Middlesex Tpk, Burlington, MA 01803. Tel.- (617) 272-9255.

MOTOROLA SEMICONDUCTOR PRODUCTS

Box 20912, Phoenix, AZ 85036. Tel.- (602) 244-4556.

NATIONAL SEMICONDUCTOR

2900 Semiconductor Dr., Santa Clara, CA 95050. Tel.- (408) 732-5000.

PAINÉ INSTRUMENTS INC.

2401 S. Bayview St., Seattle, WA 98144. Teléfono (800) 426-0366.

PANASONIC

One Panasonic Way, Secaucus, NJ 07094. Tel.- (201)
348-7000.

FATSCENTER INTERNATIONAL INC.

707 Alexander RD., Princeton, NJ 08540. Tel.- (609)
452-8616.

PCB PIEZOTRONICS INC.

Box 33, Cheektowaga, NY 14043. Tel.- (718) 684-0001.

PENN ENGINEERING & MANUFACTURING CO.

Box 1000, Danboro, PA 18916. Tel.- (215) 766-8853.

ROBERTSHAW CONTROLS

1701 Byrd Ave., Richmond, VA 23219. Tel.- (703) 282-9561.

ROBINSON-HALPERN

1 Apollo Rd., Plymouth Meeting, PA 19462. Tel.- (215)
825-9200.

ROSEMOUNT INC.

Box 35129, Minneapolis, MN 55435. Tel.- (612) 937-3383.

SCHAEVITZ ENGINEERING

Rte 130 & Union Ave. Pennsauken, NJ 08110. Tel.- (609)
662-8000.

SEACOR INC.

123 Woodland Ave., Westwood, NJ 07675. Tel.- (201)
666-5600.

SENSOTEC INC.

1200 Chesapeake Ave., Columbus, OH 43212. Tel.- (614)
294-5436.

SENSYM

1255 Reamwood Ave., Sunnyvale, CA 94086. Tel.- (408)
744-1500.

SETRA SYSTEMS INC.

12 Huron Dr., Natick, MA 01760. Tel.- (617) 655-645.

SOLID STATE ELECTRONIC CORP.

15321 Raven St., Sepulveda, CA 91343. Tel.- (213) 894-2271.

SRC DIV.

834 Production Pl, Newport Beach, CA 92660. Tel.- (206)
723-1705.

STOW LABS.

Kane Industrial Dr., Hudson, MA 01749. Tel.- (617)
562-9347.

TAYLOR INSTRUMENT PROCESS CONTROL DIV.
95 Ames, Rochester, NY 14601. Tel.- (716) 235-5000.

TEKTRONIX INC.
Box 500, Beaverton, OR 97005. Tel.- (503) 644-0161.

TELEDYNE TABER
455 Bryant, North Tonawanda, NY 14120. Tel.- (716)
694-4000.

TEXAS INSTRUMENTS
34 Forest St., Attleboro, MA 02703. Tel.- (617) 222-2800.

THERMO ELECTRIC CO.
109 56th St., Saddle Brook, NJ 07662. Tel.- (201) 843-5600.

TRANSDUCER CONTROLS CORP.
737 N. Dodsworth Ave., Covina, CA 91722. Tel.- (213)
331-0917.

TRANSDUCER SYSTEMS INC.
Box 341, Kulpsville, PA 19443. Tel.- (215) 256-4611.

TRANSDUCER INC.
12140 E. Riviera Rd., Whittier, CA 90605. Tel.- (213)
945-3741.

UNIMEASURE INC.
909 Williamson Loop, Giants Pass, OR 97526. Tel.- (503)
476-1660.

VERNITRON VERNITECH DIV.
300 Marcus Blvd., Deer Park, NY 11729. Tel.- (516) 586-5100.

WEST COAST RESEARCH CORP.
Box 25061, Los Angeles CA 90052. Tel.- (213) 478-8833.

WESTINGHOUSE ELECTRIC CORP. COMPUTER & INSTRUMENTS DIV.
200 Beta Dr., Pittsburgh, PA 15219. Tel.- (412) 782-1730.

YELLOW SPRINGS INSTRUMENT CO. INC.
Box 279, Yellow Springs, OH 45387. Tel.- (513) 767-7242.

BIBLIOGRAFIA

1. Alloca John A. y Stuart Allen, TRANSDUCERS THEORY AND APPLICATIONS, Reston Publishing, Company Inc.

2. Benedict, Reginald Ralph, ELECTRONICS FOR SCIENTISTS AND ENGINEERS, 2a edición. Prentice-Hall, Englewood Cliff. 1976.
3. Control Devices and Systems, SOLID-STATE PRESSURE TRANSDUCER MAKES BLOOD PRESSURE READINGS CONSISTENT, Control engineering, Volumen 28, Junio de 1981.
4. De Marre Dean A. y Michaels David, BIOELECTRONIC MEASUREMENTS, Prentice-Hall, Englewood Cliffs. N.J., 1983.
5. Horowitz Paul y Winfield Hill. THE ART OF ELECTRONICS, Cambridg : Cambridge University, 1980.
6. Mc Dermott Jim, Special Features Editor, SENSORS AND TRANSDUCERS SPECIAL REPORT, EDN. Volumen 28, 4 de Agosto de 1983.
7. Maloney Timothy J., ELECTRONICA INDUSTRIAL, Barcelona: Dossat, 1983.
8. Stephan Ohr, Components Editor, ONE-CHIP PRESSURE SENSORS INCLUDE AMPLIFIER CIRCUITRY, Electronic Design, Volumen 28, 11 de Octubre de 1980.
9. Wolf Stanley. GUIA PARA MEDICIONES ELECTRONICAS Y PRACTICAS DE LABORATORIO, Prentice-Hall Hispanoamericana, México, 1980.

CAPITULO 6
PROCESADORES DE SEÑAL

Los procesadores de señal son simplemente aquellas partes de un sistema del instrumento que son utilizadas para llevar a cabo un acto matemático en la señal detectada por el transductor. El acto matemático, llamado función, es usualmente simple y justamente integro.

Se puede describir mejor un procesador de señal como una caja con cuatro terminales. Dos terminales son entradas y las otras dos terminales representan la salida. La función matemática de la caja está representada por la anotación $f(x)$.

Si la caja representa un amplificador, la f de x será la ganancia del amplificador. Si la caja representa un circuito que reduce la señal a la mitad, f de x será el factor divisional representado por 1 sobre 2 ó $1/2$.

En la mayoría de las aplicaciones de instrumentación el procesador de señal será un amplificador especialmente diseñado para la señal fisiológica que está siendo procesada y para el transductor usado para detectar esta señal. Hay ocho parámetros de diseño que afectan el funcionamiento de un amplificador y éstos son:

- | | |
|-----------------------------|--------------------------|
| 1. Impedancia de entrada | 5. Ruido |
| 2. Impedancia de salida | 6. Rechazo de modo común |
| 3. Ganancia | 7. Ancho de banda |
| 4. Distribución de potencia | 8. Distorsión |

6.1 PARAMETROS DE DISEÑO

6.1.1 IMPEDANCIA DE ENTRADA

El amplificador está diseñado para percibir variaciones de voltaje en su entrada y la alta impedancia de entrada previene al amplificador de descargar el transductor. Si el transductor se descarga y una corriente se desarrolla, la probabilidad es que el voltaje de la señal producida por el transductor será reducida efectivamente, lo cual es una forma de distorsión.

Por otro lado, si la impedancia de entrada del amplificador es muy alta en relación con el transductor, el circuito de entrada actuará como una antena. Este, en efecto, recogerá señales flotantes en nuestra atmósfera generadas por las líneas de potencia, el alambrado de la casa, y estaciones de radio y televisión. Si estos son detectadas y amplificadas por su propio procesador de señal, la salida resultante será afectada. El resultado variará desde una ligera distorsión hasta un completo hundimiento de la señal deseada por la interferencia.

La impedancia de entrada del amplificador deberá estar retenida entre los 10 y 50 $M\Omega$, dependiendo del transductor usado. Los cables aislantes deberán ser aterrizados en el amplificador y no en el transductor.

6.1.2 IMPEDANCIA DE SALIDA

La impedancia de salida deberá ser lo suficientemente alta para desarrollar un potencial de salida relacionado a

la señal de entrada, y lo suficientemente bajo para que la impedancia de entrada para el siguiente componente en el sistema no descargue al procesador de señal. Puesto que no interesa la transferencia máxima de potencia, la impedancia de salida no necesita ser idéntica a la impedancia de entrada del siguiente circuito. Usualmente no preocupa maximizar la eficiencia en el procesador de señal. Lo que preocupa es maximizar la calidad de la función del procesador de señal. De esta manera, si el circuito con el que se trabaja es un amplificador, la preocupación es con el grado de linealidad del amplificador pero no en obtener una ganancia máxima.

En el caso del amplificador, la impedancia de salida deberá ser ajustada de manera que la señal de salida del procesador sea una réplica amplificada exacta de la entrada. Debe estar libre de distorsión y ruido al igual que sea lineal. La impedancia de entrada en la siguiente etapa deberá ser ajustada de cierta manera para cargar lo más ligeramente posible el circuito de salida del amplificador en cuestión.

Para llevar a cabo estas acciones aparentemente opuestas, la impedancia de salida del amplificador en cuestión es ajustada para dar una máxima amplificación con una distorsión mínima. La impedancia de entrada de la siguiente etapa es, entonces, ajustada de manera que éste sea por lo menos 10 veces mayor que la impedancia de salida del amplificador en cuestión.

Si el siguiente elemento del circuito está siendo conducido, llega a tener naturalmente una impedancia baja como la que se podría encontrar en un circuito convertidor analógico digital, como todos aquellos que son conducidos por amplificadores. Una etapa adicional de amplificación con una impedancia de entrada alta y una impedancia de salida baja deberá ser agregada para proporcionar aislamiento llamada separación ("buffering"), para prevenir un cargamiento a la salida, el cual resulta en una señal de salida distorsionada.

Es bastante fácil escribir las ecuaciones para las impedancias de entrada y salida de un amplificador. Son establecidas simplemente, por la relación de corriente de entrada al voltaje de entrada y la corriente de salida al voltaje de salida, representada por las ecuaciones

$$Z_{i.e} = \frac{E_{i.e}}{I_{i.e}}$$

y

$$Z_{o.s} = \frac{E_{o.s}}{I_{o.s}}$$

Es mucho más importante el reconocer los efectos que la impedancia de entrada y salida tienen en los sistemas reales.

6.1.3 GANANCIA

La palabra ganancia es un término genérico que significa ya sea un incremento o disminución en intensidad o amplitud. Cuando la "ganancia" es utilizado para describir un incremento, este es llamado "ganancia positiva",

"amplificación", o simplemente "ganancia". Si un factor de amplificación está siendo discutido, éste implica una ganancia positiva y es establecido como ganancia. Cuando la "ganancia" es utilizado para describir una disminución en fuerza, este es llamado "ganancia negativa", "caída", o "pérdida".

En instrumentación hay tres parámetros de ganancia: voltaje, corriente, y potencia, todos relacionados con el efecto del amplificador sobre la señal que está siendo procesada. Cada etapa de electrónica dentro de un sistema de instrumentación tiene un voltaje, corriente, o ganancia de potencia ocurriendo dentro de él.

Para un amplificador electrómetro (amplificador con una impedancia de entrada extremadamente alta), el estado normal es tener una ganancia de voltaje positivo, una ganancia de corriente negativa y una ganancia de potencia negativa. Para un amplificador separador usado para igualar una impedancia de salida alta a una impedancia de entrada baja, se puede esperar encontrar una ganancia de voltaje pequeña negativa, una gran ganancia positiva de corriente, y una pequeña ganancia positiva de potencia.

Podrá notarse que no hay un amplificador o componente que tenga todas las ganancias positivas. Usualmente, uno de los factores de ganancia será positivo y los otros dos serán negativos.

El símbolo para ganancia es la letra mayúscula A. Un subíndice es usado para significar las ganancias de voltaje,

corriente, o potencia y un signo menos es colocado antes del símbolo para indicar un cambio de fase de 180° de la señal procesada. La mayoría de los procesadores de señal poseen una ganancia de voltaje positiva y envuelven un cambio de fase eléctricos de 360°. Como resultado se tiene que la expresión de ganancia es

$$\frac{E_{out}}{E_{in}} = A_v$$

donde E_{out} representa el voltaje de salida, E_{in} el voltaje de entrada, y A_v la ganancia de voltaje ya sea 0 ó 360° de cambio de fase.

Es posible tener un elemento procesante de señal que presenta un cambio de fase otro que no sea de 180° ó 360°, pero esto no es en el caso normal. Cuando este tipo de circuito es encontrado, su ganancia y cambio de fase deberá ser definido por su diseñador.

6.1.4 DISTRIBUCION DE POTENCIA

La distribución de potencia de un amplificador es una función de la ganancia y el ancho de banda. Algunas veces llamado producto ganancia-ancho de banda, y define el margen de utilidad de las frecuencias que serán amplificadas por el circuito en cuestión.

Hay tres anchos de banda de importancia asociados con un amplificador: 1-, 3-, y el ancho de banda de 60 decibeles (dB). El ancho de banda encontrado más frecuentemente es aquél que tiene las frecuencias entre los puntos donde la señal amplificada es reducida desde su pico por un factor de

0.707, el cual corresponde a los puntos de 3 dB (ver figura 6.1).

