



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

MANUAL DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y CORRECTIVO DE EQUIPO MEDICO PARA DIAGNOSTICO.

T E S I S

PARA OBTENER EL TITULO DE: INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA AREA ELECTRICA ELECTRONICA P R E S E N T A N :

FEDERICO HERNANDEZ NIETO ARMANDO JUAREZ LAGUNA JUAN CARLOS PASTRANA RODRIGUEZ JUAN MANUEL SALGADO BOTELLO RICARDO SANCHEZ ESPINOSA

DIRECTORA: ING. NORMA ELVA CHAVEZ RODRIGUEZ



MEXICO, D.F.

2002

TESIS CON FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

INDICE

CONTENIDO

	Pag.
Introducción	i
CAPITULO 1	
<u>EQUIPO MEDICO.</u>	1
<u>1.1 Equipo de diagnóstico</u>	1
<u>1.1.1 Electrocardiógrafo (ECG).</u>	1
1 1 1 1 El preamplificador del Electrocardiógrafo	6
<u>1.1.2 Electroencefalógrafo.</u>	9
1 1 2 1 Electroencefalografía	9
1 1 2 2 Electrodo de EEG y el sistema 10-20	11
1 1 2 3 Amplitud de EEG y bandas de frecuencia	12
1 1 2 4 Los usos de diagnóstico del EEG y modelos de sueño	12
1 1 2 5 Los sistemas de grabación multicanal de EEG y controles externos típicos	16
1 1 2 6 El sistema simplificado de diagrama de bloques del EEG	18
1 1 2 7 Preamplificadores y sistema de especificaciones del EEG	19
<u>1.1.3 Instrumentación médica de laboratorio.</u>	21
1 1 3 1 Sangre (Propósito y componentes)	21
1 1 3 2 El plasma de la sangre consiste de los siguientes elementos	22
1 1 3 3 Pruebas de sangre (celulares y químicas)	23
1 1 3 4 Instrumentación	24
<u>1.1.4 Equipos de ultrasonido.</u>	35
1 1 4 1 Reflexión, refracción, difracción y fenómeno de dispersión	36
1 1 4 2 Reflexión especulada, reflexión difusa y dispersión	37
1 1 4 3 Fenómeno de multilinea	38
1 1 4 4 La impedancia acústica	39
1 1 4 5 Transductores de ultrasonido	39
1 1 4 6 La absorción y atenuación de energía del ultrasonido	42
1 1 4 7 Exploración de modos y sistemas	44
1 1 4 8 Efecto Doppler	45
1 1 4 9 Efectos biológicos del ultrasonido	50
<u>1.1.5 Equipos de rayos X.</u>	50
1 1 5 1 Tubos de rayos X	52
1 1 5 2 Anodo y foco	54
1 1 5 2 1 Carga máxima admisible en el foco	55
1 1 5 3 Tipos de tubos de rayos X	56
1 1 5 4 Protección contra la radiación y la alta tensión en el tubo de rayos X	57
1 1 5 5 Alta tensión	59
1 1 5 6 Aceite dieléctrico	59
1 1 5 6 1 Métodos de refrigeración por aceite	60
1 1 5 7 Facultades de los rayos X	61
1 1 5 8 Formas de alta tensión aplicada al tubo	62
1 1 5 8 1 Aparatos de media onda	64
1 1 5 8 2 Aparatos de media onda con válvulas o rectificadores	64
1 1 5 8 3 Aparatos de onda completa	65
1 1 5 9 Unidades conectadas a tensión trifásica	66
1 1 5 10 Aparatos de descarga del condensador	67
1 1 5 11 Cables de alta tensión	68

1.1.5.12	Clasificación de los aparatos	68
1.1.5.13	Funcionamiento del aparato	69
1 1 5 13 1	Elección libre del tiempo de exposición.	69
1 1 5 13 2	El pupitre de control	70
1 1 5 13 3	Encendido y apagado, ajuste de corriente y tensión.	70
1 1 5 13 4	Cronómetro o interruptor de tiempo	70
1.2	Equipos de terapia.	70
1.2.1	Equipos de anestesia.	70
1.2.2	Incubadoras.	76
1 2 2 1	Definición de los términos utilizados	77
1 2 2 2	Especificaciones	77
1 2 2 3	Componentes eléctricos	78
1.2.3	Ventiladores.	83
1 2 3 1	Sistema de Control	83
1 2 3 2	Sistema de provisión de gases	83
1 2 3 3	Sistema de monitoreo interno	84
1 2 3 4	Interfase operador-máquina	84
1 2 3 5	Interfase paciente-respirador	84
1 2 3 6	Sistemas de seguridad	84
1 2 3 7	Modos de ventilación	85
1 2 3 8	Clasificación de los respiradores según la aplicación.	88
1.2.4	Desfibrilador.	91
1.3	Equipo para la esterilización.	101
1.3.1	Esterilización.	101
1 3 1 1	Autoclaves	102
1 3 1 2	Esterilizadores a gas de óxido etilénico	109
CAPITULO 2		
<u>MEDICION Y AMPLIFICACIÓN DE SEÑALES.</u>		113
2.1	Tipos de señales.	113
2.2	Adquisición de Señal.	114
2.2.1	Electrodos.	114
2.2.2	Sensores.	118
2 2 2 1	Sensores activos y sensores pasivos	119
2 2 2 2	Sensores de presión	120
2 2 2 3	Sensores de flujo y caudal	121
2.2.3	Transductores.	122
2 2 3 1	Tipos de transductores	122
2.3	Amplificación de la señal.	125
2.3.1	Los amplificadores operacionales.	126
2.3.2	Amplificadores Aislados.	139
2.4	Ruido.	149
2.4.1	Relacion señal a ruido	150
2.4.2	Tipos de ruido.	152
2.4.3	Estrategias de reducción de ruido.	153

CAPITULO 3

MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y CORRECTIVO.

156

<u>3.1 Mantenimiento preventivo.</u>	156
<u>3.1.1 Electrocardiógrafo.</u>	156
3.1.1.1 Inspección Visual	156
3.1.1.2 Pruebas	157
3.1.1.3 Inspección del Ambiente de Trabajo	157
3.1.1.4 Procedimientos	158
3.1.1.5 Limpieza	158
<u>3.1.2 Electroencefalógrafo.</u>	158
<u>3.1.3 Ultrasonido.</u>	159
<u>3.1.4 Equipos de rayos X.</u>	160
3.1.4.1 Mantenimiento preventivo y de seguridad	160
3.1.4.2 Reglas a seguir en el uso de radiaciones	161
<u>3.2 Mantenimiento Correctivo.</u>	162
<u>3.2.1 Las causas de las fallas o funcionamiento deficiente.</u>	162
<u>3.2.2 La localización de fallas.</u>	163
<u>3.2.3 Características que debe tener para localizar de fallas.</u>	163
<u>3.2.4 Descripción general de instrumentos.</u>	164
<u>3.2.5 Técnicas de localización, aislamiento y ubicación.</u>	165
3.2.5.1 Localización restringida a una función	166
3.2.5.2 Aislamiento a un circuito	167
<u>3.2.6 Equipo de pruebas y mediciones.</u>	168
3.2.6.1 Mediciones	168
3.2.6.2 Instrumentos de prueba	170
<u>3.2.7 Componentes y sus características</u>	172
3.2.7.1 Resistores	172
3.2.7.2 Capacitores	174
3.2.7.3 Semiconductores	175
3.2.7.4 Transistores	175
3.2.7.5 Circuitos integrados	176
3.2.7.6 Fusibles	176
<u>3.2.8 Sugerencias útiles para evitar complicaciones.</u>	177
3.2.8.1 Mecánica	177
3.2.8.2 Eléctricas	178
3.2.8.2.1 Estática	178
3.2.8.2.2 Transitorias	179
3.2.8.2.3 Corto - circuitos	179
3.2.8.3 Mediciones	180
<u>3.2.9 Medidas de seguridad.</u>	180
3.2.9.1 Riesgos de origen eléctrico	181
3.2.9.2 Riesgos de origen mecánico	182
3.2.9.3 Riesgos por radiación	182
3.2.9.4 Riesgos por quemadura	183
3.2.9.5 Riesgos biológicos	183
<u>3.2.10 Técnicas de reparación.</u>	184
3.2.10.1 Reemplazar componentes	184
3.2.10.2 Instalación del componente	185
3.2.10.3 Sustitución del componente	185
3.2.10.4 El mantener los instrumentos limpios	186

<u>3.3 Seguridad en el Area de Trabajo.</u>	187
<u>3.3.1 Seguridad en el Ambiente Mecánico.</u>	188
<u>3.3.2 Seguridad donde se emplean gases.</u>	189
<u>3.3.3 Seguridad en el Ambiente donde se usan Radiaciones.</u>	190
<u>3.3.4 Seguridad eléctrica.</u>	191
<u>3.3.5 Seguridad en el Ambiente donde se usan Ondas de Radiofrecuencia.</u>	192
<u>3.3.6 Disminución de riesgos en el proceso de capacitación.</u>	193
<u>3.3.7 Generalidades sobre las señales de seguridad y colores.</u>	194
<u>Conclusiones.</u>	202
<u>Referencias.</u>	203

INTRODUCCION

En la actualidad los equipos médicos que se utilizan para el diagnóstico de la condición física del paciente, han ido avanzando a grandes pasos en la forma, diseño, componentes, tamaño y capacidad. La confiabilidad de los resultados obtenidos es de suma importancia, ya que las decisiones que toma el médico, se apoyan cada día más en esta información. cualquier error en los registros pueden llegar a dañar al paciente.

Se presenta una descripción en forma general del funcionamiento y operación de algunos equipos médicos utilizados para el diagnóstico como son electrocardiógrafos, electroencefalógrafo, instrumentación de laboratorio, ultrasonido y rayos X. Ya que estos equipos son los que se encuentran comúnmente en los hospitales del sector salud y el personal de mantenimiento de equipo médico puede realizar el mantenimiento preventivo y correctivo dentro de las instalaciones. Refiriéndonos también a la forma en la cual se obtienen las señales o parámetros a medir del paciente, como pueden ser señales de ECG, EEG, etc., a través de electrodos, sensores o transductores. Así como el manejo de las señales obtenidas, es decir, las diferentes formas de amplificar, filtrar y eliminar el ruido en las mismas y su observación.

Es importante la capacitación del personal en mantenimiento de equipo médico, ya que tienen una gran responsabilidad en mantener a estos en óptimas condiciones, en algunos casos no tienen los conocimientos necesarios para desarrollar su trabajo, por ende es una de las causas del funcionamiento deficiente del instrumento o aparato (equipo médico). Es importante remarcar que el personal de mantenimiento tenga los conocimientos necesarios de electricidad y electrónica, para poder describir las características funcionales de los diferentes componentes electrónicos (transistores, capacitores, diodos, circuitos integrados analógicos y digitales, etc.)

El manual consta de una metodología o pasos a seguir, es decir, que el personal de mantenimiento lleve a cabo una rutina en la revisión del equipo médico (mantenimiento preventivo y correctivo), dentro de esta secuencia (mantenimiento correctivo) se localiza, se aísla y se ubica la falla para poder ser corregida. Considerando que se cuente con los elementos necesarios (instrumentos de medición, prueba y refacciones) para su reparación y calibración. Así como la seguridad que se debe tener en el manejo de éstos y en las áreas de trabajo.

El manual pretende que el personal de mantenimiento preventivo y correctivo del equipo médico, aprenda una rutina en la revisión de los equipos, considerando la importancia de la seguridad tanto para el paciente como del usuario. Con la práctica y la experiencia adquirida tendrá una respuesta más rápida en cuanto a la localización de la falla y poder repararla, esto nos lleva a que el equipo no este fuera de uso demasiado tiempo y se refleje en la atención al paciente, aunado a esto el ahorro de dinero, ya que los costos son elevados cuando el equipo se manda a reparación externa.

CAPITULO 1

EQUIPO MÉDICO

Dentro de la gran diversidad del equipo médico, se tienen tres grupos principales de acuerdo a su aplicación al paciente como son:

Equipo de diagnóstico. Es aquel instrumento o equipo que muestra por medio de imágenes, gráficos y otros datos, los resultados de las pruebas realizadas al paciente, para determinar su estado de salud ó su condición física. Como pueden ser: electrocardiógrafos, electroencefalógrafos, ultrasonidos, rayos X, etc.

Equipo de terapia. Este tipo de equipos brinda ayuda al paciente para mantener sus signos vitales estables como son: incubadoras, ventiladores, etc. así como mejorar su condición física por medio de rehabilitación, tratamientos, etc.. En el caso de los desfibriladores se utilizan como resucitadores, es decir, estimula al corazón para que funcione nuevamente.

Equipo de esterilización: Es importante mencionar este tipo de equipos, ya que para fines médicos, la necesidad de esterilizar los objetos que se ponen en contacto con los pacientes, es evitar las infecciones y que constituye un procedimiento antiséptico. La esterilización destruye cualquier tipo de gérmenes patógenos; esto es, que interesa la muerte de aquellos organismos perjudiciales a la salud de los pacientes.

Dentro de estos equipos se encuentran: las autoclaves y esterilizadores a gas de óxido de etileno.

Aunque la finalidad del capítulo es enfocarnos principalmente a realizar una descripción general de los equipos de diagnóstico antes mencionados, también se presentará una descripción de los equipos mencionados en los otros grupo.

1.1 Equipo de diagnóstico.

1.1.1 Electrocardiógrafo (ECG).

Los electrocardiógrafos (ECG) son utilizados en prácticamente todos los niveles de atención a la salud. Por esta razón, son equipos que se fabrican en muchas versiones incluyendo los portátiles y los que se montan en su propio "carrito".

Estos son funcionalmente caracterizados por la detección, amplificación y registro de los voltajes eléctricos asociados al ciclo cardíaco por electrodos colocados en las extremidades y en el pecho. Las señales son trazadas por un estilete caliente (estilete termico), montado en un galvanómetro de desplazamiento de D'Arsonval, o por una cabeza inscriptora termica sobre papel tratado con una emulsión termo-química.

Los electrocardiógrafos son fabricados en versiones de uno o varios canales de registro. Dos principios básicos de diseño son usados. Uno basado en la amplificación lineal y el otro basado en la amplificación de una señal modulada por una portadora. Esta última debido a que en ocasiones los ECG se usan en áreas cercanas a cauterizadoras o diatermias y provocan interferencias de radio-frecuencia. El electrocardiógrafo mono-canal es el que tiene una más amplia aplicación en la clínica. Los electrocardiógrafos multi-canal normalmente se utilizan en hospitales e institutos de investigación. Las corrientes eléctricas esparcidas crean diferencias de potencial eléctrico entre varias partes de cuerpo y estas pueden ser detectadas y grabadas a través de electrodos de superficie colocados sobre la piel.

La forma de onda típica medida de brazo derecho a brazo izquierdo se muestra en la figura 1.1; en (a) se muestran intervalos de tiempo y en (b) relación de amplitud.

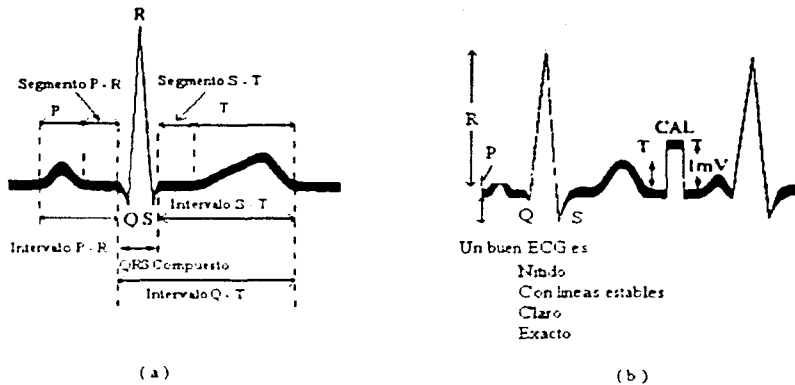


Figura 1.1

En una grabación estándar de electrocardiograma hay 5 electrodos conectados al paciente: Brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA), pierna izquierda (LL), pierna derecha (RL) y pecho C. Estos electrodos son conectados a la entrada de un amplificador diferencial a través de una guía y van a ser seleccionados por medio de un switch.

La grabación obtenida a través de diferentes pares de electrodos resulta en diferentes formas de onda y amplitudes, estas son llamadas guías; cada guía transporta una cierta cantidad de información única, que no esta en las otras. En la figura 1.2 se muestran los ejes del corazón los cuales son examinados por 6 guías ó derivadas estándar I, II, III, AVR, AVF y AVL. Con estas graficas el médico es capaz de diagnosticar el tipo y la ubicación de la enfermedad del corazón

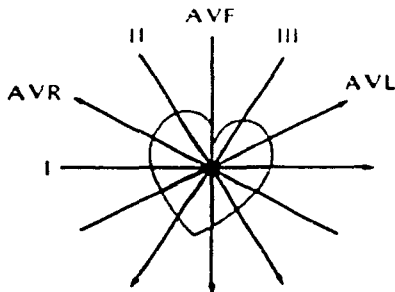


Figura 1.2

Las conexiones eléctricas para las 12 guías estandar se muestran en la figura 1.3. En el electrocardiógrafo se utiliza la pierna derecha del paciente como el electrodo común y el switch selector de guía conecta la rama seleccionada o el electrodo del pecho a la entrada del amplificador diferencial.

Las guías de rama bipolar son designadas: guía I, guía II y guía III, la cual es nombrada triangulo Einthoven (figura 1.3 b).

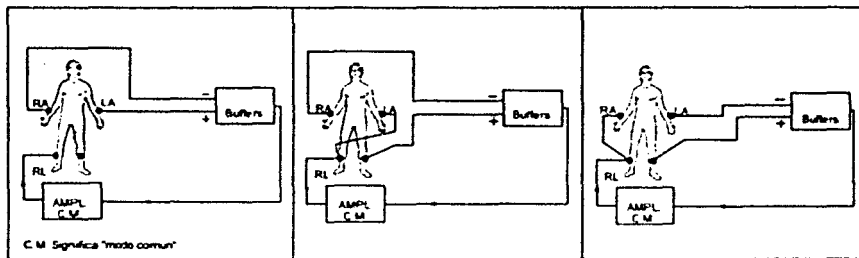
- A) Guía I: El electrodo LA es conectado a la entrada no inversora del amplificador, mientras que RA es conectado a la entrada inversora.
- B) Guía II: El electrodo LL es conectado a la entrada no inversora del amplificador mientras que RA es conectado a la entrada inversora. (LA es cortocircuitada con RL).
- C) Guía III: El electrodo LL es conectado a la entrada no inversora mientras que LA es conectado a la entrada inversora. (RA es cortocircuitada con RL).

La rama unipolar de guías también conocida como, rama de guías aumentada; examina el potencial compuesto de las tres guías simultáneamente. En las tres guías aumentadas; la señal de dos de ellas es sumada en una red de resistencia y luego aplicada a la entrada inversora del amplificador, mientras que la señal restante de la rama de electrodo es aplicada a la entrada no inversora.

- A) Guía AVR: El electrodo RA es conectado a la entrada no inversora, mientras que LA y LL son sumados en la entrada inversora.
- B) Guía AVL El electrodo LA es conectado a la entrada no inversora, mientras que RA y LL son sumados en la entrada inversora
- C) Guía AVF El electrodo LL es conectado a la entrada no inversora, mientras que RA y LA son sumados en la entrada inversora

Las guías unipolares de pecho (V1 hasta V6) son medidas con las señales de ciertos lugares específicos en el pecho y aplicadas a la entrada no inversora del amplificador, mientras que RA, LA y LL son sumadas en una red de resistencias en la entrada inversora del amplificador (llamado electrodo neutro)

La figura 1.3a Muestra los lugares de V1 hasta V6 además de otros lugares que son usados frecuentemente.

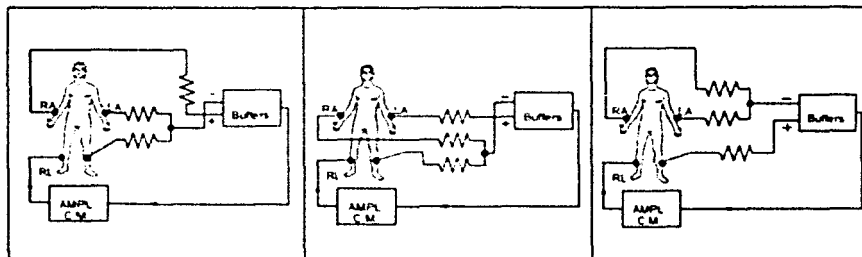


Caso I

Caso II

Caso III

Guías Unipolares de extremidad



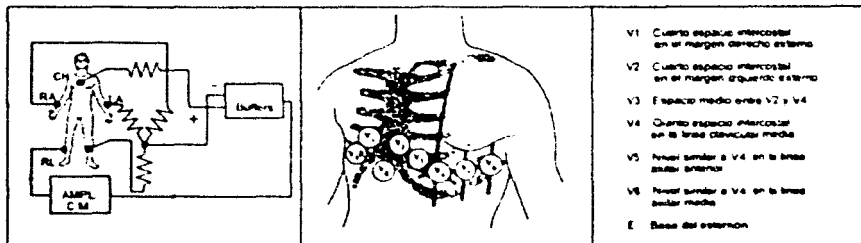
Caso AVB **

Caso AVI **

Caso AVII **

** Fuente: "Electrocardiografía" (1978) Ed. Médica

Guías de Pecho Unipolares



Caso V1

Caso V2-V6

Caso V7-V9

- V1 Cuarto espacio intercostal en el margen derecho externo
- V2 Cuarto espacio intercostal en el margen izquierdo externo
- V3 Espacio medio entre V2 y V4
- V4 Cuarto espacio intercostal en la línea claviculor media
- V5 Posición similar a V4 en la línea axilar anterior
- V6 Posición similar a V4 en la línea axilar media
- E Base del esternón

Figura 1.3 a.

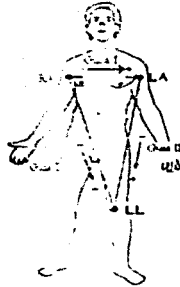


Figura 1.3 b

La figura 1.4 muestra las formas de onda de un paciente tomando las doce posiciones diferentes de guías. El pulso cuadrado mostrado en algunas formas de onda es una señal de calibración de 1mV suministrada por el electrocardiógrafo.

Otras señales de electrocardiograma: En adición a las señales convencionales del electrocardiograma mencionadas anteriormente existen ciertas señales específicas que son obtenidas algunas veces, como:

- **Señal interdigital:** Esta señal es tomada entre dos dedos y es utilizada en primer lugar como monitoreo casero de pacientes (especialmente aquellos con marcapasos). Una técnica común es usar el dedo índice de cada mano como fuente de señal.
- **Señal esofágica:** En este tipo de señal grabada, un electrodo es colocado cerca del corazón en el esófago. Un catéter especial conteniendo: un electrodo diminuto, un electrodo externo bipolar de paso o un electrodo especial naso gástrico es usado para adquirir la señal. Este electrodo es colocado en el esófago muy cerca del corazón. La principal aplicación del electrocardiograma esofágico es examinar la actividad atrial del corazón. Las amplitudes de onda relativas de P y R son usadas para establecer la posición del sensor atrial.
- **Electrocardiograma de asiento del retrete:** Este tipo de grabación usa dos electrodos colocados en cada lado del asiento. La señal que se adquiere es normalmente conectada a una computadora en donde un software de detección de arritmia está corriendo. El propósito es detectar la arritmia cardíaca que ocurre algunas veces cuando el paciente se esfuerza durante la defecación.

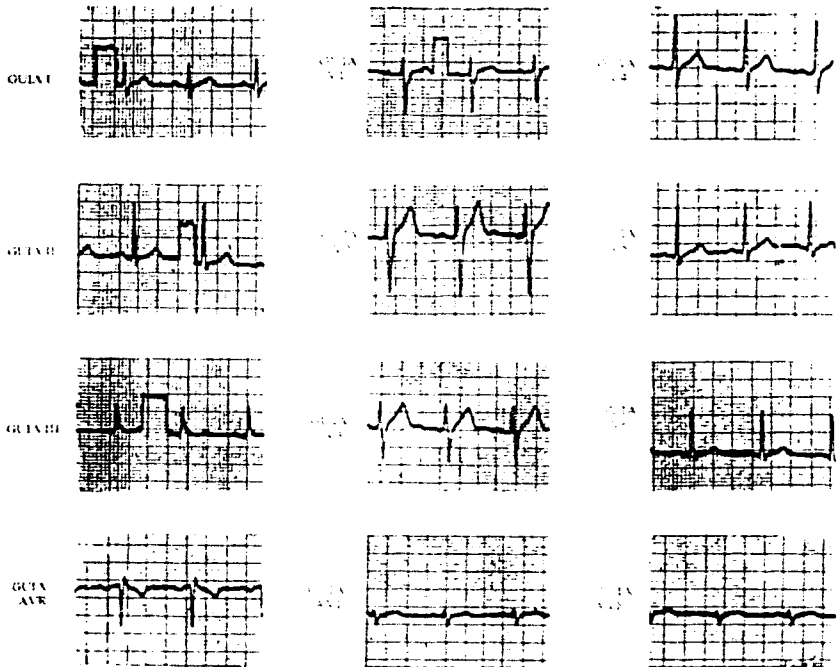


Figura 1 4

1.1.1.1 El preamplificador del Electrocardiógrafo.

Un preamplificador de Electrocardiógrafo (ECG) es un amplificador bioeléctrico diferencial. La circuitería de la entrada consiste en la entrada de alta impedancia del amplificador bioeléctrico, un switch selector de guía, una fuente de calibración de 1mV y un medio de protección contra alto-voltaje, descarga del desfibrilador usado en el paciente. En los amplificadores de electrocardiógrafos modernos se usan amplificadores de aislamiento para seguridad del paciente. El tipo limitado más simple de amplificador de ECG se muestra en figura 1 5

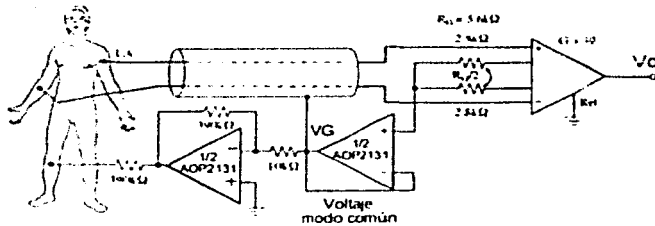


Figura 1.5

Aquí un chip (monolítico) del amplificador de ECG con guía de la pierna derecha nos indica que un amplificador de instrumentación (IA) puede conectarse directamente a una persona a través de los electrodos.

Los preamplificadores ECG deben ser acoplados en ac para que el potencial de offset sea eliminado. Normalmente es fácil obtener la cooperación del paciente para los pocos minutos requeridos para la grabación del diagnóstico del electrocardiograma; el paciente debe permanecer recostado reduciendo la tensión muscular al mínimo. Los instrumentos usados para el monitoreo son diseñados con una respuesta en frecuencia de 30 a 50 Hz.

El switch selector de guía es un control en el panel frontal que permite al operador seleccionar la forma de onda que va a ser desplegada; en máquinas de selección manual este switch puede ser una perilla rotatoria o un botón multinivel. En máquinas automáticas este switch puede ser un CMOS o un JFET. Algunos monitores no tienen este switch de guía, en este caso solo el común y dos electrodos de guía son conectados al paciente.

La ganancia del amplificador de ECG debe ser estandarizada al grabar una forma de onda para diagnóstico, para lograr esto se utiliza el circuito de calibración de pulso de 1mV.

El desfibrilador es un estimulador de corazón eléctrico de alto voltaje usado para resucitar víctimas que sufren un ataque al corazón. Es necesario tener un monitor de ECG conectado al paciente cuando se use el desfibrilador. La entrada del preamplificador ECG debe ser diseñada para resistir altos voltajes y picos de corriente altos, aunque las formas de onda ECG normales están en el orden de mili-volts. En algunos preamplificadores de ECG los circuitos de protección son bastante elaborados, mientras que en máquinas viejas se tiene muy poca protección. Un circuito de protección es mostrado en la figura 1.6.

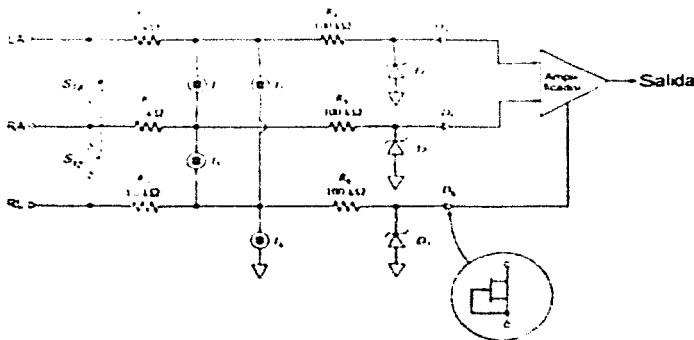


Figura 1.6

Aparatos para la lectura de información de electrocardiogramas: Hay dos formas para leer este tipo de información. La primera mediante un osciloscopio y la otra en un rollo de papel especial en el cual se va graficando. Los osciloscopios médicos son los que se utilizan con mayor frecuencia los cuales tienen una velocidad de barrido horizontal: 25 mm/s, 50 mm/s, y 100 mm/s.

La figura 1.7 muestra un diagrama a bloques de un ECG. La sección de electrónica es el preamplificador ECG y un amplificador para manejar el galvanómetro.

Un galvanómetro es una bobina magnética de movimiento. Una pluma es montada de tal forma que se mueva conforme se mueva la aguja del galvanómetro. La dirección en que se mueva la pluma dependerá de la polaridad de la corriente en la bobina, mientras que la desviación dependerá de la amplitud de la corriente.

Algunos hospitales utilizan máquinas multicanales en las cuales se pueden obtener tres de las doce señales de guías al mismo tiempo.

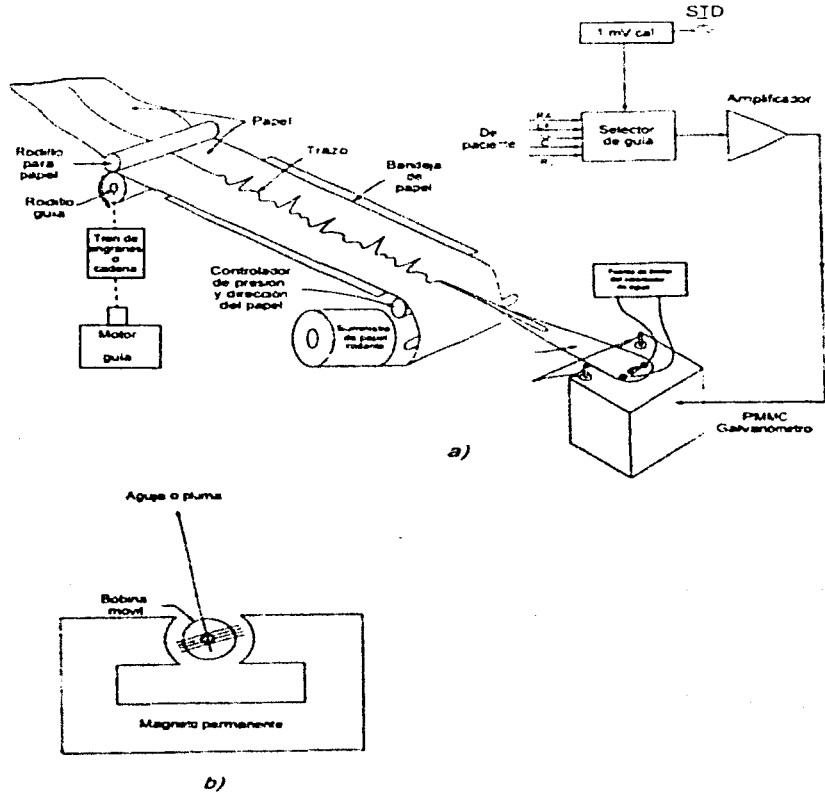


Figura 1.7 a) diagrama de bloques, b) galvanómetro.

Cables de paciente.

La parte más importante del sistema son los cables de paciente; estos se llegan a dañar cuando la máquina es operada inadecuadamente.

Muchas configuraciones de cables son usadas en los ECG, algunos son contruidos en dos piezas juntas y otros vienen en una sola pieza. El cable contruido en dos piezas es mas caro inicialmente que el sencillo, pero a la larga resulta más económico debido a que cuando se rompe frecuentemente es en el conector del electrodo, al final del cable y este puede ser remplazado a un costo más bajo que el cable de una sola pieza. Adicionalmente el cable de dos piezas permite el uso de diferentes tipos de electrodos.

Hay tres tipos basicos de conectores de electrodos en la terminal del paciente, y se pueden hacer vanas configuraciones, algunas son para un tipo de electrodos manufacturados especialmente.

Un cable de punta es usado para conectar temporalmente electrodos tales como el de plato o copa de succión. Estos están disponibles con una terminación de banana estándar o con una terminal especial que se parece mucho a un conector de cable telefonico.

Otro tipo de cable tiene un electrodo de copa plata-cloruro de plata (Ag-Ag Cl) ya integrado. La copa es llenada con una jalea cada vez que es usado y adherido a la piel paciente con cinta adhesiva.

El ultimo tipo de cable usa un clip especial que se conecta al electrodo estandar de monitoreo este es el tipo de cable usado más frecuentemente en cuidados intensivos.

El cable para una máquina de diagnóstico necesita los cinco electrodos para grabar las 12 guias, en monitoreo solo el ECG y algún total de arritmias son requeridas y estas pueden ser obtenidas a través de cualquier guía, para ambos casos el cable de tres electrodos es suficiente.

Algunos cables tienen una resistencia en serie de 1 a 10 K Ω en cada electrodo para proveer protección de desfibrilación.

No hay una entrada estandar para ECG y maquinas del mismo fabricante pueden tener diferentes entradas. El conector semiestandar es de cinco pines tamaño 14 AN/MS es un conector militar.

1.1.2 Electroencefalógrafo.

La instrumentación usada para medir los parametros anatomicos (estructura) y fisiológicos (función) del cerebro incluyen equipo de Rayos X, equipo ultrasonico, y equipo de electrofisiología.

El equipo de Rayos X transmite alta energía electromagnetica (luz) ondas (0.05-100 Å unidades) que pasan a través del cuerpo e indica la densidad relativa del tejido sobre un plato fotografico. La medición del cerebro por medio de rayos X incluye, la angiografía cerebral, Radiografías craneales, y la examinación del cerebro.

El equipo de ultrasonido transmite ondas de sonido de alta frecuencia (1 a 2.5 MHz) que pasan a través del cuerpo e indica la localización del tejido reflejando las ondas. Estas mediciones involucran a la ecoencefalografía (registros de eco del cerebro).

El equipo de Electrofisiología detecta bajos voltaje (1 - 100 μ V) y bajas frecuencias (0.1 - 100 Hz), señales bioeléctricas que son recogidas por los electrodos, señales que son filtradas y amplificadas y desplegadas sobre una registro gráfico o en un tubo de rayos catodicos (CRTs) Esta medición involucra EEG (la actividad eléctrica producida en el cerebro).

1.1.2.1 Electroencefalografía.

EEG es una representación (gráfica en papel o desplegada en CRT) de la actividad eléctrica del cerebro. La técnica involucra lo siguiente

- A) Levantamiento biopotencial craneal o electrodos transductores de fuentes cerebrales
- B) Amplificación de señales de acondicionadores transductores de EEG y filtrado (0.1 - 100 Hz)
- C) Registro gráfico de señales de EEG o desplegadas en CRT
- D) Análisis visual de señales de EEG o interpretación de resultados a través de la computadora de EEG.

El registro obtenido se llama "electroencefalograma"

El registro de EEG obtenido en el punto C de la lista anterior se usa principalmente para el diagnóstico, incluyendo lo siguiente:

- Detectan, ayudan y localizan lesiones cerebrales (asimetría y/o irregularidad en los trazados de EEG)
- Suma en estudios de epilepsia (ataques recurrentes, transeúntes de función perturbadas del cerebro con irregularidad sensorial y actividad motor como convulsiones)
- Asistencia en diagnósticos de desórdenes mentales
- Asistencia en estudios de modelos de sueño
- Permite la observación y análisis de las respuestas del cerebro a los estímulos sensoriales.

Ellos indican que el EEG es una herramienta colaboradora diagnosticando la función y enfermedad del cerebro. Muchos médicos y neurólogos ven a las señales del EEG como artefactos interesantes pero confiesan que ellos no están seguros de los orígenes señalados. De hecho, recientemente, se pensó que las formas de onda del EEG originalmente podían ser una suma de acción de potencial de neuronas cuando ellos hicieron a su manera la superficie craneal. Después las ideas reflejan estímulo asociado por diversas neuronas.

La interpretación moderna del origen del EEG se apoya con un conocimiento de un proceso básico neuronal electroquímico. La acción potencial (AP) de las neuronas se ha grabado con micro electrodos al nivel de célula. Esencialmente en las fibras sinápticas, terminaciones, membrana neuronal, y axon contribuyen a las respuestas discernibles de las características. La reacción eléctrica de las neuronas incluye los siguientes potenciales:

- A) Potencial pico presináptico (rápido 1ms evento positivo que es el resultado de la despolarización presináptica)
- B) Potencial de excitación postsináptico (EPSP) (2 ms potencial positivo graduado)
- C) Pico de potencial (alto-voltaje, 2 ms descarga positiva súbita de 10 a 30 mV)
- D) Después de la hiperpolarización (prolongado potencial positivo)
- E) Potencial inhibitorio Postsináptico (el potencial de IPSP)(potencial negativo asociado con la inhibición neuronal)

La figura 1.8 muestra varios potenciales de la membrana de la neurona. Debido a las duraciones cortas, un osciloscopio de alta frecuencia (500-Hz ancho de banda) y la cámara de Polaroid se usa en lugar del registro de mapeo (150-Hz ancho de banda) para desplegar los potenciales de la neurona.

El EEG está compuesto de ritmos eléctricos y descargas que son distinguidos por la localización, la frecuencia, amplitud, forma, periodicidad y propiedades funcionales. La sincronización aparece en el EEG, y la actividad lenta resultante es evidente. De hecho, algunos investigadores de EEG tienen descubierto un sincronismo de EEG localizado sólo sobre el tallo del cerebro. Entre otros animales, los gatos tienen desplegado este sincronismo de su inestable cerebro.

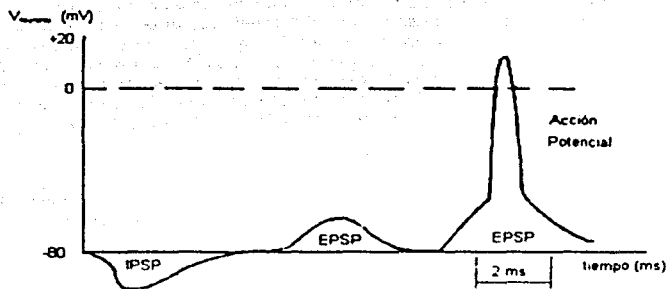


Figura 1.8

1.1.2.2 Electrodo de EEG y el sistema 10-20.

Los electrodos de EEG transforman corrientes iónicas del tejido cerebral en corrientes eléctricas usadas en preamplificadores de EEG. Las características eléctricas son principalmente determinadas por el tipo de metal usado Plata - Cloruro de Plata (Ag-Ag Cl) es comunmente encontrado en los discos del electrodo. Esencialmente, cinco tipos de electrodos son usados típicamente:

- Cabellera- almoadillas de plata/discos/copas, Varillas de acero limpias, y alambres de plata.
- La plata-Sphenoidal aislada alterna y alambre desnudo y punta del cloruro insertada a través del tejido del músculo por una aguja.
- Nasofaríngeal-varilla de plata con punta de pelota de plata insertada a través de los orificios nasales.
- Las mechas-Electrocorticógrafo de algodón empapado en solución salina que descansa en la superficie del cerebro (quita artefactos generados en el cerebro por cada latido del corazón).
- Intercerebral-alambre de oro cubierto de Teflón cortado a varias distancias de la punta del haz, el cerebro se estimulaba eléctricamente

El disco reusable de cuero cabelludo o electrodos de la taza (mas común en la clinica) son colocados en la cabeza usando una crema conductiva (consistencia similar a los fluidos/electrolitos del cuerpo). El área se limpia primero con alcohol o acetona para quitar aceites superficiales. Es una buena práctica (usando pasta conductiva) para bajar esta resistencia del contacto por debajo de 10 kΩ para asegurar una buena señal de grabacion de EEG. Una prueba de esta resistencia puede hacerse con un multimetro de dc, pero la polarizacion del electrodo resulta despues de pocos segundos. Un acercamiento mejor es usar un ohmetro de ac, el cual aplica una señal de ac entre los electrodos, que evitan la polarización.

La amplitud, fase, y frecuencia de las señales de EEG dependen de colocación del electrodo. Esta colocación esta basada en las áreas craneales frontal, parietales, temporales, y occipitales. Uno de los esquemas más populares es el sistema EEG 10-20 de la colocación del electrodo (figura 1.9) establecido por la Federacion Internacional de Sociedades de EEG en este arreglo, la cabeza es mapeada por 4 puntos estándar: el nasion (nariz), el inion (protuberancia occipital externa o proyección), y los puntos preauriculares de izquierda y derecha (orejas).

Los arreglos del electrodo pueden ser unipolar o bipolar, como es mostrado en figura 1.10. Un arreglo unipolar (figura 1.10a) está compuesto de varias puntas en el cuero cabelludo conectadas a un punto en común indiferente del lóbulo del iodo. Por lo tanto, un electrodo es común a todos los canales. Por ejemplo, Fp2 puede medirse con respecto a dos electrodos de la oreja conectados juntos (figura 1.10a) o de la suma de electrodos del cuero cabelludo (figura 1.10b). Un arreglo bipolar (figura 1.10c) es logrado por la interconexión de electrodos del cuero cabelludo. El voltaje de la diferencia entre Fp2 y Fp8 también puede medirse. Los montajes son modelos de conexiones entre los electrodos y los canales de grabación. Todas estas combinaciones tienen entradas a un amplificador diferencial de tres vías y usan una tercera conexión para la referencia (dos orejas, frente, o nariz).

1.1.2.3 Amplitud de EEG y bandas de frecuencia.

El rango de amplitud de voltaje de las señales de EEG va aproximadamente 1 a 100 micro volts de cresta a cresta y bajas frecuencias (0.5-100 Hz) de la superficie craneal. En la superficie del cerebro, las señales pueden ser 10 veces más grandes. También, las señales del tallo del cerebro medidos a la superficie craneal son a menudo más grandes que 0.25 micro volts de cresta a cresta (100-3000 Hz). En contraste, las señales de la superficie del pecho de ECG son aproximadamente de 500 a 100.000 micro volts de cresta a cresta. Las señales de EEG débiles requieren entrar a un preamplificador (tipo diferencial) estos tienen una ganancia alta en la relación interna / externa del ruido.

Las señales típicas EEG para vigilia y sueño en un adulto normal se muestran en la figura 1.11. Las bandas de frecuencia de EEG son normalmente clasificadas en 5 categorías:

Delta (δ)	0.5-4	Hz
Theta (θ)	4-8	Hz
Alfa (α)	8-13	Hz
Beta (β)	13-22	Hz
Gamma (γ)	22-30	Hz y más alto

El significado de estas frecuencias diferentes no se conoce completamente. Sin embargo, la actividad alfa es menor de 10 micro volts de cresta a cresta y bastante estable (desviaciones menores de 0.5 Hz). Estas señales se recogen del lado posterior del cerebro de una persona despierta y con ojos cerrados. Abriendo los ojos y enfocando su atención gradualmente en reducidas ondas alfa.

La actividad beta es menor de 20 micro volts de cresta a cresta por encima del cerebro pero son más predominantes por toda la región central y el resto. Altos estados de desvelo y desincronización de modelos alfa producen ondas beta.

La actividad gamma es menor de 2 microvolts de cresta a cresta y consiste en baja amplitud, ondas de alta frecuencia, son el resultado de atención o estimulación de los sensores.

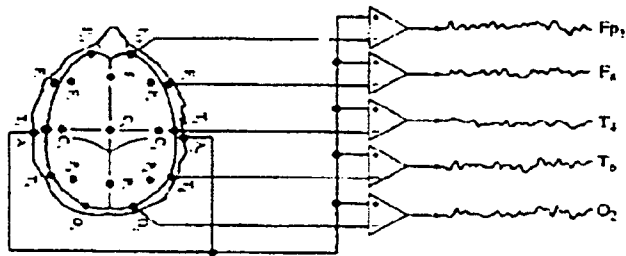
La actividad delta y teta son menores de 100 micro volts de cresta a cresta, son más fuerte por la región central y son indicaciones de sueño. Las formas de onda en la figura 1.11 representan los modelos de un adulto en EEG, aquellos de infantes son casi inexistentes (falta desarrollo del cerebro). Los niños muestran señales en aumento más fuertes cuando su cerebro madura (un niño de 12 años tiene un EEG parecido al del adulto).

El espectro de frecuencia del EEG se muestra para el adulto normal en figura 1.11. Esto revela crestas de alfa (10 Hz) y beta (18 Hz) con ojos abiertos y cerrados. El ancho de banda utilizable no es más allá de 50 Hz.

1.1.2.4 Los usos de diagnóstico del EEG y modelos de sueño.

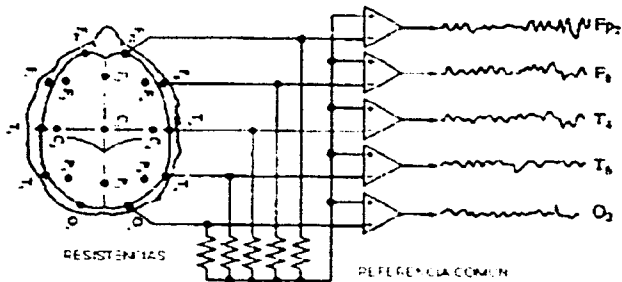
Las formas de onda de EEG muestran sólo cambios notables a un trastorno epiléptico. Los grandes trastornos son asociados a rápidas reducciones musculares, incontrolables contracciones musculares (convulsiones) y pueden ser acompañados del coma (estado inconsciente en el que los pacientes no pueden ser despertados por estímulos externos). Los cambios en modelos de EEG son predominantes y normalmente reflejan una gran amplitud, azar, bajo o alta oscilación de frecuencia de EEG, especialmente cerca de las áreas de motor del cerebro. Pequeños trastornos son asociados

CARTA DE MOVIMIENTOS
SOBRE PAPER
X m/vs



(a) REFERENCIA COMÚN

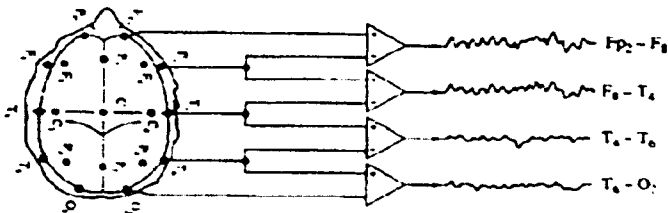
SOLO CINCO CANALES
DE UN SISTEMA MULTI
CANAL DE GRABACION
SON MOSTRADOS.



(b)

RESISTENCIAS
REFERENCIA COMÚN

SOLO CINCO CANALES
DE UN SISTEMA MULTI
CANAL DE GRABACION
SON MOSTRADOS



SOLO CUATRO
CANALES DE UN
SISTEMA MULTI
CANAL DE GRABACION
SON MOSTRADOS

Figura 1 10 Modos de registro del EEG

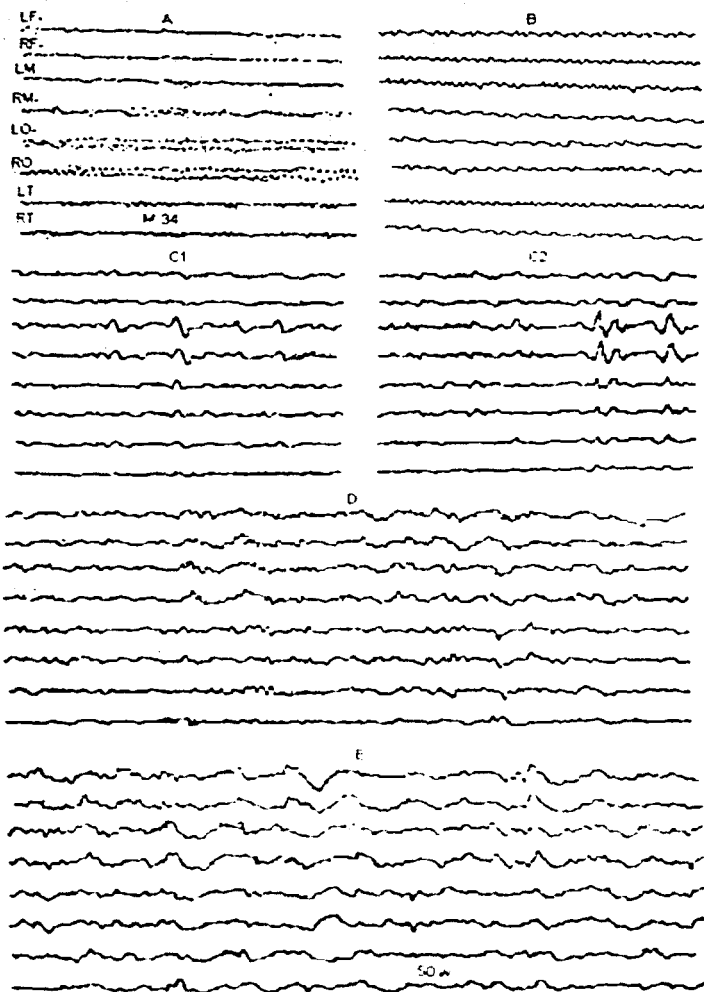


Figura 1.11 modelos de EEG A) Estado alerta. B) Adormecimiento, C) Ondas theta y beta, D) Sueño ligero, E) Sueño profundo

1.1.2.5 Los sistemas de grabación multicanal de EEG y controles externos típicos

Las máquinas de EEG en clínicas consisten típicamente en 8, 16, o 32 canales, como se muestran en las figuras 1 12 y 1 13. Los dispositivos de ocho canales son muy comunes y graban ocho interruptores de selección de las señales de los 20 electrodos craneales (sistema 10-20). La máquina de EEG más vieja (figura 1 12) es bastante grande pero tiende a ser muy confiable. Los nuevos dispositivos de EEG transistorizados tienen circuitería muy estable; su sección más débil es a menudo la tinta-pluma en el despliegue gráfico.

Una caja del selector-interruptor grande está normalmente acompañada de la máquina de EEG apropiada. Estos interruptores permiten la selección de montajes particulares (electrodos específicos conectados a la entrada de los amplificadores de EEG para el despliegue eventual de gráficos). La Federación Internacional de Sociedades de EEG propone los siguientes puntos para preparar el montaje:

- A) Los canales de grabación pueden conectarse, en secuencia, a las filas de electrodos a lo largo de las líneas ante posteriores transversales de la cabeza.
- B) Las secuencia puede ser de adelante hacia atrás de la cabeza y de izquierda a derecha.
- C) Para las grabaciones bipolares, los canales pueden ser conectados como el lado negro de un amplificador (reja lado derecho de la cabeza cerca de la nariz) es anterior o al lado derecho del lado blanco (reja lado derecho de la cabeza cerca de la oreja).

El técnico de EEG, psicólogo, fisiólogo investigador o médico selecciona estos montajes para obtener grabaciones deseadas. El técnico de equipo biomédico (BM/ET) a veces encuentra problemas del interruptor que pueden encontrarse usando un multímetro o viendo problemas en la grabación del EEG.

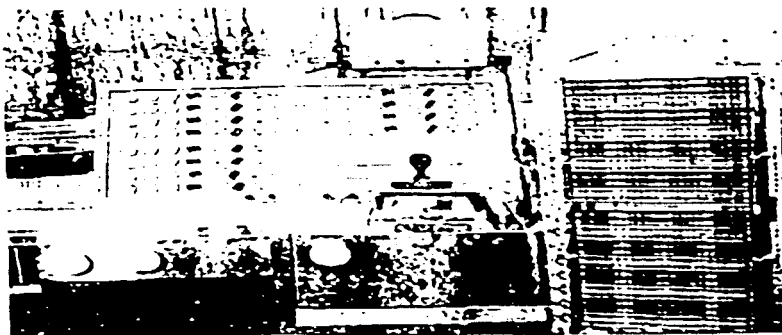


Figura 1 12 Máquina de EEG

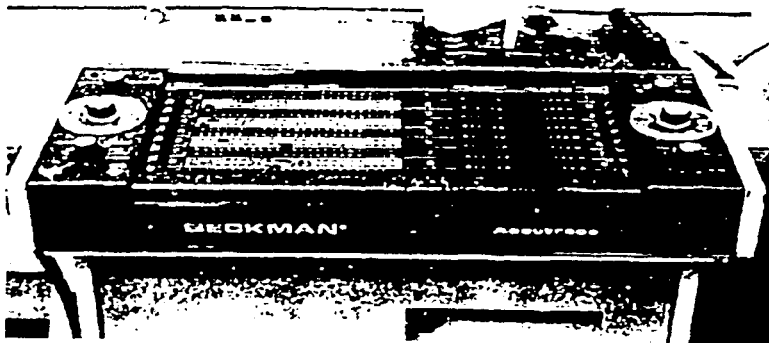


Figura 1 13

Los controles externos en maquinas de EEG normalmente incluyen lo siguiente (figura 1 12 y 1.13):

- A) Ganancia o el interruptor del multiplicador de sensibilidad, usualmente selecciona rango de sensibilidad de $\times 20$, $\times 4$, $\times 1$, $\times 500$, y $\times 250$
- B) Control de ganancia o sensibilidad es un juego de potenciómetros de ganancia del sistema global (debe ser bastante alto para dar una buena desviación de la pluma pero no bastante alta para sujetar crestas de EEG). Es útil trazar ganancia en $\mu\text{V}/\text{cm}$ para las maquinas específicas, la mayoría de los EEGs tienen un control maestro de todos los canales y control individual de canal.
- C) Baja frecuencia (tiempo constante) filtro atenuador o el filtro de paso altas, interruptor (selector) de corte de frecuencias bajas, normalmente 0.16, 0.53, 1, y 5.3 Hz
- D) El filtro atenuador de alta frecuencia o el filtro paso bajas interruptor (selector) de corte de frecuencias altas, normalmente 15, 35, 50, 70, y 100 Hz
- E) El interruptor de filtro de muesca conecta o quita 60-Hz filtrandose (reduce 60 ± 0.5 Hz por - 60 dB típicamente pero causa un poco de distorsion de fase de señal)
- F) Juegos de Botones de calibración de 5 a 1000 μV de cresta a cresta para la calibracion de ondas rectangulares de deflexion de la pluma
- G) Linea Base (posicion) juego de potenciómetros de linea base para el despliegado de gráficas.
- H) La seleccion individual del electrodo, interruptor-selector de electrodos especificos
- I) Botones de pulso para marcar eventos deseados en gráficas desplegadas
- J) Switch selector de velocidad o mapa de gráficas desplegadas, normalmente de los 10,15, 30 y 60 mm/s

1.1.2.6 El sistema simplificado de diagrama de bloques del EEG.

El funcionamiento del sistema puede ser entendido estudiando un diagrama de bloques simplificado. Para EEGs específico, los diagramas de bloques y esquemas del fabricante tiene que ser consultados. La figura 1 14 muestran un diagrama de bloques simplificado para un EEG. Se ponen veinte electrodos sobre el cuero cabelludo del paciente, y éstos son seleccionados a la entrada de ocho preamplificadores de diferencial. Las ocho salidas se amplifican y se conectan a ocho amplificadores de potencia que proporcionan corriente suficiente para manejar el deflector de la pluma. La señal usualmente se calibra en forma de pulso, es generado por un circuito separado y se aplica a las entradas del amplificador diferencial. Es ventajoso conectar la señal de calibración a la caja de selector de electrodos para verificar el funcionamiento del sistema. La amplitud de calibración de la señal da una indicación de sensibilidad correcta. Si la lectura no está dentro de las especificaciones, el sistema del amplificador debe ajustarse. La forma de onda de la calibración de la señal da una indicación de respuesta de frecuencia. Como con la máquina de ECG, los pulso de los anillos ocurrirán cuando el underdamping existe, y las esquinas del pulso redondeadas serán evidentes cuando el overdamping ocurre. La fuente de poder de bajo voltaje (Figura 1 14) diseño y operación es muy importante en sistemas de EEG porque la entrada de señal de bajo nivel (tan pequeño como 5 μ V de cresta a cresta), puede recoger fácilmente extraños ruidos 60-Hz internos así como ruidos externos.

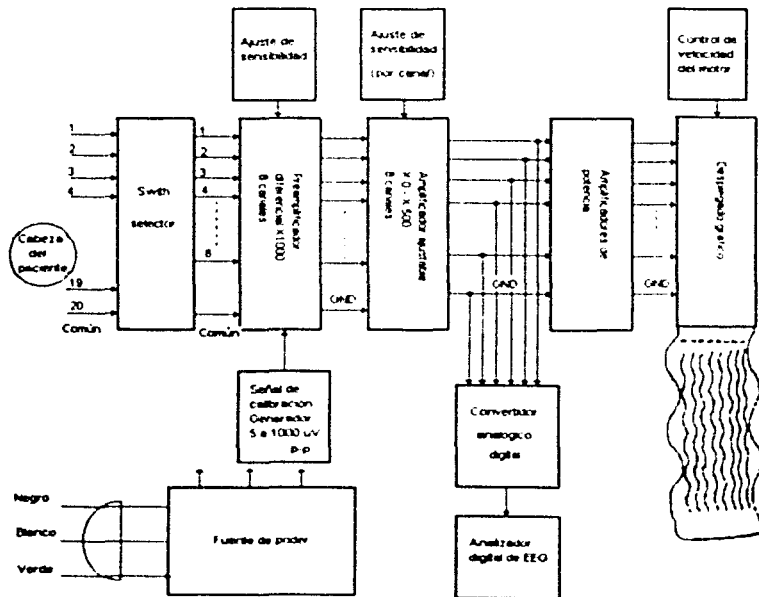


Figura 1 14 diagrama de bloques simplificado del sistema de ocho canales de EEG

Las señales de salida del EEG pueden digitalizarse utilizando un convertidor analógico digital y analizadas en un analizador digital (computadora) o almacenarse en cintas magnéticas.

1.1.2.7 Preamplificadores y sistema de especificaciones del EEG.

Los preamplificadores de EEG son quizás el eslabón más importante en el sistema de EEG. Ellos normalmente son amplificadores diferenciales y tienen las siguientes características: bajo ruido interior, la ganancia alta (X5k-X10k), la proporción de rechazo de modo común alta (CMRR de 100 dB), baja frecuencia de operación de acoplamiento de ac (1 Hz y debajo de), alta impedancia de entrada (por debajo de 10 M Ω). La figura 1.15a muestra una simple terminación de entrada y el diagrama de entrada del amplificador diferencial. Los amplificadores de final simple, simplemente provee una tierra a un electrodo del cuero cabelludo y otros usos como un sitio activo. La corriente que es el resultado de la "fuente de voltaje craneal" es como sigue:

$$i = \frac{e}{r + R_1 + R_2 + R_{in}}$$

Donde:

e es la fuente de voltaje craneal que actúa a través de la imp. craneal, r ,
 R_1 y R_2 representan resistencia de cuero cabelludo de electrodo equivalente
 R_{in} son la impedancia de la entrada del amplificador electrónico.

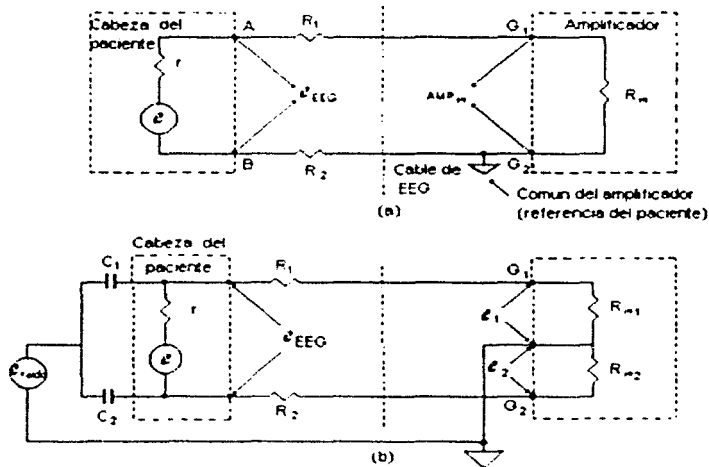


Figura 1.15 Amplificadores de EEG, a) amplificador simple; b) amplificador diferencial.

Los preamplificadores de EEG son la fase predominante, influye en las especificaciones de la máquina de EEG. Las especificaciones de la máquina de EEG típicas son:

- Impedancia de la entrada: 12 M Ω mínima a 10 Hz.
- Sensibilidad: 0.5 μ V/mm máximo.

- Control de sensibilidad: 10 posiciones (2 de 75 μV , seis posiciones de canal individual (X20 a X0.25) y un canal individual de ecualizador)
- Voltajes de la calibración: 5 a 1000 μV .
- CMRR: 2000 o 66 dB mínimo a 60 Hz y 10,000 o 80 dB mínimo a 10 Hz
- Ruido: 1 micro V_{rms} (referencia equivalente de entrada) con entradas cortas
- Baja Frecuencia (tiempo constante) 30 por ciento de atenuación 0.16 a través de 5.3 Hz a tiempo constantes de uno a 0.03 s, respectivamente
- Respuesta alta de frecuencia: 30 por ciento de atenuación de 1 a 1000 Hz.
- Filtros de 60 Hz: 50 dB abajo de 60 Hz
- Velocidades de mapeo: 10 a 60 mm/s

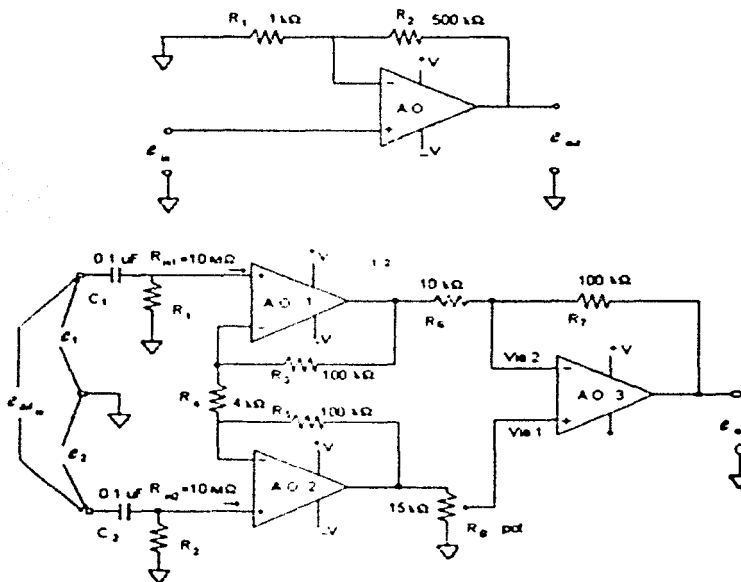


Figura 1.16 pre-amplificadores, simple y diferencial

1.1.3 Instrumentación médica de laboratorio.

1.1.3.1 Sangre (Propósito y componentes).

La sangre es un fluido que circula a través del corazón, arterias, venas, conductos capilares llevando, electrolitos, hormonas, vitaminas, anticuerpos, calor y oxígeno a los tejidos del cuerpo y toma en su camino desechos de materia y dióxido de carbono. La sangre como se muestra en la figura 1.17 esta compuesta de células y plasma (contiene fluidos disueltos y sustancias suspendidas). La célula de la sangre consiste de los siguientes elementos:

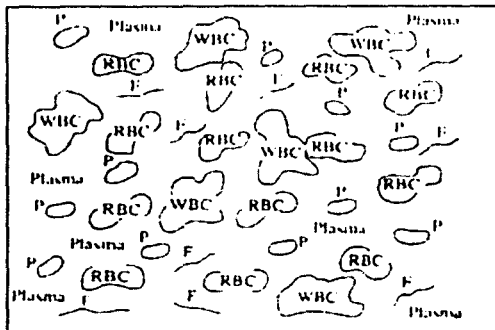


Figura 1.17 La sangre esta compuesta de células y plasma.

- A) Glóbulos rojos (RBCs) o eritrocitos. Tiene forma de discos cóncavos (8 micras de longitud y 3 micras de ancho), no contienen núcleo y viven aproximadamente 120 días antes de ser reemplazados por la médula de los huesos. Su número es aproximadamente de 4.5 a 5.5×10^6 Células/ mm^3 . Internamente, estos RBCs contienen 4 átomos de hierro en una estructura conocida como la molécula de la hemoglobina. El oxígeno a través de los alvéolos del pulmón entra a la sangre y combinados químicamente con la hemoglobina forman la oxihemoglobina. Los RBCs transportan oxígeno a los tejidos y recogen dióxido de carbono para formar la carbomino hemoglobina.
- B) Globulos blancos (WBCs) o leucocitos, son células amibas (10 micras de diámetro), que contienen núcleo y viven de 13 a 20 días. Su número es de 6 a 10×10^3 células/ mm^3 . Ellos también están presentes en el líquido linfático, detectan bacterias invasoras y generan sustancias para destruir a estos invasores, ellos son creados por el cuerpo como células defensivas. Anticuerpos específicos también son creados para destruir a estos invasores o toxinas.
- C) Las plaquetas son fragmentos de células (3 micras de diámetro) que no contienen núcleo, su número es de 200 a 800×10^3 células/ mm^3 . Estos forman una sustancia de reparación que inicia la coagulación de la sangre.

1.1.3.2 El plasma de la sangre consiste de los siguientes elementos.

- A) La proteína de plasma-sustancia reparadora de órganos. Ellas son las albúminas (sintetizadas en el hígado) que ayudan a regular la presión osmótica de las células de los tejidos. fibrinogeno y protombino son sustancias usadas en el proceso de coagulación
- B) Nutrimientos del plasma, son sustancias que almacenan energía. Estas son la glucosa (azúcar de la sangre), lípidos (grasas), y aminoácidos (proteínas para el crecimiento de los tejidos)
- C) Regulador y protector de sustancias, ellos son los encimas, hormonas y anticuerpos
- D) Electrolitos del plasma, ácido base y sustancias de transmisión de impulsos nerviosos, ellos son sales inorgánicas y sustancias químicas puras
- E) Sustancias metabólicas de desecho, estos incluyen urea y desecho de ácido úrico de los riñones y desechos de bióxido de carbono del metabolismo celular

En la figura 1 18 se muestra sangre que ha sido centrifugada (dispositivo mecánico que genera una fuerza centrífuga) La máquina centrífuga es mostrada en la figura 1 19. Donde los RBCs son mas pesados, Ellos se encuentran en el fondo y forman el 45 por ciento del volumen. el plasma ocupa el 55 por ciento y contiene las sustancias que se indican en la figura 1 18. El plasma de la sangre contiene algunos disolventes de oxígeno, pero el 97 por ciento del oxígeno es transportado por las moléculas de hemoglobina de los RBCs. Durante el paso a través del cuerpo, la hemoglobina de la sangre se queda con el 70 por ciento del oxígeno saturado, el total de dióxido de carbono acarreado en la sangre es de 30 por ciento en los RBCs y el 60 por ciento en el plasma de la sangre.

La función del cuerpo como una máquina biológica es la de recibir sustancias de entrada como oxígeno y nutrimientos de comida y desechar sustancias que no son aprovechadas. Todas las criaturas vivientes típicamente muestran estas características de organización, irritabilidad, contractibilidad, nutrición, metabolismo/crecimiento, respiración, secreción y reproducción. El metabolismo es la suma total de todos los procesos químicos y bioquímicos en el cuerpo. Los productos desechados de los procesos digestivos son eliminados a través del excremento. Sustancias tóxicas que son resultado de los procesos metabólicos son removidos de la sangre por los riñones y arrojados a través de la orina.

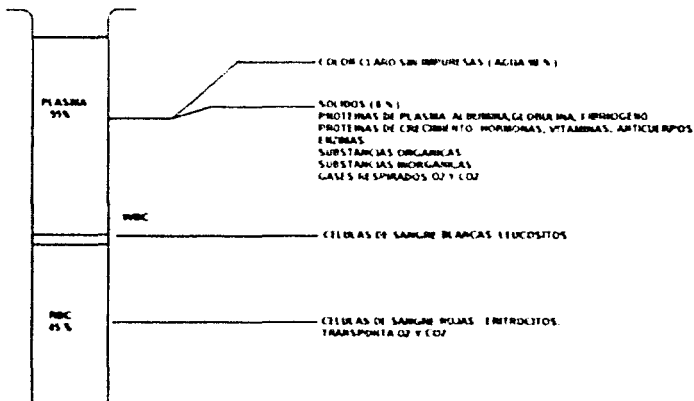


Figura 1 18 Muestra de sangre que ha sido puesta en una máquina centrífuga.

