



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

ENEP ARAGÓN

INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA



ASPECTOS GENERALES DE LA INSTRUMENTACIÓN
BIOMÉDICA ELECTRÓNICA

T E S I S

Que para obtener el título de:
INGENIERO MECÁNICO ELECTRICISTA
P r e s e n t a:
ANTONIO EFRAÍN RESÉNDIZ GARCÍA

San Juan de Aragón, Estado de México 2005

m341080

Con gratitud a la Universidad Nacional Autónoma de México
a la ENEP Aragón
a mis profesores

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la
UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el
contenido de mi trabajo reconceptual.

NOMBRE: Antonio Efraim
Reséndiz García

FECHA: 16 - FEB - 05

FIRMA: 

Como muestra de estimación y agradecimiento,
al Ing. Raúl Barrón Vera.

A la memoria de mi padre, Genaro Reséndiz Gutiérrez
y de mi hermana Ma. Del Carmen Reséndiz García.

A mi esposa, Amalia Medina Sánchez
e hijos, Miguel Antonio y Betsabe.

A mi madre y hermanos, quienes siempre me
brindaron su apoyo y me motivaron en todo momento.

Justificación

El desarrollo que ha tenido la electrónica, ha originado un gran avance en la ciencia y la tecnología. Dicho avance se observa en todas las áreas del conocimiento, como son: la microelectrónica, robótica, comunicaciones, sistemas computacionales etc.

Uno de los campos más importantes en el que se ha tenido avances muy interesantes es, en la medicina. Es decir, que el crecimiento que ha experimentado esta ciencia en los últimos años se debe a la instrumentación biomédica, soportado por la evolución vertiginosa de la electrónica.

La instrumentación biomédica, ha cobrado gran importancia tanto en la investigación, diagnóstico, monitoreo y tratamiento de diversas enfermedades y con ello se han salvado muchas vidas.

Desafortunadamente, en nuestro país no solo, no se ha desarrollado, sino que como se puede observar, es un campo poco conocido y pobremente explotado. Por tal razón, pretendo mostrar con este trabajo una parte de lo extenso que es, así como el enorme potencial que representa para el Ingeniero Mecánico Electricista (área eléctrica y electrónica) e Ingeniero en Computación.

Objetivos

El presente trabajo tiene como objetivo principal, mostrar al Ingeniero Mecánico electricista, así como al Ingeniero en computación que en la instrumentación médica se tiene otra opción u otro campo de aplicación en el ejercicio profesional. Esta puede ser en el diseño, desarrollo, venta, capacitación, instalación y servicio de equipo médico.

Para lograr que se cumpla lo anterior, se requiere comprender los principios en los que se basa la instrumentación biomédica, es por eso que, con este trabajo se tiene la intención de presentar un panorama general, sin profundizar más de lo necesario para entender los fenómenos y cubrir una buena parte de los fundamentos para adquirir una base más sólida.

El Ingeniero, por definición busca la forma de imitar y modificar la naturaleza para el bienestar de la sociedad. Para lograrlo, debe estudiar los fenómenos que ocurren en la misma y comprender todo lo relacionado a la producción del fenómeno, la frecuencia con la que se presenta, el impacto que genera en su entorno y la forma en la que afecta al hombre, así como el beneficio que se puede obtener del mismo.

Partiendo de este principio, con este trabajo pretendo explicar brevemente, los fenómenos que se presentan en el organismo, para esto es necesario introducir un poco al lector en la fisiología, pero principalmente en fisiología celular, y particularmente en el origen del potencial de membrana celular, con el fin de proporcionarle fundamentos teóricos para desarrollar métodos y herramientas para la detección, medición y control de diversos eventos que puedan ayudar a desarrollar nuevos métodos y herramientas que se apliquen al diagnóstico y tratamiento de enfermedades.

Una vez que se conocen los aspectos fisiológicos, se puede observar la existencia de los eventos y saber como se detectan, como se miden y como se pueden manipular para comprender más profundamente su origen y obtener un beneficio posterior. Este trabajo también tiene como objetivo mostrar la relación que existe entre el Ingeniería y la fisiología dentro del campo de la bioingeniería o Ingeniería biomédica, y que el Ingeniero Mecánico Electricista, así como el Ingeniero en computación con algunos conocimientos de fisiología, pueden desarrollarse con éxito en este campo.

Índice

Justificación	i
Objetivos	iii
Índice	v
INTRODUCCIÓN	1
I INTRODUCCIÓN A LA INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA	5
Resumen	5
Introducción	5
Antecedentes	6
Desarrollo de la instrumentación biomédica	8
Factores de instrumentación médica	9
Sistemas de instrumentación biomédica	12
Procedimientos médicos	13
Componentes del sistema hombre-instrumento	15
Sistemas fisiológicos del organismo	17
El sistema cardiovascular	18
El sistema respiratorio	18
El sistema nervioso	19
Bibliografía	21
II PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS DE LA CÉLULA	23
Resumen	23
Introducción	23
Transporte	25
Base física de la difusión	26
Movimiento del agua a través de la membrana	28
Cationes y aniones	30
Origen de los potenciales	31
Propiedades eléctricas	32
Potenciales de difusión	33
Potencial de transmembra	34
Distribución iónica y potencial de membrana	34
Excitabilidad y conductividad de la fibra nerviosa	37
Características del estímulo	38
Estado de excitación local	39
El principio del “todo o nada”	41
Periodos refractarios absoluto y relativo	42
Bibliografía	44
III EVENTOS BIOELÉCTRICOS (BIOPOTENCIALES)	45
Resumen	45
Introducción	45
Potenciales de reposo y de acción	47
Potencial de acción monofásico	50
Potenciales de acción con electrodos extracelulares	55
Teoría de interferencia	56
El electrocardiograma (ECG)	58
El electroencefalograma (EEG)	61
Electromiograma (EMG)	64
Otros potenciales bioeléctricos	65
Bibliografía	67

IV ELECTRODOS	69
Resumen	69
Introducción	69
Potencial de electrodo	70
Potencial de la unión de líquidos	73
Estabilidad del potencial de electrodo	74
Impedancia del electrodo	77
Electrodos sobre un sujeto	78
Electrodos para biopotenciales	79
Microelectrodos	81
Electrodos superficiales	82
Electrodos de aguja	85
Transductores bioquímicos	87
Electrodos de referencia	87
El electrodo de pH	88
Electrodos para gases de la sangre	89
Electrodos para iones específicos	92
Bibliografía	94
V EL SISTEMA CARDIOVASCULAR	95
Resumen	95
Introducción	95
El corazón y el sistema cardiovascular	96
El corazón	101
La presión sanguínea	104
Bibliografía	106
VI MEDIDAS CARDIOVASCULARES	107
Resumen	107
Introducción	108
Electrocardiografía	110
Derivaciones	111
Derivaciones unipolares de Wilson	113
Derivaciones unipolares aumentadas de Goldberger	113
Derivaciones unipolares precordiales	114
Importancia clínica del registro electrocardiográfico	115
Arritmias cardíacas	120
El electrocardiógrafo	120
Componentes de un electrocardiógrafo	125
Descripción de los componentes	126
Especificaciones de entrada	127
Especificaciones internas	128
Especificaciones de salida	129
Circuito de protección del paciente y del equipo	129
Circuito de pierna derecha	130
Acoplador de impedancias	132
Aislamiento	132
Procesamiento básico de señal	134
La presión sanguínea	136
Medida indirecta de la presión sanguínea (no invasivo)	138
Medidas directas (invasiva)	139
Medida del flujo sanguíneo	143
Caudalímetros electromagnéticos	143
Caudalímetros ultrasónicos	145
Caudalímetros basados en convección térmica	147

Medida del gasto cardíaco	148
Pletismografía	151
Pletismógrafos de cámara	151
Pletismógrafo de impedancias	152
Pletismógrafo fotoeléctrico	153
Bibliografía	155
VII MEDIDAS EN EL APARATO RESPIRATORIO	157
Resumen	157
Introducción	158
La ventilación pulmonar	160
Cambios de volumen en la cavidad torácica	161
Anatomía y fisiología de la ventilación	162
Compliancia y resistencia	166
Intercambio gaseoso alveolar	167
Transporte gaseoso en la sangre	168
Ventilación, difusión y perfusión	170
Espacio muerto y derivaciones	172
La regulación de ventilación	173
Medidas de presión	174
Manómetro de columna líquida	174
Transductores electromecánicos de presión	175
Influencia de las conexiones neumáticas en la respuesta dinámica	177
Medidas de flujo	177
Neumotacógrafos	178
Medidor de flujo máximo	180
Espirómetro	181
Pletismógrafo	184
Mecánica respiratoria	186
Compliancia respiratoria	186
Resistencia respiratoria	187
Técnicas de excitación forzada	188
Bibliografía	190
VIII MONITORIZACIÓN	191
Resumen	191
Introducción	192
Monitores de signos vitales	195
Monitores de cabecera	198
Análisis de otro monitor	211
Monitor multiparamétrico	214
Desfibriladores	224
Ventiladores volumétricos	227
Teoría de operación	229
Bibliografía	235
IX TRANSDUCCIÓN, TRATAMIENTO Y PROCESO DE SEÑALES ANALÓGICAS	237
Resumen	237
Introducción	238
Transductores bioeléctricos	239
Estructura general de un sistema de medida	240
Características de la instrumentación biomédica	241
Clasificación general	242
Transductores resistivos	243
Transductores de resistencia variable o potenciómetros	243
Galgas extensométricas	244