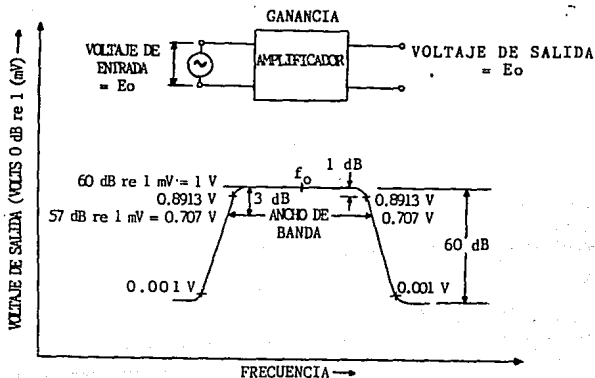


Figura 6.1 Ancho de banda de un amplificador

Es de práctica común el considerar únicamente aquellas frecuencias que descansan dentro de los puntos de 3 dB como las que están, usualmente, dentro de un amplificador. La energía fuera de estos límites de frecuencia no se considera estar significativamente amplificada para ser útil. De hecho, hay un alto grado de cambio de fase y distorsión causado por el amplificador a estas señales que pueden substancialmente degradar todo el funcionamiento de un sistema. La relación de los anchos de banda de 1-dB a 60 dB llega a ser importante por la degradación del funcionamiento del amplificador.

El ancho de banda de 1-dB es definido como aquellas frecuencias que permanecen entre los puntos donde la señal del amplificador es reducida desde su pico por un factor de 0.891. El ancho de banda de 60-dB es definido como aquellas frecuencias que permanecen entre los puntos donde la señal del amplificador es reducida desde su pico por un factor de 0.001. De esto se observará que el ancho de banda de 1-dB es siempre menor que los puntos de 3-dB y que el ancho de banda de 60-dB es siempre mayor.

La ganancia y el ancho de banda están interrelacionados hasta cierto extremo. Si el ancho de banda de 3-dB de un amplificador está reducida, la ganancia del amplificador se incrementa. Si el ancho de banda de 3-dB de un amplificador está incrementada, la ganancia del amplificador es reducida. Una relación de energía ocurre, la cual deberá ser establecida para cualquier amplificador particular, hay una relación constante entre la ganancia del amplificador y su ancho de banda. Si el producto de la ganancia y el ancho de banda son calculados, el resultado será constante para un amplificador particular.

Lo que esto significa es que el producto de ganancia-ancho de banda de un amplificador es constante y que su ganancia cambiará inversamente a un cambio en su ancho de banda. Si tenemos una banda muy angosta de frecuencias que van a ser amplificadas, nosotros debemos reducir el ancho de banda del amplificador y utilizar toda su energía desarrollada para amplificar la banda angosta de

frecuencias y así producir un factor de ganancia grande. De otra manera, si la señal a ser procesada contiene una amplia banda de frecuencias, el ancho de banda del amplificador deberá ser aumentada, resultando una distribución amplia de la energía desarrollada por el amplificador y una reducción en el factor de ganancia.

6.1.5 DISTORSION

Cuando se procesa una señal, alguna distorsión ocurre no importando de las técnicas utilizadas. Este resultado nunca podrá ser evitado completamente. La distorsión observada en un indicador visual tiene límites aceptables. Para exhibiciones visuales entre 3 y 5 %, la distorsión será tolerada por la mayoría de los individuos sin degradación de interpretación de resultados. Una distorsión de audio será de 7 a 10 % aceptable por la mayoría de los observadores. El sistema óptico humano es usualmente más agudo que el sistema auditivo y no aceptará un grado alto de distorsión.

La distorsión más notable en una señal procesada no ocurre en el amplificador. Esta ocurre en los transductores y en los indicadores visuales.

La distorsión desde los amplificadores será usualmente medida y es normalmente menor de 1 %. Si un amplificador está distorsionando la señal, es muy común que sea seguido por una carga impropia de una de las etapas de amplificación. Cuando esto ocurre, la distorsión aumenta porque el punto de operación de la etapa es cambiado y la linealidad de la etapa es reducida. La acción correctiva es

incrementar la impedancia de entrada de la etapa siguiente a la etapa sobrecargada. Con el aumento del uso de circuitos integrados, la distorsión inducida por el amplificador ha llegado a ser un menor problema.

6.2 AMPLIFICADOR OPERACIONAL

Los amplificadores operacionales tienen un amplio uso en equipo bioelectrónico. Se utiliza mucho debido a las técnicas de siempre estar mejorando la fabricación de circuitos integrados, en confiabilidad, y reducción en tamaño.

El amplificador operacional es un amplificador DC estable, de alta ganancia, el cual es usado normalmente con una cantidad grande de retroalimentación negativa. De esta manera, el circuito amplificador funcional está hecho relativamente insensible a la carga del circuito y los efectos de temperatura y tiempo en los parámetros del amplificador. Para una aproximación excelente, las características del amplificador en un circuito dado son las características de los elementos de retroalimentación externa.

El amplificador operacional ideal tiene las siguientes características:

1. Impedancia de entrada grande y de salida baja.
2. Ganancia de voltaje y ancho de banda grande.
3. Mínima variación con la temperatura.

4. Voltaje de compensación DC

El amplificador diferencial es uno de los circuitos más utilizados y opera en el rango bajo o medio de audiofrecuencia. Un amplificador operacional balanceado se muestra en la figura 6.2.

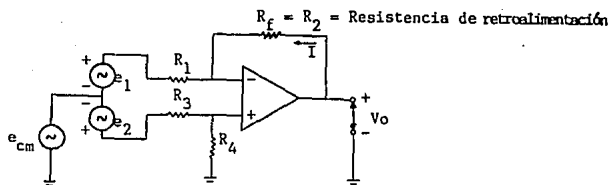


Figura 6.2 Amplificador operacional diferencial.

En el circuito mostrado en la figura 6.2, la salida es proporcional a la diferencia entre las señales aplicadas a las terminales inversora (-) y no inversora (+) del amplificador operacional.

La relación del valor de la resistencia de R_1 a R_2 se establece igual a la relación de R_3 a R_4 , para un rechazo de modo común máximo. El voltaje de modo común E_c , en la figura 6.2 es extremadamente pequeño y debe aproximarse a cero.

Si $R_1 = R_3$ y $R_2 = R_4$, la señal de salida desarrollada con las señales de entrada en ambas entradas deberá ser

$$V_o = \frac{e_1 - e_2}{R_1} R_2$$

Si $e_1 - e_2$ iguala el voltaje de entrada, V_i , la ganancia de la etapa será encontrada por

$$V_o = V_i \frac{R_2}{R_1}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \text{ganancia} = \frac{R_2}{R_1}$$

BIBLIOGRAFIA

1. Boylestad, R. y Nasheisky, L., ELECTRICITY, ELECTRONICS, AND ELECTROMAGNETICS: PRINCIPLES AND APPLICATIONS, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliff, N.J., 1977.
2. De Marre Dean A. y Michaels David, BIOELECTRONIC MEASUREMENTS, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliff, N.J., 1983.
3. Kantrowitz, P., Kousouros, G., y Zucker, L., ELECTRONIC MEASUREMENTS, Prentice-Hall, Inc., Englewood, Cliffs, N.J., 1979.

CAPITULO 7

INDICADORES VISUALES

El término indicador visual nos trae a la mente la visión de un tubo de rayos catódicos (CRT), el cual presenta información en forma legible y lo asociamos con computadoras. Esta visión automática no está muy lejos de la realidad. Junto con la presentación CRT, sin embargo, se incluye medidores de movimiento analógico, registros en banda de papel, teleimpresoras, medidores de indicación visual digital, listas de información, dispositivos de almacenamiento de información. Además de la exhibición visual habrá presentación de audio, escuchándose desde simples tonos de campana hasta tonos complejos cambiantes y finalmente hasta grupo de palabras generados por computadora.

Si la señal que ha sido procesada para ser exhibida como una función continuamente cambiante, desde la cual los operadores van hacer decisiones rápidas, una exhibición visual es normalmente utilizada. Si la señal procesada va a ser monitoreada para observar que ésta no exceda los límites preestablecidos, las presentaciones de audio serán usados.

Hay ocho parámetros de diseño relacionados con el funcionamiento de los indicadores visuales y siete características relacionadas al almacenamiento de datos, como se muestra en las tablas 7.1 y 7.2.

Tabla 7.1 - Ocho parámetros de diseño de los indicadores visuales.

- | | |
|--------------------------|--|
| 1. Impedancia de entrada | 6. Resolución |
| 2. Linealidad | 7. Respuesta de amortiguamiento/frecuencia |
| 3. Exactitud | 8. Razón de muestreo ("sample rate") |
| 4. Repetibilidad | |
| 5. Intensidad | |

Tabla 7.2 - Siete parámetros de diseño de almacenamiento de datos.

- | | |
|-------------------------------|----------------------------------|
| 1. Duración de almacenamiento | 5. Tiempo de acceso |
| 2. Capacidad total de memoria | 6. Capacidad separadora "buffer" |
| 3. Secuencia sobrescrita | 7. Secuencia interruptora |
| 4. Auto-listado | |

7.1 PARAMETROS DE DISEÑO DEL INDICADOR VISUAL

La impedancia de entrada de los indicadores visuales deberá ser substancialmente mayor que la impedancia de salida del circuito que lo conduce. Una relación de 10:1

deberá ser mantenida. Si esto no es posible, un circuito separador deberá ser agregado al sistema para establecer una relación lo más cercano a 10:1 posible.

Si la relación de 10:1 no es mantenida, el circuito conducido llegará a ser no lineal y la información exhibida será equivocada.

La linealidad del indicador visual por sí misma es importante. Si la representación visual es un CRT, tiene ambas desviaciones verticales y horizontal. Las desviaciones verticales son normalmente usadas para indicar las variaciones de amplitud de la señal procesada. Las desviaciones horizontales son normalmente utilizadas para indicar relaciones de tiempo. En algunas ocasiones, un tercer eje es utilizado para indicar una relación de espacio. La desviación horizontal es siempre llamada el eje x, la desviación vertical es llamada el eje y, la de espacio el eje z.

La desviación vertical deberá representar una magnitud de la señal, presentada al sistema desde el transductor. Si un evento fisiológico es percibido por el transductor genera un potencial de 5 mV, la desviación vertical deberá elevar a un equivalente de 5 mV. Si 5 mV adicionales son generados, la desviación vertical deberá elevarse una vez más a una cantidad igual. Para llevar a cabo esto, el indicador visual de CRT y sus circuitos asociados deberán operar linealmente.

Cuando el indicador visual empleado es digital o un medidor analógico, la salida indicada deberá ser una representación lineal de la señal de entrada. En muchos casos, la

salida medida no es una medida de amplitud pero es una medida de la proporción de ocurrencia o cambio. De esta manera, el medidor deberá exhibir una representación lineal de la proporción.

La exactitud, repetibilidad, y la resolución son generalmente confundidas. De las tres, la repetibilidad es la más difícil de obtener. La repetibilidad es la habilidad de un instrumento para exhibir la misma indicación por estímulos idénticos repetidos. Una exhibición CRT usualmente procesa un alto grado de repetibilidad, y los medidores de movimiento analógico son los peores.

La exactitud y la resolución están de cierta manera interrelacionados. La exactitud es la habilidad del indicador visual para indicar con precisión, mientras que la resolución es el grado de graduación de la precisión. Por ejemplo, si un instrumento de exhibición CRT se dice que tiene una exactitud de 1%/cm y una división menor de 1 mm, la resolución de exactitud sería de 10%. El CRT puede exhibir la señal con una exactitud de 1%, pero el observador tendrá la oportunidad de percibir la variación en pasos de 1 mm.

Cuando un medidor analógico es utilizado como un indicador visual, la exactitud depende de dónde es calibrado el cuadrante. Si el medidor es calibrado en su cero y puntos máximos, es exacto solamente sobre la parte máxima de la escala. Si el medidor analógico es calibrado a través de la porción media de su rango, la unidad es exacta solamente a

través de la porción media y llega a ser progresivamente menos exacta hacia cualquier extremo. La resolución de una escala analógica depende directamente de la graduación de la escala y en el ancho del movimiento de la aguja del medidor. Entre más finas graduaciones y más fina es la aguja, la resolución es mayor. Una exactitud normal de un medidor analógico es cerca de 3% de la escala completa, degradando entre 7 y 10% en el extremo más bajo de la escala. Los movimientos analógicos utilizados en instrumentos científicos normalmente tienen un rango de exactitud de calibración de 0.1% y degradada a 2% en los extremos. Su resolución es normalmente la mitad de una división de escala menor.

Los medidores de panel digital son más exactos que los medidores analógicos porque sus exhibiciones son lineales sobre el margen entero de exhibición. Esto resulta en una exactitud lineal sobre este rango. Si el indicador visual digital tiene exactitud expresada en 1%, ésta deberá indicarse dentro del 1% de su escala completa. La resolución del medidor digital también es mayor con la excepción de su último dígito. El último dígito es siempre arbitrario dentro de dos unidades.

7.2 INDICADORES VISUALES DIGITALES

El indicador visual digital puede ser de LED o LCD. A continuación se hace una breve descripción de estos dos

últimos. puesto que cualquiera de ellos son óptimos para utilizarlos en un monitor portátil.

7.2.1 DIODO EMISOR DE LUZ (LED)

El LED (diodo emisor de luz) es, como su nombre lo indica, un diodo que entrega luz visible cuando se energiza. Es un dispositivo semiconductor de unión p-n. Esta luz puede ser de uno de los distintos colores visibles: rojo, amarillo ámbar, o verde; o puede ser infrarrojo y así invisible. Para determinar lo adecuado de la brillantez es necesario tomar en cuenta varios factores:

1. La brillantez puede variar en un factor de 2:1 o más dentro de un tipo dado.

2. La brillantez disminuye, por lo común, en cerca de 1%/°C, a medida que aumenta la temperatura.

3. Los LED's tienen una seguridad elevada y una larga duración, en comparación con los otros dispositivos semiconductores apropiados. Sin embargo, se produce una disminución importante de la brillantez con el envejecimiento.