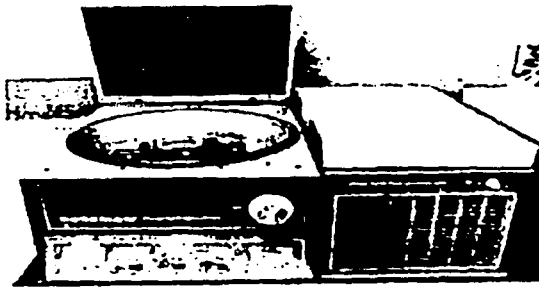


Figura 1.19 Maquina centrifuga refrigerada.

1.1.3.3 Pruebas de sangre (celulares y quimicas).

Las pruebas de células de la sangre incluyen los siguientes elementos:

- A) Conteo de RBCs, realizado manualmente (por medio de un microscopio) o automáticamente (por medio de un analizador contador de células de sangre).
- B) Conteo de WBCs, realizado manual o automáticamente
- C) Conteo de plaquetas, realizado automáticamente por medio de un analizador de células de sangre.
- D) Hematocrito (Ht), porcentaje total del volumen de la sangre que es sólido (WBCs el volumen no se puede obtener). Esto es medido girando una muestra de sangre en un tubo de prueba y observando ópticamente el porcentaje de paquetes de RBCs. Normalmente en los rangos de 45 a 55 %.
- E) Volumen malo de la célula, se obtiene del volumen promedio de una medición de RBCs entre el volumen basado sobre el conteo de RBC. Este volumen es medido en femto litros (10^{-15} litros).
 - a. $MCV = Ht / RBC$
- F) Hemoglobina mala en la célula (MCH). La masa proporcional de RBC/100 ml entre el número total de RBC es expresado como:
 - b. $MCH = (\text{Hemoglobina en gramos} / 100 \text{ ml}) / RBC.$
 - c. Este valor es dado en picogramos (10^{-12} g).
- G) Concentración de hemoglobina mala en la célula (MCHC), la concentración de color de la hemoglobina medida por los RBCs para liberar hemoglobina. Ácido hemántico cianmetemoglobina puede ser generado por la reacción química de la hemoglobina. El Valor obtenido es medido por un colorímetro y normalmente indica 32 a 36 por ciento de índice de color.

$$MCHC = (\text{Hemoglobina en gramos} / 100 \text{ ml}) / Ht.$$

Las pruebas químicas de la sangre sirven para checar cantidades de acidez, como pH, glucosa, aminoácidos, colesterol, ácido úrico, etc. de proteínas como El plasma de la albúmina, globulinas, enzimas y esteroides y otras cantidades de elementos.

La prueba serológica de la sangre incluye pruebas de aglutinación de células debido a la adición de reacción del suero de la sangre. Esto ocurre seguido de la reacción de un específico anticuerpo producido por los WBCs en respuesta a un invasor específico.

La prueba bacteriológica de la sangre incluye el crecimiento de bacterias de sangre en un plato de petri con nutrientes adecuados.

Las pruebas históricas son estudiadas de una pequeña muestra de simple tejido de bajo de un microscopio. Estas muestras son obtenidas cortando tejido con un aparato de alta precisión conocido como microtómetro.

El equipo contenido en el laboratorio incluye, cristalería, máquinas centrifugas, dispositivos de succión, sofisticada instrumentación como colorímetros, espectro fotómetros, analizadores de gas de células y sangre, cromatógrafos, auto analizadores, computadoras, base de registros y sistemas operativos.

La conservación de los registros es extremadamente importante, esta información es usada por los físicos como un apoyo para diagnósticos de enfermedades y estados de balances psicológicos. Las cartas estándar con impresos de contenidos de RBC o WBC Ht, MCV, MCHC y pruebas químicas de la sangre son presentadas por la instrumentación clínica.

1.1.3.4 Instrumentación.

La instrumentación clínica cerca de los años 1900 fue casi inexistente. Desde los años de 1950, sofisticados aparatos tuvieron que ser desarrollados para medir los parámetros de la sangre. Las complejas sustancias que se encuentran en la sangre pueden ser evaluadas por la concentración de color, base sobre las reacciones químicas. Las células de la sangre pueden ser contadas por cambios de conductividad eléctrica cuando pasan a través de diámetros mezclados de apertura. Los siguientes tipos de instrumentación son usados para el análisis de sangre.

- A) Colorímetro o filtro fotómetro es un dispositivo electrónico óptico que mide la concentración del color de sustancias en solución. Los resultados son mostrados en por ciento óptico de transmisión de color o absorción para indicar la concentración de hemoglobina. Por ejemplo, el densímetro es un dispositivo similar al colorímetro y mide transmisiones ópticas (densidad) de partículas en fluidos.
- B) Fotómetro de llama es un dispositivo electrónico óptico que mide la intensidad de color de las sustancias, las cuales tienen que ser aspiradas dentro de la llama.
- C) Espectro fotómetro es un dispositivo electrónico óptico que mide la absorción de luz para varias longitudes de onda de líquidos simples, este es un ejemplo de colorímetro sofisticado.
- D) Analizador de células de la sangre es un dispositivo que mide el número de células rojas y blancas por escala de volumen. Esto se logra de las dos maneras siguientes. El método de apertura de impedancia mira los cambios en la impedancia eléctrica de las células que pasan a través de diámetros de apertura fijos, mientras que el método de flujo citométrico usa la dispersión de la luz de una fuente de rayos láser.
- E) Analizador de gas de la sangre (pH) es un dispositivo el cual mide el pH de la sangre (balance de ácido base). Esto se alcanza con el uso de la depresión del transductor de electrodo de vidrio.
- F) Cromatógrafo es un dispositivo electromecánico usado para separar, identificar y medir la concentración de sustancias en un medio líquido. los resultados son mostrados como bandas de color en una columna de líquido o como tiras de color sobre papel.

G) Auto analizador: es un dispositivo electromecánico electrónico que secuencialmente mide y muestra el análisis químico de la sangre, esto es a través del uso de mezclar tubos y colorímetros arreglados en un sistema serial de conexión.

Colorímetro.

El colorímetro, como se muestra en la figura 1.20, es un filtro fotométrico que mide la concentración de color de una sustancia en solución, esto es realizado electrónicamente para detectar la intensidad de color de la luz que se pasa a través de la muestra que contiene el producto de la reacción de la sustancia original. En una muestra de onna amarilla, por ejemplo, se pasa luz amarilla y absorbe azul y verde. Por esta razón y para obtener pureza en la medición los filtros de color ópticos son usados para seleccionar una estrecha extensión de longitud de onda (ancho de banda) de la luz que brilla sobre los foto detectores. Los diodos que emiten luz láser son también usados y son preferidos si la longitud de onda es situada a causa del inherente monocromo emitido por la luz.

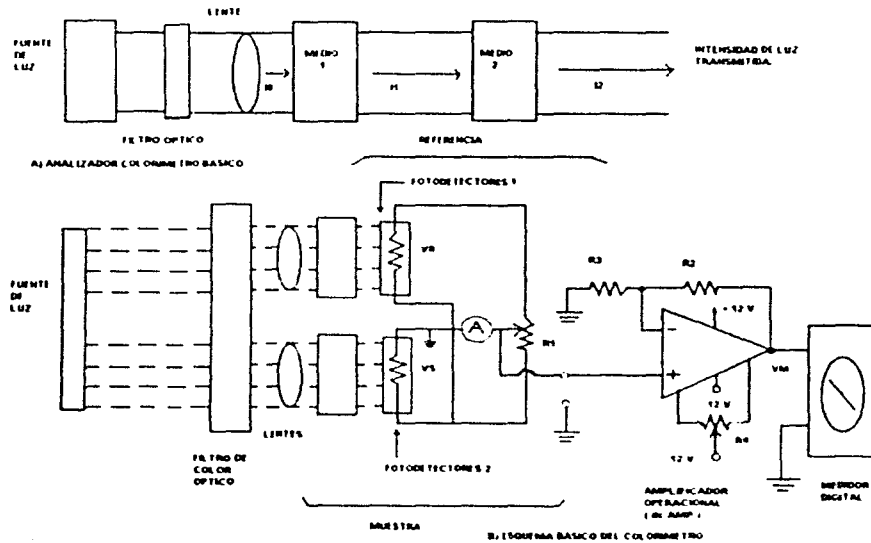


Figura 1.20. Colorímetro- filtro fotométrico. (a) Analisis básico de colorimetró, (b) Esquema básico del colorimetró

El análisis básico del colorimetró (figura 1.20a) envuelve la medición precisa de la intensidad de la luz, la transmitancia es definida como:

$$T = (I_2 / I_0) \times 100 \%$$

Donde :

$$I_2 = T I_1$$

Entonces:

$$I_2 = T^2 I_0$$

I_0 : es la intensidad inicial de la luz.
 I_1 : es la primera atenuación de la intensidad de la luz.
 I_2 : es la segunda atenuación de la intensidad de la luz.
T: es la transmitancia en porcentaje

La absorbancia (densidad óptica) es definida como

$$A = \log (I_0 / I_1) = \log (1/T)$$

Donde:

A es la absorbancia
 I_1 y I_2 son las mencionadas anteriormente

Si se incrementa la longitud de la trayectoria o la concentración, la transmitancia es decrementada y la absorbancia es incrementada, esencialmente, este fenómeno puede ser expresado por la ley de Beer:

$$A = aCL$$

Donde:

A es la absorbancia
L es la longitud de la trayectoria cubierta
C es la concentración de absorción de la sustancia
(a) es la absorbancia relacionada a la naturaleza de absorción de la sustancia la longitud de onda óptica (conocida como una concentración estándar de solución)

Por lo tanto, concentración desconocida de la solución puede ser conocida de la siguiente relación.

$$C_u = C (A / A_s)$$

Donde

C es la concentración desconocida
C_s es la concentración estándar (para calibración)
A es la absorbancia desconocida
A_s es la absorbancia estándar

Un esquema básico del colorímetro es mostrado en la figura 1.3.4b. se observa que la luz pasa a través de un filtro de color óptico, es enfocada por lentes sobre la referencia y la muestra, y la caída sobre la referencia y la muestra de los foto detectores. La diferencia en voltaje entre los dos detectores es incrementada por un amplificador de dc y registrada en un medidor. El procedimiento de calibración es el siguiente

- Poner a tierra la entrada del amplificador (V_1) y ajustar el potenciómetro (R_4) de $0\text{ V} + 0 - 5\text{ mV}$ a la salida del amplificador
- Remover la tierra y colocar las referencias de concentraciones en "cuvetts" 1 y 2 (cuvetts de vacío o espacios abiertos pueden ser también usados)
- Ajustar el potenciómetro (R_1) a $0\text{ V} \pm 10\text{ mV}$ de salida del amplificador
- Quitar la concentración de referencia en cuvette 1 y reemplazar cuvette 2 con un cuvette que contiene la muestra
- Leer el desbalance del voltaje en el medidor en porcentaje de transmitancia o en unidades de absorbancia
- El mantenimiento incluye ajustes de calibración y reemplazo de lámparas fundidas y foto detectores. Los colorímetros generalmente son muy confiables y generalmente no presentan fallas electrónicas

Fotómetro de flama.

El fotómetro de flama mostrado en la figura 1.21, mide la intensidad de color de una flama que es producida por el oxígeno y una sustancia conocida. El esquema básico muestra que una referencia de gas que contiene una sal de litio causa una luz roja sobre la referencia del foto-detector a través de una referencia del filtro óptico. Una luz amarilla o violeta de una muestra de sodio o potasio cae sobre la muestra del foto-detector. Básicamente, el fotómetro de flama es calibrado de una forma similar a la del colorímetro. El mantenimiento incluye ajustes de calibración y reemplazo de bulbos o foto detectores, los dispositivos de aspiración y cámara de flama ocasionalmente requieren limpieza, las fallas electrónicas no son frecuentes.

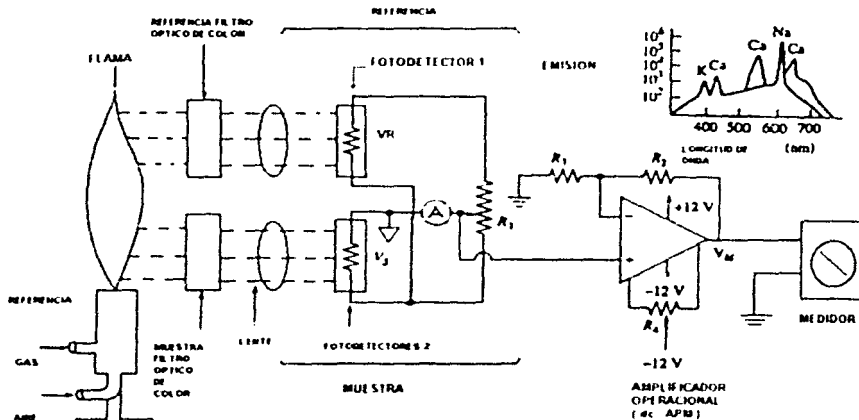


Figura 1.21 Esquema simplificado del fotómetro de flama.

Espectro fotómetro.

El espectro fotómetro, como se muestra en la figura 1.22, mide la absorción de luz de una sustancia líquida de varias longitudes de onda. Por esto, los componentes de un material desconocido pueden ser determinados, o la concentración de un número de sustancias pueden ser medidas. Un monocromatógrafo usa un rallado de difracción o prisma para dispersar la luz de la lámpara (apertura S₁). La luz es descompuesta en sus componentes espectrales que surgen de la abertura S₂ y caen sobre la muestra en la cuvette. Delgadas aberturas se alzan para cortas longitudes de onda si todos los otros parámetros son mezclados y el espejo reduce el tamaño del equipo, la salida de luz, la sensibilidad del foto detector, y la absorción de la sustancia muestra cambia con la longitud de onda, y esto necesita calibración cero para cada medición de longitud de onda. El espectro fotómetro logra esto automáticamente por el cambio en la trayectoria del rayo via un disparador mecánico o la rotación del espejo. La razón de absorberencia de la trayectoria puede ser entonces computada. El mantenimiento incluye ajustes de calibración y reemplazo de bulbos de luz y foto detectores, también, los ensambles giratorios mecánicos ocasionalmente presentan fallas, y los componentes electrónicos son muy confiables.

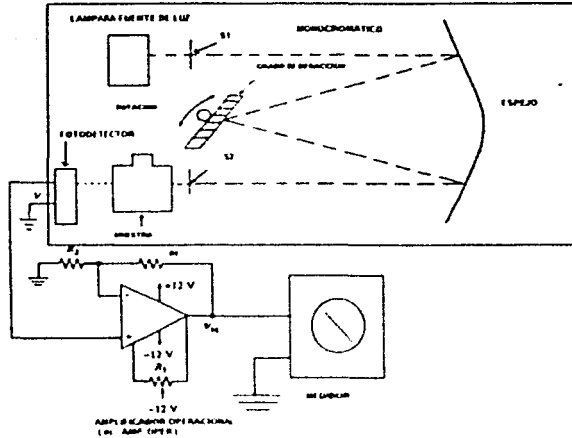


Figura 1 22 Esquema simplificado de un espectro fotómetro

Contadores de células de la sangre.

Los contadores de células de la sangre cuentan el número de RBCs o WBCs por unidad de volumen de la sangre usando estos dos métodos: método eléctrico llamado cambio de impedancia de apertura y un método óptico llamado flujo citométrico.

Contadores de cambio de impedancia de apertura.

El método de impedancia de apertura de conteo de células de la sangre depende de un factor que, cuando la sangre es diluida en un tipo apropiado de solución, la resistividad eléctrica de las células de la sangre (c) es más alta que la resistividad del fluido que la rodea (r). Para contribuir a una situación en la cual estas resistividades pueden ser diferenciadas de otras, por lo tanto podemos contar células. En la figura 1 23 se muestra el sensor básico de célula que nos permite hacer uso de este factor. El contador de impedancia de apertura original de célula estuvo en un instrumento llamado el contador Coulter. Este sensor consiste de una nave de dos cámaras en la que la sangre entrante diluida está en un lado de una barrera, y el desecho de la sangre para ser descartada está en el otro. Un orificio con un diámetro aproximado de (50 μ m) es colocado en medio de las dos partes de la célula. Un par de electrodos de un Ohmmetro son colocados uno en cada cámara, así que la resistencia a la trayectoria a través del orificio es medida. Cuando no hay una célula de sangre colocada en la apertura (figura 1 24a), esta resistencia es

$$R = \left(\frac{\rho L}{A} \right)$$

Donde:

- R es la resistencia en Ohms
- ρ es la resistividad del fluido
- L es la longitud de la trayectoria
- A es el área de cruce de la apertura

Bajo la condición en la cual no hay célula de sangre en la apertura, la resistencia de la trayectoria es baja, y esto es indicado en el Ohmmetro. Pero cuando la apertura es llenada con una célula de sangre, la cual tiene una significativa alta resistividad, la resistencia de la trayectoria aumenta como se observa en la figura 1.24b. estos cambios de resistencia son descritos por:

$$\Delta R = K v [1 + (4X/5) + (843 X^2 / 1120) + \dots]$$

Donde:

K es la razón de la resistencia de apertura en el volumen.

v es el volumen de la esfera a ser medida.

X es la razón de la sección de cruce de la estera a la sección de cruce de Apertura.

En un contador actual, una fuente de corriente constante (CCS) y un amplificador de voltaje reemplazan al Ohmmetro de la figura 1.23. Esto se muestra en la figura 1.24. La CCS es conectada a una fuente de voltaje, V. Por esta razón la CCS tiene una alta resistencia, la variación del circuito en el voltaje no muestra cambios de nivel de corriente (I), la resistencia R_x es la resistencia de la trayectoria de apertura del electrodo y será alta dependiendo si la célula de sangre esta o no adentro de la apertura. Por eso I es una corriente constante, el voltaje que cruza a través de la resistencia de la trayectoria de apertura puede estar solamente en función del valor de la resistencia.

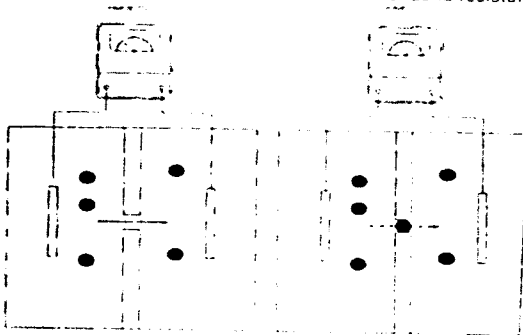


Figura 1.23 Sensor de células de sangre

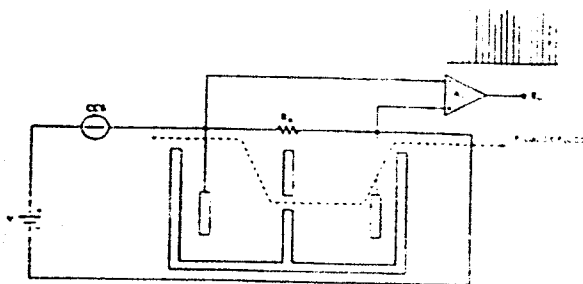


Figura 1.24 Contadores de células de sangre.

Aunque el sensor de la célula produce cambios en los pulsos de corriente, el uso de un amplificador diferencial (A1) para medir la cantidad de voltaje a través de R_A convierte los pulsos de corriente en pulsos de voltaje. Estos pulsos de voltaje pueden ser posteriormente procesados en el circuito que le sigue al amplificador.

El diagrama de bloques de contador de célula de apertura de impedancia es mostrado en la figura 1.25. El sensor y amplificador diferencial (A1) fueron anteriormente descritos. Hay dos salidas del amplificador A1. Una va directamente a la entrada vertical del osciloscopio, mientras que la otra va al circuito detector de umbral. El detector de umbral es un circuito que discrimina aquellos pulsos que son demasiado altos o demasiado bajos. Por estos la señal del sensor es demasiado débil comparada con el ruido ordinario Johnson ($1/f$), es necesario proveer esta discriminación. La salida del detector de umbral es alimentada a un contador digital y a la entrada del eje Z del osciloscopio.

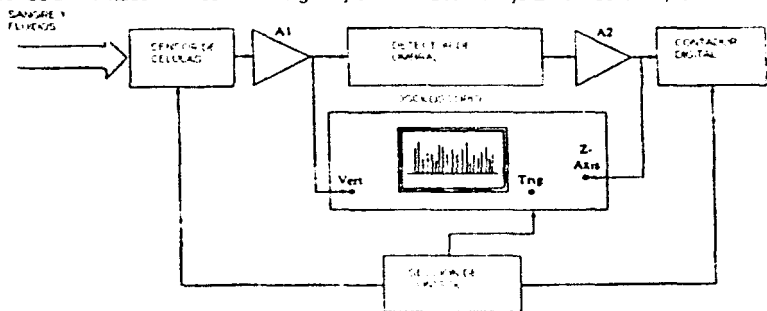


Figura 1.25 Contador de impedancia de apertura de células

El detector de umbral es un circuito por el cual solo pasan aquellos pulsos que tiene una amplitud de ventana (figura 1.26) esto establece que solamente pasaran aquellos pulsos que tengan una amplitud que este dentro de los valores establecidos por la ventana. esto significa que la salida de la pantalla del detector de umbral no presenta ruido. A pesar de que si el conteo es hecho por un contador digital o micro computadora este estado limpiara toda la entrada de señal analógica antes de aplicarse al estado del contador.

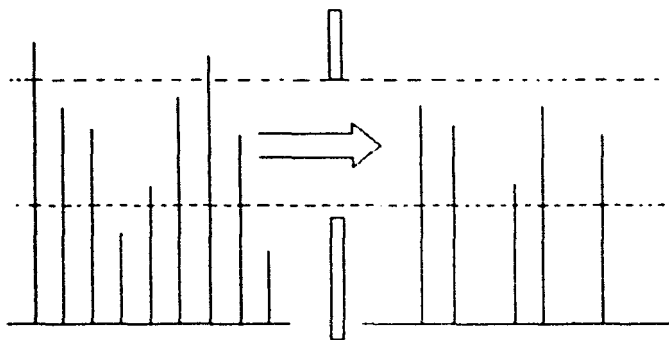


Figura 1.26 Detector de umbral

Un ejemplo de detector de umbral es mostrado en la figura 1.27. Consiste de dos secciones: una ventana de comparación (A1 y A2) y un detector de coincidencia (compuerta AND). El comparador de ventana es un circuito basado en amplificadores operacionales operacionales comparadores de voltaje, este usa dos circuitos: uno de límite bajo y otro de límite alto. Un comparador se hace conectando un amplificador operacional con una retroalimentación no negativa, así que la ganancia es en lazo abierto del dispositivo.

En otras palabras, es muy alta. La alta ganancia significa que solo una muy pequeña diferencia de potencial entre las entradas invertida (-IN) y la no invertida (+IN) causarán que la salida chasqueará de aquí para allá entre las fuentes de V^- y V^+ . Solo cuando los voltajes aplicados a ambas entradas son iguales la salida del amplificador operacional será cero. Para la correcta selección de referencia de voltaje para una entrada, uno puede escoger si o no la salida ocurrirá cuando un pulso se recibe.

Un detector de la coincidencia no es nada más que una compuerta digital AND, Esto producirá una alta salida solo si ambas entradas son altas. Si una de las entradas es baja, indicando la falta de coincidencia entre los dos comparadores (A1 y A2), entonces la salida será también baja. Contadores de apertura de impedancia, algunos instrumentos basados sobre el método de apertura de impedancia usan dos corrientes directas de excitación (dc), y la excitación de radio frecuencia (RF). La excitación de RF permite al instrumento discriminar entre varios tipos de células.

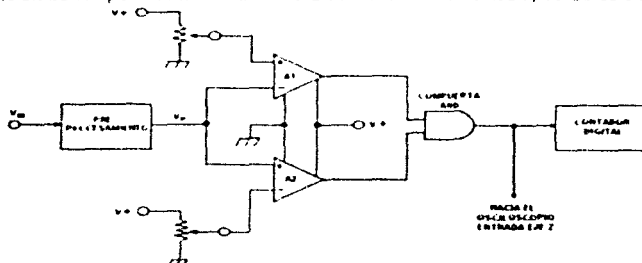


Figura 1.27 Detector de umbral.

Contador de células de flujo citométrico.

El sensor óptico de flujo citométrico es mostrado en la figura 1.28. Se compone de un sensor de cuarzo diseñado con un foco hidrodinámico y una región de trayectoria de célula por la cual pasa una célula a la vez.

El enfoque es hecho para decrementar el diámetro de la apertura hasta alcanzar la región de trayectoria de la célula. Una pequeña sección (aproximadamente de 18 a 20 μm) de la región de trayectoria de la célula es iluminada por la luz de un láser de helio-neón, cuando la célula entra a esta región del sensor, dispersa la luz. De los datos de dispersión uno puede manejar el volumen de la célula, el tiempo de vuelo a través de la región del sensor y el índice de refractividad de la célula. Dos sensores son utilizados para detectar la dispersión de la luz. El foto sensor A detecta la dispersión hacia adelante de la luz, mientras que el foto sensor B detecta la dispersión octogonal de la trayectoria de la célula. El flujo en la región de trayectoria de la célula de el sensor es interesante. La sangre es mezclada con una solución diluida y así entra al sensor. Por eso el enfoque hidrodinámico y la región de trayectoria de la célula no permite el incremento de la turbulencia.

El fluido en la trayectoria de la célula muestra un flujo laminar. La forma de la sangre es la de una línea delgada aproximadamente de 20 μm de diámetro en comparación de otros fluidos. El láser es diseñado para enfocarse sobre un segmento de la pequeña columna de flujo de la célula.

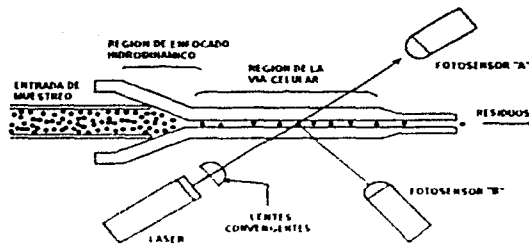


Figura 1 28 Sensor óptico de flujo citométrico

Cuando la muestra de sangre entra al analizador, esta se divide en dos trayectorias. Una trayectoria va a través de un contador óptico, para contar los WBCs. La segunda trayectoria es dividida en otras dos trayectorias adicionales. Una de las trayectorias mide la hemoglobina de la muestra diluida que pasa a través de un colorímetro que usa una luz emitida por diodo de 539 nm como fuente de luz. La corriente restante es mezclada con un fluido diluido isotónico y pasado a través de un sensor de flujo óptico para contar las células rojas. El rango de flujo de la muestra es

$$r = kNc^{AA}$$

Donde

r es el rango de pulsos de salida

k es el flujo en m/s

N es el volumen de la sección del sensor

c es la concentración de células

El término kN es la probabilidad de coincidencia y el término c^{AA} es $1 + kN + (kN)^2$. Para un pequeño valor de kN , la expresión c^{AA} da un valor de $r \approx kNc$.

Dos métodos de conteo de células son algunas veces combinados en un mismo instrumento. Ciertamente estos instrumentos usan ambos métodos el de apertura de impedancia y el de flujo citométrico.

Analizador de gas de la sangre.

El balance de ácido base de la sangre es generado por los electrolitos del cuerpo y medido por un medidor de pH. El sistema respiratorio provee un camino para cambios repentinos de pH de la sangre y el sistema renal provee un cambio lento, un largo rango de balance justamente de protección. El electrodo de vidrio de pH es el corazón del medidor de pH. La acidez o alcalinidad es indicado por la concentración de iones de hidronio en solución. Esto incrementa los iones de hidrógeno, el pH es medido de la concentración de iones y se define como

$$\text{pH} = \log_{10} (1/H^+) = \log_{10} (H^+)$$

Donde

pH es la acidez

(H^+) es la concentración de iones de hidrógeno

El electrodo de vidrio, como se muestra en la figura 1 29, consiste en un alambre de platino inmerso en una alta solución ácida contenida en un pequeño bulbo de vidrio. Este bulbo tiene una pared de 0.01 mm de grueso y una resistencia eléctrica de 1000 M. Solamente pasan iones de hidrógeno y

así actúa como una membrana de salida de separación de estos iones. También inmersa en esta solución de prueba se encuentra un calomel de referencia de célula. El electrodo de alambre de platino genera un alto potencial eléctrico que actúa con la referencia estable de calomel de la mitad de la célula. La solución de prueba esta en común con ambas mitades de célula. El voltaje resultante es amplificado por un amplificador MOSFET de alta impedancia de entrada, el amplificador operacional derivador de línea base es importante ya que la señal del electrodo de vidrio es de bajo nivel de dc (50 mV). Estos amplificadores son a menudo un medio estable, el cual regresa al amplificador a un potencial de tierra y una relatividad de rango alto (1 khz).

El analizador de gas de la sangre mide el P_{O_2} y el P_{CO_2} en solución. Esto da una indicación de la función respiratoria. El electrodo de dióxido de carbono es conocido como el electrodo "severinghaus". Tiene una pequeña membrana permeable de teflón sobre el bulbo de vidrio de el electrodo de pH. Las lecturas finales se alcanzan rápidamente. Los valores de pH son medidos y comparados a otros valores de pH de soluciones estándar de calibración con una presión parcial de 60 a 30 Torr (mmhg). Esto es hecho sobre un nomograma y es llamado el método de Astrup. Esencialmente, la presión parcial corresponde a un valor específico de pH y estos electrodos P_{CO_2} son modificados por electrodos de pH.

El electrodo de oxígeno es compuesto por un alambre delgado de platino y una referencia de electrodo de cloruro de plata. La magnitud de una corriente pequeña generada por una batería conectada a través de los electrodos es proporcional a la concentración de oxígeno de la solución. Técnicas modernas de medición usan al electrodo Clark P_{O_2} . Este consiste en un alambre de platino y un electrodo de cloruro de plata montado dentro de un tubo que contiene una solución de cloruro de potasio saturado, una membrana de polietileno, semipermeable a moléculas de oxígeno, cubre la abertura del fondo. Una corriente manejada por una batería es indicada por P_{O_2} . Una combinación de electrodos puede ser también diseñada la cual mide pH de la sangre y gases. Esto es conocido como el ensamble de electrodo Clark-Severinghaus.

El mantenimiento de los medidores de pH y analizadores de gas de la sangre incluye ajustes frecuentes de calibración y reemplazo de electrodos de vidrio. Las fallas electronicas son relativamente pocas.

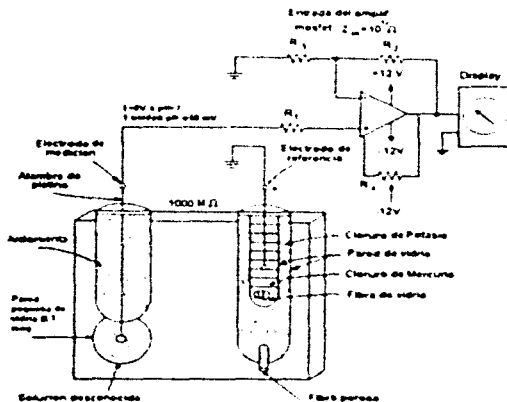


Figura 1.29 Electrodo de pH básico de vidrio.

Cromatógrafo.

El cromatógrafo proporciona una medición por separación y aquilatamiento de complejas sustancias. Identificación y concentración de materiales pueden ser determinados por cada uno de los siguientes métodos

- A) Cromatografía de columna de líquido, el líquido es colado hacia abajo de un tubo, y las bandas formadas a lo largo del tubo indican el tipo de sustancia presente
- B) Cromatografía por división de papel, los sólidos y las fases líquidas son separadas por una tira o filtro de papel los movimientos solventes se cronometran.
- C) Cromatografía de gas, movimientos de gas en lugar de líquido es usado para separar muestras de salida, el gas que pasa a través de un sólido es conocido como gas sólido (absorción)

Auto analizador.

El auto analizador secuencialmente mide la química de la sangre y despliega esta sobre un lector de salida gráfico. Como se muestra en la figura 1.30. Esto es alcanzado mezclando, la reacción y mediciones colorimétricas en una corriente continua. El sistema incluye los siguientes elementos.

- A) El Catalizador aspira muestras, estándares y soluciones limpias a el sistema auto analizador
- B) Bomba proporcional y múltiple introduce muestras (mezclas) con reactivos para efecto de variar la reacción química de color para ser leídas por el colorímetro, esta también bombea fluidos de rango preciso a otros módulos, el justo desarrollo de color dependen del tiempo y la temperatura
- C) Marcador separa distintas sustancias de la muestra material permitiendo seleccionar el paso de componentes de la muestra a través de una membrana semipermeable
- D) Baño de calefacción continuos fluidos calientes a temperatura exacta, la temperatura es crítica para el desarrollo del color
- E) Colorímetro monitorea los cambios en la densidad óptica de un fluido a través de un flujo de célula. La intensidad de color es proporcional a la concentración de la sustancia, son convertidos a voltajes eléctricos equivalentes
- F) Registro convierte la señal eléctrica de densidad óptica del colorímetro en una pantalla gráfica a una carta de movimiento

El corazón del sistema auto analizador es la bomba de proporción. Un problema con los analizadores automáticos es ciertamente la identificación de muestras. Los datos del paciente pueden ser mezclados con los de otros pacientes si no se tiene cuidado. La esterilización es también necesaria por ejemplo, la cristalería y partes de equipo pueden ser contaminados con algunas enfermedades. Enfermedades como la hepatitis u otra de transmisión de infección pueden ser expandidas al operador del equipo. Para realizar la esterilización se utiliza un equipo que opera con una presión de vapor saturado y temperatura de 120 °C por 20 minutos en una hora. El mantenimiento de los auto analizadores incluye ajustes frecuentes de calibración, los problemas más comunes son los mecánicos y eléctricos, las fallas electrónicas son pocas. El mantenimiento y reparación de los sofisticados equipos auto analizadores requieren de equipo técnico biomédico o un completo entrenamiento por parte del fabricante. Los manuales de operación y servicio pueden ser también consultados.

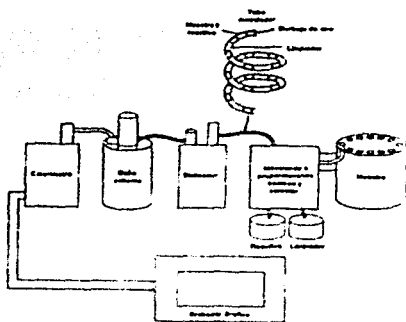


Figura 1.30 Auto analizador

1.1.4 Equipos de ultrasonido.

El termino ultrasonido a las ondas acústicas del oído humano (frecuencias más altas de 20,000 Hz). Efectivamente el sistema de ultrasonido medico opera en frecuencias arriba de 10 Mhz o más. El problema principal no es la frecuencia si no la naturaleza de la onda usada.

Aunque las aplicaciones medicas corrientemente son limitadas cerca de 10MHz y abajo. Los ultrasonidos son usados en medicina, ingenieria, geologia y otras áreas cientificas.

El rango de frecuencias usado esta entre kHz y MHz en la región de ondas de radio. Aunque las mismas frecuencias pueden usarse en ultrasonidos medicos y sistemas de radio de alta frecuencia (2 a 10 MHz) hay una diferencia distinguiendolas señales de radio son ondas electromagnéticas mientras las señales medicas de ultrasonido son acusticas. Las señales acusticas requieren un medio para propagarse mientras las electromagneticas pueden propagarse fuera del espacio.

En el tejido humano, el ultrasonido se propaga en una razón mas lenta alrededor de 1500 m/s, para conocer densidad y velocidad de algunos materiales ver la tabla 1.1

Material	Densidad (g/cm ³) a -259C	Velocidad legitima (m/s)
aire	0.001	330
hueso	1.85	3360
músculo	1.06	1570
grasa	0.93	1480
sangre	1.00	1560

Tabla 1.1 Velocidad de la transmisión de ultrasonido en diferentes materiales

Para todas las formas de onda la relacion entre frecuencia, longitud de onda y velocidad es:

$$V = F \cdot \lambda \quad \text{ecuacion (1)}$$

Donde:

V es igual a velocidad (m/s).

F es igual a frecuencia (Hz)

λ es igual a la longitud de onda (m).

El periodo de la onda es el tiempo requiendo para completar un ciclo y puede ser medido en términos del tiempo (T) o ángulo (donde un ciclo es igual a 2π radianes). El periodo esta definido como el reciproco de la frecuencia ($T = 1/F$). Por lo tanto:

$$V = \lambda/T$$

ecuación (2)

La amplitud de la señal esta directamente relacionada con la potencia, expresada en watts (W), miliwatts (mW), y microwatts (μ W) y esta relacionada a la señal eléctrica aplicada al transductor, a la frecuencia del transductor y a la eficiencia del acoplamiento entre el transductor y el tejido. El nivel de energia de la señal es medida en Joules o Watts-segundo, en el cual $1J = 1Ws$

Hay 2 tipos de formas de onda referidas al medio de propagación que son longitudinal y transversal. En las formas de onda longitudinal se propaga en la misma dirección sobre las zonas de compresión y "rarefaction". En la transversal las ondas se propagan en dirección ortogonal (ángulos rectos) para la dirección de las zonas de compresión y "rarefaction". Se propagan a lo largo de superficies del medio, que contienen agua y del hueso. En ultrasonido médico ambas ondas se pueden ver.

1.1.4.1 Reflexión, refracción, difracción y fenómeno de dispersión.

Reflexión, refracción, difracción y dispersión son fenómenos que afectan todas las ondas y definen la conducta de la onda. Este fenómeno ocurre cuando las ondas golpean sobre una superficie o limite entre las zonas de los materiales de diferentes densidades. Estamos muy familiarizados con estos fenómenos para ondas de luz. En la figura 1.31 ilustramos la situación de reflexión y refracción al limite entre dos zonas de diferentes densidades, algunas ondas de energia son reflejadas atrás, dentro del medio original y algunas propagan dentro del segundo medio, pero es refractada (cambio de dirección del viaje).

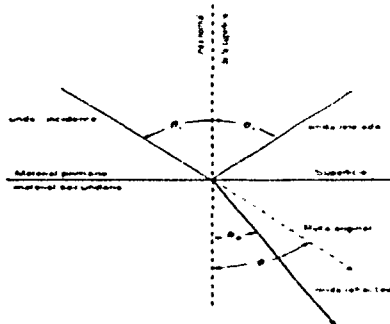


Figura 1.31 Reflexión y refracción de ondas

Por convención los ángulos de refracción y reflexión son medidos como un ángulo agudo con respecto a una línea perpendicular en el punto del limite de la superficie, donde la onda incidente choca el limite. En reflexión conocemos que el ángulo incidente (θ_i) y el ángulo de reflexión (θ_r) son iguales.

$$\theta_i = \theta_r \quad \text{ecuación (3)}$$

Si la onda incidente choca sobre la superficie o limite en un ángulo de 90° puede ser reflejada atrás en sí misma, pero si el ángulo es otro de 90° , entonces la onda reflejada viaja lejos de la superficie del mismo ángulo.

El fenómeno de refracción afecta la porción de la onda incidente que entra al segundo medio. Podemos inferir que la conducta de las ondas de ultrasonido de la conducta de las ondas de luz en un medio óptico.

El índice de refracción (n) esta definida como la razón de la velocidad de la onda en el aire, para la velocidad de onda en el medio, esto es

$$n = V_{\text{air}} / V_{\text{med}} \quad \text{ecuación} \quad (4)$$

En la siguiente tabla se muestra índice de refracción de algunos materiales comunes.

Material	Valor n
Agua	1.33
Alcohol etílico	1.36
Cuarzo	1.46
Vidrio	1.66
Cloruro de sodio	1.53
Poliétileno	1.5 - 1.54
Aire	1.00 por definición

Tabla 1.2

El índice relativo de refracción entre 2 medios ($n_2:1$) se encuentra por medición del ángulo de incidencia (θ_1) y el ángulo de refracción (θ_r) en los 2 medios.

$$n_{2:1} = \sin \theta_1 / \sin \theta_r \quad \text{ecuación} \quad (5)$$

El índice relativo de refracción es también igual a la razón de la onda de velocidad en los dos medios:

$$n_{2:1} = V_1 / V_2 \quad \text{ecuación} \quad (6)$$

Donde:

- $n_{2:1}$ es el índice relativo de refracción
- θ_1 es el ángulo de incidencia
- θ_r es el ángulo de refracción
- V_1 es la velocidad de la onda en el primer medio
- V_2 es la velocidad de la onda del segundo medio

De las ecuaciones 5 y 6 podemos ponerlas en función de los ángulos y velocidad y tenemos que:

$$\sin \theta_1 / \sin \theta_r = V_1 / V_2 \quad \text{ecuación} \quad (7)$$

Las ondas pueden tener más velocidad en materiales densos que en materiales menos densos. De la ecuación (7) concluimos que

- θ_r es menor que θ_1 cuando la onda incidente entra a través de materiales densos
- θ_r es más grande que θ_1 cuando la onda incidente entra en materiales menos densos.

Difracción es una desviación de la dirección de la propagación que ocurre cuando la onda choca, sobre un objeto de diferente densidad, incrustada dentro y alrededor por medio incidente. La difracción puede distorsionar la dirección de la señal de información.

1.1.4.2. Reflexión especulada, reflexión difusa y dispersión.

Un solo rayo incidente sencillo resultado de un rayo sencillo reflejado es término de reflexión especulada figura 1.32a. En sistemas de ultrasonidos médicos, esto ocurre raramente este caso. Cuando la superficie es áspera produce una reflexión difusa figura 1.32b hasta cierto punto esta es una reflexión especulada.

Reflexión difusa eleva la dispersión, la señal de luz es transmitida en varias direcciones hasta cierto punto buenas.

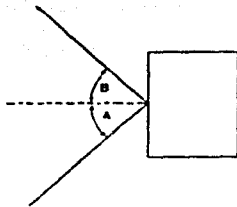


Figura 1 32a Reflexión especulada.

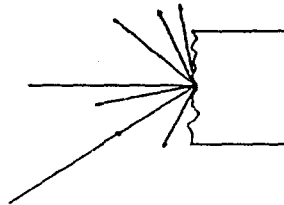


Figura 1 32b Reflexión difusa.

La dispersión también ocurre cuando las ondas chocan sobre áreas pequeñas de gran densidad dentro del tejido

Aunque la dispersión y difracción puede ocurrir en esta situación, la dispersión predomina cuando los objetos son pequeños comparado con la señal de onda larga

1.1.4.3 Fenómeno de multilinea.

También es visto en ultrasonidos médicos figura 1 33 El transductor de ultrasonido sirve como receptor y transmisor figura 1 34

Un pulso se genera y el sistema entonces "escucha" para el eco cuando refleja de las estructuras subyacentes Cada pulso es un ciclo mas de energía de ultrasonido El tiempo entre los pulsos sucesivos (T) describe la máxima distancia que el sistema pueda imaginar o en ultrasonido médico la máxima profundidad en el tejido

El ancho del pulso (τ) Es normalmente pequeño comparado con el espacio del pulso ($\tau \ll T$) y el ancho del pulso limita la resolución disponible

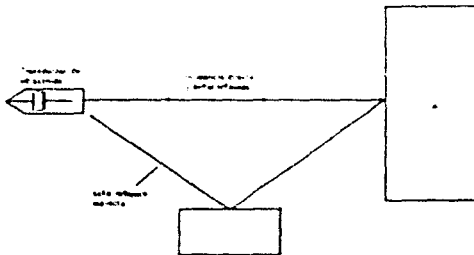


Figura 1 33 Fenómeno multilinea

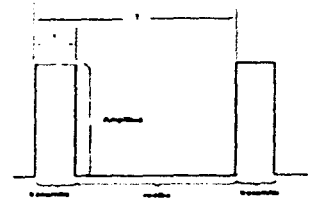


Figura 1 34 Sistema de transmisión de ultrasonido y se escucha el pulso

En la figura 1 33 que los problemas de multilinea pueden relatar por señales esporádicas del transductor durante el tiempo de recepción La señal directa se propaga del transductor al objeto (A) La señal incidente puede ser reflejada atrás del mismo curso del transductor Cuando esto ocurre esta señal es obtenible para hacer la imagen Pero notamos que la señal puede reflejarse hacia otro objeto (B) Especialmente si la dispersión toma su lugar Esta señal puede tener un ángulo correcto bajo algunas circunstancias que también son reflejadas dentro del transductor Cuando esto ocurre un círculo separado es visto porque el transductor no puede distinguir la reflexión directa y de multilineas En sistemas de ultrasonido de pulsos es posible limitar el efecto de multilinea usando circuito de llegada de primer-pulso de arriba El receptor puede ver dos pulsos, uno de reflexión directa y el otro de multilineas

1.1.4.4 La impedancia acústica.

La impedancia acústica (Z_a) de un material es una medición de la oposición de propagación de las ondas encontradas. Esta, a veces caracterizada como una medición de la eficiencia, con la cual la señal se propaga en el material. La unidad de la impedancia acústica es el Rayl, en el cual el primer Rayl = $1 \text{ kg/m}^2\text{s}$ o $\text{Rayl} = 0.1 \text{ g/cm}^2\text{s}$. La impedancia acústica es descrita por:

$$Z_a = \xi V \quad \text{ecuación} \quad (8)$$

Donde:

Z_a es la impedancia acústica en Rayls

ξ es la densidad del medio g/cm^3

V es la velocidad del sonido del medio en cm/s

En la tabla 1.3 mostramos las impedancias acústicas para diferentes materiales

Material	Z_a 10(6) Rayls
Aire	0 0004
Grasa	1 38
Agua	1 48
Músculo	1 70
Higado	1 65
Tejido suave	1 63
Hueso	7 80

Tabla 1 3

1.1.4.5 Transductores de ultrasonido.

Un transductor es un dispositivo que convierte energía de una forma a otra, para propósitos de medida o control en ultrasonido se reconocen dos funciones del transductor: (1) La conversión de oscilaciones de ac en vibraciones acústicas y (2) la conversión de oscilaciones acústicas dentro de oscilaciones eléctricas.

Estas dos funciones son transmitidas y recibidas por transductores, que en sistemas de pulso pueden ser combinadas dentro de un elemento.

Pueden ser usados varios tipos de dispositivos en transductores de energía ultrasonica. En frecuencias mas bajas ciertas industrias o casas de ultrasonido operan estos dispositivos, el trabajo puede ser hecho por elementos de microfones dinámicos y ciertos capacitores ensamblados. En frecuencias mas altas el transductor de ultrasonido, es el piezoelectrico resonante, algunas veces llamado cristal resonante o cristal.

El fenómeno piezoelectrico se encuentra en ciertas estructuras cristalinas, como el cuarzo natural, el titanio de bario, sales de Rochelle y zirconios de titanio este separado, el ultimo es generalmente usado en ultrasonidos medicos, aunque también se puedan usar los otros materiales. Los elementos del piezoelectrico son aquellos que producen un voltaje por sus 2 superficies, cuando se deforma o deforma si se aplica un voltaje por el elemento de esas superficies.

El elemento piezoelectrico figura 1 35 consiste de una placa de material conectando electrodos a los alambres de la superficie del elemento. En los circuitos mostrados en la figura los alambres llevan a un voltmetro pero en dispositivos de ultrasonido, ellos llevarian otras formas de circuiteria. Cuando el cristal esta en reposo figura 1 35a ningun voltaje se produce. Pero si el elemento se deforma a la izquierda, el voltaje gira a una polaridad (negativa) figura 1 35b, cuando el elemento se deforma al derecho figura 1 35c el mismo voltaje se genera pero con la polaridad opuesta. Si se usa una vibración de la misma frecuencia, como la frecuencia resonante del cristal para deformar el cristal repetidamente, entonces oscilara de un lado a otro y producira un voltaje alterno. Si, por otro lado, se aplica un voltaje alterno al cristal en su frecuencia resonante vibrara a esa frecuencia debido al efecto de resonancia, este funcionamiento tiende a solo ocurrir en la frecuencia natural de resonancia del cristal.

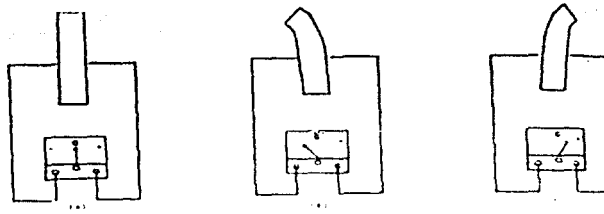


Figura 1.35 Elemento piezoeléctrico a) reposo, b) deflexión a la izquierda, c) deflexión a la derecha

La figura 1.36a muestra un símbolo para un transductor ultrasónico. La estructura del transductor se muestra en la figura 1.36b. El elemento de cristal piezoeléctrico están comprimidos entre 2 contactos metálicos que se usan para las conexiones eléctricas por que la impedancia acústica del cristal difiere notablemente para interfase con el paciente. La máxima potencia solo ocurre cuando la impedancia de carga es igual a la impedancia de la fuente. También, un material de apoyo se usa para absorber energía de cualquier dirección dentro de la asamblea que no es dirigida hacia el paciente. Este material previene errores de las reflexiones del transductor interno.

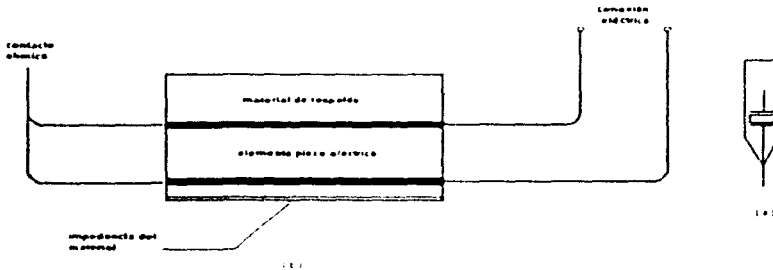


Figura 1.36 a) Símbolo del transductor de ultrasonido. b) Estructura del transductor

En la figura 1.37 muestra un diseño de un transductor de ultrasonido unidireccional de radiación simplificada. En cierre, la superficie de interfase del transductor es la zona Fresnell, en la cual la luz se dispersa muchísimo. Esta región es similar al campo cercano de la antena de radio. Mas lejos esta la zona Fraunhofer en la cual la luz dispersada es proporcionalmente al cuadrado de la distancia. La densidad de potencia de la señal a cualquier distancia es la potencia total dividida por el área de la onda frontal (área del disco en la figura 1.37) y es en W/cm^2 . Como la distancia aumenta el área de la onda frontal aumenta con el cuadrado de la distancia, pero la potencia permanece constante. Como resultado cae la densidad de la potencia según el cuadrado de la distancia. Esto se llama la ley cuadrada inversa, el cual los estados de la densidad de potencia o intensidad, cae fuera del recíproco del cuadrado de la distancia. En otras palabras, atenuación

$$a = 1/D^2 \quad \text{ecuación} \quad (9)$$

El ancho de la luz del transductor figura 1.38 es el ángulo entre los puntos en el lóbulo principal el cual baja por la mitad -3dB relativo a la máxima potencia (0dB en la figura 1.38). La resolución de la señal de ultrasonido es función de 2 factores: el ancho del pulso (τ) y el ancho de la luz. El ancho del pulso

tiene resolución longitudinal, también llamado rango de resolución en terminología de radar. El ancho de la luz tiene el azimut o la resolución angular. En algunos casos, usted podría ver a través del rango de resolución mencionado, que es la longitud del cordón entre -3dB en el lóbulo principal.

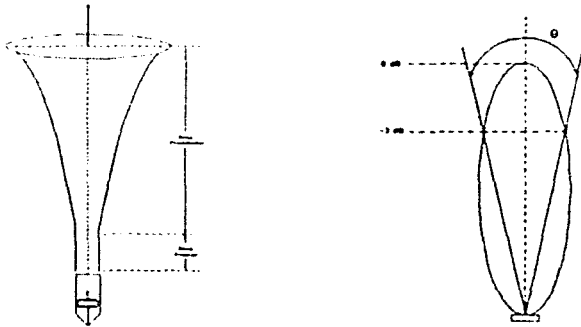


Figura 1.37 Patrón simplificado de radiación unidireccional. Figura 1.38 Patrón de ancho de luz.

Por ejemplo, los transductores reales no solo producen el lóbulo principal que hace la imagen, pero también el sidelobes "esporias" Figura 1.39a. Estos sidelobes a veces envían y reciben pulsos; así del eco "esporias", pueden percibir blancos válidos. Estos ecos producen desorden en las imagines y no son señales válidas. Los sidelobes tienen que ser equilibrados para que ellos aparezcan en los ángulos $\pm \theta$ de la línea del lóbulo principal figura 1.39b es una proyección cartesiana del modelo del transductor. Se muestra mas que un par de sidelobes, aparecen con el lóbulo principal en transductores reales

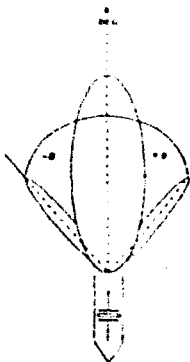


Figura 1.39a Trazo polar.

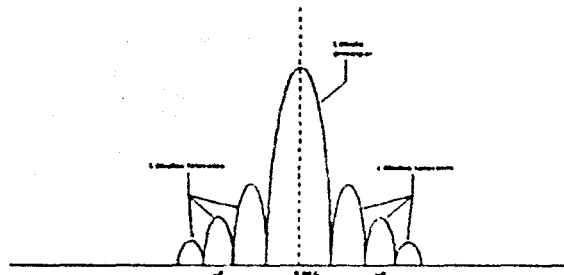


Figura 1.39b Trazo Cartesiano

1.1.4.6 La absorción y atenuación de energía del ultrasonido.

Varios mecanismos causan pérdida de energía en la señal de ultrasonido transmitido. Nosotros hemos visto la pérdida debido a la luz extendida. Porque la luz no es coherente (como en un láser), el nivel señalado es atenuado a una proporción determinada por la ley cuadrática inversa. Hay también atenuación debido a la interacción con tejido biológico y se relaciona a la impedancia acústica del tejido.

Finalmente hay, alguna pérdida debido a la dispersión de la señal. La atenuación total es:

$$\alpha = BW + S + A \quad \text{ecuación (10)}$$

Donde

- α es el coeficiente de atenuación en decibeles por centímetros (dB/cm)
- BW es la pérdida del ancho de luz
- S es la pérdida de dispersión
- A es pérdida de absorción

El valor de atenuación a través de absorción depende de la impedancia acústica y de la frecuencia usada. La figura 1.40 muestra como las pérdidas de absorción de tejido suave, sube con la frecuencia. En frecuencias cercanas de 2 MHz (0.5 a 1 dB/cm), la pérdida de atenuación es relativamente pequeña pero sube relativamente como aumentos de frecuencia a 5dB/cm. Como resultado, hay un límite superior a los 10 MHz, donde el ultrasonido puede ser usado para propósitos médicos porque la resolución de la imagen del sistema, parcialmente depende de la frecuencia de operación (en altas frecuencias, la mejor resolución), hay siempre diseño comercial entre frecuencia de operación, mejor resolución y mínima atenuación. Valores típicos para α se muestran en la tabla 1.4. Note que la mayoría de los medios de absorción de exhibición que tiene una relación lineal en frecuencia ($\alpha \propto f$), pero el aire y absorción de exhibición de agua que tiene una relación lineal cuadrática para frecuencia ($\alpha \propto f^2$).

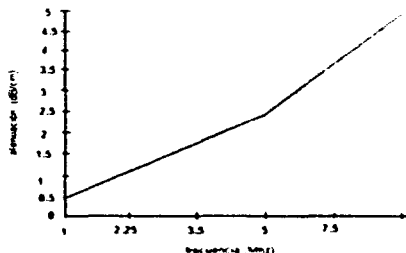


Figura 1.40 Absorción baja en tejido suave vs frecuencia

Medio	(dB/cm)	Relación lineal
Aire	12	F ²
Agua	0.002	F ²
Hueso	15	F
Riñón	1	F
Tejido suave	0.7	F
Grasa	0.63	F
Sangre	0.18	F

Tabla 1.4 de valores típicos para

Las dispersiones son causadas por energía reflejada que se envía en direcciones atrás del transductor del receptor de blancos, incluye ambos absorción en el blanco (refracción menor) y la reflexión del blanco en cualquier sistema en que la reflexión y refracción toma el lugar de la onda incidente que es dividida entre reflejada y producto refractado.

$$U_i = U_r + U_R \quad \text{ecuación} \quad (11)$$

Donde:

U_i es la energía de la señal incidente
 U_r es la energía de la señal reflejada
 U_R es la energía de la señal refractada

El porcentaje de energía de U_i es reflejada dado por el coeficiente de reflexión, también llamado el coeficiente de reflexión de intensidad (Nota: algunos textos usan Γ para representar este coeficiente, mientras otros usan R; nosotros usaremos el signo (I) porque es más consistente con ingeniería común y practicas de física, del cual es:

$$\Gamma = ((Z_1 - Z_2) / (Z_1 + Z_2))^2 \quad \text{ecuación} \quad (12)$$

Donde:

Γ es el coeficiente de reflexión de intensidad
 Z_1 son la impedancia acústica de material 1
 Z_2 son la impedancia acústica del material 2

Para expresar la energía reflejada en porcentaje, multiplique la ecuación 12 por 100%.

Compensación de tiempo-ganancia.

La señal de ultrasonido se atenúa cuando penetra al tejido, así las reflexiones de un objeto profundo en el tejido son más débil que sería del mismo objeto a la superficie. Este efecto se ve en la figura 1.41a. El equipo de ultrasonido tiene una ganancia del receptor que varía con el tiempo después del pulso se dispara (figura 1.41b) sube la ganancia con el tiempo, es llamado compensación de ganancia-tiempo (TGC), y la curva se selecciona por espejo de curva de atenuación. Este rasgo también se llama compensación de profundidad-ganancia (DGC) en algunos aparatos.

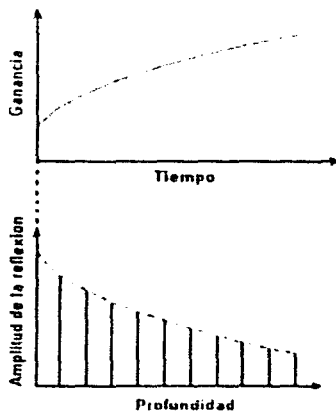


Figura 1.41

1.1.4.7 Exploración de modos y sistemas.

Para derivar información sobre las estructuras dentro del cuerpo, el dispositivo del ultrasonido usa varias exploraciones de modos diferentes: modo A, modo B, modo M (llamado modo T-M, o modo de tiempo real).

La exploración ó modo A (figura 1 42) está basado en la técnica de ecos, donde se emite un pulso de ultrasonido desde el transductor hacia el interior de la región a estudiar. Las reflexiones en cada interfase entre los tejidos son recibidas por el mismo transductor. El tiempo total desde el pulso inicial hasta el momento de la recepción del eco es proporcional a la profundidad de la interfase. Esto hace posible el mapeo unidimensional de las interfaces entre tejidos a lo largo de la línea de propagación del rayo del ultrasonido.

Lo que distingue al modo A de otros métodos es la forma en que se muestran los resultados. En el modo A se grafican las amplitudes de los ecos recibidos, es decir, un voltaje proporcional a los mismos, proporcionado por el transductor, se muestra en una pantalla similar a la de un osciloscopio.

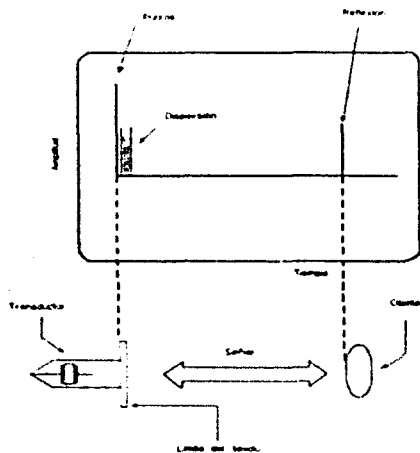


Figura 1 42 Modo de exploración A

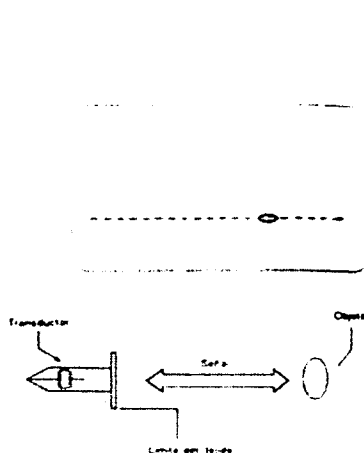


Figura 1 43 Modo de exploración B

La exploración del modo B (figura 1 43) puede ser la misma base de tiempo como el examinado B pero traza la fuerza de la señal al regreso como cambios en brillo. Una reflexión fuerte es más luminosa que la reflexión más débil. Cuando el transductor es examinado mecánicamente de un lado a otro, las imágenes sucesivas se construyen arriba y permiten una vista bidimensional (2-D) de la estructura subyacente. De nuevo, la fuerza de la reflexión es graficada por el display del tubo de rayos catódicos.

Examinando de un lado a otro, como el mostrado en la figura 1 44 no siempre es muy práctico en ultrasonido médico (aunque se usa ultrasonido industrial y algunas veces en medicina).

Una exploración del modificado 2-D-B se muestra en la figura 1 45

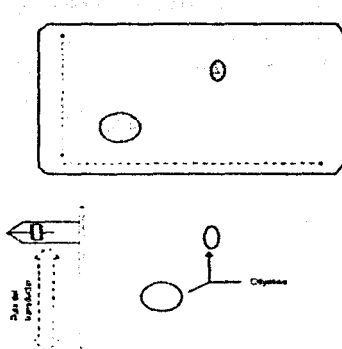


Figura 1.44 Metodo de exploración atras y adelante.

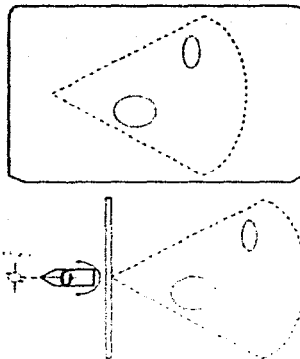


Figura 1.45 Exploracion B 2-D.

En este método, el transductor esta en una situación fija, pero mecánicamente examina de un lado a otro y produce una region examinada V-formada. Este sistema examinado es similar al indicador de posición del plan (PPI) el display usa un radar. El envío recibido y la base de la superficie del radar PPI es redondo porque la antena puede rastrear a través de 360° pero en radar de region de rastreo aerotransportado la antena examina $\pm 30^\circ$ o $\pm 60^\circ$ típicamente así produce un examen muy similar al de la figura 1.46. Un ejemplo de esta forma de examen se muestra en la figura 1.46. Este examen particular es del corazón y tiene la forma de onda de un electrocardiograma propuesto en la lectura.



Figura 1.46 Exploracion del corazón B 2-D.

1.1.4.8 Efecto Doppler.

El efecto Doppler es un cambio de frecuencia que ocurre cuando el receptor y transmisor tienen movimiento relativo cada uno. Los dispositivos de ultrasonidos médicos pueden usar efecto Doppler para descubrir movimiento. En la figura 1.47 muestra una situación en que la sangre o

estructura en el cuerpo mueve relativamente al transductor de ultrasonido. El cambio de frecuencia es determinado por:

$$f_d = 2 v \cos \theta \quad \text{ecuación} \quad (13)$$

Donde:

f_d es la frecuencia de Doppler.
 v es la velocidad relativa
 θ es el ángulo entre la fuente y receptor.

Onda continua de ultrasonido Doppler usa dos elementos de transductor de cristal, cada uno para recibir y transmitir. Un sistema de pulso Doppler usa un solo cristal para los dos recibir y transmitir.

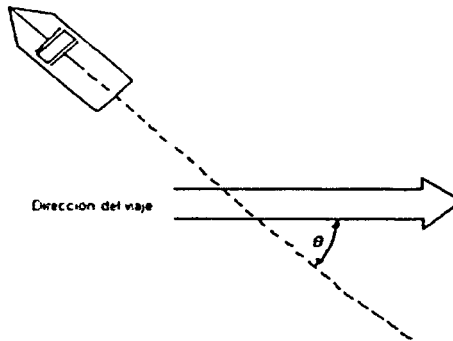


Figura 1 47 Movimiento del objeto relativo del frente de onda creado por el corrimiento Doppler

Detectores de flujo transcutáneos Doppler

Los detectores de flujo transcutáneos son diseñados para uso del efecto Doppler para detectar el flujo de sangre en arterias cerradas en la superficie del cuerpo. Un ejemplo de un detector de flujo comercial y algunos transductores diferentes se muestran en la figura 1 48

En la figura 1 48a se muestra la configuración básica de un detector de fluido Doppler. Dos cristales, cada uno para recibir y transmitir funciones, se ponen en una caja de plástico que se posiciona sobre una arteria periférica. Una frecuencia cerca de 10 MHz seleccionada para estos instrumentos para aprovechar la acentuación natural de una frecuencia alta en el tejido. Tales frecuencia también permiten enfocar mejor y un cambio de frecuencia mas grande para cualquier cantidad dada el movimiento. Se atenúan las reflexiones de amplitud significativa de los tejidos subyacentes por consiguiente, mientras las reflexiones de los vasos de sangre cerca de la superficie son más fuertes.

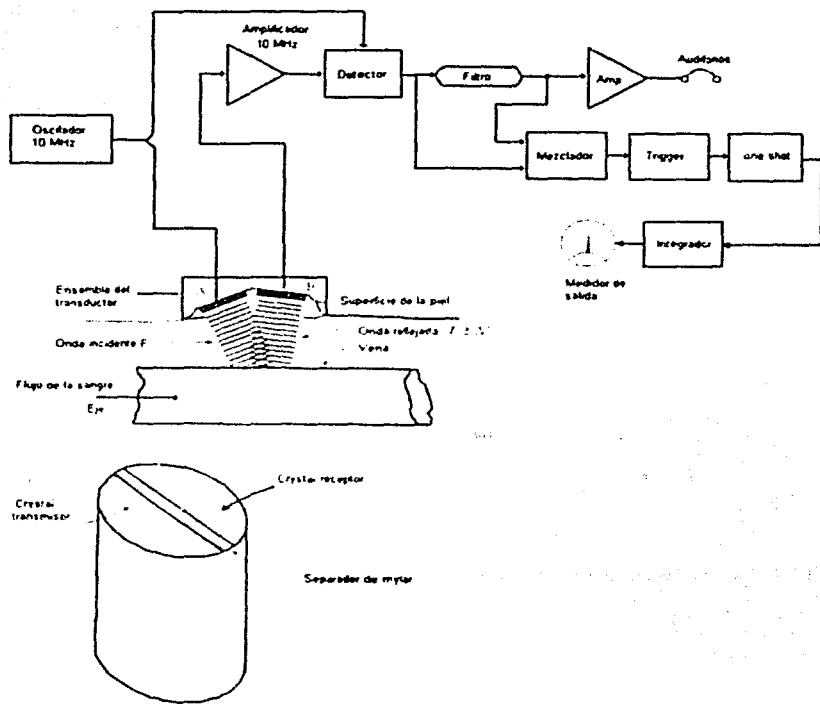


Figura 1.48 Transductores ultrasónicos. A) Regular, b) Pluma de prueba.

La reflexión regreso - dispersión del movimiento de la sangre tienen una frecuencia ligeramente diferente que la onda incidente, debido al cambio Doppler. Si la sangre estaba inmóvil, el cambio de frecuencia sería cero, así la frecuencia de la onda de retorno podría ser idéntica a la frecuencia incidente. Pero el movimiento de sangre produce un cambio que es proporcional a la velocidad de la sangre. Un cambio de frecuencia de aproximadamente 200 Hz a 10 MHz corresponde a la velocidad de la sangre de aproximadamente 6 cm/s.

El oscilador de 10 MHz en la figura 1.48a excita al cristal transmisor y en algunos modelos, el detector de un puerto en la sección del receptor del instrumento. La onda incidente del cristal del receptor se amplifica y entonces se alimenta a un detector. La salida del componente del detector es $\pm \Delta F$. En la mayoría de los instrumentos, la salida del filtro toma la forma de ruido de baja frecuencia.

La salida de audio, a través de audífonos o bocina todavía da al cirujano un subjetivo de la indicación exacta. En unos modelos el circuito integrador se usa para producir un voltaje de dc que es proporcional al valor de flujo. Este voltaje, sin embargo, es difícil de calibrar con precisión pero sirve como un indicador de flujo relativo.

Un transductor de flujo de tipo - sonda se muestra en la figura 1 48b En este ensamble, se posicionan dos elementos de cristal de lado a lado pero están separados por una barrera con una impedancia acústica alta

Medidores de flujo.

Hay dos tipos generales de medidores de flujo. Un tipo depende de la diferencia de velocidad entre el flujo alto y bajo de ondas de sonido. En el segundo se usa Doppler para los cambios de ondas dispersadas de movimiento del medio (sangre.)