Termistores	246
Transductores inductivos	248
Transductores capacitivos	249
Transductores piezoeléctricos	250
Transductores termoelectrónicos	251
Termómetros de radiación	252
Fundamentos de transductores fotoeléctricos	254
Fotodiodo y fototransistor	254
Procesado analógico de señales	256
Amplificadores lineales no diferenciales	258
El amplificador diferencial ideal	259
El amplificador diferencial	260
Amplificador de instrumentación	263
Características del amplificador de instrumentación	265
Respuesta en frecuencia	266
Mediciones de voltaje diferencial	266
Convertidor de voltaje diferencial a corriente	267
Amplificador básico de puente	268
Operación del circuito básico de puente	269
Filtros activos	270
Filtro básico pasa-bajas	272
Diseño del filtro	272
Respuesta del filtro	273
Filtro Butterworth	273
Procedimiento de diseño	273
Filtro Butterworth pasa-altas	275
Diseño de filtro 20 dB/década	275
Filtro de 40 dB/década	276
Filtro pasa-banda	278
Diseño del filtro	278
Filtro pasa-banda de banda angosta	279
Filtro rechaza-banda	281
Diseño del filtro	282
Conversión digital analógica y analógica digital	283
Conversión de digital a analógico	284
DAC multiplicativos	287
Especificaciones DAC	287
Aplicaciones DAC	288
Conversión de analógico a digital	289
Convertidor A/D con rampa digital	289
Transmisión masiva de información (multiplexación)	291
Bibliografía	293
X SEGURIDAD ELÉCTRICA	295
Resumen	295
Introducción	295
Modelo físico del riesgo de electrocución	297
Efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano	299
Realización de la seguridad en el equipo	301
Realización de la seguridad en la instalación	308
Bibliografía	313
CONCLUSIONES	309
Glosario	319

INTRODUCCIÓN

En el presente trabajo se muestran los elementos necesarios para conocer la base de la instrumentación médica. Dentro de la bioingeniería existe una área llamada ingeniería biomédica, que a su vez, tiene tres áreas de aplicación; la ingeniería clínica, que tiene que ver con procesos técnico administrativos y de capacitación en centros hospitalarios. La ingeniería biomédica mecánica, que tiene como principal objetivo el diseño de materiales, dispositivos para rehabilitación y prótesis. Por último la ingeniería biomédica electrónica que tiene como función, el diseño de dispositivos electrónicos para su aplicación en el diagnóstico, seguimiento y tratamiento de la enfermedad en los pacientes.

Desde su aparición en el planeta, el ser humano a diferencia del resto de los animales, aprendió a utilizar recursos que la naturaleza proporciona para obtener un beneficio, posteriormente, entendió que podía transformar la naturaleza para obtener un mayor beneficio, de esta forma se ha logrado a través del tiempo llegar al avance científico y tecnológico que conocemos hasta nuestros días. Este desarrollo, se ha logrado en todas las áreas del conocimiento, especialmente en la ciencia y la ingeniería. Esta inquietud del hombre de saber más ha abierto un abanico de posibilidades para descubrir mas y nuevas cosas, para vivir con mayor comodidad, más sanos y prolongar el promedio de vida. Aunque, falta mucho por entender de la naturaleza, por ejemplo, el comprender que todos los procesos naturales son cíclicos y que si rompemos esos ciclos y no los respetamos, estamos comprometiendo la existencia del hombre y del resto de los animales.

La mayoría de los conocimientos del hombre se han originado en la observación de los fenómenos naturales, estos fenómenos pueden ser químicos o físicos, uno de los cuales es la electricidad. El hombre primitivo conoció este fenómeno al observar los rayos en las tormentas, posteriormente lograron observar otras manifestaciones de este fenómeno, aunque menos violentas pero comportándose de la misma manera y con menos intensidad, hasta descubrir que en los seres vivos también existía una corriente eléctrica. Más tarde, se observaron dichos fenómenos en las células de los seres vivos y que este flujo eléctrico era posible mediante los iones.

Partiendo del hecho de que siempre que hay un flujo de corriente en un medio, se asocia con el mismo una diferencia de potencial, y dicho flujo precisa energía dado que encuentra resistencia en el medio. Pero si este medio es una célula y cuando esta célula responde a un estímulo, su membrana muestra una serie de cambios reversibles generando eventos fisiológicos, dichos eventos los lograron detectar y después medir los cuales se conocen como potenciales de acción.

Para poder detectar los potenciales de acción, se tuvo la necesidad de comprender como se comporta la corriente eléctrica mediante los iones (corriente iónica), esto sirvió como base para encontrar materiales con propiedades químicas que podían ser aprovechadas para detectar y medir dichas señales eléctricas en las células. La medida

eficiente de esos potenciales iónicos requiere que sean convertidos en potenciales electrónicos antes de que se puedan medir con métodos más convencionales. Los dispositivos que convierten los potenciales iónicos en potenciales electrónicos se denominan electrodos.

Con la utilización de los electrodos se midieron diferentes tipos de señales y se encontró que las señales bioeléctricas obtenidas de varias células varían considerablemente en amplitud y en forma, aunque todas ellas tengan un origen común, el potencial de membrana, el cual consiste en la diferencia de potencial que existe entre el interior y el exterior de las células. Un ejemplo de ello es el electrocardiograma, que se origina cuando el impulso cardiaco atraviesa el corazón, los potenciales eléctricos se propagan a los tejidos que le rodean y una pequeña parte de ellos se extiende difusamente por todas partes hasta llegar a la superficie del cuerpo.

Para comprender el origen del electrocardiograma (ECG), es necesario familiarizarse con la anatomía del corazón, el cual desde el punto de vista de la ingeniería consiste en una bomba de cuatro cámaras, las dos cámaras superiores conocidas como aurículas y las dos inferiores como ventrículos. La parte derecha del corazón, suministra sangre a los pulmones para que se oxigene, mientras que la parte izquierda suministra sangre al resto del sistema.

El sistema cardiovascular es complejo, pero tiene diferentes variables que se pueden medir, de esta forma los cardiólogos pueden emitir un diagnóstico. Por ejemplo, el electrocardiograma, presión arterial invasiva o no invasiva, medida del flujo sanguíneo, gasto cardiaco entre otros.

La valoración cardiovascular en un paciente es importante, ya que lo que se busca es que todo el sistema cardiovascular funcione correctamente porque esto garantiza que el corazón suministre sangre a todo el organismo y que de esta forma tanto nutrientes como oxígeno lleguen a todas las células.

La energía necesaria para mantener todos los procesos vitales, se obtiene mediante la utilización de oxígeno para metabolizar los nutrientes orgánicos en todas las células del organismo. La atmósfera, provee de oxígeno el cual es separado a nivel celular, por lo que requiere de un sistema de transporte para garantizar una distribución de oxígeno por todo el cuerpo así como retornar el desecho (CO_2), el cual es producido en la célula y regresado a la atmósfera. Este sistema de transporte para O_2 y CO_2 comprende el sistema de vías aéreas entre los pulmones, boca y nariz, así como el sistema circulatorio del cuerpo.

Este proceso ocurre en dos etapas; la primera inicia con la entrada de aire atmosférico al cuerpo con la inspiración, es humedecido y mezclado, y pasa al alveolo del pulmón. Las moléculas de oxígeno se difunden en la sangre mediante los capilares pulmonares. En la segunda etapa, la sangre oxigenada pasa a través de las venas pulmonares, el lado izquierdo para de ahí mandarlo a los tejidos periféricos, órganos y por difusión hasta las células.

Este proceso de respiración y buen funcionamiento del sistema cardiorrespiratorio, como en cualquier otro proceso en diversos padecimientos, requiere de una vigilancia estrecha por parte del personal médico, paramédico y enfermería apoyados por diversos aparatos y equipo que miden diversas variables constantemente todo el tiempo y que cuentan con alarmas para dar aviso al personal de alguna alteración o evento que ocurriera en el paciente durante su vigilancia.

Dependiendo de la gravedad del paciente o de lo delicado de su tratamiento, se requiere una vigilancia más estrecha, la cual se logra con ayuda de equipo especializado en áreas de cuidados intensivos, urgencias, quirófanos, salas de hemodinamia etc. Este equipo puede ser de monitoreo, de soporte de vida o reanimación cardiaca. Algunos ejemplos de estos equipos son los monitores de cabecera (o de signos vitales), los cuales detectan algunos parámetros importantes en la vigilancia del paciente como la temperatura, presión arterial, frecuencia cardiaca, electrocardiograma, saturación de oxígeno, CO₂, O₂ inspiratorios etc. Otros de soporte de vida como los ventiladores (o respiradores), que pueden ser de presión o de volumen. De reanimación cardiaca el más representativo es el desfibrilador.