Estos factores se inclinan hacia la selección de un dispositivo con una brillantez superior a la adecuada cuando se evalúa una muestra típica.

Otra característica de los LED's es que su eficiencia luminosa aumenta con la corriente. Sin embargo, el incremento de la corriente continua hace aumentar la temperatura de unión, lo que reduce la eficiencia. Al hacer funcionar el dispositivo en la modalidad de pulsaciones con el fin de mantener la misma corriente promedio y la misma potencia.

incrementando la corriente de pico, la brillantez percibida puede aumentar en un factor de dos ó más.

La presentación LED se hace en una estructura de siete segmentos. Para lograr esta presentación es necesario convertir el código BCD (decimal codificado en binario) en un código de siete segmentos. Cuando se presentan datos en forma decimal, los datos binarios se deben convertir a una forma que permita que funcione la presentación. El método clásico consiste en convertirlo por medio de un circuito integrado específico para esta función. Si en el instrumento se utiliza un microprocesador para resolver procesos de funcionamiento, éste también puede utilizarse para realizar esta conversión.

Un código de siete segmentos es de 7 bits y puede impulsar una presentación decimal LED estándar. Cada segmento es un LED independiente que se enciende cuando su entrada correspondiente es un 1 lógico. Mediante el uso de combinaciones específicas, se pueden presentar todos los dígitos de 0 a 9.

En general, los LED's operan a niveles de voltaje de 1.7 a 3.3 V, que los hace completamente compatibles con circuitos de estado sólido. Tienen un tiempo de respuesta rápido (nanosegundos) y ofrecen buenas razones de contraste para visibilidad. El requisito de potencia es típicamente de 10 a 150 mW con un tiempo de vida de 100,000 + horas. La construcción con semiconductores le agrega un factor de solidez muy significativo.

7.2.2 PANTALLA DE CRISTAL LIQUIDO (LCD)

LCD es la abreviación del dispositivo de presentación o pantalla de cristal líquido. Estos dispositivos no son diodos ni semiconductores. Sus funciones son similares a las de los LED utilizados para presentaciones numéricas o alfanuméricas. El LCD es un dispositivo de presentación de 7 segmentos (típicamente), que consiste básicamente de un cristal líquido sellado herméticamente entre dos placas de vidrio.

El LCD no emite luz, sino que depende de la luminosidad ambiental por lo que requiere de una fuente interna o externa de luz para su presentación.

Consiste en un fondo reflector detrás del material cristalino líquido, que es normalmente transparente; pero se vuelve opaco y de aspecto negro cuando se le aplica un voltaje. El cristal líquido se encuentra dentro de dos capas transparentes y eléctricamente conductoras, para formar un "emparedado" similar a las placas y al dieléctrico de un capacitor. Sus características eléctricas son también como las de un capacitor de valor bajo puesto que el material de cristal líquido es un aislador eléctrico.

La única energía que consume un LCD es la cantidad diminuta que se necesita para cargar o descargar la pequeña capacitancia al cambiar la presentación, por lo que se considera que posee una demanda más baja de potencia que el LED. El consumo es típicamente del orden de los microvatios comparado con el mismo valor de milivatios para los LED's.

Esto lo hace especialmente atractivo para presentaciones que usan pilas pequeñas como fuentes de alimentación.

Su principal inconveniente es la mala visibilidad en la luz ambiental poco intensa, lo que puede exigir la adición de una fuente de luz. Está limitada a un rango de temperatura de alrededor de 0° a 60° y su tiempo de vida es un área que preocupa debido a que los LCD pueden degradarse químicamente.

Una consideración adicional en estos dispositivos es el tiempo de encendido y de apagado. Los LCD's son característicamente más lentos que los LED's. Los LCD's tienen tiempos de respuesta típicos en el rango de 100 a 300 ms, mientras para los LED's esta cifra está por debajo de 100 ns. Para tales aplicaciones la demanda tan baja de potencia de los LCD's es una característica atractiva. El tiempo de vida de las unidades LCD está creciendo sostenidamente al límite de 10,000 + horas.

7.2.3 OBSERVACIONES

Para una medida precisa de señales constantes, los técnicos prefieren el medidor digital o el exhibidor CRT. Para medidas de señales que cambian constantemente, los técnicos prefieren el medidor analógico o el exhibidor CRT. Los tres factores más importantes de un indicador visual son su repetibilidad, exactitud y resolución.

La intensidad de un indicador visual está relacionada a CRT y a manifestaciones de audio únicamente. Con el exhibi-

dor CRT la intensidad deberá ser balanceada de manera que ésta brille lo suficiente para una fácil observación pero no tan alto así que éste quemé el fósforo dentro de la pantalla del CRT. Si la traza del CRT se establece muy alta, el astigmatismo natural del tubo y el potencial de enfoque se acrecentan, resultando en una pérdida de resolución.

La razón de muestreo está relacionada al indicador visual digital, especialmente cuando una señal es almacenada en la memoria y luego recuperada para exhibición. La información es almacenada en la memoria en bites discretos de información. Una señal es muestreada en una proporción determinada y la información en el punto de muestreo es almacenada. La información que hace la señal entre los puntos de muestreo se pierde. Cuando la memoria se vuelve a poner en la pantalla del CRT, solamente la información capturada en los puntos de muestreo es exhibida.

Si la razón de muestreo es muy bajo, la distorsión del indicador numérico aumenta y podría llegar a ser molesta. Si la razón de muestreo es muy alto, la información de carga en la memoria de la computadora llega a ser muy grande, requiriendo ya sea un núcleo extensivo de memoria o el sacar información antigua sin la revisión de entrada de nueva información. La razón de muestreo para la mayoría de almacenamiento en línea de información fisiológica deberá estar entre 40 y 200 muestras por segundo. Cerca de las 40 muestras por segundo, una distorsión visual obvia es eliminada. Cerca de las 200 muestras por segundo, un cambio de

información rápida será reproducida con una pérdida mínima de resolución.

7.3 PARAMETROS DE DISEÑO DEL ALMACENAMIENTO DE INFORMACION

La duración de almacenamiento y capacidad total de la memoria están interrelacionados. Si se toman muchas muestras a través de un largo periodo, se acumulara una gran cantidad de bits de información, requiriendo de un gran almacenamiento de información. La capacidad de una memoria se define en términos de grupos de bits. La agrupación normal de bits varía como una función del diseño de los circuitos integrados utilizados para controlar el banco de la memoria, pero generalmente consiste de 4, 8, ó 16 bits, haciendo lo que es llamado como byte. La memoria está normalmente estructurada en incrementos de 4.000 bytes (4.Kbyte).

Un sistema simple con una razón de muestreo relativamente lenta y relativamente de baja duración de almacenamiento podría usar una memoria de 4 kilobytes con 200 a 400 bytes para propósitos de control y los sobrantes para almacenamiento de información.

Un sistema complejo con una razón de muestreo relativamente alta y una extensa duración de almacenamiento requerirá de algunos cientos de kilobytes hasta casi 1 millón de bytes. En este caso, de 4 a 16 Kbytes serán utilizados para

el programa interno de control y los sobrantes serán usados para almacenamiento de datos.

De esto podrá observarse que si la duración de almacenamiento es corta, tal como el monitoreo de un paciente normal, la capacidad total de la memoria será corta. Cuando la duración de almacenamiento es extensa, como se encuentra en las nuevas tendencias de análisis y detección de arritmias en los sistemas de cuidados intensivos, la capacidad total de la memoria será amplia. Cuando la memoria se llena con información, algo pasa. Ya sea que la vieja información salga de la memoria y se pierda o una secuencia de auto listado ocurra.

En los primeros sistemas de monitoreo basados en memoria, un tiempo de duración de almacenamiento de 8 a 32 segundos fue utilizado. La información alimentada a la memoria, era empujada por la nueva información; de 9 a 32 segundos después de la inserción se exhibía sobre una pantalla CRT y los datos anteriores se desechaban, por lo que ya no eran posible recuperarlos. Este proceso de pasar información a través de la memoria, en esencia retrasaba a la misma y entonces desechaba la antigua información conforme la nueva estaba siendo acumulada, esto se llama sobrescribir. La nueva información está siendo constantemente sobrescrita o desplazando el dato antiguo.

En los nuevos sistemas de monitoreo de cuidados intensivos, la mayoría de los sistemas de mayor escala de laboratorio, las técnicas de sobrescritura de almacenamiento de

datos no pueden ser usadas. Se debe usar un auto-listado.

En estos grandes sistemas, las informaciones acumuladas son razones de muestreo extremadamente altas o en tiempos de duración de almacenamiento extremadamente largos. Las nuevas unidades de cuidado intensivo tienen una razón de muestreo relativamente bajo, pero estarán muestreando hasta tres parámetros en un mínimo de ocho pacientes por 24 horas. En cualquiera, una cantidad tremenda de información es generada, almacenada, organizada, y después exhibida.

El auto-listado realiza ésta función. Una porción de la memoria es asignada para la responsabilidad de control y está programada para aceptar, codificar, y archivar la información. Entonces, ya sea en los puntos de llamada automática o cuando es requerida por el sistema operador, el programa de control recupera la información de los archivos, organiza la información en un formato preestablecido, y la exhibe en la pantalla de CRT para revisar o imprimir una copia impresa en una impresora ya sea para análisis o archivo. En los casos de monitoreo fisiológico, la impresión deberá ocurrir en el momento en que un individuo este agotado, en orden para revisión médica, y cuando el espacio de la memoria asignado para un paciente se haya llenado.

Deberá entenderse que en la mayoría de estos grandes sistemas a medida que la información está siendo acumulada en la memoria, éstos también son normalmente exhibidos en una pantalla CRT, de manera que el "tiempo real" de monitoreo de la información es posible por los operadores

del sistema.

La velocidad efectiva de un sistema, basado en una computadora, es controlado por tres factores interrelacionados. Estos son el tiempo de acceso, la capacidad del compensador, y la secuencia de interrupción. El tiempo de acceso es el intervalo de tiempo requerido para que la "maquinaria" tome un byte de información y lo mueva a su lugar apropiado en el banco de memoria. Es también el intervalo de tiempo requerido para encontrar un byte de información en la memoria y lo recupere para exhibirlo. La capacidad del compensador se relaciona con el almacenaje transitorio disponible para detener la información actual mientras que este espera al mecanismo de acceso para que la almacene en la memoria o para que la impresora exhiba la información, ya sea en un formato de presentación transitorio o copia impresa.

La secuencia interruptora ocurre cuando se quiere detener la acumulación de nueva información mientras se extrae y exhibe la información almacenada. Hay dos tipos de secuencia interruptora utilizadas. La primera secuencia toma la información activa byte por byte y lo almacena para un uso futuro. La segunda toma muchos bytes al mismo tiempo y los almacena en grupos de bytes para utilizarlo de nuevo. La última secuencia interruptora es más rápida.

Siempre hay un programa interno usado para controlar la acción de la memoria construida en un sistema. Este programa interno opera en lo que es llamado la unidad de procesa-

miento central (CPU), la cual es un circuito integrado especializado. Este se desarrolla como la memoria directora. La información es alimentada dentro y a través del CPU por los compensadores. El CPU controla el flujo de información a través de un sistema de interrupciones prioritarias, la cual requiere el CPU para detener la información en los compensadores, mueve la información desde los compensadores a la memoria, almacena la información en los espacios de memoria apropiados, busca información previamente almacenada, extrae la información desde la memoria, mueve la información a los compensadores, detiene la información en los compensadores; y luego pasa la información de los compensadores a los exhibidores visuales. Todo este manejo complejo de información, se llama procesamiento. El único problema que ocurre es cuando los compensadores se llenan y el manejo de información activa se detiene.

Los compensadores se llenan cuando el tiempo de acceso llega a ser muy grande. el ciclo interruptor es muy frecuente, o las impresoras no pueden manejar el flujo de información acumulada. En estos casos, el funcionamiento del sistema es interrumpido hasta que los compensadores llenos se vacíen y después el resto de las operaciones se recuperan. La única cosa que normalmente se pierde es tiempo y el humor del operador.

BIBLIOGRAFIA

1. Boylestad, R. y Nashelsky, L., ELECTRONICA TEORIA DE CIRCUITOS, Prentice-Hall Internacional, Colombia, 1983.
2. De Marre Dean A. y Michaels David, BIOELECTRONIC MEASUREMENTS, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs N.J., 1983.
3. Equipo editorial de Mc Graw-Hill, ELECTRONICA PRACTICA. Mc Graw-Hill México, México, D.F., 1986.
4. Kantrowitz, P., Kousourou, G., y Zucker, L., ELECTRONIC MEASUREMENTS, Prentice-Hall, Inc., Englewood, Cliffs, N.J., 1979.