En la figura 1 49a muestra un tiempo transitorio del transductor de flujo ultrasónico. Dos cristales piezoeléctricos que se apuntan oblicuamente al cambio de los elementos de flujo. El eje entre estos cristales tienen longitud D y la forma del ángulo θ con el eje de flujo

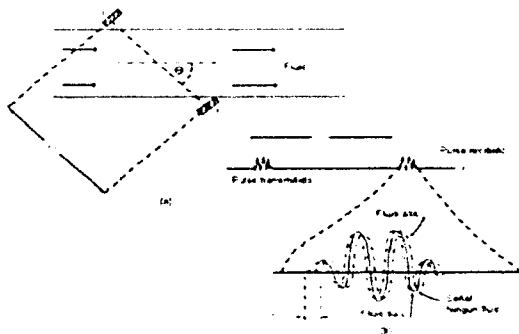


Figura 1.49 Flujómetro ultrasónico. a) Transductor de flujo ultrasónico. b) Forma de ondas combinadas

Los cristales en la figura 1 49b sirven ambos como transmisor y receptor de funciones. Cuando medimos el tiempo de transito de flujo bajo de un pulso ultrasónico, el cristal A es el transmisor, mientras el B del cristal es el receptor. Cuando medimos el tiempo de flujo alto, se invierten los papeles de los cristales. A se vuelve receptor y B es el transmisor.

La diferencia entre el flujo alto y el bajo es el tiempo de transito ΔT es medido en un circuito electrónico y entonces se usa la siguiente expresión

$$v = C^2 \Delta T / 2D \cos \theta \quad \text{ecuación (14)}$$

Donde

- v velocidad de flujo promedio
- C velocidad del sonido en el medio
- ΔT diferencia del tiempo de transito
- θ ángulo entre el eje del cristal y el eje de flujo

Un transductor de flujo Doppler se muestra en la figura 1 50a. Este transductor usa el cambio de frecuencia de una onda dispersada de masa particular fluyendo en los vasos. Se ha mostrado que el cambio en frecuencia ΔF se da por

$$\Delta F = \pm F_s (\cos \theta + \cos \phi) v / c \quad \text{ecuación (15)}$$

Donde:

- ΔF es el cambio de frecuencia en Hz
- F_s es la frecuencia del transmisor en Hz.
- θ es el ángulo del eje del transductor de cristal al eje de flujo.
- ϕ es el ángulo del eje del receptor de cristal al eje de flujo.

El diagrama de bloque para un detector de flujo ultrasónico basado en la ecuación anterior, se muestra en la figura 1.50b. En este instrumento la señal del receptor del cristal A ($F_r = F_s \pm \Delta F$) mezclado con F_s en una frecuencia de radio (RF) la fase de amplificador/ mezclador. Un filtro paso banda se usa para asegurar que solo la frecuencia de la diferencia ($F_s - F_r$) actualmente se usa. Dos salidas de estados alternos están mostradas en la figura 1.50b. Un tipo usa un discriminador del cruce para producir picos en cada punto donde ΔF pasa por el cero. Si estos pulsos se integran, nosotros obtenemos una señal de flujo de dc. Alternativamente, los pulsos de salida podrían procesarse en un circuito digital que se diseña para reconocer la proporción de la recepción de los pulsos. La técnica alternativa es usar una frecuencia de un discriminador sensible para producir una señal de flujo

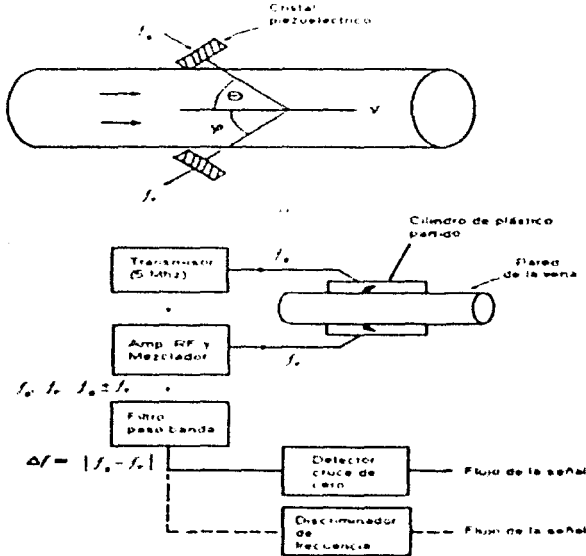


Figura 1.50 Flujómetro Doppler. a) Transductor, b) Diagrama de bloques

La señal de flujo que se obtiene de un instrumento tal como el mostrado en la figura 1.50b representa la velocidad de flujo principal CMS del fluido (sangre) en el tubo (vaso). El dato del instrumento no representa la razón de flujo volumétrico (ml/s)

Solamente el dato de la velocidad puede ser distinguida del transductor menor que el área seccional a través del vaso es conocida en cada caso el flujo volumétrico y es proporcional al producto de área y velocidad.

1.1.4.9 Efectos biológicos del ultrasonido.

El uso incrementado de monitores de ultrasonido, terapéutico y equipo de diagnóstico ha llevado a una preocupación sobre los posibles niveles de riesgo, no hay ninguna información definitiva existente a cerca de los niveles seguros. Más clínicas diseñan instrumentos de la investigación para producir niveles de salida de potencia entre 5 y 50 mW/cm² en el transductor. Desgraciadamente, la medición de niveles de potencia de ultrasonido es difícil y no hay ninguna norma bien establecida aceptada por todos para la medición de niveles de potencia.

Se cree que varios factores tienen importancia en la interacción biológica del tejido y ondas de ultrasonido. La frecuencia, tiempo de irradiación, intensidad de la luz y ciclo.

Los efectos biofísicos principales de ultrasonido son termales, cavitación, acción esquilada y movimiento intracelular. Los efectos termales son causados por agitación sónica de células y son afectadas por el tejido natural, el flujo de sangre, pérdidas de la conducción termal, etc. En general podemos declarar ese calor generado que es el producto de la intensidad de potencia en (I) W/cm² y el coeficiente de absorción en dB/cm

$$U_n = \alpha I \quad \text{ecuación} \quad (16)$$

Donde

U_n es la energía de calor en (W)
 α es el coeficiente de absorción en (1/cm)
 I es la intensidad de la luz en W/cm²

El fenómeno de cavitación es bastante complejo pero puede describirse como la creación de burbujas gaseosas en la dirección del fluido del medio en agitación por las ondas ultrasónicas. Cavitación también es el mecanismo por el cual trabajan los limpiadores ultrasónicos.

La fuerza esquilada opera en medios de comunicación de viscosidad baja que pueden fluir. Las ondas de ultrasonido crean fuerzas esquiladas por generación de corrientes de viento en el medio.

El movimiento intracelular se crea cuando las vibraciones de membrana de célula tienen lugar bajo la influencia de las ondas de ultrasonido. Estos movimientos toman a menudo la forma de acción de giro.

1.1.5 Equipos de rayos X.

Al igual que la luz, el calor y las ondas de radio, los rayos X pertenecen a la familia de la radiación electromagnética. En lo que respecta a la producción de imágenes, los rayos X pueden compararse, hasta cierto punto, con la luz.

- La luz es visible los rayos X no lo son
- La luz no atraviesa los cuerpos opacos los rayos X atraviesan cuerpos tales como el tejido blando, los huesos y los dientes

Afortunadamente, los rayos X tienen propiedades que permiten visualizarlos. Pueden visualizarse en una pantalla fluorescente o en película. Esta pantalla fluorescente está recubierta de, por ejemplo, sulfuro de cinc, que se ilumina cuando chocan con el los rayos X. Lo que es importante para la radiografía es la capacidad de los rayos X para inducir una imagen latente en la película fotográfica, propiedad que comparte con los rayos luminosos. Una vez revelada, las partes de la película que se han expuesto a los rayos X quedan en negro. A mayor cantidad de rayos X absorbidos por el objeto radiografiado, menor es el ennegrecimiento (fig. 1.51)

Proyección de imágenes

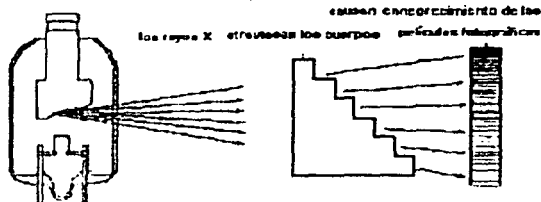


Figura 1.51

Los rayos X se propagan radialmente desde su fuente, en líneas rectas. Esto es esencial para proyectar la imagen de un objeto con las proporciones correctas. Siempre que el haz de rayos X quede perpendicular al objeto, la proyección de un círculo será un círculo, y la de un rectángulo será un rectángulo (fig. 1.52).

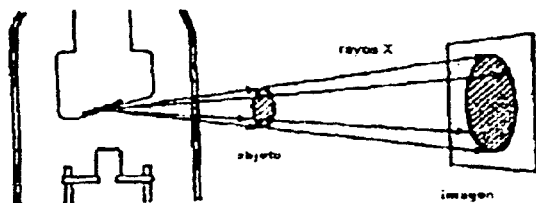


Figura 1.52

Descubrimiento y producción de los rayos X.

El 8 de noviembre de 1895, el Profesor Wilhelm Conrad Röntgen descubrió una nueva clase de radiación, a la que llamó "rayos X". Estando experimentando el comportamiento de los rayos catódicos en los tubos de Hittorf-Geissler-Crookes (ampollas de vidrio en cuyo interior se había hecho un alto vacío), observó que algunos cristales que estaban cerca del tubo habían adquirido una intensa frecuencia, Röntgen estudió el fenómeno y llegó a la conclusión de que se debía a una radiación hasta entonces desconocida.

Los rayos X se producen siempre que los electrones chocan con velocidad muy alta contra una materia (fig. 1.53), siendo frenados repentinamente. La mayor parte, con mucho el 99% de la energía cinética de los electrones se convierte, mediante colisiones, en energía térmica (calor) de la materia bombardeada por esos electrones (fig. 1.54). La radiación X se produce como consecuencia del frenado (desaceleración) de algunos electrones en los campos eléctricos existentes dentro del material.

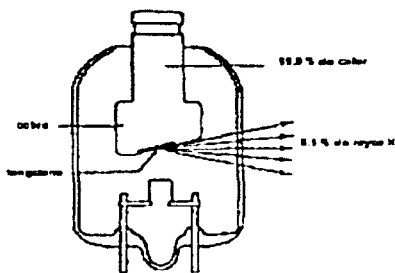


Figura 1.53

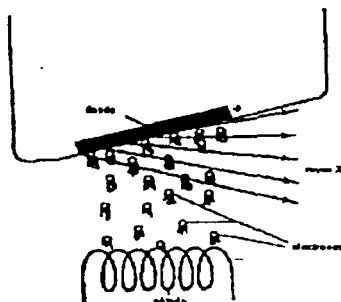
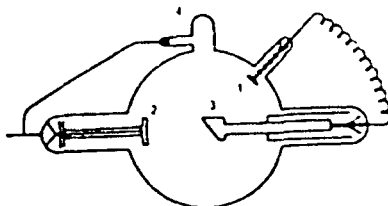


Figura 1.54

1.1.5.1 Tubos de rayos X.

A) **Tubos iónicos.** Los tubos utilizados en los primeros tiempos para la producción de rayos X, se conocían como tubos de gas (o iónicos), y eran ampollas de vidrio con dos electrodos soldados en su interior, en extremos opuestos. En la ampolla se hacía el vacío extrayendo el aire todo lo posible. Al mismo tiempo, entre los dos electrodos se aplicaba una gran diferencia de potencial, haciendo uno de ellos positivo (ánodo) y el otro negativo (cátodo). Al hacerse la presión del aire interior lo suficientemente baja, por el tubo pasaba una corriente que producía un efecto luminoso, debido a la ionización. Reduciendo más aun la presión del aire, los electrones e iones adquirirían mayores velocidades, con lo que a su vez causaban una mayor ionización, como consecuencia de las colisiones. Los electrones llegaban al ánodo, donde se generaba entonces una determinada cantidad de rayos X. Muchas veces, estos tubos iónicos estaban provistos de un tercer electrodo, el anticátodo (conectado al ánodo), montado opuesto al cátodo modo de blanco para los electrones enfocados (fig 1.55)



1. ánodo
2. cátodo
3. anticátodo
4. dispositivo generador del potencial cátodo

Figura 1.55

B) **Tubos electrónicos.** Los tubos electrónicos fueron presentados por vez primera por Coolidge en 1912, tras haber conseguido estirar en hilos el tungsteno o volframo, metal que hasta entonces se había comportado como inmaleable. Coolidge hizo el cátodo del tubo de rayos X con un filamento de volframo en espiral, que se ponía al rojo cuando por él circulaba una corriente

eléctrica (corriente de filamento). Al calentarse esta espiral de volframio a una temperatura elevada, emite electrones. La cantidad de los electrones emitidos por un elemento incandescente aumenta muy rápidamente al hacerlo la temperatura de ese elemento. De este modo, la cantidad de electrones emitidos se puede regular sin más que modificar la corriente de filamento. Mediante un transformador de baja tensión (transformador de filamento) se hace pasar una corriente de 3 a 8 A por el filamento con una tensión de 7 a 20 V. Mientras no haya tensión alguna aplicada entre ánodo y cátodo, los electrones emitidos por el filamento quedan como flotando alrededor de este último, constituyendo lo que se llama una nube de electrones. Pero al aplicarle al ánodo una tensión positiva respecto al cátodo, los electrones emitidos por éste (que es al mismo tiempo el filamento) quedan atraídos por él. Cuanto mayor sea la diferencia de potencial entre cátodo y ánodo, mayor será la velocidad (y por tanto, la energía) con que los electrones llegarán al ánodo. Por eso, para imprimirles a los electrones una velocidad suficiente para que puedan producirse los rayos X, se necesita una tensión muy alta y un grado muy elevado de vacío. El número de electrones que pasan del cátodo al ánodo al aplicar la tensión al tubo, es decir, la corriente electrónica (opuesta en dirección a la convencional del tubo), está determinada sobre todo por la del filamento, tal como ya se ha dicho, y es prácticamente independiente de la alta tensión aplicada entre ánodo y cátodo (fig. 1.56).

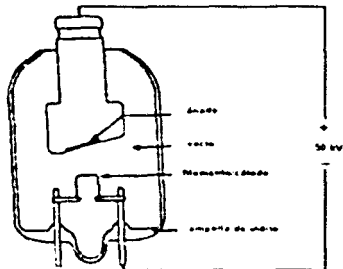


Figura 1.56

La relación entre la corriente de filamento (en A) y la del tubo (en mA) queda indicada en las curvas de emisión del tubo de rayos X. La alta tensión entre ánodo (+) y cátodo (-) determina la velocidad de los electrones. El número de electrones que chocan con el ánodo y su velocidad en ese instante determinan la cantidad y la calidad de la radiación, respectivamente. A mayor número de electrones (es decir, más corriente de filamento), más alta corriente de tubo y, por tanto, mayor producción de rayos X. Cuanto mayor sea la velocidad de los electrones, más energía se convertirá en rayos X por cada uno de los que choquen con el ánodo y, por tanto, mayor será la energía de los rayos X producidos.

La alta tensión está asociada con electrones rápidos, alta energía de los rayos X, corta longitud de onda, mayor poder penetrante, rayos X duros. Una tensión menor es sinónimo de electrones más lentos, menos energía de rayos X, longitud de onda más larga, menor poder penetrante, radiación X blanda.

En fluoroscopia se utilizan tensiones de 40 a 100 kV (raras veces más), con corrientes que van de algunas décimas a 4mA. Para la obtención de radiografías, los valores de tensión usados son del

orden de 25 a 150 kV y más, dependiendo la corriente de lo que el tubo pueda aguantar y el tamaño del aparato; si éste es pequeño, la corriente varía entre 10 y 40 mA, en tanto que en los mayores puede llegar aquélla a valores de centenares e incluso el millar de mA. En la terapia por rayos X (tratamiento con rayos X) se emplean tensiones de 5 a 250 kV y mayores, con corrientes de 1 a 30 mA aproximadamente

1.1.5.2 Ánodo y foco.

La elección del material anódico está determinada por varios factores, los más importantes de los cuales son el rendimiento (expresado en porcentaje de la energía electrónica convertida en rayos X) y la carga específica máxima admisible por mm^2 de superficie focal

La carga específica máxima admisible depende sobre todo del punto de fusión del material anódico, lo que hace que el metal más apropiado resulte el volframio, punto de fusión más alto (3350°C) que el platino (1770°C) o el oro (1060°C)

En general, el volframio es el material anódico más común. Los ánodos estacionarios suelen hacerse empotrando un blanco de volframio de 2 a 3 mm de grueso en un bloque de cobre, con lo que se aprovechan las propiedades de alta conductividad y gran capacidad térmica del cobre para eliminar rápidamente el calor desarrollado en el blanco de volframio, que es menos eficaz como conductor. La parte del ánodo en que incide el haz electrónico se llama foco. Por consiguiente, el foco es el punto en que se produce la radiación X y desde el cual diverge en todas direcciones

Podemos compararlo con una fuente luminosa. La intensidad de la radiación es igual en todas direcciones, excepto en el caso de los rayos que pasan muy cerca de la superficie del ánodo y por tanto forman con ella un ángulo muy pequeño (menor de unos 5°). Los rayos X que se producen en el ánodo, en el foco, no solo salen por la parte frontal de éste (en un arco de 180° o sea, un semicírculo), sino que también lo hacen en dirección de los otros 180° , dentro del propio material anódico, donde quedan absorbidos prácticamente en su totalidad.

Mientras que la luz originada en una fuente, luminosa se puede enfocar óptimamente (mediante lentes, etc.), este enfoque resulta prácticamente imposible en el caso de los rayos X, para conseguir una imagen nítida el foco tiene que ser lo más pequeño posible. Después de todo si se quiere producir imágenes bien delimitadas

(fig. 1 57)

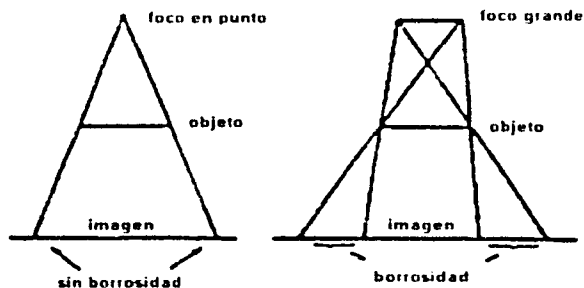


Figura 1 57

Ahora bien si el haz electrónico hubiese de incidir en una zona del ánodo excesivamente pequeña, el calor allí generado sería tan intenso que lo fundiría en ese punto. Tal es la razón por la que el foco ha de tener un tamaño específico, de acuerdo con la carga que ha de poder resistir.

La dirección del rayo central en el foco aparece menor, debido a que si se mira una superficie con un ángulo oblicuo, ésta parece menor de lo que es en realidad. Este fenómeno de reducción del tamaño

de la fuente de radiación contribuye a conseguir una mayor definición. Como el punto focal real adquiere una forma cada vez más alargada a medida que disminuye el ángulo, este sistema se llama de foco lineal o foco Goetze, fig. 1.58.

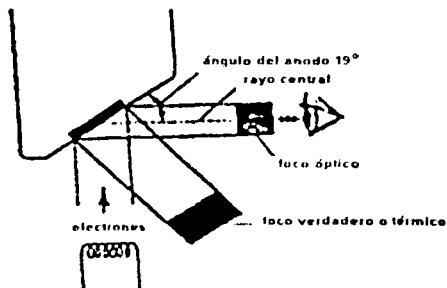


Figura 1 58

En los primeros tubos de rayos X el ángulo entre la superficie del ánodo y el haz electrónico era de 45°. En los últimos años se han producido tubos de rayos X en los que un ánodo forma un ángulo de 19° con el rayo central, fig. 1.59.

El resultado de tal orientación, es que el área del blanco bombardeada por los electrones adquiere la configuración ilustrada por el rectángulo, pero cuando se mira desde la posición del ojo del observador, el rectángulo toma la apariencia de un cuadrado, tanto la zona de bombardeo es tres veces mayor que la verdadera zona óptica. Esta característica permite emplear más corriente y un periodo más corto de exposición, lo cual mejora considerablemente la definición radiográfica (nitidez).

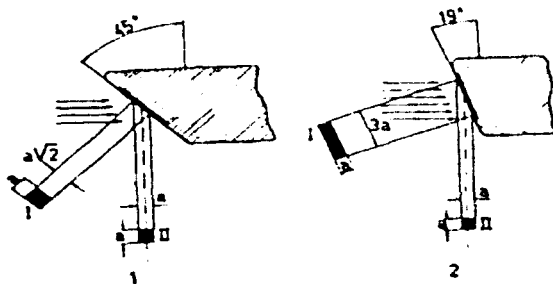


Figura 1 59

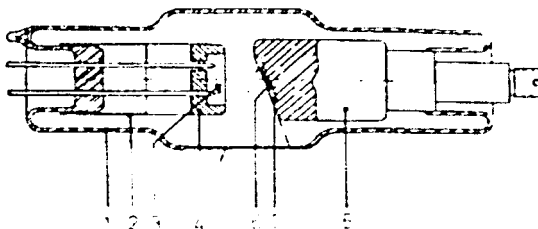
1.1.5.2.1 Carga máxima admisible en el foco.

La carga máxima admisible o la capacidad de un tubo de diagnóstico del tipo de ánodo estacionario se expresa en kilovatios. Antes se indicaba la carga máxima admisible que el tubo podía resistir durante 1,0 segundo. Con los tiempos de exposición tan cortos de la actualidad, la carga máxima admisible del tubo se indica mediante la carga que puede resistir durante 0,1 segundo.

1.1.5.3 Tipos de tubos de rayos X.

Hay dos tipos principales de tubos de rayos X, los de terapia y los de diagnóstico. Los primeros se usan para administrar tratamiento con rayos X y difieren de los utilizados en radiología de diagnóstico en su corriente de funcionamiento, que es relativamente baja, estando comprendida generalmente entre 20 ó 30 mA. Las tensiones varían desde 5 kV hasta cientos de ellos. Los tubos de diagnóstico se dividen en dos categorías: los de ánodo estacionario y los de giratorio.

- A) Tubos de ánodo estacionario. En ellos, la placa del blanco, que contiene el punto focal, suele ser un disco de volframo empotrado en un ánodo de cobre. Este ánodo puede refrigerarse de varios modos. Los tubos de ánodo estacionario se emplean actualmente sólo en los aparatos pequeños, como en los dentales (fig. 1 60).



- | | |
|--------------------------------|--------------------|
| 1. Ampolla o cubierta del tubo | 2. cátodo |
| 3. filamento | 4. cúpula catódica |
| 5. ánodo | 6. foco |
| 7. blanco de volframo | |

figura 1 60

- B) Tubos de ánodo giratorio. El ánodo se hace girar de manera que durante la exposición no haya ninguna parte de él que se caliente al máximo. Antes que el metal pueda llegar a fundirse como consecuencia del bombardeo electrónico. Estos ánodos giratorios, en oposición a los estacionarios, ya no constan de un bloque de cobre en el que se ha embutido un trozo de volframo, sino que comprenden un disco en forma de hongo, hecho totalmente de volframo, que gira alrededor de su eje. El punto focal queda junto al borde del disco (fig. 1 61).

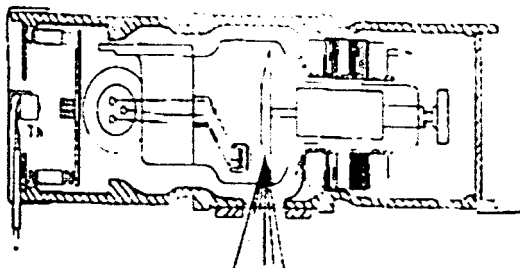


figura 1 61

De todos modos, como el volframio no es un buen conductor térmico, el brusco aumento de temperatura de la pista focal, ocasionan finas estrías y roturas en ella, con lo que se convierte en rugosa, apareciendo incluso fisuras. Añadiendo renio al volframio se obtiene una aleación más resistente a los cambios de temperatura. Pero como el volframio es pesado y, por consiguiente, la inercia del ánodo resulta excesivamente alta (lo que se traduce en lentitud para alcanzar grandes velocidades), la masa principal de este se hace de volframio-molibdeno, aleación más ligera, a la que se agrega una capa relativamente fina de aleación de volframio-renio.

Estos ánodos alcanzan con rapidez una gran velocidad de giro, y, como consecuencia, su pista focal queda menos afectada.

El ánodo tiene que girar forzosamente con una gran velocidad, estando comprendida ésta entre las 3,600 r.p.m. de los tubos estándar y las casi 10,800 r.p.m. de los supertubos.

La rotación tan rápida del ánodo implica considerables dificultades técnicas, ya que el giro se hace en el vacío y, por tanto, queda excluida la lubricación, así como el empleo de cojinetes normales. Hoy en día, el empleo de lo que se conoce con el nombre de cojinetes autolubrificantes ha mejorado la rotación.

La rotación se consigue produciendo un campo electromagnético giratorio alrededor del tubo de vidrio de rayos X, con lo que se crea en el rotor una corriente inducida, dentro del propio tubo. Esta inducción, que se origina a través del vidrio y el vacío del tubo, arrastra el rotor, al que va unido el ánodo. El campo giratorio se genera mediante varios devanados colocados fuera del tubo y de ese modo se consigue el giro rápido del rotor.

El diámetro del disco anódico para uso en medicina suele ser de 50, 75, 90 e incluso 125 mm.

1.1.5.4 Protección contra la radiación y la alta tensión en el tubo de rayos X.

El diseño de los tubos de rayos X debe tener en cuenta dos peligros:

- A) El de la radiación
- B) El de la alta tensión.

Los rayos X producen un efecto biológico, es decir, afectan a los tejidos vivos, y el manejo inexperto de los aparatos o la negligencia pueden ocasionar graves heridas (daños por radiación).

De la radiación emitida por el foco solo se aprovecha una pequeña parte: la que pasa por la ventanilla. La carcasa o blindaje de tubo tiene una abertura, alineada con la ventanilla, que permite también el paso libre de los rayos. El resto de la radiación queda absorbida en el propio tubo o en su blindaje. Por consiguiente, el haz útil es un cono de rayos que tiene el vértice en el foco.

La ventanilla está formada por una parte de la pared de vidrio del tubo, que se ha hecho más fina con el fin de permitir el paso de los rayos a través de ella con la menor dificultad posible.

Los rayos X de baja energía son fácilmente absorbidos por la piel del paciente, y por lo tanto confieren una dosis relativamente alta a ésta. Esto debe evitarse, ya que una dosis epidérmica excesiva es perjudicial. Afortunadamente, estos rayos blandos pueden eliminarse fácilmente filtrándolos por un filtro de aluminio en el haz (fig. 1.62).

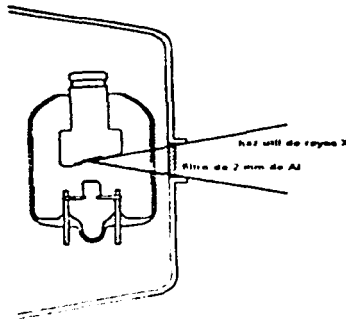


Figura 1 62

Conforme a los reglamentos de seguridad de IEC, las filtraciones mínimas siguientes son obligatorias para los sistemas de rayos X

- 1,5 mm Al para sistemas de 50 kV y más 2 mm Al para sistemas de 60 kV y más 2,5 mm Al para sistemas de 75 kV y más
- Los rayos X solamente deben dirigirse al objeto y a la película. En cualquier otra dirección, deben contenerse para evitar una peligrosa irradiación del paciente y del personal

De hecho, el tubo de rayos X irradia en todas las direcciones, si bien no con la misma intensidad. Por lo tanto, los tubos protegidos constan del blindaje, dentro del cual se encuentra el tubo propiamente dicho, rodeado de aceite. La protección contra las radiaciones está dada casi en su totalidad, por el blindaje, mediante un forro de plomo que lleva en su interior (figura 1 63)

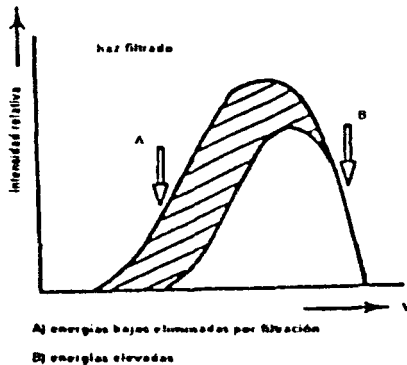


Figura 1 63

La radiación X se dispersa en todas direcciones posibles aunque la absorción por la parte del propio ánodo limita la propagación a un hemisferio. Ello no obstante, el interior del blindaje del tubo está cubierto con una capa absorbente, que suprime toda la radiación de este hemisferio, excepto la que sale por la ventanilla, donde no existe esa capa absorbente (fig. 1.64).

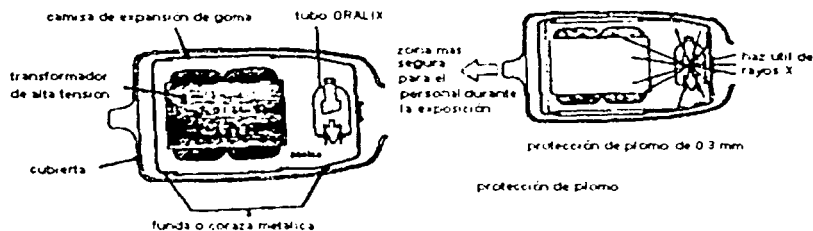


Figura 1.64

1.1.5.5 Alta tensión.

La protección contra la alta tensión, resulta fatal no sólo el tocar simultáneamente los cables desnudos de alta tensión que van a cátodo y ánodo, con lo que toda la alta tensión quedaría aplicada al cuerpo, sino incluso tocar únicamente uno de ellos o el tubo propiamente dicho, casos en los cuales la tensión pasaría directamente a tierra por intermedio del cuerpo. Este peligro de la alta tensión se ha eliminado por completo en las unidades modernas de rayos X: los aparatos de rayos X, los cables de alta tensión y los tubos se hacen a prueba de descargas.

El centro de los devanados secundarios del transformador de alta tensión está puesto a tierra. Este conductor de tierra va unido directamente al blindaje metálico que contiene el transformador, al que rodea al tubo, y a los cables de alta tensión que van del transformador al tubo. Siempre que alguien se acerca al transformador, a los cables o al tubo de rayos X, encuentra primero el blindaje puesto a tierra, con lo que queda completamente protegido contra la alta tensión. Si ocurre un defecto en alguna parte interior, por ejemplo una rotura del aislamiento del cable, se producirá simplemente un cortocircuito entre la alta tensión del conductor interno y el blindaje exterior metálico conectado a tierra. Nadie que pudiera estar tocando en ese momento el aparato, los cables o el tubo de rayos X sentiría lo más mínimo.

1.1.5.6 Aceite dieléctrico.

- Aislamiento de los tubos. Se aprovecha en este caso el aceite, siempre que no contenga impurezas, es en sí un aislante muy eficaz.
- La refrigeración de los tubos. Durante las exposiciones "fuertes", el ánodo se calienta mucho e incluso llega a ponerse al rojo, como consecuencia de la disipación térmica desde el foco al resto del ánodo. Con estas temperaturas tan altas, el calor se transmite a los alrededores (vidrio, aceite, blindaje) por radiación. Por eso el ánodo va recubierto (excepto en la pista focal) con una fina capa negra (un óxido metálico) que incrementa la radiación calorífica. Esta radiación queda absorbida en gran parte por el vidrio, que se calienta. El vidrio "duro" del tubo puede resistir una gran cantidad de calor. El aceite en contacto con el vidrio también se calienta y se producen corrientes de convección en él. Hay que dejar espacio para que se expanda el aceite. Para evitar la descomposición del aceite y otros materiales aislantes en el blindaje del tubo, la temperatura del aceite no debe llegar nunca a los 100°C.

1.1.5.6.1 Métodos de refrigeración por aceite

- A) Refrigeración por estática natural: En muchos casos, el blindaje contiene una cámara de expansión que acciona un interruptor de contacto cuando el calor aumenta y, por consiguiente, la expansión se realiza. De este modo se protege automáticamente el tubo las consecuencias de un aceite sobrecalentado (protección térmica) (fig 1 65)

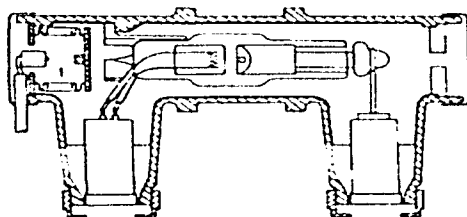
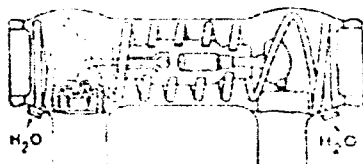
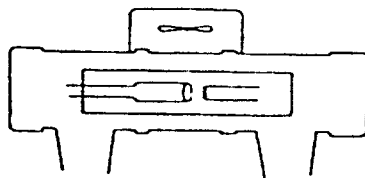


Fig 1 65

- B) Refrigeración estática forzada. El blindaje se refrigera a veces adicionalmente mediante un ventilador incorporado, lo que constituye en conjunto un sistema de refrigeración estática forzada. Puede instalarse una espiral alrededor del tubo, en el aceite, y conectarla a la red de agua. De este modo, el aceite caliente se refrigera con el agua que circula por la espiral. A este modo de refrigeración forzada también se le llama refrigeración estática de aceite forzado (fig. 1 66)



Refrigeración estática forzada por aceite (con agua) el agua entra el aceite incluido entre el tubo y el blindaje



refrigeración forzada por aceite (con ventilador) el aire entra el blindaje y con él, el aceite que hay entre el tubo y el blindaje

Figura 1 66

- C) Refrigeración circulante forzada. El tubo está conectado por dos tuberías a un depósito provisto de radiador y bomba donde el aceite suele refrigerarse adicionalmente con agua. El aceite es ayudado por la bomba para llegar al interior del blindaje y volver al depósito. Aunque el circuito del aceite está en contacto con la alta tensión las propiedades aislantes del fluido impiden las descargas. Esta forma de refrigeración se llama circulante forzada

Hay que tener en cuenta que en los tubos de ánodo estacionario, el calor se disipa principalmente por el vástago del ánodo, mientras que en los de ánodo giratorio hay menos conducción térmica al vástago y es el propio disco anódico el que pierde su calor por radiación directa. Esto ocasiona tensiones que pueden hacer aparecer fisuras en el foco y sus alrededores. Como consecuencia de ello, el foco puede llegar a adquirir una superficie rugosa o granulosa, en marcado contraste con la

pulida de su entorno. Si el foco queda muy arrugado, muchos de los electrones chocarán en las rayas y fisuras, y los rayos X producidos por ellos no contribuirán al haz útil. La disminución resultante del rendimiento del tubo, que es un fenómeno de envejecimiento, puede resultar a veces apreciable y exigir exposiciones más largas. Con el fin de reducir la rugosidad de la pista focal en cierto grado, al volframio del ánodo se le añade del 5 al 10% de un metal llamado renio.

1.1.5.7 Facultades de los rayos X.

Facultad de producir luz (luminiscencia).

Varias sustancias, tales como el sulfuro de cinc, el volfrato de calcio, el yoduro de cesio y el platincianuro de bario, emiten luz al ser bombardeadas por radiación X o electrones rápidos, fenómeno que se conoce con el nombre de fluorescencia. Algunas de esas sustancias siguen emitiendo luz durante un cierto tiempo después de haber cesado el bombardeo de fotones o electrones, fenómeno llamado fosforescencia. Estos dos fenómenos quedan englobados bajo el concepto de luminiscencia.

En radiología se aprovecha la luminiscencia en pantallas fluorescentes, pantallas intensificadoras, fosforos de entrada y salida de los intensificadores de imagen y pantallas de los televisores. La luminiscencia nos permite percibir la radiación X con el ojo, fotografica o electronicamente. Una pantalla recubierta en su interior de una sustancia fluorescente se llama pantalla fluoroscópica. Al aumentar la intensidad de la radiación X crece asimismo la luminiscencia. La pantalla fluorescente emite más luz en los lugares en que inciden rayos X de mayor intensidad, por eso dicha pantalla convierte un contraste de rayos X invisibles (imagen de radiación) en contraste visible (imagen fluoroscópica). Por así decirlo, podemos ver a través de los objetos con ayuda de una pantalla fluorescente.

Si, por ejemplo, un haz de rayos X incide parcialmente en un trozo de madera y parcialmente fuera de él, la parte del haz que atraviesa la madera producirá menos fluorescencia que el resto. En la pantalla fluorescente notaremos una diferencia de brillo entre la parte del haz que ha incidido en la madera y la que quedó fuera de ella. Si ahora introducimos un clavo en el trozo de madera, la diferencia de brillo con los alrededores (la madera en este caso) será muy apreciable. Como consecuencia de la gran atenuación habida en el hierro serán muy pocos los rayos X que atravesarán el clavo y en la pantalla aparecerá una sombra oscura. Por eso se tiene un contraste entre clavo y madera y entre esta y el aire. Si se tapan el trozo de madera y el clavo con una capa de hierro, no se verá nada de la madera ni del clavo, ya que todos los rayos quedarán absorbidos en la placa de hierro. Dejará de haber contraste y, por tanto, imagen. Este ejemplo de la madera y el clavo es una forma sencilla de radiología de diagnóstico (fig. 1.67).

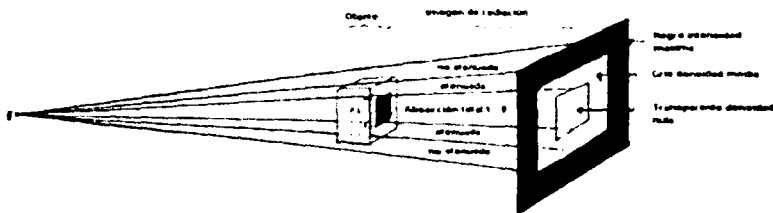


Figura 1.67

Efecto fotográfico de los rayos "luminosos" y "X".

Lo mismo que los rayos luminosos, los X pueden actuar sobre una emulsión fotográfica de tal modo que después del revelado y el fijado (procedimiento normal fotográfico) aparezca un ennegrecimiento. Las emulsiones fotográficas contienen bromuro de plata (AgBr). Al absorber energía se produce un cambio químico "latente" (imagen latente), que tras el revelado se convierte en imagen visible. En las zonas irradiadas se deposita plata metálica, que es la que produce el ennegrecimiento. Cuanto mayor sea el efecto de la radiación, más fuerte será el ennegrecimiento. El bromuro de plata sin irradiar se elimina en el fijador, con lo que las zonas correspondientes quedan completamente claras, o sea, transparentes.

La acción de los rayos X sobre las emulsiones fotográficas, con lo que puede haberse dado la impresión de que las radiografías se producen de ese modo, lo que solo es cierto en el caso de secciones muy pequeñas del campo de la fotografía, como en la radiografía dental, y en trabajos de película sin pantalla (fig. 1 68)

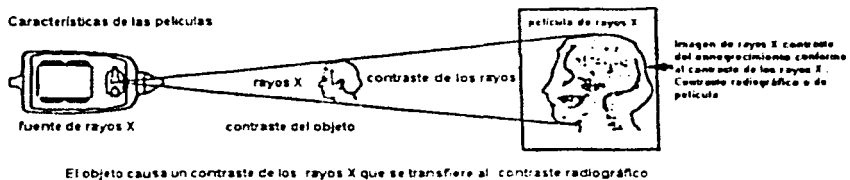


Figura 1 68

Como consecuencia del elevado poder de penetración, sólo se absorbe en la emulsión de la película una parte muy pequeña de los rayos incidentes y el resto de la radiación puede considerarse pérdida. La radiografía, sobre todo en el caso de grandes superficies, necesitaría una radiación inadmisiblemente alta para el paciente si se quiere obtener un ennegrecimiento suficiente, lo que también exigiría un tiempo de exposición inaceptable por lo largo. En la inmensa mayoría de las radiografías se aprovechan las propiedades fotográficas de los rayos X mucho menos que la luminiscencia que pueden ocasionar en ciertos materiales. Permitiendo que la imagen de radiación actúe principalmente en pantallas luminiscentes (que están en íntimo contacto con la emulsión de la película), se consigue la exposición de ésta por medio de fotones de luz. Los efectos fotográficos de los pocos fotones de rayos X absorbidos por la emulsión quedan reforzados de ese modo, razón por la cual estas pantallas luminiscentes se llaman intensificadoras.

1.1.5.8 Formas de alta tensión aplicada al tubo.

En principio, todos los aparatos de rayos X para diagnóstico tienen la misma construcción y constan de una conexión a la red de energía eléctrica, una unión al generador de alta tensión (con transformador de filamento incorporado) a través de un mecanismo conmutador, que varía de un simple reloj a un complicado panel de conmutadores, y las conexiones de los polos del generador (con cables de a t. o sin ellos) al ánodo y al cátodo del tubo de rayos X (fig. 1 69)

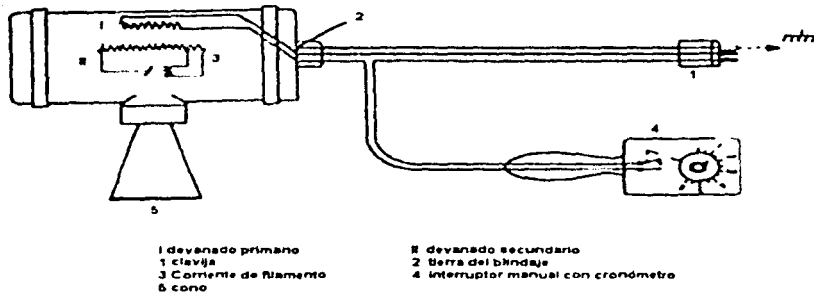


Figura 1.69

Válvulas de vidrio.

Las válvulas o diodos son similares a los tubos de rayos X en cuanto que ambos constan de los mismos electrodos y están contruidos de acuerdo con el mismo principio: una cubierta de vidrio en la que se ha hecho un alto vacío y que lleva en su interior un filamento-cátodo y un ánodo.

Los electrones liberados por el cátodo caliente sólo pueden ir al ánodo cuando éste es positivo, respecto a él. Pero con una tensión alterna aplicada a la válvula, el ánodo es negativo durante un semiciclo, durante el cual el tubo no conduce. La característica de los diodos es tal que sólo dejan pasar la corriente en un sentido, fenómeno que se llama rectificación. Hay que tener en cuenta que, la corriente eléctrica circula del "más" al "menos", es decir, de ánodo a cátodo, aunque, en realidad, los electrones se desplazan en sentido opuesto (fig. 1.70)

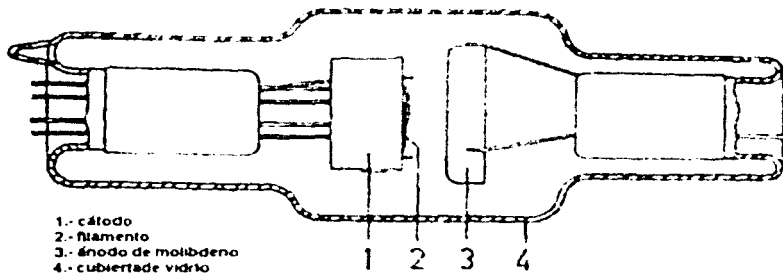


Figura 1.70

1.1.5.8.1 Aparatos de media onda.

Generador de un solo impulso.

Al conectar un transformador a una tensión alterna de frecuencia 60 Hz, la interrupción mencionada de la radiación se produce 60 veces en cada segundo. La onda sinusoidal de la tensión alterna, que consta de fases positivas y negativas, sólo puede producir rayos X durante aquellas en las cuales es positivo el polo del transformador conectado al ánodo del tubo. Si sólo una de las fases es la que funciona de este modo, quedando la otra desaprovechada, se habla de aparatos de media onda. La fase que se suprime y, por tanto, no produce rayos X, se llama también fase negativa u opuesta, ya que durante ella el ánodo es negativo respecto al cátodo y, debido a la ausencia de emisión electrónica por parte de aquél, es imposible el transporte de electricidad al cátodo y, como consecuencia, el tubo se queda sin corriente durante esta fase negativa.

Como la corriente sólo puede circular por los tubos de rayos X en un sentido, podemos hablar de rectificación. Si el propio tubo impide la circulación de la corriente en sentido opuesto, se dice que es auto rectificador (fig. 1 71).

Como el caldeo del filamento necesita un tiempo determinado no se puede conseguir la producción inmediata de rayos X. Este sistema, sólo se puede emplear en aparatos muy pequeños y no sirve para radiografías de tiempo de exposición muy corto.

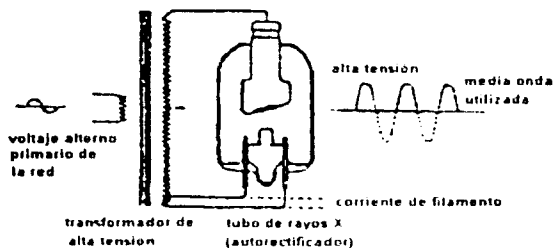


figura 1 71

Para vencer este inconveniente del tiempo de caldeo, al menos en cierta medida, se ha desarrollado un método de conmutación con el cual se calienta el filamento un poco (sin que se produzcan entonces rayos X) antes de la exposición. Este sistema es muy simple. Se aplica la tensión de la fuente de bajo valor al primario del transformador combinado de $a-t$ y filamento por intermedio de una resistencia de un valor tal que se produzca una tensión reducida de filamento durante esta fase preparatoria de la exposición, con lo que dicho filamento alcanza casi la temperatura correcta, pero en ese caso la $a-t$ reducida, junto con el efecto ya mencionado de carga espacial del tubo de rayos X, se mantiene por debajo del valor en que puede producirse la circulación de corriente por el tubo. En cuanto se aprieta el botón de exposición, la resistencia queda cortocircuitada, con lo que la tensión alcanza su valor total y el tubo empieza a producir rayos X prácticamente de modo instantáneo. Al terminar el ciclo del temporizador se desconecta la tensión de exposición del primario. Por lo general, en esta clase de unidades el conmutador de preparación va combinado con el de tiempo y la corriente se aplica a través de la resistencia en cuanto se ajusta el cronómetro haciendo girar el conmutador de tiempos para obtener el de la exposición que se va a hacer.

1.1.5.8.2 Aparatos de media onda con válvulas o rectificadores.

Para proteger el tubo contra los resgos de la descarga inversa y contra una tensión excesiva durante la semi-onda negativa se emplean rectificadores, que evitan el paso de corriente por el tubo durante los periodos en que el ánodo es negativo respecto a cátodo. Estos rectificadores suelen estar

incluidos en el mismo tanque que el transformador de a.t., sumergido en aceite. En principio, bastaría con una sola válvula en serie con el tubo de rayos X, desde el punto de vista de la carga y el aislamiento de los cables de a.t. es deseable la simetría, no se usa una sola válvula, sino dos por lo menos. Los generadores de a.t. de una o dos válvulas son aparatos de media onda protegidos contra la descarga inversa del tubo de rayos X (fig. 1.72).

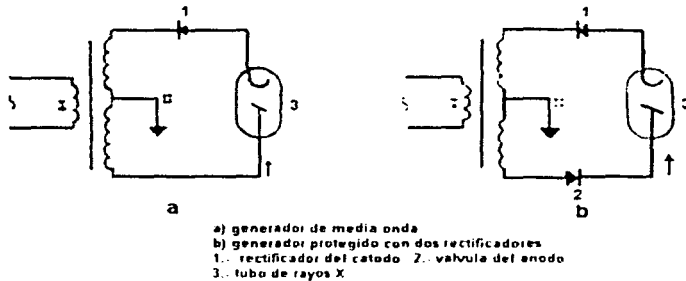


Figura 1.72

1.1.5.8.3 Aparatos de onda completa.

Generadores de dos impulsos.

La fase inversa (negativa) se convirtió en positiva (útil), gracias a la rectificación. Junto a la rectificación con válvulas, que todavía existe, la realizada con elementos de estado sólido está tan perfeccionada que puede considerarse la única válida, relegando el sistema con válvulas a la categoría de anticuado. Se disponen cuatro rectificadores entre los bornes de un tubo de rayos X de tal modo que su ánodo queda conectado al polo positivo y el cátodo al negativo durante las dos fases. El tubo de rayos X queda en la diagonal de un cuadrado formado por los cuatro rectificadores. El circuito se llama "de puente". En todos los ciclos de la corriente alterna, tanto las fases positivas como las negativas hacen que por el tubo circule siempre una corriente del mismo sentido, de donde le viene el nombre generador de dos impulsos (fig. 1.73)

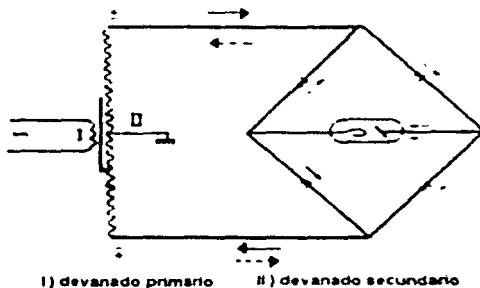
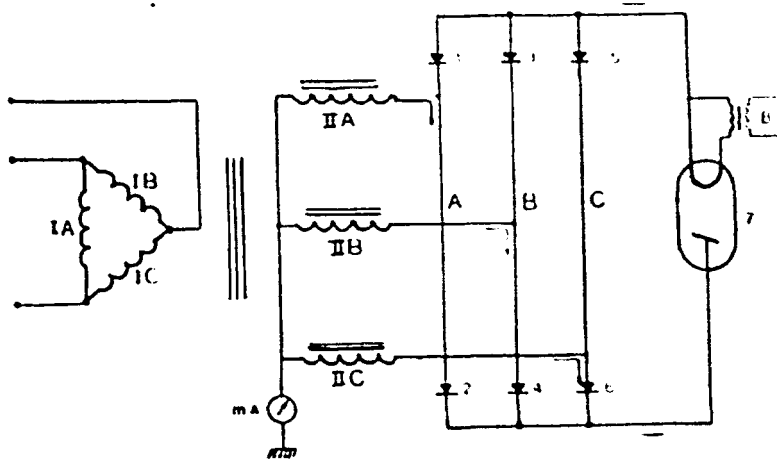


Figura 1.73

1.1.5.9 Unidades conectadas a tensión trifásica.

Las unidades muy potentes suelen conectarse a alimentaciones trifásicas. La corriente trifásica consta en realidad de tres monofásicas seguidas, que difieren entre sí en fase en una cantidad equivalente a $1/3$, ósea, 120° . Estas tres corrientes alternas se aplican al devanado primario de un transformador trifásico, que comprende en realidad tres transformadores individuales, donde esa tensión de alimentación se convierte en alta tensión. Los tres devanados secundarios se pueden conectar entre sí en estrella o triángulo (también llamado "delta")

- A) Generador de seis impulsos. Con los secundarios del transformador dispuestos en estrella y el punto medio de ésta a tierra, los otros extremos de los bobinados quedan con una tensión regulada mediante seis rectificadores de tal modo que el ánodo siempre tenga una tensión positiva y el cátodo una negativa. Aunque cada una de las tres tensiones alternas pasa en sí por cero, como en el caso del circuito de dos impulsos, no sucede así con la resultante de ellas, es obvio que se superponen parcialmente y se comprende pues que durante un ciclo se producen seis elevaciones de tensión (en $1/60$ s), las cuales alcanzan el valor de pico, de donde le viene al sistema la denominación de generador de seis impulsos. Las depresiones existentes entre los valores máximos se llaman rizo y en este caso llegan al 13%. Una ventaja adicional de la conexión trifásica es que la potencia necesaria está suministrada por tres líneas de alimentación, en lugar de serlo por dos solas. En la práctica, esto significa que las altas potencias las proporciona con más holgura un generador de seis impulsos que los de uno o dos (fig. 1 74)



II A) II B) II C) finales de los devanados secundarios
1-6) rectificadores. 7) anexo. A) transformador del filamento

Figura 1 74

- B) Generadores de doce impulsos, aparatos de doce válvulas: Por último, para acercarnos al ideal de una alta tensión constante en el tubo, los devanados secundarios del transformador trifásico de, a. l. se han dividido en dos cada uno, tres de los cuales se conectan en estrella y los tres en delta. Las tensiones positiva y negativa de los dos grupos tienen un trayecto "claro" hasta el ánodo o el cátodo, cada una de ellas a través de seis válvulas, con lo que los seis impulsos de cada grupo, a causa del desfase correspondiente, quedan exactamente intercalados entre los del otro, lo que se traduce en doce impulsos (fig. 1.75).

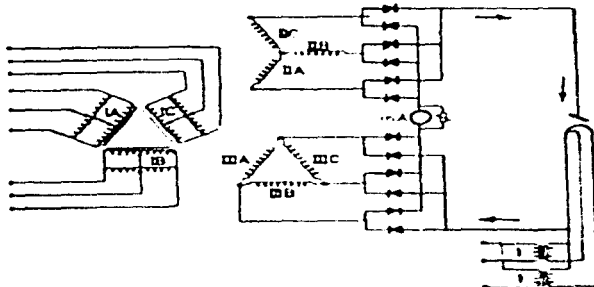


Fig. 1.75. Generador de doce impulsos, aparato de doce válvulas. El transformador trifásico de, a. l. se divide en dos cada uno, tres de los cuales se conectan en estrella y los tres en delta. Las tensiones positiva y negativa de los dos grupos tienen un trayecto "claro" hasta el ánodo o el cátodo, cada una de ellas a través de seis válvulas, con lo que los seis impulsos de cada grupo, a causa del desfase correspondiente, quedan exactamente intercalados entre los del otro, lo que se traduce en doce impulsos.

Figura 1.75

1.1.5.10 Aparatos de descarga del condensador.

Las unidades de descarga de condensador constituyen una clase peculiar, que pueden resultar muy útiles en lugares en que el suministro de electricidad sea pobre o cuando haya de generarse localmente. Por muy baja que sea la red eléctrica de que se disponga, el condensador se carga hasta que se "llena", por así decirlo, y entonces se tiene ya la energía a disposición de uno, con absoluta independencia de la red. Estas unidades son indicadas, como es lógico, en hospitales y sanatorios que dispongan de red de energía limitada, así como "en campaña" (operaciones militares, expediciones, etc.). Puede usarse un transformador bastante pequeño, aunque en este caso se tarda más en cargar el condensador. Con esa energía almacenada en un condensador, podrá hacerse la exposición prevista descargándolo a través del tubo de rayos X. La energía necesaria puede alterarse modificando la capacidad del condensador o la tensión de carga, siendo este último el método más utilizado (fig. 1.76).

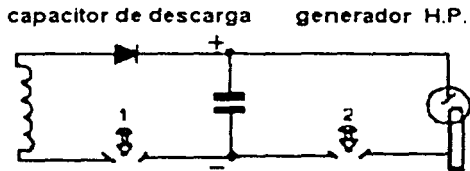
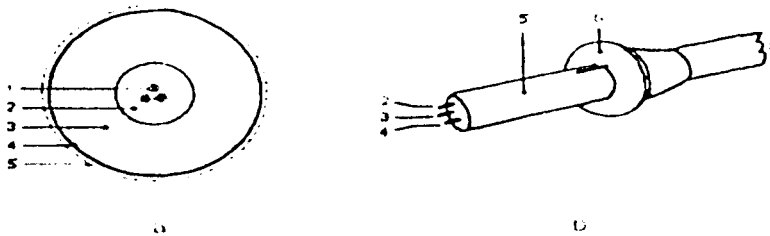


Figura 1.76

1.1.5.11 Cables de alta tensión.

Para poder maniobrar el tubo de rayos X del modo exigido por las técnicas modernas, los cables de a.t. utilizados tienen que ser muy flexibles y, además, nada peligrosos en caso de que se toquen. Los cables de a.t. actuales están compuestos de un núcleo, que comprende los conductores de cobre, aislados individualmente para baja tensión (la de filamento), cubiertos con una capa de goma semiaislante. Esta goma conductora va a su vez embebida en otra que le proporciona aislamiento contra la alta tensión y todo ello rodeado de una camisa de hilo metálico trenzado, puesto a tierra. A su vez, ésta última va recubierta de algodón o un material sintético que protege el cable contra golpes, abrasión, etc., a la vez que mejora su aspecto. Los cables de a.t. se suministran en diferentes longitudes, completos con sus clavijas de enchufe en el generador de a.t. y el tubo. El cable de ánodo, así como el de cátodo, están hechos de forma similar, ya que esto simplifica el problema de conservar unas existencias adecuadas de repuesto de ambos cables (fig. 1 77)



1. Núcleo de los filamentos separables de un tubo X. 2. Capa de goma semiaislante. 3. Capa de goma aislante. 4. Camisa de hilo metálico. 5. Capa de algodón.

1. Fin del cable. 2. Punta de los filamentos. 3. Punta del conector. 4. Punta del enchufe. 5. Material aislante. 6. Conector metálico.

Figura 1 77

1.1.5.12 Clasificación de los aparatos.

Categoría ligera.

Las unidades pequeñas, casi en su totalidad aparatos de media onda, en las que el transformador y el tubo van incluidos en una misma armadura, llamada unidad de tanque, pertenecen a la categoría ligera. El aceite contenido en estas unidades sirve como aislamiento y al mismo tiempo como agente refrigerante. La construcción del tipo de tanque permite suprimir los cables de alta tensión.

Categoría mediana.

Las nuevas unidades de tanque, equipadas incluso con rectificadores (cuatro) de estado sólido y que permiten una gran carga en el tubo de rayos X (hasta unos 50 mA con 125 kV) y las unidades pequeñas de dos impulsos pueden contarse entre las de categoría media.

Categoría pesada.

Además de algunas unidades potentes de dos impulsos, pertenecen a esta categoría, únicamente unidades de seis y doce impulsos, que pueden proporcionar tensiones de 125 ó 150 kV (en casos excepcionales, incluso 200 kV), con corrientes hasta 1000 mA.

Las unidades modernas de las categorías media y pesada se suministran siempre con tubos de ánodo giratorio, que suelen tener dos focos, uno de 0,6 mm y otro de 1 mm, por ejemplo, y sirven para tensiones de 125 ó 150 kV.

Conexión de los aparatos a la red.

Los aparatos de rayos X de todos los tipos se conectan a una red de distribución de energía eléctrica, que suministra tensión alterna.

La tensión de la red eléctrica no es constante, sino que fluctúa de acuerdo con la carga de cada instante.

Como la alta tensión y la de filamento de los tubos de rayos X y las válvulas se toman de la red por medio de transformadores, estarán sujetas a las mismas fluctuaciones mencionadas, que habrán de evitarse en todo lo posible, en especial, teniendo en cuenta que la alta tensión influye mucho en la densidad fotográfica, los kV eficaces deberán coincidir con el valor prefijado en el panel de control. También es importante una tensión estable de filamento, ya que la corriente y, por tanto la intensidad de la radiación depende de ellas.

Por todas estas razones es esencial eliminar la influencia de las fluctuaciones de la tensión de red. En el pupitre de control se efectúa esto mediante un mando de compensación de red, por lo general en unión de un voltímetro que lleva una sola marca en su cuadrante, la cual indica el valor correcto de la tensión de red. Si esta es muy baja o muy alta, la aguja del medidor no quedará exactamente en esa marca, y deberá ser llevada a ella haciendo girar el mando de compensación hacia la izquierda o la derecha, según el caso. En esencia, esto corresponde a modificar la relación existente entre la cantidad de espiras de los devanados primario y secundario del autotransformador, de modo que la tensión secundaria corresponda siempre al valor prefijado.

Los aparatos modernos suelen ir por eso equipados con estabilización automática de la tensión de red. De no ser este el caso, la persona encargada del control del aparato deberá comprobar si el indicador de la tensión de red marca el valor correcto.

1.1.5.13 Funcionamiento del aparato.

En cuanto se refiere al funcionamiento del aparato, es obvio que no se pueden dar indicaciones para todas las unidades posibles, sino que habrá que centrar la atención en los puntos esenciales únicamente.

Hay que distinguir entre unidades que permiten elegir libremente los factores de exposición y las que seleccionan automáticamente la carga del tubo. En el primer caso todos los ajustes de corriente, tensión y tiempo se pueden hacer con absoluta independencia mutua, en el segundo, esos ajustes están integrados de un modo más o menos rígido.

En la actualidad se encuentran muy pocas unidades con elección completamente libre, en vista del riesgo de sobrecarga del foco, posible en este tipo de aparatos. Esto se debe sobre todo al ajuste bastante crítico de la corriente de filamento, ya que un incremento pequeño de ella puede ocasionar una corriente mucho más alta en el tubo, con lo que puede excederse fácilmente la carga nominal del foco. Por eso, casi todos los aparatos de rayos X con control libre van provistos de un regulador de sobrecarga, que, aunque permite la elección libre, sólo la admite hasta ciertos límites.

1.1.5.13.1 Elección libre del tiempo de exposición.

La forma más sencilla se encuentra en los aparatos pequeños, que funcionan con una tensión preajustada y una corriente seleccionada de antemano. La corriente se elige de un valor que el tubo pueda resistir con los tiempos de exposición más largos permitidos por el cronómetro.

Teniendo en cuenta la capacidad térmica tan limitada de estas "unidades pequeñas", sus instrucciones de manejo suelen prescribir intervalos de reposo que permitan el enfriamiento. Se recomienda la consulta de las tablas proporcionadas por los fabricantes.

1.1.5.13.2 El pupitre de control.

El manejo de una máquina de diagnóstico por rayos X varía entre una sencilla manipulación de un conmutador o cronómetro, cuando se trabaja con el grupo de máquinas pequeñas, y un complicado proceso de conmutación, giro de mandos, presión de pulsadores, lectura de medidores, etc., en los paneles de control de los aparatos mayores.

1.1.5.13.3 Encendido y apagado, ajuste de corriente y tensión.

Ante todo en el panel de control hay un interruptor con el que se puede poner en marcha el aparato. Una vez accionado, la aguja del voltímetro de red marcará el valor de la tensión aplicada. Los aparatos modernos van provistos de un control para el ajuste de la tensión de red a un valor prescrito (indicado, por ejemplo, mediante una marca en el medidor) o lo realizan de modo automático. Una conexión correcta de la red es esencial para conseguir el funcionamiento adecuado del aparato. También hay controles para fluoroscopia y (separado, por lo general) para radiografía. Los controles suelen ir marcados con los símbolos mA y kV.

La corriente se lee en el miliamperímetro, que tiene una escala baja (0-5 mA) y otra o varias altas (por ejemplo 0-100 y 0-500 mA). Cuando los tiempos de exposición son cortos, por el estilo de décimas de segundo, resulta imposible leer esos valores de corriente. Esas unidades van provistas de un miliampersegundómetro (mAs) preciso y en ocasiones el miliamperímetro original sólo se conecta con el circuito de radioscopia.

Con la corriente fluoroscópica puede ajustarse la intensidad al valor necesario durante la exploración (por lo común de 0.1 a 3 mA). Para este tipo de exámenes o exploraciones se incluye únicamente un simple interruptor por regla general. Este puede ir incluido también en el pedestal, junto a la pantalla fluoroscópica o ser del tipo de pie. Si se dispone asimismo de un conmutador de control de mA para radiografía se modifica con este la corriente de filamento y por tanto la del tubo. Algunos aparatos tienen varios valores fijos de corriente, por ejemplo, 50, 100 y 200 mA, mientras que en otros se puede ajustar el valor que se quiera de mAs. Normalmente, el kilovoltaje se regula con un mando en el que van marcados los valores de la tensión, o bien en un medidor separado, calibrado en kV.

1.1.5.13.4 Cronómetro o interruptor de tiempo.

Un instrumento muy importante del pupitre de control es el cronómetro, provisto de una escala en la que se encuentran calibrados los tiempos de exposición. Deben ser muy precisos. Los más conocidos son los mecánicos, los electromecánicos y los electrónicos. Los del primer tipo funcionan de modo completamente mecánico, como los relojes, y van provistos de contactos de encendido y apagado. Los electromecánicos usan un motorcito y la carga y descarga de un condensador, junto con el cierre y el relajamiento de relevadores, etc. En los electrónicos intervienen por lo general válvulas electrónicas y en los aparatos modernos se emplean circuitos de estado sólido.

1.2 Equipos de terapia

1.2.1 Equipos de anestesia.

Los aparatos de anestesia son equipos que proporcionan un flujo continuo de oxígeno, de óxido nítrico y/o aire opcional así como de agentes anestésicos vaporizadores de temperatura compensada que también es opcional a través de un circuito respiratorio para satisfacer los requerimientos de un paciente.

Dentro del circuito existen componentes que controlan el flujo, como la válvula proporcional que evita que el aparato de anestesia suministre mezclas epoxicas ($O_2 - N_2O$) es decir, con concentraciones de O_2 menores la 25 %.

La válvula consta de las siguientes partes:

- Dos reguladores de presión de entrada uno para O_2 y otro para N_2O .
- Dos cámaras de presión con membrana que trabajan en contra.
- Una válvula de balín (vidrio negro) el cual regula el flujo de N_2O .
- Dos válvulas limitadoras de flujo regulable (resistencias).
- Un resorte de regulación.
- Una válvula limitadora de flujo mínimo.

Las presiones medias de O_2 y N_2O entran a sus respectivos reguladores (1 y 2), saliendo reguladas aproximadamente a 4 kPa x 100 para oxígeno y aproximadamente a 3 kPa x 100 para óxido nítrico.

El oxígeno llega a la válvula de graduación fina (3) del flujometro y la válvula de flujo mínimo (4), la cual debe ser regulada a 0.150 l/min. (150 cc/min). Después, los ductos se unen conduciendo en lado hacia la cámara con membrana de oxígeno (5) y por el otro a la válvula limitadora de flujo (6), que es la resistencia.

La presión media de óxido nítrico regulada llega a la válvula de balín (7) la cual se encuentra cerrada por el resorte que carga sobre el balín y el resorte de regulación (8). De la válvula de balín sale un ducto que conduce a la válvula de graduación fina de óxido nítrico (9) en el bloque del flujometro. Saliendo de ella dos conductos: uno a la cámara con membrana de óxido nítrico (10) y otro a la válvula limitadora (resistencia) de óxido nítrico (11).

Al abrir la válvula de graduación fina de óxido nítrico no hay flujo hacia los flujometros de oxido nítrico por acción de la válvula de balín (7). Pero al abrir la válvula de graduación fina del oxido, el oxígeno fluye a través de la válvula limitadora hacia los flujometros fino y grueso, al mismo tiempo que se forma una presión antes de la válvula limitadora y por lo tanto en la cámara de oxígeno (5), provocando así, que la membrana venza al resorte de regulación (8) y al resorte de balín (7) dando paso al oxido nítrico hacia la válvula de graduación fina de óxido nítrico dejando con ello regular un flujo de oxido nítrico hasta del 75 % del total de la mezcla.

Si se quiere regular un flujo de óxido nítrico, la presión que se forma antes de la válvula limitadora empuja la membrana de óxido nítrico (10) cerrando la válvula de balín (7) limitando el flujo de óxido nítrico.

Anestesia de flujo bajo con sistema Narkomed, esta línea tiene que comprobar la confiabilidad clínica de una herramienta que utiliza una técnica de flujo bajo para administrar vapor anestésico. La mayor adición reciente Narkomed 6000, representa la mayor evolución en diseño de sistemas de anestesia con mejoramiento para soportar la técnica de flujo bajo.

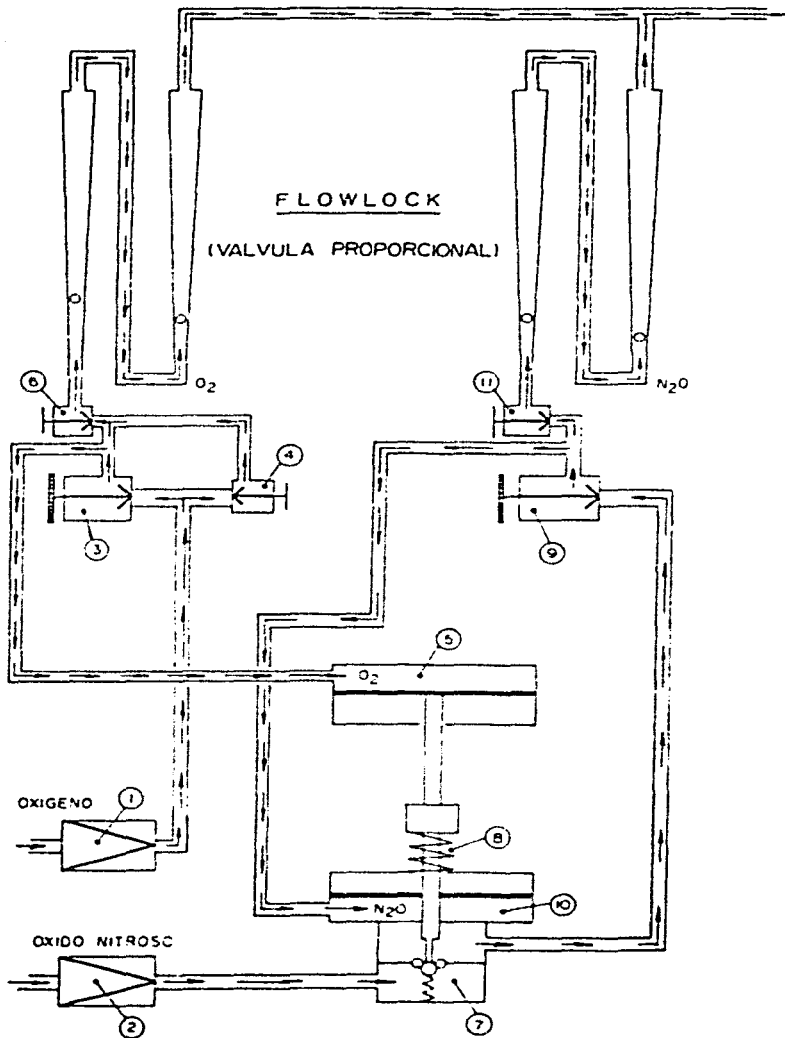


Figura 1 78

Requerimientos de diseño.