Para que los instrumentos puedan medir las variables físicas, se requiere de componentes que puedan transformar esas señales obtenidas del organismo para que puedan ser procesadas. Dichos dispositivos se conocen como transductores, estos transductores convierten una variable física que puede ser temperatura, presión, cambio de velocidad, de volumen etc, en señales eléctricas, posteriormente esas señales eléctricas se acondicionan, amplifican, se filtran y pasan a un convertidor analógico digital, después se procesan y pueden guardarse valores en la memoria si así lo desea el usuario. Una vez procesada la información esta puede ser mostrada mediante dispositivos como impresoras, pantallas, display, etc.

Al encontrarse el paciente en contacto directo con equipos electrónicos los cuales se alimentan con corriente eléctrica, están expuestos a sufrir descargas, de manera que se requiere todo un sistema de seguridad eléctrica para garantizar la seguridad del paciente; así como de los operadores de los equipos. La seguridad eléctrica es esencial en el diseño, fabricación, instalación utilización y mantenimiento de la instrumentación médica. El principal objetivo es reducir el riesgo para el paciente, el operador, el entorno, el equipo y la instalación.

I INTRODUCCIÓN A LA INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA

Resumen

Este capítulo se inicia con los antecedentes que dieron origen a la instrumentación biomédica y una breve historia de su desarrollo. Algunos tipos de instrumentos son exclusivos del campo de la medicina, pero muchos son adaptaciones de instrumentos de medidas físicas ampliamente utilizadas, es decir, que para el diseño, de los sistemas de instrumentación biomédica, se deben considerar ciertos factores, como el margen, la precisión, sensibilidad, linealidad, histéresis, respuesta frecuencial, relación señal-ruido, estabilidad, aislamiento y simplicidad los cuales también se tratan en este capítulo. Se da una breve explicación del sistema de instrumentación y se habla también en forma breve de los procedimientos médicos realizados en un individuo por el médico o grupo de médicos para el diagnóstico y tratamiento. Se explica en que consiste el sistema hombre-instrumento y se describen cada uno de sus componentes. Por último, se da una explicación breve de los sistemas fisiológicos del organismo desde el punto de vista de la ingeniería, dichos sistemas son; el sistema cardiovascular, el sistema nervioso y el sistema respiratorio.

Introducción

El hombre desde su origen, ha utilizado herramientas que la naturaleza le proporciona o bien con creatividad e ingenio adapta o le encuentra utilidad a las cosas. La curiosidad de conocer más acerca de su ambiente lo ha orillado a aprender de la naturaleza, a imitarla y a obtener beneficios de la misma.

De esta manera logró desarrollar instrumentos de caza, de pesca y agrícolas y pasar de una vida primero nómada y después sedentaria. Así el hombre comienza a desarrollarse en todas las áreas del conocimiento. En los dos últimos siglos el mayor avance del hombre se tiene en la ciencia y la ingeniería donde se han desarrollado grandes descubrimientos científicos así como una gran cantidad de inventos que han beneficiado a millones de personas en todo el mundo.

Dentro de estos avances y debido al apoyo tecnológico para investigaciones militares y de proyectos espaciales se encuentra sin duda la instrumentación médica. Algunos tipos de instrumentación biomédica son exclusivos en el área de la medicina, pero muchas medidas físicas son utilizadas ampliamente, de tal forma que debe reunir ciertos factores como el resto de los instrumentos, por ejemplo precisión, linealidad, estabilidad, etc. todo esto con el fin de obtener óptimos resultados al medir nuestro sistema, que en este caso lo constituye el cuerpo humano. Como en la obtención de datos de los organismos vivos especialmente el ser humano, surgen diferentes problemas debido a la interacción entre el sistema de instrumentación y el individuo en el que se mide, por tal motivo se hace necesario considerar al individuo como parte integrante del sistema de instrumentación y

manejarlo como una caja negra. Por lo tanto a este sistema global que incluye a la persona y al instrumento se denomina sistema hombre-instrumento.

La instrumentación médica actualmente está presente casi en todos los procedimientos médicos desde el diagnóstico hasta el tratamiento. Es decir desde instrumentos sencillos como el estetoscopio hasta la Tomografía Computarizada, para ampliar el criterio a los médicos y establecer un mejor diagnóstico y un tratamiento adecuado.

El sistema hombre-instrumento se entiende como un conjunto de instrumentos y equipo utilizados en la medida de una o más características o fenómenos, así como la presentación de la información obtenida de dichas medidas de tal forma que la pueda interpretar el hombre. Dentro de este sistema algunas veces se incluyen componentes que proporcionan un estímulo o excitación o bien puede contar con un mecanismo de control para ciertos procesos dentro o fuera del sistema, pero para que este completo dicho sistema debe incluir al hombre en quien se realizan las medidas.

Para poder hacer mediciones en el individuo, se hace necesario recordar en que consisten los principales sistemas fisiológicos del organismo, como el sistema cardiovascular, sistema nervioso y el sistema respiratorio y tener una descripción desde el punto de vista de la ingeniería, para ilustrar algunos de los problemas que se pueden esperar al tratar con un organismo vivo.

Antecedentes

En 1714 Daniel Fahrenheit, un fabricante alemán de instrumentos, inventó el termómetro de mercurio. El termómetro Fahrenheit, así como el termómetro centígrado usado en los países latinos que se sigue utilizando actualmente.

Hales insertó por primera vez en 1728, un tubo de cristal en una arteria de un caballo y midió toscamente la presión arterial.

Etienne Jules Marey, fisiólogo pionero del siglo XIX, llamó la atención en una actividad que, muchos creyeron que sería una innovación, es decir, la utilización de las últimas herramientas en la física e ingeniería para investigar el fenómeno de los organismos vivos. Su siguiente informe (1878), fue como una profecía de la aplicación en nuestros días de estas técnicas en las ciencias biológicas.

“En efecto, en el campo de la rigurosa experimentación, todas las ciencias se dan la mano. Cualquier cosa es objeto de estos estudios, aquello en lo que se quiera medir una fuerza, un movimiento, estado eléctrico o temperatura, si él (el investigador) es un físico, químico ó fisiólogo, tiene que recurrir a los mismos métodos y emplear los mismos instrumentos.”

El primer electrocardiograma lo registró Waller, en 1887, el cual fue mejorado por Einthoven en 1903 mediante el galvanómetro de hilo. Einthoven por sus aportaciones entre ellas el triángulo de Einthoven, es considerado el padre de la electrocardiografía.

En el año de 1895, Guillermo Roentgen, director del instituto de física de la Universidad de Wurzburg Alemania, publicó un estudio con fotografías que presentaban el esqueleto de una mano de una persona viva.

Este hecho dio a conocer al mundo el descubrimiento de los Rayos X, que por un lado reveló su gran importancia médica en el campo de los diagnósticos y por el otro representó, el punto de partida de las investigaciones en el campo de la física atómica. Los Rayos X, siguen formando parte vital en el diagnóstico clínico, y su descubrimiento marcó el inicio de la imagenología.

En un principio los rayos X fueron utilizados para observar fracturas y dislocaciones, posteriormente llegaron a formar parte de equipos de uso común en hospitales en las ciudades. Cuarenta años después se podía visualizar prácticamente todo el cuerpo humano, los rayos X se consolidaron como una herramienta imprescindible en el diagnóstico de muchas enfermedades y padecimientos, de esta forma se fueron haciendo más complejos a través del tiempo y por otro lado sus costos han hecho que sólo en grandes hospitales se cuente con los más modernos.

En los años 20's, los cambios en los electroencefalogramas durante una anestesia general con cloroformo, fueron observados y descritos por Has Bregar.

Edgar Douglas Adrian, un ingeniero eléctrico y médico inglés, fue uno de los primeros en registrar potenciales en una fibra nerviosa. Este trabajo inicial, permitió el descubrimiento del *ritmo Berger* y la puesta en marcha en la investigación del sistema nervioso.

El primer respirador artificial fue introducido en 1927 y el primer marcapasos en 1939. En los años cuarenta los procedimientos médicos ya dependían ampliamente de la tecnología, como la cateterización cardiaca y angiografía con lo que fue posible diagnosticar de forma más precisa enfermedades cardiacas congénitas y adquiridas, estableciendo una nueva era de la cirugía cardiovascular.

En mayo 12 de 1934, la primera demostración pública del ritmo Berger fue realizada en Inglaterra, usando un amplificador de un solo canal de electrocardiograma. Con esta demostración, fue verificado el trabajo que cinco años antes había realizado Hans Berger. El ritmo Berger es al que nos referimos actualmente como ritmo alfa.

Consecuentemente, Hans Berger es conocido como el padre de la electroencefalografía (EEG). Al pasar los años, evaluaciones e informes adicionales permitieron el descubrimiento de otros aspectos de la EEG, tal como la conocemos actualmente.

Desarrollo de la instrumentación biomédica

La biología y la ingeniería han tenido una influencia mutua desde hace muchos años. En cierto modo, los seres humanos, como fabricantes de herramientas han imitado todo cuanto han visto alrededor en la naturaleza. El cuchillo es un colmillo artificial; la palanca un brazo artificial; la rueda tuvo como modelo al rodillo, que a su vez se inspiró en el tronco rodante de un árbol; las aves fueron modelo de inspiración para el desarrollo de los aeroplanos; y así sucesivamente.

De la misma manera, la ingeniería ha aportado herramientas para estudiar los eventos biológicos, por ejemplo, la ingeniería agrícola que ha aplicado los principios de la ingeniería a la solución de problemas de la producción biológica y las acciones externas y ambientales que fluyen en ella.