CAPITULO 8

ALGORITMOS Y DIAGRAMAS DE FLUJO

B.1 MONITOR DE MEDICION AUTOMATICA
(METODO AUSCULTATORIO: con micrófono)

8.1.1 PACIENTE

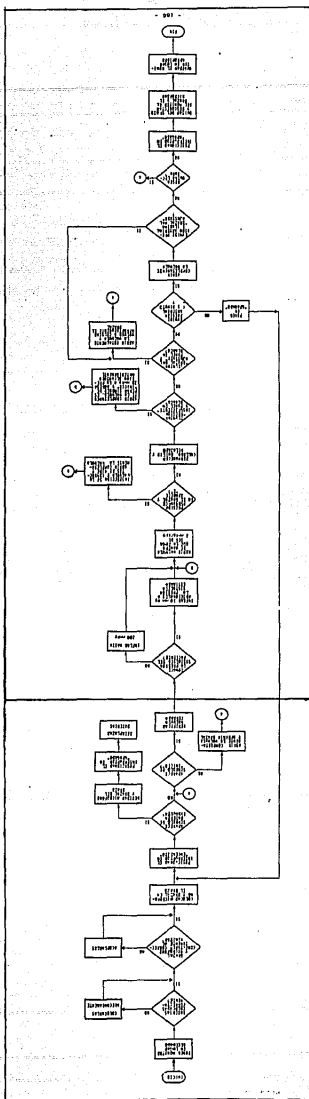
a) ALGORITMO

1. Poner el monitor en un lugar adecuado.
2. Verificar que la unidad tenga correctamente colocadas las baterías o no se podrá realizar la medición.
3. Verificar que el brazal y el micrófono estén conectados en los receptáculos del el monitor o no será posible hacer la medición.
4. Colocar apropiadamente el brazal y el micrófono en el brazo.
5. Poner el interruptor en la posición de "encendido".
6. Si el monitor exhibe el símbolo de batería exhausta, quitar el brazal y micrófono, poner en "apagado" y reemplazar las baterías, de los contrario continuar con el inciso 7.
7. Si aparece el símbolo de inicio verificar que la válvula se encuentre cerrada y después bombear aire por medio de la pera de goma con la mano que está libre, si no es así, abrir totalmente la válvula, apachurrar el brazal y verificar si enciende el símbolo de inicio.
8. Si se desconoce la presión sistólica del paciente, inflar hasta ver en el indicador visual digital una presión de 200 mmHg, en caso contrario, hacerlo hasta

- 30 mmHg por encima de la presión sistólica estimada.
9. Abrir ligeramente la válvula, que se encuentra en la pera de goma, de tal forma que se desinfla a una velocidad de 2 mmHg/seg.
 10. Si se observa que la presión permanece en el mismo valor (por 10 segundos), después de haber abierto la válvula y ver aparecer en el indicador visual digital el símbolo de error "E", verificar la condición de la válvula y conductores de aire y regresar al inciso 7, si no es así, pasar al inciso 11.
 11. Permanecer callado, quieto y relajado.
 12. Si se ilumina el LED que indica "presión insuficiente" y el panel se pone en blanco, abrir completamente la válvula, añadir 20 mmHg adicionales a la presión que se había alcanzado anteriormente por medio de la pera de goma y regresar al inciso 9; en caso contrario, continuar con el inciso 13.
 13. Si el monitor ilumina el LED que indica "brazal mal ajustado" y el panel se pone en blanco, abrir completamente la válvula, volver a colocar apropiadamente el brazal y retornar al inciso 7, si no es así ir al inciso 14.
 14. Si aparecen en el indicador visual digital los dos valores correspondientes a la presión arterial en menos de 1 minuto, abrir completamente la válvula, en caso contrario poner el interruptor en "apagado" y retornar

al inciso 5.

15. Si en el indicador visual digital aparecen los valores de la presión arterial obtenidos y además se ilumina "brazal mal ajustado", realizar el inciso 13, pero de no ser así, proseguir con el inciso 16.
16. Si se desea una nueva lectura regresar al inciso 7, de lo contrario, poner el interruptor en la posición de "apagado".
17. Quitar del brazo y desconectar del monitor el brazal y el micrófono.
18. Guardar el monitor en un lugar apropiado.



8.1.2 MONITOR

a) Algoritmo

1. Cuando se ponga el interruptor en la posición de "encendido", exhibir todos los segmentos del indicador visual digital.
2. Si se detecta un voltaje de entrada de 6.9 a 8.0 V, exhibir el símbolo de batería exhausta y continuar con el proceso de medición, si no es así pasar al inciso 3.
3. Exhibir en el indicador visual digital, en la parte del panel diastólico, la presión que exista en el monitor.
4. Si la presión del aire que se registra es de cero, exhibir el símbolo de inicio, en caso contrario, regresar al inciso 3.
5. Si se inyecta presión, borrar lo que haya en memoria y exhibir en el panel diastólico la presión de aire que se registre dentro del monitor, en caso contrario, permanecer en el estado anterior, pero si permanece en reposo por 5 minutos desenergizar el monitor.
6. Si la presión permanece en un mismo valor por 10 segundos, exhibir en el panel de la presión diastólica el símbolo de error "E" y regresar al inciso 3, si no es así, continuar con el siguiente inciso.
7. Activar el programa de medición al disminuir la presión.
8. Si en los primeros 5 mmHg de haber disminuido la presión se perciben sonidos, detener la medición, iluminar el LED que indica "presión insuficiente" y poner en blanco el indicador visual digital, en caso

contrario ir al inciso 9.

9. Si después de haber disminuido 45 mmHg no se perciben sonidos, suspender la medición, iluminar el LED "brazal mal ajustado" y poner en blanco el indicador visual digital, si no es así, continuar con el inciso 10.
10. Retener y exhibir en el panel que corresponde a la presión sistólica el valor de la presión de aire registrada en el momento en que se detecta el primer sonido.
11. Retener y exhibir en el panel de la presión diastólica, el valor de la presión registrada en el momento en que se percibe el último sonido.
12. Si la diferencia entre la presión sistólica y la presión diastólica es menor o igual a 10 mmHg, iluminar el LED que indica "brazal mal ajustado" y regresar al inciso 4, si no es así, retornar al inciso 4.

8.2 MONITOR DE MEDICION E INFLADO AUTOMATICO

(METODO OSCILOMETRICO: sin micrófono)

8.2.1 PACIENTE

a) Algoritmo

1. Poner el monitor en un lugar apropiado.
2. Verificar que el brazal esté conectado al monitor correctamente o no se podrá realizar la medición.
3. Verificar que tenga correctamente colocado las baterías o no será posible operar el monitor.
4. Colocar y ajustar apropiadamente el brazal en el brazo.
5. Poner el interruptor en la posición de "encendido".
6. Si encienden todos los segmentos del indicador visual digital pasar al inciso 7, en caso contrario, dar por concluido la medición.
7. Si desconoce la presión sistólica del paciente, poner el dial en 160 mmHg, si no es así, ponerlo 30 mmHg por encima de la presión sistólica esperada.
8. Si el símbolo de inicio aparece en el indicador visual digital, oprimir el botón "inicio", de lo contrario apagar el monitor si pasan por lo menos 30 segundos.
9. Permanecer quieto y callado hasta que el monitor complete la medición.
10. Si se desea interrumpir la medición oprimir el botón "borrar", si no es así, dejar que el monitor siga trabajando.
11. Si se detiene la medición y se ilumina el LED "presión incorrecta" oprimir el botón "borrar", agregar en el

dial aproximadamente 30 mmHg adicionales al valor preestablecido si la presión exhibida no es igual a 300 mmHg y retornar al inciso 8. Pero si es igual, reducirlo 30 mmHg y regresar al inciso 8. En el caso en que la medición no se interrumpa continuar con el inciso 12.

12. Si la medición se detiene y el LED "ruido" se ilumina oprimir el botón "borrar", eliminar las posibles fuentes de ruido o un excesivo movimiento del paciente o del monitor y volver al inciso 8, si no es así, proseguir con el inciso 13.

13. Si el procedimiento de la medición se interrumpe y se ilumina "brazal mal colocado" oprimir el botón "borrar", colocar el brazal más ajustado y retornar al inciso 8, en caso contrario, ir al inciso 14.

14. Leer los valores que aparezcan en el panel de la sistólica y diastólica como los correspondientes a la presión arterial, si no se acompaña del símbolo de "brazal mal colocado", en caso de hacerlo realizar el inciso 13.

15. Si se desea imprimir los valores oprimir el botón "imprimir", de lo contrario, pasar al inciso 16.

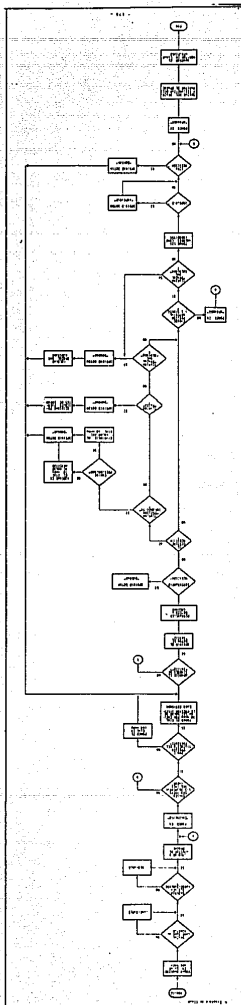
16. Si se desea realizar otra medición, oprimir el botón "borrar" y volver al inciso 8, si no es así, continuar con el inciso 17.

17. Poner el interruptor en la posición de "apagado", quitar del brazo y desconectar del monitor el brazal.

16. Guardar el monitor en un lugar apropiado.

NOTA: * El dial tiene el intervalo de 100 a 300 mmHg.

* El micrófono va adherido al brazal.



8.2.2 MONITOR

a) Algoritmo

1. En el momento en que se ponga el interruptor en la posición de "encendido" mostrar todos los segmentos del display.
2. Exhibir en el panel de la diástole la presión de aire registrada en el monitor.
3. Si no hay presión, exhibir en el display el símbolo de inicio, si no es así, regresar al inciso 2.
4. Si se oprime el botón de "inicio" cerrar la válvula, quitar del display el símbolo de inicio borrar la memoria, poner en funcionamiento la compresora y continuar con el inciso 8, en caso contrario, pasar al inciso 5.
5. Si en el transcurso de 3 minutos no se realiza ninguna operación apagar el monitor, en caso contrario continuar con el inciso 6.
6. Si se oprime el botón "imprimir" activar la impresora, imprimir lo que haya en la memoria y regresar al inciso 5, si no es así, pasar al inciso 7.
7. Si se oprime el botón "borrar" abrir la válvula, borrar lo que haya en la memoria y retornar al inciso 2. En el caso en que no se oprima dicho botón y haya un valor en la memoria y/o un error volver al inciso 5. pero si no existe nada, volver al inciso 4.

8. Desactivar la compresora cuando se alcance la presión preestablecida en el dial.
9. Al percibir un decremento de presión activar el sistema de detección de pulsos de presión.
10. Si después de haber disminuido un intervalo de 5 mmHg, se perciben pulsos de presión por primera vez, volver a inflar 20 mmHg adicionales al valor preestablecido con el dial y regresar al inciso 9, pero si se escuchan por segunda ocasión pasar al inciso 11. Y si se llega a obtener una presión de 300 mmHg detener la compresora y proseguir con el inciso 11. En el caso en que no se detecte ningún pulso de presión, en este intervalo, continuar con el inciso 13.
11. Detener la medición y abrir la válvula.
12. Iluminar el LED que corresponde a la "presión incorrecta", exhibir la presión de aire registrada en este momento y retornar al inciso 7.
13. Si en el transcurso de la disminución de presión se registra un valor superior al preestablecido en el dial detener la medición, abrir válvula, iluminar el LED de "ruido", exhibir en el panel de la diastólica el valor de la presión máxima detectada y retornar al inciso 7; en caso contrario pasar al inciso 14.
14. Si no se detectan pulsos de presión al disminuir 35 mmHg detener la medición, abrir la válvula, iluminar el LED que corresponde a "brazal mal colocado" poner en blanco el display y regresar a 7, si no es así, continuar con

el inciso 15.

15. Al percibir el primer pulso de presión, guardar el valor de presión registrado en ese momento en la memoria y exhibirlo en el panel sistólico.
16. Cuando se detecta el último pulso de presión guardar en la memoria el valor de presión registrado en ese instante y exhibirlo en el panel diastólico.
17. Abrir la válvula y desactivar el sistema de detección de pulsos de presión.
18. Si la diferencia entre la presión sistólica y la presión diastólica es menor o igual a 10 mmHg iluminar "brazal mal colocado" y regresar al inciso 7, en caso contrario, volver al inciso 3.

* NOTA: El escape lento del aire es por medio de un elemento que siempre permanece abierto, la cual está diseñada para dejar salir el aire a una velocidad de 2 mmHg/seg.

8.3. MONITOR DE MEDICION, INFLADO Y ARRANQUE AUTOMATICO CON AUTOAJUSTE DE PRESION (con micrófono)

8.3.1 PACIENTE

a) Algoritmo

1. Poner el aparato sobre una superficie horizontal y en un ambiente apropiado.
2. Conectar la clavija AC del monitor al enchufe de la pared.
3. Conectar el brazal y el micrófono en el lugar donde lo indica el monitor.
4. Poner el interruptor en la posición de "encendido".
5. Verificar que enciendan todos los segmentos del display o se obtendrán lecturas erróneas.
6. Colocar apropiadamente el brazal y el micrófono en el brazo.
7. Si se ilumina el LED "inicio" pasar al inciso 8, pero si transcurren 15 segundos, poner el interruptor en la posición de "apagado".
8. Si se desea una sola medición en un paciente (un arranque manual) oprimir el botón "inicio", pero si se desea que el monitor repita la medición en un cierto intervalo de tiempo, oprimir cualquiera de los botones de arranque automático de acuerdo al tiempo que se desee la repetición (2.5, 5, 10 ó 20 minutos).
9. Si se desea interrumpir la medición, oprimir el botón "borrar" y pasar al inciso 14, si no es así, permanecer

callado, quieto y relajado.