Cuando la evaluación utilizada en el sistema de entrega de anestesia por administración de vapor anestésico usando una técnica de flujo bajo de anestesia (LFA), el aspecto de diseño del sistema que requiere atención, incluyendo el diseño del flujómetro, el tipo y volumen del circuito de respiración, el monitoreo y tecnología de alarma. Para la razón de flujo de gas refrescante bajo 1 L/minuto, el flujómetro debe ser fácilmente ajustable en incrementos de 100 ml/minuto.

El circuito de respiración debe ser compatible con una sobre respiración segura de gases exhalados. En adición, el circuito de volumen puede ser tan pequeño como sea posible, desde la inspiración de concentración de vapor en un circuito de gran volumen pudiendo cambiar lentamente cuando usamos un flujo bajo y pudiendo ser difícil su control. Los monitores de oxígeno y concentración de vapor son importantes cuando usamos una técnica de flujo bajo para una guía de selección de flujo de oxígeno y colocación de vapor. Finalmente cuidamos el diseño de alarmas, pudiendo proveer una advertencia clara indeseable o un daño igual en condiciones de oxígeno inadecuado o concentraciones de vapor.

Sistema tradicional Narkomed.

El Narkomed 2B, DMI incorpora un control fino sobre el flujo de gas refrescante en todos los flujómetros de la línea Narkomed por adición, un tubo indicador separado de menor flujo que esta a 1L/minuto. Este indicador de flujo bajo esta graduado en incrementos de 50 ml/minuto hasta 1L/minuto, donde un segundo indicador de bobina que permite el ajuste de flujo alto.

Un aspecto único de un sistema tradicional Narkomed, el cual hace fácilmente la utilización de LFA, es la manera en el cual el volumen grande es deliberado. El volumen grande del DMI soluciona en el ventilador serie AV2, es diseñado para reducir el tamaño del "rugido" del ventilador hasta que los "rugidos" se descarguen completamente con cada respiración y solamente llenando el volumen lo suficiente para deliberar la siguiente respiración. Este diseño especial reduce el sobre volumen del circuito del contenido de vapor anestésico comparado con otro diseño de ventilador, dando el "rugido" completamente lleno durante la exhalación pero solamente descargando lo suficiente para deliberar la colocación de volumen alto. Dependiendo del volumen alto, la diferencia entre los dos diseños pueden tener adicionalmente un litro o mas de gas, el cual podría venir a equilibrar cuando la concentración de gas o vapor estan cambiando.

Dos ocupaciones mayores cuando usamos LFA son inadecuadas concentraciones de oxígeno y vapor anestésico. El sistema Narkomed incorporado al monitoreo integrado de inspiración de oxígeno con la capacidad inspiración y expiración de vapor anestésico monitoreado. Si el volumen total de oxígeno deliberado por minuto es menos que el oxígeno consumido, la concentración de oxígeno en el circuito podría caer progresivamente y ultimamente dispararse una alarma. La astucia clínica puede reconocer la declinación de concentración de oxígeno antes de un sonido de alarma y usar este cambio para incrementar el flujo de oxígeno hasta la concentración de oxígeno deseable y estable.

Cuando usamos LFA, la concentración de anestesia en el circuito puede ser significativamente diferente de la colocación de vaporización. La expiración de concentración anestésico es la mejor indicación de la concentración "alveolar", y puede servir como una guía para dosificar. El agente monitoreado es por lo tanto muy útil durante LFA. Los agentes de monitoreo DMI incorporan alarmas en el cual pueden ser colocadas para indicar la concentración de anestesia mínima deseable aunque hay un riesgo de una sobre dosis cuando usamos técnicas de flujo bajo.

Otro uso de la capacidad de la alarma en el sistema Narkomed es la presión de alarma de umbral. Esta alarma usa una presión de umbral la cual es colocada abajo del pico de la presión de inspiración como un indicador de sensibilidad de una salida o desconexión. Cuando usamos un flujo de anestesia baja con 100 % de oxígeno, esta alarma puede también ayudar a detectar flujo de oxígeno inadecuado, aunque es removido el oxígeno del circuito, este es reemplazado. Como el volumen de gas en el circuito disminuye, el "rugido", pudiendo fracasar para regresar a lo alto durante la exhalación y la subsecuente respiración puede fallar con cada respiración, ultimamente la presión umbral vibra y generando una primera advertencia de una alimentación inadecuada de oxígeno.

Narkomed 6000.

La primera impresión del Narkomed 6000 aparece para ser una versión aerodinámica de una máquina de anestesia tradicional. Los flujómetros y vaporizadores son virtualmente identificados para el resto de la línea Narkomed y el circuito de respiración incorporado al sistema circular. La inspección cerrada revela algunas diferencias importantes de la prioridad de tecnología. El ventilador "rugido" y la lata absorbente CO₂ tiene esta relocalización. Esta diferencia física sugerida en la evolución funcional cambia internamente en la máquina la cual incluye: 1) Un sistema compacto de respiración para minimizar el volumen requerido para equilibrar los cambios de concentración en vapor y gas. 2) Un ventilador único para monitorear el flujo inadecuado de gas fresco y ofrece una mejora en la capacidad de ventilación incluyendo uno nuevo alta precisión del modo de volumen tan bueno como un modo de presión y un modo sincronizado internamente obligado de ventilación. 3) Precaución del sistema de respiración para ayudar a mantener la temperatura y humedad del paciente. 4) Un monitoreo totalmente integrado de concentraciones de oxígeno y vapor. 5) Un examen automático para facilitar la detección de salida y eliminación.

En el Narkomed 6000 se tiene una computadora de control del pistón en orden para facilitar alta precisión y un mejor avance en el modo de ventilación. El mismo diseño filosófico usado en ventiladores serie AV2, el cual es resultado de reducir el volumen del circuito que esta manteniendo con el ventilador de Diván por donde el volumen de la cámara del pistón es establecida por "preset" volumen alto así esta la cámara del pistón vacía completamente con cada respiración. El ventilador Diván más distante reduce el volumen del circuito por una adición del 20 % comparado al producto tradicional Narkomed a través de un sistema de respiración más compacto y absorbente. El diseño compacto reduce el sobre volumen de gas el cual puede venir a equilibrar cuando la concentración de gas o vapor son cambiados.

El sistema de respiración en el ventilador Diván es templado para proveer un ambiente similar, incluyendo gas húmedo para el paciente. La humedad también sirve para minimizar el efecto de condensación en las válvulas y los otros componentes del sistema de respiración.

La tecnología de monitoreo y alarma están también orientadas hacia la técnica de soporte de flujo bajo. El monitoreo de ambos de concentración de oxígeno y vapor anestésico son integrados como el estándar ofrecido en el 6000. El ventilador Diván de este sistema es capaz de indicar el flujo de gas fresco insuficiente y generando una alarma específica para este efecto. Una bolsa de depósito reúne gases exhalados y gas fresco. Si el 100 % de oxígeno esta en uso y el flujo de oxígeno es inadecuado la bolsa de depósito podría progresivamente vaciarse y servir como un indicador visual de flujo inadecuado. En adición, el Diván puede detectar presión negativa en la bolsa de depósito y podría notificar el uso con un mensaje de gas fresco bajo.

El Diván es a tal grado avanzado podría deliberar el preset de volumen alto independiente de los cambios del pulmón obediente o flujo de gas fresco. Para asegurar que el paciente reciba el preset de volumen alto en el flujo de gas fresco, es esencialmente este circuito de fuga para ser minimizado.

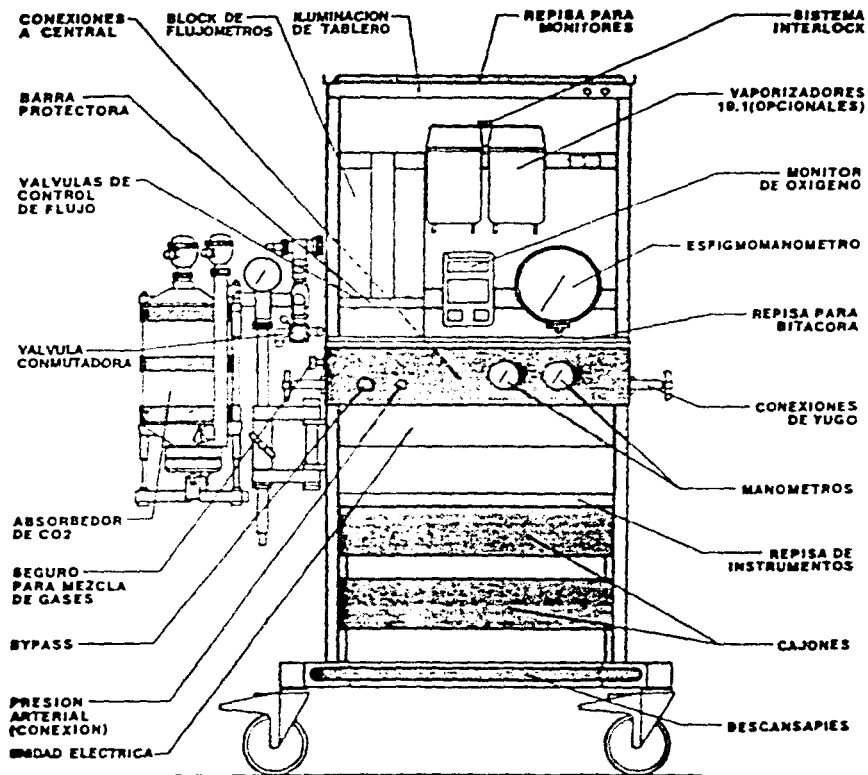


Figura 1.79 Máquina de anestesia

1.2.2 Incubadoras.

Generalidades Las incubadoras son equipos electromédicos utilizados para el mantenimiento de la vida del recién nacido prematuro. Su función es proporcionar un ambiente termoneurol, esto es alcanzando la temperatura y la humedad relativa del aire dentro de niveles adecuados, permitiendo que el bebé mantenga la temperatura del cuerpo normal sin pérdidas metabólicas.

El ambiente controlado contribuye a un desarrollo rápido del infante y a una incidencia menor de enfermedades.

Al pasar el recién nacido prematuro del ambiente intrauterino al extrauterino, está expuesto a una diferencia de temperatura ambiental de por lo menos 10°C. El recién nacido prematuro tiene, además, una relación superficie corporal/peso elevada, menor producción de calor mientras menor es la edad gestacional, control vasomotor deficiente, gran conductancia térmica y mínimo aislamiento térmico.

Estas circunstancias propician que al momento de nacer, la producción endógena de calor se presente como un problema inmediato y que en las horas o días subsiguientes se favorezca la pérdida de calor. Si un neonato prematuro se encuentra por debajo de su zona de neutralidad térmica como consecuencia de un mal control de su ambiente térmico, experimentará un incremento en el consumo de oxígeno a tasas de 2 a 3 veces mayores al requerimiento normal. En consecuencia, puede desarrollar acidosis, hipoglicemia, estado de choque y apnea, entre otras complicaciones. Por ello, es fundamental el control adecuado de la temperatura corporal en estos niños, lo cual puede lograrse con el uso de incubadoras.

La incubadora conserva el calor corporal gracias a un ambiente cálido y a determinadas condiciones de humedad. Proporciona, además, un suministro regulable de oxígeno y reduce la contaminación del ambiente que rodea al niño (fig. 180 y fig. 181).

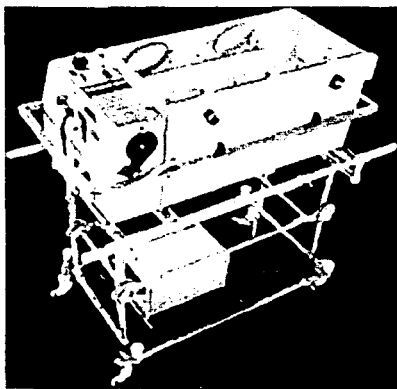


Figura 180

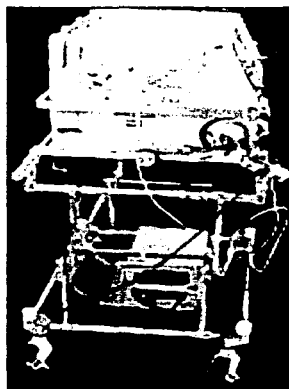


Figura 181

La oportunidad de sobrevivir de un recién nacido enfermo o con peso bajo es más elevada cuando se halla en un ambiente térmico neutro. Este consiste de una serie de parámetros entre los que se incluyen la temperatura del aire y la superficie radiante, la humedad relativa y el flujo aéreo en los que la producción de calor y consumo de oxígeno es mínimo. De esta manera, la temperatura central del niño se mantendrá dentro de lo normal, en función del peso y la edad postnatal.

La temperatura óptima de la incubadora (es aquella que mantiene la temperatura central del niño a 36.5-37°C) depende del peso y, sobre todo, de la madurez del neonato. El mantenimiento de la humedad relativa entre el 40 y 60% estabiliza la temperatura corporal al disminuir la pérdida de calor a

menores temperaturas ambientales, previene la desecación e irritación de la mucosa respiratoria por la administración de oxígeno, fluidifica las secreciones y reduce las pérdidas insensibles de agua. La incubadora es un equipo que se utiliza para mantener a un recién nacido en condiciones adecuadas de temperatura, humedad y aislamiento del medio ambiente exterior.

Uso normal: Incubadora controlada por aire.

Uso cuidados intensivos: Incubadora controlada por la temperatura del recién nacido.

Esta norma no contempla las especificaciones para las incubadoras portátiles y las de calentamiento radiante.

1.2.2.1 Definición de los términos utilizados:

- A) Temperatura promedio: Es el valor de las lecturas de temperatura máximo y mínimo efectuadas en un punto del espacio. Estas se llevan a cabo en un ciclo de variación de temperatura causado por la operación del control de temperatura.
- B) Temperatura de equilibrio: Es la temperatura alcanzada cuando la temperatura promedio de la incubadora no varía en más de 0.2°C en un periodo de una hora.
- C) Condición estable de temperatura: Es la condición alcanzada cuando la temperatura de equilibrio de la incubadora no varía en más de un grado, en un periodo de una hora.
- D) Temperatura de la incubadora: Es la temperatura medida en el aire en un punto central 10 cm, arriba del centro de la superficie del colchón, en el compartimento del recién nacido.
- E) Variabilidad de temperatura: Son los cambios de temperatura dentro del compartimento del recién nacido, una vez alcanzada la condición estable de temperatura, provocada por la acción del control de temperatura.
NOTA: 0°C en la escala Celsius = 273 en la escala Kelvin.
Para intervalos de temperatura de 1°C = 1k (en las escalas correspondientes).
- F) Temperatura de control: Es la seleccionada en el control de temperatura.
- G) Temperatura de sobre tiro: Es aquella en donde la temperatura de la incubadora excede a la temperatura promedio, cuando esta se encuentra en equilibrio, como resultado de un cambio en el control de temperatura.

1.2.2.2 Especificaciones.

A) Condiciones del medio ambiente de operación

Temperatura	293 a 203 K	(20 a 30°C)
Humedad relativa	60% a 20%	

B) Dimensiones generales

Alto (a)	131.4 cm ± 2.0 cm
Largo (b)	115.6 cm ± 2.0 cm
Ancho (c)	54.6 cm ± 2.0 cm

C) Tensión de alimentación

Debe trabajar a 127 V ± 10% tolerancia a 60 Hz.

D) Características generales de los materiales y componentes.

- Los materiales deben ser resistentes y no sufrir deformaciones que afecten al funcionamiento de la incubadora bajo condiciones normales de operación. No se admite fuente radiante a excepción de la lámpara de fototerapia
 - Se debe evitar en lo posible, emplear materiales inflamables en la construcción del equipo
 - Los materiales metálicos deben estar protegidos contra la corrosión
 - Todas las superficies en el compartimento del recién nacido, ductos, unidad humidificadora y otros componentes que forman parte del sistema de circulación de aire, deben ser fácilmente accesibles a la limpieza y desinfección
 - Los componentes de la incubadora que en uso normal o en condiciones desfavorables sean fuente inflamable, deben estar separados del área diseñada para el aire enriquecido de oxígeno, empleando una barrera de protección no inflamable, la cual debe prevenir la concentración excesiva de oxígeno en el medio ambiente en no más del 4%. Si la concentración es mayor del 4% de las condiciones normales de operación, el producto voltaje-corriente no debe exceder de 10 VA (Volt-Amper)
 - La conexión terminal del filtro limitador de oxígeno debe ser adecuado para recibir la conexión de entrada del mismo
 - Todos los controles e interruptores accesibles al operador, bajo condiciones normales de operación, deben fijarse con seguridad al panel para prevenir riesgos y reposiciones innecesarias
- E) Cubierta (capacete) Debe ser de material que permita observar al recién nacido fuera de la cubierta sin dificultades. Debe contar con las medidas necesarias para facilitar el acceso al interior y colocar al recién nacido en forma adecuada. Si la cubierta es abatible o posee tapa, debe estar diseñada de tal forma que evite su caída y apertura accidental. Debe tener orificios para acceso de un gancho para la balanza, accesorios para monitoreo, mangueras, etc. para auxiliar al recién nacido en caso necesario.
- F) Chasis (Modulo de Control) Debe estar integrado a la caja mayor y contener los elementos de control de la incubadora. Debe estar protegido contra derrames de líquidos y demás riesgos de trabajo. Debe moverse por medio de materiales colocados al frente del chasis quitando los tornillos de fijación.
- G) Gabinete Debe soportar con seguridad la caja mayor, el capacete y accesorios adicionales. Debe tener manijas o sistema similar en los lados para facilitar el desplazamiento. Debe tener acceso al interior mediante puerta de cierre automático, accionadas con manijas o sistema similar para depositar equipo auxiliar, facilitar su limpieza y mantenimiento. Debe ser rodable, con freno al menos en 2 de las 4 ruedas, con ganchos o algún otro medio similar para enrollar el cable toma-corriente.

1.2.2.3 Componentes eléctricos.

- A) Cable toma-corriente Cable alimentador de 3 conductores paralelos, para uso rudo, suficientemente flexible para permitir enrollamiento, longitud mínima de 2.7 metros, desde el punto de entrada de la incubadora hasta el inicio del cuerpo de la clavija. La sección transversal de los conductores debe ser la adecuada para transportar la corriente máxima de consumo de la incubadora. El cable debe estar permanente sujeto a la caja mayor o módulo de control que contiene los circuitos eléctricos. Se deben proporcionar los medios para evitar que un esfuerzo mecánico, tal como un jalón o grón, sea transmitido a las terminales de conexión, empalmes o alambrado interno.
- B) Clavija Clavija tipo polarizado con 3 terminales (una para conexión a tierra) para usarse a una tensión de 127 volts \pm 10% de tolerancia, con una capacidad de corriente 25% mayor a la

corriente máxima de consumo. Las terminales deben ser resistentes y no permitir esfuerzos mecánicos en las terminales de conexión.

- C) **Interruptor General:** El interruptor debe aislar los componentes eléctricos de la red de alimentación, interrumpiendo los cables de corriente y neutro, debe ser de dos posiciones, abierto y cerrado. Debe manejar una corriente del doble de la de consumo. Al accionar el interruptor debe indicar por algún medio visible que la incubadora está funcionando. La interrupción y restauración del suministro de energía no debe causar ningún cambio en el modo de operación y ajuste del control de temperatura.
- D) **Fusible:** El equipo debe estar protegido contra cualquier sobrecorriente, mediante el uso de un fusible o algún otro dispositivo similar y de fácil reemplazo.
- E) **Resistencia Dieléctrica:** El aislamiento debe soportar sin ruptura la aplicación de 1,000 V, más dos veces el porcentaje máximo de voltaje en un minuto.
- F) **Motor:** El motor empleado para el movimiento de aire, debe tener las siguientes características:
- Debe trabajar a carga máxima, bajo condiciones normales de operación, sin producir riesgo de fuego, choque eléctrico o daños personales.
 - Monofásico de inducción
 - De velocidad constante.
 - Frecuencia de 60 Hz
 - Tensión nominal, 127 V.AC \pm 10%
 - La corriente de fuga no debe exceder de 0.1 mA.
 - Temperatura máxima de operación 368 K (95°C).
 - Protegido térmicamente o por impedancia, contra sobrecalentamiento o fallas de arranque.
 - Integrado al módulo de control mediante un sistema que permita el aislamiento de: flujo de aire enriquecido hacia el interruptor del módulo de control y además amortiguar las vibraciones mecánicas, aceptando un nivel de ruido máximo de 40 dbA en la carcasa del motor.

Sistema de tierra.

Todas las partes metálicas expuestas al contacto durante cualquier operación de servicio y queden energizadas, deben estar confiablemente conectados a tierra principal. Los puntos de conexión a tierra en la incubadora, deben ser claramente visibles e identificados con el símbolo correspondiente y firmemente sujetos y diseñados de tal manera que no se remuevan durante cualquier operación de servicio. No debe usarse soldadura para unir el cable de conexión de tierra. La impedancia, a una frecuencia de 60 Hz, entre el punto de conexión de la tierra principal del equipo y cualquier parte de este que requiera ser aterrizada, no debe ser mayor de 0.1 Ohm.

Resistencia de aislamiento.

La resistencia de aislamiento de la incubadora, no debe ser menor de 1 M Ω

ESTADO
DE LA
UNION

Alarma contra la falla de suministro de energía.

La incubadora debe tener un circuito de alarma audible que actúe bajo cualquier falta de suministro de energía eléctrica.

Al funcionar la alarma debe encender simultáneamente una lámpara de luz roja.

La fuente de energía de la alarma, no debe producir gases tóxicos en combinación con el medio ambiente

Alarma contra la falla de circulación de aire.

Esta alarma debe actuar inmediatamente al cese de la circulación de aire y desconectar el elemento calefactor.

La alarma debe ser de las mismas características del inciso anterior

Emisión de radiofrecuencia.

Los circuitos electrónicos deben estar protegidos para disminuir en lo posible, las emisiones de ruido en radiofrecuencia que se puedan producir debido a los elementos de los circuitos

Características térmicas:

Temperatura promedio.

Medida la temperatura en el compartimiento del recién nacido a una altura de 10 cm sobre el colchón, la temperatura promedio no debe ser mayor de $309.5 \text{ K} \pm 0.5 \text{ K}$ ($36.5 \pm .5^\circ\text{C}$) en condiciones estables de temperatura

Sensor de temperatura.

- El sensor empleado debe tener una exactitud de $\pm 0.3 \text{ K}$ ($\pm 0.3^\circ\text{C}$)
- Control de temperatura y temperatura indicada. La diferencia entre la temperatura en el control y la temperatura que se indica en el medidor principal, no debe exceder de 0.3 K (0.3°C)
- Relación de temperatura entre el sensor del infante y el control de temperatura. Para incubadora controlada por el recién nacido, el valor de la temperatura medida en el control, no debe variar en más de $308 \text{ a } 309.7 \pm 0.3 \text{ K}$ ($35 \text{ a } 36.7^\circ\text{C} \pm 0.3$)

Temperatura máxima de contacto con el recién nacido.

La temperatura máxima de cualquier objeto que pueda estar en contacto con el recién nacido no debe exceder de 310 K (37°C)

Temperatura de equilibrio.

La incubadora debe alcanzar la temperatura de equilibrio y mantener dicho equilibrio para los valores de $301 \text{ a } 310 \text{ K}$ ($28 \text{ a } 37^\circ\text{C}$)

Control de temperatura.

Elemento que mediante un circuito, debe controlar la temperatura de la incubadora dentro de los límites siguientes de operación $299 \text{ a } 310.5 \text{ K}$ ($26 \text{ a } 36.5^\circ\text{C}$) con una resolución 1 K (1°C)

Al girar el termostato debe encenderse una lámpara de color ámbar o similar, para indicar que está funcionando

En el vástago del termostato se coloca una perilla para seleccionar la temperatura, "bajo, medio y alto" en el panel frontal que sea legible e indeleble

Cualquier ajuste que se haga al termostato, la diferencia de temperatura respecto a un termómetro patrón, debe ser $\pm 0.5 \text{ K}$ ($\pm 0.5^\circ\text{C}$).

Registro de temperatura en el capacete.

Debe tener un rango de (297 a 314 K) 24 a 41°C, con una resolución de (0.5 K) 0.5°C, protegido contra golpes y su lectura legible en cualquier condición.

Si se emplea termómetro de mercurio en cristal o son usados termostatos de seguridad, debe ser conveniente que esté montado o protegido contra roturas y separación de mercurio.

Alarma de alta temperatura.

Debe tener un circuito de paro automático y ser independiente del circuito de control de temperatura del termostato (o similar).

Debe ser audible y visual

Cuando la temperatura exceda de 310 K (37°C), se debe encender una luz de color rojo simultáneamente con la alarma audible y desconectar el elemento calefactor.

Servo control de Temperatura (únicamente para cuidados intensivos).

Sistema de control de temperatura cutánea, para captar las variaciones del recién nacido y regular la operación correcta de la incubadora. Debe responder a una variación de Temperatura de $\pm 0.1 \text{ K}$ ($\pm 0.1^\circ\text{C}$).

Este sistema debe tener

- Dispositivo para fijar la temperatura deseada para el recién nacido.
- Control de ajuste del propio servo control.

Niveles de sonido.

Los niveles de ruido producidos por las alarmas de la incubadora deben cumplir con los siguientes requerimientos.

- A) El nivel de sonido en el interior de la incubadora en operación aún sin activar la alarma, no debe exceder de 60 dBA.
- B) La alarma audible debe tener un nivel de sonido no menor de 65 dBA a una distancia de 3 metros de la incubadora en cualquier punto
- C) El nivel de ruido en el exterior de la incubadora no debe exceder de 90 dBA cuando la alarma sea activada

Sistema de control de la unidad humidificadora.

Una unidad humidificadora debe estar incorporada en la incubadora y debe cumplir con los siguientes requisitos:

- Indicar en forma legible y en un lugar apropiado, los niveles de humedad relativa: bajo, medio, alto.
- El sistema en condiciones óptimas debe proporcionar hasta 95% de humedad relativa
- El tanque humidificador debe estar colocado de tal manera, que no existan fugas o derrames como resultado de sobrecalentado durante el flujo.

- Deben suministrarse todos los medios de seguridad para que el agua no penetre a los componentes donde circula corriente eléctrica
- La unidad humidificadora debe ser diseñada para que tenga acceso a la limpieza. Tener una parte para el llenado y drenado de agua

Admisión de aire.

El aire obtenido del medio ambiente, debe pasar a través de un microfiltro que retenga partículas de diámetro de 0.5 μm

Admisión de oxígeno

- La admisión debe realizarse a través de un microfiltro que retenga partículas de diámetro de 0.5 μm
- La concentración máxima del oxígeno en el compartimiento del recién nacido, en condiciones normales, debe ser 40%
- Si se suministra mayor oxígeno, este debe descargarse automáticamente al exterior
- Si se desea mayor concentración de oxígeno bajo prescripción médica, la incubadora debe contar con un control adicional que permita la entrada de oxígeno, interrumpiendo la admisión de aire y debe tener un indicador visual que identifique que la incubadora trabajó con esta mayor concentración de oxígeno
- Si el flujo de oxígeno se interrumpe accidentalmente cuando se aplica una concentración mayor de 40%, la incubadora debe tener una entrada de emergencia que se abra automáticamente, para que entren de 5 a 8 $\text{lb}\cdot\text{m}$ de aire
- El tiempo máximo en que debe alcanzar la concentración de oxígeno, debe ser de 15 minutos
- La mezcla de oxígeno y aire que entra a la incubadora debe distribuirse sobre el colchón del recién nacido a una velocidad máxima de 0.35 m/seg
- La conexión terminal del filtro limitador de oxígeno debe ser adecuada para recibir la conexión de entrada del oxígeno

Unidad de enfriamiento.

Debe estar aislada del compartimiento del recién nacido y debe llenarse en proporción adecuada de hielo por litros de agua. Debe contar con una llave para ser drenado

Pruebas.

Todas las medidas y pruebas deben llevarse a cabo en las siguientes condiciones ambientales

- Temperatura $295 \text{ K} \pm 2^\circ (22^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C})$ donde el control de temperatura se encuentre a 3 K (3°C) como máximo de la temperatura ambiental
- Humedad relativa $50\% \pm 30\%$
- Presión atmosférica 568 a 795 mmHg
- Voltaje de Alimentación ac valor indicado en la placa con una tolerancia de $\pm 3\%$

1.2.3 Ventiladores.

En general, todos los respiradores existentes están compuestos por los mismos bloques funcionales. Lo que cambia de uno a otro es la tecnología utilizada para implementarlos. Tales bloques pueden observarse en la figura 1.82.

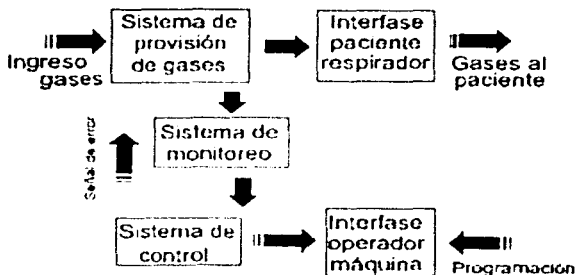


Figura. 1.82

1.2.3.1 Sistema de Control.

Este sistema es el encargado de tomar las ordenes provenientes del operador, procesarlas y transformarlas en acciones concretas por parte del respirador. Es también el encargado de tomar y procesar la información enviada por los sensores, manejar las alarmas, decidir el uso de un sistema ventilatorio de respaldo, etc. En resumen, gobierna todas las acciones del equipo. En los respiradores de primera generación el sistema de control está formado por elementos neumáticos, con todas las limitaciones que ello significa. En la generación siguiente se transformó en un conjunto de elementos electrónicos discretos, para convertirse finalmente en las potentes unidades actuales que contienen uno o más microprocesadores.

1.2.3.2 Sistema de provisión de gases.

Aunque compuesto en general por un conjunto de válvulas, reguladores de presión, restricciones, etc., el elemento fundamental del sistema de provisión de gases es aquel que maneja el flujo, volumen, tiempo y/o presión de cada ciclo respiratorio.

En los respiradores de segunda generación uno de los sistemas más difundidos es el constituido por un fuelle que se encuentra dentro de una cámara. El gas que será entregado al paciente ingresa al fuelle, donde se mide su volumen. Durante la inspiración se presuriza el espacio entre el fuelle y las paredes de la cámara, impulsándose el gas hacia el circuito paciente. Modificando la velocidad de compresión de la cámara varía el valor del flujo inspiratorio. Este dispositivo de control de volumen ha caído prácticamente en desuso, con excepción de los respiradores de anestesia, donde este sistema ha mostrado ser muy apropiado por razones de seguridad vinculadas con el uso de gases anestésicos inflamables.

Aun se utiliza, sin embargo, otro dispositivo que, al igual que el sistema de fuelle, actúa por control de volumen. Se trata del sistema de pistón. En este, un pistón se desplaza dentro de un cilindro. El recorrido del pistón, durante la toma de gas previa a la inspiración, determina el volumen que se entregará al paciente. Un sistema de biela-manivela, gobernado por un motor eléctrico, acciona el pistón tanto durante la toma de gas como en la entrega al paciente durante la inspiración. En la actualidad este sistema es utilizado en respiradores de uso domiciliario.

1.2.3.3 Sistema de monitoreo interno.

Los sistemas modernos de ventilación están dotados de sensores de flujo y presión que permiten controlar con gran exactitud su funcionamiento interno, asegurándose de que parámetros tales como volumen, frecuencia y presión en la vía aérea sean los normales teniendo en cuenta el modo ventilatorio y demás valores programados por el usuario. Esta característica hace a los respiradores mucho más seguros para el paciente, dado que es sumamente difícil que algo falle en el aparato sin que éste de aviso al usuario o active alguno de los sistemas de seguridad. La mayor parte de los respiradores están provistos de sensores de presión de estado sólido. Los típicamente utilizados tienen una precisión de \pm (0.1 cm de agua + 3% del valor de la lectura). Esto significa que cuando se programa un valor de presión de 5 cm de agua, el rango de medición real es de 4.75-5.25 cm de agua. Sin embargo, esta precisión en la medición de presiones es bastante menor cuando el sensor funciona integrado al sistema de monitoreo del respirador.

1.2.3.4 Interfase operador-máquina.

Esta es la sección de la máquina que emplea el operador para dar sus órdenes al sistema de control. A su vez, es la que utiliza el propio respirador para informar al usuario. Probablemente sea éste el aspecto más revolucionario introducido por los respiradores de última generación. Las generaciones previas permitían la comunicación en un solo sentido (del operador al equipo), y era inexistente o muy elemental la información que el equipo ofrecía al operador. En los equipos modernos el sistema de control procesa la información que proviene del sistema de monitoreo y la entrega al usuario con un formato simple. Este puede entonces comparar los resultados obtenidos con aquellos que esperaba obtener al programar el aparato y a partir de esa operación, reprogramar la ventilación del paciente. Probablemente lo único que se puede criticar a las interfaces de los respiradores de cuidados críticos de última generación sea el aumento de su complejidad. Displays, gran cantidad de teclas, pantallas con información alfanumérica y gráfica son comunes en este tipo de unidades.

1.2.3.5 Interfase paciente-respirador.

Habitualmente denominada circuito paciente, es la que resulta más familiar a los usuarios. Sin embargo, es también la que produce la mayor parte de las complicaciones operativas, ya que en ella suelen producirse pérdidas, desconexiones, errores en el armado, etc. Las funciones de esta interfase son:

- Conducir el gas a inhalar desde el respirador al paciente y luego llevar la mezcla exhalada desde el paciente al respirador, donde se medirán su volumen, temperatura, etc., y luego se lo evacuará al ambiente.
- Acondicionar el gas inspirado. Aquí es donde se suele aumentar la temperatura del gas, agregarle humedad y filtrarlo.
- Monitorear ciertos parámetros de la ventilación. Algunos equipos miden el flujo y/o volumen del gas exhalado por el paciente, la presión en la vía aérea y la temperatura del gas inspirado mediante la incorporación de sensores en este circuito.

1.2.3.6 Sistemas de seguridad.

Probablemente uno de los puntos más criticables de los respiradores de generaciones anteriores sea su incapacidad de comunicar al operador la presencia de fallas. Peor aún, en la mayor parte de esos equipos resulta difícil reconocer el origen de aquellas fallas o eventos, que si son reconocidos por la unidad. De esta manera, el operador se encuentra frecuentemente con situaciones de alarma sin poder precisar que las produce. Este problema fue solucionado en los equipos de última generación que cuenta con más alarmas; este hecho, aunque paradójico, es fácil de comprender si se considera que con anterioridad una

misma alarma podía ser activada ante la presencia de una variada gama de situaciones. Las máquinas actuales poseen más alarmas, pero éstas son mucho más específicas, de manera que permiten al usuario identificar rápidamente su origen y, de resultar ello posible, realizar las correcciones necesarias.

Las situaciones de alarma no necesariamente se presentan ante fallas del respirador, también pueden ocurrir en caso de que determinado parámetro ventilatorio del paciente varíe de tal manera que supere el valor umbral prefijado por el operador.

Así, por ejemplo, si el paciente está respirando en forma espontánea y por alguna causa aumenta su frecuencia respiratoria por encima del límite prefijado, el equipo dará aviso al operador.

Asociados a ciertos valores de alarma se encuentran algunos modos ventilatorios de seguridad. Estos varían de un equipo a otro, pero básicamente pueden ser descritos como modos ventilatorios alternativos que actúan en caso de que el paciente curse un periodo de apnea o haya una falla en el suministro de gas o electricidad de la unidad.

1.2.3.7 Modos de ventilación.

Los primeros respiradores mantenían la respiración del paciente de forma autoritaria (no tenían en cuenta los intentos de respiración natural del paciente). Por ello, se dice que eran controladores, y la mayoría de ellos tenía una relación Inspiración: Espiración (I:E) de 1:1. Luego, se agregaron mecanismos de asistencia y los ventiladores fueron capaces de proveer respiraciones asistidas, funcionando como asistidores. Algunos respiradores también fueron capaces de entregar respiraciones asistidas con un ritmo controlador de seguridad. Estos se llamaron asistidores/controladores.



Figura 1 83

La ventilación mandatoria intermitente (IMV) fue introducida en la década de 1970 junto con la ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV). Con la IMV, el paciente recibe respiraciones mandatorias, limitadas por volumen, a intervalos temporizados. Las respiraciones mandatorias SIMV están sincronizadas con los esfuerzos inspiratorios del paciente.

Más tarde, se introdujo en Europa el volumen minuto mandatorio (MMV). Con MMV, el paciente debe respirar el volumen minuto preseleccionado en el equipo, sino el ventilador agregará a los esfuerzos del paciente, respiraciones mandatorias limitadas por volumen.

La presión de soporte apareció al mismo tiempo que el control de presión, disponiendo otros métodos ventilatorios. La presión de soporte se creó para ayudar a vencer la resistencia de las vías aéreas y ayudar al paciente durante las respiraciones espontáneas. La ventilación con control de presión se introdujo para limitar el pico de presión durante la inspiración. El volumen entregado durante la ventilación puede variar, pero la presión media en las vías aéreas es controlada más eficazmente.

La ventilación con liberación de la presión en las vías aéreas (APRV) apareció en la literatura en 1987. Con este tipo de ventilación, el paciente respira sobre un valor de presión algo elevado. Este nivel se libera periódicamente, causando movimiento de gas fuera de los pulmones del paciente.

Actualmente, además de los citados previamente, existen varios modos ventilatorios utilizados y en desarrollo. También existen modificaciones ventilatorias que se pueden aplicar en los mismos.

- A) **Controlador.** Como se mencionó previamente, el respirador controlador fue la primera forma de ventilación mecánica. Hoy en día, algunos ventiladores hogareños y de transporte se diseñan para actuar de esta manera. Un ventilador del tipo controlador envía al paciente respiraciones cuya periodicidad y volumen de gas se encuentran prefijados. La ventilación controlada se emplea generalmente en pacientes que no tienen esfuerzos inspiratorios propios, donde su volumen minuto debe ser entregado completamente por el equipo. Ejemplos de los pacientes en los que se utiliza son pacientes neurológicos y aquellos con sobredosis de drogas.
- B) **Asistidor, Asistidor/Controlador.** En general, los mecanismos asistidores se diseñan para medir caídas de presión en el circuito paciente, provocadas cuando el paciente intenta comenzar una inspiración, y entregar gas desde reservorios externos. Otros dispositivos, como los termistores, se han utilizado para sensar el flujo de gas como un método de detección de la intención del paciente por respirar. Luego, el mecanismo asistidor entrega una señal a la unidad de control del ventilador que iniciará una respiración limitada por volumen.

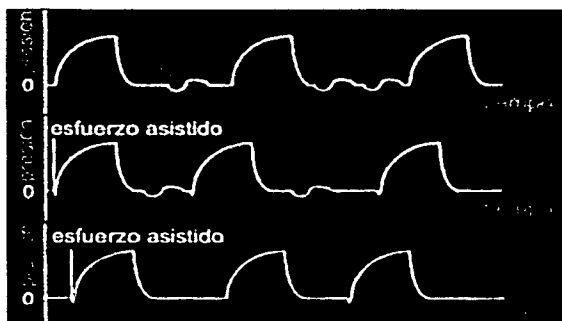


Figura 1 84

Este tipo de respirador se denomina asistidor. Debido a que el paciente inicia cada respiración causando una caída en la presión en las vías aéreas, se presentará una pequeña caída en la presión, por debajo de la línea base al comienzo de cada inspiración (ver gráfica). Además, las respiraciones no ocurrirán a intervalos de tiempo precisos ya que el tiempo entre dichas respiraciones variará siguiendo los intentos inspiratorios del paciente.

Los ventiladores asistidores también pueden actuar como controladores. Pueden ser capaces de proveer una frecuencia de control (de seguridad) menor a la propia del paciente. En caso de que la frecuencia del paciente disminuya notablemente o peor aun en caso de apnea (cuando se interrumpe la respiración natural) el ventilador comenzará automáticamente a enviar respiraciones controladas. Estos respiradores se llaman asistidores/controladores. En los ventiladores más modernos, la ventilación asistida/controlada se denomina también CMV (Continuous Mandatory Ventilation).

Los equipos asistidores/controladores se utilizan en muchas instituciones para soportes ventilatorios por periodos cortos, frecuentemente para casos post operatorios.

- C) **Ventilación Mandatoria Intermitente (IMV).** Este modo ventilatorio fue creado para proveer respiraciones limitadas por volumen a una frecuencia prefijada similar a las respiraciones controladas. La diferencia en la IMV es que el paciente es capaz de respirar espontáneamente entre las respiraciones controladas (inspirando desde un reservorio o sistema de demanda), como puede observarse en la gráfica. La IMV, como modo ventilatorio, agrega una nueva dimensión en el soporte ventilatorio. Como el paciente colabora con una porción de su propia respiración, el

proceso de destete comienza en el mismo momento que se coloca la ventilación mecánica. La frecuencia mandatoria puede reducirse progresivamente para aumentar la contribución del paciente hasta que él mismo suministre todo su volumen minuto a través de respiraciones espontáneas.

- D) **Ventilación Mandatoria Intermitente Sincronizada (SIMV):** La ventilación mandatoria intermitente sincronizada entrega respiraciones mandatorias al paciente en respuesta a sus esfuerzos ventilatorios, de manera similar a las respiraciones asistidas. Durante parte de la respiración la máquina proveerá respiraciones mandatorias sincronizadas en respuesta a las caídas de presión (índice de los intentos inspiratorios naturales) Luego, el ventilador ignorará las señales provenientes desde el paciente, dejando que el mismo respire espontáneamente desde un reservorio o sistema de demanda.

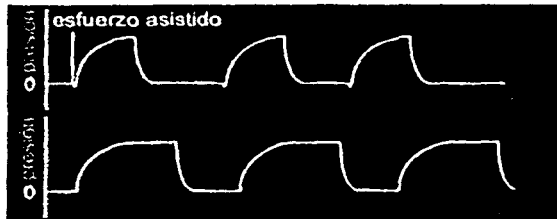


Figura 1 85

Como en la IMV, la SIMV comienza el proceso de destete en el momento que el paciente se ubica en el respirador debido a que el mismo respira espontáneamente una porción de su volumen minuto. La contribución del ventilador puede disminuirse progresivamente. Hay que aclarar que, evidentemente, para utilizar este modo ventilatorio el paciente debe poseer (o al menos intentar) respiraciones espontáneas.

- E) **Volumen Minuto Mandatorio (MMV):** El volumen minuto mandatorio o volumen minuto mínimo (MMV) se inventó para asegurar que el paciente reciba una mínima cantidad de ventilación. Aunque los métodos varían de un ventilador a otro, el objetivo es prefiar una cantidad de volumen minuto mínima, de manera que la porción de dicho volumen no respirada espontáneamente por el paciente sea entregada por el respirador en forma mandatoria. La MMV se ha utilizado especialmente en pacientes que requieren ventilación por períodos cortos, cuando se sabe que la porción de ventilación propia del paciente aumentará en un relativamente corto período de tiempo, como en los casos post-operatorios o en las sobredosis de drogas.
- F) **Presión de Soporte (PS):** La presión de soporte está disponible en la mayoría de los respiradores de última generación. Como la resistencia de las vías aéreas y de las tuberías artificiales pueden ser un factor significante en el destete del paciente, este método ventilatorio puede ser muy valioso. La presión de soporte aporta gas a un nivel prefijado por encima del valor de PEEP durante las respiraciones espontáneas. Una vez que se detecta un esfuerzo inspiratorio, el ventilador entrega una respiración presunzada. Cuando se alcanza el nivel de presión prefijado o el flujo cae por debajo de un valor determinado, finaliza la inspiración y el paciente exhala. La presión de soporte se basa en la Ley de Poiseuille. Al disminuir el diámetro de las vías aéreas, como cuando se inserta en las mismas un conducto artificial o por causas fisiológicas, la resistencia al flujo gaseoso aumenta de manera importante. Con la presión de soporte se incrementa el gradiente de presión a través del tubo. Teóricamente, si el gradiente de presión es lo suficientemente elevado, se contrarresta el efecto de la reducción del diámetro del conducto, por lo tanto no aumenta la resistencia. La presión de soporte puede ser útil en pacientes difíciles de destetar debido a una debilidad en la musculatura respiratoria o en aquellos que poseen tubos

endotraqueales. Además, este modo ventilatorio es de utilidad en pacientes pediátricos a causa de los diámetros pequeños de los tubos endotraqueales.

- G) **Control de Presión.** La ventilación con control de presión se introdujo como un método para controlar el pico de presión aplicado en las vías aéreas durante la ventilación mecánica. De manera distinta a la presión de soporte, el valor prefijado de presión se mantiene constante hasta que finaliza la inspiración. Esencialmente, se genera un plateau (una meseta) de presión hasta que finaliza el tiempo inspiratorio. La teoría es que este plateau permite llenar con gas todas las unidades pulmonares, mejorando el intercambio gaseoso.

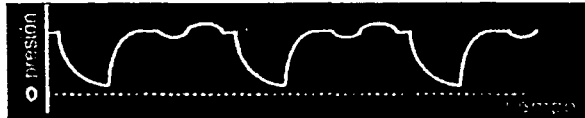


Figura 1 86

- H) **Ventilación con Liberación de la Presión (APRV).** Este modo ventilatorio ha aparecido en los últimos años como una manera de controlar la presión media en las vías aéreas. Se coloca al paciente en una línea base de presión elevada y se le permite respirar espontáneamente. Periódicamente, se libera la presión. Con los métodos convencionales de ventilación, se aumenta la presión por encima de la línea base para proveer las respiraciones mecánicas. Con la APRV, la caída de presión desde la línea base permite que el paciente exhale más gas. Cuando se recupera el nivel de presión base, el paciente es ventilado con gas adicional.

1.2.3.8 Clasificación de los respiradores según la aplicación.

Respirador de anestesia.

Son unidades muy sencillas que en general están adosadas o en algunos casos integradas al aparato de anestesia. Dado que el médico que maneja estos equipos está presente durante todo el término de la asistencia respiratoria mecánica y que se realiza un cuidadoso monitoreo del paciente a través de equipos independientes de los respiradores, estos no poseen muchas alarmas. Los ventiladores de anestesia se utilizan durante periodos cortos, por lo cual no incluyen aquellos modos ventilatorios normalmente utilizados para destete (proceso en el que el paciente abandona el uso de la máquina para retornar a su función respiratoria natural). Existen, sin embargo, algunos que incorporan presión de soporte y MMV como instrumentos que facilitan al paciente la recuperación de su respiración espontánea luego del proceso anestésico.

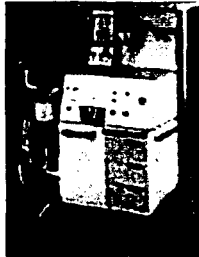


Figura 1 87

Respiradores de transporte.

Los ventiladores de transporte se subdividen en aquellos usados en traslados cortos, ya sea en situaciones de emergencia o para uso intrahospitalario, y aquellos necesarios para traslados prolongados. Los primeros se caracterizan por ser en general totalmente neumáticos, de tamaño pequeño, livianos y muy sencillos de utilizar. Su capacidad de monitoreo es sumamente limitada y su funcionamiento depende de la provisión de aire y u oxígeno a alta presión desde una fuente externa.



Figura 1.88

Los respiradores usados en transportes prolongados, en cambio, son en general equipos cuyo funcionamiento no depende de una fuente de aire comprimido, sino que son accionados eléctricamente mediante fuentes externas o baterías incorporadas a la unidad. Poseen monitores de presión y sistemas de alarma que los hacen muy seguros. Además, disponen de varios modos ventilatorios que permiten un uso muy flexible.

- A) Respiradores de alta frecuencia: Este grupo de respiradores se presenta como alternativa a los tradicionales. Si bien durante las últimas décadas se han realizado gran cantidad de estudios aplicando este tipo de unidades, que generan inspiraciones de muy bajo volumen a frecuencias muy superiores a las normales (hasta 3000 ciclos por minuto), su utilización se mantiene en la actualidad limitada a algunos casos particulares en los que se ha demostrado tener ventajas respecto de la ventilación convencional.
- B) Respiradores de uso domiciliano: Los equipos para uso en el hogar se asemejan a los utilizados en transportes prolongados, pero son más sencillos dado que se emplean sin la presencia continua de un operador adiestrado. No incluyen sistemas internos para enriquecimiento de oxígeno y, en caso de requerirse el aporte adicional de este gas, se incorpora mediante fuentes de baja presión que se conectan a la unidad a través de sistemas de reservorio donde se realiza la mezcla con el aire.
- C) Respirador de cuidado crítico en pacientes neonatales: Estas unidades son cicladas por tiempo y limitadas por presión. Es decir, los períodos inspiratorios y espiratorios son controlados por temporizadores y limitados por los valores máximos de presión medidos en las vías aéreas. Utilizan flujo gaseoso continuo que reduce el tiempo de respuesta del respirador ante la detección de respiraciones naturales del bebé. La incorporación de monitoreo de volumen y otros parámetros de uso común es muy reciente en este tipo de unidades. (fig. 1.89)
- D) Respirador de cuidado crítico pediátrico y adulto: Son los respiradores más complejos que existen en la actualidad, con gran capacidad de monitoreo, alarmas audiovisuales muy completas y una importante variedad de modos ventilatorios. En la fotografía 1.89 se puede observar un moderno respirador que se utiliza en las áreas de cuidado crítico pediátricas y para adultos. Es el modelo 7200ae de la empresa Puntan Bennett. Este ventilador tiene todas sus funciones controladas por microprocesador y muestra los distintos parámetros a través de una pantalla adosada al mismo.

Además posee interfase RS-232C para comunicarse con otros dispositivos. Se le pueden agregar módulos opcionales que incrementan las, de por sí numerosas, características de este equipo, fig 1.90

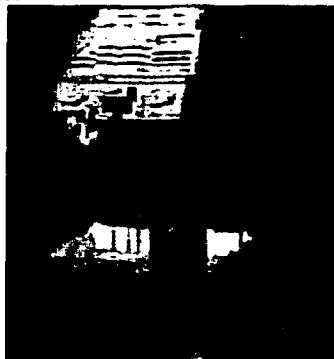


Figura 1.89

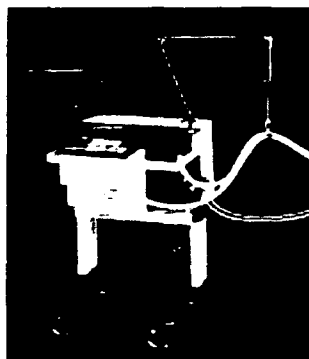


Figura 1.90

- E) Equipos que utilizan presiones negativas extratorácicas: Todos los equipos citados anteriormente pertenecen a un grupo de respiradores denominado de IPPV (Intermittent Positive Pressure Ventilation) Es decir aquellos que generan presión positiva en forma intermitente en la vía aérea (durante la inspiración). Existen también equipos que aplican una presión negativa extratorácica. Cuando se trata de personas que han perdido la capacidad de utilizar sus músculos respiratorios, tal como sucede con ciertas víctimas de la poliomielitis, lo más que se puede hacer es mantener su respiración, aun cuando no podamos devolverles la movilidad. Por esto, el primer respirador artificial, el pulmón de acero, era una máquina bastante grande, dentro de la cual tenía que permanecer el paciente periodos de tiempo con frecuencia bastante largos. El tipo primitivo era, en esencia, una especie de alaud en el que se colocaba al paciente de tal forma que su cabeza salía por un extremo a través de un cuello herméticamente cerrado. Entonces la función de la musculatura respiratoria era estimulada mediante alteraciones de la presión dentro de la caja. Al reducir la presión se hacía que el tórax del paciente se expandiese, succionando de esta forma el aire a través de la nariz y la boca. Al elevar la presión hasta el nivel atmosférico, el tórax se comprimía expulsando el aire de nuevo.

Sigla	Significado en Inglés	Significado en castellano
APRV	Airway Pressure Release Ventilation	Ventilación con liberación de presión en las vías aéreas
CFV	Continuous Flow Ventilation	Ventilación de flujo continuo
CMV	Continuous Mandatory Ventilation	Ventilación mandatorna continua
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure	Presión positiva continua en la vía aérea
CPPB	Constant Positive-Pressure Breathing	Respiración por presión positiva constante (equivalente a CPAP)
HFJV	High Frequency Jet Ventilation	Ventilación jet de alta frecuencia

HFV	High-Frequency Ventilation	Ventilación de alta frecuencia
IMV	Intermittent Mandatory Ventilation	Ventilación mandatoria intermitente
IPPB	Intermittent Positive Pressure Breathing	Respiración intermitente por presión positiva
IPPV	Intermittent Positive Pressure Ventilation	Ventilación intermitente por presión positiva
MAP	Mean Airway Pressure	Presión media en las vías aéreas
MMV	Minute Mandatory Ventilation	Ventilación mandatoria minuto
NEEP	Negative End-Expiratory Pressure	Presión negativa al final de la espiración
PC	Pressure Control	Control de presión
PCV	Pressure Controlled Ventilation	Ventilación controlada por presión
PEEP	Positive End-Expiratory Pressure	Presión positiva al final de la espiración
PS	Pressure Support	Presión de soporte
SIMV	Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation	Ventilación mandatoria intermitente sincronizada

1.2.4 Desfibrilador.

¿Que es la desfibrilación?

La desfibrilación es la carga de corriente eléctrica a través del corazón, ya sea directamente, a través del torax abierto, o indirectamente, a través de la pared del tórax, para terminar la fibrilación ventricular. La fibrilación ventricular es una arritmia potencialmente mortal caracterizada por un caos eléctrico y mecánico. Generalmente esta asociada con la enfermedad coronaria, infarto de miocardio y ectopia ventricular compleja, pero también puede ocurrir en el shock eléctrico, toxida y sensibilidad a los medicamentos, ahogamientos o alteraciones del ácido base.

Historia de la desfibrilación.

En 1989 Prevost y Batelli introdujeron por primera vez el concepto de desfibrilación eléctrica, después de observar que si se aplicaban grandes voltajes a través del corazón de un animal, podían parar la fibrilación. La industria de energía eléctrica patrocinó algunas de las primeras investigaciones, ya que sus empleados corrían un gran riesgo de muerte por shocks de alto voltaje. Como resultado de este programa, Hooker, Langworthy y Kouwenhoven publicaron un informe en 1933 sobre el éxito de la desfibrilación animal, pero el primer éxito en desfibrilación humana no fue publicado hasta 1947 por el Dr. Claude Beck. La escena fue en cirugía, y el método de aplicación directa de una corriente alterna (ac) de 60 Hz al corazón. Por los años 1950, Kowenhoven pudo desfibrilar perros aplicando los electrodos a la pared del torax y poco después, Zoll desfibrilo a un humano de la misma forma. Edmark, Cois y Lown, descubrieron que los desfibriladores de corriente directa (dc), o impulsos, eran más eficaces y producían menos efectos secundarios. El grado óptimo de la forma de onda de los impulsos se consiguió en los años 1960 cuando apareció el desfibrilador moderno.

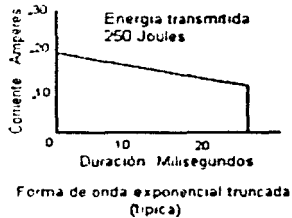
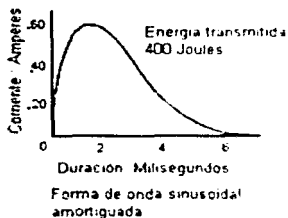
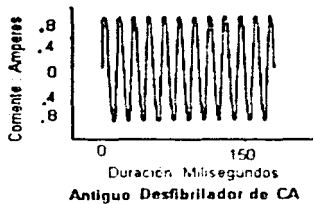


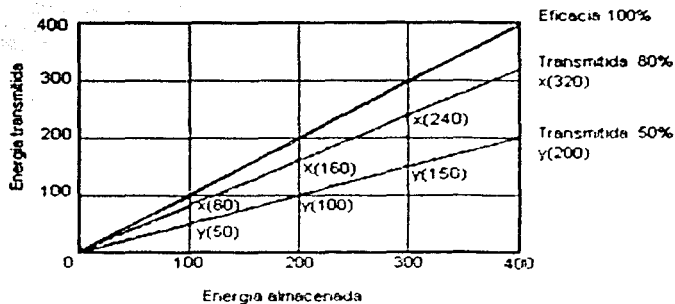
Figura 1 91

Introducción al desfibrilador moderno.

El desfibrilador de dc ha sido diseñado para descargar un impulso eléctrico al tórax del paciente por medio de electrodos de palas. El operador coloca los electrodos de forma que la energía sea transmitida al corazón. El desfibrilador tiene la capacidad de aceptar una carga (ya sea de una línea de ac o posiblemente de baterías), almacenarla y transmitir la energía en una ráfaga corta y controlada al paciente. Cargar el desfibrilador lleva un tiempo relativamente largo (generalmente de 10 a 15 segundos a los niveles máximos de energía) pero la descarga se produce en 5 a 30 milisegundos, una vez pulsados los botones de descarga. El almacenamiento de la carga también tiene limitaciones de tiempo, ya que la energía tiende a agotarse durante el lapso de tiempo de la obtención de la carga total y la descarga. El tiempo de agotamiento varía con el equipo. Típicamente puede permanecer el 70% al 95% de la energía después de una demora de 30 segundos.

Energía almacenada vs. Energía transmitida.

La energía que es almacenada, transmitida o ambas, se mide en joules (antiguamente llamada vatio-segundo). Al hablar de las energías del desfibrilador, es importante distinguir entre energía almacenada y energía transmitida. Las energías almacenada y transmitida difieren, por que hay pérdida dentro del desfibrilador. Existe también una resistencia (impedancia) al paso de la corriente en la superficie de contacto pala-piel, de modo de que parte de la energía es desperdiciada en esta unión.



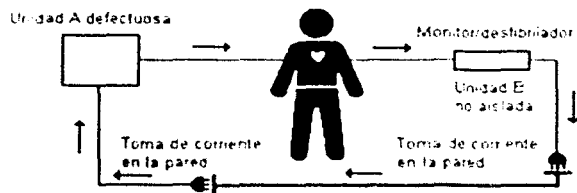
Energías almacenadas vs. transmitidas para dos marcas de desfibriladores

Figura 1.92

Algunos desfibriladores indican solamente la energía almacenada (estos son generalmente los modelos antiguos), algunos indican solamente la energía transmitida y otros indican ambas. Esta indicación, generalmente se presenta en el selector de energía o contador. Si solo está marcada la energía transmitida, los números representan la energía media que sería transmitida a través de una carga de prueba estándar de 50 Ω . La energía transmitida, generalmente, es el 50 a 80% de la energía almacenada, dependiendo de la marca del desfibrilador.

Aislamiento para la seguridad eléctrica.

A este término, a menudo se le compara con soledad y castigo. Sin embargo, en la terminología eléctrica, se refiere a una característica de seguridad y es definitivamente deseable. Nosotros usamos el término aislamiento en dos contextos. En el primero, una entrada eléctrica, como para un cable del paciente, al monitor/desfibrilador, es a menudo designada "conexión del paciente, aislada eléctricamente". La conexión del cable del paciente está aislada de cualquier circuito que vuelve a tierra (como el chasis donde el cordón de la energía está conectado a una línea de energía de ac). No pasará la corriente eléctrica mientras se mantenga este aislamiento.



Aislamiento de entrada

El esquema ilustra cómo una unidad no aislada puede completar un circuito eléctrico y exponer al paciente a corrientes eléctricas peligrosas.

Si la unidad B estuviera aislada eléctricamente, el paciente no podría convertirse en una trayectoria para pasar la corriente entre las unidades A y B porque no podría ser completado un circuito eléctrico de vuelta al unidad A.

Figura 1.93

La corriente no pasará desde el punto "A" sin una trayectoria (circuito) y una fuente de energía. El aislamiento de la entrada, entonces, significa que la corriente de dispersión (quizá de otros aparatos eléctricos que estén siendo usados en el paciente) no pueda encontrar una trayectoria de vuelta a tierra a través del cable del paciente conectado al monitor/defibrilador.

También puede ser aislado al circuito del defibrilador de su monitor/defibrilador. Esto significa que las palas no tienen conexión con ningún otro circuito eléctrico de tierra dentro del mismo instrumento. Esto es aislamiento de salida. Existen pocas posibilidades de que se desarrolle una trayectoria alterna para el impulso del defibrilador terapéutico. En este circuito cerrado, la corriente es transmitida por la vía de las palas a la carga (paciente). Esta va desde una pala, a través del tórax y vuelve a la otra pala. Los defibriladores más antiguos, tenían una pala conectada al chasis del defibrilador. Esta, era llamada pala de conexión a tierra. Esta disposición podría dar lugar a la posibilidad de trayectorias alternas para que pasara la corriente. Si se guardan todas las precauciones durante la desfibrilación, como no tocar al paciente y no tocar al defibrilador, estas trayectorias eran poco probables, sin embargo eran posibles. En un sistema no aislado, la corriente eléctrica podría pasar a través de una pala, a través del paciente. Hasta un punto conductivo, como una enfermera que toque al paciente y a través de la enfermera en un suelo con toma de tierra (y finalmente de vuelta al defibrilador). Aquí había realmente dos peligros. Primero, la enfermera (el conductor desde el paciente al suelo) puede haber sido dañada, y segundo, puesto que había una trayectoria alternativa, significativamente pasaba menos energía a través del corazón del paciente, significando que el intento de desfibrilación pudo ser infructuoso a causa de esta desviación.

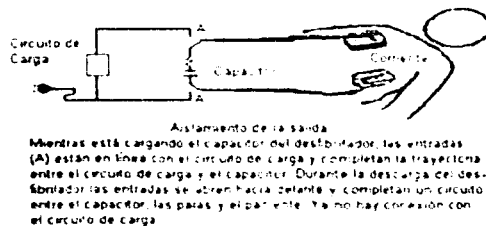


Figura 194

Por consiguiente, en la práctica, cuando se usa un defibrilador con una salida aislada, tiene que haber dos puntos de contacto con el paciente (palas) antes de que pueda pasar la corriente del defibrilador. Sin embargo, en los más antiguos, o sea en las unidades no aisladas, solo es necesario un punto de contacto con el paciente antes de que exista la posibilidad de una trayectoria alternativa de la corriente.

El abastecimiento de la energía para el defibrilador moderno puede ser de energía de la línea (llamada también energía de ac para corriente alterna) o energía de (dc) de batería o ambas. Los comentarios anteriores referentes al aislamiento son aplicables tanto para el equipo accionado por energía de la línea como para el equipo de batería, ya que este último puede ser conectado a tierra por medios diferentes al de un cordón de ac. Obsérvese que el defibrilador moderno puede funcionar por energía de (línea) ac pero transmite un impulso de dc.

Controles.

La mayoría de los defibriladores tiene un número bastante limitado de controles. Hay control de la energía (ON/OFF), un control selector de la energía, un control de la carga y al menos un botón de descarga (generalmente en las palas). Algunos defibriladores tienen un control de sincronización y un control especial de descarga para las palas interiores. Aquellos que proporcionan una alta energía, a

menudo tienen un control adicional próximo al botón de carga, que debe ser activado si se selecciona energía alta.

Palas.

Los desfibriladores descargan una energía a través de los electrodos de palas al paciente. Las palas se diferencian por su situación en el uso de las mismas, como por ejemplo, palas externas, internas o interiores / posteriores. Las palas también pueden ser diferenciadas por el tamaño. En otras palabras pueden ser para adultos o pediátricas.

Fisiología eléctrica del corazón.

Típicamente cuando el cuerpo está en descanso, el nódulo sinoatrial (nódulo SA), que es el marcapaso normal del corazón, emite un impulso eléctrico 50 a 80 veces por minuto. El impulso se extiende a través de las aurículas por las vías interauriculares. La difusión de este impulso eléctrico a través de las aurículas, despolarizan las fibras musculares. Esta despolarización produce la onda P en el ECG. Después de que haya pasado el impulso eléctrico, las fibras de los músculos auriculares se contraen. Cuando el impulso llega a la unión AV (auriculoventricular), hay una corta demora. Luego va hacia abajo de los ventrículos por el fascículo de His, las ramas de los fascículos izquierdo y derecho y las fibras de Purkinje. Esto inscribe el segmento de PR en el ECG. Cuando las fibras de los músculos ventriculares son despolarizadas, se inscribe el complejo QRS. Además, la contracción ventricular real tiene lugar después de pasar el impulso. Después de que la célula muscular se contrae, hay un corto periodo de tiempo durante el cual la célula no es capaz de reaccionar otra vez. Este es conocido como el periodo refractario. Esta característica de las células musculares es importante tanto en la fibrilación como en la desfibrilación. Cuando las fibras musculares se polarizan y vuelven al estado de descanso, se inscribe la onda T en el ECG.

El corazón tiene muchos marcapasos potenciales que generalmente funcionan como un sistema de apoyo para el nódulo SA. Sin embargo, algunas veces estos marcapasos "ectópicos" se activan y producen una contracción incluso cuando el nódulo SA está funcionando adecuadamente. Todo el mundo tiene alguno de estos un raro impulso ectópico aislado, en el corazón normal, no es un hecho insólito. Algunas personas tienen latidos ectópicos ocasionales o incluso frecuentes. La mayoría de estos no son aun de gran importancia para el médico.

En ciertos corazones, como los de enfermedad coronaria o lesión reciente causada por infarto del miocardio (crisis cardíaca), hay un umbral más bajo de desfibrilación ventricular. Estos corazones es posible que nunca fibrilen realmente, pero corren un gran riesgo. Otro grupo que está realmente expuesto a la fibrilación ventricular son aquellas personas que han sido reanimadas después de un paro cardíaco y todavía no muestran ninguna prueba de crisis cardíaca, según demostrado por electrocardiogramas consecutivos y estudios enzimáticos. Estas personas corren el riesgo de sufrir otra muerte repentina. La causa no ha sido comprendida del todo. El único factor común en todas ellas es una alta frecuencia de arritmia ventricular.

Durante cada ciclo cardíaco, existe un corto espacio de tiempo durante el cual el corazón es especialmente vulnerable a la fibrilación ventricular. Este es llamado periodo vulnerable y dura de 20 a 40 milisegundos. Es aproximadamente coincidente con la inclinación superior, vértice, y la próxima inclinación hacia abajo de la onda T, un periodo durante el cual las células ventriculares están prepolanzándose. Cuando un impulso ectópico interrumpe en ciclo cardíaco del corazón normalmente la fase vulnerable, éste es generalmente bien tolerado. El nódulo sinusal pronto vuelve a ganar el control. Cuando el impulso eléctrico interrumpe el ciclo cardíaco del corazón con un alto riesgo, especialmente durante la fase vulnerable, ello puede provocar fibrilación ventricular. La recuperación de las células de los músculos ventriculares no es uniforme y homogénea durante la fase de repolarización, y por lo tanto, ellas no son capaces de responder uniformemente. Esto puede fragmentar la respuesta del ventrículo en conjunto y puede resultar un caos eléctrico (fibrilación ventricular). Puesto que el está eléctricamente desorganizado en su respuesta, el ventrículo debe de estar desorganizado también mecánicamente. Esta es una definición simple de la fibrilación ventricular.

Fisiología de la desfibrilación.

De la misma manera que el corazón responde a un pulso eléctrico producido por el nódulo SA o marcapaso ectópico, también responderá a un impulso eléctrico externo. Nosotros nos damos cuenta de una sensación de hormigueo cuando es aplicado a la piel 1 mA. Si se aplicara a la piel del tórax más de 50 a 100 mA, el corazón puede fibrilar. Si se transmitiera al tórax una corriente suficientemente grande, el resultado ya no sería fibrilación sino despolarización de la mayoría de las células ventriculares. Las células son mantenidas en este estado hasta que cese la corriente despolarizante. Tanto la fibrilación continuada como el estado despolarizado continuado, por supuesto, podrían producir la muerte. La diferencia está en que una corriente suficiente para producir despolarización, cesa, el marcapaso intrínseco normal del corazón puede volver a obtener el control, siempre que no haya transcurrido mucho tiempo. Cuando se quita la corriente necesaria para producir fibrilación ventricular, generalmente, esta no cesa espontáneamente. No se corregirá por sí misma, la arritmia continua y será fatal si no llega ninguna ayuda.