A partir de la segunda guerra mundial, se han desarrollado varias eras tecnológicas simultáneas. La ingeniería nuclear, la ingeniería electrónica, la ingeniería espacial y la ingeniería en computación son buenos ejemplos. Cada uno de estos campos a tenido un crecimiento rápido y sostenido.

La ingeniería al transformar los recursos naturales en bienes y servicios para la sociedad, introdujo comodidades, ventajas y métodos de transporte más rápidos y eficientes, pero produjo por otro lado, muchos problemas; como, la contaminación del aire, agua, alteración de ecosistemas, muertes por accidentes y producción de armas de destrucción masiva.

La ingeniería biomédica puede escapar en cierta medida a ciertas críticas por los daños que llegaran a producir, sin embargo, serían despreciables comparado con los grandes beneficios que aporta a la humanidad.

Muchos instrumentos se desarrollaron a fines del siglo XIX y principios del siglo XX; por ejemplo el electrocardiógrafo utilizado por primera vez por el fisiólogo Holandés Willem Einthoven. En 1903 desarrolló un galvanómetro extraordinariamente sensible, tanto que respondía a las pequeñas fluctuaciones del potencial eléctrico del corazón cuando late. Hacia 1906, Einthoven registró las deflexiones de este potencial y las correlacionó con diversos tipos de trastornos cardiacos, Einthoven marcó el inicio de una nueva era en la medicina cardiovascular y las técnicas de medición eléctrica.

Después de la segunda guerra mundial se contó con una gran cantidad de instrumentos electrónicos, tales como amplificadores y graficadores, comenzando así con una nueva etapa de investigación y experimentación, especialmente en la década de los cincuenta, fue entonces cuando se encontraron diversos problemas, porque los investigadores pronto se dieron cuenta que los parámetros fisiológicos no se miden del mismo modo que los parámetros físicos. En esa misma década muchos fabricantes de instrumentos se introdujeron en el campo de la instrumentación biomédica, por ejemplo la empresa japonesa Nihon Kohden sacó al mercado su primer electrocardiógrafo, así como su primer electroencefalógrafo de ocho canales (el ME-1D), la empresa alemana Dräger con

máquinas de anestesia y respiradores mecánicos, así como Beckman instruments por citar algunos.

El gobierno de los Estados Unidos a través de la NASA, invirtió mucho dinero para la investigación y desarrollo de esta área, puesto que los programas espaciales Mercurio, Géminis y Apolo requerían de una monitorización fisiológica precisa de los astronautas. Los programas de medicina aeroespacial aumentaron considerablemente, tanto en la NASA como en las unidades de investigación de las universidades y hospitales. Algunos de los conceptos y características de los sistemas de monitoreo utilizados actualmente en los hospitales de todo el mundo, evolucionaron a partir de la base de monitorización de astronautas. En la década de los setenta la instrumentación médica creció rápidamente, en los ochenta se contaba con una amplia gama de instrumentos, muchos de éstos más completos, más especializados, más pequeños y fáciles de operar.

Actualmente, se puede encontrar una gran cantidad de instrumentos mucho más complejos y versátiles, muchos de ellos completamente computarizados, tanto para el diagnóstico como los electrocardiógrafos, electroencefalógrafos, sistemas de mapeo cerebral, de sistemas evocados, sistemas Holter, para pruebas de esfuerzo, pletismógrafos, electronistagmógrafos, computadoras de gasto cardíaco, equipos de hemodinamia, imagenología (ultrasonido, Rayos X, tomografía y resonancia magnética) y de laboratorio (análizadores de química clínica, hematología, bacteriología, etc.), también se pueden encontrar diversos equipos de monitoreo y tratamiento de pacientes para diversas enfermedades. Todos fabricados por una gran cantidad de compañías reconocidas en el ámbito mundial por su alta tecnología como: Nihon Kohden, Dräger, Hewlett Packard, General Electric, Toshiba, Philips y muchas más.

Factores de instrumentación médica

La ingeniería está basada en medidas exactas, toda medida sea de una distancia, peso, tiempo y de cualquier otra especie requiere de dos elementos: primero, un número y segundo una unidad. En cada caso, la unidad es tan necesaria como el número, para expresar el valor de la cantidad medida.

Las medidas fisiológicas se obtienen de dos formas; algunas de ellas se obtienen de forma pasiva, puesto que no se requiere de energía externa (estímulo) para producir las señales que representan la información deseada. Dichas medidas incluyen los potenciales bioeléctricos (Electroencefalograma, Electrocardiograma, Electromiograma etc.). De igual forma los instrumentos con micrófonos para medir sonidos y vibraciones del corazón, termistores para medir la temperatura del cuerpo. Sin embargo, muchos instrumentos requieren de algún tipo de energía para obtener datos.

En general, todos los métodos de experimentación biológica involucran mecanismos de excitación y respuesta, controlando los parámetros de excitación (estímulo) es posible obtener respuestas provocadas con muy variado contenido de información.

Algunos tipos de instrumentación biomédica son exclusivos del campo de la medicina, pero muchas son adaptaciones de medidas físicas ampliamente utilizadas. Un termistor por ejemplo, modifica su resistencia eléctrica con la temperatura, independientemente de si se trata de una máquina, del medio ambiente o del cuerpo humano. Básicamente es el mismo principio puesto que, sólo se diferencia en la forma y tamaño del instrumento y la temperatura se indica en el voltímetro calibrado en grados centígrados o Fahrenheit. Para el diseño o especificación de los sistemas de instrumentación médica, se deben considerar cada uno de los siguientes factores:

Margen: En general el margen de un instrumento se estudia para que cubra todos los niveles de amplitud y frecuencia de entrada en los cuales se espera que funcione el aparato. El objetivo sería ofrecer un instrumento que diese una lectura utilizable desde los valores más pequeños esperados para las variables o parámetros que se miden hasta los más grandes.

Precisión: La precisión es una medida del error del sistema, los errores se pueden producir de muchas formas, aunque no siempre se presentan simultáneamente se deben considerar los siguientes:

1. Errores debidos a las tolerancias en los componentes electrónicos.
2. Errores mecánicos debidos a los movimientos del medidor.
3. Errores de los componentes debidos a la deriva o variación de la temperatura.
4. Errores debidos a una respuesta frecuencial insuficiente.
5. En ciertos tipos de instrumentos, errores debidos a cambios en la presión o temperatura atmosférica.
6. Errores en la lectura debidos al paralelaje, iluminación inadecuada, o trazos de tinta excesivamente anchos en una impresora de pluma.

No se deben pasar por alto dos fuentes de error adicionales, la primera se refiere a la puesta a cero correcta del instrumento. En la mayoría de las medidas hace falta un cero o una medida basal, ello se logra a menudo ajustando un puente de Wheastone o un dispositivo similar. Es muy importante que, cuando haga falta, el ajuste o puesta a cero se realice antes de cada conjunto de medidas y en algunos instrumentos, antes de cada medida. Otra fuente de error es el efecto de los parámetros que se miden y viceversa, esto es especialmente cierto en medidas en organismos vivos y se tratará posteriormente en el capítulo dos.

Sensibilidad: La sensibilidad de un instrumento determina cual es la menor variación de una variable o parámetro que se puede medir de manera fidedigna. Este factor difiere del margen del instrumento en que la sensibilidad no tiene en cuenta los valores absolutos del parámetro sino que considera los minúsculos cambios que se pueden detectar. La sensibilidad determina directamente la resolución del instrumento, que es la mínima variación que se puede leer con precisión. Una variación demasiado alta produce frecuentemente no linealidades o inestabilidad. Por lo tanto la sensibilidad óptima se debe determinar para cualquier tipo de medida concreta. Las indicaciones de sensibilidad se expresan por lo general en forma de longitud de escala dividida por la cantidad que se

medida; por ejemplo, milímetros por microamperio en un galvanómetro de hilo. Algunas veces estas unidades se expresan de forma recíproca.

Linealidad: Se designa como linealidad del instrumento, al grado en el que las variaciones en la salida del mismo siguen a las variaciones de la entrada. En un sistema lineal la sensibilidad sería la misma para todos los niveles absolutos de la entrada, tanto en la zona superior como en el centro o en la zona inferior de su margen. En algunos instrumentos se introduce cierto tipo de no linealidad a propósito para crear un efecto deseado, mientras que en otros es necesario tener escalas tan lineales como sea posible en el margen entero de medida. Debe lograrse linealidad en las zonas más importantes aunque sea imposible lograrla en todo el margen completo.

Histéresis: La histéresis es una característica de algunos instrumentos, por la cual un valor dado de la variable medida produce, cuando se alcanza en sentido ascendente, una lectura distinta a cuando se alcanza en sentido descendente. Por ejemplo, la fricción mecánica en un medidor puede indicar el movimiento de la aguja indicadora retrasando los cambios correspondientes a la variable medida, produciendo de este modo en la lectura un error de histéresis.

Respuesta frecuencial: La respuesta frecuencial de un instrumento es su variación de sensibilidad para la gama de frecuencias de medida. Es importante para visualizar una señal que sea una reproducción fiel de la señal fisiológica original. Un sistema de instrumentación deberá ser capaz de responder con suficiente rapidez para reproducir todas las componentes frecuenciales de la señal con la misma sensibilidad. Esta condición se indica como *respuesta plana* para una gama de frecuencias dada.