10. Si el monitor se detiene sin haber obtenido ningún valor de la presión arterial colocar el brazal más ajustado y regresar al inciso 7, en caso contrario continuar con el inciso 11.
11. Si la medición se suspende cuando ha alcanzado una presión de 300 mmHg, logrando únicamente la presión diastólica, retirar todas las posibles fuentes de ruido y volver al inciso 7, si no es así, proseguir con el inciso 12.
12. Leer el primer valor, exhibido en el panel de la diastólica, como el valor de la presión diastólica.
13. Leer el segundo valor, exhibido en el panel de la presión sistólica, como el valor correspondiente a dicha presión.
14. Si se desea una nueva medición y se oprimió el botón "inicio" retornar al inciso 7, pero si se oprimió cualquiera de los de arranque automático, esperar que el monitor lo haga cuando se cumpla el tiempo preestablecido y cuando suceda permanecer quieto callado y relajado; por último regresar al inciso 10. En caso de que no se desee una nueva medición poner el interruptor en la posición de "apagado".

8.3.2 MONITOR

a) Algoritmo

1. Cuando el interruptor es puesto en la posición "de encendido" iluminar todos los segmentos del display.
2. Exhibir en el panel sistólico la presión de aire registrada.
3. Si la presión de aire en el monitor es diferente de cero regresar al inciso 2, en caso contrario, iluminar el LED "inicio".
4. Si se oprime arranque manual, apagar el LED "inicio", cerrar las válvulas, poner a funcionar la compresora a una velocidad de 25 mmHg/seg, borrar la memoria y continuar con el inciso 6, en caso contrario, pasar al inciso 5.
5. Si se oprime arranque automático, guardar el tiempo seleccionado en la memoria y activar el temporizador de acuerdo a este valor, pero si no es así y además no se coloca en la posición de "apagado", esperar a que se ejecute cualquier de estas opciones o la anterior. En caso de que se ponga en la posición de "apagado" desenergizar el monitor.
6. Si se oprime el botón "borrar" desactivar la compresora, abrir las válvulas, borrar la memoria y el temporizador; y volver al inciso 2, si no es así, continuar con el siguiente inciso.
7. Poner a funcionar una prohibición que impida el paso de sonidos perturbadores hasta que se alcance una presión

de 50 mmHg.

8. Si hasta los 150 mmHg no aparece ningún sonido detener la compresora, abrir las válvulas y regresar al inciso 2.
2. En caso contrario detener la compresora, almacenar el valor de la presión de aire registrada en el momento en que se detecta el primer sonido y abrir la válvula 2.
9. Al reducirse la presión hasta 5 mmHg por debajo del valor almacenado, cerrar la válvula 2, poner a trabajar la compresora a una menor velocidad (2.5 mmHg/seg.) y esperar un nuevo sonido.
10. Si el segundo sonido no llega al aumentar 7 mmHg, abrir las válvulas, borrar el valor almacenado, desactivar el circuito detector de sonidos y volver al inciso 2, en caso contrario, exhibir en el panel de la presión diastólica el valor almacenado e incrementar la velocidad de la compresora (25 mmHg/seg.) hasta obtener 20 mmHg adicionales al valor de la presión en que se detecta el cese de los sonidos.
11. En el caso en que se perciban sonidos hasta alcanzar una presión de 300 mmHg, parar la compresora, abrir las válvulas, borrar el valor diástole almacenado y regresar al inciso 2.
12. Almacenar en la memoria y exhibir en el panel sistólico el valor de la presión registrada en el momento en que se perciba de nuevo el primer sonido, y abrir las válvulas.

13. Si se oprimió arranque automático esperar a que el tiempo seleccionado transcurra, para que al cumplirse ese intervalo cancelar el resultado almacenado, exhibir en el panel sistólico la presión de aire registrada y regresar hacer las actividades del inciso 4, en caso contrario retornar al inciso 3.

NOTA: * Al apagar el monitor los valores que se encuentran en la memoria se borran.

* Válvula 1 = Escape veloz

Válvula 2 = Escape lento (2 mmHg/seg)

CAPITULO 9

EVALUACION DE LOS MONITORES COMERCIALES DE PRESION ARTERIAL

9.1 INTRODUCCION

Los monitores de presión arterial apropiados para el uso en casa se extienden desde medidores mecánicos simples (algunos cuestan menos de \$20 dólares), hasta grupos electrónicos que dan lecturas digitales de la presión y el pulso a un precio desde \$45 a \$150 dólares. Las unidades de mayor precio y las más automatizadas son prácticamente a prueba de imprudencias. Se pone el brazal y se oprime un botón, la máquina infla el brazal, "escucha" el pulso: y computa la presión.

Por contraste, las unidades mecánicas de menor costo demandan una considerable destreza, buena vista y un oído razonablemente perspicaz, puesto que tendrá que bombear el brazal con una mano, leer una placa graduada y escuchar con un estetoscopio, que es parte del estuche.

En este estudio se examinaron 36 monitores electrónicos y mecánicos para conocer la exactitud y la facilidad de uso. Aproximadamente la tercera parte fueron aparatos mecánicos simples, que requieren leer la presión en un manómetro de placa graduada. Estos se llaman modelos aneroides mecánicos ("sin líquido"), los cuales hay que distinguirlos de los tipos que utilizan una columna de mercurio como norma, y que es el tipo frecuentemente visto en los consultorios. Los modelos restantes son monitores electrónicos operados por batería y que exhiben la presión en un panel indicador digi-

Esta evaluación, también es útil para hacer un cálculo aproximado del costo de construcción o de modificaciones. También se aprecia cómo varía la exactitud conforme se le añaden actividades, por lo que dependerá de cada uno si desea realizarlo de esa forma.

9.2 EVALUACION DE LA EXACTITUD

Si los monitores de presión arterial dan lecturas muy inexactas, son peor que inútiles, no importando que tan fáciles sean para operar.

Se encontró que ningún método de percepción (método auscultatorio y oscilométrico) tuvo una ventaja en la exactitud.

Cada uno de los brazales de los monitores fueron modificados con un tubo extra de tal forma que una enfermera adiestrada pudiera medir la presión con su propio manómetro al mismo tiempo que la presión era medida por el monitor examinado.

Mientras se inspeccionaba la exactitud de la presión sistólica y diastólica, se dio mucho más peso a la precisión de la lectura diastólica, puesto que los médicos generalmente consideran que es la lectura más crítica. Aún pequeños cambios en la presión diastólica del paciente puede cambiar los diagnósticos.

Casi cada monitor dio lecturas bastante cercanas a las de las enfermeras, típicamente, dentro de 4 mmHg o menos. Unicamente dos (el Healthcheck BP 2, una unidad de autoinflado, y el Sunbeam 7625, un modelo anerode mecánico) estuvieron lejos por más de 5 mmHg en promedio.

Muchos modelos con buen promedio de exactitud ocasionalmente mostraron gran discrepancia por encima y por debajo de las lecturas de las enfermeras.

Incluso si la lectura estaba usualmente varios puntos lejos, podía aún rastrear la tendencia de la presión por semanas y meses. La unidad siempre proporcionó errores por la misma cantidad y en la misma dirección para un usuario dado.

La clasificación muestra como un grupo de modelos aneroides mecánicos mejoró a los modelos electrónicos más sofisticados. Si se aprende a usar uno de los mejores medidores mecánicos, se puede esperar una lectura bastante coherente y usualmente la distancia de su "verdadera" presión diastólica sea menor a 5 mmHg. El medidor mecánico de mejor funcionamiento rara vez estuvo lejos por más de 2 mmHg.

Esas pequeñas desviaciones en las lecturas diastólica no son de significado real de acuerdo a los médicos.

Las mejores unidades electrónicas estuvieron lejos muchas veces desde 5 a 7 mmHg, bastante bueno para el seguimiento del proceso a largo plazo. Los modelos electrónicos de más mala calidad erraron hasta por 10 mmHg o muchas veces hasta más. Este es un alto margen de error ina-

ceptable en la toma de la presión diastólica. Los peores fueron: el Healthcheck BP-1, el Healthcheck BP-2, el Healthteam 8115, y el de Sears 2119.

La tabla de clasificación también presenta una variabilidad de error típica para lecturas sistólicas. Puesto que la presión sistólica es más alta y fluctúa más ampliamente que la presión diastólica, los errores sistólicos fueron generalmente más grande. Los mejores monitores erraron por menos de 5 mmHg en la mayoría de las lecturas; los peores desde 11 hasta 14 mmHg.

9.3 EVALUACION DE LAS CARACTERISTICAS Y CONVENIENCIAS

Cada una de las unidades se clasificaron de acuerdo a todas sus conveniencias basados en su diseño del brazal, operación, y exhibición. Las unidades electrónicas (particularmente esos con brazales que se inflan automáticamente), son obviamente más fáciles de usar que los tipos aneroides mecánicos. Pero eso no es para decir que un modelo aneroide mecánico es muy difícil usarlo. Aquí hay cosas que se deben considerar:

a) CERRAMIENTO DEL BRAZAL. Todos los brazales cierran con broches Velcro, pero la mayoría son para ponerse sin ayuda porque tienen una barra deslizable, o "anillo D". Ese anillo ayuda a que se haga gasa el brazal y jalándolo se ajuste alrededor del brazo. Los brazales en algunos modelos electrónicos son preformados por dentro con muelles, así el

brazal retiene la forma curvada. También hay brazales fáciles de poner, pero si ellos tienen la forma de curvatura hacia afuera, como posiblemente suceda si se sienta en el brazal, la unidad no trabajará apropiadamente.

b) TAMANO DEL BRAZAL. Los brazales suministrados con las aparatos se ajustan a la mayoría de los adultos. Pero las personas que tienen la parte superior del brazo con más de 13 pulgadas (33.02 cm) entorno pueden tener problemas. Usando un brazal que sea muy pequeño puede causar errores en la lectura de la presión arterial. Brazales más grandes están disponibles y pueden ser fácilmente utilizados con algunos modelos aneroides mecánicos. Los modelos electrónicos, sin embargo, pueden requerir brazales con sensores especiales, y no siempre están disponibles en tamaño grande.

c) INSTRUCCIONES. Únicamente cerca de la mitad de los monitores llegan con instrucciones sobresalientes. Algunos tienen un útil cassette de audio para que cada persona lo entienda a su manera. El más impresionante: el aneroides Ty-cos 7052-11, cuya cinta demuestra vivamente la clase de sonidos que se deben escuchar con el estetoscopio.

d) PANEL INDICADOR DIGITAL. Algunos modelos electrónicos los tienen extra-grande, haciendo fácil la lectura de lo exhibido. El Pipeer 231, anuncia su presión en una voz computarizada, el cual también puede instruirlo en el uso del aparato. Eso es sólo un artificio, a menos que se tenga dificultad de leer el panel indicador.

e) MEMORIA. El Tycoos 7052-08 tiene una memoria para retener datos hasta de cuatro lecturas previas de la presión arterial. El Marshall 89 puede exhibir el promedio de la lectura presente y la lectura previa. Dos unidades de Norelco, el HC 3001 y el HC 3030, tiene un indicador deslizable que puede ser ajustado manualmente para apuntar y llamar de nuevo una lectura previa. Un artificio, a menos que se tenga problemas para escribir.

9.4 VENTAJAS Y DESVENTAJAS

Los modelos electrónicos cuyos brazaes se inflan automáticamente son los más simples de operar. Se pone el brazal correctamente, se presiona un botón y se lee la presión en el panel indicador digital. Pero también son muy costosos, desde \$70 a \$150 dólares. Los modelos electrónicos con brazaes que infla el mismo paciente también son bastante fácil de usarlos, solamente es una cosa de bombear aire dentro del brazal con su mano libre. Esos cuestan desde \$45 a \$89 dólares.

Desafortunadamente, aún la mejor de las unidades electrónicas demostró, muchas veces, tener un poquito más de exactitud que una lectura de tolerancia regular. Muchos de los modelos electrónicos informan si la presión está aumentando o disminuyendo en el transcurso de las semanas y meses, pero usualmente no alcanza la presión "verdadera" en el rastreo. Muchos erraron por 5 mmHg o más por lo menos

ocasionalmente.

Un punto más en las unidades electrónicas: En exámenes clínicos con pacientes hipertensos, tales modelos algunas veces dieron mensajes de "error" no asociados con algún error hecho en el uso. Esto puede suceder cuando hay una separación inusual entre las lecturas diastólica y sistólica o cuando el latido es irregular o los sonidos arteriales son débiles. Si se obtienen mensajes frecuentemente erróneos, el aparato no está trabajando apropiadamente, por lo que es necesario regresarlo.

Como un grupo, los medidores mecánicos fueron frecuentemente más exactos que las unidades electrónicas. Con márgenes de precios de \$18 a \$30 dólares, mucho de los modelos aneroides clasificados como los mejores son una buena elección, dependiendo de sus características. La desventaja es que requieren de destreza, buena audición (puesto que se debe usar un estetoscopio), buena vista (puesto que se debe leer una placa graduada), algo de adiestramiento y práctica. De otra manera, posiblemente se cometan peores faltas que la proporción de errores de las propias mediciones.

9.5 CLASIFICACION DE LAS CARACTERISTICAS DE LOS MONITORES DE PRESION ARTERIAL

9.5.1 GUIA PARA LA TABLA DE CLASIFICACION

La tabla de clasificación está enlistado por tipos y dentro de los tipos, se enlistan en orden de calidad estimada, basado principalmente en el rendimiento diastólico presentado en el transcurso del examen y en la facilidad de uso. Los modelos clasificados cercanamente difieren poco en calidad.

1° Precio. Los fabricantes sugieren precios y los descuentos están disponibles algunas veces.

El símbolo + significa que el envío es extra.