El desfibrilador actúa produciendo una corriente que es lo bastante potente para despolarizar una gran masa de células cardiacas. Al quitar la corriente, si una masa crítica (aproximadamente el 75%) de las células están en la misma fase (recuperación), la desfibrilación ocurre y el nódulo SA puede volver a ganar el control. La duración del impulso desfibrilador varía dependiendo del modelo de desfibrilador, pero puede ser tan solo de 4 milisegundos o de 35 milisegundos como máximo.

Cardioversión Sincronizada.

Para algunas otras arritmias el método de conversión preferido puede ser también eléctrico, pero, por supuesto, no se llama desfibrilación. Se le llama cardioversión sincronizada o contrashock. Se usa para interrumpir un marcapaso ectópico de modo que el nódulo sinusal puede volver a tener el control. Técnicamente, la palabra sincronizada debería seguir siempre a la de cardioversión, puesto que cardioversión significa convertir el ritmo cardíaco y podría también ser aplicado a la desfibrilación. Sin embargo, en el uso general, puede reservarse la cardioversión para la conversión eléctrica de ritmos que no son desfibrilación ventricular. Por lo tanto, ésta es la forma en que va a ser usado aquí el término.

Los ritmos para los que es usada la cardioversión son variados pero en todos los casos son ineficaces. La cardioversión puede ser un procedimiento de emergencia si la condición del paciente se deteriora rápidamente a causa de la arritmia. Puede usarse la cardioversión de emergencia, si el paciente tiene una taquicardia ventricular sostenida y difícilmente tolerada, o un ritmo supraventricular rápido (ritmo que se origina por encima del ventrículo) que es pobremente tolerado. Sin embargo, la cardioversión es más probable que sea un procedimiento electivo. El procedimiento es comentado con el paciente, se anestesia ligeramente al paciente, y el contrashock es transmitido al mismo de igual manera que en el intento de desfibrilación. Los ritmos que son comúnmente cardiovertidos, son la fibrilación auricular y aleteo auricular con respuesta ventricular rápida, y las taquicardias auricular y de la unión. Los ritmos ventriculares o de la unión acelerados, pueden ser cardiovertidos. Los ritmos idiojuncional o idioventricular, los bloqueos de segundo y tercer grado, etc., no son cardiovertidos. El mismo hecho de que un ritmo más lento de lo normal está en control, indica que el marcapaso normal está molestando o está deprimido (quizá debido a enfermedad o drogas) y que la cardioversión sería inútil. Los bloqueos de segundo y tercer grado son debidos a problemas para conducir el impulso sinusal, de modo que no es indicada la cardioversión. Nunca se intenta la cardioversión electiva si el paciente está tomando corrientemente ciertos fármacos cardíacos (como digitálicos) puesto que estos le hacen estar más predisuesto a serias complicaciones. Sin embargo, en estos pacientes puede ser necesaria la cardioversión de emergencia. En estos casos se ha sugerido la disminución de la energía transmitida.

Las energías usadas para la cardioversión son también variables. Algunas arritmias se convierten a energías muy bajas (taquicardia ventricular, de aleteo auricular y flutter han sido todos convertidos a 5 joules o menos), otras pueden requerir los ajustes máximos. Aunque han sido duplicadas algunas recomendaciones, la energía requerida puede variar con la morfología del cuerpo del individuo, la

duración de las arritmias, la fisiopatología subyacente, etc. En una situación electiva es común empezar con energías más bajas y aumentar si fuera necesario.

¿Por que Sincronizada?

Durante la fibrilación ventricular el ECG aparece regular y errático; no hay ondas identificables P, Q, R, S o T. El impulso de desfibrilación puede ser transmitido al azar. Con otras arritmias existen todavía formas de onda identificables y hay todavía un periodo vulnerable durante el ciclo cardiaco. Debe tenerse cuidado para evitar descargar el desfibrilador durante el periodo vulnerable puesto que podría inducir fibrilación ventricular, lo cual es, después de todo, peor que la arritmia que se está intentando cardiovertir.

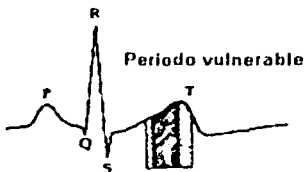


Figura 1 95

Al tener que enfrentarse con estas arritmias, es necesario identificar las ondas y cerciorarse que la energía será descargada durante el periodo "seguro". Se ha descubierto que la onda R es tal periodo. Cuando el desfibrilador está conectado en la modalidad sincrónica, el ECG mostrado en el campo visual del monitor mostrará una marca, es una comprobación visual para el operador y muestra donde será descargada la energía durante el ciclo cardiaco. Debe aparecer en la onda "R" (generalmente aparece cerca del pico del segmento QR o el RS). Si no aparece la marca de la onda R, puede seleccionarse otra derivación. Puede ser necesario un ajuste del tamaño del ECG si no aparece la marca. Gire el botón hasta que pueda verse la marca y avance ligeramente en el sentido de las manecillas del reloj. Si la onda R es ancha y difícil de distinguir de la onda T (como en la taquicardia ventricular, por ejemplo) es posible que sea necesario cambiar la modalidad sincrónica (desfibrilar) y transmitir una descarga al azar. (El contra shock al azar es defendido por unos pocos médicos, pero la mayoría usan este método en una situación de emergencia.) En caso de que ocurra fibrilación ventricular, será necesario transmitir un segundo shock asincrónico. Nota: No es posible sincronizar durante la fibrilación ventricular por que no hay ondas "R". Si el ritmo que va a ser convertido es rápido, el circuito sincronizador puede no identificar y marcar todas las ondas "R". Con frecuencia serán identificados todos los complejos segundos, tercero ó cuarto. Esto es normal y no debe ser causa de preocupación.

Requerimientos de energía.

Existen muchas controversias con respecto a la energía requerida para la desfibrilación transtorácica. Evidentemente, la dosis apropiada es una que proporcione la energía suficiente al corazón para despolarizar (o extender el periodo refractario) la mayoría de la células de modo que no pueda ser sostenida la desfibrilación, pero una dosis que no sea tan grande que ocurra una lesión cardiaca, (ojalá que esta dosis sea calculada fácilmente). En 1975 la American Heart Association recomendó una energía transmitida de 3.5 a 6.0 joules por kilogramo de peso del cuerpo para los pacientes que pesan menos de 50 Kg. Y la capacidad total del desfibrilador para los pacientes que pesan más de 50 Kg.

Tamaño de las palas.

La mayoría de los fabricantes tienen disponibles tanto las palas para adultos como las pediátricas. Los estudios hechos en animales indican que cuando sostiene constante la energía transmitida, la lesión

cardíaca aumenta según disminuye el tamaño de los electrodos de palas. Cuando aumenta el tamaño de las palas, no solo disminuye la posibilidad de la lesión cardíaca, si no que aumenta el éxito de la desfibrilación. Cuando el tamaño de los electrodos de palas es demasiado grande, la densidad de la corriente a través del músculo del corazón disminuirá y también disminuirá el éxito de la desfibrilación. Desde el punto de vista práctico, las palas no deben ser tan grandes que no se amolden adecuadamente a las paredes del tórax.

Elección del equipo.

La facilidad de la operación es otro factor. Al comprar el equipo, es necesario considerar si el desfibrilador es sencillo de manejar y si los controles están marcados claramente, de forma que el nuevo empleado pueda manejarlos. Muchos de estos problemas pueden ser superados con el departamento de servicios y revisiones.

Evidentemente, el funcionamiento del equipo también es necesario para el éxito de la desfibrilación. Si el equipo está mal conservado y no funciona adecuadamente, habrá una demora antes de que pueda ser obtenido un equipo de apoyo. La comprobación regular y frecuente del equipo, ayudará a identificar este problema.

Uso seguro del desfibrilador.

Con el fin de asegurar el uso sin peligro del desfibrilador, es esencial que el operador esté completamente familiarizado con el equipo. El operador debe saber como

- Manejar el equipo
- Asegurar la protección del personal del equipo y del paciente
- Cuidar del desfibrilador y sus accesorios

Seguridad del paciente.

El hecho de asegurar la protección del paciente durante la desfibrilación implica varias consideraciones. Primeramente, reducir al mínimo los errores en el juicio clínico volviendo a valorar la situación. ¿Está el paciente realmente fibrilando? Esto parece elemental, pero existen varias situaciones que pueden imitar la fibrilación ventricular muy eficazmente. El paciente que está siendo monitorizado ya sea por telemetría o sistema de conducción eléctrica, un electrodo o un hilo conductor sueltos, o menos comúnmente, un artefacto por movimiento excesivo, pueden imitar la fibrilación ventricular. Observe al paciente. Si no responde adecuadamente, cerciórese que el no está simplemente durmiendo. En una emergencia con un paciente que este siendo monitorizado a través de las palas, es menos probable que exista esta situación. Cerciórese de que ambas palas están en buen contacto con la piel del paciente, que el gel o almohadillas de solución salina son los adecuados, que ha cesado el CPR y el movimiento del tórax asociado con éste y que no existen movimientos inadvertidos o excesivos de los cordones de las palas que estén creando artefactos. Si su monitor desfibrilador tiene un selector de entrada del ECG, asegúrese que el selector está girado hacia la posición de las palas.

Proteja al paciente de quemaduras en la piel usando una cantidad de gel adecuada o de almohadillas humedecidas en solución salina. Debe usarse suficiente gel como para cubrir completamente ambas superficies de los electrodos de pala. El gel debe ser introducido en la piel del paciente con el electrodo de pala. No use demasiado gel para que éste no quede de manera continua en los lugares de las palas y no quede untado en los mangos. Cuando use almohadillas de solución salina, cerciórese de que no se han secado. Estas no deben estar chorreando, deben estar mojadas pero no en exceso. Asegúrese que las almohadillas no se tocan entre sí al ser aplicadas a la superficie del tórax. Proteja a su paciente de otros riesgos eléctricos. Todo el equipo que está siendo usado en el área deberá haber sido comprobado cuidadosamente por el departamento de bioingeniería, para asegurarse de que no existe fuga eléctrica. Este aspecto de seguridad del paciente, aunque

técnicamente no es responsabilidad del médico, no debe ser pasado por alto. Los radiotransmisores pueden interferir en el trazo del cardioscopio, y las máquinas diatérmicas, las cuales producen un campo eléctrico de alta energía, pueden estorbar la operación del equipo de desfibrilación. Cualquier equipo auxiliar que pueda ser dañado por el shock del desfibrilador, debe ser desconectado del paciente. La diatermia que este funcionando a menos de 15 pies del desfibrilador debe ser desconectada antes de conectar el desfibrilador. Si el paciente tiene un marcapasos, el intento de desfibrilación plantea peligros adicionales. El riesgo de lesión cardíaca a causa de la corriente conducida por los electrodos internos del marcapasos, puede ser reducido al mínimo con los siguientes métodos:

- Sitúe el generador del marcapasos y el vértice cardíaco; trace una línea imaginaria entre estos puntos; coloque las palas de forma que una segunda línea trazada entre ellas corte la línea marcapasos/vértice a aproximadamente 90 grados o un ángulo recto. Si el marcapasos es del tipo transvenoso externo, es preferible desconectar las conexiones de los hilos conductores antes de la desfibrilación.
- Use siempre el cable del paciente para monitorear el ECG durante las cardioversiones sincronizadas. El peligro aquí, estriba en que el movimiento de las palas puede introducir artefacto que podría ser detectado como una onda R. Esto presentaría problemas si los botones de descarga de las palas estuvieran ya pulsados. Si la operación es segura, entonces imponga el uso de un cable del paciente para la entrada del ECG durante este procedimiento.
- Si el paciente está siendo ya monitoreado a través de los electrodos del ECG, cerciórese de que los electrodos del desfibrilador no están colocados en los electrodos del ECG o cerca de ellos. Tenga cuidado de que no haya gel o almohadillas de solución salina en la parte superior de estos electrodos. Es posible que sea necesario mover los electrodos para monitorizar en una conexión diferente si los electrodos y los electrodos del desfibrilador están cercanos. Al aplicar los electrodos del ECG al paciente que va a ser monitoreado por largo tiempo, debe tenerse en cuenta mantener un espacio para los electrodos del desfibrilador.

Seguridad del Operador y del Personal del equipo.

- El operador debe asegurarse de que todo el personal esta retirado del paciente, de la cama y del desfibrilador antes de iniciar un intento de desfibrilación
- El operador no debe tener ningún contacto con el paciente excepto a través de los mangos de las palas del desfibrilador.
- No use gel excesivo que pueda quedar forma continua entre el tórax del paciente y los mangos de las palas.
- Una persona no debe realizar CPR y desfibrilación alternativamente. Aquí el peligro está en que el gel del tórax del paciente puede ser transfendo a los mangos de las palas y poner en peligro al operador.
- Aplique el gel, pasta o almohadillas de solución salina antes de conectar el desfibrilador
- No descargue el desfibrilador al "aire libre" para deshacerse de una carga no deseada. Desconecte el desfibrilador para vaciar la carga.
- No dispare el desfibrilador con las palas juntas en corto circuito. Esto podía causar picaduras en las palas la cual aumentaría el riesgo de quemaduras del paciente

- Trate el equipo con respeto. Este es seguro si se usa apropiadamente. No toque los electrodos de metal o arrime las palas a su cuerpo cuando el desfibrilador esté conectado
- Limpie las palas después de usarlas. Incluso el gel seco presenta una trayectoria conductiva que podría poner en peligro al operador durante un intento subsiguiente de desfibrilación o procedimiento de comprobación

Cuidado del desfibrilador.

Prueba operacional. Para asegurar el funcionamiento adecuado del desfibrilador cuando surja una emergencia, es necesario revisarlo habitualmente. Algunos usuarios lo comprueban después de cada tanda. Otros una vez por semana. El tiempo exacto no es de gran importancia, aunque (al tratarse de unidades accionadas por baterías) es evidente que la comprobación muy frecuente reducirá la carga de la batería. El punto importante es establecer un procedimiento de comprobación regular. El procedimiento de comprobación también es útil para mantener la familiaridad del operador con la unidad. Se recomienda que esta responsabilidad sea compartida o alternada por todos los miembros del equipo, con el fin de aumentar al máximo su conocimiento. El personal que no esté completamente familiarizado con el equipo, tiende a estar inquieto ante él y puede retrasar el tratamiento. Después de que han empezado el tratamiento, aun pueden proceder lenta o inadecuadamente. Una emergencia es una situación llena de tensión. Haga desaparecer parte de esta tensión animando al personal (y asignando tiempo a todos ellos) para llegar a familiarizarse todos con el desfibrilador.

Existen varios métodos de comprobar el funcionamiento del desfibrilador. Evidentemente, deben ser verificados los controles y ver si funcionan los indicadores, pero la última comprobación de la máquina es: ¿Transmite la unidad la energía?

Es una práctica bastante común para el operador "comprobar" el desfibrilador por medio de una descarga al aire libre. La descarga al aire libre, se refiere al proceso de conectar, cargar y descargar el desfibrilador al aire libre. Esto "vacía" la carga en una carga interna de resistencia alta y será tomada cualquier trayectoria de menos resistencia. Si las palas y los mangos no han sido limpiados adecuadamente, el operador puede presentar tal trayectoria.

Otra comprobación que no es recomendada, es la descarga de las palas puestas en corto circuito. Esto se refiere a la práctica de cargar el desfibrilador, colocar los electrodos de las palas juntas y descargar. Mientras que no es probable que cause daño al operador, ello puede picar las palas o puede reducir la duración del instrumento.

Los desfibriladores son comprobados con más seguridad por los comprobadores de desfibrilador. Hay varias clasificaciones de comprobadores. Un comprobador siempre puede tener placas o contactos de metal y una luz de descarga. Se colocan las palas firmemente sobre las placas, se carga y se descarga. La luz oscilará si se descarga la energía. Este método no proporciona al usuario ninguna información referente a la cantidad de energía descargada. Sin embargo, es un método seguro de verificar y conformar que el circuito del desfibrilador está intacto.

Algunos comprobadores actúan como indicadores aproximados de la energía transmitida por el desfibrilador. El procedimiento es el mismo que el explicado anteriormente, pero la luz solamente oscila cuando es transmitida una cierta energía mínima (la energía mínima es variable según el comprobador).

El tipo más avanzado de comprobador tiene un contador que indicará la energía transmitida. Este, por supuesto, es el método más exacto de comprobar, pero también el más caro.

Comprobación y cuidado del equipo en general.

Igualmente importante en la evaluación y comprobación del equipo es la inspección visual. La caja debe estar limpia. Los cables y cordones deben estar almacenados en una forma ordenada donde no puedan ser dañados. Estos no deben estar deshilachados o tener grietas en su aislamiento. Las clavijas de conexión y enchufe de la energía deben estar intactos. Las palas y áreas de almacenaje deben estar limpias y sin hoyos o grietas. Si la unidad es accionada por baterías, el cargador debe estar conectado al desfibrilador, enchufado en la toma de la línea de la energía, y conectado.

Baterías.

Los desfibriladores accionados por baterías pueden o no tener un control de prueba de las baterías que pueda ayudar a verificar si está cargada la batería. Si la unidad no tiene esta comprobación, puede transmitirse una carga de prueba (comprobador del desfibrilador) o puede ser cargado el desfibrilador y vaciando la carga internamente desconectando la unidad. La operación del cardioscopio en un monitor/desfibrilador que tiene una fuente de energía de una sola batería, es un indicador muy pobre de la carga de la batería. La mayor parte del tiempo, estas unidades accionadas por batería, están almacenadas con el cargador conectado al desfibrilador y a la energía de la línea. Cuando es necesario el funcionamiento de la batería, entonces el operador está seguro de que la misma está cargada.

Las baterías no son inmortales. Su comprobación química determinará sus características típicas con respecto a la carga, descarga, confiabilidad y duración. Casi todas las baterías son afectadas adversamente por las temperaturas extremas en el ambiente, especialmente cuando están siendo cargadas. El margen de duración de las baterías es de 2 a 10 años. Muchos usuarios deciden reemplazar las baterías cada 2 años.

Limpieza.

La limpieza de la caja, palas, cordones en espiral, área de almacenaje, etc. es mejor realizarla con un paño o esponja mojado en agua jabonosa. Tenga cuidado de no utilizar una solución excesiva. Las superficies pueden ser limpiadas en seco con un paño suave. A menudo se usan artículos de limpieza caseros en la caja para la suciedad más difícil y que el jabón y el agua no pueden quitar. No aplique estos limpiadores en spray directamente en la superficie del equipo, sino en el paño. De otro modo, el spray puede entrar a través de las aberturas y dañar la electrónica de la unidad. Si se deja de limpiar adecuadamente las palas después de un uso, podría presentarse un riesgo de shock al operador.

1.3 Equipo para la esterilización.

1.3.1 Esterilización.

Para fines médicos se entiende por esterilización la destrucción de cualquier tipo de gérmenes patógenos, esto es, que interesa exclusivamente a la muerte de aquellos organismos perjudiciales a la salud de los seres humanos.

La práctica consciente de la esterilización desde un punto de vista estrictamente médico se inició en 1860 con la construcción de un recipiente a presión conocido con el nombre de Digester, construido por Denys Papin, colaborador de Robert Boyle. Posteriormente, Chamberland construyó en 1880 el primer esterilizador de vapor y en 1881 Robert Koch utilizó otro esterilizador a base de vapor sin presión. De ahí en adelante se suceden los más variados tipos de esterilizadores que se utilizan hasta hoy en la práctica quirúrgica y algunos otros tipos de aplicaciones médicas como la pasteurización de la leche y la esterilización de biberones.

Hasta hoy se conocen y se aplican prácticamente varios procedimientos para lograr la esterilización. Los más extendidos por orden de importancia son los siguientes.

- A) Esterilización a base de vapor
- B) Esterilización a base de aire caliente.
- C) Esterilización en frío

1.3.1.1 Funcionamiento general de los esterilizadores de vapor (autoclaves)

- A) Para la esterilización a base de vapor se utilizan cámaras herméticas. Su precalentamiento y aislamiento del exterior se hace mediante una chaqueta que rodea a la cámara. La puerta, sella perfectamente contra los bordes de la cámara mediante un empaque de sección rectangular de neopreno figura 1.96.

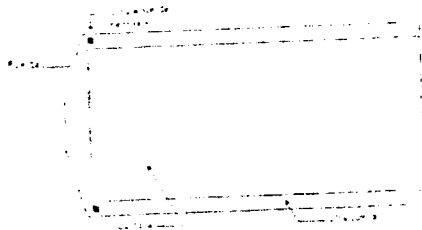


Figura 1.96

- B) Para suministrar el vapor necesario a la autoclave se utiliza una línea que procede de una caldera y se inyecta en la chaqueta pasando primero por la válvula reguladora de presión. El vapor procedente de la caldera viene generalmente a una presión que varía entre los 80 y los 100 psig (5.4 a 6.8 kg/cm^2) y la presión necesaria en la autoclave, es aquella que debe proporcionar una temperatura de 121°C en vapor saturado (Esta presión en México, D. F., es aproximadamente de 21 psig) Entre la chaqueta de vapor y la válvula reguladora, se coloca generalmente otra válvula de globo que interrumpe el suministro de vapor a la autoclave cuando es necesario, figura 1.97

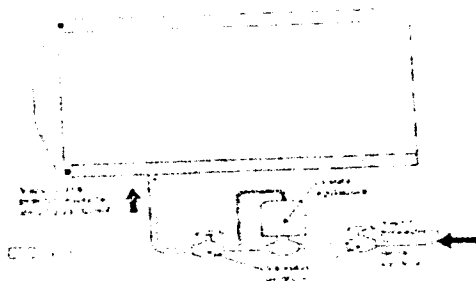


Figura 1.97

- C) Cuando entra el vapor a la chaqueta, es lógico suponer que ésta se encuentra a una temperatura menor que la de aquella, por lo tanto, el vapor habrá de ceder una cierta cantidad de calor a las paredes de la chaqueta antes de que la temperatura de ambos se iguale. Al suceder esto, se forma una cierta cantidad de agua condensada. Para obtener vapor puro en la chaqueta es indispensable expulsar primero el aire del interior, puesto que si bien el vapor saturado a 21 psig de presión, alcanza una temperatura de 121°C , la mezcla de aire y vapor, por su parte, no puede alcanzar la temperatura mencionada a esa presión. Para eliminar tanto el aire, como los condensados, que describimos arriba se utiliza una trampa termostática. Además, como el agua

condensada y el aire son más densos que el vapor, tendrán que acumularse en la parte inferior de la chaqueta, se inserta la trampa termostática. Para dar un desahogo correcto al aire y a los condensados, se da a la autoclave, en su instalación, una inclinación discreta (2 a 3°) que permite el flujo correcto de los condensados y el aire hacia la región anterior de la autoclave, tal como se muestra en la figura 1.98.

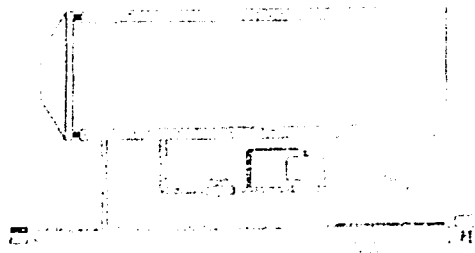


Figura 1.98

- D) Como es de suponerse, la esterilización no se efectúa en la chaqueta sino en la cámara de la autoclave: por tanto, en alguna forma debe pasar el vapor a la cámara, para iniciar el ciclo de esterilización. Se hace pasar de la chaqueta a la cámara, a través de la válvula como se indica en la figura 1.99, y sólo empieza el ciclo de esterilización cuando la cámara está ya totalmente llena de vapor saturado, a una temperatura mínima de 121° C.

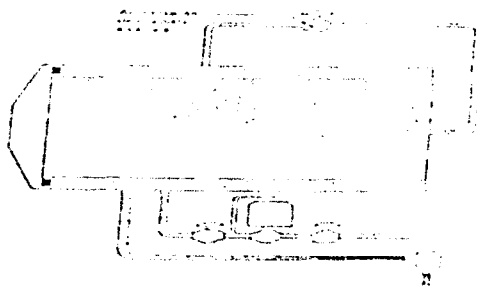


Figura 1.99

- E) Para llenar totalmente la cámara de vapor saturado, nos encontramos con un problema similar al enunciado antes, con respecto al aire y los condensados, aunque en este caso la dificultad es menor dado que para cuando pasa el vapor de la chaqueta a la cámara, esta última ha sido ya precalentada por la chaqueta, cuya misión es precisamente esa. Sin embargo, la cámara necesitará también, una trampa de vapor que le permita desalojar el aire y los condensados formados en su interior. En la línea que va de la cámara a la trampa termostática, se inserta un termómetro (figura 1.100) que marca la temperatura a que se encuentra el vapor del interior de la cámara y el cual es determinante para la iniciación del ciclo debido a que este no podrá comenzar hasta que la temperatura alcance los 121° C. Ambas trampas termostáticas, la de la cámara y la

de la chaqueta, funcionan no sólo durante el periodo de calentamiento del equipo, porque la pérdida de calor que se produce durante todo el tiempo que dura la esterilización, hace que se forme constantemente agua condensada.

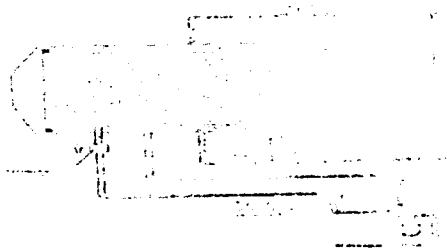


Figura 1 100

- F) Para expulsar el vapor de la cámara, cuando ha terminado el ciclo de esterilización, es necesario abrir una línea de vapor a la atmósfera a través de una válvula como la que se ve en la figura 1.101. Por esta línea, y por la presión interna de vapor (21 psig en el Distrito Federal), se desaloja toda la presión quedando la cámara a la presión atmosférica

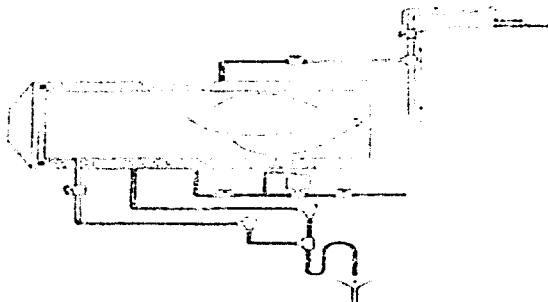


Figura 1 101

- G) Para la esterilización de ciertos materiales especialmente líquidos debe tenerse un cuidado extremo durante este ciclo de expulsión del vapor, porque puede suceder que por efecto de un descenso brusco en la presión, la rapidez excesiva del flujo ocasione que los líquidos esterilizados hiervan y se derramen. Como se recordará, el proceso de evaporación de un líquido generalmente conocido por hervor cuando presenta características muy energéticas, no depende sólo de la temperatura, sino también de la presión a que se encuentre sometido. Así un líquido cualquiera por ejemplo la leche, que en condiciones normales hierve a una temperatura de 90°C puede soportar sin hervir la temperatura de 121°C necesaria para la esterilización, siempre y cuando se encuentre a una presión de 21 psig, en el caso del Distrito Federal. Un abatimiento brusco de la presión, no significa forzosamente en un líquido esterilizado, un consecuente abatimiento brusco de la temperatura, y si la expulsión del vapor es demasiado rápida el líquido en cuestión tenderá, como ya se indicó, a hervir. A fin de dar solución a este problema, las autoclaves

cuentan con un ramal en el que existe un orificio estrecho que dificulta la salida del vapor para frenarlo (figura 1.102). Este ramal cuenta a su vez con una válvula que, en combinación con las demás, permite seleccionar la forma de expulsión de vapor adecuada al caso.

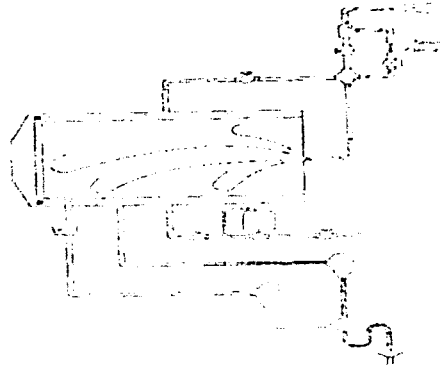


Figura 1.102

H) En la cámara una vez sin presión de vapor, quedan ciertos remanentes de humedad que es necesario eliminar. Esto se logra succionandolos por medio de algún dispositivo que crea presión negativa. En las autoclaves se usa, con este fin una boquilla convergente por la que sale el vapor procedente de la chaqueta. Si se cierra la válvula de comunicación de la chaqueta a la cámara, y se deja abierta la de expulsión a la vez que escapa el vapor de la válvula de expulsión de la chaqueta, este vapor al salir por la boquilla, dará la presión negativa necesaria para extraer la humedad de la cámara. Si se coloca una entrada de aire (con filtro adecuado de gérmenes) y una válvula check en el drenaje para evitar la entrada de aire contaminado a la cámara, la succión hará que entre a la autoclave un flujo de aire filtrado que secará la carga en pocos minutos, figura 1.103



Figura 1.103

Lo anterior completa un ciclo de esterilización de la manera siguiente:

- Se abre la válvula de admisión a la chaqueta, precalentando así la cámara (figura 1.104)
- Al terminar de salir el condensado y el aire de la chaqueta, se abre la válvula que comunica la chaqueta con la cámara permitiendo la entrada de vapor a la misma (figura 1.105)

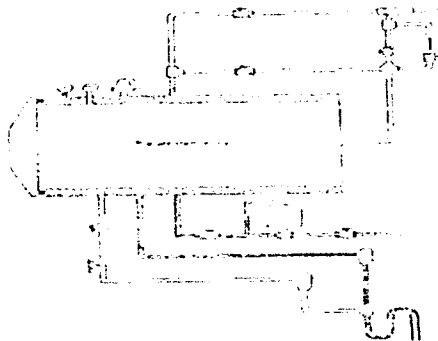


Figura 1.104

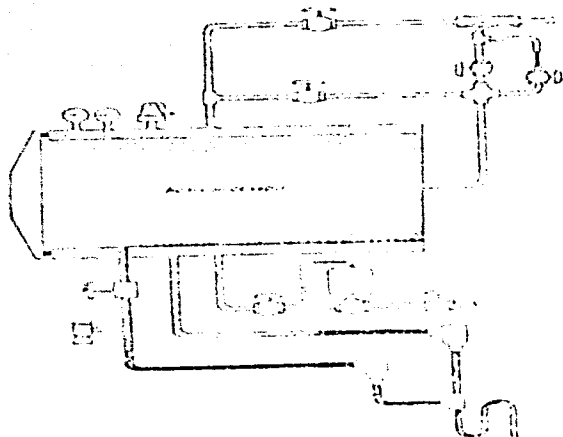


Figura 1.105

- Al terminar la salida del condensador y el aire de la cámara, por su drenaje respectivo, y marcar el termómetro 121°C, empieza el tiempo de esterilización, figura 1.106

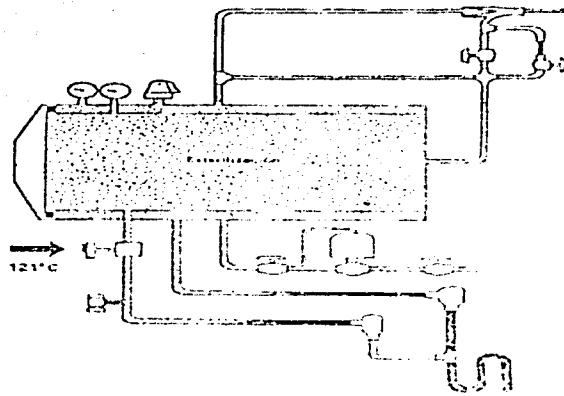


Figura 1.106

- Al terminar el ciclo de esterilización programado, debe expulsarse el vapor de acuerdo a las necesidades:
- ✦ Rápidamente, si se trata de abastecimientos quirúrgicos, figura 1 107

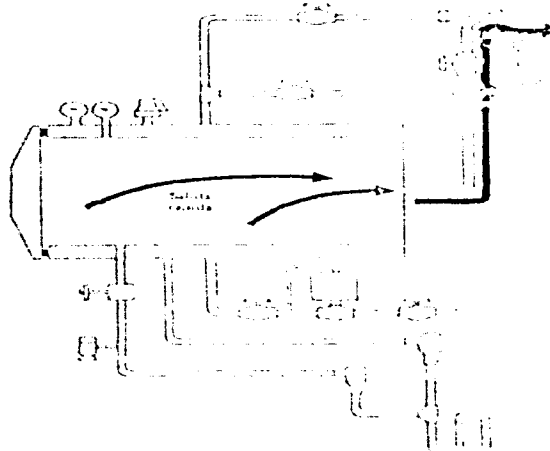


Figura 1.107

- ✦ Lentamente, si se trata de líquidos que como se mencionó anteriormente, hervirían y se derramarían al sufrir una rápida descompresión (figura 1 108). Esto se logra abriendo la válvula de expulsión adecuada, después de cerrar la válvula que comunica la chaqueta con la cámara

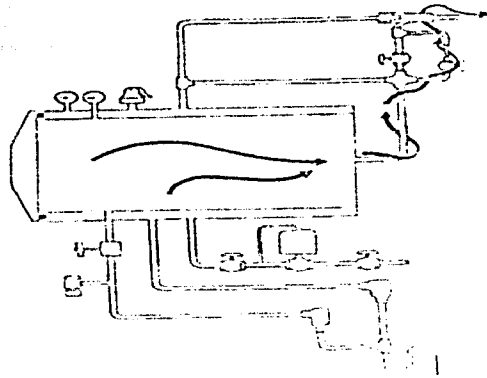


Figura 1 108

- A continuación se abre la válvula que comunica el vapor de la chaqueta con la boquilla convergente (y con la atmósfera) y se realiza el sacado por medio de succión en la cámara figura 1 109.

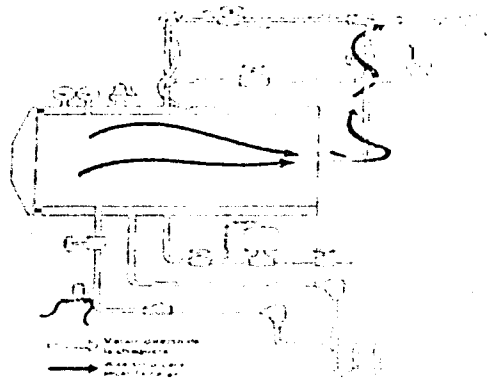


Figura 1 109

Como se observa, el manejo de la autoclave consiste en abrir y cerrar válvulas en secuencia ordenada y programada para obtener los resultados deseados (Este procedimiento causaba muchos problemas y accidentes al incurrir en equivocaciones, por lo que la técnica tuvo que buscar nuevas soluciones al problema desarrollando "válvulas múltiples")

En la figura 1 110 se muestra cómo funciona una válvula múltiple y aunque su construcción física dista mucho de parecerse al esquema presentado, para fines de comprensión de su funcionamiento

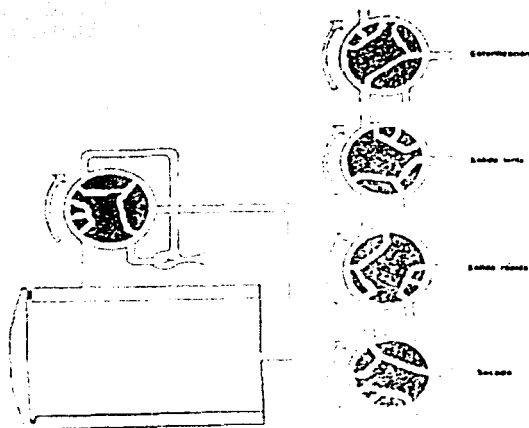


Figura 1.110

1.3.1.2 Esterilizadores a gas de óxido etilénico.

Una de las causas principales de contagio en los hospitales es el uso de utensilios, instrumentos sin esterilizar.

Para eliminar estos contagios es muy importante aplicar diferentes métodos y procesos de esterilización. Los utensilios a ser esterilizados, desde el punto de vista de sus materiales, textil, metálico, plástico, goma se ubican en una amplia escala, es por eso, que con un solo método de esterilización no se puede solucionar el proceso de esterilización.

En los hospitales y consultorios médicos generalmente utilizan la esterilización térmica, método bastante fiable y económico. Sin embargo, la esterilización con el calor húmedo y seco se puede utilizar solo en el caso de materiales no termosensibles. En la práctica médica se emplean cada vez más utensilios de plástico termosensible. Existen unos equipos que aplican uno de los métodos de esterilización en frío " la esterilización a gas de óxido de etileno "

El funcionamiento de los esterilizadores a gas se basa en el hecho de que la mezcla de gas de óxido de etileno y gas inerte que impide la explosión extermina a los microorganismos. La eficiencia de este método ha sido certificada también en el caso de bacteria, esporas, células de cultivo y virus.

Los parámetros determinantes de la eficiencia de la esterilización son:

- A) Temperatura de esterilización
- B) Humedad
- C) Concentración del gas de esterilización.
- D) Presión de la mezcla de gas.
- E) duración de esterilización.

Fuera de estos parámetros, de esterilización influye también en gran forma el grado de contaminación de los utensilios. La condición básica para la esterilización segura y libre de pirogenos de los utensilios (objetos) es la limpieza minuciosa de los instrumentos antes de la esterilización, la pre-esterilización, el empaque competente y el manejo correspondiente a la prescripción de los aparatos de esterilización a gas.

Los esterilizadores son aptos para la esterilización de instrumentos médicos y de los materiales que no tienen reacciones ácidas, ni básicas que pueden entrar en reacción con el óxido de etileno y en los cuales está asegurado que el óxido de etileno y la difusión de vapor de agua llegue a la superficie a esterilizar.

Principales posibilidades de aplicación

Este tipo de esterilización se usa en los hilos simétricos para suturar, objetos y piezas de goma y plástico fabricados para uso múltiple, así, como en las piezas (que entran en contacto directo con los enfermos) de los aparatos y equipos que se utilizan en el diagnóstico y terapia siempre y cuando el fabricante no prescriba otro método de esterilización especial, o en los casos que no excluyen el uso de óxido de etileno.

Los materiales y objetos esterilizados con gas de óxido de etileno no se pueden utilizar inmediatamente después de la esterilización, pues el gas residual absorbido por los objetos puede ser nocivo para el organismo vivo. Los objetos esterilizados deben ser ventilados por un tiempo relativamente largo. El tiempo de ventilación depende de la calidad del material.

Instrucciones del uso.

Es muy ventajoso el sistema de esterilización central pues aquí están garantizados conjuntamente las condiciones óptimas

- Condición ambiental
 - » Locales adecuados para el trabajo aséptico
 - » Centralización del transporte de los objetos esterilizados y a esterilizar
- Condiciones objetivas
 - » Esterilizadores bien mantenidos
 - » Selección de mueble adecuado
 - » Equipos auxiliares (utiles de limpieza y envase)
- Condiciones personales
 - » Personal debidamente capacitado y que participa constantemente en cursos de capacitación
 - » Mientras que los casos de objetos no termosensibles los esterilizadores de vapor y aire caliente son apropiados, en el caso de los objetos termosensibles el uso de los esterilizadores de gas es necesario
- Fase de trabajo
 - » Pre-tratamiento
 - » Limpieza
 - » Preparación embasamiento
 - » Esterilización
 - » Pos-tratamiento

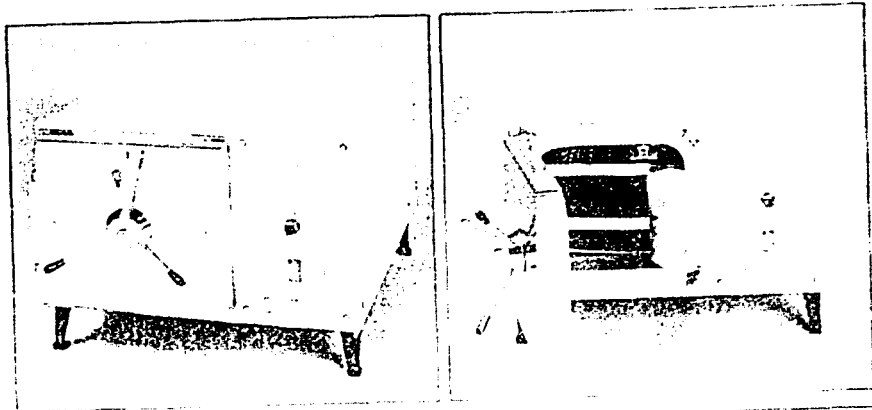


Figura 1.111

Esterilización.

La esterilización se debe de realizar de acuerdo con las prescripciones de uso del esterilizador a gas.

Post-tratamiento.

Los objetos y materiales esterilizados con gas no se pueden utilizar inmediatamente después de la esterilización, pues contienen cierta cantidad de óxido de etileno, lo cual, puede afectar el organismo vivo (dermatitis, necrosis de tejido, etc). Después de la esterilización, el óxido de etileno se aleja del objeto esterilizado en un tiempo determinado. El tiempo de ventilación necesario depende del contenido de este ligado, del modo de ventilación (al aire libre, con aire caliente o en vacío) y considerablemente del material del objeto.

- Ventilación en temperatura ambiente.
Realizar en un lugar separado, de buena ventilación, a 20° C de temperatura mínimo, el tiempo de ventilación es de 90 a 120 horas
- Alejamiento del gas de 52 - 55 ° C, con cambio de aire intensivo.
Realizarlo en el espacio de trabajo del esterilizador de circulación de aire caliente, a través de 72 - 90 horas.
- Alejamiento de gas a 52 - 55 ° C, en vacío de circulación
Realizarlo en cámara aeradora en vacío de 101 - 101.2 kPa (succión de 1 - 2 mmHg), con cambio de aire décuplo. Tiempo de ventilación, 48 - 72 horas

En el caso de algunos utensilios concretos, los siguientes tiempos de espera, son necesarios para que el contenido de óxido etileno residual disminuya por de bajo de los 100 ppm

Guantes de goma para cirugía	24 horas
Chupones de goma	24 horas
Catéter de goma	48 horas
Catéter Foley (látex)	72 horas
Catéter plástico	24 horas
Tubo narcotizador de goma estrificada	72 horas
Tubo Portex de PVC	120 horas

La ventilación de los productos arriba especificados ha sido realizado en temperatura ambiente 22°C.

Almacenamiento de los productos esterilizados.

El óxido de etileno es un gas venenoso, por eso esta estrictamente prohibido depositar los productos esterilizados en locales donde permanecen trabajadores, deben ser llevados inmediatamente a un aparato ventilador o a almacenes ventilados. Esta prohibido que en local de ventilación permanezca por mucho tiempo el personal

Descripción del funcionamiento.

Después del ajuste del tiempo de esterilización deseado El proceso de esterilización se puede arrancar por medio de un interruptor de accionamiento

El comando automático asegura:

- Temperatura optima en la cámara
- Pre-vacio
- Alimentación del gas de esterilización
- Cronometraje del tiempo de esterilización
- Evacuación del gas de esterilización.
- Post-vacio
- Enjuague a base de aire esterilizado

El comando automático interrumpe el proceso de esterilización en el caso de que los parámetros están inexactos

El gas de esterilización es una mezcla no inflamable y antiexplosiva de óxido de etileno y freon 12

El gas de esterilización se puede evacuar también de la cámara por modo natural, por medio de abrir la válvula correspondiente

La instalación de los aparatos debe realizarse en locales con un terreno mínimo de 40 m³ y de ventilación eficaz

El tubo de plástico del alejamiento del gas, se debe sacar hacia el exterior de modo, que ahí no ocasione accidentes, ni envenenamientos

CAPITULO 2

MEDICION Y AMPLIFICACIÓN DE SEÑALES

Las señales o parámetros que registran algunos de los equipos de diagnóstico (ECG, EEG, etc.), son muy pequeñas del orden de mV y μ V, por esta razón la obtención de estas no es sencilla se necesita una serie de procesos y elementos para la adquisición (electrodos, sensores y transductores), amplificación (amp. op. y amp. de instrumentación) y eliminación de ruido (filtros y retroalimentación), así como también el análisis del tipo de señal que se tiene en función del tiempo.

2.1 Tipos de señales.

Las señales pueden ser categorizadas en diferentes formas, pero una de las más fundamentales es de acuerdo al tiempo (la otra categoría está en el dominio de la frecuencia). Por lo tanto consideraremos señales de la siguiente forma $V = f(t)$ ó $i = f(t)$. Las señales en el dominio del tiempo incluyen señales de diferentes clases como estáticas, cuasi estáticas, periódicas, repetitivas, transitorias y al azar. Estas categorías tienen ciertas propiedades que pueden profundamente influir en el diseño de decisiones apropiadas.

- A) Señales estáticas y cuasi estáticas. Una señal estática (figura 2.1a) es por definición constante sobre todo un período largo de tiempo. Es una señal que esencialmente tiene el mismo nivel. Así que tiene que ser procesada por un circuito amplificador de baja derivación. El término cuasi estático significa casi inmutable, así que la señal cuasi estática (figura 2.1b) se refiere a una señal que tiene un ligero cambio a lo largo de un período muy largo de tiempo que posee más características que las señales estáticas y son más parecidas a las señales dinámicas.
- B) Señales periódicas. Una señal periódica (figura 2.1c) es aquella que se repite en un tiempo dado, una señal periódica incluye señales como: señales senoidales, señales triangulares, señales cuadradas, etc. La naturaleza de la forma de onda periódica es tal que esta forma de onda es idéntica a otras como puntos a largo de una línea de tiempo, en otras palabras, si se avanza a lo largo de una línea de tiempo de un período exacto (T). Entonces la polaridad de voltaje y dirección de los cambios de la forma de onda se repetirán, esto es, para una forma de onda de voltaje $V(t) = V(t + T)$.
- C) Señales repetitivas. Una señal repetitiva (figura 2.1d) es cuasi periódica y tiene alguna similitud a la forma de onda periódica. La principal diferencia entre las señales repetitivas y periódicas es vista comparando las señales de $f(t)$ y $f(t + T)$, donde T es el período de la señal. Esos puntos pueden no ser idénticos en la señal repetitiva pero son idénticos en la señal periódica. La señal repetitiva puede contener estas características estables o transitorias que varían de período a período. Un ejemplo de esto es la forma de onda de la presión arterial de un humano o la representación del voltaje que se obtiene de un transductor de presión sanguínea (figura 2.1d). Mientras que la forma de onda tiende a variar de un mínimo (diastólica) a un máximo (sistólica) en una manera casi periódica. Hay dos anomalías normales y patológicas de un ciclo a otro. Por ejemplo, la amplitud de la máxima y mínima, y el rango de repetición tiende a variar rápidamente en los latidos humanos. Por lo tanto, eventos como las contracciones ventriculares prematuras (PVC) son anomalías que pueden ser patológicas, entonces la señal repetitiva puede tener características de señales transitorias y periódicas.
- D) Señales transitorias. Una señal transitoria (figura 2.1e) es un evento de tiempo o evento periódico en el cual la duración del evento es muy corto comparado con el período de la forma de onda (figura 2.1f), donde vemos que $t_1 < t_2$ esta señal puede ser tratada como si fuera un transitorio.

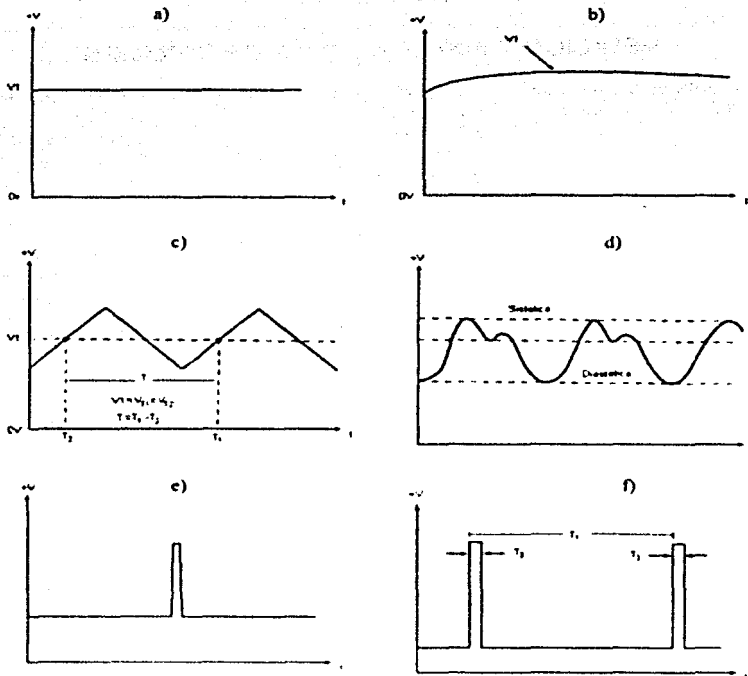


Figura 2.1 Tipos de señales (a) Señal estática (b) Señal Cuasi estática (c) Señal periódica (d) Señal repetitiva (e) Simple evento o señal transitoria (f) Repetitiva transitoria o señal cuasi transitoria

2.2 Adquisición de Señal.

Adquisición de Señal La mayoría de los instrumentos médicos son aparatos electrónicos y requieren una señal eléctrica como entrada. Cuando se requiere obtener alguna señal del cuerpo humano alguna forma de electrodo es usado entre el paciente y el instrumento. En otros casos un transductor es usado para convertir algunos parámetros físicos no eléctricos o estímulos tales como fuerza, presión o temperatura, en una señal eléctrica analógica proporcional al valor del parámetro del estímulo original.

2.2.1 Electrodo.

A) Electrodo para detección biofísica

Bioelectricidad es un fenómeno natural ocurrente que se incrementa debido al hecho de que organismos vivos están compuestos de iones en diferentes cantidades, conducción iónica es diferente de conducción electrónica la cual es quizá más familiar en la experiencia ordinaria de los ingenieros y

técnicos. Conducción iónica involucra la migración de los iones a través de una región donde la conducción electrónica involucra el flujo de electrones bajo la influencia de un campo eléctrico. En una solución electrolítica, los iones están disponibles fácilmente. Diferencias de potencial ocurren cuando la concentración de iones es diferente entre dos puntos.

Cuando se involucra más profundamente con conducción iónica, se encuentra muy pronto que es muy complejo, un fenómeno no lineal. Pero para aplicación de señal pequeña, donde fluye solo corrientes muy pequeñas el modelo es un flujo de corriente eléctrica entre dos puntos de potencial diferentes que es una aproximación de primer orden razonable. Los químicos encontrarían este modelo deficiente excepto en las clases más elementales, pero sus necesidades para entender son mayores que las de los especialistas en instrumentación. Se tiene que tener en cuenta no obstante que en situaciones en las que fluye una corriente substancial cambia la situación completamente, y es requerido un modelo mucho mayor.

Los bioelectrodos son una clase de sensores que traduce la conducción iónica a conducción eléctrica de esta forma la señal puede ser procesada en circuitos electrónicos. El propósito usual de los bioelectrodos es adquirir señales medicas bioeléctricas significantes tales como electrocardiogramas (ECG), electroencefalogramas (EEG) y electromiograma (EMG). Ejemplos clínicos y de investigación son encontrados fácilmente, aunque en muchos casos los dos son iguales. La mayoría de las señales bioeléctricas son adquiridas mediante uno de los tres electrodos: macro electrodos de superficie, macro electrodos indwelling y micro electrodos.

Aquí se discutirá la adquisición de biopotencial tratando con los tipos de electrodos utilizados comúnmente en instrumentación biomédica, esta será general y representativa.

B) Electrodos Médicos de Superficie

Los electrodos de superficie son aquellos que se colocan en contacto directo con la piel. En esta categoría hay ciertos electrodos de aguja.

Los electrodos de superficie (sin incluir los de aguja) varían en diámetro de 0.3 a 5 cm., la mayoría esta en el rango de 1 cm. La piel humana tiende a tener una impedancia muy alta comparada con otras fuentes de voltaje. La impedancia en piel normal vista por el electrodo varía de 0.5 k Ω para superficies de piel mojada hasta más de 20 k Ω para superficies de piel seca. Problemas en la piel tales como resequeadad excesiva, escamas o piel enferma puede tener impedancias en el rango de 500 k Ω . En algunos eventos debemos tratar a los electrodos de superficie como fuentes de voltaje de alta impedancia (este hecho influye seriamente en el diseño de circuitos de amplificadores de entrada biopotenciales. En la mayoría de los casos la regla para amplificadores de voltaje, es hacer la impedancia de entrada de los amplificadores cuando menos 10 veces la impedancia de la fuente. Para amplificadores biopotenciales este requerimiento debe ser de 5M Ω o más para la impedancia de entrada) valor fácilmente logrado utilizando amplificadores operacionales BiFET o BiMOS.

Electrodos médicos de superficie típicos:

Una variedad de electrodos han sido diseñados para la adquisición de señal biomédica de superficie. Quizá la forma de electrodo de electrocardiógrafo (ECG) más viejo en uso clínico es la variedad de correa (figura 2 2a) estos electrodos son platos de latón de una a dos pulgadas cuadradas que son sostenidos en una correa con una goma. Un gel conductor o una pasta son usados para reducir la impedancia entre el electrodo y la piel.

La forma de electrodo relacionado con ECG es el electrodo de succión de copa mostrado en la figura 2 2b. Este aparato es usado como electrodo de pecho para grabaciones de ECG de corto plazo.

Para grabación o monitoreo de largo plazo, como se realiza en monitoreo de pacientes hospitalizados en la sala de cuidados intensivos, el electrodo de columna es usado también.

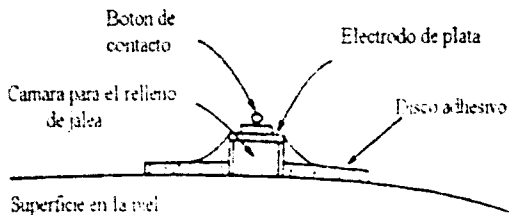
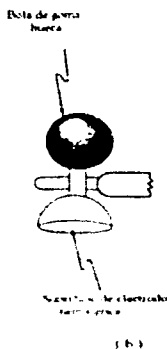
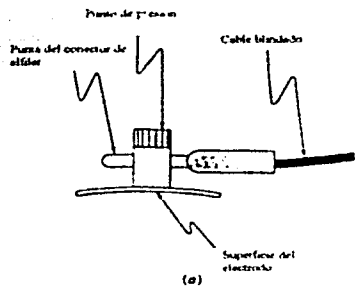


Figura 2 2

Figura 2 3

El electrodo típico de columna se muestra esquemáticamente en la figura 2.3. El electrodo consta de un botón metálico de contacto de Ag-AgCl en la parte superior de la columna hueca que es rellena con una pasta o un gel conductor. Este es ensamblado en un disco con recubrimiento de caucho.

El uso de un gel o pasta para rellenar la columna que sostiene el electrodo metálico fuera de la superficie reduce el movimiento. Esta es una razón por la cual el electrodo mostrado en la figura 2.9 es preferido para el monitoreo de pacientes hospitalizados.

Una forma convencional de electrodo de columna es utilizado algunas veces en situaciones de monitoreo el cual es conocido como electrodo triple de almohadilla. Estas almohadillas adhesivas tienen una superficie de 20 a 30 pulgadas cuadradas y contienen tres electrodos de ECG en un solo paquete. Aunque estos son muy buenos para monitoreo, en diagnóstico prefieren utilizar los electrodos tradicionales. El electrodo triple de almohadilla es una unidad de uso temporal que se desecha después de utilizarlo.

Problemas con electrodos de superficie.

Muchos problemas son asociados con todos los tipos de electrodos de superficie. Uno de los problemas con los electrodos de columna es que la superficie adherible puede no estar pegada por un periodo largo en superficies de piel mojada o húmeda. El usuario debe evitar colocar los electrodos

sobre superficies óseas. Usualmente las superficies carnosas del pecho y del abdomen son seleccionadas como sitios de electrodos. Varios hospitales tienen distintos protocolos para cambiar los electrodos, pero por lo general el electrodo es cambiado por lo menos cada 24 horas. En algunos hospitales las posiciones de los electrodos son movidas y son cambiados cada 8 horas para evitar daños en la piel en el sitio donde está colocado el electrodo.

No obstante todas las formas de electrodos pueden ser utilizadas en la grabación de corto plazo, para el monitoreo de largo plazo es un poco más difícil. Uno de los problemas más significativos es el movimiento de electrodo, el cual se genera por los movimientos del paciente y consiste en componentes eléctricos pequeños de señal bioeléctrica en los músculos esqueléticos del paciente y un componente grande por la interfase en el cambio entre el electrodo y la piel. Este efecto se incrementa conforme pasa el tiempo y la pasta o gel se secan.

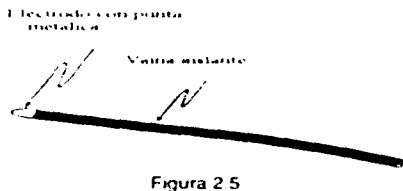
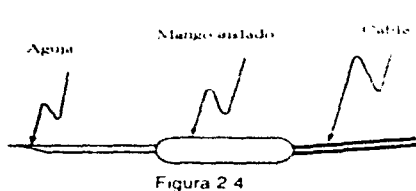
Para grabaciones de corto plazo movimiento del electrodo es de poca importancia puesto que los pacientes pueden estar quietos el tiempo necesario para la adquisición de las señales. Pero en unidades intensivas y cuidado coronario es necesario hacerlas a largo plazo y el problema se vuelve mayor. El problema que resulta por el deslizamiento del electrodo se ve reflejado en la consistencia de la pasta y modifica la impedancia y en el potencial de offset. El efecto externo que afecta la grabación puede ocultar la señal real o puede ser interpretado como un evento bioeléctrico. Los médicos pueden reconocer este tipo de influencia en la señal.

Muchos intentos han sido hechos para eliminar este problema se aseguran de que el electrodo se sujete mejor a la piel del paciente. Algunas veces se utiliza cinta adhesiva para asegurar el electrodo en el lugar correcto, y aunque esto funciona durante un tiempo es inevitable que el electrodo se separe de la piel, en una o dos horas.

Otra solución es utilizar electrodos de superficie áspera que son colocados debajo de la piel. Pero estos electrodos son incómodos para el paciente, y no eliminan el problema completamente. Este tipo de problemas por el movimiento es muy severo en pruebas de estrés de laboratorio.

C) Electrodos de aguja

Este tipo de electrodo es insertado debajo de la piel. Este electrodo se muestra en la figura 2.4 es insertado en ángulo oblicuo. El electrodo de aguja es utilizado especialmente en pacientes anestesiados y en algunas situaciones veterinarias. Con este tipo de electrodos están latentes las infecciones, por lo que la mayoría de las veces solo es utilizado una vez y se desecha, algunos otros son esterilizados.



D) Electrodos de morada interna:

Estos electrodos son insertados dentro del cuerpo, no se deben confundir con los electrodos de aguja que son insertados inmediatamente debajo de la piel. El electrodo de morada interna es un contacto metálico diminuto colocado al final de un catéter largo (figura 2.5). En una aplicación el electrodo es insertado en las venas del paciente (usualmente en el brazo derecho) del lado derecho del corazón para medir la forma de onda en un ECG intracardiaco.

Ciertas señales de amplitud baja o de alta frecuencia solo son visibles con este tipo de electrodo.

E) Electrodo para electroencefalógrafo (EEG)

El cerebro produce señales bioeléctricas que pueden ser adquiridas mediante electrodos de superficie adheridos al cuero cabelludo. Este electrodo será conectado a un amplificador del encefalógrafo (EEG) el cual mandará la señal a un osciloscopio o a una grabadora.

El electrodo típico de EEG puede ser de aguja, pero en la mayoría de los casos esta hecho de un disco cóncavo de oro o plata de 1 cm de diametro. El electrodo de disco es adherido con una pasta gruesa de alta conductividad, o por una cinta adherible en ciertas aplicaciones de monitoreo.

2.2.2. Sensores

Un sensor es un dispositivo que, a partir de la energía del medio donde se mide, da una señal de salida transducible que es función de la variable medida.

Sensor y transductor se emplean a veces como sinónimos, pero sensor sugiere un significado más extenso, la ampliación de los sentidos para adquirir un conocimiento de cantidades físicas que, por su naturaleza o tamaño, no pueden ser percibidas directamente por los sentidos. Transductor, en cambio, sugiere que la señal de entrada y la de salida no deben ser homogéneas, figura 2.6.

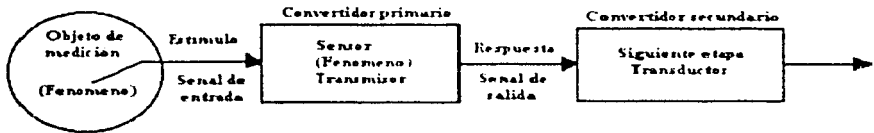
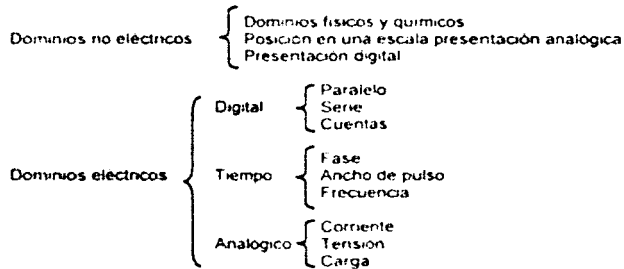


Figura 2.6

Sensores primarios

Los sensores primarios son los dispositivos que permiten obtener una señal transducible a partir de la magnitud física a medir. Desde el punto de vista del dominio de información (Clasificación 2.1), pueden contemplarse como elementos cuya entrada y salida pertenecen ambas al dominio «físico», mientras que los sensores electrónicos operan sobre su salida para hacer el paso al dominio eléctrico.



Clasificación 2.1 Dominios de datos

Cuadro 2.1 Factores a considerar en la elección de un sensor.

Magnitud a medir

- Margen de medida
- Resolución
- Exactitud deseada
- Estabilidad
- Ancho de banda
- Tiempo de respuesta
- Límites absolutos posibles de la magnitud a medir
- Magnitudes interferentes

Características de alimentación

- Tensión
- Corriente
- Potencia disponible
- Frecuencia (si alterna)
- Estabilidad

Características de salida

- Sensibilidad
- Tipo: tensión, corriente, frecuencia
- Forma señal: unipolar, flotante, diferencial
- Impedancia
- Destino: presentación analógica
conversión digital
telemedida: ¿tipo?

Características ambientales

- Margen de temperaturas
- Humedad
- Vibraciones
- Agentes químicos
- ¿Atmósfera explosiva?
- Entorno electromagnético

Otros factores

- Peso
- Dimensiones
- Vida media
- Coste de adquisición
- Disponibilidad
- Tiempo de instalación

- Longitud de cable necesaria
- Tipo de conector
- Situación en caso de fallo
- Coste de verificación
- Coste de mantenimiento
- Coste de sustitución

2.2.2.1 Sensores activos y sensores pasivos

Un punto de interés es la discusión encontrada de los sensores biomédicos en la distinción entre los sensores activos y pasivos. Se adoptará la forma que es usada por la mayoría de las personas en el campo de los instrumentos médicos que también es de uso en otras áreas de electrónica.

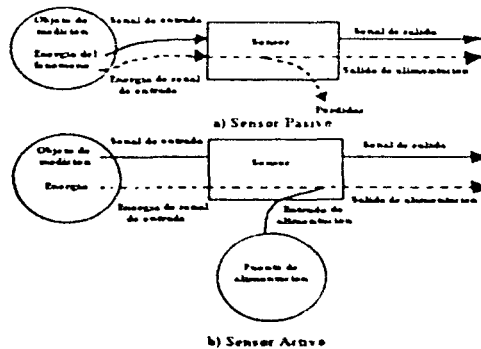


Figura 2.7

Un sensor activo requiere una fuente eléctrica externa de ac o dc para energizar el dispositivo. Un ejemplo es el sensor de esfuerzo resistivo de la presión de la sangre que requiere una fuente regulada de +7.5 dc para poder operar. Sin este potencial de la excitación externa, no hay ningún rendimiento del sensor.

Un sensor pasivo, por otro lado, proporciona su propia energía o deriva su energía del fenómeno que es medido. figura 2.7.

2.2.2.2 Sensores de presión.

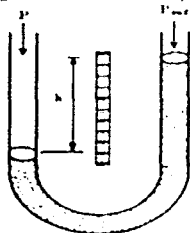
La medida de presiones en líquidos o gases es una de las más frecuentes, particularmente en control de procesos (equipos de primer contacto como el esfigmomanómetro). La presión es una fuerza por unidad de superficie, y para su medida se procede bien a su comparación con otra fuerza conocida, bien a la detección de su efecto sobre un elemento elástico (medidas por deflexión). En el cuadro 2.2 se recogen algunas de las alternativas posibles.

En los manómetros de columna de líquido, como el tubo en U de la figura 2.8, el resultado de la comparación de la presión a medir, y una presión de referencia, si se desprecian efectos secundarios, es una diferencia de nivel de líquido h .

$$h = \frac{P - P_{ref}}{\rho g}$$

Donde ρ es la densidad del líquido y g la aceleración de la gravedad. Un sensor de nivel (fotoeléctrico, flotador, etc.) permite entonces obtener una señal eléctrica.

Al aplicar una presión a un elemento elástico éste se deforma hasta el punto en que las tensiones internas igualan la presión aplicada. Según sean el material y la geometría empleados, el desplazamiento o deformación resultantes son más o menos amplios, pudiéndose aplicar luego unos u otros sensores (cuadro 2.2). Los dispositivos utilizados derivan bien del tubo Bourdon, bien del diafragma empotrado o sujeto por sus bordes.



Manómetro en U. El líquido debe ser compatible con el fluido cuya presión se desea medir, y el tubo debe soportar los esfuerzos mecánicos a que queda sometido.

Figura 2.8

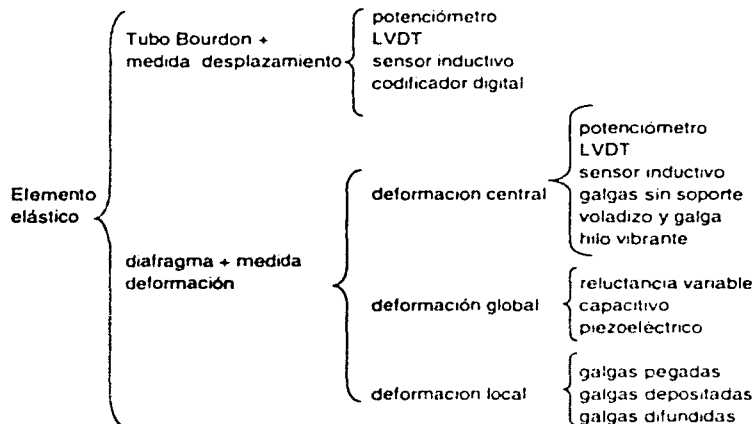


Distintas formas de los tubos de Bourdon.

Figura 2.9

El tubo Bourdon, desarrollado por Eugene Bourdon en 1849, consiste en un tubo metálico de sección transversal no circular, obtenido a base de aplanar un tubo de sección circular, que tiende a recuperar dicha forma cuando se aplica una diferencia de presión entre el interior y el exterior. Si se cierra el tubo por un extremo y se empotra rigidamente el otro, esta tendencia a recuperar la sección transversal provoca un desplazamiento del extremo libre (figura 2.9). Aunque este desplazamiento no es lineal en todo su margen, sí lo es en márgenes pequeños. Las configuraciones que ofrecen mayores desplazamientos tienen la contrapartida de una mayor longitud, lo que les confiere baja

respuesta en frecuencia. Para la obtención de una señal eléctrica se acude a diversos sensores de desplazamiento. Un diafragma es una placa circular flexible que consiste en una membrana tensa o una lámina empotrada que se deforma bajo la acción de la presión o diferencia de presiones a medir. La transducción se realiza entonces detectando el desplazamiento del punto central del diafragma, su deformación global o la deformación local.



Cuadro 2.2 Algunas alternativas para la medida de presiones en el margen habitual.

2.2.2.3 Sensores de flujo y caudal.

Se denomina flujo (en inglés, -flow-) al movimiento de fluidos por canales o conductos abiertos o cerrados. El caudal (en inglés, -flow rate-) es la cantidad de material, en peso o volumen, que fluye por unidad de tiempo. Las medidas de caudal están presentes en todos los procesos de transporte de materia y energía mediante fluidos, bien sea para control de dichos procesos o como simple indicación, bien con la finalidad de determinar tarifas, como sucede en los casos del agua, gas, gasolina, o crudos, entre otros.