Relación señal-ruido: Es importante que la relación señal-ruido sea lo más grande posible. En el ambiente hospitalario, son frecuentes las interferencias o ruidos de la frecuencia de la red y por lo general se captan en los cables largos. También son posibles las interferencias debidas a los equipos electromagnéticos, una tierra pobre es causa frecuente de este tipo de problemas de ruido.

Sin embargo, se deben distinguir tales ruidos de interferencias debidos al acoplamiento con otras fuentes de energía, del ruido térmico. Aunque el ruido térmico es con frecuencia el factor que limita la detección de señales con otros campos de la electrónica, el ruido de interferencias es el mayor problema en sistemas biomédicos. También es importante conocer y controlar la señal-ruido en el ambiente real donde se realizan las medidas.

Estabilidad: En ingeniería de control, la estabilidad es la capacidad de un sistema de retornar a un estado estacionario después de una perturbación en la entrada, en lugar de tender a una oscilación incontrolable. Este es un factor que varía con la relación de amplificación, realimentación y otras características del sistema. El sistema global debe ser suficientemente estable para su utilización en el campo de la instrumentación biomédica. La estabilidad de la línea basal es el mantenimiento de un valor de la línea de base constante, sin deriva.

Aislamiento: Con frecuencia las medidas se deben hacer en pacientes o animales experimentales de tal forma que, el instrumento no establezca una conexión eléctrica entre el organismo y tierra. Este aislamiento es necesario por razones de seguridad eléctrica o evitar interferencia entre distintos instrumentos usados simultáneamente. El aislamiento eléctrico se puede lograr mediante el acoplo magnético, óptico o telemetría. La telemetría se utiliza también cuando es necesario el movimiento de la persona donde se mide y así evitar la molestia de los cables de conexión.

Simplicidad: Todos los sistemas e instrumentos deben ser lo más simples posible para eliminar la posibilidad de error en un componente humano. La mayoría requieren una calibración antes de utilizarlos. Cada componente de un sistema de medida se calibra generalmente por separado en fábrica. Cuando el sistema médico esta montado, se debe calibrar globalmente. La calibración se debe realizar siempre empleando como referencia instrumentos sin error del tipo más simple, o bien equipos que el mismo fabricante diseña para tales fines.

Sistemas de instrumentación biomédica

El hombre como organismo viviente, se puede considerar como un grupo de unidades diminutas llamadas células, las cuales están maravillosamente integradas tanto estructural como funcionalmente. Las células terminan por especializarse o diferenciarse en mayor o menor grado. Un conjunto de células diferenciadas en forma similar constituye un tejido. Los tejidos a su vez forman órganos; los órganos forman sistemas y aparatos. Así los sistemas se combinan de manera complicada para darle vida y movimiento al cuerpo humano. Desde el punto de vista biológico, considerar el cuerpo humano como un ser que actúa y piensa uno se queda asombrado de la complejidad de la organización del cuerpo y del admirable equilibrio e interdependencia de las diversas partes que lo forman. La anatomía y fisiología describen esta interdependencia de estructura y función, es decir, la anatomía es la ciencia de la forma y estructura del cuerpo y sus partes y la fisiología estudia las funciones del cuerpo y sus partes componentes.

La división entre la anatomía y la fisiología no siempre es clara, el uso de estos términos se usa más como indicador de énfasis que como división neta entre materias. En muchas áreas, la relación entre estos dos enfoques de investigación se ha hecho tan íntima que los científicos tienden a especializarse en el estudio de órganos y sistemas particulares, cuya definición incluye aspectos funcionales y estructurales, por ejemplo, la cardiología, que estudia al corazón y estructuras relacionadas.

Desde que se identificó a la célula como la unidad anatómica y funcional de la vida, los fisiólogos han comprendido la importancia de conservar un medio interno constante. Este medio constante se conoce como *homeostasia* (variación dentro de límites normales a pesar del cambio continuo). Entre los mecanismos de control homeostático conocidos, están los que conservan las concentraciones normales de elementos en la sangre, la temperatura del cuerpo, el volumen y el pH de los líquidos corporales, la presión arterial y la frecuencia cardíaca.

Todos los mecanismos de control homeostático del cuerpo funcionan por medio de un sistema de retroalimentación negativa. En realidad, la retroalimentación es una señal de información que comunica al mecanismo de mando, lo bien que desempeña su función, al establecer o mantener una variable en el nivel deseado.

Si para los médicos, el cuerpo esta constituido de una compleja organización, equilibrio e interdependencia entre las partes que lo forman, para el ingeniero, el cuerpo humano representa una de las cajas negras más difíciles que se pueda concebir.

Dentro de esta caja negra se pueden encontrar sistemas eléctricos, neumáticos, hidráulicos, mecánicos, acústicos, ópticos, térmicos, químicos y muchos de otros tipos, interactuando todos unos con otros. Además, contiene un potente "microprocesador" (cerebro), varios tipos de sistemas de comunicación y una gran variedad de sistemas de control. Por esta razón, al intentar medir las entradas y salidas del sistema es fácil para el ingeniero darse cuenta que, ninguna de las relaciones entrada-salida es determinística. Esto es, la aplicación repetida de un conjunto de valores de entrada dados no siempre producirá los mismos valores de salida. De hecho muchas de las salidas parecen presentar una amplia gama de respuestas para un conjunto de entradas dado, dependiendo de algunas condiciones aparentemente sin importancia mientras que otras parecen ser completamente aleatorias y sin relación alguna con ninguna de las entradas.

A simple vista, la tarea de medir y analizar las variables de una caja negra viva, probablemente sería considerada imposible por la mayoría de los ingenieros; sin embargo, este es el problema con el que se encuentran en el campo de la medicina quienes intentan medir y comprender las relaciones internas del cuerpo humano. La función de la instrumentación médica es ayudar al médico y al investigador a idear formas de obtener medidas del ser humano vivo, confiables y significativas, pero sin poner en peligro en modo alguno la vida en la persona en la que se realizan las medidas y sin exigir que el individuo soporte un excesivo dolor o incomodidad o cualquier otra condición indeseable.

Dado que, en la obtención de datos de los organismos vivos en especial el del ser humano aparecen problemas especiales y debido a la gran interacción entre el sistema de instrumentación y el individuo en el que se mide es indispensable que la persona en la que se hacen las medidas sea considerada como parte integrante del sistema de instrumentación. Es decir, que para los datos obtenidos a partir de la caja negra (el ser humano), tengan sentido en el diseño y aplicación de cualquier instrumento de medida, "se deben considerar las características internas de la caja negra". Por lo tanto, el sistema global que incluye la persona y la instrumentación necesaria para medir en ella se denomina "sistema hombre-instrumento".

Procedimientos médicos

Imaginar qué sucedería, si fuéramos a cualquier hospital hoy en día, y solicitáramos al personal médico y de laboratorio, abstenerse de utilizar cualquier tipo de instrumento médico por 24 horas. Es obvio que esta petición los sorprendería de gran forma, porque un diagnóstico del médico y sus habilidades terapéuticas, dependen básicamente de valores obtenidos de un instrumento biomédico. Probablemente el médico no se da cuenta o bien

no quiere reconocer que, la forma en la que se practica la medicina y esto se observa claramente, que ésta (la medicina) ha llegado a depender de la instrumentación.

Podemos definir la medicina como una serie de pasos y procedimientos realizados en un individuo por un médico, un grupo de médicos o una institución, los cuales se repiten hasta que los síntomas desaparecen. Dichos pasos son:

1. Adquisición de datos
2. Análisis de datos
3. Toma de decisión (diagnóstico)
4. Tratamiento instituido de la decisión
5. Repetir

La instrumentación médica, juega un papel muy importante en varios de estos pasos. Los instrumentos, regularmente colectan las señales, las cuales analizan, despliegan la información y controlan el tratamiento.

En el paso de adquisición de datos, el médico recoge todos los datos que pueda acerca del paciente. Algunos de ellos son obtenidos fácilmente, tales como la apariencia del paciente, el color de su piel, el sonido de una tos o la localización y aspecto de lesiones. Pero para muchos otros tipos de datos, la percepción del médico no es suficientemente sensible, o no es suficientemente precisa para recolectar todos los datos. Por ejemplo, no puede detectar algunos tipos de huesos rotos o presión alta. El médico puede notar que un paciente esta respirando con dificultad pero necesitará saber más acerca del paciente para saber que esta sucediendo y así poder emitir un juicio.

La instrumentación médica ayuda al médico porque amplía los criterios y en algunos casos provee nuevos juicios para que los use en la recolección de datos. Instrumentos sencillos como el estetoscopio o complejos dispositivos de imágenes como la Tomografía Computarizada, amplían los criterios a los médicos. Instrumentos que detectan biopotenciales (potenciales dentro y fuera del cuerpo) y sensores que responden a la acidez (pH), la presión parcial de CO_2 (pCO_2) y la presión parcial de O_2 (pO_2), da al médico criterios adicionales y les proporciona un panorama más completo de las condiciones reales del paciente.

La instrumentación médica, también ayuda al médico a analizar los datos. Por ejemplo, un monitor de signos vitales analiza el latido cardiaco continuamente y determina cuando ocurren anomalías que amenazan la vida del paciente.