2° Variabilidad diastólica. El examen comparó la presión de cada modelo registrado con una lectura simultánea de una enfermera. Muchos modelos en promedio fueron aceptables. El análisis se basó en la variabilidad de las lecturas. una medición de qué tan frecuente y cuántas lecturas de un modelo difieren de las enfermeras. Los mejores monitores estuvieron rara vez más allá de 5 mmHg. Los de mala calidad estuvieron retirados por 10 o más mmHg muchas de las veces, juzgado como muy indigno de confianza para uso doméstico.

3° Variabilidad sistólica. La variabilidad de las lecturas sistólica es mostrado para el registro, pero se le da un pequeño peso. Muchos médicos sienten que la presión

sistólica es menos importante que la presión diastólica.

4° Facilidad de uso. Un dictamen global basado en qué tan fácil fue ponerse e inflarse el brazal, la facilidad la unidad para operar, y qué tan legible fue el manómetro de placa graduada o lo fue el panel indicador digital.

5° Instrucciones. La claridad y lo completo de la documentación proporcionada.

6° Cerramiento del brazal. Los anillos D son barras deslizables para hacer una gasa el brazal y que se jala para apretar. Los brazales con resorte de hojas (S) están curvados para aproximarse a la forma del brazo. Cualquiera de los dos diseños ayudan al paciente a ponerse el brazal por sí mismo.

7° Sensor. Muchos equipos electrónicos tienen los brazales conectados a sensores oscilométricos (O), que calculan la presión del reflujo de la sangre en el brazo. Algunos tienen brazales auscultatorios (A), con un micrófono interno que detecta el pulso.

9.5.2 TABLA DE CLASIFICACION

Marcas y modelo	1*	2*	3*	4*	5*	6*	7*	(+)	(-)	Com
ANEROIDE MECANICO										
Norelco HC 1401	418	B*	3	R*	E*	D	-	A	c	-
Tycos Self Check 7052-11	30	B*	3	B*	E*	D	-	B,C	-	H
Pipeer HomeCare Clinic's 200	20	E*	3	M*	R*	-	-	D	d,f	A
Lumiscope 100-019	23	B*	6	R*	R*	D	-	-	b,f	-
Selsi 763	28	B*	2	M*	M*	D	-	A	-	A,B
Marshall 104	24	R*	4	R*	E*	D	-	A	-	A
Sears Cat. No. 2115	20*	B*	9	R*	E*	D	-	A	-	-
Pipeer HomeCare Clinic's 203	22	E*	6	R*	R*	D	-	A,D	f	A
Bristoline Check Mate 1535	20	R*	5	R*	R*	D	-	A	-	A,B
Sunbeam 7625	28	R*	4	R*	R*	D	-	-	b,c	-
Labtron Technomedix 2048	30	M*	6	R*	E*	D	-	-	b,f	A
ELECTRONICO, CON INFLADO MANUAL										
Marshall 85	88	R*	10	E*	E*	S	0	E,F	-	-
Pollenex BP1000	54	R*	8	E*	E*	S	0	F	c,o	-
Marshall Astropulse 77	89	R*	5	B*	R*	D	A	-	c	F,H
Norelco HC3001	82	R*	8	E*	E*	S	0	F	c,o	C
Tycos Self Check 7052-08	70	M*	4	B*	E*	D	A	I	j	E
Pipeer HomeCare Clinic's 2740	80	M*	14	B*	R*	S	0	E,F	-	H
Lumiscope Digitronic 1060	70	R*	10	B*	R*	S	0	F	c,o	-
Sharp MB-500	55	R*	10	E*	E*	S	0	-	c,i,o	-
Sunbeam 7621	65	M*	6	B*	R*	D	0	-	b,c	-
Bristoline Check Mate 1735	58	R*	12	R*	M*	S	0	-	b,j,k	H
Sears 2119	45	M*	11	B*	E*	D	0	-	b	I
Healthcheck BP-1	50	M*	8	B*	E*	D	A	I	g,h,j,o	G
Healthteam 8115	60	M*	12	B*	R*	D	0	-	b,c,g	-
ELECTRONICO, CON INFLADO AUTOMATICO										
Norelco HC3030	96	B*	11	E*	E*	S	0	-	u,o	C
Marshall 89	131	R*	7	E*	E*	S	0	E	k	D
Sunbeam 7650	115	R*	8	B*	R*	S	0	E	b	-
Sharp MB-600	110	M*	7	E*	E*	S	0	G	h	H
Lumiscope Digitronic 1080	100	E*	8	B*	R*	S	0	-	u,o	H
Pollenex BP1500	90	R*	11	B*	R*	S	0	-	u,o	-
Pipeer HomeCare Clinic's 231	150	M*	9	E*	E*	D	0	H	k	-
Labtron Omron 837	89	M*	9	E*	E*	D	0	-	e,k	-
Panasonic EW250	120	R*	8	B*	R*	S	A	-	a,o	-
Bristoline Check Mate 1745	94	R*	10	B*	R*	S	0	-	b,i,j,l	-
Healthteam 8145	120	M*	9	B*	R*	D	0	-	b,c,e,h	F
Healthcheck BP-2	70	M*	7	B*	E*	D	A	-	g,j,n,o	G

Nota:

1* = Precio en dólares 5* = Instrucciones (+) = Ventajas
 2* = Variabilidad diastólica 6* = Cerramiento del brazal (-) = Desventajas
 3* = Variabilidad sistólica (mmHg) 7* = Sensor Com = Comentarios
 4* = Facilidad de uso

E* = Excelente B* = Bueno R* = Regular M* = Malo MM* = Muy malo

a) Claves de las ventajas

- A - Estetoscopio adherido al brazal.
- B - La válvula de desinflado es más fácil de usar que otros modelos mecánicos.
- C - El cassette de instrucción (proporcionado) da ejemplos de sonidos arteriales.
- D - Brazal marcado para el uso del brazo izquierdo o derecho.
- E - Grande, panel indicador digital de fácil lectura.
- F - La duración de las baterías es de mayor tiempo que en otros modelos del mismo tipo.
- G - El preestablecimiento de inflado puede ser de ajuste más fino que en muchas unidades de autoinflado.
- H - El sintetizador de voz da lecturas de presión e instrucciones.
- I - Cassette de instrucciones proporcionado.

b) Claves de las desventajas

- a - Diseñados para usar únicamente en el brazo derecho.
- b - Los brazales carecen de marcas para su colocación.
- c - Plásticos apropiados juzgados débiles, pueden romperse en el uso.
- d - Los brazales carecen de un conveniente anillo D.
- e - Inflado o desinflado automático muy lento, puede causar malestar.
- f - Brazales inflables "vejiga" muy angosta, puede dar lecturas incorrectas para algunos.
- g - Error grande en el pulso estimado.

- h - Las baterías se consumen más rápidamente que en otros modelos del mismo tipo.
- i - La unidad del panel indicador es inestable, puede voltearse cuando es conmutado el interruptor de encendido/apagado.
- j - El pequeño panel indicador digital es más difícil de leer que la mayoría.
- k - Brazal excesivamente sensible al movimiento del brazo, el cual puede provocar lecturas incorrectas.
- l - Controles confusos.
- m - El inflado automático está muy arriba de la presión preestablecida, puede causar molestar.
- n - La presión puede ser preajustada únicamente a un sólo valor.
- o - Baterías no incluidas.

c) Claves de los comentarios

- A - El manómetro puede ser adherido al brazal para que una segunda persona tome la lectura.
- B - El manómetro manual es muy voluminoso para retenerlo como en la mayoría.
- C - Tiene un estilete deslizante para marcar las lecturas previas.
- D - Puede promediar las dos últimas lecturas.
- E - Tiene memoria electrónica para guardar las cuatro lecturas previas.
- F - Conector roto en el uso.

- G - Unidad sostenida por sí misma, sin estuche portátil separado.
- H - De acuerdo al fabricante, el modelo ha sido descontinuado.
- I - Modelo que no se encuentra más en catálogo, pero aún está disponible en las tiendas de venta al por menor.

VOCABULARIO MEDICO

AORTA. Tronco vascular principal donde se origina el sistema arterial del organismo. Nace en el ventrículo izquierdo. Es el vaso arterial de mayor calibre.

APOPLEJIA. Copiosa extravasación de sangre en el interior de cualquier órgano.

ARRITMIA. Falta de ritmo regular, especialmente, alteración del ritmo normal del latido cardíaco.

ARTERIA. Vaso a través del cual pasa la sangre desde el corazón hacia el resto del organismo.

ARTERIA BRAQUIAL. Arteria que se extiende por dentro del músculo bíceps; a cuenta de sus colaterales tienen lugar la irrigación sanguínea del brazo (músculo, piel y hueso).

ARTERIA FEMORAL. Arteria perteneciente al fémur (hueso que se extiende desde la pelvis hasta la rodilla y constituye el esqueleto del muslo).

ARTERIA HUMERAL. Es la arteria que tiene origen en la axila y se distribuye en el hombro, brazo, antebrazo, mano.

ARTERIA RADIAL. Es la arteria que tiene origen humeral y distribución en el antebrazo, muñeca, mano.

ARTERIOCAPILAR. Relativo a las arterias y capilares.

ARTERIOESCLEROSIS. Estado caracterizado por pérdida de elasticidad, engrosamiento y endurecimiento de las arterias.

ARTERIOLA. Rama arterial diminuta, especialmente la más próxima al capilar.

ATAQUE. Acceso. Acometimiento o recurrencia súbita de una enfermedad o de un fenómeno morboso.

AURICULA. Cada una de las dos cámaras musculares cardíacas de forma cuboidea irregular y paredes delgadas y flácidas, situadas por detrás de los ventrículos, con los que se comunican a través de los orificios auriculoventriculares correspondientes. La aurícula derecha recibe la sangre venosa de la totalidad del organismo por medio de las venas cavas, y la aurícula izquierda la sangre oxigenada proveniente de los pulmones.

BRADICARDIA. Lentitud anormal del ritmo cardíaco evidenciada por una disminución de la frecuencia del pulso a sesenta latidos por minuto o menos. También se le conoce como bradirritmia.

BRAZAL. Banda de tela u otra material que rodea el brazo, especialmente la que se emplea en los aparatos que miden la presión arterial.

BRAZALETE. Pequeña banda envolvente que rodea el antebrazo a nivel de la muñeca.

CAMARA CARDIACA. Cavidad de la aurícula o del ventrículo.

CANULA. Tubo que se introduce en el organismo; generalmente lleva un trocar en su luz.

CAPILARES. Vasos que unen entre sí las arterias y las venas y que por su enorme número, su distribución por todo el organismo y la delgadez de sus paredes, permiten que todas las células del cuerpo reciban el oxígeno y las sustancias alimentarias que aquellas necesitan para funcionar. A la vez, las úlceras vuelcan en la sangre las sustancias de

desecho (dióxido de carbono y otras), para ser expulsadas del organismo.

CARDIACO. Perteneiente o relativo al corazón.// Que padece del corazón.

CICLO CARDIACO. Período comprendido entre el comienzo desde un latido cardíaco y la iniciación del siguiente; abarca la sistole, la diástole y la pausa entre ambas.

CLINICA. Parte práctica de la actividad médica y de la enseñanza de la medicina consistente en el examen de los paciente en su propio lecho.

COLAPSO. Estado de extrema debilidad y postración.

DIASTOLE VENTRICULAR. Movimiento de dilatación del corazón, cuando la sangre llena sus cavidades inferiores.

ECG: Electrocardiograma. Registro gráfico de las corrientes eléctricas generadas por la actividad del músculo cardíaco. Se utiliza para el estudio de la función de este órgano.

EPIDEMIOLOGIA. Rama de la medicina que estudia la evolución de las enfermedades en las agrupaciones humanas, en el tiempo y en el espacio, analizando todos los factores que concurren a modificar los índices de morbilidad, mortalidad y letalidad.

ESFIGMOGRAFO DE MAREY. Es un instrumento que exterioriza los movimientos de las paredes arteriales al paso de la onda de presión. Registra las pulsaciones de los vasos.

ESFIGMOMANOMETRIA. Método que se emplea para medir la presión arterial por medio de aparatos especiales llamados

esfigmomanómetros.

ESFIGMOMANOMETRO. Instrumento que se emplea para medir la presión arterial, tomando la medición de la presión que se debe ejercer desde el exterior para suspender el pulso.

ESFIGMOOSCILOMETRO. Forma de esfigmomanómetro en el cual la desaparición y reaparición del pulso son indicado por medio de una aguja oscilante.

ESTENOSIS MITRAL. Estrechamiento del orificio auriculoventricular izquierdo. Es causa de dilatación e hipertrofia del corazón derecho y del desplazamiento cardíaco.

ESTETOSCOPIO. Cada uno de los instrumentos de distintos tamaños, materiales y formas utilizados para auscultar los ruidos respiratorios, cardíacos, pleurales, arteriales, venoso, uterinos, fetales, intestinales, etc.

ESTETOSCOPIO BIAURICULAR. Forma de estetoscopio que tiene dos ramas que se ajustan a ambos oídos.

FISIOLOGIA. Ciencia que estudia los fenómenos relacionados con las funciones de los seres vivos y trata de establecer las leyes que los rigen.

FLUJO LAMINAR. Se conoce como flujo laminar como la sangre que circula con las siguientes características: una capa infinitamente delgada de sangre que está en contacto con la pared del vaso no se mueve. La siguiente capa por dentro de aquella tiene una velocidad pequeña, la siguiente una velocidad mayor, etc., hasta que la velocidad es máxima en el centro de la corriente.

FLUJO TURBULENTO. Es el flujo cuando deja de ser flujo laminar (silencioso), con lo que se tiene un flujo con sonidos.