La mayoría de los caudalímetros se basan en métodos de medida indirectos y, en particular, en la detección de diferencias de presión provocadas por la inserción de un elemento en el conducto donde se desea medir.

Se denomina flujo viscoso o laminar al de un fluido a lo largo de un conducto recto, con paredes lisas y sección transversal uniforme, donde la trayectoria de cada una de las partículas es paralela a las paredes del tubo y con la misma dirección. Por contra, se habla de flujo turbulento cuando algunas de las partículas del fluido poseen componentes de velocidad longitudinal y transversal, y aparecen remolinos o torbellinos.

Para un fluido incompresible, en el que la gravedad sea la única fuerza interna, por ejemplo sin rozamientos, que fluya en régimen estacionario y sin que entre ni salga calor de él, se cumple el teorema de Bernoulli. Según este, todo cambio de velocidad provoca un cambio de sentido opuesto en la presión, cambio que es igual al que experimenta la energía cinética de la unidad de volumen, sumado a cualquier cambio debido a diferencia de nivel.

2.2.3 Transductores.

Se denomina transductor, en general, a todo dispositivo que convierte una señal de una forma física en una señal correspondiente pero de otra forma física distinta. Es, por tanto, un dispositivo que convierte un tipo de energía en otro. Esto significa que la señal de entrada es siempre una energía o potencia, pero al medir, una de las componentes de la señal suele ser tan pequeña que puede despreciarse, y se interpreta que se mide sólo la otra componente.

Al medir una fuerza, por ejemplo, se supone que el desplazamiento del transductor es despreciable, es decir, que no se «carga» al sistema, ya que de lo contrario podría suceder que éste fuera incapaz de aportar la energía necesaria para el desplazamiento. Pero en la transducción siempre se extrae una cierta energía del sistema donde se mide, por lo que es importante garantizar que esto no lo perturba.

Dado que hay seis tipos de señales mecánicas, térmicas, magnéticas, eléctricas, ópticas y moleculares (químicas), cualquier dispositivo que convierta una señal de un tipo en una señal de otro tipo debería considerarse un transductor, y la señal de salida podría ser de cualquier forma física. En la práctica, no obstante, se consideran transductores a aquellos que ofrecen una señal de salida eléctrica. Ello se debe al interés de ese tipo de señales en la mayoría de procesos de medida. Los sistemas de medida electrónicos ofrecen, entre otras, las siguientes ventajas:

- A) Debido a la estructura electrónica de la materia, cualquier variación de un parámetro no eléctrico de un material viene acompañada por la variación de un parámetro eléctrico. Eligiendo el material adecuado, esto permite realizar transductores con salida eléctrica para cualquier magnitud física no eléctrica.
- B) Dado que en el proceso de medida no conviene extraer energía del sistema donde se mide, lo mejor es amplificar la señal de salida del transductor. Con amplificadores electrónicos se pueden obtener fácilmente ganancias de potencia de 10^{10} en una sola etapa, a baja frecuencia.
- C) Además de la amplificación, hay una gran variedad de recursos, en forma de circuitos integrados, para acondicionar o modificar las señales eléctricas, incluso hay transductores que incorporan físicamente en un mismo encapsulado parte de estos recursos.
- D) Existen también numerosos recursos para presentar o registrar información si se hace electrónicamente, pudiéndose manejar no sólo datos numéricos, sino también textos, gráficos y diagramas.
- E) La transmisión de señales eléctricas es más versátil que la de señales mecánicas, hidráulicas o neumáticas, y si bien no hay que olvidar que éstas pueden ser más convenientes en determinadas circunstancias, como pueden ser la presencia de radiaciones ionizantes o atmósferas explosivas, en muchos casos estos sistemas han sido sustituidos por otros eléctricos.

2.2.3.1 Tipos de transductores.

- **El transductor de resistencia variable.**

El transductor de resistencia variable es un dispositivo muy común que puede construirse utilizando un contacto móvil en un alambre deslizante, un contacto móvil en una bobina de alambre mediante un movimiento lineal o angular, o un contacto con un desplazamiento angular en un conductor sólido, por ejemplo una pieza de grafito. El dispositivo también se llama potenciómetro, el costo puede variar desde uno muy bajo para un potenciómetro simple usado como control de volumen en un circuito de radio, hasta uno muy alto para un dispositivo de presión usado para trabajos exactos en laboratorios. El transductor de resistencia variable es fundamentalmente un dispositivo que convierte el desplazamiento lineal o angular en una señal eléctrica, utilizados en el control de velocidad en centrifugas.

• El transformador diferencial (LVDT).

La figura 2.10 muestra un diagrama de un transformador diferencial. Se colocan tres bobinas en un arreglo lineal, como se ilustra, con un núcleo magnético que puede moverse con libertad dentro de las bobinas. Se aplica un voltaje alterno de entrada en la bobina central, y el voltaje de salida de las dos bobinas de los extremos depende del acoplamiento magnético entre el núcleo y las bobinas.

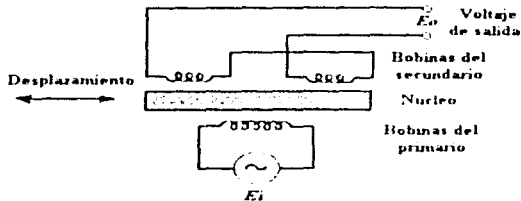


Diagrama de un transformador diferencial.

Figura 2.10

Este acoplamiento depende, a su vez, de la posición del núcleo, por lo tanto, el voltaje de salida del dispositivo es una indicación del desplazamiento del núcleo. En tanto el núcleo permanezca cerca del centro la salida es bastante lineal, como se indica en la figura 2.11. La gama lineal de los transformadores diferenciales comerciales se especifica con claridad y los dispositivos rara vez se usan fuera de esta gama. Cuando se opera en la gama lineal, el dispositivo se denomina transformador lineal diferencial variable (LVDT). En las cercanías de la posición nula se encuentra una condición ligeramente no lineal, como se ilustra en la figura 2.12. Puede observarse que la figura 2.11 considera la relación de fases del voltaje de salida, en tanto que la gráfica "V" de la figura 2.12 indica la magnitud absoluta de la salida. Hay un corrimiento de fase de 180° de un lado de la posición nula a la otra.

Las características de inercia del dispositivo limitan la respuesta de frecuencia de los LVDT. En general, la frecuencia del voltaje aplicado debe ser diez veces la respuesta de frecuencia deseada.

Se fabrican LVDT comerciales en una amplia gama de tamaños y se usan para mediciones de desplazamiento en varias aplicaciones dentro del equipo médico se encuentran en los nebulizadores. Las mediciones de fuerza y presión también pueden realizarse.

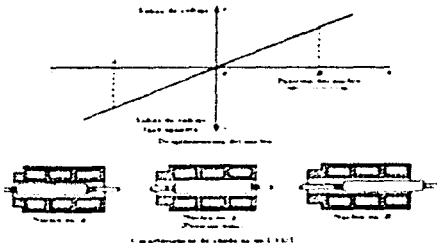


Figura 2.11

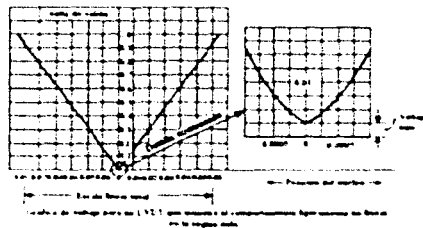


Figura 2.12

- **Transductores piezoeléctricos.**

Considérese el arreglo mostrado en la figura 2.13. Se coloca un cristal piezoeléctrico entre los dos electrodos de placa. Cuando se aplica una fuerza a las placas, se produce un esfuerzo en el cristal y una deformación correspondiente. En ciertos cristales, esta deformación produce una diferencia de potencial en la superficie del cristal que es el efecto piezoeléctrico. La carga inducida en el cristal es proporcional a la fuerza impresa y es dada por:

$$Q = dF$$

Donde Q está en coulombs, F en newtons, y la constante de proporcionalidad d se denomina constante piezoeléctrica. El voltaje de salida del cristal es dado por

$$E = gtp$$

Donde t es el espesor del cristal en metros, p la presión aplicada en newtons por metro cuadrado y g la sensibilidad de voltaje que está dada por

$$g = \frac{d}{\epsilon}$$

La salida de voltaje depende de la dirección de corte de la tableta de cristal con respecto a los ejes del cristal. Los cristales piezoeléctricos también pueden someterse a varios tipos de esfuerzos cortantes en lugar del esfuerzo de compresión simple mostrado en la figura 2.36, pero el voltaje de salida es una función compleja de la orientación exacta del cristal. Los cristales piezoeléctricos se usan mucho como transductores de presión de bajo costo para las mediciones dinámicas y es común usarlos como fonocaptadores en sistemas de sonido y ultrasonido.

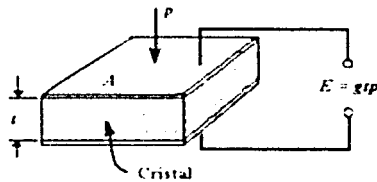
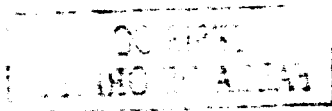


Figura 2.13

- **Transductores digitales de desplazamiento.**

Un transductor digital de desplazamiento puede usarse para mediciones angulares y lineales. La figura 2.14 muestra un dispositivo de medición angular, conforme gira la rueda, la luz de la fuente en forma alternativa se transmite y se detiene con lo cual somete la señal digital al fotodetector. La señal se amplifica entonces y se envía a un contador. El número de conteos es proporcional al desplazamiento angular, la frecuencia de la señal es proporcional a la velocidad angular. La sensibilidad del dispositivo puede mejorarse aumentando el número de cortes.

En la figura 2.15 se muestra un transductor lineal que opera bajo el principio de reflexión. Se instalan pequeñas cintas reflectoras en el dispositivo móvil, con lo cual la luz de la fuente se refleja de manera alternativa y se absorbe con movimiento lineal, presentando por lo tanto una señal digital al fotodetector. Al realizarse la calibración con un estándar de desplazamiento conocido, la lectura es la misma como en el instrumento angular.



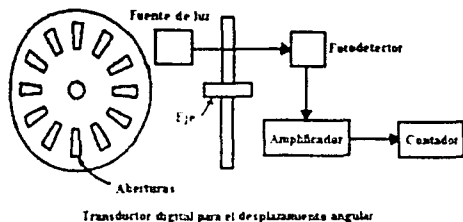


Figura 2.14

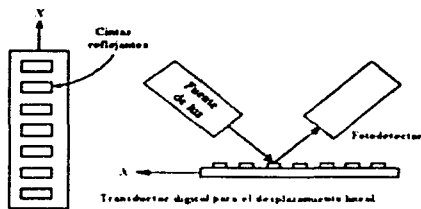


Figura 2.15

2.3 Amplificación de la señal.

El amplificador usado para sistemas biopotenciales son llamados amplificadores bioeléctricos pero esta designación se aplica a un gran número de amplificadores diferentes.

La ganancia de un amplificador puede ser baja, media o alta. Generalmente algunos amplificadores son acoplados en ac, mientras otros lo son en dc. La respuesta de frecuencia de los amplificadores típicos puede llegar a estar arriba de 100 kHz en dc (o cerca de los 0.05 Hz en dc).

El acoplamiento de dc es necesario cuando las señales de entrada de dc son claras o tienen cambios muy pequeños. Pero en frecuencias tan bajas como 0.05 Hz, el acoplamiento de ac puede ser usado en lugar de dc. La razón de esto es controlar la potencia de offset en el electrodo. En un amplificador de electrocardiograma (ECG) frecuencias tan bajas como 0.05 Hz pueden ser procesadas. Pero la conexión de un electrodo en la piel produce un potencial de offset (dc) que puede interferir con la señal del ECG. El amplificador, la mayoría de veces es acoplado en ac, para el bloque de dc la señal de entrada de offset todavía tiene una respuesta de frecuencia baja de 0.05 Hz en un orden exacto que produce un electrocardiograma del paciente de la forma de onda.

La respuesta de frecuencia alta es la frecuencia en la cual la ganancia de 3dB abajo está valuado en frecuencia intermedia. En algunos casos el punto 3dB de frecuencia alta puede ser una frecuencia tan baja como 30 Hz. Pero la mayoría de los casos es de 10 kHz. En modelos especiales usan un proceso específico en las formas de ondas, puede tener una respuesta particular. Los amplificadores ECG, generalmente tienen una respuesta de frecuencia de 0.05 a 100 Hz.

Generalmente pocos amplificadores tienen ajuste en la respuesta de frecuencia y son estos usados para un rango amplio de aplicaciones. En general, esto es correcto, para uso solamente de respuesta de frecuencia mínima se requiere asegurar una buena reproducción de la forma de onda de la entrada.

Los amplificadores con ganancia baja están dados por los factores de $\times 1$ y $\times 10$. La ganancia unitaria ($\times 1$) de los amplificadores es usada para acoplar, como buffer de corriente y posiblemente la transformación de la impedancia entre la señal de la fuente y la lectura de salida del equipo. Los amplificadores de ganancia baja son usados generalmente para la acción de medir potencias y otros, relativamente para eventos de alta amplitud bioeléctrica.

Los amplificadores de ganancia media, están dados por los factores entre $\times 10$ y $\times 1000$ y son usados para la grabación de las formas de ondas del ECG, potencias de músculos y otros.

Los de alta ganancia o amplificadores de nivel de baja señal tienen factores de ganancia arriba de $\times 1000$, algunos teniendo factores de ganancia como $\times 1000000$. Este tipo de amplificadores son usados en mediciones muy sensibles, tal como la grabación de los potenciales del cerebro (EEG)

Dos importantes parámetros de amplificadores, especialmente en los de ganancia alta y media, son el ruido y distorsión es el cambio del voltaje de la señal de onda debido a los cambios de temperatura (en cierta forma a los cambios de la señal de entrada). El ruido en este caso, normalmente es el ruido térmico generado en resistencias y semiconductores. Un buen diseño en la selección de componentes reduce estos problemas para un nivel legible en equipo moderno.

En los tres casos de amplificadores bioeléctricos tienen en su mayoría una impedancia de entrada muy alta. Este requerimiento es muy común entre todos los amplificadores bioeléctricos, porque la mayoría de la señal bioeléctrica de la fuente exhibe una alta impedancia. La mayoría de las fuentes bioeléctricas tienen una impedancia entre 10^3 y $10^6 \Omega$ y en diseños ordinarios prácticos de un amplificador la impedancia de entrada que es más pequeña en el orden de la magnitud tan alta de la impedancia de la fuente. Los mosfet y FET son semiconductores para amplificar (amplificadores operacionales), tienen una impedancia de entrada del orden de $10^{12} \Omega$.

Las propiedades de un circuito integrado (IC) amplificador operacional hace especialmente un buen equipo como amplificador eléctrico.

2.3.1 Los amplificadores operacionales.

El amplificador operacional es un producto que actúa de una manera única. Las propiedades del circuito contenidas en un amplificador operacional son determinadas por las propiedades de la retroalimentación negativa. Para la configuración de circuitos elementales de amplificadores de voltaje, necesitamos las propiedades básicas del componente, ley de Ohm y leyes de Kirchoff, para derivar la transferencia de las ecuaciones.

Los amplificadores operacionales comercialmente son obtenibles claramente desde 1950 y los circuitos integrados desde mediados de los años 60.

El símbolo para el circuito de un amplificador operacional está mostrado en la figura 2.16. La mayoría de los amplificadores opera en los cuatro cuadrantes, así la onda de la terminal de salida puede ser positiva o negativa. Por esta razón la alimentación en la mayoría de veces es bipolar esto es que la mayoría consiste de dos alimentaciones, una positiva con respecto a tierra y la segunda negativa respecto a tierra, como la fuente de alimentación mostrada en la figura 2.17 que tiene dos baterías.

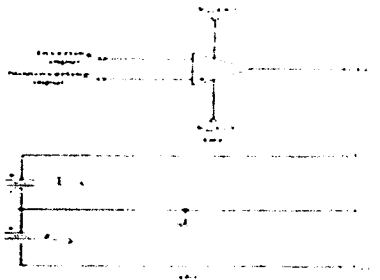


Figura 2.16 Amplificador Operacional (a) símbolo Del circuito (b) configuración de la fuente de poder

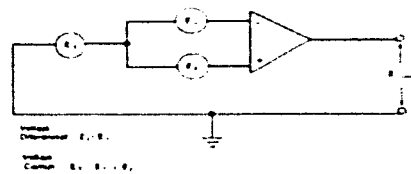


Figura 2.17 Fuentes de la señal

El amplificador operacional tiene dos entradas la inversora y la no inversora. Estas son indicadas por los signos (-) y (+) respectivamente.

La entrada inversora produce una señal de salida que esta 180° fuera de fase con la señal de entrada. Esto se llama inversión de la señal. La entrada no inversora produce una señal de salida que esta en fase con la señal de entrada. Ambas entradas producen ganancia, concluimos que son iguales respectivamente, pero opuestas en el efecto de la fase de salida.

Las variaciones de la señal de voltaje pueden afectar la terminal de salida del amplificador operacional como se muestra en la figura 2.49. E1 es aplicada en la entrada inversora. Mientras E2 es aplicada en la entrada no inversora tan grande E1 como E2, que no son iguales y de la misma polaridad el amplificador operacional puede ver en la entrada la diferencia de voltajes, consistiendo de $E_2 - E_1$. La salida de voltaje puede ser proporcional a la ganancia del estado y la diferencia entre E1 y E2.

Las señales de voltajes del modo común son ambas entradas comunes a E3, donde E1 y E2 son de igual magnitud y tienen la misma polaridad. En situaciones de modo comun la diferencia de voltaje entre la entrada es cero así la salida es cero.

La relacion de rechazo de modo comun (CMRR). De un amplificador operacional es una expresión que algunos dan las aproximaciones de la situación del componente en el cual la señal del modo comun no tiene efecto en la salida de voltaje

Las propiedades ideales de los amplificadores operacionales.

Podemos analizar a los amplificadores operacionales por las propiedades ideales siguientes:

Ganancia de voltaje de lazo abierto infinita ($A_{vol} = \infty$)

Impedancia de salida cero ($Z_o = 0$)

Impedancia de entrada infinita ($Z_i = \infty$).

Respuesta de frecuencia infinita

Contribución de ruido cero

Ambas entradas siguen cada una los circuitos con retroalimentación. Esto es, un circuito con retroalimentación negativa, aplicando un voltaje, la entrada permite tratar a la otra entrada como si fuera el mismo potencial

Ganancia de voltaje infinita de lazo abierto (A_{vol}), de un circuito amplificador es la ganancia sin ninguna retroalimentación. En un amplificador operacional ideal esta ganancia está definida como infinita

La impedancia de salida cero $Z_o = 0$ implica que la salida de la fuente de voltaje es ideal

La impedancia de entrada infinita $Z_i = \infty$, nos dice que ninguna de las terminales de entrada, no permite ninguna fuente de corriente, ni ningún circuito de carga para el cual estan conectados

La mayoría de circuitos comunes de amplificador bioeléctrico de transimpedancia son amplificadores de foto diodo En la figura 2.18 mostramos un circuito real comercial obtenible con amplificador operacional "luz a voltaje". Notamos que la configuración es un inversor. La luz reflejada en el fotodiodo produce una corriente la cual fluye entre la unión de suma y la resistencia de retroalimentación (10.000 Ω . circuito fotodetector de alta sensibilidad) Recordemos que ignoramos los errores, el voltaje a través del resistor de retroalimentación es igual al voltaje de salida. Una señal de luz de entrada de 0.002 μ W puede dar una salida de 10 V porque la ganancia total es $5 \times 1000 \mu$ V/W. La salida de un amplificador operacional analógico puede ser digitalizada a través de un convertidor analógico - digital y usando un registro exacto de intensidad de luz. Notamos que 10,000 M Ω esta puesta de la entrada positiva a tierra

Esto nos permite cancelar el error de offset causado por la corriente de bias desde la corriente de bias + y -, que son casi iguales. Otro error mayor es el pico de ganancia causado por la capacitancia del diodo. Para minimizar esta, se coloca un capacitor de 1pF en el lazo de retroalimentación.

La primera se muestra en la figura 2.55 vemos la hoja de datos de un producto típico de la curva de la corriente de bias incrementándose con la temperatura.

La segunda es el alto ruido debido a una alta resistencia de entrada figura 2.20. Este ruido tiene 3 partes (1) el ruido de voltaje, (2) el ruido de corriente del amplificador de la resistencia de la fuente y (3) ruido de resistores. La tercera es el ruido de pico.

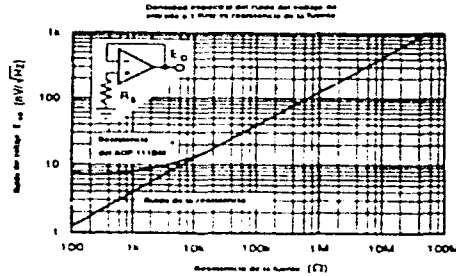


Figura 2 20

- Filtro de segundo orden utilizando un amplificador operacional se pueden realizar en circuitos inversores y no inversores. En la figura 2.21 se muestra un filtro paso bajas a una frecuencia de 0.6 Hz. Este filtro es usado generalmente para reducir el ancho de banda o ruido blanco del amplificador operacional y el ruido EMI de la línea de 60 Hz, este ruido puede ser atenuado hasta -80 dB en 60 Hz en la salida y puede ser 10,000 veces mas pequeño que en la entrada y esto es importante para la medicion tal como el pH.

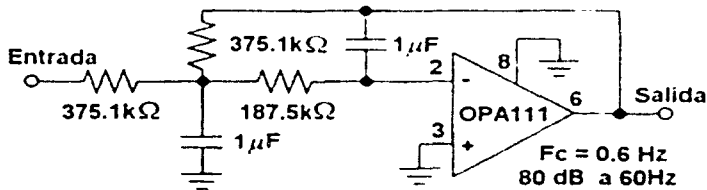


Figura 2 21 Filtro paso bajas 0.6 Hz

- Existen circuitos no inversores de segundo orden como el mostrado en la figura 2.22, es un filtro paso bajas, la frecuencia de corte de 10 kHz es usado en ECG, circuitos para filtrar la interferencia de salida de un equipo de electrocirugia, en frecuencias contenidas cerca de 500 KHz. La razón de 10 kHz es usada para tener una buena atenuación de las frecuencias altas, el cual evita el disturbio de la fase en el ancho de banda actual de 100 Hz de la señal de ECG.

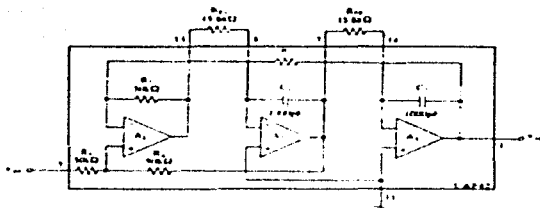
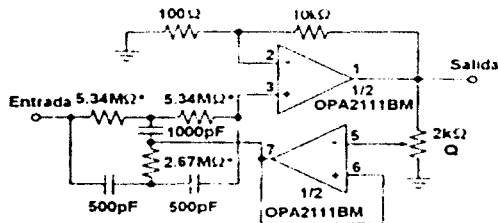


Figura 2 2 Filtro paso bajas de 10 kHz utilizando un C I

- Filtro de rechazo de 60 Hz con alta impedancia y ganancia En este filtro pasan las frecuencias abajo y arriba de la frecuencia central de 60 Hz se muestra en la figura 2 23 Este tipo de filtros se usan en ECG y otros equipos de biomédica



*Para 50Hz utilice 3.16M Ω y 6.37M Ω
Ganancia=101

Figura 2 23 Filtro de rechazo de 60 Hz con ganancia

- En la figura 2 24 mostramos un circuito detector de calor con un piroeléctrico infrarrojo, utiliza un filtro de primer orden separando la frecuencia de 0.16 Hz para reducir ruido. este circuito también tiene ganancia. Los detectores piroeléctricos son usados en aplicaciones el cual requiere una alta sensibilidad Radiación de calor de un objeto tal como una persona, puede estar pensando a una distancia considerable Una concentración de calor en el cuerpo puede revelar tumores, especialmente en infecciones presentes

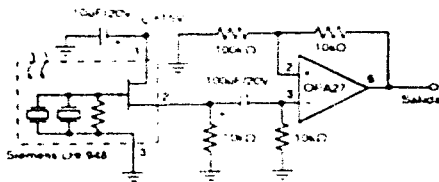


Figura 2 24 Filtro de rechazo de 60 Hz con ganancia

- En la figura 2 25 se muestra un circuito que tiene un resistor en serie con la salida del amplificador operacional este resistor hace que no oscile Generalmente cuando los amplificadores tienen

capacitancias provocadas por la longitud de cables ocupados en los amplificadores lo que hace que los circuitos oscilen. Un capacitor serie de retroalimentación ayuda a mantener una estabilidad.

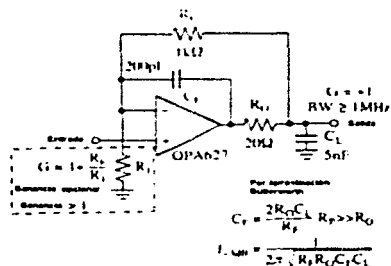


Figura 2.25

Un sistema inestable de amplificador bioeléctrico en ocasiones provoca un mal diagnostico.

En la figura 2.26 mostramos un detector de picos frecuentemente usado para medir picos biopotenciales en señales de ECG. La primera parte del circuito es un amplificador no inversor con un diodo de retroalimentación de lazo y un diodo en serie con la salida. Cuando la entrada de voltaje va a negativo, el diodo serie transfiere la señal de bloque al segundo estado, el diodo de retroalimentación asegura que la entrada del estado es una ganancia baja. Pero cuando la entrada de voltaje va a positivo, el diodo serie conduce entre diodo y el transistor FET, el cual la señal de pico aplicada al capacitor de congelamiento de 0.01 μ F. Una corriente de bias baja en el amplificador de dc en el FET es usada en el segundo estado para asegurar la captura de pico sobre el capacitor que no cambia mucho.

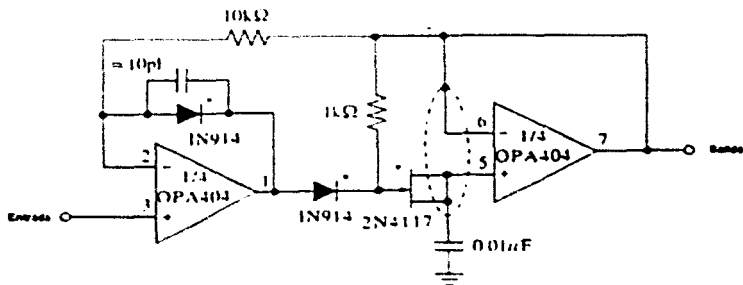


Figura 2.26 Detector de picos positivos.

La razón de voltaje cae con el tiempo que es justamente 0.1 mV/s. La salida entonces es un voltaje constante que representa al pico positivo del voltaje de entrada.

- **Circuitos de entrada múltiple.**

En la figura 2.27 mostramos un circuito de una red de 3 entradas con tres fuentes de entradas E1 a E3, este circuito es un seguidor inversor y la salida de voltaje representa la suma respectiva de las corrientes de entrada. La ecuación de transferencia de un circuito de entrada múltiple es

$$E_{out} = -R_4(E_1/R_1 + E_2/R_2 + E_3/R_3 + \dots + E_n/R_n) \quad \text{ecuación (1)}$$

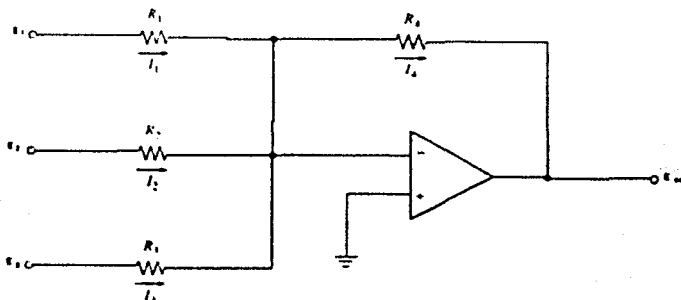


Figura 2.27 Amplificador de entrada múltiple.

- **Amplificadores diferenciales.**

Un amplificador diferencial produce una salida de voltaje que es proporcional a la diferencia entre voltaje aplicado en las dos terminales, este circuito tiene un par diferencial en las terminales de entrada

El circuito básico se muestra en la figura 2.28, la ganancia de voltaje de las señales diferenciales es la misma como la de un seguidor inversor ($A_v = R_2/R_1$), provee que esta sea una razón igual, $R_2/R_1 = R_4/R_3$ que se mantenga estipulando que $R_1 = R_3$ y $R_2 = R_4$ la ganancia del punto 1 igual a la ganancia del punto 2 como en los casos anteriores este tipo de circuitos también tienen corrientes de bias positivas y negativas (I_+ y I_-) corriente de carga (I_c), resistencias y capacitancias internas de modo común y diferencial y resistencias de salida R_o la referencia a tierra está actualmente en el punto entre las fuentes de la alimentación

El amplificador diferencial es una combinación de amplificadores operacionales inversor y no inversor igual que en los amplificadores anteriores los componentes externos son los que provocan los errores de ganancia. Lo mejor de las cosas acerca de la entrada positiva es la alta impedancia (impedancia y reactancia capacitiva). Esto causa un error sobre el divisor de resistencias $R_3 - R_4$. Como la resistencia interna $R_{in} = 1000 \text{ M}\Omega$, por lo consiguiente el error es muy pequeño, el error que genera sin embargo $C_{cm} = 5\text{pF}$ causando el error en altas frecuencias

Los errores básicamente dependen de los resistores externos R_1 , R_2 , R_3 , y R_4 tanto en dc como en ac

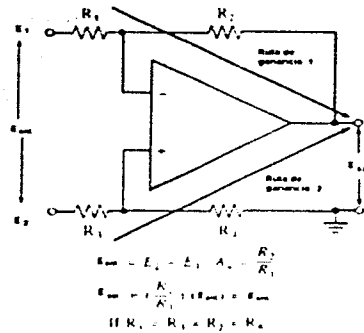


Figura 2.28 Amplificador de entrada diferencial.

• **Amplificadores de Instrumentación.**

Los problemas de los amplificadores de instrumentación son la alta ganancia y una alta impedancia de entrada, mostrado en la figura 2.29. Este circuito utiliza 3 amplificadores operacionales de A1 a A3. Los dos primeros están conectados en configuración seguidor no inversor, mientras el tercero está conectado a un amplificador diferencial.

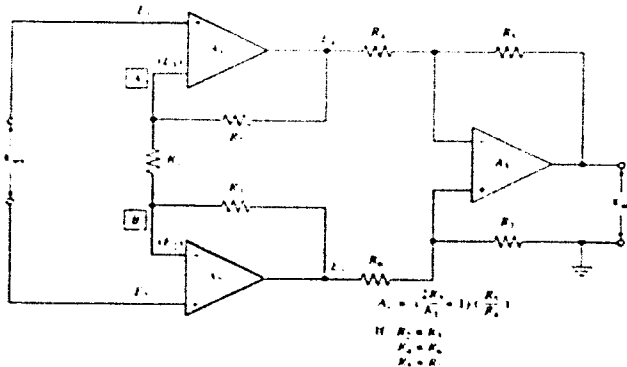


Figura 2.29

Empezaremos a analizar la salida de desarrollo de la ganancia de A3 que es igual a $1(R_4 = R_5 \text{ y } R_6 = R_7)$. Vamos también asumir que E1 es aplicada a la entrada no inversora de A1 y que E2 a la entrada no inversora de A2. Adicionalmente E3 es la salida de A2 y E4 es la salida de A1. Los voltajes

E_1 y E_2 son también mostrados en las entradas inversoras de A_1 y A_2 respectivamente, hay dos contribuciones de fuentes de E_3 y E_4 . En el caso de E_3 :

$$E_3 = E_2 \times \left(\frac{R_3}{R_1} + 1 \right) - \left(E_1 \times \frac{R_3}{R_1} \right) \quad \text{ecuación (2)}$$

Y para E_4

$$E_4 = E_1 \times \left(\frac{R_2}{R_1} + 1 \right) - \left(E_2 \times \frac{R_2}{R_1} \right) \quad \text{ecuación (3)}$$

Estableceremos $R_2 = R_3$ y entonces combinamos las ecuaciones 2 y 3 y tenemos que:

$$(E_3 - E_4) = (E_2 - E_1) \left(\frac{R_2}{R_1} + 1 \right) + (E_2 - E_1) \left(\frac{R_2}{R_1} \right) \quad \text{ecuación (4)}$$

Tenemos que la ganancia es

$$A_1 = \frac{2R_2}{R_1} + 1 \quad \text{ecuación (5)}$$

Esta es la ganancia de las secciones a A_1/A_2

La ganancia de un amplificador de instrumentación tal como el de la figura 2.29 esta dada por la función de transferencia

$$A_1 = \frac{E_{out}}{E_{in}} = \left(\frac{2R_2}{R_1} + 1 \right) \left(\frac{R_3}{R_1} \right) \quad \text{ecuación (6)}$$

En prácticas ordinarias son observadas las siguientes igualdades

$R_2 = R_3$, $R_4 = R_6$, $R_5 = R_7$, R_2 y R_3 tienen un pequeño efecto en la razón de rechazo de modo común (CMRR) pero el resultado es una ganancia de error diferencial

Estos amplificadores son usados en biomedica por varios factores

- ganancia alta con resistencias de bajo valor
 - Muy alta impedancia de entrada
 - Un rechazo de modo común de la señal que es muy superior
- Los resistores del amplificador A_3 pueden degradar el rechazo de modo común, por esta razón muchos diseños usan un potenciómetro en R_1 para minimizar la salida de la señal

El circuito mostrado en la figura 2.30 es un electrometro con amplificador de instrumentación. Las entradas de los amplificadores operacionales conectados a una alta impedancia por los electrodos de referencia y de muestra. El pH es automáticamente medido como solución fluida a través del diseño especialmente de electrodos. Tales circuitos siempre están separados de la tierra física para prevenir ruidos de pico alto. El pH es una de las mediciones realizadas en análisis de sangre y fluido del cuerpo

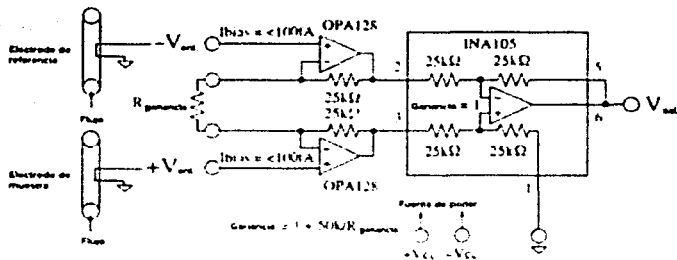


Figura 2.30

Los amplificadores de instrumentación son también usados para amplificar el voltaje diferencial de puente de Weatstone como se muestra en la figura 2.31, la resistencia de la fuente es relativamente baja en $300\ \Omega$, un diseño que podría usar una entrada bipolar IA con moderación de corriente de bias de alrededor de $20\ \mu\text{A}$. El producto comercial es circuito monolítico FET IA. Los errores de off son bajas porque la corriente de bias es muy baja ($I_{\text{bias}} \times R_{\text{fuente}}$). Alrededor de $50\ \text{pF}$, el error de dc es solamente $3.75\ \text{mV}$.

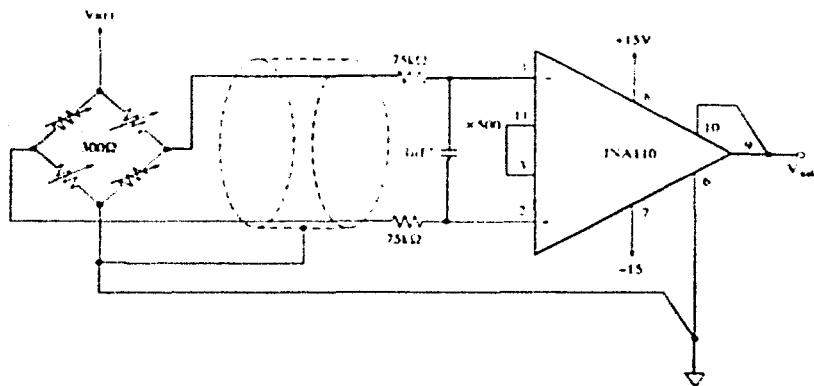


Figura 2.31

Los amplificadores de instrumentación generalmente amplifican niveles de señal bajo alrededor de $10\ \text{mV}$.

En la figura 2.32 y 2.33 mostramos dos importantes consideraciones relacionadas con el ruido. La mayoría de los productos comerciales hacen un buen trabajo de rechazo de ruido en frecuencias

bajas en 50 o 60 Hz. Sin embargo, cuando el ruido de modo común contiene altas frecuencias, el rechazo puede ser peor.

En la figura 2 32 mostramos la gráfica de rechazo de modo común contra frecuencia, vemos que si tenemos una ganancia del amplificador de instrumentación (IA) de 500, el rechazo es aproximadamente de 120 dB, este componente particular es usado en rechazo de alta frecuencia de fuente, tal como interruptor de fuente de alimentación

En la figura vemos que en una buena tierra, existe un ruido bajo. Se toma una precaución para reducir la capacitancia porque el sistema R-C externo en las dos entradas degrada el rechazo de modo común

También se utiliza para separar la salida de la entrada cuando una alta frecuencia en el amplificador de instrumentación es utilizada

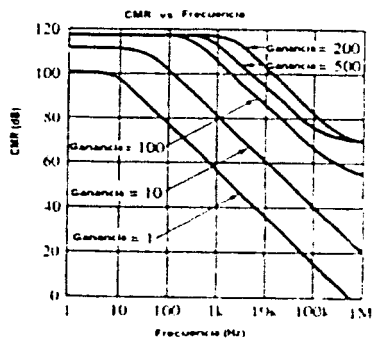


Figura 2 32

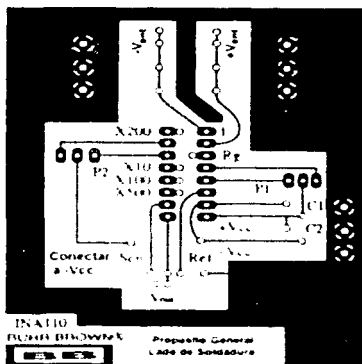


Figura 2 33

El filamento caliente de un anemómetro mostrado en la figura 2 34 es usado en la industria, investigación científica y equipos de medicina del medio ambiente para indicar la razón de flujo de masa de gases y líquidos. Algunas veces se usa en ventiladores de respiración artificial para medir los parámetros de respiración del paciente

El circuito del anemómetro en la figura 2 34 utiliza 2 amplificadores de instrumentación, un amplificador operacional y 2 voltajes de referencia

La primera parte del circuito usa un termistor transductor de temperatura. Esta salida es amplificada por un amplificador no inversor para indicar la temperatura del aire de la respiración del paciente, usualmente +37°C. La precisión está alrededor de +1°C

La otra parte del circuito produce un voltaje de flujo de aire que es proporcional al volumen de la respiración del paciente

El circuito trabaja de la siguiente manera: una corriente manejada a través del puente por el transistor de potencia, el filamento de tungsteno se calienta en unos cuantos cientos de grados centígrados

Cuando el paciente respira, el aire fluye incrementándose y el filamento se enfría dentro de esta perturbación de balance de puente y causa que aparezca un voltaje diferencial. El incremento de voltaje de salida causa que fluya más la corriente a través del puente, el cual sobrecalienta el filamento. Como el paciente respira la potencia de lazo retroalimentado trata de mantener el filamento caliente en una temperatura constante. Con esto, el cambio de voltaje en el puente es amplificado por el segundo amplificador de instrumentación. Esta señal es actualmente medida la velocidad del aire, un filtro paso bajas alrededor 100 Hz para reducir el ruido. Ambos, la temperatura del aire de flujo de voltaje son multiplexados entre una muestra del convertidor analógico-digital donde son digitalizados y se alimentan a una computadora para analizarlo.

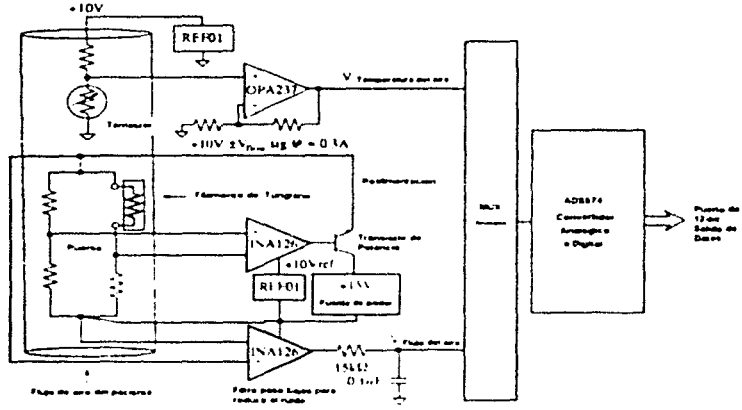


Figura 2.34

Los lazos de retroalimentación son comunes.

Pensamos que el lazo tiene 2 voltajes. Uno es la referencia asegurada de + 10V. Esta va entre el lazo IA y el transistor de potencia aplicado al puente. El segundo voltaje es la variante de la señal de puente y es un pico alto.

La velocidad del aire es usualmente de 0.1 a 200 litros/seg. puede ser calibrado cerca de 0.01 % de la escala total.

En la figura 2.35 un A I. es usado para manejar un componente comercial para transmitir corriente. Este componente monolítico gana entre +2 V a 10 V y cambia entre 4 mA a 20 mA respectivamente

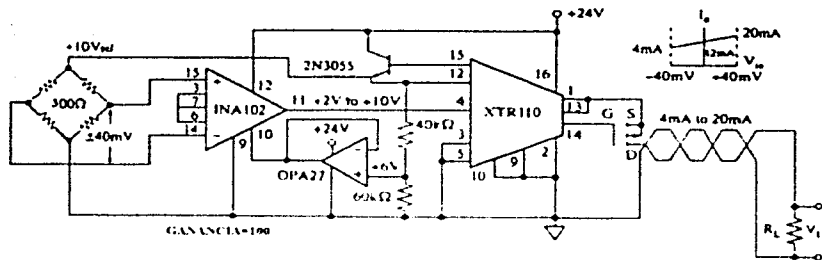


Figura 2 35

La interferencia electromagnética EMI es una onda pulsante en 60 Hz, la cual divide el cable a través de un voltaje de ruido inducido. Estos voltajes sumados arriba por los cables como las líneas transversales de potencia.

El ruido total de voltaje trata de manejar una corriente de ruido. Sin embargo no podemos manejar mucha, porque el lazo tiene una alta resistencia. Un fin de la corriente de lazo transmitida la cual tiene una resistencia alta de la fuente de corriente de 10 MΩ. El otro fin es la resistencia de carga de 250Ω el cual cambia la señal de corriente de regreso entre una señal de voltaje.

El error de voltaje en este circuito es aproximadamente de 0.04% de pico. En la figura 2 36 mostramos un voltaje de precisión de referencia de +10V y una razón similar de resistencia, son usados para compensar automáticamente el offset y errores de ganancia. El circuito de calibración cero deriva 100 μV de dc y aplica diferencialmente al IA a través de interruptores mecánicos o electrónicos.

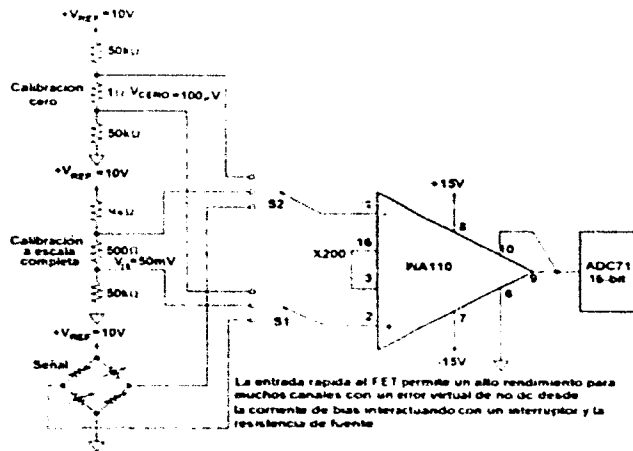


Figura 2 36

Exactamente 0V de dc, pueden ser usados, pero el convertidor analógico digital de 16 bits mostrando que tiene una dificultad para digitalizar el cero V absoluto, un voltaje justo arriba de cero es aceptable.

El circuito de calibración de la escala total deriva 50 mV de dc y se aplica al IA durante una separación de la parte del ciclo de calibración. Esta técnica permite que los IA, los errores de IA y el convertidor A/D sean guardados en la computadora. Entonces, cuando la señal del puente es aplicada al IA, la computadora guarda la señal y sustrae la salida de offset y errores de ganancia usados frecuentemente en instrumentación biomédica.

Existen también circuitos electrónicos para protección de sobrecargas eléctricas, en la figura 2.37 se muestra un diseño con 2 resistencias en serie que limitan la corriente de entrada que pasa a través de los diodos clamp. Estos diodos evitan el voltaje en las terminales de entrada del amplificador de instrumentación (IA), solo viendo la caída de un diodo (cerca 0.7 V) arriba de la fuente positiva o negativa (V+ y V-). Por esta razón, mostramos la entrada de voltaje de modo común va arriba del máximo absoluto de los amplificadores de instrumentación, sin ocurrir daño alguno.

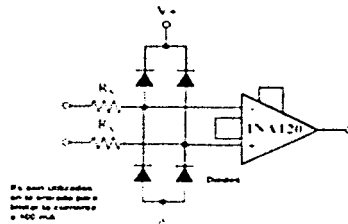


Figura 2.37

Los diodos externos evitan el sobre voltaje y reciben la corriente que afectaría al amplificador de instrumentación.

Para la protección de desfibriladores se usan tubos de gas o diodos semiconductores de alto voltaje.

- **Circuitos de procesamiento de señal.**

Hay algunos amplificadores operacionales de propósito especial que son usados extensivamente en instrumentación médica.

Estos son, integradores, diferenciadores, amplificadores logarítmicos y amplificadores antilogarítmicos.

2.3.2 Amplificadores aislados.

Los amplificadores bioeléctricos modernos, especialmente, que son usados en grabadores de ECG usando amplificadores aislados (iso-amps) para la conexión directa al paciente. Estos amplificadores proveen aislamiento tan grande como $10^{12} \Omega$ entre el conector del paciente y la fuente principal del cable de la línea de potencia.

El diseño básico de este amplificador se ve en la figura 2.38, esta compuesto de un amplificador de entrada, de un modulador, un amplificador aislado de barrido, un demodulador y un amplificador de salida. El esquema de modulación incluye amplitud, voltaje a la frecuencia, ciclo, ancho de pulso, etc. El barrido puede ser óptico, magnético, con transformador, capacitivo o de transferencia de calor. Notamos que hay una entrada común y una salida común que están separadas eléctricamente una de otra para sintonizar de $1,000,000 \Omega$.

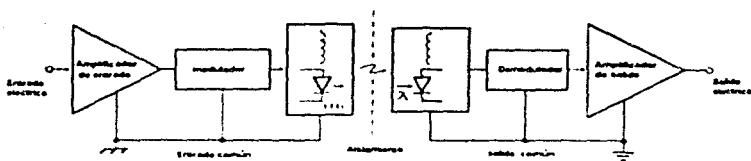


Figura 2 38

Los amplificadores aislados actualmente operan en el principio de atenuación. La alta impedancia de barrido ($> 10^{12} \Omega$ en paralelo con $< 10\text{pF}$) actúa en serie entre la salida y entrada como se observa en la figura 2 39. Por lo tanto una interferencia de voltaje separado (IMV) referenciado a la salida del amplificador aislado debiendo ir a través de la resistencia de barrido largo antes de poder mezclarse con la señal de entrada. Por lo tanto la mayor parte de la interferencia de voltaje de ruido se cae a través del barrido de la pequeña suma de entrada. Como el barrido no tiene una impedancia infinita se crea algún error. Vemos que el voltaje de modo aislado (IMV) mostrado como V_{in} a través del barrido, causa un error que aparece en el voltaje de salida (V_{out}).

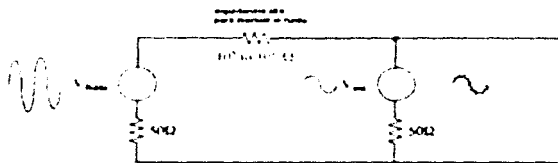


Figura 2 39

En la figura 2 40 se muestra el error calculado, este error es llamado rechazo de modo aislado (IMR). La razón de rechazo de modo aislado (IMRR) es igual a $\log^{-1} (IMR_{dB}/20)$ esta es la ecuación de regreso de la figura 2 40

$$IMR = 20 \log_{10} (IMRR_{dB}) \text{ en dB}$$

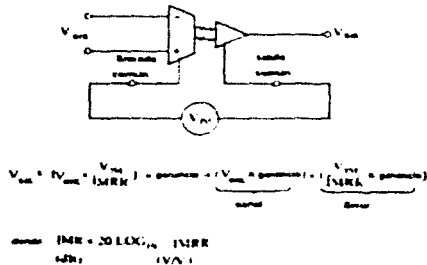


Figura 2 40

El error de ganancia alta es justamente apreciable en la señal de entrada y resulta algún voltaje de dc o ac que es sumado a la señal normal.

Los amplificadores aislados proveen todos los voltajes que son ganados con respecto a la entrada o a la salida. Vemos que el bajo nivel de rechazo de dc o ac interfiere en la aparición de voltajes a través de la barrera justamente como rechazo en kilovoltios. En datos, son buenos para atenuación de ruido, como atenuación de alto voltaje.

En contraste, un amplificador de instrumentación (A.I.) cancela o rechaza el voltaje de modo común presentado en cada una de las terminales de entrada. Una comparación de CMR contra IMR aparece en la figura 2.41. El CMR de un amplificador de instrumentación es una medición de rechazo de interferencia o ruido. Esto es por cancelación a través de las vías de ganancia balanceada. El IMR de un amplificador aislado también mide un buen rechazo de interferencia o ruido, esta es por atenuación a través de la barrera de alta impedancia, el IMR es más alto en los aislados que en los de instrumentación.

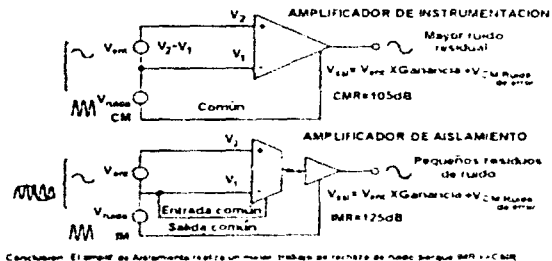


Figura 2.41

Algunas veces un amplificador de aislamiento podría tener ruido de modo común (CM) en la entrada tan bueno como el de modo instrumental (IM) a través de esta barrera. En la figura 2.42 vemos esto, V_{cm} es ruido en las 2 entradas con respecto a la entrada común, esta a través de la barrera, la ecuación de comparación es:

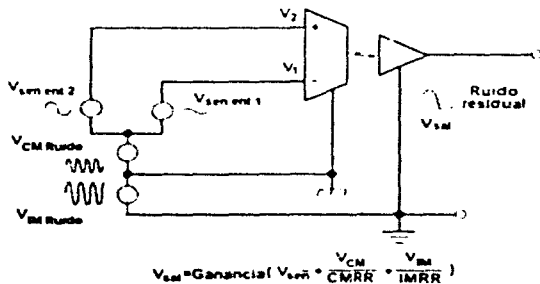


Figura 2.42

En adición, un amplificador de aislamiento moderno sirve para 3 propósitos: 1) La separación de lazos de tierra para permitir incompatibilidad de circuitos para ser interfazados juntos, el cual reduce el ruido, 2) la amplificación de señales el cual pasan solamente una fuga de baja corriente para prevenir descargas a la gente o dañar el equipo, 3) soportan alto voltaje para protección de gente, circuitos y equipo

Para el diseño de amplificadores de aislamiento son usados alimentación de batería, portador ópticamente acoplado y carga de corriente

Portador.

La figura 2.43a muestra un amplificador de aislamiento utilizando la técnica portador. Dentro de la circuitera de la línea de ruptura del aislamiento de la alimentación de ac principal y el resto del circuito es aislado por la alimentación principal ac

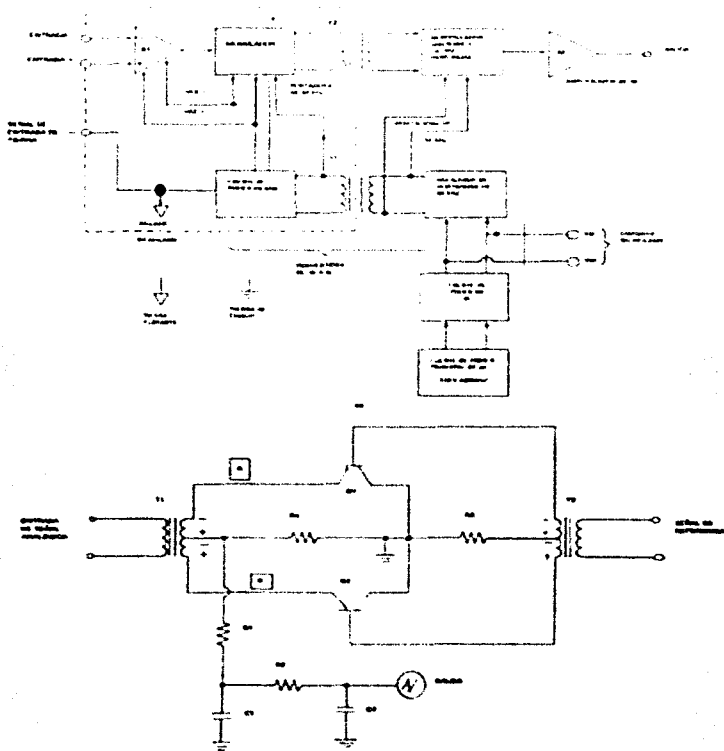


Figura 2.43

En muchos casos, la ganancia de voltaje de la sección aislada esta en el rango de ganancia media.

El aislamiento que provee la separación de la tierra, alimentación y la señal de dos secciones esta dado por los transformadores T_1 y T_2 . Estos transformadores tienen un material base que es ineficiente a 60 Hz, pero trabaja bien en el rango de 20 kHz a 250 kHz. Esta característica del transformador permite portar la señal más fácilmente pero impide cualquier energía que se presente de 60 Hz.

El portador de señal oscilatorio es acoplado a través de un transformador T_1 a los segmentos aislados. Parte de la energía secundaria de T_1 va al segmento de modulación, el restante es rectificado y filtrado y entonces utilizado como una fuente de alimentación de dc aislada. La salida de dc de esta fuente de alimentación es utilizada para alimentar la entrada de los segmentos de alimentación y de modulación.

La señal analógica aplicada a la entrada es amplificada por A_1 y entonces es aplicada a una de las entradas del segmento modulador. Este estado modula la amplitud de la señal sobre el portador.

El transformador T_2 acepta la señal de la entrada de segmento de demodulación sobre el lado no aislado del circuito. Cualquier demodulación sincronizada puede ser utilizada y quizás el retardo sea más común. Los amplificadores de dc ordinarios siguen el proceso de demodulación de la señal de procesamiento.

Un circuito demodulador sincrónico se muestra en la figura 2.43b. Este tipo de circuito esta basado en una acción interruptora. Quizá el ejemplo utiliza transistor bipolar PNP como interruptor eléctrico, otros utilizan interruptores analógicos CMOS o transistores FET.

La señal del demodulador tiene una frecuencia de 50 kHz (arriba de 250 kHz o por de bajo de 500 kHz) y una modulación de amplitud con la señal del amplificador aislado. Esta señal es aplicada por los emisores de los transistores Q_1 y Q_2 (via T_1) en push pull, una de las mitades del ciclo del emisor de Q_1 será positivo con respecto al emisor de Q_2 . En la mitad alterna de los ciclos sucede lo opuesto Q_2 es positivo con respecto de Q_1 .

Las bases de Q_1 y Q_2 son utilizadas en push-pull pero por la señal portadora de 50 kHz. Esta acción provoca que Q_1 y Q_2 conduzcan y no conduzcan pero fuera de la fase con cada uno.

En una de las mitades del ciclo tendremos las polaridades mostradas en la figura 2.88b. El transistor Q_1 es interrumpido en ON. En esta condición al punto A en T_1 se le proporciona tierra, el voltaje desarrollado encuentra y atraviesa la resistencia R_4 posiblemente con respecto a la tierra.

En la mitad alterna del ciclo de Q_2 es interrumpido en ON en el punto B se le proporciona tierra. Pero las polaridades del voltaje desarrollado a través de R_4 son aun positivas. Esto provoca una salida de onda completa a través de R_4 la cual, cuando es filtrada, se convierte en un nivel de voltaje proporcional a la amplitud de la señal de entrada. Esta misma descripción de moduladores sincrónicos tambien se aplica a unos circuitos amplificadores.

Una variación en este circuito reemplaza el modulador con un oscilador de voltaje controlado que permite la señal analógica para demodular la frecuencia de la señal generada VCO. El reemplazo de alimentación porta una señal aun requerida. Un detector de fase, un ciclo de fase asegurado o un detector de pulso en el lado no aislado recupera la señal.

Óptimamente acoplado.

Los optoacopladores electricos son algunas veces utilizados para dar el aislamiento deseado. En precisión de esta clase, diodos emisores de luz, son apnsionados con un fototresistor. Los diseños modernos usan optoisoladores que contienen un led y un foto transistor dentro de un DIP.

Hay dos métodos de acoplamiento óptico el portador y el directo. El método portador lo mencionamos anteriormente excepto que un optoaislador reemplaza al transformador T_2 .

El método directo se muestra en la figura 2 44 este circuito utiliza el mismo convertidor dc a dc para alimentar los aislamientos utilizados en otros diseños. Esto mantendrá a uno aislado de ac, pero no es usado en el proceso de acoplamiento de señal.

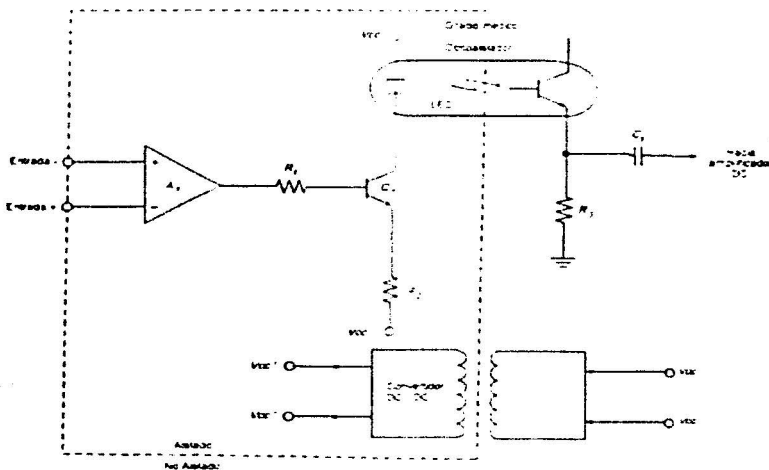


Figura 2 44

El led en el optoaislador es manejado por la salida del amplificador aislado A_1 . El transistor Q_1 sirve como un interruptor serie para variar la luz de salida del led proporcional a la señal analógica de A_1 . El transistor Q_1 , normalmente entaza en concurrencia a lector a la conexión con el led en una porción lineal a su curva de operación. La salida del fototransistor es acoplada a los amplificadores sobrantes del lado no aislado del circuito, también la condición de offset creada por el led es eliminada.

Corriente de carga.

Un esquema simplificado es mostrado en la figura 2 45 note que no hay un acoplamiento obvio para la señal entre los lados aislados y no aislados del circuito.

El amplificador de entrada aislado de ganancia de 24 en la figura 2 45 consiste en un JFET dual Q_1 y de un amplificador operacional.

Este circuito ilustra el uso de los JFET para improvisar la impedancia de entrada de un amplificador operacional.

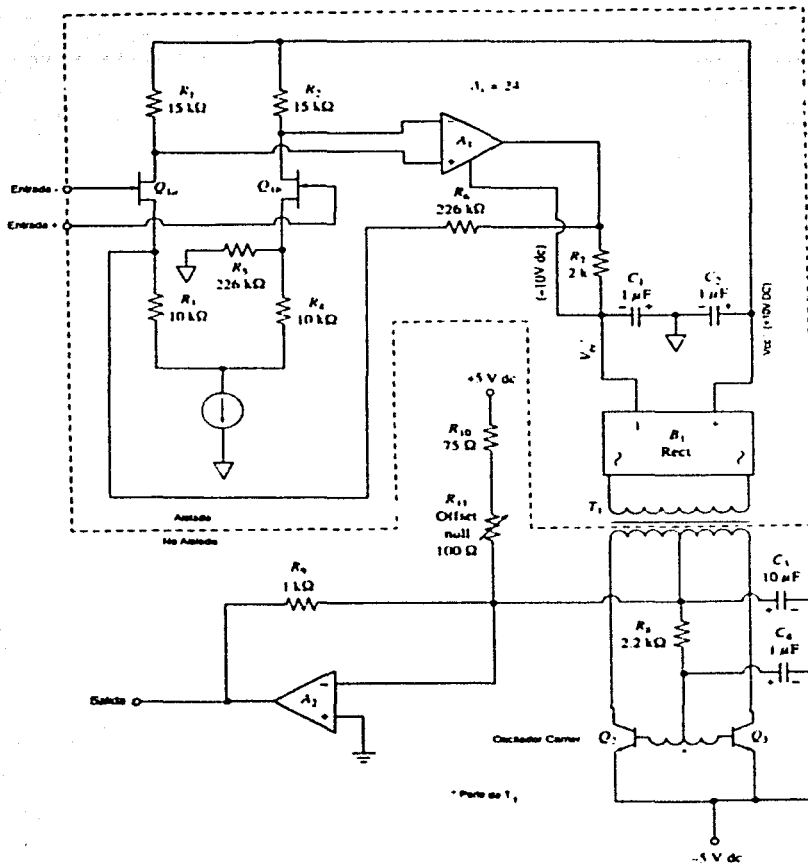


Figura 2.45

La salida de A_1 es conectada al V_{cc} aislado. Esta fuente de alimentación es un convertidor de dc a dc operando a 250 kHz. El transformador T_1 provee aislamiento entre la fuente de energía flotante en el lado aislado y el lado no aislado con limitación normal.

Una señal de entrada como una forma de onda ECG provoca que la salida de A_1 varíe la carga en la fuente de alimentación flotante a través de la resistencia R_7 . El cambio de la carga de la fuente de alimentación flotante proporcional a la señal analógica provoca variaciones de corriente del primario

de T_1 que también es proporcional a la señal analógica. La variación de corriente es convertida en una forma de onda de voltaje por el amplificador A_2 . Un control de offset-null es provisto en el circuito A_2 para eliminar el offset a la salida de la corriente fluyente cuando la señal analógica de la entrada es cero. En ese caso la carga T_1 es constante.

Un acoplamiento óptico de un amplificador de aislamiento aparece en la figura 2.46. Este componente acepta una corriente de entrada, generada por una fuente de voltaje a través de R_{IN} , que produce una salida de voltaje a través de la barrera de aislamiento.

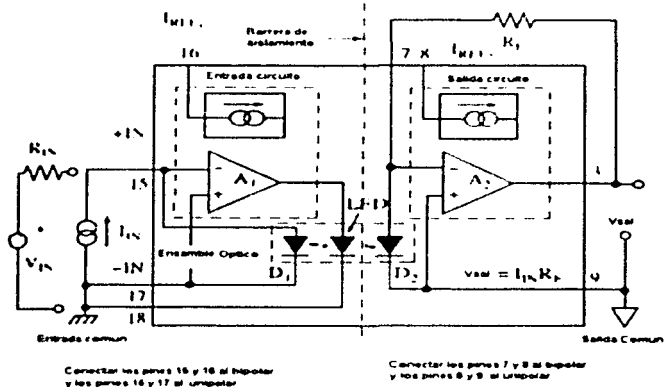


Figura 2.46

Notese que hay 2 señales ópticas. Una es una retroalimentación positiva a través de la barrera de aislamiento desde el led para la salida del fotodiodo. La otra es una retroalimentación negativa desde el led que regresa al foto diodo. Las alineaciones posteriores de respuesta del led en un segmento de entrada, que normalmente tiene una curva. Eso es, una salida luminosa desde el led sobre si propiamente y no exactamente doble cuando el voltaje aplicado a esta se duplica. Interesantemente las 2 señales operan actualmente en un radio incandescente. Esta técnica conserva precisión como el led lentamente pierde intensidad de luz en su tiempo de vida. La función de transferencia depende de un margen óptico de un radio óptico absoluto (V_{out}/I_{in}).

La entrada y la salida de fuentes de corriente son utilizadas para proveer un offset de operación bipolar (más o menos voltaje de oscilación alrededor de tierra o común). Esto es necesario porque los leds y los fotodiodos son inherentemente unipolares, esto es como un diodo emisor de oscuridad de este dispositivo es provocado a 2500V de dc y promediado a 750 V de dc.

En algunas aplicaciones biomédicas típicas, la máquina de protección del desfibrilador ECG requiere volúmenes muy alto de voltaje, muchos pueden operar con niveles bajos como el EEG ondas mentales o la industria del hogar de monitoreo del corazón. La fuga de corriente baja sobre 0.15 μA a 120 V_{rms} provisto por el componente de acoplamiento óptico mostrado en la figura 2.91, trabaja bien y en cada aplicación y además la razón de la barrera promedio es solo de 750 V de dc.

En la figura 2.47 vemos otro amplificador aislado, es un dispositivo con transformador acoplado que contiene una señal y alimentador de aislamiento. Este es utilizado en pruebas de bajo rendimiento de enlace sencillo empaquetado. Decimos que este es autoalimentado porque tiene su propio oscilador de 25 kHz, puente rectificador y filtros de capacitores. También provee alimentación externa al lado aislado. Las señales atraviesan la barrera de la manera siguiente: la entrada del amplificador.

Hay una técnica de aislamiento, que actualmente es la mejor, esta es por fibra óptica como se muestra en la figura 2.51. Aquí un transductor o quizás una señal del cuerpo humano es primeramente amplificada, esta es aplicada a un convertidor de voltaje a frecuencia (VFC). La información de la señal es ahora contenida en una forma de frecuencia modulada y los niveles actuales de voltaje son digitales. Esta es la transmisión óptica perfecta, pero esta vez la fibra óptica transmisora energiza un led y maneja un nivel de iluminación hacia un cable de fibra óptica, desde que el cable de cristal o de plástico responde solo a la luz esto no es un sujeto EMI. Esto puede también con miles de kilovoltios dar el mejor aislamiento imaginable. Esto también hace un maravilloso sistema de seguridad, porque los cables de fibra óptica no pueden ser fácilmente grabados en sí. Los receptores de fibra óptica recuperan la señal eléctrica digital y se alimenta para un contador donde es convertida en una palabra digitalizada registrada, es decir de 12 bits. Este sistema es actualmente un convertidor analógico digital, esto ha sido particionado en un transmisor y la parte de recuperación digital con aislamiento entre sí. En esta figura el VFC corre relativamente lento (< 100 kHz) y por lo tanto esto toma milisegundos para completar la conversión analógico digital.

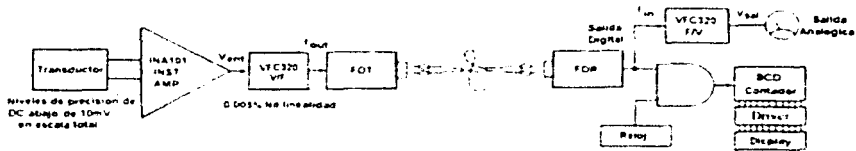


Figura 2.51

Otra manera de transmitir la señal aislada después de que esta ha sido digitalizada es usar un módem de distancia limitada por fibra óptica como se muestra en la figura 2.52. Un modem (dispositivo de modulación y demodulación) utiliza un protocolo estándar para enviar y recibir datos digitales, transmite y recibe a través de cables de fibra óptica. Estos modem en particular son alimentados por el puerto host RS-232 y provee completamente el rechazo EMI/RFI, rechazando y eliminando los lazos de tierra, reduciendo el margen de error y la seguridad de datos.