La llegada del microprocesador, ha incrementado enormemente la capacidad de la instrumentación médica para analizar datos. Estos instrumentos basados en microprocesadores y microcontroladores pueden realizar operaciones matemáticas muy sofisticadas en los datos que ellos mismos colectan. Adicionalmente, con los instrumentos médicos colectando y procesando constantes incrementos en la cantidad de datos, llegan a ser tan importantes que, esta información es presentada al personal médico en una forma directa y clara de manera que ellos pueden sostener más efectivamente su responsabilidad en la toma de decisiones.

Componentes del sistema hombre-instrumento

Un sistema hombre-instrumento se podría definir como un conjunto de instrumentos y equipo utilizados en la medida de una o más características o fenómenos, así como la presentación de la información obtenida de dichas medidas de tal forma que, la pueda leer e interpretar el hombre. En algunos casos, el sistema de instrumentación incluye componentes que proporcionan un estímulo o excitación, para una o más entradas del dispositivo donde se mide. También puede contar con un mecanismo para control automático para ciertos procesos dentro y fuera del sistema. Para que el sistema hombre-instrumento esté completo se debe incluir al ser humano en quien se realizan las medidas.

Podríamos clasificar la instrumentación biomédica en dos grupos principales: Clínica y de investigación, la primera se utiliza básicamente en el diagnóstico, cuidado, monitoreo y tratamiento de pacientes en los hospitales. Los instrumentos utilizados en la investigación, son necesarios para conocer nuevos aspectos o eventos acerca de los distintos sistemas del organismo. Aunque algunos instrumentos se pueden emplear en las dos áreas, los instrumentos utilizados en hospitales son más completos y de fácil utilización, debido a que los usuarios son médicos, enfermeras y técnicos, mientras que los de investigación usualmente son más completos, más especializados y diseñados para obtener un mayor grado de precisión, resolución etc.

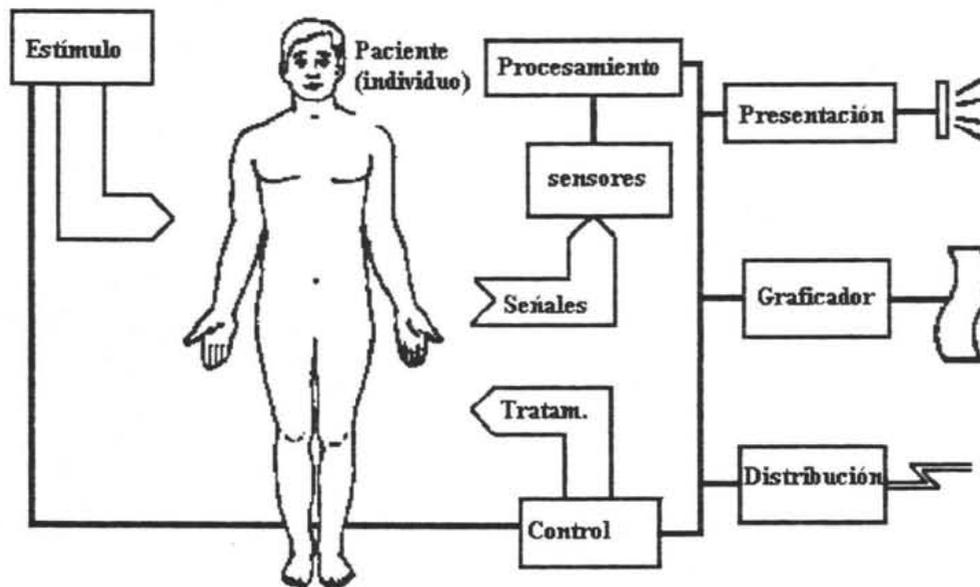


Figura 1.1. Diagrama a bloques del sistema hombre-instrumento. Nótese, como el bloque de control completa el circuito de realimentación.

En la figura 1.1, se muestra un diagrama a bloques del sistema hombre-instrumento. Los componentes básicos de este sistema es el mismo que para cualquier sistema de instrumentación. El bloque de estimulación contiene una fuente de estímulo. Si el instrumento va a examinar una respuesta en particular, entonces un estímulo repetido puede iniciar respuestas las cuales pueden ser estudiadas. El siguiente bloque contiene los sensores. Aquí, transductores especiales convierten las señales provenientes del organismo en señales eléctricas. Estas señales, viajan al bloque de proceso, donde se llevan al cabo

operaciones como amplificación, filtrado, interferencia, rechazo y prepara las señales para la salida. La información entonces fluye hacia los bloques de monitoreo (display), grabación y bloque de distribución, donde la información es mostrada mediante otros mecanismos, graficar en papel o algún otro medio de almacenaje permanente o bien distribuirlo a otras áreas distantes. Finalmente, los datos procesados fluyen hacia el bloque de control de tratamiento del paciente o estímulo del paciente.

EL INDIVIDUO: El individuo es el ser humano en el que se realizan las medidas. Dado que es el individuo quien hace a este sistema distinto a los otros sistemas de instrumentación, los principales sistemas fisiológicos que constituyen el organismo humano se tratan con más detalle más adelante.

ESTÍMULO: En muchas medidas, se requiere la respuesta a algún tipo de estímulo externo. La instrumentación empleada para generar y presentar este estímulo al individuo es parte vital del sistema hombre-instrumento siempre que se miden las respuestas. El estímulo puede ser visual (luz estroboscópica), acústico (un tono de determinada frecuencia), o estimulación eléctrica directa de alguna parte del sistema nervioso.

SENSORES: Los sensores consisten en transductores especiales. En general un transductor se define como un dispositivo capaz de convertir una forma de energía o señal en otra. En el sistema hombre-instrumento, cada transductor se emplea para producir una señal eléctrica que es analogía del fenómeno que se mide. El transductor puede medir temperatura, presión, flujo o cualquiera de las otras variables que se puedan encontrar en el organismo, pero su salida es siempre una señal eléctrica. Se pueden utilizar dos o más transductores simultáneamente para obtener variaciones relativas entre fenómenos.

PROCESAMIENTO: Es la parte del sistema de instrumentación que amplifica, modifica o cambia de alguna otra forma la salida eléctrica del transductor. Este tratamiento de la señal se utiliza también para combinar o relacionar las salidas de dos o más transductores. Por lo tanto, para cada módulo del equipo de tratamiento de la señal, tanto la entrada como la salida son señales eléctricas, si bien la señal de salida frecuentemente está muy modificada con respecto a la entrada. Luego en esencia, la finalidad del tratamiento de señal consiste en procesar las señales de los transductores para cumplir las funciones del sistema y preparar señales adecuadas para el funcionamiento del equipo de visualización o registro siguientes.

PRESENTACIÓN: La salida eléctrica del tratamiento de la señal se debe convertir, a fin de que sea inteligible, en algo que pueda ser percibido por uno de los sentidos del hombre convirtiendo así la señal obtenida con la medición en algo comprensible. La entrada del bloque de presentación es la señal eléctrica modificada proveniente de la parte de procesamiento. Su salida es algún tipo de información visual o acústica.

GRAFICADOR: En el sistema hombre-instrumento la presentación puede incluir un graficador de plumilla que realice un registro permanente de los datos.

DISTRIBUCIÓN: En algún momento, los resultados de ciertos instrumentos pueden enviarse a la red del sistema del hospital o bien por telemetría a algún punto donde se requiera, por ejemplo, de una ambulancia al servicio de urgencias del hospital.

CONTROL: Donde sea necesario o deseable disponer de un control automático del estímulo, transductores o cualquier otra parte del sistema hombre-instrumento, se incorpora un sistema de control. Este sistema consta por lo general de un lazo de realimentación donde se emplea parte de salida del equipo de tratamiento de la señal o presentación de la información para controlar de alguna forma el funcionamiento del sistema.

Sistemas fisiológicos del organismo

Con lo visto hasta ahora, se ha observado que, para obtener medidas del ser humano vivo, es necesario tener algún conocimiento del sujeto sobre el que se realizan las medidas. En el organismo humano se pueden encontrar sistemas eléctricos, mecánicos, térmicos, hidráulicos, neumáticos, químicos y de otros diversos tipos, cada uno de los cuales se comunica con un medio externo, e internamente con los otros sistemas del organismo. Estos sistemas individuales se organizan para realizar una gran cantidad de complejas funciones, por medio de un sistema de control y una red de comunicaciones igualmente complejas.

En la organización de este conjunto de sistemas del ser humano empezando con los principales, como el sistema nervioso, el sistema cardiovascular, el sistema pulmonar, etc. Cada sistema principal se tratará posteriormente en capítulos posteriores. Así como la persona como un todo se comunica con su entorno, estos sistemas principales se comunican unos con otros así como con el medio externo.