GASTO CARDIACO. El volumen de sangre expelido por ventrículo izquierdo hacia la aorta, por minuto.

HEMODINAMICA. Estudio de los movimientos de la sangre en los vasos y de las fuerzas relacionadas con aquéllos.

HIPERTENSION. Presión anormalmente alta, especialmente el aumento de la presión sanguínea.

HIPOTENSION. Presión sanguínea disminuida.

HOMEOSTASIS. Tendencia a la uniformidad o estabilidad de equilibrio fisicoquímico del medio interno.

HUMERAL. Perteneciente o relativo al húmero.

HUMERO. Hueso que forma el esqueleto del brazo.

IMPULSO CARDIACO. Se refiere a la onda de excitación (acompañada de corriente eléctrica) que viaja por todo el músculo cardíaco exactamente antes de la contracción. Este impulso se propaga por todo el corazón.

INTERVALO AUSCULTATORIO. Silencio que se percibe durante la medición de la presión arterial, en los casos de hipertensión o de estenosis mitral.

LATIDO. Movimiento alternativo de contracción y dilatación del corazón y del las arterias.

LETALIDAD. Número de muertes causadas por una enfermedad.

MANGUITO NEUMATICO. Aparato que consta de un brazal rectangular de goma envuelto por una funda de tela gruesa

inextendible y en comunicación con un inyector de aire, una pera de goma por ejemplo; esta pera tiene una llave en comunicación con una válvula que se cierra para contener el aire o se abre para darle salida.

MANOMETRO. Instrumento que se utiliza para medir la presión de líquidos o gases. En el esfigmomanómetro indica a qué presión se encuentra el aire contenido en el brazal. El manómetro puede ser a mercurio, y da directamente en centímetros o en milímetros de mercurio la presión del aire en el brazal, o puede ser del tipo llamado aneroides, que es metálico y que necesita de vez en cuando ser comparado con uno de mercurio para comprobar su exactitud.

MAREY LEY de. Relación entre el ritmo de los latidos cardíacos y la presión arterial, haciéndose más lento aquél cuando la última asciende. De esta forma el pulso se torna bradicárdico. Esta ley se ha comprobado modernamente que sufren numerosas excepciones.

MEDICINA CLÍNICA. Estudio de las enfermedades junto al lecho del enfermo; se funda en los signos y síntomas recogidos de éste.

MIOCARDIO. Gruesa capa de fibras musculares estriadas e involuntarias que constituye la pared del corazón.

NORMOTENSO. Que tiene tensión o presión normal.

OBLITERAR. Obstruir o cerrar un conducto o cavidad de un cuerpo.

OCLUIR. Cerrar un conducto o un orificio (como el intestino), con algo que lo obstruya (como el de los

párpados), de modo que no se pueda abrir naturalmente.

ONDA R. Onda principal positiva del electrocardiograma que, en la despolarización ventricular, representa la activación de la masa muscular del ventrículo. Su altura depende de la dirección del eje eléctrico del corazón.

OSCILOGRAFO. Instrumento registrador de oscilaciones eléctricas.

OSCILOMETRIA. Método que se emplea para medir oscilaciones de cualquier tipo, como los cambios de volumen de las arterias que acompañan los latidos cardíacos. El registro de la amplitud del pulso arterial es mediante el oscilómetro. Es el método primordial de exploración de las enfermedades vasculares periféricas, al permitir registrar el pulso de los grandes troncos arteriales no asequibles a la palpación.

OSCILOMETRO. Instrumento que se emplea en oscilometría. Además de estar formado por un brazal y un manómetro, tiene una aguja cuyas oscilaciones le sirven a la vez para indicar las presiones máxima y mínima y para apreciar la amplitud de las oscilaciones o latidos de las arterias.

PLETISMOGRAFO. Instrumento para registrar variaciones en el tamaño de algunas partes por aumento o disminución del caudal sanguíneo.

PLETISMOGRAFO DIGITAL. Pletismógrafo que registra los cambios de volumen que tiene lugar en un sólo dedo.

PRESION ARTERIAL. Presión que ejerce la sangre sobre las paredes arteriales. En general, el término se usa para

indicar la presión existente en las grandes arterias, particularmente dentro de la arteria braquial.

La fuerza cardíaca es el origen de esta presión. Se observa en el trazado de la presión arterial oscilaciones intercaladas en las pulsaciones. Resultan aquellas de los movimientos respiratorios con los cuales coinciden.

El valor de la presión arterial depende de la energía de la actividad cardíaca, de la elasticidad de las paredes de las arterias, de la resistencia de los capilares y del volumen y viscosidad de la sangre. No es constante y sus fluctuaciones ocurren por encima de los 60 ó 70 mmHg. La presión máxima corresponde al momento de la sistole del ventrículo izquierdo y la mínima a la diástole ventricular, la cual corresponde a la presión diastólica.

PRESION CAPILAR. Presión sanguínea a nivel de los capilares; es de 32 mmHg en el extremo arterial y de 12 mmHg en el venoso.

PRESION DIASTOLICA (Presión mínima). Presión ejercida durante la diástole; el término medio estadístico es de 75 mmHg.

PRESION SANGUINEA. Presión que ejerce la sangre sobre las paredes vasculares, que por ello modifican su tensión. Puede ser arterial o venosa.

PRESION SISTOLICA (Presión máxima). Presión sanguínea ejercida durante la sistole; el término medio estadístico es de 120 mmHg.

PRESION VENOSA. Presión sanguínea ejercida sobre las paredes venosas; disminuye gradualmente desde los capilares hasta la aurícula derecha.

PULSO. Expansión y contracción periódicas y sucesivas de una arteria que pueden ser percibidas con la yema del dedo. El pulso se percibe generalmente en la arteria radial a nivel de la muñeca, aunque puede captarse también en las arterias carótida, cubital, braquial, femoral, y otras. La frecuencia del pulso o número de pulsaciones varía normalmente entre 70 y 75 en el hombre y 78 a 82 en la mujer.

PULSO RADIAL. El pulso que se palpa en la arteria radial.

PULSO SALTON. Es pulso que se caracteriza por una onda de ascenso muy rápida, poco sostenida, y de descenso también brusco. El dedo sólo aprecia el brinco de la onda pulsátil durante un instante.

QUIMOGRAFO. Aparato para registrar fenómenos fisiológicos, tales como variaciones u oscilaciones de algunos órganos. Sirve para marcar gráficamente las pulsaciones de las arterias.

SHOCK (Choque). Síndrome que sigue a la insuficiencia circulatoria periférica aguda; se caracteriza principalmente por hipotensión arterial, pulso rápido y débil, respiración superficial, inquietud, ansiedad y, a veces, pérdida de la conciencia.

SISTEMA CARDIOVASCULAR. Conjunto formado por el corazón y los vasos sanguíneos. La función principal del sis-

tema cardiovascular es el transporte. Su sistema de tubos cerrados y bombeo, transporta elementos esenciales por todo el cuerpo y durante el proceso recoge los materiales de desecho generados por la actividad metabólica del cuerpo.

SISTEMA VASCULAR. El formado por los vasos del organismo especialmente por los vasos sanguíneos.

SISTOLE VENTRICULAR. Movimiento de contracción que tienen los músculos de los ventrículos del corazón y las arterias para empujar la sangre.

SONIDO KOROTKOFF. Es el sonido que se escucha al determinar la presión sanguínea por método auscultatorio; son producidos por la distensión repentina de la arteria, cuyas paredes estaban previamente relajadas debido al manguito neumático que las rodea.

STRESS. Término inglés, aceptado actualmente en el lenguaje médico mundial (dentro del cuadro del síndrome de adaptación). Conjunto de fenómenos que constituyen una de las reacciones fundamentales de defensa del organismo. El stress se identifica con el conjunto de reacciones inespecíficas que desarrolla el organismo bajo el estímulo de factores que tienden a modificar su medio normal o comprometen su homeostasis. Estos factores pueden estar representados por grandes variaciones de temperatura, quemaduras, traumatismos, emociones, etc.

TENSION ARTERIAL. Resistencia que ofrecen las paredes arteriales al flujo sanguíneo.

TRANSCUTANEO. Que se realiza a través de la piel.

TRAUMA PSIQUICO. Choque emocional que deja una impresión duradera en la mente, especialmente en el subconsciente.

TROCAR. Instrumento de cirugía, que consiste en un punzón de tres aristas cortantes, revestido de una cánula que deja al descubierto la punta del instrumento. Punzando cavidades que contienen líquidos, pueden ser extraídos éstos por medio de la cánula, de la cual se saca previamente el punzón.

VASCULAR. Relativo a los vasos o caracterizados por ellos.

VASO. Cualquier canal o conducto que contiene un líquido tal como la sangre o la linfa.

VASO SANGUINEO. Vaso que conduce sangre; puede ser una arteria, una vena o un capilar.

VASODILATACION. Dilatación de un vaso, especialmente de las arteriolas, que determinan un mayor flujo sanguíneo a una parte.

VENA. Cada uno de los vasos sanguíneos que conducen la sangre hacia el corazón.

VENTRICULO. Cada una de las cavidades pares que constituyen la parte anteroinferior del corazón. La del lado izquierdo o ventrículo izquierdo impulsa la sangre a través de las arterias del sistema aórtico; la del lado derecho o ventrículo derecho lo hace a través de la arteria pulmonar, hacia los pulmones.

CONCLUSIONES

Una persona que está capacitada para tomar las lecturas de la presión arterial con un simple esfigmomanómetro (monitor mecánico), tuvo que aprender a poner el brazal correctamente, bombear hasta el punto apropiado, retener el manómetro donde pueda verlo, colocar la campana del estetoscopio sobre la arteria, escuchar para el primer y último sonido; y leer el manómetro nada más en los tiempos correctos. También tiene que controlar la proporción del desinflado del brazal cuidadosamente, usualmente girando lentamente un tornillo. Todo se debe hacer con una sola mano, cuando es el mismo paciente el que realice la medición.

Todo el procedimiento no es tan difícil como puede parecer, pero es necesario tomar algo de adiestramiento y práctica. Algunos esfigmomanómetros están diseñados para ayudar a la gente a usar el aparato sin ayuda. La campana del estetoscopio está ya en su sitio, unido al brazal y fácil para ponerlo sobre la arteria. En otros se tiene que acuñar la campana bajo el brazal, puesto que el paciente no tiene una mano libre para retenerlo. Muchos brazales están marcados para ayudar a la puesta de la campana correctamente. Pero a pesar de todos estos adelantos, el esfigmomanómetro electrónico-digital (monitor electrónico de presión arterial), hace mas fácil para el paciente la determinación de la presión arterial y el uso del instrumento sin ayuda, puesto que no requiere de conocimiento alguno sobre la medición, además no tiene

estetoscopio, ni se necesita escuchar los sonidos arteriales, no requiere correlacionar lo que escucha a un indicador móvil del manómetro, ni controlar el desinflado del brazal.

Los monitores electrónicos de presión arterial semiautomático o automático están siendo aceptados como herramientas clínicas para conocer los valores de la presión sistólica y diastólica, además de ser ampliamente utilizados por los pacientes. Cualquiera persona puede llevar un registro de su presión, solamente necesita que el médico diagnostique los valores de presión arterial que son normales para él, además de indicarle qué signos especiales desea que le informe. Cuando se obtienen lecturas anormales, entonces se debe acudir al médico, para que dé el tratamiento que corrija dicha anomalía. Estos aparatos no deben utilizarse para que el paciente se diagnostique y ni para que lo persuada a alterar o detener la medicación sin avisar al médico, sólo por una serie de lecturas normales.

Las lecturas tomadas en el hogar pueden ser aún más fidedignas, dado que no se tiene la ansiedad, que muchas personas experimentan en los consultorios médicos.

Es una realidad, los monitores electrónicos de presión arterial, para las personas que sufren de condiciones cardíacas, ataque y trauma. Las personas con hipertensión se ven beneficiados con estos instrumentos, puesto que pueden llevar un control en su casa. La hipertensión debe corregirse lo más pronto posible debido a que puede causar

daños a los órganos vitales, incluyendo al cerebro y al corazón, puede causar estallido de los vasos sanguíneos, también puede impulsar oxígeno y nutrientes a través de los capilares tan rápido sin lograr alimentar a las células, y en muchas ocasiones causa hasta la muerte. Las lecturas pueden ayudar al médico para ajustar la dosis de la medicina, especialmente cuando el tratamiento inicia o cuando se prescribe una nueva dosis. Esto evita la molestia de acudir frecuentemente al médico sólo por esta razón. Quizás más importante, el monitorear la presión arterial puede animar a los pacientes a permanecer con regímenes médicos o dietéticos al comprobar que tales medidas están controlando la presión.

Para los casos en que hay repetición de lectura, las mediciones de presión que emplean el sensor piezoeléctrico, ultrasonido, o extensómetro, en un sistema de presión arterial semiautomático y automático han sido reportados como una condición superior a aquellos hechos manualmente con un estetoscopio porque los sentidos auditivos del médico o técnico no son tan dignos de confianza como el sensor.

A pesar de que los monitores automáticos basados en el efecto ultrasónico Doppler están comercialmente disponibles, los movimientos de artefactos es un serio problema porque la arteria braquial se mueve y crea un efecto Doppler secundario.

Los dispositivos semiautomáticos y automáticos son herramientas de medición utilizados en agencias federales en

los E.U.A., como en la NASA. al igual que en agencias de hipertensión y de salud.

El único cuidado que hay que tener en los monitores electrónicos, es el de evitar los movimientos de artefactos, puesto que son sensibles a ellos debido al arreglo de acoplamiento del sensor del brazal/piel. El movimiento del brazo o del dedo traerán como consecuencia el ocultamiento de la señal deseada por el ruido.