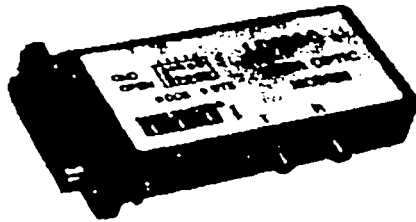


Figura 2.52

2.4 Ruido.

Un circuito electrónico ideal es aquel que no produce ruido, así que la señal de salida de un circuito ideal contiene solo el ruido que estaba en la señal original de entrada. Pero los circuitos electrónicos y componentes reales producen un cierto nivel de ruido, aun una resistencia libre de valor tipo es ruidoso. La figura 2.53a muestra un circuito equivalente ideal de una resistencia libre de ruido. El ruido inherente es representado en la figura 2.53b por una fuente de ruido de voltaje V_n en serie con la resistencia ideal libre de ruido R_i . A una temperatura cercana al cero absoluto (0° K o cerca de -273°C), los electrones en algún material están en constante movimiento, pero a esta temperatura esos

movimientos inherentes se pierden, sin embargo, no hay una corriente detectable en alguna dirección. En otras palabras, la derivación del electrón en una dirección simple en un periodo corto de tiempo es igual a la derivación en la dirección contraria, el movimiento de los electrones están por lo tanto estáticamente no correlacionados. Hay, sin embargo, una serie continua de pulsos de corriente al azar generados en el material y esos pulsos son vistos por el mundo exterior como una señal de ruido. Esta señal es llamada por diferentes nombres ruido de Johnson, ruido de agitación térmica ó ruido térmico.

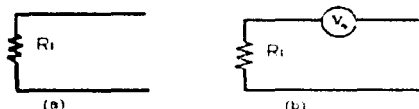


Figura 2.53. Ruido de resistencia (a) Resistencia ideal libre de ruido (b) Resistencia práctica tiene una fuente de ruido térmico

El ruido es llamado ruido blanco porque tiene poco ancho de banda de densidad espectral. El espectro del ruido térmico es dominado por frecuencias medias y es esencialmente plano. El término ruido blanco es similar al término luz blanca, la cual esta compuesta por todas las frecuencias visibles de color. La expresión de Johnson para el ruido es

$$(V_n)^2 = 4KTRB \text{ V}^2/\text{Hz}$$

Donde

V_n es el ruido de voltaje (V)

K es la constante de Boltzmann ($1.38 \times 10^{-23} \text{ J/K}$)

T es la temperatura en grados Kelvin ($^{\circ}\text{K}$)

R es la resistencia en Ohms (Ω)

B es el ancho de banda en Hertz (Hz)

Con la constante completa y la expresión normalizada a 1 K, la expresión anterior se reduce a:

$$V_n^2 = 4 \frac{R}{1k\Omega} \frac{nV}{Hz}$$

2.4.1 Relación señal a ruido.

Los amplificadores pueden ser evaluados sobre la base de la relación de señal ruido de estos (S/N ó SNR), denotada S_n . La meta del diseñador de circuitos o instrumentos es la de tener una relación de señal a ruido lo mas grande posible. Ultimadamente, el nivel de señal mínimo detectable a la salida de un amplificador es el nivel que aparece arriba del nivel de ruido de tierra. Por lo tanto, este es el mínimo ruido permisible en una señal. La SNR es aplicable en otros amplificadores en los cuales los niveles de señal son bajos y la ganancia es alta. Esta situación ocurre en instrumentos de medición científicos, médicos y de ingeniería como en otras aplicaciones.

El ruido resultante de una agitación térmica de electrones es medido en términos de ruido de fuerza (P_n) y acarrea unidades de potencia (Watts o sub-unidades de Watts), el ruido de fuerza es obtenido de

$$P_n = KBT$$

Donde:

P_n es el ruido de fuerza en Watts (W).

K es la constante de Boltzmann.

B es ancho de banda en hertz.

En la ecuación anterior no hay término de centro de frecuencia, solo en ancho de banda (B). El ruido térmico verdadero es Gaussian, así que el contenido de frecuencia, fase, y amplitudes son igualmente distribuidos a través del espectro entero. Así, en un sistema limitado de ancho de banda, tal como un amplificador práctico o red, el total de ruido de fuerza es relacionado a la temperatura y al ancho de banda. Nosotros podemos concluir que a 200 Hz de ancho de banda centrado sobre 1 KHz produce el mismo nivel de ruido térmico que 200 Hz centrados sobre 600 Hz o alguna otra frecuencia.

Las fuentes de ruido pueden ser categorizadas como externas e internas. Las fuentes de ruido internas son iguales a corrientes térmicas en resistencias de material semiconductor. El ruido interno es la componente de ruido contribuida por el amplificador. Cuando el ruido, o la relación S/N, es medida en la entrada y salida del amplificador, la salida es mas grande. El ruido interno del dispositivo es diferente entre el nivel de ruido de salida y el nivel de ruido de entrada.

El ruido externo es un ruido producido por la fuente de señal, así que lo podemos llamar ruido fuente, esta señal de ruido es igual a la corriente de agitación térmica en la fuente de señal, y aun una simple señal cero de entrada en una resistencia de terminación tiene alguna cantidad de agitación de ruido térmico. Por eso, el simple nivel de ruido terminal quizá sea tan grande como el V_n , por los componentes de construcción. Por ejemplo la señal de ruido producida por una resistencia compuesta de carbon tiene una fuente adicional de ruido llamada como V_n , en la figura 2.54. Este generador de ruido esta en funcion de la construcción de la resistencia y los defectos de manufactura.

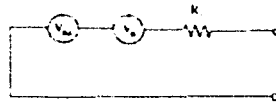


Figura 2.54. Fuente de ruido V_n es igual a la construcción de la resistencia y a los defectos de manufactura.

La figura 2.55 muestra un modelo de circuito en el cual se ven las diferentes fuentes de ruido de voltaje y de corriente existentes en un amplificador operacional (op-amp). Las fuerzas relativas de estas fuentes de ruido, desde toda su contribucion, varian con los tipos de amplificadores operacionales. Si en un transistor de efecto de campo FET a la entrada de un amplificador operacional, por ejemplo, el ruido de la fuente de corriente es diminuto, pero el ruido de la fuente de voltaje es muy largo.

Todas las fuentes de ruido en la figura 2.55a no estan correlacionadas con respecto a otras, así que uno no puede sumar simplemente los ruidos de voltaje, solo los ruidos de fuerza pueden ser sumados. El compuesto de las fuentes tiene un valor igual al voltaje r_{ss} de la fuente individual. La figura 2.101b es un modelo de este, en la cual solo una simple fuente de corriente y una simple fuente de voltaje son usadas. El equivalente de ruido de ac en la figura 2.55b es el ruido completo, y está dado por un valor específico de la resistencia fuente (R_n), y se encuentra del valor de r_{ss} de V_n y I_n .

$$V_{n,t} = \sqrt{V_n^2 + (I_n R_n)^2}$$

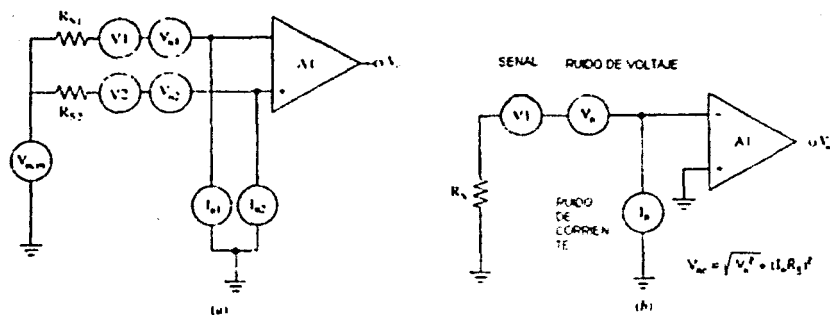


Figura 2.55. Fuentes de ruido de corriente y de voltaje.

2.4.2 Tipos de ruido.

El ruido de un sistema o red puede ser definido en tres formas diferentes pero relacionadas: factor de ruido (F_n), ruido de figura (NF) y ruido equivalente de temperatura (T_n), estas propiedades son definidas como una simple relación, relación de decibel o temperatura, respectivamente.

Factor de ruido.

Para componentes como una resistencia, el factor de ruido es la relación del ruido producido por una resistencia real contra el ruido térmico simple producido por una resistencia ideal. El factor de ruido de un sistema es la relación de salida de ruido de fuerza (P_n) contra la entrada de ruido de fuerza (P_m).

$$F_n = \frac{P_n}{P_m} \quad (I_n = 290 \text{ K})$$

El factor de ruido es siempre medido a la temperatura estándar (T_0) 290 °K.

La entrada de ruido de fuerza P_m es definida como el producto de la fuente de ruido a temperatura estándar (T_0) y la ganancia del amplificador (G).

$$P_m = GKBT_0$$

Es también posible de definir el factor de ruido en términos de la relación de S/N de la salida y entrada.

$$F_n = \frac{S_n}{S_m}$$

También como:

$$F_n = \frac{P_{in}}{KT_oBG}$$

Donde: S_p es la relación de señal a ruido de la entrada.
 S_o es la relación de señal a ruido de la salida.
 P_n es el ruido de fuerza de la salida.
 K es la constante de Boltzmann
 T es 290 ° K.
 B es el ancho de banda de la red en hertz.
 G es la ganancia del amplificador

El factor de ruido puede ser evaluado en un modo que considera al amplificador ideal y por lo tanto amplifica solo por la ganancia G el ruido producido por la fuente de ruido de entrada:

$$F_n = \frac{KT_oBG + \Delta N}{KT_oBG}$$

o

$$F_n = \frac{\Delta N}{KT_oBG}$$

Donde: ΔN Es el ruido agregado por la red amplificador.

Ruido de temperatura.

El ruido de temperatura es principalmente especificado por un ruido en terminos de temperatura. Evaluando la ecuacion siguiente se muestra que el ruido de fuerza es directamente proporcional a la temperatura en grados Kelvin y que el ruido de fuerza colapsa a cero en el cero absoluto (0° K). Note que el equivalente del ruido de temperatura T_e no es la temperatura fisica del amplificador, pero es una construcción teórica que es un equivalente de temperatura que produce una cierta cantidad de ruido de fuerza. El ruido de temperatura es relacionado al factor de ruido por:

$$T_e = (F_n - 1) T_o$$

2.4.3 Estrategias de reducción de ruido.

El ruido es un serio problema para los diseñadores, especialmente cuando señales de bajo nivel están presentes, un número de diferentes métodos pueden ser usadas para minimizar los efectos del ruido sobre un sistema, estos métodos son, por ejemplo:

- A) Conservar la resistencia fuente y la resistencia de entrada del amplificador lo mas bajo como sea posible, usando un alto valor de resistencia para incrementar el ruido térmico proporcionalmente

- B) El ruido térmico es también una función del ancho de banda del circuito. Por lo tanto, reduciendo el ancho de banda del circuito a un mínimo se reducirá también el ruido a un mínimo. Pero este trabajo tiene que ser hecho cuidadosamente por que la señal tiene un espectro de Fourier que tiene que ser preservado para una reproducción adecuada o una medición exacta. La solución es poner el ancho de banda a la respuesta de frecuencia requerida por la señal de entrada.
- C) Prevenir el ruido externo que afecta el desarrollo del sistema mediante un uso apropiado de tierras, protecciones y filtros.
- D) Use amplificadores de bajo ruido en la entrada del sistema.
- E) Para algunos circuitos semiconductores use fuentes de poder de dc de baja potencia para hacer el trabajo.

Usando retroalimentación para reducir el ruido.

Una retroalimentación negativa es bien conocida para reducir amplitud y errores de fase, también reduce la distorsión de un amplificador. Un uso adecuado de esta retroalimentación también puede reducir el ruido de salida condicionada amplificada. Considerando la figura 2-56, en este modelo de circuito la ganancia está distribuida en dos bloques G_1 y G_2 . La ganancia total del circuito (G) es el producto de G_1G_2 . Una fuente de ruido produce una señal de ruido, V_n , y se suma entre G_1 y G_2 . Una red de retroalimentación con una función de transferencia produce una señal V_o que es sumada a la señal de entrada V_n , por inspección en la figura 2-102 nosotros conocemos

$$V_1 = V_n + \beta V_o$$

$$V_2 = V_1 G_1 + V_n$$

$$V_o = (V_n + \beta V_o) G_1 + V_n$$

Y

$$V_n = V_o G_2$$

Sustituyendo tenemos:

$$V_o = [(V_n + \beta V_o) G_1 + V_n] G_2$$

$$V_o = G_1 G_2 V_n + \beta V_o G_1 G_2 + V_n G_2$$

Finalmente tenemos

$$V_o = \frac{G_1 G_2}{1 + \beta G_1 G_2} \left[V_n + \frac{N}{G_1} \right]$$

El resultado mostrado en la ecuación anterior es consistente para amplificadores con retroalimentación y demuestra que el ruido es reducido por el factor de ganancia (G_1)

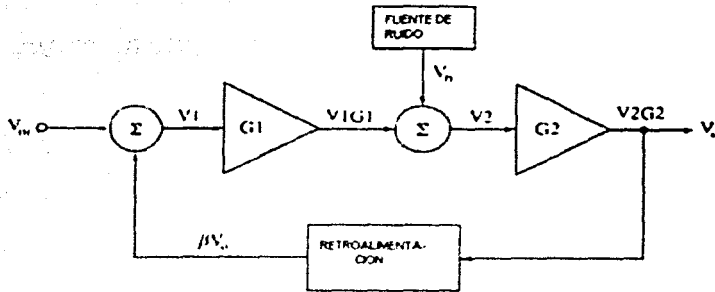


Figura 2.56 Diagrama de bloques de dos amplificadores en cascada.

Reducción de ruido por promedio de la señal.

En una señal periódica o repetitiva es posible aumentar la relación señal a ruido por medio del promedio de la señal. La técnica de proceso básica para esta simple señal es la de asumir que el ruido presenta el aumento al azar o procesos caóticos. Si es así, entonces el ruido tiende a integrarse a cero o cerca del cero todo el tiempo. Si el tiempo promedio de integración es desarrollado de una manera coherente, entonces una señal repetitiva tiende a constituirse en un valor, mientras el nivel de ruido decrece. Si asumimos que la relación señal a ruido es:

$$S_n = 20 \text{LOG} \left(\frac{I_s}{I_n} \right)$$

Entonces, para un sistema en el cual I_s/I_n , la reducción del ruido por promedio de tiempo es:

$$S = 20 \text{LOG} \left(\frac{I_s}{I_n} \frac{N}{N'} \right)$$

Donde:

\bar{S} es el tiempo promedio de la SNR.

S_n es la relación señal a ruido.

N' es el número de repeticiones de la señal.

CAPITULO 3

MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y CORRECTIVO

3.1 Mantenimiento preventivo.

Debido a la gran variedad de equipos médicos, que son utilizados para diagnosticar la condición física del paciente. El mantenimiento preventivo y la inspección física del equipo, son pruebas detalladas para verificar las condiciones eléctricas y mecánicas del equipo, así como una inspección de seguridad para comprobar que el aparato funciona en una forma segura y confiable. Dependiendo del equipo que será sometido a mantenimiento preventivo los tiempos en que deben de ser revisados cambian.

Primer nivel de inspección - Es una inspección general y un procedimiento de prueba operacional que se realiza en cada unidad una vez al año. Para identificar deficiencias mayores o menores que puedan ser corregidas para asegurar su correcto funcionamiento.

Segundo nivel de inspección - Es una revisión detallada de la condición de los dispositivos físicos (externos) y la integridad operacional, esta debe realizarse cada seis meses.

Tercer nivel de inspección - Es esencialmente una operación funcional y de pruebas de seguridad. Es breve y no tiene la intención de retirar el equipo del servicio. Este nivel de inspección se realiza a la mitad del periodo comprendido entre las inspecciones del primero y segundo nivel.

3.1.1 Electrocardiógrafo.

Los elementos a inspeccionar en este equipo son

3.1.1.1 Inspección Visual.

La inspección visual del ECG debe de incluir los siguientes factores

- A) Los rieles de montaje, gabinetes y soportes deben estar bien montados, operar correctamente y ser adecuados para soportar el aparato.
- B) Todas las perillas de control deben estar bien sujetas y propiamente indexadas.
- C) Todas las conexiones de salida, cables, conductores y accesorios deben estar limpios y funcionales.
- D) Todos los tornillos de la cubierta deben estar bien apretados.
- E) Todos los conectores eléctricos (jacks, receptáculos y plugs) deben estar libres de gretas, roturas y propiamente conectados al chasis, cable de línea o cableado.
- F) Todos los cables de línea deben estar libres de empalmes o aislamientos rotos.
- G) Los cables, clips y terminales deberán estar libres de suciedad y corrosión, además de no estar rotos.
- H) El sistema de aterrizaje tanto externo como interno debe ser de un tipo apropiado, propiamente instalado y funcional.

- I) Los interruptores, protecciones térmicas, porta fusibles e indicadores deberán estar libres de basura, corrosión y en estado funcional.
- J) Todas las tarjetas de circuito impreso deben estar montadas propiamente y en forma segura.
- K) Todos los componentes eléctricos deben estar montados propiamente y deben operar sin sobre calentamiento.

3.1.1.2 Pruebas.

Las pruebas para ECG combinan operación funcional y seguridad. Las especificaciones para cada instrumento deben estar basadas en las publicadas por cada fabricante y para cada modelo. Actualmente existen normas tanto nacionales como internacionales para realizar estas pruebas. En todos los casos las pruebas deben ser realizadas por técnicos calificados. Los equipos que no satisfagan la norma de seguridad no deben ser comprados ni reinstalados y si no hay posibilidad de que con algún ajuste pasen esta prueba deben ser dados de baja.

Las pruebas de ECG deben incluir los siguientes factores.

- A) Indicadores tales como focos piloto, movimiento del estilote y avance del mecanismo portador de papel, deben operar correctamente de acuerdo al manual de operación que proporciona el fabricante.
- B) Todos los controles externos deben responder en forma correcta como describe el fabricante en su manual de operación.
- C) La impedancia de tierra del chasis al conector de alimentación debe ser medida y no se permite que exceda de 0.1 Ohm.
- D) Las corrientes de "fuga" deben ser medidas en los siguientes modos: Apagado, Encendido y Registro en papel. Cada uno de los modos anteriores debe probarse con un cable de línea conectado de la siguiente forma: Propiamente aterrizado, No aterrizado con polaridad correcta, No aterrizado con polaridad invertida. Las mediciones deben ser tomadas del chasis, controles y terminales de cable de paciente.

3.1.1.3 Inspección del Ambiente de Trabajo.

Debido a la movilidad del ECG, es difícil examinar cada posible lugar de uso. Los puntos de mayor uso, deberán entonces ser visualmente inspeccionados y eléctricamente probados. Estas áreas generalmente son salas de electrocardiografía, salas de cuidados intensivos, salas de recuperación y salas de emergencia. Los siguientes factores deben ser incluidos en esta inspección, la distribución eléctrica debe ser inspeccionada y probada para asegurar que

- A) El nivel de voltaje es adecuado.
- B) La polaridad de todos los receptáculos es correcta.
- C) La tierra está presente en todos los receptáculos.
- D) Los receptáculos están mecánicamente en buen estado.
- E) La distancia entre el ECG y otros instrumentos es la adecuada.

3.1.1.4 Procedimientos.

A continuación se listan los procedimientos de inspección en mantenimiento preventivo de ECG.

- A) El manual del fabricante.
- B) Procedimiento para el mantenimiento preventivo
 - Limpiar los controles externos como perillas, medidores y las superficies, en general del electrocardiógrafo
 - Limpiar e inspeccionar, los electrodos, bandas y terminales de los cables de paciente
 - Limpiar el chasis interno del electrocardiógrafo, eliminando los acumulamientos de moho, polvo, pelusa, sangre y otros sedimentos (aspirando, no soplando)
- C) Realizar una inspección visual interna y externa
- D) Reemplazar los componentes susceptibles de ser reemplazados con el siguiente criterio:
 - La batería de referencia una vez cada año
 - Los electrodos, las bandas y los cables de paciente, conforme sea necesario
 - Los estiletes térmicos, conforme sea necesario
- E) Ajustar la presión y la temperatura del estilete hasta obtener un trazo claro y homogéneo.
- F) Lubricar donde sea requerido, en el motor del registrador y demás engranes

3.1.1.5 Limpieza.

La frecuencia de la limpieza depende de las condiciones del medio ambiente o de su uso, los tipos de limpieza a realizar son

- A) Limpieza del exterior, compartimento para accesorios y cables con una franela húmeda con alcohol
- B) Limpiar las bandas y electrodos con jabón y agua tibia. No se utilice materiales abrasivos para la limpieza de estos
- C) Limpiar con alcohol las partes por donde circula el papel

3.1.2 Electroencefalógrafo.

Los elementos a inspeccionar en este equipo son

- A) Inspeccionar de manera visual, que cada cable de línea esté en buenas condiciones y que los tornillos de las clavijas estén bien fijos
- B) Conservar los tinteros externamente y áreas adyacentes limpias, semanalmente quitar la tinta de los tinteros y ponga agua en ellos, haciendola fluir hasta las plumillas

- C) Mantener limpia la superficie de registro. Limpiar el exceso de tinta en las guías de papel y los rodillos.
 - D) Inspeccionar que todo el equipo este libre de tinta, pasta y acumulaciones de polvo de todas las superficies. Observe también que las ruedas, sobre las cuales se transporta el equipo, giren suavemente.
 - E) Verificar cada seis meses el estado de las plumillas, las plumillas gastadas es necesario cambiarlas, asegurándose así de su buen estado.
 - F) No permita que la tinta se seque en las plumillas. Esto ocurre durante un largo periodo de inactividad del equipo.
- G) Accesorios.
- Después de cada estudio, es necesario colocar los electrodos en solución salina.
 - Cada vez que sea necesario se tendrá que cambiar el capuchon de tela que cubre a los electrodos.
 - Los electrodos deben cepillarse de vez en cuando con cepillo de nylon o material vegetal y con agua pura. No se debe limpiar nunca con cepillo metálico.
 - Cuando un estudio dura demasiado tiempo, es necesario empapar los electrodos con agua salada durante el registro, con el fin de mantener una baja resistencia de contacto.
 - Evitar que las puntas de los cables de conexión, entre el panel y el electrodo, entren en contacto con la solución salada y en particular con la pasta.
 - Después de cada estudio, y al final de cada jornada, es necesario lavar el casco cuidadosamente con agua pura y después colocarlo en una caja con talco.
- H) Precauciones.
- Verificar que los contactos estén bien polarizados. El electricista de la unidad debe confirmarle esto.
 - Colocar al paciente lejos de todo objeto metálico que pueda tocar durante el registro.
 - Si la cama es metálica, aterricela a la misma tierra del equipo.
 - Cuando empiece a conectar los electrodos al panel, comenzar con el electrodo de referencia o de tierra.

3.1.3 Ultrasonido.

- A) Antes de iniciar el mantenimiento, asegurarse de tener a la mano el manual correspondiente.
- B) Si no hay la herramienta adecuada para desarmar el equipo, abstenerse de hacerlo.
- C) No quitar o reemplazar cualquier componente con el equipo conectado a la red eléctrica.
- D) Asegurarse de usar el reemplazo exacto cuando cambie componentes.
- E) Como mantenimiento preventivo para los equipos de ultrasonido, solamente se recomienda:

- Diariamente limpiar el gabinete del equipo con un trapo húmedo.
- Trimestralmente limpiar internamente el equipo teniendo cuidado de no torcer, romper o maltratar ninguno de los componentes.

3.1.4. Equipos de rayos X.

3.1.4.1 Mantenimiento preventivo y de seguridad.

Un programa de mantenimiento preventivo agresivo es la mejor forma de evitar los riesgos de descarga eléctrica. Una inspección cuidadosa revelará la mayoría de los riesgos y si se cuenta con la cooperación de los técnicos el programa de seguridad será efectivo.

Algunas de las áreas comunes donde debe prestarse especial atención son:

- A) Cables de línea.** Una inspección visual detectará muchos de los problemas que se presentan en los cables de línea. Revisar las condiciones de la cubierta exterior. Si se encuentra dura, quebradiza o está resquebrajada indica que es demasiado vieja y debe ser reemplazada. Si tiene cubierta de tela que está deshilachada, si ha sido reparada con cinta adhesiva, si no tiene terminal de tierra, se debe de reemplazar. Así mismo revise la existencia de varilla de tierra física adecuada. Poner particular atención en el punto de salida del instrumento y en el lugar de conexión al enchufe. Estos son puntos de gran esfuerzo y por lo general son los puntos de mayor falla. Asegurarse de que cuenta con un dispositivo liberador de tensión y que este se encuentre en contacto estrecho con la unidad.
- B) Extensiones.** Mantener Siempre la duda sobre la necesidad de una extensión. Verificar que está puede conducir la corriente requerida. Ver la posibilidad de que se sustituya por un enchufe cableado correctamente y de que es un cable de tres conductores.
- C) Clavijas.** Verificar que las clavijas tengan un liberador de tensión y una cubierta sobre las terminales de alambre. El liberador de tensión debe quedar sujeto alrededor del aislante exterior. Si el alambre es demasiado largo para ello, cambiarlo por la clavija apropiada. Existe un método eficaz para instalar una clavija, que protege al alambre de tierra del maltrato debido al abuso. Para lograrlo, el alambre de tierra se corta más largo que los alambres conductores de corriente. Si se desconecta la clavija del enchufe, jalando el cable y se rompe un alambre, el alambre roto será uno de los conductores y no el de tierra. Pedir al instructor que le enseñe esta técnica si se tiene alguna duda al respecto.
- D) Verificar que todos los enchufes tengan conexión a tierra.**
- E) Evitar el uso de adaptadores o clavijas múltiples.**
- F) Solicitar la ayuda del personal del hospital.** Ellos usan el equipo diariamente y pueden detectar al momento las condiciones de inseguridad, en lugar de que estas sean encontradas un mes después. Si está consciente de los riesgos, se podrán detectar las condiciones de inseguridad en un equipo al estarlo reparando. Al mismo tiempo, siempre usar los mismos calibres de alambres y fusibles. Jamás se deberá crear una condición de riesgo.
- G) Los cables sí:** deben revisar cuando menos cada seis meses, además de buscar óxido y roturas, hay que revisar si hay dobleces o falta de lubricación. La mejor técnica de revisión de un cable es pasar un lienzo suave de algodón, un alambre roto atorará el lienzo. Si se nota esta condición el cable debe ser cambiado inmediatamente. Cuando se reemplace un cable es muy

importante que se haga por otro idéntico. Los cables de acero pueden parecerse entre sí por lo que se debe poner mucha atención en las especificaciones de éste.

- H) Las áreas de mayor desgaste se encuentran donde éste hace contacto con otros dispositivos tales como poleas, seguros o puntos de anclaje, hay que asegurarse también de que el cable no roce con otras partes del equipo.
- I) Hay que inspeccionar la lubricación del cable, cuando se fabrica el cable se le pone un lubricante de alta temperaturas, una vez al año deberá lubricarse el exterior del cable. El lubricante comercial STP es aceptable para esta labor. Se aplica sumergiendo un lienzo en el lubricante y luego frotando a lo largo del cable. No se deben utilizar disolventes en los cables ya que estos eliminarán el lubricante y producirán desgaste excesivo. El tiempo de vida de un cable es de tres años, al cabo de este tiempo debe ser cambiado a menos que el fabricante especifique lo contrario. Algunos sistemas de rayos X modernos tienen un cable de seguridad como respaldo del principal en este caso hay que revisar ambos y cambiarlos si es necesario.

3.1.4.2 Reglas a seguir en el uso de radiaciones.

La radiación más importante del tubo de rayos X se produce a través de su ventana. Sin embargo, puede producirse algo de radiación a través de la cubierta de plomo que rodea al tubo. Esto se conoce como "radiación de fuga". La cantidad de radiación de fuga va a depender de las condiciones de la unidad del tubo. Además, como el rayo principal va a pasar a través de algún objeto, parte de este se desvía a diferentes ángulos, en lugar de penetrar en el material. Estos rayos X son denominados "radiación dispersa". La radiación de fuga y la radiación dispersa, a menudo, se conocen como "radiación errática". Aunque no tienen el mismo poder de penetración que el rayo principal, sí representan un peligro. Por consiguiente, nunca se confíe simplemente con apuntar la ventana del tubo hacia una esquina, y presuponer que con ello está a salvo.

Otros métodos de protección que pueden emplearse son

- A) Si está trabajando en un circuito que no requiere de la producción de rayos X, desconectar el transformador de alto voltaje. Esto evitara la generación de rayos X y no tendrá que preocuparse por ellos.
- B) Si tiene que generar rayos X, cubrir la ventana del tubo con plomo. Esto confinara la mayor parte del rayo principal y reducira en gran cantidad la dispersion de los rayos por toda la sala. Siempre existen pequeños trozos de cubiertas de plomo en una sala para rayos X y no representa ningún problema para cubrir la ventana con ellos. Aquí una llamada de atención, nunca se debe dejar de utilizar el mandíl (delantal) de plomo.
- C) Estar lo más posible atrás de la caseta forrada de plomo.
- D) **NUNCA SE UTILICE A SÍ MISMO COMO SUJETO DE PRUEBA.** Si debe tomar una radiografía de una parte del cuerpo para verificar la calidad de la misma, asegurarse de no usar a alguien que trabaja en el área de radiación. Esto es, no se use así mismo ni a otro técnico en radiación. Debe admitir que sólo un tonto se expondría intencionalmente a radiaciones adicionales cuando de por sí las puede estar recibiendo, generalmente por descuido, en su trabajo diario.

3.2 Mantenimiento Correctivo.

El procedimiento que deberá instrumentar toda persona para ejecutar una técnica con base en un dispositivo es de tomar la decisión de no mover ni tocar nada durante la ejecución de A y B. Analizar el dispositivo (instrumento, aparato o equipo) En forma empírica, observar y describir qué partes tiene, con base en lo que se imagina que debe tener o qué debe hacer, y cómo lo debe hacer.

Analizar los botones, es muy importante no tocarlos. Analizar cómo se mueven. Imaginar lo que harán cuando se muevan. Observar cuidadosamente qué otras partes sobresalientes tiene el instrumento: cable, clavija, panel, etc. ¿Qué características tienen?, ¿Existen letreros que los identifiquen?, ¿Qué dicen? Una vez terminando el análisis empírico buscar la información. Ver si ¿Existe un manual de operaciones que diga, qué hace el dispositivo?, ¿Cómo lo hace?, ¿Con qué lo hace?, buscar la descripción de los botones, ¿Cómo se mueven?, ¿Qué debe pasar cuando se mueven?, Se insiste. No accionar ningún botón. Seguir con el proceso correlativo entre lo que se pensó empíricamente (intuición) y lo que describe el manual. La búsqueda termina una vez que se reconozcan todos los botones, se tenga idea de lo que hacen y se sepa qué datos debe proporcionar el instrumento.

El objetivo de la localización de averías es reparar o corregir una falla en el sistema de instrumentos. Consideramos como sistema de instrumentos a la tecnología que permite resolver un problema, aplicando procedimientos en los cuales se puede utilizar un instrumento o aparato. Por lo tanto, consta de tres partes principales: el Usuario, el Medio Ambiente y el Instrumento.

3.2.1 Las causas de las fallas o funcionamiento deficiente.

En un sistema de instrumentos puede ser el resultado de dificultades en cualquiera de las tres partes principales. Como regla general las fallas se encuentran distribuidas en forma aproximadamente igual entre las tres partes.

- A) El usuario. El usuario generalmente realiza la decisión final de que ha ocurrido una falla o funcionamiento deficiente. Los problemas pueden ser causados por el uso inadecuado o incorrecto, por controles no establecidos correctamente, etc.
- B) El medio ambiente. Comprende el ambiente total que rodea al instrumento y al usuario. Los problemas pueden relacionarse con el ambiente y otros factores, tales como temperatura, corrientes de aire, polvo, vibración, suministro eléctrico inadecuado, interferencia eléctrica o química, carga que excede el margen dinámico, reactivos o electrodos en mal estado, etcétera.
- C) El Instrumento. El dispositivo que realiza una función, tal como medición, control, etc. Las fallas quedan dentro de dos categorías generales:
 - No electrónicas - conexiones sueltas o rotas, polvo, corrosión, desgaste mecánico, etc. Estas son las causas más probables de fallas.
 - Electrónicas - falla de un componente o en el circuito. Por lo general, la parte electrónica de un instrumento es la más confiable.

El primer paso en la localización de fallas o averías es aplicar un análisis del procedimiento y determinar en qué parte del sistema, ya sea en la operación, el medio ambiente, o el instrumento en sí, se encuentra la falla. El propósito de la metodología empleada para localización de averías es reunir información (buscar) sobre la falla o funcionamiento deficiente de un instrumento en forma lógica y sistemática. Deberá buscar las respuestas a preguntas tales como: ¿Cómo funciona el sistema normalmente?, ¿Cuáles son las condiciones de falla?, ¿Cuáles son los síntomas causados por la falla?, ¿Cuál es la causa de la falla? Luego se tendrá que comparar lo que dice el manual con lo que

realmente ocurre en el aparato, describir, cómo puede probablemente repararse la falla, y evaluar el resultado de la acción.

3.2.2 La localización de fallas.

Se requiere de una base amplia de conocimientos que incluye: electrónica, física, química, óptica, mecánica, teoría de medición, funcionamiento del equipo, etc. La localización de fallas requiere de buenas habilidades prácticas, como:

- A) Observación cuidadosa.- Saber qué es lo que se busca, cuándo buscarlo y dónde buscarlo.
- B) Utilización efectiva de los manuales de servicio y otras fuentes de datos técnicos.
- C) Uso adecuado de herramientas, manuales y maquinaria pequeña. Utilizar la herramienta o maquinaria adecuada para la tarea a realizar y utilizarla en forma correcta, cumpliendo con los requisitos de seguridad, es fundamental.
- D) Buenas técnicas de soldadura.- Utilizar una pistola para soldar limpia y buena, seguir las instrucciones para evitar daños en los componentes delicados, tarjetas de circuitos, aislante, etc.
- E) Conocimientos sobre el montaje del dispositivo, el desarmado y los métodos para desmontar componentes. Proceder con cautela, cuidando el orden de las cosas, para evitar dificultades adicionales y permitir el reensamblaje apropiado. Es muy conveniente tener un cuaderno donde se vayan anotando los datos indispensables para "recordatorio" futuro y para hacer dibujos, es decir llevar a cabo una bitácora.
- F) Buenas medidas de seguridad - No solo para el que está localizando la falla, sino también para identificar y cambiar aquellas partes que pudieran representar un riesgo para el operador o usuario del dispositivo.

3.2.3 Características que debe tener para localizar de fallas.

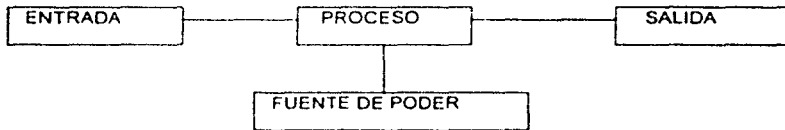
- A) Curiosidad de saber por que las cosas son como son, y sobre como trabajan las cosas, tanto por separado como en conjunto.
- B) Una buena base de conocimientos fundamentales, no solo de electricidad, sino también de mecánica, óptica, química, etc.
- C) Una buena comprensión de los principios generales, funciones y características del instrumento, del sistema de instrumentos y de computación.
- D) Conocimiento de los transductores y sus características.
- E) Conocimientos de los componentes básicos que forman los instrumentos, tales como: Resistores, capacitores, transformadores, inductores, diodos, transistores y otros semiconductores, circuitos integrados analógicos y digitales, motores, interruptores, cables, alambres, conectores, tarjetas de circuitos, embragues, bridas, etc.
- F) Conocimientos sobre las formas en que fallan los instrumentos o sus componentes.
- G) Conocimiento sobre su propia capacidad, un conocimiento de cuando parar y solicitar ayuda.
- H) Buena habilidad manual.
- I) Un enfoque lógico, sistemático, para abordar un problema y su resolución.

J) La habilidad de trabajar en conjunto con otras personas

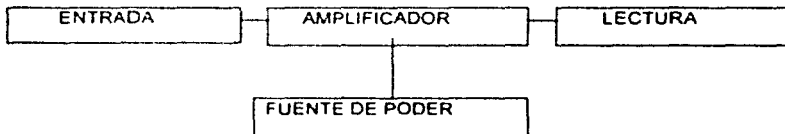
3.2.4 Descripción general de instrumentos.

El propósito es presentar un método general para describir la composición de un instrumento. Este método consiste en el uso de diagramas de bloque funcional.

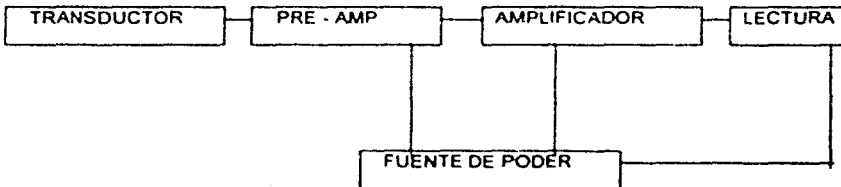
A) Un diagrama de bloque funcional como modelo para cualquier instrumento



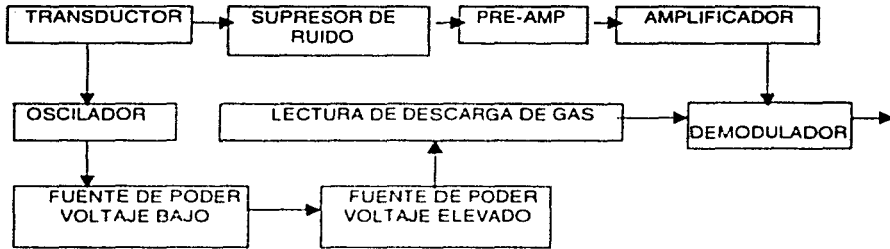
B) Este diagrama de bloque funcional puede hacerse más detallado y específico para un instrumento.



C) Diagrama a bloques funcional se puede ampliar para proporcionar más detalles



D) Diagrama específico para un dispositivo:



E) Un solo bloque funcional de un instrumento puede descomponerse en un diagrama de bloque funcional. Por ejemplo, la fuente de poder.

ac – entrada – Transformador – Rectificador – Filtro – Regulador -- Voltaje de Salida

Para muchos instrumentos no existen diagramas esquemáticos completos. Existen tan solo diagramas de bloque funcional, diagramas de interconexión y esquemas parciales. Esto es cierto para prácticamente cualquier instrumento que contenga circuitos integrados. Los instrumentos digitales se proveen con diagramas lógicos. Un diagrama lógico no es más que un diagrama de bloque funcional detallado.

3.2.5 Técnicas de localización, aislamiento y ubicación.

Un módulo funcional generalmente corresponde a un bloque en el diagrama de bloques funcional de un instrumento. Por ejemplo, las fuentes de poder, los amplificadores, los osciladores, los preamplificadores, etc.

Un circuito es la parte de un instrumento que realiza una subfunción electrónica. Es parte de un módulo funcional. Por ejemplo, la entrada de un amplificador, el filtro de una fuente de poder, el regulador de una fuente de poder, los impulsores de salida de un amplificador, etc.

Un componente es la parte del instrumento que controla un circuito, la corriente, el voltaje, etc. Un grupo de componentes conectados juntos forman un circuito. Son ejemplos de componentes los interruptores, los resistores, los capacitores, los transformadores, los transistores, los circuitos integrados, las lámparas, etc.

Los componentes se emplean para hacer circuitos. Los circuitos conforman los módulos funcionales. Los módulos funcionales conforman un instrumento o dispositivo. Los dispositivos pueden conectarse juntos para formar un sistema.

Siempre realizar las cosas fáciles primero. Considerar cuales son las causas más probables del problema y revisarlas primero.

Siempre ser sistemático y registrar sus resultados para que sepa lo que ya ha revisado y sabe que funciona correctamente.

3.2.5.1 Localización restringida a una función.

Antes de poder localizar y asignar una falla a una función, es necesario conocer las funciones. Se tiene que ser capaz de hacer un diagrama de bloque. Si no conoce mucho sobre el aparato o dispositivo, el diagrama de bloque será muy simple. Conforme se sepa más sobre el aparato, se puede crear un diagrama de bloque más completo y detallado. Las estrategias generales para realizar pruebas y mediciones son:

- A) Es recomendable verificar primero los voltajes de la fuente de poder.
- B) **Sustitución.** La sustitución es el medio más rápido para encontrar un módulo funcional defectuoso. Pero, para que la sustitución sea efectiva, deben tomarse en cuenta diversos factores:
 - La falla real puede ser tal que cause una falla en el sustituto. Por ejemplo, si el regulador de 5 voltios falla y la fuente de 5 voltios era en realidad de 8.5 voltios, al sustituir tarjetas de circuitos lógicos TTL o de circuitos integrados, sólo arruinaría estos sustitutos en lugar de aislar la falla. Es recomendable verificar las fuentes de poder antes de realizar cualquier sustitución.
 - Generalmente, no es bueno sustituir unidades funcionales de alta potencia, corriente y/o voltaje. Con potencias o energía elevada es muy fácil dañar la fuente de poder y quizá su sustituto.
 - Verificar que el sustituto esté en buenas condiciones, de nada sirve sustituir una unidad defectuosa por otra igual.
 - Al sustituir tarjetas de circuito, recordar que puede haber derivaciones, interruptores, o controles en la tarjeta que tienen que ser ajustados antes que el sustituto trabaje correctamente. Un ejemplo es un tablero de memoria de una computadora que a menudo tiene interruptores o derivaciones que deben ajustarse para proporcionar una dirección correcta a la unidad de CPU.
 - Sustituir un componente bueno por uno que ha fallado puede crear más componentes que fallen, si no se considera o se corrige la falla original.
 - Método de entrada a salida. Medir o probar la entrada a un módulo funcional. Si la medición está bien, entonces revisar el módulo. Si la salida está bien, entonces el módulo bajo prueba está bien. Continúe con el siguiente módulo.
 - Método de dividir a la mitad. Este es un buen método cuando existe un gran número de bloques funcionales idénticos en serie o una cantidad considerable de tarjetas de circuitos en un instrumento. Medir o probar la salida a la mitad del bloque o de la tarjeta del circuito. Si los resultados están bien, entonces la primera mitad de los bloques está bien y la falla debe estar en la segunda mitad. Dividir la segunda mitad de los bloques a la mitad y mida la señal. Si la señal es incorrecta, la falla se localiza entre dicha mitad y las 3/4 partes del bloque. Mediciones subsiguientes permiten aislar la falla a un bloque en particular o a una tarjeta de circuito. Este método de dividir a la mitad es muy eficiente al buscar una falla en un número grande de funciones idénticas que se encuentran conectadas en serie. Sin embargo, se han hecho varias suposiciones que son: Todos los bloques de circuitos son igual de confiables. Sólo existe una falla. Todas las mediciones son similares y requieren el mismo tiempo.
- C) La mayoría de los sistemas no consisten tan sólo de bloques conectados en serie sino que tienen además ramas en paralelo y circuitos de retroalimentación. Las conexiones que complican la localización de fallas son:
 - Divergencia. La salida de un bloque surge a dos o más bloques. Verificar cada salida a la vez, y luego continuar la búsqueda del bloque defectuoso en el área que es común a las entradas incorrectas.

- **Convergencia.** Dos o más líneas de entrada que alimentan a un solo bloque funcional. Verificar primero las entradas en el punto de convergencia. Si todas están bien, la falla se encuentra más allá del punto de convergencia. Si alguna entrada es incorrecta la falla debe radicar en ese circuito de entrada.
- **Retroalimentación.** La salida de un bloque que está conectada a la entrada del mismo bloque o a la entrada de un bloque anterior. Los sistemas de retroalimentación son más complicados. Existen dos tipos de retroalimentación.
- **Retroalimentación modificante.** Esta ocurre cuando la retroalimentación se emplea para modificar las características de un sistema. Un ejemplo de retroalimentación modificante es el control automático de ganancia empleado en los radiorreceptores y en los videoamplificadores. A menudo es posible interrumpir el circuito de retroalimentación y verificar cada circuito por separado si alimentar una señal de falla al circuito. Lo mejor es desconectar el circuito de retroalimentación en el bloque de entrada. Debe cuidarse de no interferir con las condiciones de polarización. En el caso de una señal de retroalimentación ac, esta puede derivarse a tierra con un capacitor adecuado.
- **Retroalimentación de sustento.** Esta se obtiene cuando la retroalimentación es esencial para que pueda existir alguna salida. La retroalimentación de sustento se emplea en muchos sistemas de control de posición, en donde una señal de retroalimentación, proporcional a la posición de algún dispositivo de salida, es usada para cancelar el efecto de una señal de entrada. La mayoría de los registradores de tablas del tipo de servoalimentación corresponden a esta descripción.

Quando se desconecta la retroalimentación de la entrada, es posible inyectar una señal adecuada en lugar de la retroalimentación y luego probar los bloques de circuito dentro del circuito cerrado

3.2.5.2 Aislamiento a un circuito.

- A) Aislar una falla, restringiéndola a un circuito dentro de una función es el único factor adicional que se emplea es su conocimiento más detallado de circuitos.
- B) Al aislar una falla a un circuito, es útil a menudo revisar los diagramas "esquemáticos", si es que están disponibles
- C) Ubicación del componente defectuoso
 - Se aplica todo lo que se ha dicho hasta ahora
 - Al buscar un componente defectuoso, recordar cuáles son los componentes menos confiables y por tanto los más propensos a fallar
 - Verificar primero el componente más viable de fallar
- D) Al encontrar la falla
 - Determinar la causa de la falla. Si el problema radica en un componente defectuoso, es importante primero determinar la causa de la falla antes de reemplazar el componente defectuoso. Sustituir un resistor quemado debido a un transistor en corto, solo hará que se consuman más resistores hasta que se reemplace el transistor en corto
 - Corregir el problema y probar que el dispositivo esté funcionando correctamente
 - Repasar todo el proceso de localización de falla y de reparación

En retrospectiva, piense como encontró y corrigió el problema.

¿Hubo síntomas que se ignoraron, pero que en realidad ayudan a detectar el problemas más fácilmente?

Bajo las mismas condiciones y síntomas, ¿podría encontrar el problema más rápidamente la siguiente vez?

Con el dispositivo funcionando correctamente, medir los voltajes y las señales en los puntos críticos y registrar las lecturas en el manual o en los esquemas para referencias futuras

Repasar todo el proceso de localización de falla y su reparación como una experiencia de aprendizaje y encontrar las cosas que se realizaron correctamente y las que se debieron haber hecho en forma diferente

3.2.6 Equipo de pruebas y mediciones.

Las consideraciones básicas para hacer mediciones y las características del equipo de prueba usual. El técnico que trata de localizar una falla debe estar totalmente familiarizado con los principios básicos de las mediciones y el equipo de prueba que va a utilizar antes de obtener la información máxima de cualquier medición. No debe hacerse ninguna medición, sin antes saber lo que se espera de ella. ¿Si no sabe qué voltaje o señal debe tener en un punto del circuito, como poder saber si el resultado de su medición es correcto?

El propósito de usar equipo de prueba y hacer mediciones mientras está localizando una falla es obtener información sobre una falla o sobre la causa de la misma

Definición de algunos de los terminos mas comunes

Exactitud. La cercanía de la medición al valor "correcto" o "verdadero". La exactitud se expresa, a menudo, como el tanto por ciento de la lectura, o el tanto por ciento de la escala total. Los instrumentos digitales de medición siempre tienen un límite en la exactitud de más o menos uno en el dígito menos significativo debido a la naturaleza de los circuitos digitales de conteo. Una exactitud conocida es resultado de la calibración.

Precisión. El número de dígitos significativos disponibles para describir una medición. Por lo general se expresa como el número de dígitos. Por ejemplo, la precisión de una medición o de un instrumento se puede expresar como de 5 dígitos o de 3 1/2 dígitos.

Resolución. La claridad con que se puede leer o resolver el valor de una medición.

Reproducibilidad. Al hacer mediciones repetidas de la misma señal, ¿que tanto concuerdan los resultados de las mediciones sucesivas entre sí? La reproducibilidad se afecta por la estabilidad del instrumento de medición y por la fuente de la señal.

Estabilidad. Si se mide constantemente una señal estable e invariable, ¿qué tan estable o invariable es la indicación del aparato de medición?

3.2.6.1 Mediciones.

Siempre que se haga una medición, el uso del dispositivo de medición afecta al instrumento que está siendo medido. La mayor parte del efecto se debe al cambio en los parámetros del circuito, que se originan al conectar las puntas o terminales de un instrumento de prueba a un punto del circuito.

Todos los instrumentos de medición electrónicos o eléctricos tienen una entrada finita de impedancia, capacitancia, etc.

Los efectos pueden ser o no significativos. El efecto puede consistir en cambiar la cantidad medida de manera que el resultado no es útil. Al conectar un instrumento de prueba a un circuito puede variar la forma de comportamiento del circuito. Un ejemplo sería tratar de medir o ver la señal en un punto sensible de un oscilador. El proceso de tratar de hacer una medición podría cambiar la frecuencia del oscilador o detenerlo en su proceso de oscilación. Deben entenderse y considerarse las consecuencias de conectar una terminal de prueba a un circuito antes de poder interpretar los resultados de una medición. El efecto de conectar una terminal de prueba a un punto del circuito por lo general, se denomina "carga". La carga no afecta la precisión o la resolución de una medición, sólo su exactitud.

En ocasiones, se hacen mediciones que simplemente no vienen al caso. Un ejemplo sería, tratar de ver o medir directamente con un osciloscopio la base de un transistor amplificador ac de emisor común. La medición le dirá algo sobre las condiciones de polarización, pero muy poco sobre la señal. Debido a que el transistor es controlado por la corriente que llega a la base y no por el voltaje, lo más probable es que no vea señal alguna. Si es que ve una señal, ésta será mucho más pequeña de lo esperado.

Antes de hacer cualquier medición, Se debe saber:

A) Cuales parámetros funcionales se deben medir.

- Voltajes o corrientes de la fuente de poder.
- Ganancia del amplificador, cambios de fase, temporización del ancho de pulso, niveles lógicos, "Offsets", polarización, etc.

B) Cuales parámetros primarios deben medirse y en que cantidad

- Voltaje, dc o ac, onda sinusoidal, onda cuadrada, pulso, y si de pico, pico a pico, o de RMS, promedio, etc. además debe saber si va a medir en micra, mili, deka o kilovoltios.
- Corriente, dc o ac, onda sinusoidal o cuadrada, pulso etc. Si de pico, pico a pico, RMS, promedio, etcétera, además debe saber si va a medir micra, mili, o deka amperios.
- Resistencia, en milí, kilo o Mega ohmios.
- Frecuencia, en Hertzios, kilo, Mega o Giga Hertzios, o en revoluciones por minuto.
- Periodo o Tiempo, en nano, micro o mili segundos.
- Impedancia, reactancia capacitativa o inductiva, ángulo de fase, y a qué frecuencia.
- Presión: Estática o dinámica, en mmHg, en Torr, Pascales, Newtons por metro cuadrado, libras por pulgada cuadrada, etc.
- Libramientos mecánicos, en milésimas, centésimas o décimas de milímetro, metros, pulgadas, pies, etc

C) Como medir.

- ¿Con un VOM, DMM, Osciloscopio, Puente de Impedancia, Calibrador, Manómetro, etc. ?
- ¿Estando encendido o apagado el instrumento en el que va a hacer la medición? ¿Aplicandosele energía o no? ¿Como deben estar los controles del instrumento que se va a medir?.

- ¿Qué posición deben tener los controles del instrumento bajo medición?
- ¿Deberá desmontarse el componente antes de su revisión?

D) Donde medir.

- ¿En la entrada o en la salida? ¿En un punto de prueba o en qué punto del circuito?
- ¿En un componente? ¿En la compuerta de un FET? ¿En el colector de un transistor? ¿En la unión de dos resistores?, etc

E) ¿Por que medir?

¿Qué información va a proporcionar la medición? si:

- Los resultados de la medición concuerdan con lo esperado
- Los resultados no son los esperados

F) A demás debe saber

- La exactitud y precisión requerida de la medición
- Los efectos que la medición tendrá sobre el circuito. ¿Cambiará el proceso de la medición lo que se espera de un punto dado del circuito, bajo condiciones normales de funcionamiento?

3.2.6.2 Instrumentos de prueba.

Se deben entender para usarlos correctamente

A) Del VOM (Avometro, Medidor de Simpson, etc) Se debe saber.

- ¿Cuál es su especificación de ohmios/voltios? ¿Para dc, para ac?
- ¿Cómo mide el VOM los voltajes y corrientes de dc o ac?
- ¿Cuáles son las características de frecuencia del VOM al medir ac?
- ¿Cómo responde su medidor VOM a ondas no-sinusoidales?
- ¿Cómo responde su VOM al medir un voltaje que consiste de una señal de ac sobrepuesta en un nivel de dc? ¿Si se seleccionan rangos de ac? ¿Rangos de dc?
- ¿Cuáles son las corrientes y voltajes máximos proporcionados por el VOM al medir resistencias? ¿Es diferente para cada rango de ohmios? Un VOM puede dañar transistores de señales pequeñas o diodos de señal sensitivos al proporcionar una corriente demasiado elevada en los rangos de $R \times 1$ ó $R \times 10$

B) Del DMM (Multimetro digital), Se debe saber

- Su Exactitud, Precisión y Calibración
- Su impedancia de entrada o carga del circuito

- Como mide el OMM los voltajes y corrientes de dc y ac.
- El método de conversión de Digital a Analógico empleado en el DMM y sus ventajas y limitaciones.
- La frecuencia de muestreo del DMM.
- El tiempo de estabilización del DMM.
- Las características de frecuencia del DMM al medir ac.
- Como responde el DMM a ondas no-sinusoidales.
- Como responde el DMM al medir una señal de ac sobrepuesta en un nivel de dc. Al seleccionar rangos de ac, rangos de dc.
- El máximo de corriente y/o voltaje proporcionado por el DMM al medir resistencia. Para cada rango de ohmios.
- Las indicaciones de sobre rango.
- Las indicaciones de cuando se requiere recargar o cambiar las baterías internas.
- Conocer su DMM lo suficiente para entender su funcionamiento y así saber si está funcionando correctamente.

C) Del Osciloscopio. Se debe saber:

- Su Exactitud, Precisión y Calibración. Recordar que tiene tanto circuitos verticales como horizontales que deben ser calibrados.
- Su impedancia de entrada o su carga de circuito. Sin terminal de prueba. Con terminal de prueba. ¿Está la terminal de prueba correctamente compensada?.
- Como ajustar los circuitos de disparo.
- Lo suficiente sobre el osciloscopio como para hacer un diagrama de bloque funcional y explicar las interrelaciones de las diferentes partes.
- Como determinar el correcto funcionamiento del osciloscopio
- Al medir niveles bajos de voltaje de dc, un DMM causara menor carga en el circuito que un VOM. La impedancia de entrada característica de un DMM es de 10 Megaohmios.
- Al medir voltajes de dc mayores de 500 voltios, un VOM de 20,000 ohmios/voltio causara menos carga en el circuito que un DMM. Si su VOM tiene una sensibilidad de 50,000 ohmios/voltio, causará menos carga que un DMM para todos los voltajes por arriba de 200 voltios.
- Tanto los VOMs como los DMMs tienen sensibilidad muy diferente al medir voltajes de dc que al medir ac.
- La mayoría de los VOMs pueden proporcionar corrientes de 100 a 300 milamperios en el rango de $R \times 1$ ohmios. Esto es suficiente para dañar muchas de las uniones de los semiconductores e muchos transistores y diodos de señal pequeña.

- Se debe conocer las características de su aparato de medición. Los osciloscopios básicamente indican voltajes pico a pico, o pico así como su dependencia temporal. Los VOMs y los DMMs son por lo general, instrumentos que proporcionan lecturas promedio o de RMS.

D) De los simuladores, generadores de señales, Se debe saber

Estos son dispositivos muy útiles para la localización de fallas. Como con cualquier instrumento de prueba, hay algunos puntos que deben tenerse en cuenta al emplearlos.

- Los simuladores y generadores de señales no son iguales a la señal real que el aparato que está siendo probado detectada durante su funcionamiento normal. Deben conocerse y tomarse en cuenta las diferencias entre la señal real y la de sustitución, antes y durante el uso de la señal de sustitución. Muchos simuladores sólo simulan el nivel y la forma de la señal, no pueden simular la impedancia característica de la fuente de la señal real.
- Las formas complejas de ondas son, a menudo, simuladas utilizando un oscilador, un contador, un ROM y un convertidor D/A. Pueden presentarse pequeñas espigas de conmutación en la salida analógica, las cuales pueden producir un comportamiento no usual en el instrumento bajo medición. Como con todo equipo, debe entender los detalles del equipo de prueba, para poderlo usar eficiente y efectivamente.

3.2.7 Componentes y sus características.

Se basa en los componentes y sus características. Todos los ingenieros y técnicos, ya sea que están en la etapa de diseño de detección de problemas o de reparación, deben conocer las propiedades y las características de los componentes empleados en los aparatos eléctricos o electrónicos con los cuales están trabajando.

En el caso del mantenimiento y reparación, un conocimiento amplio de los componentes es muy importante para ayudar en la localización y reparación de las fallas, así como en el caso en que no existan las piezas exactas de repuesto poder utilizar un sustituto adecuado. Es imposible cubrir todos los componentes y sus características en detalle. Este capítulo proporciona un simple bosquejo de algunas de las características importantes de los componentes claves. Se hará énfasis en aquellas características que son particularmente relevantes para el proceso de detección de fallas y su reparación.

3.2.7.1 Resistores.

Los resistores existen en numerosas formas y tipos. A excepción del alambre, son probablemente el componente electrónico más común. Existen tanto con valores fijos como variables. Las características generales de todos los resistores son:

A) Especificación de Potencia. Los resistores comunes se presentan con especificación de potencia que va de un margen de $1/8$ de W a 10 W.

- Nunca deberá excederse esta especificación de potencia.
- La especificación de potencia disminuye con un aumento de la temperatura ambiental. La especificación de potencia indicada, por lo general, sólo se aplica a una temperatura ambiental de 20 grados centígrados y disminuye a cero a cierta temperatura, dependiendo del material del que esté fabricado el resistor.

- La especificación de potencia de un resistor utilizado en un circuito debe ser por lo menos el doble de la disipación de potencia requerida. Esto proporcionará, generalmente, un margen de seguridad suficiente para evitar su falla prematura.
- B) Tolerancia. Los resistores se presentan con tolerancias estándares de 3%, 5%, 10% Y 20%. Los resistores con tolerancia de 20% se usan muy raras veces en la actualidad. Un resistor sólo se mantendrá dentro de su límite de tolerancia de exactitud si no se le ha colocado bajo tensión, ya sea excediendo sus límites de potencia, temperatura y voltaje.
- C) Coeficiente de temperatura y rango de temperatura. El valor de un resistor varía con la temperatura. La cantidad de cambio depende de los materiales de que está hecho el resistor. Algunos resistores recuperan totalmente, o se acercan mucho al valor original, cuando disminuye la temperatura Y algunos exhibirán efectos de histéresis.
- D) Especificación de Voltaje. Los resistores poseen una especificación de voltaje que no debe ser excedida, ya que se produciría daño permanente en el resistor. La especificación de voltaje es un máximo, aun cuando no se exceda la de potencia.
- E) Para Resistores Variables:
- Linealidad o distribución de la resistencia. La variación de la resistencia con cambios de posición en el contacto deslizable es un parámetro importante. La mayoría de los potenciómetros utilizados en los circuitos de audio, como controles de volumen o de nivel, tienen una distribución de resistencia logarítmica, puesto que el oído responde en forma logarítmica a los niveles de sonido.
 - La especificación de potencia se aplica cuando la potencia se disipa a través de todo el elemento de resistencia. Los resistores variables conectados como reostatos se funden fácilmente si la potencia se disipa en una pequeña porción del elemento.
- F) Existen cuatro tipos principales de resistores fijos.
- Los de composición de carbón. Los resistores de carbón están hechos de partículas de carbón comprimidas y con aglutinante, dándoles forma bajo presión. Por lo general, estos resistores fallan. Tienen un valor elevado. Debido a la migración del carbón o del material aglutinante causada por el calor, el voltaje o la humedad. La absorción de humedad hace que el resistor se hinche, forzando la separación de las partículas de carbón. Su principal falla es la de circuito abierto. Esto se produce principalmente por temperaturas excesivas. Los resistores de carbón disminuyen en valor con la temperatura. Algunos no regresan a sus valores originales al ser enfriados y, con el tiempo, sus valores disminuyen lentamente hasta que ocasionan un corto y se queman abriendo el circuito.
 - Resistores de película de carbón. Estos resistores se hacen depositando una película de carbón sobre un tubo de cerámica. La película, por lo general, se coloca en forma de espiral en la parte externa de la base de cerámica. La película, por lo general, se cubre con pintura para sellarla contra la humedad y del mundo exterior. Sus formas más comunes de falla son:
 - Sus fallas principales son: circuito abierto. Debido a la desintegración de la película por temperatura elevada. La película puede también rayarse o resquebrajarse.
 - Ruido elevado. Debido a mal contacto de las terminales conectoras. Generalmente es causado por tensión mecánica debido a montaje defectuoso en un circuito.
 - Resistores de Película Metálica. Se fabrican en la misma forma que los de película de carbón, pero se utiliza una cinta metálica como elemento resistivo. Los resistores de película metálica son más resistentes a los cambios de temperatura Y envejecen más lentamente que los de composición de carbón o de película de carbón. Sus fallas son las mismas que las de película de carbón.

- **Resistores de Alambre Enrollado** Estos están hechos enrollando un alambre sobre un tubo de cerámica y cubriéndolos con una pintura de cerámica. Estos resistores se emplean donde se requiere una elevada disipación de potencia. Su principal forma de falla es circuito abierto, causado por una fractura en el alambre, especialmente cuando se emplea alambre fino y por cristalización progresiva del alambre debido a corrosión, causada por la humedad absorbida. Los resistores de alambre enrollado también producen circuito abierto debido a una falla en el extremo soldado de conexión.

G) Formas de fallar de los resistores variables

- Es común que presenten fallas parciales, tales como un aumento en la resistencia del contacto deslizable, lo cual produce ruido. Esto generalmente se debe al polvo, grasa, o cualquier otro material atrapado en el elemento. También puede producirse ruido excesivo por desgaste del elemento resistivo.
- Las fallas de circuito abierto se producen por la corrosión, humedad, temperaturas elevadas, o por desgaste del contacto deslizable al deslizarse sobre el elemento resistivo.

3.2.7.2 Capacitores.

Los capacitores existen en numerosas formas y tamaños. Se clasifican en dos categorías principales: Polares (electrolíticos) y No-Polares.

- Los capacitores polares son sensibles a la polaridad de los voltajes de corriente directa que se les aplica. Además se les clasifica de acuerdo al metal utilizado en su ánodo. Los capacitores polares o electrolíticos tienen una capacitancia mucho más elevada con respecto a su volumen que los no-polares. Los capacitores polares tienen tolerancias amplias. Su capacitancia varía notablemente con la temperatura, voltaje, corriente, frecuencia, etc. La mayoría de los capacitores electrolíticos se vuelven inductivos a frecuencias mayores de unos cuantos cientos de kilo hertzios. El aluminio es el material más común utilizado para la fabricación de los capacitores electrolíticos o polares. Son de costo relativamente bajo y se emplean mayoritariamente como filtros en fuentes de poder. Al invertir el voltaje a través de un capacitor electrolítico, por lo general causará un corto circuito y destruirá el capacitor debido al sobrecalentamiento del electrolito. El capacitor puede explotar cuando se le somete a corrientes inversas o a voltajes de ac.
- Los capacitores electrolíticos de aluminio se caracterizan por un deterioro de su especificación de voltaje de dc con el tiempo. En un circuito, la especificación de voltaje gradualmente disminuirá al valor requerido por el circuito. Si se produce una elevación brusca del voltaje en un capacitor electrolítico viejo, esto puede causar un corto y falla en el capacitor aunque la amplitud de la elevación brusca haya sido menor que la especificación del voltaje del capacitor.
- Durante su almacenamiento, el voltaje de un capacitor electrolítico de aluminio puede disminuir gradualmente a cero. Su especificación de voltaje puede ser restituida mediante un proceso llamado "conformación". Para ello se aplica un voltaje al capacitor a través de un resistor (para limitar la corriente) hasta que la corriente disminuya a un valor razonable. El capacitor tendrá entonces una especificación de voltaje igual al voltaje aplicado.
- Los capacitores electrolíticos tienen un electrolito líquido, el cual conforma el cátodo o extremo negativo del capacitor. Este electrolito tiende a secarse con el tiempo, lo cual arruina al capacitor. El sobrecalentamiento del capacitor puede causar fugas del electrolito a través del sellado a presión, y también puede producir el secado del electrolito.
- La mejor forma de verificar el funcionamiento de un capacitor electrolítico es por sustitución. Si el capacitor ha producido un circuito abierto o ha disminuido su capacitancia, puede ser revisado rápidamente colocando otro capacitor en paralelo.

▪ Muchos de los dispositivos, a menudo, llamados "probadores" de capacitancia no pueden verificar efectivamente un capacitor electrolítico. Los capacitores electrolíticos, a menudo, fallan o requieren ser reemplazados debido a un aumento en su resistencia en serie equivalente. La mayoría de los probadores de capacitancia no miden la resistencia en serie equivalente de los capacitores que están probando.

- Electrolíticos de Tantalio. Estos capacitores electrolíticos utilizan el tantalio como material para el ánodo. Los capacitores de tantalio tienen una mayor capacitancia con respecto a su volumen, presentan menor fuga y son más confiables que los electrolíticos de aluminio. También son más caros que los de aluminio. Los electrolíticos de aluminio no se fabrican con especificaciones de voltajes mayores de aproximadamente 50 voltios.

B) Los capacitores no-polares no son sensibles a la polaridad del voltaje aplicado. Se clasifican de acuerdo al material usado como dieléctrico.

- De papel. Los capacitores de papel son muy comunes en instrumentos antiguos, pero hoy en día ya casi no se usan. Han sido sustituidos por capacitores de película plástica. Los capacitores tienden a fallar ante los cortocircuitos o circuitos abiertos intermitentes.

- Cerámica. Los capacitores de cerámica tienen características de frecuencia elevada relativamente buena. No presentan buena estabilidad de capacitancia y generalmente se emplean en circuitos donde el valor real de la capacitancia no es crítica, es decir en circuitos de paso. Los capacitores de cerámica pueden fallar ante circuitos abiertos, cortocircuitos o circuitos abiertos intermitentes.

- Película plástica. Los capacitores de película plástica se fabrican utilizando muchos tipos de película plástica. Los materiales más comúnmente usados son el Mylar y el poliestireno. Los capacitores plásticos son los más usados en la construcción de circuitos electrónicos. Cuando fallan, casi siempre lo hacen como circuito abierto. Esto permite su fácil revisión, colocando simplemente otro capacitor en paralelo y ver si el problema se corrige.

- Mica. Los capacitores de mica son muy estables en valor y presentan excelentes características de frecuencia elevada. No se fabrican con capacitancias mayores de 0.01 microfaradios. Tienden a fallar por corto circuito o por circuito abierto intermitente.

- Capacitores de Aceite. Los capacitores de aceite se emplean principalmente para el arranque y movimiento de motores, almacenamiento de energía y como factores de corrección de potencia y para inversión de fases en voltajes de ac. Se presentan con capacitancia de 0.001 a 50 microfaradios. Tienden a ser de gran tamaño físico y, generalmente, fallan por fuga del dieléctrico. El aceite empleado, especialmente en aquellos fabricados antes de 1973, puede contener bifenil polioclorinado o PCB (por sus siglas en inglés). La exposición prolongada al PCB puede causar cáncer.

3.2.7.3 Semiconductores.

Los semiconductores vienen en muchas variedades. Se caracterizan por la presencia de una unión semiconductor. Se clasifican ocasionalmente en dos grandes áreas: Bipolares y Unipolares.

Los diodos son dispositivos semiconductores que presentan una sola unión. La corriente fluye solamente en una dirección. Existen numerosos tipos de diodos. Pueden fallar abiertos o en corto.

Diodos electrónicos o Rectificadores. Estos diodos se caracterizan por su elevada especificación de corriente y voltaje. Se utilizan más usualmente como rectificadores en fuentes de poder u otras aplicaciones que requieren corrientes relativamente elevadas.