Estos sistemas funcionales se pueden subdividir en subsistemas y órganos que a su vez se pueden subdividir en unidades cada vez más pequeñas. El proceso puede continuar hasta el nivel molecular. La meta principal de la instrumentación biomédica es hacer posible la medida de la información comunicada por estos diversos elementos. Si se pudiera medir todas las variables en todos los niveles de la organización y se pudieran determinar todas sus interrelaciones, se comprenderían mucho mejor las funciones de la inteligencia y del organismo humano y probablemente se podrían definir completamente mediante las leyes de la física, de la química y otras ciencias conocidas actualmente. El problema es que, muchas de las entradas en los distintos niveles de organización no son accesibles para medir. Las interrelaciones entre los elementos son a veces tan complejas e incluyen tal cantidad de sistemas que las leyes y relaciones deducidas de ellas son inadecuadas para definirlos completamente. Así pues, los modelos que se utilizan actualmente contienen tantas suposiciones y restricciones que su aplicación con frecuencia esta seriamente limitada.

Aunque cada uno de los sistemas se verán con mayor detalle posteriormente, veremos a continuación una breve descripción desde el punto de vista de la ingeniería, de los principales sistemas fisiológicos del organismo, para ilustrar algunos de los problemas que se pueden esperar al tratar con un organismo vivo.

El sistema cardiovascular

Para un ingeniero, el sistema cardiovascular se puede contemplar como un sistema hidráulico complejo, cerrado, con una bomba de cuatro cámaras (el corazón) conectada a unos tubos flexibles y a veces elásticos (los vasos sanguíneos). En algunos puntos del sistema (arterias, arteriolas), los tubos varían su diámetro para controlar la presión. Los depósitos del sistema (venas) cambian su volumen y características para satisfacer ciertas necesidades de control, y un sistema de compuertas y resistencias hidráulicas variables (vasoconstrictoras, vasodilatadoras) cambia continuamente la forma del flujo del fluido. La bomba de cuatro cámaras, actúa como dos bombas de dos etapas sincronizadas pero aisladas funcionalmente. La primera etapa de cada bomba (la aurícula) recoge el flujo (la sangre) del sistema y lo bombea a la segunda etapa (el ventrículo). La acción de la segunda etapa está temporizada de tal forma que el fluido se bombea hacia el sistema inmediatamente después de que haya sido recibido de la primera etapa. Una de las bombas de dos etapas (la parte derecha del corazón) recoge el fluido del sistema hidráulico principal (circulación mayor) y lo bombea hacia un sistema de oxigenación (los pulmones). La otra bomba (parte izquierda del corazón) recibe el fluido (sangre) del sistema de oxigenación y la bombea al sistema hidráulico principal. La velocidad de la bomba (ritmo cardíaco) y su eficiencia cambian constantemente para cubrir todas las necesidades globales del sistema. El fluido (sangre), que fluye de modo laminar, actúa como una red de comunicación y alimentación en todos los puntos del sistema. Los portadores de O_2 (glóbulos rojos), de alimentos combustibles y otros materiales de desecho son transportados por el fluido hacia puntos predeterminados. El fluido contiene además mecanismos para reparar pequeñas perforaciones en el sistema y para rechazar elementos extraños al mismo (plaquetas y glóbulos blancos respectivamente). Los sensores que permiten detectar cambios en las necesidades de alimentos, la acumulación de materiales de desecho y presiones en el sistema que exceden de las tolerancias, se conocen como quimiorreceptores, sensores pCO_2 y barorreceptores, respectivamente. Estos y otros mecanismos controlan la velocidad y eficiencia de la bomba, la forma de flujo del fluido a través del sistema, el diámetro de los tubos y otros factores. Dado que parte del sistema necesita trabajar a veces contra la gravedad, hay válvulas unidireccionales especiales para evitar que la gravedad arrastre el fluido para la dirección contraria al flujo en medio de los ciclos de bombeo. Las variables de más importancia en este sistema son el gasto cardíaco, la presión de bombeo, la velocidad de flujo y el volumen de fluido (sangre) en distintos puntos del sistema.

El sistema respiratorio

Mientras el sistema cardiovascular es el principal sistema hidráulico del organismo, el sistema respiratorio es el sistema neumático. Una bomba de aire (diafragma) que crea alternativamente presiones negativas y positivas en una cámara hermética (la cavidad torácica) produce la succión y expulsión de aire de dos bolsas elásticas (los pulmones) situadas dentro del compartimiento. Las bolsas están conectadas al medio externo a través de un conducto (fosas nasales, faringe, laringe, tráquea, bronquios y bronquiolos) que es común en un punto con los conductos que llevan los líquidos y sólidos al estómago. Una disposición valvular especial cierra el sistema neumático siempre que pasa materia líquida o sólida por la región común. El conducto se divide para llevar aire a cada una de las

bolsas, en donde se subdivide nuevamente muchas veces para llevar y sacar aire de cada una de las numerosas y diminutas cavidades (alvéolos pulmonares) de las bolsas. La doble entrada de aire del sistema (fosas nasales), tiene una abertura alternativa (la boca) para utilizar en caso de bloqueo nasal y para otras funciones especiales. En las diminutas cavidades de las bolsas hay una interfase de membrana con el sistema hidráulico del organismo a través de la cual pueden difundir ciertos gases. Se toma oxígeno del aire entrante hacia el fluido (sangre), y se transfiere anhídrido carbónico desde el fluido al aire que es exhalado por la fuerza de la bomba neumática. Esta trabaja con dos tipos de control. Un centro de control automático (centro respiratorio del cerebro) que mantiene la acción de bombeo a una velocidad adecuada para aportar oxígeno y eliminar anhídrido carbónico como lo requiera el sistema. El control manual se puede realizar en cualquier instante tanto para acelerar como para inhibir el funcionamiento de la bomba. Sin embargo, se reanudará el control automático si se crea una situación en la que se ponga en peligro el sistema. Las variables más importantes del sistema son el ritmo respiratorio, el flujo de aire, el volumen respirado y la concentración de CO₂ en el aire expirado. Este sistema tiene además varios volúmenes y capacidades relativamente fijos, como son el volumen corriente (el volumen inspirado o expirado durante cada ciclo respiratorio normal), el volumen inspiratorio de reserva (la cantidad adicional de aire que se puede expulsar de los pulmones después de una espiración normal) el volumen residual (cantidad de aire que permanece en los pulmones después de que se haya expulsado todo el aire posible) y la capacidad vital (volumen corriente, mas volumen de reserva inspiratorio, mas volumen de reserva espiratorio).

El sistema nervioso

El sistema nervioso es la red de comunicación del organismo. Su centro es un procesador central de información autoadaptativo, o computador (el cerebro) con memoria, potencia de cálculo, capacidad de decisión-actuación y una gran cantidad de canales de entrada salida. El computador es autoadaptativo porque si se lesiona una parte, otras se pueden adaptar y eventualmente llevar a cabo (al menos en parte) la función de la parte lesionada. Utilizando este computador, una persona es capaz de tomar decisiones, resolver problemas complejos, crear arte, tener emociones, integrar la información que llega de todas las partes del organismo y coordinar las señales de salida para tener una conducta con sentido. Casi tan fascinantes como el computador central son los millones de líneas de comunicación (nervios aferentes y eferentes) que traen información sensorial al cerebro y transmiten la información de control que sale de él. En general, estas líneas no son simples líneas largas sino que frecuentemente son redes complicadas con muchas interconexiones que están cambiando continuamente para cubrir las necesidades del sistema. Por medio de las vías de interconexión, se conducen los puntos apropiados del computador sobre los que pueden actuar señales provenientes de un gran número de dispositivos sensoriales que detectan la luz, el sonido, la presión, el calor, el frío y ciertos productos químicos. De modo similar las señales de control de salida son conducidas hacia dispositivos motores específicos (unidades motoras de los músculos), que responden a las señales con algún tipo de movimiento o fuerza. En cuanto a la realimentación de cada acción controlada por el sistema, se suministra al computador mediante los sensores adecuados. Dentro del sistema, la información por lo general, se codifica por medio de impulsos electroquímicos (potenciales de acción de los nervios) que se propagan por las líneas de señal (nervios). Los

impulsos se pueden transferir de un elemento de una red a otra sólo en una dirección, y frecuentemente la transferencia tiene lugar sólo cuando hay una combinación adecuada de elementos que actúan en el siguiente elemento de la cadena. La acción de algunos elementos tiende a inhibir la transferencia haciendo al elemento siguiente menos sensible a otros elementos que intentan excitarlo. Se utiliza tanto codificación en serie como en paralelo, a veces juntas en el mismo sistema. Además del computador central, hay una gran cantidad de dispositivos de decisión-actuación simples (reflejos espinales), para controlar directamente ciertos mecanismos motores a partir de ciertas entradas sensoriales. Varios de los lazos de realimentación se establecen mediante este método. En muchos casos, sólo las situaciones que incluyen la toma de decisiones importantes requieren que se utilice el computador central.

Bibliografía

José Mompín Poblet (coord.), Varios
Introducción a la bioingeniería
Marcombo. Serie mundo electrónico.

Katrin Rupp, Bernd Kellner
The pEEG primer
Dragerwerk, AG, 1997 Germany

Leslie Cronmwell
Biomedical instrumentation and measurements
Prentice-Hall, 1973.

Nihon Kohden co.
Simplified introduction to electroencephalograms
Technical education series No.2, Tokyo.

Piña Barba Ma. Cristina
La física en la medicina
S.E.P. México, 1987.

Webster John G.
Design of microcomputer based medical instrumentation
Prentice-Hall, Boston, 1995.