Una clasificación general de los esfigmomanómetros electrónicos, es la siguiente:

1. Tipo estetoscopio electrónico.

Estos instrumentos utilizan un micrófono en el brazal para recoger y procesar los sonidos Korotkoff, y para parpadear una luz y/o activar un sonido mientras la presión del brazal disminuye desde la presión sistólica a la diastólica. El manómetro normalizado aneróide o de columna de mercurio, deben ser leídos por el operador cuando suceda esto para poder determinar la presión arterial.

2. Tipo automático-digital

Esta línea esta compuesta de microprocesadores, transductores de presión de estado solido, indicador visual digital para la presión sistólica y diastólica, y de análisis de error para ser exhibidos en el indicador visual digital. Estos aparatos utilizan componentes de tecnología muy avanzada y pueden ser usados para:

a) Recoger sonidos Korotkoff con estetoscopio electrónico (micrófono),

b) Recoge y mide la presión con un brazal pequeño llamado "brazal oscilométrico".

c) Procesar los datos con un mecanismo automático a base de un microprocesador programado que controle el escape lento y veloz, y correlacione el sonido Korotkoff y datos de presión con un indicador visual digital, como la presión sistólica y diastólica. Si un error se comete en la medición el sistema analizará el error y aparecerá en el indicador visual sólo el error que haya sido hecho.

Entre más tipos de error tenga un instrumento, más confiables serán las mediciones debido a que detecta valores verídicos de presión y los que en la realidad no pueden existir, los exhibe como error. Esto evita que el paciente inexperto se preocupe por un valor, que él ignora, que en un ser humano es imposible que exista. Además, facilita al paciente determinar en dónde se encuentra su error, con el sólo hecho de ver en el monitor un LED indicador o leer en el indicador visual digital la clave de error, para después descifrarlo con ayuda de las instrucciones impresas en el monitor y así poderlo corregir inmediatamente.

Si solamente existiera una sola indicación de error, se tendría que buscar todos los posibles errores que se podrían cometer, como por ejemplo, no conectar el micrófono o no ponerlo sobre la arteria. no ajustar correctamente el brazal, etc. Pero, si no contara con ninguna señalización

de error se acudiría muchas veces innecesariamente al médico, pensando que hay una alteración en el organismo, debido a que no coinciden con los valores normales dados por el médico. También, en ocasiones se registran valores anormales, modificados por las emociones, temperaturas extremas en el medio ambiente, etc.

La complejidad de la forma de hacer la medición está ilustrado por el gran número de métodos indirectos existentes para la medición electrónica (automática y semiautomática) de la presión arterial.

Cuando se requieren lecturas muy exactas de la presión arterial, como en el uso en hospitales (en cirugía o en terapia intensiva), se tiene que desarrollar sistemas muy complicados para el monitoreo automático de la presión arterial.

Los monitores que utilizan las técnicas del ultrasonido, tonómetro, pletismógrafo, son más complejos de hacer y por lo mismo más costosos; además de ser más voluminosos. El ultrasonido es un sistema exacto pero muy caro. Se considera que el precio es mayor en proporción a la exactitud, sin embargo los costos pueden disminuir dependiendo de la demanda. Para muchos el oscilómetro fue el instrumento más exacto, pero, mucha experiencia y un grado razonable de destreza manual fue necesario para usar este instrumento apropiadamente. Esto, unido con el tamaño relativo del instrumento, ha evitado que el oscilómetro llegue a ser popular. Pero gracias a la electrónica se

pueden superar todos estos inconvenientes y ser otra forma útil de medir y hasta ser un instrumento portátil. Al método auscultatorio se le considera como confiable, debido a que sus valores obtenidos son muy reales.

Para la construcción de un monitor electrónico portátil, es conveniente utilizar el de micrófono o el oscilométrico, debido al pequeño tamaño y bajo costo de los elementos que lo forman; y por lo mismo es más barato su construcción y venta. Sin embargo, el precio aumenta conforme más complejo sea o más actividades realice.

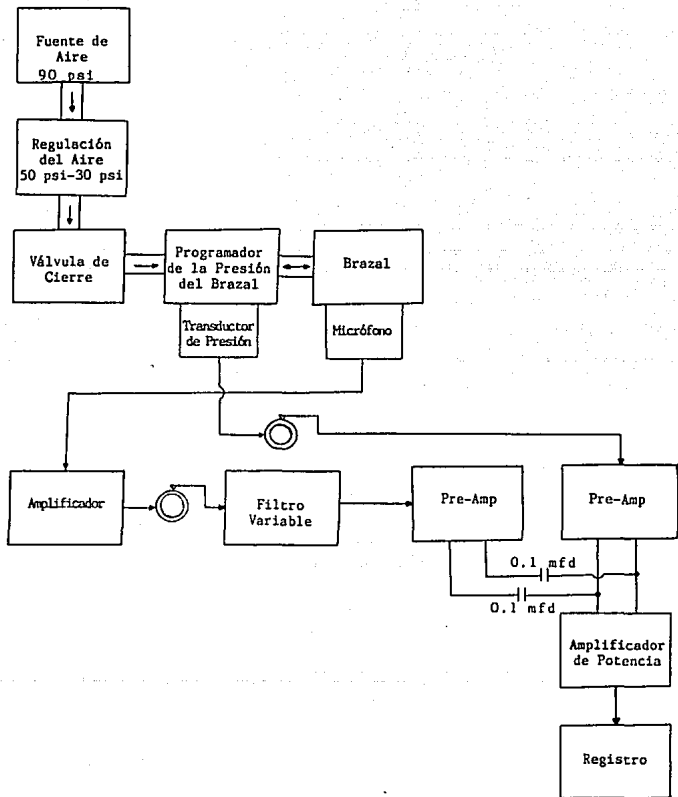
El utilizar el principio del método directo, es muy peligroso para el paciente que desee llevar a cabo la medición, por él mismo, debido a que necesita de conocimientos para poder insertar la aguja exactamente en la arteria correcta y no dañar a la misma u otros vasos sanguíneos. Además, se necesita contar con la suficiente higiene para evitar una infección. En los casos de una medición cuyo único objetivo es la de conocer la condición en que se encuentra la presión arterial en una persona normal, es un piquete que se puede evitar con cualquiera de los monitores electrónicos expuestos. A pesar de que la lectura la realice una persona experta, al paciente no le dan ganas de conocer su estado porque a la mayoría de ellas no les gusta la introducción de agujas, además de provocarle desconfianza.

Por lo que se refiere a los transductores, no es conveniente utilizar los de desplazamiento (mecánicos),

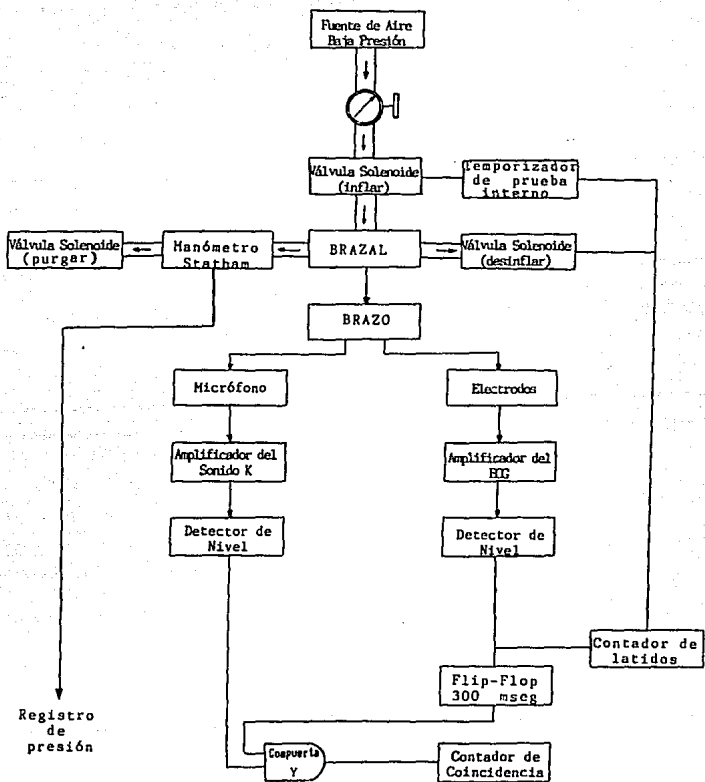
puesto que tienen un gran tamaño y alto costo. debido a su capacidad de resistencia a las altas presiones. Es mejor utilizar un transductor de presión de estado sólido, porque cuentan con mejores características por su pequeño tamaño. el rango de presiones es el adecuado y algunos ya incluyen circuitería de compensación de temperatura, regulación de voltaje y amplificación. También es conveniente por su bajo costo, se pueden encontrar hasta de \$10 dólares.

En cuanto a la información, es difícil encontrarla para todos los instrumentos que miden la presión arterial con excepción del esfigmomanómetro, puesto que se ha venido perdiendo a través del tiempo. Se ha dejado de publicar ésta debido a que el esfigmomanómetro de Riva Rocci-Korotkoff desplazó a los demás, demostrando ser el óptimo para la medición, por su sencillez de uso y facilidad de traslado a cualquier lugar. Pero es hasta ahora con el empleo de la electrónica, que han resurgido de nuevo los demás instrumentos, logrando hacerlos de fácil uso.

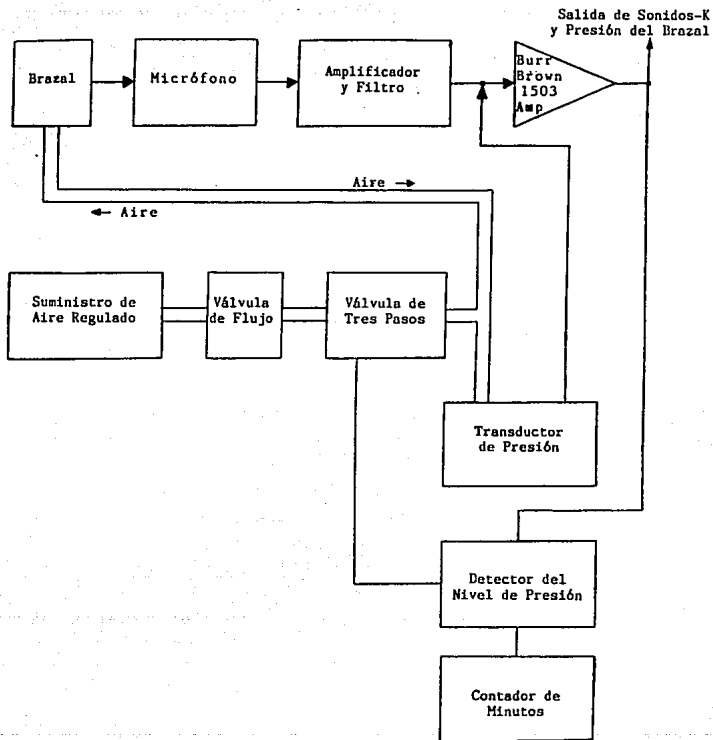
APENDICE :
DIAGRAMA DE BLOQUES



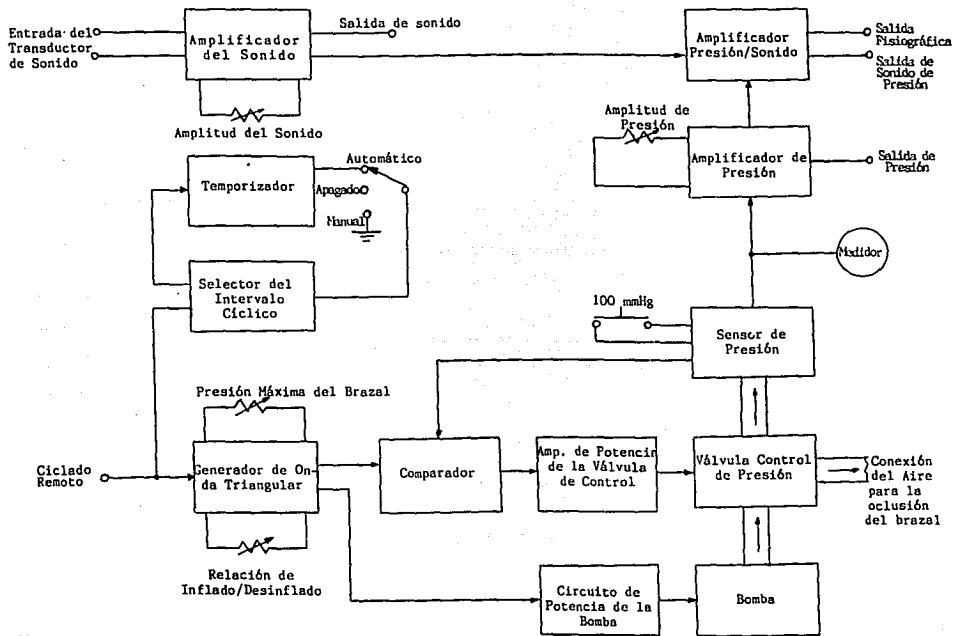
1. Diagrama de bloques para la determinación automática e indirecta de la presión arterial. (USAF School of Aerospace Medicine, Brooks Air Force Base, Texas).



2. Diagrama de bloques de un sistema automático para la medición de la presión sistólica y diastólica media con una presión de brazal constante. (B. Tursky, D. Shapiro, y G.E. Schwartz, IEEE Trans. Biomed. Eng.).



3. Sistema automático de presión arterial. (USAF School of -
Aerospace Medicine, Brooks AFB, Texas).



4. Electroesfigmomanómetro Narco PE 300 programado (Narco Bio-Systems, Houston, Tex.).