Diodos de señales Estos son físicamente más pequeños que los diodos rectificadores y tienen especificaciones de voltaje o corriente, o de ambos, más bajas. Los diodos de señales tienen una capacitancia de unión mucho más baja, lo que permite su uso para frecuencias más elevadas o en aplicaciones de interruptores

Existen muchos otros tipos de diodos como los Diodos Emisores de Luz (LED, por sus siglas en inglés), Diodos Zener, etc

3.2.7.4 Transistores.

Los transistores son dispositivos de tres terminales, los cuales contienen dos o más uniones. Se pueden obtener en muchos tipos diferentes, con diferentes especificaciones de voltaje, corriente o potencia y con diferentes polaridades. Por lo general, fallan en las uniones. La unión puede convertirse en corto o en circuito abierto aunque las fallas de corto circuito son más comunes en los transistores de potencia elevada

3.2.7.5 Circuitos integrados.

En general, todos los comentarios sobre los transistores se aplican a los circuitos integrados. Debido al número de terminales (pins) debe tenerse cuidado al desmontar un circuito integrado para evitar daños al mismo, al resto del circuito la tarjeta de circuito impreso. Se requiere especial cuidado cuando un circuito integrado no está montado en un soquet y debe desoldarse. Un circuito integrado puede ser fácilmente dañado por el exceso de calor de la pistola de soldar al soldar o desoldar el circuito de su tarjeta. Por lo general, los circuitos integrados son más susceptibles a sufrir daños por electricidad estática que los transistores. Los circuitos integrados son especialmente vulnerables

3.2.7.6 Fusibles.

Los fusibles son dispositivos de dos terminales que prácticamente existen en todos los instrumentos. Los fusibles tienen por objeto proporcionar protección contra incendios y sus consecuencias en un instrumento debido a la falla de un circuito o componente dentro del mismo instrumento. Los fusibles son componentes electrónicos únicos, ya que se puede decir que un fusible ha cometido su función cuando falla, se funde o abre un circuito. Una vez que un fusible ha realizado su función debe ser reemplazado

A) Los fusibles se caracterizan por diversos parámetros

- **Especificación de corriente** Es el valor de la corriente, que al ser excedida, hace que el elemento del fusible se funda o se ablande produciendo circuito abierto
- **Velocidad** ¿Cuanto tiempo después de que se ha igualado o excedido la especificación de corriente se abrirá el circuito? Los fusibles se clasifican en dos grandes categorías de acuerdo su velocidad de fusión: fusibles rápidos y lentos. Hay numerosas variaciones que van desde los ultra rápidos hasta los de retraso prolongado
- **Especificación de voltaje** Los fusibles se clasifican por el voltaje que puede ser interrumpido confiablemente por el fusible cuando se abre el circuito. Cuando un fusible se abre, el voltaje que puede aparecer en el fusible puede producir un arco, lo cual puede mantener la continuidad eléctrica. Es importante que no se mantenga el arco para que el circuito se abra y evitar el flujo de más corriente

B) Interruptores de circuitos son la combinación funcional de un fusible y un interruptor. Los interruptores de circuito tienen una ventaja sobre los fusibles por el hecho de que pueden

reajustarse. Cuando se excede la especificación de corriente de un interruptor del circuito, éste se abre automáticamente, lo cual interrumpe el circuito. El interruptor puede ser activado manualmente y reajustarse para que funcione de nuevo. No tiene que ser reemplazado después de ejercer su función, como sucede con los fusibles. Los interruptores de circuito están diseñados con uno de dos mecanismos de acción: térmico y magnético.

- **Térmico.** En un interruptor térmico de circuito la corriente a través del mismo pasa por un calentador, que activa la porción del interruptor cuando se excede cierta temperatura.
- **Magnético.** En un interruptor magnético de circuito, el campo magnético producido por la corriente que pasa a través del mismo activa al interruptor si se excede un valor preestablecido.
- Los interruptores magnéticos actúan mucho más rápidamente que los interruptores térmicos. Un interruptor térmico puede requerir de 0.2 a 0.5 segundos para abrirse, mientras que uno magnético abre en 0.05 segundos, bajo las mismas condiciones.
- Los fusibles y los interruptores de circuito cambian sus características de especificación dependiendo de la temperatura ambiental a la cual operan, con la vibración, el envejecimiento y otros factores ambientales. Los interruptores de circuito, especialmente los térmicos, cambiarán sus características después de repetidas actuaciones. Es importante reemplazar un fusible o un interruptor de circuito por otro de las mismas características. Es particularmente dañino reemplazar un fusible rápido o regular por uno lento. Puede causarse daño severo en el circuito debido al tiempo de acción es más prolongado.

3.2.8 Sugerencias útiles para evitar complicaciones.

Ya de por sí es difícil la localización y reparación de la falla del equipo, se presenta un contexto general de las áreas a considerar como son la mecánica, la eléctrica y la medición.

3.2.8.1 Mecánica.

Durante el desmontaje y ensamblado de un instrumento: Usar la herramienta adecuada para el trabajo que se va a realizar. El uso de una herramienta incorrecta puede causar daños que pueden impedir el desmontaje de un tornillo o de un componente, o puede causar daños no visibles como raspaduras o rebabas. Por ejemplo:

- A) Hay por lo menos tres tipos de tornillos de cruz. ¿Los podrá reconocer y usar el desarmador adecuado para cada uno de ellos?
 - **Tipo Philips.** Este se identifica porque la entrada de la cabeza del tornillo tiene una base aplanada y el desarmador tiene también una punta aplanada. Este es el más común de los tornillos de cruz.
 - **Tipo Pearson.** Se ve casi igual que el Philips, excepto que la entrada de la cabeza del tornillo tiene una base puntiaguda y el desarmador tiene una punta de la misma forma.
 - **Tipo Posi-Drive.** La punta del desarmador tiene una curvatura convexa que coincide con la cabeza del tornillo. La cabeza del tornillo se identifica por las líneas extras en las indentaciones. Este tipo de tornillo se usa en los equipos de la Hewlett-Packard y de Tektronix.
- B) Los tornillos y desarmadores vienen en numerosos tamaños. Se debe utilizar el desarmador del tamaño adecuado para el tornillo.
- C) Muchas veces el tornillo o la tuerca están demasiado apretados y no aflojan fácilmente. Pueden usarse varias técnicas para aflojarlos.

- Limpiar la cabeza del tornillo. Colocar firmemente un desarmador del tamaño adecuado sobre la cabeza del tornillo y hacer un movimiento rápido con la muñeca, esto a menudo afloja un tornillo que prácticamente era imposible de aflojar.
 - Si aún no se afloja el tornillo, golpear ligeramente el extremo del desarmador con un martillo y tratar de nuevo con el movimiento rápido de la muñeca. Aplicar torsión sobre el desarmador mientras lo golpea con el martillo.
 - Aplicar un aceite penetrante o un disolvente y deje que impregne el tornillo, luego trate nuevamente de aflojar el tornillo.
 - Si el tornillo ha sido sellado con un barniz, esmalte o cualquier otra sustancia, calentar el tornillo con la pistola de soldar y tratar de aflojar el tornillo mientras aun está caliente.
- D) Las pinzas de nariz de puntas delgadas no deben utilizarse como llaves de tuercas o tornillos. En general, las pinzas no fueron fabricadas para ser usadas como llaves. Esto produce marcas o muescas en las tuercas y tornillos, de tal manera que una llave apropiada ya no se ajusta bien.
- E) Las pinzas diagonal es para cortar alambres no deben usarse para cortar alambre de acero o tuercas y tornillos chicos. No están hechas para cortar materiales más duros que las aleaciones de cobre. Existen pinzas especiales para cortar el acero.
- F) Existen numerosas variedades de martillos. Cada uno está fabricado para realizar una tarea específica. Algunos martillos están hechos para el acero y otros para introducir clavos. Utilizar un martillo diseñado para introducir clavos para golpear o amartillar acero es muy peligroso, ya que la cabeza del martillo puede romperse y desprender fragmentos que pueden salir volando. Hay obros que han quedado ciegos por el mal uso de un martillo.

3.2.8.2 Electricas.

Hay tres causas principales de problemas electricos que pueden complicar sus dificultades Estática, Transitoria y Cortocircuitos.

3.2.8.2.1 Estática.

La electricidad estática produce muchos más problemas de los que la mayoría de la gente piensa. Una persona promedio tiene una capacitancia de entre 250 a 500 picofaradios. Es muy fácil reunir suficiente carga estática para generar voltajes de 5 a 20 kV. Esto representa un almacenamiento de energía equivalente a 3-100 milijoules. Tanta energía disipada rápidamente en una descarga repentina es suficiente para dañar la mayoría de las uniones de los semiconductores de baja o mediana potencia. La mayoría de los ingenieros están conscientes que la electricidad estática puede dañar los dispositivos MOS Y CMOS, pero es importante darse cuenta que los dispositivos bipolares, tales como los circuitos integrados TTL, los amplificadores operacionales y los transistores bipolares también pueden ser dañados.

Aunque la descarga eléctrica generalmente destruye los dispositivos MOS, el daño a los dispositivos bipolares no es tan obvio. La descarga generalmente produce debilitamiento en la unión, que más tarde fallara bajo voltajes normales o tensión térmica. Los transistores a menudo, exhiben betas bajas, inestables o muy poco lineales después de haber sido sometidos a una descarga estática. La mejor forma de evitar el daño por descarga estática es evitar que se generen diferencias de voltaje, de las siguientes maneras:

- A) Se debe almacenar y transportar los dispositivos sensibles a la estática en recipientes conductivos. No se debe almacenar los circuitos integrados y los transistores en cajas de plástico o envueltos en plástico blanco (poliestireno).
- B) Si es posible, tener un área del banco de trabajo provista con superficies conductoras y utilizar tapetes en el piso.
- C) Proveerse de un tirante para la muñeca o cualquier otro medio que permita referirse a un potencial de tierra.
- D) La superficie conductora del banco de trabajo, el tapete del piso y el tirante de la muñeca. No deben conectarse directamente a un punto a tierra. Las conexiones deben hacerse a través de un resistor de 100 kohmios. Este será lo suficientemente bajo para descargar la energía estática, pero lo suficientemente elevado para evitar el riesgo de un choque eléctrico si llega a ponerse en contacto con voltajes elevados dentro del sistema que está revisando.
- E) Cuando se maneje circuitos integrados dual-en-línea tomarlos con los dedos en los extremos de los paquetes. No tocar las "palitas" (terminales) a menos que sea necesario.
- F) La electricidad estática es especialmente molesta cuando la humedad relativa se encuentra muy por abajo del 50%.
- G) Utilizar una pistola de soldar con la conexión a tierra.
- H) Aunque un dispositivo montado sobre una tarjeta de circuito es generalmente menos sensible a la electricidad estática, este no es siempre el caso y los semiconductores pueden resultar dañados, aun estando montados sobre una tarjeta de circuitos.

3.2.8.2.2 Transitorias.

Las espigas, u otros voltajes o corrientes transitorias pueden ocasionar falla en el componente. Por lo general, ocurren como resultado de cambios bruscos en los voltajes o corrientes.

- A) No conectar o desconectar los componentes, mientras su circuito esté conectado a la fuente de poder.
- B) No quitar o insertar tarjetas de circuito con la electricidad conectada.
- C) Cuidarse de los transitorios inductivos. Pueden ser causados por motores, reles, transformadores, etcétera, los cuales pueden no estar provistos de dispositivos para disipar la energía del campo magnético producido al encenderse o apagarse, o cuyos dispositivos de protección no están funcionando bien.

3.2.8.2.3 Corto – circuitos.

- A) Pueden causarse corto - circuitos inadvertidamente a:
 - Doblar juntos o haciendo corto en dos puntos, al desmontar los paneles, al introducirse en un instrumento para llegar a un circuito, al reemplazar un componente o al hacer una medición
 - Utilizar una herramienta inapropiada o utilizando incorrectamente una herramienta
 - Resbalarse la punta de prueba al hacer una medición. Despararramar líquido dentro o sobre un instrumento.

B) Los corto - circuitos accidentales pueden evitarse:

- Siendo cuidadoso
- Desconectando la corriente al insertar una terminal de prueba
- Utilizando la terminal de prueba adecuada. No intente medir en los "pins" de un circuito integrado con una punta de prueba roma. Es muy fácil que resbale
- No teniendo café, té, refresco o cualquier otro líquido innecesario en la cercanía, cuando esté trabajando con equipo eléctrico o electrónico

3.2.8.3 Mediciones.

Los problemas causados durante las mediciones quedan dentro de tres categorías: Herramientas, Mediciones y Técnicas de medición inapropiadas.

A) Herramientas inapropiadas. Al hacer mediciones es importante utilizar la terminal de prueba adecuada. Por ejemplo, sin la punta adecuada en la terminal de prueba es muy difícil hacer mediciones en la parte posterior de una tarjeta de circuito enrollada en alambre. Además, en muchas tarjetas de circuitos el espacio es muy reducido y es casi imposible evitar el contacto con más de un punto, si no se emplea la punta apropiada.

B) Usar la terminal de prueba apropiada

- Ayudarse con dispositivos tales como un "dip" para hacer mediciones sobre un circuito integrado dual-en- línea con lo cual facilitará el acceso a los pines.
- En ocasiones, puede ser necesario soldar una terminal a un punto del circuito para poder hacer una medición. Esto es especialmente cierto si no se cuenta con una tarjeta de extensión.
- Las tarjetas y cables de extensión pueden ser útiles. Recordar que las tarjetas de extensión no tienen claves para asegurar que el lado sobre el cual está montado el componente en el circuito esté en la dirección correcta.

C) La técnica inapropiada de medición se refiere al hecho de que aunque la medición sea correcta, ésta se hace de tal forma que la falla no es detectada o aparente.

- Si la salida de una fuente de poder regulada electrónicamente es medida en ausencia de carga, la salida puede parecer correcta aun cuando exista un corto en la base-emisor del transistor de paso en serie. Para detectar el problema la fuente de poder debe estar cargada.
- Las tarjetas de extensión varían las características eléctricas de los sistemas digitales de alta velocidad, de los analógicos de bajo nivel, o de cualquier otro sistema o circuito donde la longitud de la terminal es importante. Bajo estas condiciones, las tarjetas de extensión pueden no ser muy útiles.

3.2.9 Medidas de seguridad.

Hay muchas formas de lesionarse al trabajar con instrumentos o equipo. Las causas de riesgos pueden clasificarse en: Eléctricas, Mecánicas, Por radiación, Quemaduras y Biológicas.

3.2.9.1 Riesgos de origen eléctrico.

- A) Es la corriente la que produce el daño.
- Menos de 500 microamperios no se perciben.
 - Entre 500 microamperios a 2 miliamperios. Se estimulan los nervios sensoriales. Pueden percibirse.
 - Más de 2 miliamperios. Se estimulan los nervios motores y se produce contracción muscular.
 - Más de 1 amperio. Las quemaduras son debidas a la disipación de calor producida por el paso de corriente a través de los tejidos.
- B) La sensibilidad eléctrica es función de la frecuencia. La frecuencia a la cual los seres humanos y otros sistemas biológicos son sensibles se encuentra en el margen de 50 a 60 Hertz. A frecuencias mayores o menores de este margen, se requerirá más corriente antes de que pueda producirse alguna sensación, y también se requerirá más corriente para que el corazón deje de latir.
- C) La mayoría de las lesiones producidas por un choque eléctrico son lesiones traumáticas o quemaduras. El traumatismo resulta de la "reacción de sobresalto" o la repentina contracción muscular.
- D) Para que ocurra un choque eléctrico deben cumplirse tres condiciones.
- Debe existir una diferencia de potencial
 - Debe existir una vía para el flujo de corriente (debe haber un circuito cerrado).
 - Debe fluir suficiente corriente
- E) Reglas de seguridad para evitar el choque eléctrico.
- Si es posible, desconectar toda fuente de poder antes de trabajar en el interior de un instrumento, al quitar cubiertas y paneles, al hacer contacto con una terminal de prueba en un punto de alto voltaje, al trabajar en lugares estrechos, y siempre que deje un dispositivo de alto voltaje expuesto.
 - Si la fuente de poder debe estar conectada. Se debe usar solo una mano. Mantener la otra mano dentro de los bolsillos, donde no pueda hacer contacto con otra parte del sistema, o para evitar formar una vía para el flujo de corriente a través de su cuerpo. Debe haber una vía para la corriente y una diferencia de voltaje antes de que pueda ocurrir un choque eléctrico.
 - Los seguros están diseñados con un propósito. Se deben considerar cuidadosamente las consecuencias de seguridad antes de quitarlos.
 - Siempre que sea posible usar herramientas con aislante.
 - Siempre se tiene que estar consciente de los riesgos.
- F) El propósito del tercer cable o cable "de tierra" en el cable de conexión de un instrumento es proteger al usuario del equipo de un choque eléctrico. El utilizar dispositivos "sin tierra" representa riesgo de choque eléctrico. Es importante recordar que el equipo funcionará perfectamente bien, aunque el cable "de tierra" esté dañado. La única forma de saber si un equipo está conectado a tierra es midiendo la continuidad entre la terminal de tierra de la clavija hacia el chasis.

3.2.9.2 Riesgos de origen mecánico.

A) Herramientas eléctricas.

- Las herramientas eléctricas tales como taladros, pulidoras, sierras, etc., pueden ser peligrosas.
- Fijar bien (usando abrazadera o cualquier otro dispositivo de sujeción) su objeto de trabajo cuando se use prensa de taladrar
- Proteger sus ojos contra las partículas metálicas, de vidrio, etcétera, que se desprenden
- Se debe tener cuidado de los bordes filosos. Pueden cortar
- No interferir con los seguros y protecciones, han sido provistos para la seguridad
- Usar ropa de protección, protectores faciales o cualquier otro equipo de protección necesario
- Usar las herramientas y el equipo correctamente para el uso que fueron diseñados

B) Cilindros de gas comprimido

- Los cilindros de gas comprimido son dispositivos muy peligrosos. Cuando están a presión elevada, un golpe relativamente ligero puede convertir al cilindro en un cohete con la fuerza suficiente para atravesar una pared de concreto
- Los cilindros de gas deben estar siempre asegurados en posición para que no puedan voltearse. También deberán protegerse de golpes punzantes

C) Levantamiento de equipo

- Levantar el equipo con cuidado y apropiadamente. Las lesiones de espalda pueden ser permanentes
- No tratar de levantar demasiado solo. Buscar la ayuda necesaria
- Tener especial cuidado cuando levante objetos con formas raras o cuando levante algún objeto por encima de su cabeza

3.2.9.3 Riesgos por radiación.

A) Radiaciones no ionizantes (Frecuencias de radio, microondas, luz, etcétera)

- El efecto principal es una quemadura de algún tipo
- Las frecuencias de radio y las microondas pueden causar quemaduras serias, las cuales se presentan como un pequeño hoyo en la piel, pero que producen un área dañada grande debajo de la piel. Estas quemaduras cicatrizan muy lentamente y tienen una elevada probabilidad de infección
- La lesión en los ojos, a menudo, se presenta como cataratas que pueden producir ceguera. Las cataratas pueden no formarse sino hasta muchos años después de la exposición
- Muchos instrumentos científicos utilizan o contienen una fuente luminosa. Esta fuente puede ser infrarroja, visible o ultravioleta, de descarga gaseosa, de arco, incandescente o láser. Muchas de estas fuentes luminosas pueden ser muy intensas o brillantes y producir lesiones

- La mayoría de las personas están conscientes de los daños de la luz ultravioleta, pero las longitudes de onda de la luz infrarroja pueden ser igualmente dañinas para los ojos.
- Siempre proteger sus ojos y los de sus compañeros de trabajo cuando trabaje con instrumentos que incluyen fuentes luminosas.

B) Radiaciones ionizantes (Rayos X, Radiactividad, etc.).

- No se puede ver, oler, oír o percibir la radiación ionizante. Se debe depender de instrumentos especializados para detectar su presencia.
- Siempre usar los gafetes de identificación de película fotográfica u otros medios de detección y de medición de dosis, cuando trabaje con equipo de rayos X.
- Nunca entrar a un cuarto, mientras esté en operación un equipo de rayos X, sin ponerse la ropa de protección adecuada.
- Cuando se trabaje con materiales radiactivos cuidarse de la contaminación o de derrames.
- Algunos instrumentos emplean cantidades potencialmente peligrosas de material radiactivo como parte constituyente de los mismos. Un ejemplo es un detector de ionización empleado en muchos instrumentos de cromatografía de gases. Algunos interruptores de alta corriente, alto voltaje, contienen una fuente radiactiva para estabilizar sus características de encendido. Si se rompen estos interruptores pueden liberarse cantidades peligrosas de radiactividad.

C) Radiación sonora

- Los sonidos de alta intensidad pueden producir pérdida auditiva permanente y tinnitus (zumbidos en el oído).
- Muchos dispositivos ultrasonicos tienen suficiente potencia de salida para producir dolores de cabeza u otros problemas. Esto es especialmente cierto en los limpiadores y desintegradores ultrasonicos grandes, empleados para separar células en la investigación biológica.
- Utilice protectores auditivos. Colocar algodón en los oídos es mejor que no hacer nada.

3.2.9.4 Riesgos por quemadura.

Estas son en su mayoría autoexplicables. Las planchas de soldar los tubos al vacío, los calentadores, las lámparas, los motores, los resistores eléctricos, los vertedores a calor, etcétera. Todos pueden causar quemaduras dolorosas.

3.2.9.5 Riesgos biológicos.

Estos riesgos se aplican sólo para algunos equipos médicos como por ejemplo, el de diálisis, dispositivos quirúrgicos, monitores de pacientes, etcétera, que han sido utilizados en pacientes con enfermedades infecciosas.

- A) Si se encuentra ante un dispositivo médico que tiene sangre debe presuponer que es potencialmente infecciosa. Se debe limpiar bien antes de proceder en su trabajo.

- B) Un instrumento común que, a menudo, representa riesgos biológicos, es la centrifuga. El interior del recipiente, a menudo, se encuentra recubierto de material proveniente de los tubos de ensaye que se han roto durante el proceso de centrifugación.

Seguridad del usuario.

Es responsabilidad de la persona que hace la reparación asegurarse de que un dispositivo, que se regresa una vez reparado, esté en máximas condiciones de seguridad para su funcionamiento. Es decir, que todos los seguros estén funcionando, todas las cubiertas de aislamiento y de protección estén adecuadamente colocadas y estén funcionando, y de que no existan cables expuestos que puedan causar un choque eléctrico en el usuario.

Seguridad del paciente.

Los pacientes representan una clase especial de usuarios. A menudo no están conscientes de los riesgos y muchas veces no pueden moverse por sí solos. Los pacientes no saben que no deben de recibir choques eléctricos de un aparato. Los pacientes por lo general son más susceptibles a las lesiones que una persona sana. Los pacientes con enfermedades cardíacas son mucho más propensos a sufrir lesiones por un choque eléctrico que una persona sana.

3.2.10 Técnicas de reparación.

La localización, eliminación y reemplazo de un componente defectuoso con éxito no quiere decir que la reparación está completa. Una reparación completa incluye cerciorarse de la correcta operación y calibración, llenar todos los registros y papeleo necesarios, revisar todo el proceso de reparación y regresar el aparato reparado a su lugar de origen y en condiciones de servicio. Además, antes de regresar un aparato reparado a su servicio, deberán corregirse todas las fallas menores, tales como ruedas chuecas, botones u otras partes sueltas, tuercas o tornillos faltantes, etc. además de que deberá entregarse limpio.

3.2.10.1 Reemplazar componentes.

- A) Pensar y planear antes de quitar cualquier componente. Podría ser necesario destruir o dañar un componente para poderlo quitar. Esto es preferible a dañar severamente una tarjeta de circuito impreso o algún otro montaje.
- Considerar cuidadosamente la cantidad y el proceso de desensamble necesario para el acceso adecuado al componente defectuoso. Desensamblar en una secuencia lógica. Hacer diagramas o esquemas para recordar donde van las cosas. En ocasiones es suficiente el simple hecho de colocar las cosas en su banco de trabajo en el orden en que fueron quitadas para asegurar un ensamblado correcto. Hacer un diagrama o esquema puede ser especialmente importante cuando el reensamblado va a realizarse posteriormente debido a que hay que esperar a tener repuestos.
 - Si el componente está localizado en un tablero matriz, podría ser más fácil reemplazar el componente del mismo lado del tablero, de tal manera que no se requiera acceso a ambos lados y quitar todo el tablero. Simplemente corte las terminales lo más cerca al componente, estire las terminales restantes y conecte el componente de repuesto.
 - Cuidar de no aplicar demasiado calor cuando se quiten alambres o componentes. El aislante fundido puede causar problemas posteriores y además da un aspecto desordenado a la

reparación. Demasiado calor puede dañar los dispositivos semiconductores en tal forma que puede no ser aparente en el momento, pero puede causar fallas posteriores.

- Utilizar las herramientas apropiadas para el trabajo que va a realizar.
- Se debe tener cuidado de la electricidad estática, cortocircuitos accidentales, etcétera.
- Cuidadosamente notar cualquier alineación mecánica que podría ser crítica para el funcionamiento correcto. Utilizar marcas de grafito o cualquier otro medio para permitir una fácil alineación.

3.2.10.2 Instalación del componente.

- A) Se debe tenerse cuidado cuando se instalan los componentes.
- B) Las técnicas buenas de soldadura son importantes para asegurar buenas conexiones eléctricas, evitar el sobre calentamiento y evitar daños en otras partes del circuito o del dispositivo.
- C) El componente de repuesto puede ser dañado por deformación mecánica o por sobre calentamiento
- D) La tarjeta del circuito o la montura del componente puede ser dañada.
- E) El aislante o cubiertas pueden dañarse por cortaduras, rayaduras o sobre calentamiento.
- F) La electricidad estática es un peligro siempre presente.
- G) A menudo es útil emplear un enchufe cuando se reemplaza un circuito integrado para evitar daño a la tarjeta y facilitar las reparaciones futuras.

3.2.10.3 Sustitución del componente.

Muy a menudo no se dispone de la pieza exacta de repuesto. Debera elegirse un componente sustituto. Debe tenerse especial cuidado al elegir el componente sustituto. Con una selección apropiada, la sustitución de componentes puede ser una forma muy efectiva para reparar rápidamente un instrumento. Cuando se seleccione un sustituto

- A) Determinar cuidadosamente las características del componente que se quiere sustituir
 - En el caso de un resistor pueden ser la estabilidad, precisión, potencia nominal y/o el valor.
 - En el caso de un transistor, el voltaje, la corriente y la potencia nominal son a menudo las características más importantes
 - En el caso de los capacitores pueden ser las características del valor, el voltaje nominal, la fuga o la frecuencia las más importantes para encontrar un sustituto
- B) Es importante hacer notar que un sustituto satisfactorio debe ser equivalente o mejor que el original en todas las características importantes. Además que el sustituto debe estar disponible
- C) Los libros con buena información y datos son esenciales en el proceso de selección de un sustituto apropiado
- D) Un amplificador operacional del tipo 741 puede ser sustituido por la mayoría de los amplificadores operacionales comunes.

- E) Los dispositivos 74LSXX pueden ser casi siempre sustituidos por circuitos TTL serie 74XX. El factor más importante es la carga de salida. La sustitución inversa puede también realizarse tomando en cuenta las restricciones de la fuente de poder.
- F) Dispositivos de rangos más elevados de potencia, corriente o voltaje pueden a menudo ser sustituidos por dispositivos de menores rangos.
- G) Pueden obtenerse mayores rangos de potencia para los resistores conectándolos en paralelo. Asegurarse de que la resistencia final equivalente sea la correcta.
- H) Los diodos rectificadores pueden conectarse en serie para obtener una tensión inversa máxima (de pico). Es recomendable que al conectar los diodos en serie, se coloquen los resistores de valores elevados en paralelo con cada diodo para distribuir el voltaje durante condiciones de voltaje de polarización inversa. Si existen voltajes inversos elevados, se debe tomar en cuenta la especificación de voltaje del resistor.
- I) Un valor bajo, un resistor de wattaje bajo puede ser sustituido por un fusible en caso de emergencia.
- J) No es recomendable utilizar un fusible que funde rápidamente en sustitución de uno lento, o viceversa.
- K) En casos de emergencia extrema, el dispositivo o el circuito pueden ser modificados para permitir la sustitución por un componente disponible.

La selección de un sustituto apropiado requiere de un buen conocimiento de las características de los componentes y de una habilidad para analizar un circuito para determinar los parámetros más importantes que debe cumplir el sustituto.

Lo más importante que hay que recordar en la localización de fallas es ser lógico y sistemático. Deténgase, analice, piense, describa, compare y planeé su enfoque al problema y evalúe el resultado. La causa más común de falla electrónica es el calor y las temperaturas elevadas.

La causa más común del sobre calentamiento es la inadecuada difusión del calor, mala conexión a tierra, el polvo, o cualquier otro material que cubra los componentes, circuitos o instrumentos, lo cual afecta las características de transferencia de calor y flujo de aire.

3.2.10.4 El mantener los instrumentos limpios

Es la mejor forma de reducir la frecuencia de las fallas. Muchas de las fallas no son electrónicas. La falla puede ser debida a:

- A) Falta mecánica
- B) Cables, conexiones o partes rotas
- C) Tornillos, tuercas, abrazaderas flojantes o sueltos, etcétera
- D) Partes o piezas desgastadas o mal alineadas. Trabajar del exterior del instrumento hacia el interior del mismo. Aprender todo lo que pueda desde el exterior. Una inspección visual cuidadosa, manteniendo en mente la descripción de la falla es una buena guía. Mantener en mente el diagrama de bloque funcional para que le guíe en la búsqueda del problema. Sus ojos con su cerebro funcionando son la mejor combinación para la localización de fallas.

- E) Cuando se requieran mediciones u otras pruebas, hacer las más simples o las más rápidas primero. No tomar ninguna medición si no se sabe cuál debe ser el resultado de la medición y cómo debe hacerse.
- F) Cuando se esté buscando fallas o un componente defectuoso, buscar primero aquéllos que sean los más probables. Mantener en mente la frecuencia de las fallas y las formas de las mismas en componentes, módulos e instrumentos. Asegurarse que todas las conexiones estén limpias y que hacen buen contacto eléctrico.
- G) En los instrumentos que tienen electrodos o transductores externos, las fallas más probables y las partes que deben revisarse primero (después de una cuidadosa inspección visual) son los electrodos, los transductores y los cables.
- H) No olvidar completar todo el trabajo de papeleo (llenar las formas adecuadas y llevar los registros correspondientes). Es importante, una vez completada la reparación, repasar todo el proceso de localización y reparación, considerando cada uno de los pasos ejecutados. Preguntarse así mismo, si el proceso realizado fue el más eficiente o el mejor, bajo las circunstancias específicas. ¿Atacaría el problema en la misma forma si tuviera otro instrumento con síntomas similares? ¿Qué aprendí de todo el proceso? Aunque parezca pérdida de tiempo, puesto que "ya se solucionó el problema", es muy importante escribir cuando menos un resumen completo, que seguramente ayudara al enfrentarse a otro problema igual o similar (utilizar la capacidad humana de aprender por razonamiento).

3.3 Seguridad en el Área de Trabajo.

Es de suma importancia la Seguridad en el Ambiente de Trabajo en el área de Atención a la Salud. Es bien conocido el ingenio que se tiene para resolver problemas al instante sin pensar en sus consecuencias. Cuantas veces no hemos encontrado equipo parchado con tela adhesiva, alambres rotos, clavijas desechas, pero aún en uso, o usamos herramientas que tenemos a la mano para realizar un trabajo para el cual no fueron diseñadas. Estos ejemplos los podemos encontrar en nuestras casas y tal vez no representen un problema o daño grave. Pero en un ambiente en donde la función principal es velar por la salud esto es inconcebible. A las instituciones de salud acuden personas cuyo estado de salud se encuentra deteriorado, así como su sistema de auto protección de defensa, se encuentra disminuido, además creemos que al ingresar a una institución de atención a la salud estaremos en manos de personas capaces de velar por nuestra seguridad.

Por esto se considera de vital importancia hacer consciente al técnico especializado en mantenimiento preventivo y correctivo del equipo de instrumentación médica de la enorme responsabilidad que tiene en su que hacer diario. Todos hemos oído sobre accidentes y la necesidad de prevenirlos. Sin embargo no hacemos caso pensamos que ya sabemos todo. Es necesario que aprendamos a prevenir los accidentes y una vez que hayamos aprendido a hacerlo, debemos prepararnos para transmitir este conocimiento a otras personas.

En años anteriores los programas de seguridad diseñados para las instalaciones médicas se ocupaban de prevenir incendios, del transporte de los pacientes, del control de infecciones y de las condiciones ambientales en los quirófanos. Esto ha cambiado últimamente, pues el hospital moderno se ha convertido en un mundo milagroso de dispositivos electrónicos, de diagnóstico y terapéutica. Así como avanza la aplicación de la tecnología en las actividades médicas, debe aumentar nuestro conocimiento sobre los peligros potenciales. Con cada instrumento nuevo que se introduce al campo de la atención médica aumenta también el riesgo, tanto para el paciente como para el personal.

Características tales como falta de atención, impaciencia, testarudez o irritabilidad son comunes en individuos que se clasifican como propensos a los accidentes. Por otro lado, acciones o condiciones específicamente inseguras pueden ser identificadas y eliminadas, con lo cual se interrumpe la secuencia de eventos que pueden llevar a un accidente y evitarlo. Por lo tanto los métodos prácticos

de prevención de accidentes están diseñados para identificar y eliminar las acciones y condiciones de inseguridad antes de que ocurran los accidentes

Analizando la cantidad de accidentes ocurridos en diversas instituciones revela la necesidad de desarrollar hábitos de seguridad en el trabajo así como métodos de inspección para garantizar un ambiente de seguridad para los pacientes. El más susceptible a un accidente es el paciente, es quien está sometido a una serie de pruebas y procedimientos, algunos de los cuales son extremadamente peligrosos, aun bajo condiciones ideales. Por consiguiente las instalaciones médicas representan un problema excepcional de seguridad. El objetivo principal del programa de seguridad es despertar y desarrollar una preocupación profunda y continua por la seguridad del paciente.

Para que un programa de seguridad sea efectivo debe contar con la participación activa de todos los miembros. El técnico especialista en mantenimiento de equipo biomédico tiene una función clave en este programa ya que su entrenamiento y su experiencia le proporcionan un amplio conocimiento sobre el uso seguro de los sistemas de diagnóstico y terapéutica así como la información básica de los riesgos potenciales. Cada vez que llega un equipo nuevo el técnico es quien debe instalarlo o supervisar la instalación. Una vez terminada ésta debe explicarle al usuario el funcionamiento correcto, el mantenimiento que el usuario debe darle al equipo y las precauciones de seguridad.

3.3.1 Seguridad en el Ambiente Mecánico.

La mayoría de los riesgos en esta categoría son fácilmente visibles. El riesgo mecánico se encuentra en cualquier sistema que sostiene un peso o que sostiene poleas o engranes. La seguridad mecánica se divide en las siguientes categorías:

- A) Solidez estructural. Este grupo incluye las estructuras que soportan pesos así como la colocación adecuada de tornillos, tuercas, pijas, pernos y otros dispositivos de retención. Una falla estructural tiene una forma definida de anunciarse, mucho antes de que la falla real ocurra. En una superficie metálica sin pintar la señal característica es la aparición cristalina del metal o diminutas hendiduras alrededor de los hoyos. En las superficies pintadas la pintura tiende a levantarse, resquebrajarse o descascararse. Cuando un material metálico se está sometiendo a un esfuerzo incorrecto, se presenta un ondulamiento. En los hospitales es de suma importancia verificar que los las estructuras que sostienen equipos tales como lámparas en los quirófanos y equipos de rayos X se encuentren en buenas condiciones y que sus monturas no se estén aflojando.
- B) Baleros, ejes, ruedas y rolletes. Los equipos montados en ruedas o rolletes pueden representar un riesgo por falta de cuidado e interés. Es común que un roliete desgastado se afloje y se desprenda o que los baleros se salgan del eje gratorio, lo cual causa que el roliete se flexione y doble. Esto hace que la unidad de soporte se voltee o caiga bruscamente de lado. La limpieza de las ruedas en algunos equipos así como de la unidad debe realizarse frecuentemente por el usuario, no es una función normal del personal de mantenimiento. Si durante la inspección normal de mantenimiento se encuentra que la unidad no está correctamente limpia se debe reportar al jefe del departamento.
- C) Sistemas de contrapeso. Estos sistemas son comunes en el equipo de rayos X. La unidad del tubo en estos aparatos pesa 50 Kg. Los sistemas de contrapeso se emplean para cancelar el peso de la cabeza del tubo. El emplear este sistema permite manipular el tubo como si no tuviera peso. En este sistema se emplean resortes pesados o cables y pesas. La falla más común en un sistema de resorte es que la cubierta o el perno que retiene al resorte se afloje, lo cual hace que el resorte pierda su tensión y la unidad del tubo se caiga. Por lo tanto los dispositivos que sujetan al resorte deben recibir atención especial cuando se realiza el mantenimiento preventivo. El sistema de cables y pesas es más difícil de inspeccionar, y por esta razón no recibe la atención que requiere. Las pesas están conectadas a todo un conjunto mediante un sistema de cables de acero o de cables y poleas. Lo más común es la rotura del cable de acero, también es posible que se afloje

una polea. Podemos predecir la falla del cable si en este vemos óxido o hilos de los alambres rotos o flojos.

D) Seguros y limitadores. Muchos de los equipos que se emplean en la atención de pacientes móviles para permitir una adecuada posición, por lo que es necesario que tengan un límite de movimiento para evitar el daño del mismo y de los pacientes.

- Los seguros se emplean para garantizar que los equipos se mantengan en una posición correcta.
- Los limitadores se presentan en diferentes formas, pero la mayoría son del tipo tope eléctrico o físico. El limitador eléctrico es un interruptor que es accionado cuando se alcanza un punto determinado y desconecta la energía.
- Los limitadores mecánicos los podemos encontrar en equipos tales como: lámparas de quirófano, unidades dentales y equipos de rayos X, generalmente un tornillo o tuerca hace la función de limitador.
- Otro limitador que podemos encontrar es el de presión el cual es utilizado en los estenizadores, incubadoras pediátricas y equipos de anestesia. Este es normalmente una válvula de resorte. El resorte está diseñado para tener una fuerza igual al máximo de la presión permitida. Los seguros son de tipo de presión, son dos placas de metal que se presionan contra el cable para evitar el movimiento. Estas placas se activan por lo general con electricidad. Revisar los seguros energizándolos y aplicando algo de presión, reemplazarlos si es necesario.

3.3.2 Seguridad donde se emplean gases.

El uso de diversos tipos de sistemas de gas y de aire/gas comprimidos en las instituciones de atención a la salud origina un riesgo de accidentes. Existen cuatro categorías generales relativas a los riesgos asociados al uso de sistemas de gas. Gases inflamables, Gases no inflamables, Gases no inflamables pero comburentes, Gases tóxicos

Todos los gases pueden causar reacciones fisiológicas adversas bajo ciertas condiciones. De las categorías arriba mencionadas, las que presentan el mayor peligro potencial son los gases inflamables y los no inflamables pero comburentes.

Antes de discutir las diversas categorías de gases, es esencial que el personal tenga un conocimiento básico sobre combustión, así como sobre los términos más comunes. La combustión es una reacción química que requiere de condiciones específicas. Estas condiciones son:

Combustible: Debe estar presente una sustancia combustible, esto es, debe existir una sustancia que pueda quemarse.

Oxígeno: El oxígeno mantiene la combustión, sin él no puede ocurrir la combustión.

Calor: El material combustible debe alcanzar su punto de ignición. Aun si se presentan las condiciones 1 y 2 no habrá combustión sino hasta que la temperatura aumente al punto de ignición del combustible. Esta temperatura depende de la cantidad de oxígeno presente y de la constitución del material combustible. Por ejemplo, es fácil incendiar un pedazo de papel en el aire pero es prácticamente imposible hacerlo con un pedazo de carbón. La temperatura de ignición es la temperatura mínima requerida para iniciar o producir una combustión que se auto sostenga. Una sustancia con una temperatura de ignición baja, como la gasolina, es mucho más inflamable que el carbón con su elevada temperatura de ignición. Por lo tanto, los tres requisitos, conocidos como el TRIANGULO DEL FUEGO, deben estar presentes para que pueda iniciarse un fuego.

Gases inflamables comburentes. Los tres gases inflamables más comunes en área de atención a la salud son ciclopropano, etileno y óxido de etileno. Los dos primeros se emplean como anestésicos. El último es un agente esterilizador. El ciclopropano y el etileno son gases no explosivos, excepto bajo condiciones especiales, sin embargo, son bastante inflamables. Ambos son incoloros y tienen un olor, dulce característico. Observando ciertas precauciones pueden ser manipulados y empleados con seguridad. La principal precaución de seguridad es que no alcancen el punto de ignición. Todo lo que se requiere para ello es una chispa de tal manera que deben eliminarse todas las posibilidades de que se produzca esta.

Gases no inflamables. Estos son los gases que no son inflamables pero que facilitan la combustión. Aunque estos gases no son inflamables, representan un peligro puesto que vuelven más inflamables los materiales combustibles. Existen dos gases facilitadores de la combustión que normalmente están presentes en una institución de atención a la salud, estos son el oxígeno y el óxido nítrico. El oxígeno se encuentra en prácticamente cualquier departamento y el óxido nítrico que es un anestésico leve, se encuentra en el quirófano, en la sala de urgencia, en la sala de cirugía menor etc. El óxido nítrico es incoloro y tiene un sabor tendiente a dulce. El oxígeno es incoloro, inodoro e insípido.

Gases no inflamables ni comburentes. Como estos gases no son ni inflamables ni comburentes, no requieren precauciones especiales, excepto contra la asfixia y las reglas generales de manipulación de gases comprimidos.

Gases tóxicos. Los gases tóxicos son aquellos que son venenosos ya que producen alteraciones severas de la salud, generalmente son fatales aun en concentraciones pequeñas. Estos gases se deben emplear con mucho cuidado y bajo condiciones muy exactas. Su uso más frecuente es en la esterilización por gas. El óxido de etileno tiene la habilidad de penetrar la mayoría de las substancias y mata las bacterias. Si no se toman las precauciones requeridas para su uso puede ser muy peligroso. Se debe proporcionar un programa completo de entrenamiento para todo el personal que participe en el manejo de equipo de esterilización. Uno de los principales riesgos de este sistema son las fugas, una fuga sin detectar puede llevar a un desastre.

Existen algunas reglas para el cuidado de los cilindros de gas:

- A) Los cilindros deben almacenarse en un lugar relativamente frío (12-8 °C a 14-44 °C, 55 °F a 58°F)
- B) Los cilindros grandes no deben ser movidos a mano se debe emplear una carretilla o montacargas
- C) La válvula del cilindro debe quedar bien cerrada antes de desconectar el cilindro

Manejo de cilindros vacíos: Los cilindros vacíos merecen el mismo respeto que los cilindros llenos. Cuando se retire un cilindro de servicio por estar vacío, la válvula debe estar cerrada, el capuchón atornillado y debe desplazarse mediante un montacargas. Se debe marcar como **VACÍO** para evitar que alguien más se equivoque y trate de usarlo. Se debe guardar en el área correspondiente hasta que sea recogido para ser llenado nuevamente.

Aire comprimido: Cuando se trata de detectar la fuga de aire comprimido nunca use su dedo. La perforación por donde escapa el aire es por lo general muy pequeña. Por lo que el aire al salir puede actuar como un cuchillo y causar una cortadura. Además siempre se deben utilizar lentes de protección.

3.3.3 Seguridad en el Ambiente donde se usan Radiaciones.

La seguridad contra los efectos de las radiaciones ha recibido gran atención desde que se utilizaron por primera vez los rayos X en el diagnóstico médico. Sin embargo, a pesar de las regulaciones sobre seguridad y la constante educación sobre precauciones en el uso de radiaciones

las personas son sometidas a radiaciones excesivas, ya sea por su propia ignorancia, la ignorancia de otros, o por equipo defectuoso. Primero, por su propia ignorancia, el personal podrá exponerse a radiación excesiva. Segundo, es responsabilidad del técnico corregir a cualquier operador de un equipo de rayos X, quien por su descuido o ignorancia someta a otros a radiación excesiva. Y, tercero, usted es responsable de que cualquier equipo productor de radiación esté correctamente calibrado y funcione bajo las mejores condiciones de seguridad.

Protección de los pacientes. ¿Qué podemos hacer para proteger al paciente? El técnico en rayos X depende de su máquina para ser exacto. Si desea tomar una radiografía de la médula espinal, él sabe cuánta radiación se requiere para ello y ajusta los controles adecuadamente. Si estos controles no son establecidos con exactitud, probablemente la radiografía no tenga valor alguno. Esto significa que tendrá que tomar otra radiografía y, por consiguiente, exponer al paciente a más radiación. De tal manera que podemos ver que el paciente recibió el doble de la dosis que hubiera requerido. Por consiguiente, se debe asegurarse de que los controles estén ajustados con exactitud. Si el cronómetro está ajustado a 1/10 de segundo, asegúrese que la exposición sea de 1/10 y no de 1/5 ó 1/20. Asegúrese de que todos los medidores de la unidad proporcionen lecturas exactas.

Detección de Radiación y Control del Personal. Como se mencionó anteriormente, la radiación no puede ser detectada por los sentidos. Por consiguiente, hubo que desarrollar un método que permitiera el control de exposición a la cual se puede someter el personal. Existen numerosas formas para detectar la radiación, entre ellas, las más comunes son, el "dosímetro de bolsillo", el medidor R y la identificación personal a base de película fotográfica. Los dos primeros dependen de los efectos ionizantes de la radiación sobre los gases. La identificación personal utiliza película fotográfica y es el dispositivo más ampliamente utilizado para el control general del personal. Todas las formas de radiación oscurecen la película fotográfica, tal como lo hace la luz. La cantidad y la densidad del oscurecimiento pueden ser convertidas a unidades roentgen, lo cual proporciona información sobre la cantidad de radiación que ha incidido sobre la identificación personal. Este es un dispositivo muy sencillo. Consiste en una cubierta de plástico dentro de la cual se encuentra la tira de película fotográfica. La película se cubre con papel a prueba de luz para protegerla de la exposición de la luz.

3.3.4 Seguridad eléctrica.

A) Conexiones eléctricas con "trampas". Los riesgos eléctricos existen en todas las áreas de la institución y el mayor riesgo lo representan las personas. Si pudiéramos hacer que el personal de cualquier institución se vuelva consciente de las medidas de seguridad, más del 95% de las condiciones de riesgo podrían ser eliminadas con un mínimo de esfuerzo y tiempo. El problema puede reducirse al hecho de que todos pensamos que si un equipo funciona es seguro, aun cuando tengamos alambres sueltos expuestos, o se haya tenido que diseñar alguna forma de "trampa" para hacerlo "trabajar", etcétera. Sin duda que se encontrarán algunas de estas horrendas adaptaciones en el campo de trabajo, parece que tuvieramos algunos de los más ingeniosos "ingenieros" del mundo trabajando en nuestras instituciones. Ellos pueden crear formas para desafiar cualquier medida de seguridad diseñada por el ser humano. El único problema es que no saben lo que están haciendo e invariablemente crean una situación que es peligrosa no sólo para el paciente sino para ellos mismos. Una de sus acciones más comunes es el uso de un adaptador que convierte una clavija de tres puntas (terminales) en una de dos para poderla conectar a un enchufe sin conexión a tierra. El uso del adaptador ya es bastante malo, pero por lo general ni siquiera se molestan en conectar la terminal de tierra del adaptador. El verdadero desastre detrás de esta práctica es que quizá ese adaptador se mantenga en el cable de línea aun cuando más tarde se conecte a un enchufe con conexión a tierra. La mejor forma de eliminar este problema es asegurarse de que cualquier enchufe que no tenga conexión a tierra sea comunicado al personal de mantenimiento del edificio, para que lo reemplacen. Luego educar al personal para que se percate de los riesgos que está creando. Otra práctica muy común es el uso de cinta adhesiva para hacer que un enchufe haga contacto. Si la punta (terminal) no se mantiene en posición, el técnico toma un pedazo de cinta adhesiva y se la pega y "funciona". Supongamos que ésta era la terminal de tierra y el contacto adentro del receptáculo estaba roto, haciendo que la terminal estuviera floja,

de manera que ahora no tenemos conexión a tierra. De nuevo, la única defensa es la educación y cada vez que el técnico vea cinta adhesiva en una pieza busque su razón de ser

- B) Deficiencias en el diseño del equipo. Este es el fabricante del equipo. Tenemos muchas piezas de equipo en nuestros hospitales que, por negligencia, diseño ineficiente, o manufactura deficiente, representan un riesgo eléctrico. El técnico deberá buscar constantemente los riesgos y eliminarlos. Algunos ejemplos típicos son capacitores de filtro conectados directamente de la línea de suministro al chasis. Esto fácilmente pueden introducir niveles peligrosos de fuga de corriente, terminales de tierra de alta resistencia, soldaduras realizadas con descuido, etcétera. Un área que ha creado gran preocupación es la falta de estandarización entre los fabricantes, especialmente con respecto a las conexiones de los equipos. En esta misma área, el uso del mismo tipo de conector para dos propósitos diferentes en un mismo aparato es práctica común. El análisis previo debe convencerle de que existen riesgos eléctricos en todas las áreas de una institución de atención a la salud y que el técnico tiene una gran responsabilidad para manejarlos adecuadamente. El técnico debe estar alerta ante los riesgos en el 100% de su tiempo, ya sea cuando realiza mantenimiento preventivo, haga reparaciones, o simplemente esté caminando por la institución.

3.3.5 Seguridad en el Ambiente donde se usan Ondas de Radiofrecuencia.

Los riesgos que pueden generarse por el flujo de corriente eléctrica, generalmente, se reconocen y están en las frecuencias convencionales de 50—60 Hz. Sin embargo, los peligros son mayores a medida que la frecuencia del flujo aumenta dentro del margen de radiofrecuencia (RF, 100 kHz y más), ya que entonces el flujo o parte de la corriente eléctrica puede no restringirse a las vías conductoras normales u obvias. Este hecho es difícil de comprender.

Las instituciones de atención a la salud cuentan con aparatos que generan altas frecuencias, los cuales están diseñados para el tratamiento de los pacientes. Sin embargo, las propiedades que hacen útiles a estos aparatos también los convierten en riesgos potenciales. El problema inherente son las **QUEMADURAS POR ELECTRICIDAD**, en su mayoría asociadas con las unidades de electrocirugía y las **QUEMADURAS TÉRMICAS** que se asocian con las unidades de diatermia y de terapia por ultrasonido.

- A) Quemaduras eléctricas. Las unidades de electrocirugía son generadoras de altas frecuencias que se utilizan por los efectos caloríficos que producen esas corrientes al pasar a través de los tejidos corporales. Esta corriente puede ser usada para desecar, coagular y cortar tejido. La corriente de frecuencia muy elevada que se produce por la unidad de electrocirugía se aplica al tejido a través de un electrodo activo muy pequeño, el cual concentra la corriente para producir efectos caloríficos muy intensos. Mientras más pequeño sea el electrodo mayor será la concentración de corriente y mayor el efecto calorífico. La vía de regreso de la corriente de RF es a través de un electrodo grande, de dispersión, inactivo, conectado a tierra del aparato que, a su vez, debe estar conectado a una tierra física. En la mayoría de los procedimientos de electrocirugía, la placa de tierra (electrodo de dispersión en el paciente) se coloca debajo de los muslos o de los glúteos del paciente, sirviendo así como el electrodo de dispersión. Esto proporciona una superficie grande de contacto entre la piel y la placa de tierra, con lo cual se disminuye la densidad de corriente, es decir, la corriente por unidad de área de contacto cutáneo. Las placas para conectar a tierra están hechas de plomo o de acero inoxidable. El plomo tiene la capacidad de doblarse y amoldarse a la superficie corporal del paciente, sin embargo, se corroe rápidamente y tiende a la fatiga por el uso repetido, lo cual origina una superficie irregular. Las placas de acero inoxidable son fáciles de limpiar, resisten la corrosión y mantienen su forma a pesar del uso repetido. Sin embargo, la superficie de contacto no es tan grande como la proporcionada por el plomo. No importa qué tipo de placa se use, el técnico debe asegurarse de que no esté corroída y de que exista una superficie de contacto suave, uniforme y lo mayor posible. De otra manera, el paciente sufrirá quemaduras debido a la mayor densidad de corriente.

B) Quemaduras Térmicas. Las quemaduras térmicas causadas por generadores de radio frecuencias, generalmente, se asocian con las unidades de diatermia. Una unidad de diatermia utiliza el efecto calorífico que resulta de una radiación de alta frecuencia a medida que esta pasa por el tejido corporal. En lugar de concentrar esta energía en un área pequeña, como lo hace la unidad de electrocirugía, se aplica en forma uniforme al tejido bajo tratamiento. Sin embargo, el calor así generado no debe ser suficiente para producir destrucción del tejido. Puesto que las unidades de diatermia están diseñadas para producir calor, pueden fácilmente causar quemaduras severas si no son operadas correctamente o si su funcionamiento es defectuoso. Este calor se desarrolla en el interior del tejido, en lugar de la superficie del mismo. El paciente puede sufrir quemaduras severas antes de que perciba cualquier sensación o molestia. Esto es similar a lo que ocurre con una insolación, cuando uno se da cuenta de sus efectos, el daño ya está causado. La sobre exposición del paciente puede parecer un error por parte del que maneja el equipo, pero recordemos que el técnico que maneja el equipo se basa en los indicadores y controles de la unidad. Si estos indicadores y controles no están funcionando adecuadamente, no puede esperarse que el técnico proporcione un tratamiento adecuado y seguro. La unidad de diatermia tiene un medidor de salida y un reloj, y ambos deberían revisarse, para asegurar su funcionamiento exacto. El medidor de salida es un amperímetro que tiene la escala marcada en porcentaje de potencia. El manual proporcionado por el fabricante generalmente especifica la cantidad de corriente requerida para una deflexión del total de la escala o el 100% de potencia. La exactitud del reloj puede ser chequeada con un cronómetro.

3.3.6 Disminución de riesgos en el proceso de capacitación.

Anteriormente se hizo notar que los peligros causados por la electricidad se pueden prevenir usando el sentido común, empleando medidas de seguridad y el conocimiento. Los voltajes elevados producen choques eléctricos mientras que las corrientes de alta frecuencia producen quemaduras. El voltaje y la corriente son inseparables en los circuitos eléctricos. Por consiguiente, es imperativo que usted aprenda todas las medidas y precauciones de seguridad establecidas para cada tipo de equipo, antes de que intente poner a funcionar un equipo. Existen algunas precauciones de tipo general que se aplican a todos los tipos de equipo que el técnico manejara durante su proceso de capacitación, así como durante sus actividades como técnico especialista en instrumentos y equipos empleados en las instituciones de atención a la salud. Estas son:

- A) Ser un técnico de un sólo brazo. No usar ambas manos, a menos que sea absolutamente necesario. Al usar ambas manos se proporciona una vía para el flujo de corriente a través del área vital torácica. Por consiguiente, el usar una sola mano mientras realiza el diagnóstico de fallas limita el área corporal involucrada.
- B) Desconectar el suministro de energía eléctrica. A menos que se este reparando o revisando la maquinaria. Nunca dejar la máquina (motor) encendida mientras esta leyendo o estudiando los diagramas esquemáticos o el circuito de alambreado. Asegurarse de desconectar la energía eléctrica antes de abandonar el cuarto.
- C) Ninguna unidad deberá ser energizada sin la supervisión directa del instructor u otra autoridad competente. Permanecer fuera del salón durante todos los recesos, regresando a él sólo cuando este presente el instructor.
- D) No llevar objetos metálicos. Quitarse toda la joyería, relojes, alhajas, anillos, brazaletes de identificación, etcétera, mientras este trabajando en el equipo.
- E) No se debe tolerar absolutamente ningún desorden, ni juegos en las áreas de capacitación.
- F) Ningún estudiante podrá insertar intencionalmente alguna falla en el equipo, ya que este podría dañarse.

- G) Ningún técnico llegará a trabajar directamente en el equipo, estando mojado por causas ambientales (lluvia), o por sudor. La transpiración es un buen conductor de la electricidad y dispersa la descarga eléctrica por toda la superficie corporal. Por consiguiente, mantenga su cuerpo lo más seco posible y nunca se pare en el agua o sobre una superficie húmeda mientras este trabajando con equipo eléctrico. Recuerde que las descargas eléctricas, incluyendo los rayos producidos por tormentas eléctricas, siempre se desvían a "tierra".

3.3.7 Generalidades sobre las señales de seguridad y colores.

Durante muchos años, se han desarrollado diferentes códigos y sistemas de señales de seguridad. Sin embargo, ha surgido la urgente necesidad de normar (estandarizar) el uso de estas señales debido al aumento del intercambio internacional de información y de mercancías y, en nuestro medio, esta necesidad es aún más urgente debido al analfabetismo de una gran población que acude a las instalaciones de atención médica.

El uso de las señales de seguridad con sus correspondientes colores tiene por objeto reducir al mínimo el uso de palabras y de textos escritos. Su uso no sustituye en forma alguna la aplicación de las medidas de precaución y la realización adecuada de las tareas encomendadas, y, tal como se expuso al inicio de este capítulo, la educación y la capacitación son parte esencial de cualquier sistema que tenga por objetivo proporcionar información sobre salud o seguridad.

A continuación se presentan las normas para el uso adecuado de las señales de seguridad y colores basadas en la Norma Internacional ISO 3864—1984 (E), así como en la Norma Oficial para la Aplicación de Colores en Seguridad (NOM 8—14—1971) y en la Norma Oficial de Símbolos y Dimensiones para señales de Seguridad (NOM 8—15—1971) expedidas por la Secretaría de Industria y Comercio de México (Publicadas en el Diario Oficial de la Federación de fecha 8 de Julio de 1971 y 27 de diciembre de 1971, respectivamente).

NOTA. Es importante hacer notar que, en la mayoría de los países, las señales de seguridad y colores en ciertos campos (particularmente, en el de etiquetado para el transporte de enseres peligrosos) y las señales de tránsito están amparadas por leyes reglamentarias, las cuales difieren en algunos aspectos de la norma internacional o de las de México antes citadas.

- A) Señal de seguridad. Proporciona un mensaje general de seguridad; esta se obtiene por la combinación de colores y formas geométricas, y adicionando un símbolo gráfico o texto proporciona un mensaje determinado de seguridad.
- B) Color de seguridad. Es un color, de propiedades especiales, al cual se le atribuye un significado de seguridad.
- C) Señal complementaria. Es una señal que sólo contiene un texto, que se emplea donde sea necesaria en conjunción con una señal específica de seguridad.
- Propósito de las señales de seguridad y colores. El propósito de las señales de seguridad y colores es atraer rápidamente la atención hacia objetos o situaciones que afecten la seguridad y la salud. Las señales de seguridad deberán ser usadas solamente para hacer notar aquellas instrucciones relacionadas a la seguridad y la salud.

Colores de seguridad y colores de contraste.

Colores de seguridad. El significado general asignado a los colores de seguridad es el que se especifica a continuación. Si se requiere de un color de contraste deberán seguirse los lineamientos que se indican a continuación.

Colores de seguridad y contraste.

Color de seguridad	Significado u Objetivo	Ejemplos de uso	Color de contraste (si se requiere)	Color del símbolo
Rojos	Alto Prohibición Equipo contra Incendio	Señales de alto identificación de Dispositivos de cierre de emergencia Prohibición Localización del equipo contra incendio	Blanco	Negro
Azul (1)	Obligación	Uso obligatorio de equipo de protección Alto riesgo por equipo eléctrico	Blanco	Blanco
Amarillo	Precaución riesgo de peligro	Indicaciones de peligro (fuego, explosión, radiación, riesgo tóxico etc.). Equipos de construcción Aviso de escalones Pasadizos bajos, Obstáculos (2)	Negro	Negro
Naranja	Precaución riesgo de peligro	Peligro en máquinas que pueden cortar, aplastar o traumatizar, al quitar tapas de engranes, bandas, o partes en movimiento. Aparece al quitar puertas o cubiertas de resguardo	Azul	Negro
Púrpura con Amarillo	Precaución, riesgo de peligro.	Riesgo por radiaciones ionizantes		
Verde	Condición de Seguridad	Rutas de escape Regaderas de emergencia Estaciones de rescate y de primeros auxilios	Blanco	Blanco

- El azul es considerado un color de seguridad, solamente si se utiliza en forma circular.
- El naranja-rojo fluorescente puede utilizarse en lugar del amarillo de seguridad. Este color es muy llamativo, especialmente en condiciones de poca luz natural.
- El color de contraste para el blanco será el negro y para el negro será el blanco. En algunos países, el amarillo de seguridad se utiliza en lugar del blanco en las señales de prohibición.

Ejemplos de uso de colores de seguridad y colores de contraste.





Las siguientes combinaciones de amarillo y negro de seguridad pueden usarse para indicar riesgo temporal o permanente en lugares tales como

- Donde existan riesgos de colisión, caída, tropiezo o caídas de objetos.
- Áreas de construcción o remodelación
- Escalones, agujeros en el piso, etcétera



Diseño de símbolos gráficos: El diseño de los símbolos deberá ser lo más sencillo posible y deberán omitirse los detalles que no sean esenciales para entender el mensaje de seguridad

Formas geométricas y su significado en las señales de seguridad.

Forma geométrica	Significado
	Prohibición o acción obligatoria En México la acción obligatoria Se representa con un hexágono
	Advertencia En México, se emplea el rombo Para expresar advertencia
 	Información (incluyendo instrucciones)

Arreglo de las señales de seguridad.

Los colores de seguridad y de contraste y las formas geométricas deberán usarse únicamente en las siguientes combinaciones, con el fin de obtener los 4 tipos básicos de señales de seguridad

A) Señales de prohibición:

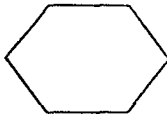


Color de fondo: blanco.
La banda circular y la barra de cruce: rojo.
Símbolos o texto: negro.

El símbolo o texto deberá centrarse en el fondo y no deberá tapar la barra de cruce. Es recomendable que el color rojo cubra por lo menos el 35% del área de la señal.

Cuando no exista un símbolo adecuado para indicar un significado específico, el significado deberá obtenerse preferentemente mediante el uso de la señal de prohibición sin símbolo, pero con un texto sobre la señal de prohibición.

B) Señales de acciones obligatorias:



Color de fondo: azul.
Símbolo o texto: blanco.

El símbolo o texto deberá centrarse en el fondo.
El color azul deberá cubrir por lo menos el 50% del área de la señal.

Cuando no existe un símbolo adecuado para indicar un significado específico, éste deberá obtenerse preferentemente mediante el uso de la señal de acción obligatoria junto con un texto en una señal complementaria, o en forma alternativa usando un texto en lugar del símbolo en la señal de la acción obligatoria.

C) Señales de advertencia:



Color de fondo: amarillo.
Banda triangular: negra.
Símbolo o texto: negro.

El símbolo o texto deberá centrarse en el fondo.
El color amarillo deberá cubrir por lo menos el 50% del área de la señal.

Cuando no exista un símbolo adecuado para indicar un significado específico, éste deberá obtenerse usando la señal de advertencia junto con un texto sobre una señal complementaria, o en forma alternativa usando un texto en lugar del símbolo sobre la señal de advertencia.

D) Señales de información, concierne a condiciones de seguridad:



Color de fondo: verde.
Símbolo o texto: blanco.

El símbolo o texto deberá centrarse en el fondo y la forma de la señal deberá ser cuadrada o más larga que ancha, según se requiera para acomodar el símbolo o el texto. El color verde deberá cubrir por lo menos el 50% del área de la señal. Cuando no exista un símbolo adecuado para indicar un significado específico, éste deberá obtenerse utilizando un texto en lugar de un símbolo en la señal de información.

Señales complementarias:



Color de fondo: blanco.

Texto: negro.

Color de fondo: el color propio de la señal de seguridad.

Texto: color contrastante correspondiente.

La forma de la señal deberá ser rectangular y no deberá contener ningún símbolo gráfico.

La señal complementaria deberá colocarse debajo de la señal de seguridad o puede estar incluida dentro de sus límites.

Instrucciones de Seguridad Laboral

SEÑALES DE SEGURIDAD

PROHIBICIÓN



Prohibido fumar



Prohibido fumar y encender fuego



Prohibido pasar a los peatones



Prohibido apagar con agua



Agua no potable



Entrada prohibida a personas no autorizadas



No tocar



Prohibido a los vehículos de mantenimiento

ADVERTENCIA DE PELIGRO



Materiales inflamables



Materiales explosivos



Materias tóxicas



Materias corrosivas



Materias radiactivas



Cargas suspendidas



Vehículos de mantenimiento



Riesgo eléctrico



Peligro en general



Radiación láser



Materias calientes



Radiaciones no ionizantes



Campo magnético intenso



Riesgo de tropezar



Caida a distinto nivel



Riesgo biológico



Baja temperatura



Materias nocivas e irritantes

SEÑALES DE OBLIGACIÓN



Protección obligatoria de la vista



Protección obligatoria de la cabeza



Protección obligatoria del oído



Protección obligatoria de las vías respiratorias



Protección obligatoria de los pies



Protección obligatoria de las manos



Protección obligatoria del cuerpo



Protección obligatoria de la cara



Protección individual obligatoria contra caídas



Vía obligatoria para peatones



Obligación general (acompañada, si procede, de una señal adicional)

LUCHA CONTRA INCENDIOS



Manguera para incendios



Escala de mano



Extintor



Dirección que debe seguirse
(Señal indicativa adicional a las anteriores)



Teléfono para la lucha contra incendios

SALVAMENTO O SOCORRO



Vía / Salida de socorro



Dirección que debe seguirse. (Señal indicativa adicional a las siguientes)



Primeros auxilios



Camilla



Ducha de seguridad



Lavado de ojos



Teléfonos de salvamento

CONCLUSIONES

Se presentan a continuación una serie de conclusiones puntuales sobre el desarrollo del manual de mantenimiento preventivo y correctivo

Proporciona información de las características y funcionamiento de algunos equipos médicos. para que el personal de mantenimiento tenga una fuente de información más accesibles, es decir, una guía de consulta ya que en muchas ocasiones no se cuenta con esta información y la información que se tiene no está español. Por lo general en los hospitales del Sector Salud, solo cuenta con el manual de operación y mantenimiento preventivo, pero no el correctivo

Ayuda a mejorar el manejo y mantenimiento del equipo, para que sus funciones se mantengan constantes y eficientes lo que redundará en beneficio directo al paciente

La falta de capacitación ocasiona el retraso en la reparación de éstos, además es importante mencionar que se disminuirían los gastos en la reparación externa y compra de equipos ya que los costos de estos mismos son elevados con la rutina de revisión de mantenimiento correctivo que se proporciona se evitara en gran medida esto

La seguridad en el ambiente de trabajo (área de atención a la salud) es importante ya que se deben tomar en cuenta los riesgos potenciales y como se pueden evitar, en su mayoría los accidentes que se presentan se deben a descuidos, inconciencia y/o ignorancia por la falta de atención a estos, como pueden ser los riesgos en los diferentes ambientes ya sea mecánico, eléctrico donde se emplean gases, donde se usan radiaciones y ondas de radiofrecuencia. Con la información proporcionada en el manual el personal podrá disminuir estos riesgos y se creará una mayor conciencia de la responsabilidad que conlleva su trabajo diario en el desarrollo de su aprendizaje en la comprensión y conocimiento del seguridad empleados en el área médica

REFERENCIAS

- **UNDERSTANDING SMART SENSORS**
Randy Frank
Artech House Publishers 1998.
- **INTELLIGENT SENSOR TECHNOLOGY**
Ryoji Ohba
Wiley Publishers 1999
- **INTRODUCCION A LOS SENSORES**
CSIC CDTI 1997.
- **SENSORES Y ACONDICIONADORES DE LA SEÑAL**
Ruman Rallas Areny
Marcombo 1998.
- **INSTRUMENTATION FOR ENGINEERING MEASUREMENTS**
James W. Dally, William F. Riley, Kenneth G. Mcconell.
John Wiley & Sons, Inc 1999
- **METODOS EXPERIMENTALES PARA INGENIEROS**
Jack P. Holman
Mcgraw-Hill 1985.
- **INTRODUCTION TO BIOMEDICAL EQUIPMENT TECHNOLOGY**
Joseph J. Carr
Prentice hall 1998
- **MANUAL TECNICO DE MANTENIMIENTO**
Aparato de Anestesia
Marca Plarre 1994
- **INCUBADORAS PARA RECIEN NACIDO USO NORMAL Y CUIDADOS INTENSIVOS**
IMSS 1985
- **MANUAL DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO DE EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA**
Secretaria de Salud 1996
(Impreso en los Talleres Graficos de la Nacion)
- **LOCALIZACION LOGICA DE FALLAS EN INSTRUMENTOS Y EQUIPOS**
Secretaria de Salud 1995
(Impreso en los Talleres Graficos de la Nacion)
- **SEGURIDAD EN EL AMBIENTE DE TRABAJO EN EL AREA DE ATENCION A LA SALUD**
Secretaria de Salud 1990.
(Impreso en los Talleres Graficos de la Nacion)
- **MANTENIMIENTO DE EQUIPOS DE RAYOS X**
Secretaria de Salud 1995
(Impreso en los Talleres Graficos de la Nacion)
- **ESTERILIZADORES A GAS DE OXIDO ETILENICO**
Marca Med-cor 1998

- **MANUAL DE AUTOCLAVES**
Secretaria de Salud 1988
(Impreso en los Talleres Gráficos de la Nación)
- **MANUAL DE EQUIPOS DE ELECTRÓNICA**
IMSS 1984
- **DESFIBRILACION**
Phisio-Control 1996