II PROPIEDADES FISICOQUÍMICAS DE LA CÉLULA

Resumen

Partiendo del hecho de que la mayoría de las funciones vitales en los seres vivos se llevan a cabo a nivel celular, se le puede considerar a la célula como la unidad biológica mínima de los seres vivos. En este capítulo, se explican las propiedades fisicoquímicas más importantes y que tienen que ver con otros temas tratados en capítulos posteriores, como el transporte, donde se resalta el papel biológico que tiene la membrana celular actuando como una estructura relativamente impermeable. Otra propiedad fisicoquímica de la célula consiste en la base física de la difusión, donde mediante la descripción de un fenómeno, se explica el movimiento de las moléculas entre una sustancia de mayor concentración a otra de menor concentración, quedando definido así el coeficiente de permeabilidad. La difusión del agua a través de la membrana celular, es mucho más rápida en comparación con otras moléculas, motivo por el cual, se le considera una propiedad fisicoquímica y también se le conoce como osmosis. También se explica que son los electrolitos, y la importancia que tiene el intercambio de estos iones para la función celular. Es importante saber, que cuando existe un flujo de corriente en un medio, se asocia con el mismo una diferencia de potencial y en las soluciones la energía eléctrica es producida por reacciones químicas, al separar la carga en los electrodos y producir corriente iónica. Para comprender el origen de los potenciales biológicos, es importante conocer dos fuentes de energía, estas fuentes dan origen a fem conocidas como potenciales de electrodo o de concentración y potenciales de difusión o de membrana. Estos temas además de la distribución iónica y potencial de membrana, son necesarios para comprender las propiedades de excitabilidad y conductividad de la fibra nerviosa también vistas en este capítulo. Posteriormente, se explican las características del estímulo así como el estado de excitación local, donde se explica el hecho de que el nervio presenta las propiedades de un cable eléctrico y se presenta un circuito equivalente. Al propagarse un estímulo, este lo hace a la misma velocidad sin importar la intensidad, en el principio del todo o nada se explica esta propagación y muestra como el organismo utiliza un sistema de frecuencia modulada. Por último se explica la diferencia entre los periodos refractario y absoluto.

Introducción

La célula es la unidad mínima anatómica y funcional de los seres vivos, esta formada por una membrana celular, un citoplasma el cual contiene diversos organelos y un núcleo, donde se encuentra la información genética.

Las diferentes sustancias que componen la célula se le conoce colectivamente como protoplasma. El protoplasma está compuesto fundamentalmente de cinco sustancias básicas: agua, electrolitos, proteínas, lípidos e hidratos de carbono. Prácticamente todos los organelos de la célula están recubiertos de membranas compuestas fundamentalmente por lípidos y proteínas. Estas membranas son, la membrana celular, la membrana nuclear, la

membrana del retículo endoplásmico, así como las membranas de la mitocondria, los lisosomas y el aparato de Golgi.

La membrana celular que reviste a la célula, es una estructura delgada y elástica de entre 7.5 y 10 nanómetros de grosor. Su estructura básica es una bicapa lipídica, la cual es una delgada lámina de lípidos de solo dos moléculas de grosor y continua a lo largo de la superficie celular. La estructura básica de esta bicapa lipídica son moléculas de fosfolípidos. Una parte de cada una de las moléculas de fosfolípidos es hidrosoluble o *hidrofílica*. La otra parte es sólo soluble en grasas o *hidrofóbica*.

La capa lipídica doble no es miscible ni con el líquido extracelular ni con el intracelular, por lo tanto constituye una barrera para el movimiento de la mayoría de las moléculas de agua y sustancias hidrosolubles entre los compartimientos del líquido extracelular e intracelular. Las diferentes proteínas tienen distintas funciones algunas tienen espacios acuosos a lo largo de su molécula y permiten el libre movimiento de diferentes iones y moléculas y se denominan canales, otras llamadas portadoras se unen a las sustancias que hay que transportar. Tanto las proteínas de los canales como las portadoras comúnmente son selectivas en cuanto al tipo de moléculas o iones a los que permiten pasar a través de la membrana.

Todas las moléculas e iones de los líquidos corporales, incluidas las moléculas de agua y las sustancias disueltas, están en constante movimiento, cada partícula en forma independiente. Este movimiento de las moléculas entre sí en los líquidos o en los gases se denomina difusión. La difusión a través de la membrana celular se divide en dos subtipos, denominados difusión simple y difusión facilitada. El término difusión simple significa que el movimiento cinético molecular o de los iones se produce a través de una abertura, o a través de los espacios intermoleculares, mientras que la difusión facilitada requiere la interacción de una proteína portadora con las moléculas o iones, la proteína portadora ayuda al paso de los mismos a través de la membrana.

La sustancia más abundante que se difunde a través de la membrana celular es el agua, la cantidad que se difunde en ambas direcciones está tan exactamente equilibrada que no se produce movimiento de agua, por lo tanto el volumen de la célula permanece constante. Sin embargo, en ciertas condiciones, se puede presentar una diferencia de concentración para el agua a través de una membrana, así mismo también se puede presentar una diferencia de concentración para otras sustancias. Cuando esto ocurre se presenta un movimiento neto de agua a través de la membrana celular, lo cual ocasiona que la célula se hinche o se contraiga, dependiendo de la dirección del movimiento neto, este proceso de movimiento neto de agua ocasionado por una diferencia de concentración de la misma se denomina *osmosis*.

Cuando el cloruro de sodio (NaCl) se disuelve en el agua, se disocian, es decir, los iones cloruro con carga negativa (Cl⁻) se separan de los iones sodio con carga positiva (Na⁺). Según la teoría de Arrhenius, los iones son los que transportan la carga eléctrica a través de la dilución y permiten que circule la corriente al existir un movimiento de iones, los iones negativos se llaman aniones y los positivos cationes.

Cuando existe un flujo de corriente en un medio, se asocia con el mismo una diferencia de potencial. La relación entre la diferencia de potencial, la corriente y la resistencia del medio, está dada por la ley de ohm. Para producir corrientes eléctricas existen fuentes especiales de energía eléctrica como el generador y la batería las cuales producen fuerza electromotriz o fem. En las soluciones, la energía eléctrica es producida por reacciones químicas que producen la separación de la carga en los electrodos. Para comprender el origen de los potenciales biológicos, es importante conocer dos fuentes de energía, estas fuentes originan una fem y son denominadas potenciales de electrodo y potenciales de difusión.

Actualmente se sabe que la concentración de iones potasio (K^+) es mayor en el interior de la célula que en el exterior, de igual forma la concentración del ion sodio (Na^+) es mucho mayor en el exterior de la célula que en el interior. Si medimos a través de un electrodo en el interior y otro en el exterior encontramos que existe una diferencia de potencial conocida como *potencial de transmembra*. Este potencial no es igual si se mide cuando la membrana está en reposo que cuando recibe un estímulo. Cuando dicho estímulo es de una intensidad y duración suficientes se reduce el potencial de membrana, desde su valor de reposo hasta un valor crítico, esto provoca la aparición de un impulso propagado.

La comunicación del potencial de acción utiliza ondas cuadradas, la frecuencia de estas ondas dependen de la amplitud de la señal del mensaje.

Durante un breve intervalo después del paso de un impulso a lo largo de una fibra nerviosa, un segundo impulso por fuerte que este sea, no podrá producir ninguna respuesta, este intervalo se conoce como *periodo refractario absoluto*, el periodo que sigue y durante el cual aumenta gradualmente la excitabilidad hacia lo normal se denomina *periodo refractario relativo*.

Transporte

Es conveniente comentar el papel biológico que desempeña la membrana. La membrana celular tiene un papel selectivo dado que tiende a reducir el influjo de moléculas nocivas al mismo tiempo que preservar las moléculas útiles para uso exclusivo del organismo. Desde este punto de vista, la membrana celular debe considerarse como una barrera para la difusión. Básicamente, se le debe contemplar como una estructura relativamente impermeable. Existen varios modos de difusión al considerar de qué manera y a qué velocidad relativa cruzan la membrana celular ciertas sustancias que revisten importancia biológica. a) *flujo masivo*. De este modo las moléculas de agua no pasan a través de la membrana disolviéndose en ella y difundiendo a través de si misma, una por una sino que el movimiento de cada molécula esta en relación con el de las moléculas de agua adyacentes, es decir, el agua fluye a través de los poros de la membrana en forma masiva, como lo haría por una cañería. b) *difusión*. Las moléculas de soluto y de agua cruzan la membrana en forma individual como consecuencia de su movimiento térmico. c) *difusión por medio de un transportador*. Las moléculas de soluto se combinan con moléculas transportadoras rodeadas por la membrana. El complejo transportador-soluto se difunde o de alguna forma se moviliza a través de la membrana. d) *transporte activo*. Las

moléculas se movilizan a través de la membrana por un proceso en el que interviene un transportador, y que requiere el ingreso acoplado de energía metabólica. Este modo lo veremos con poco más de detalle a continuación.

Base física de la difusión

Consideremos un tubo dividido en dos partes por un tabique delgado que pueda quitarse. El tubo tiene una solución acuosa de cierta sustancia. La concentración de dicha sustancia es mayor a la derecha del tabique que a la izquierda. Una vez que se ha quitado cuidadosamente el tabique se encuentra que, con el tiempo la concentración de la izquierda aumenta en tanto que la de la derecha disminuye figura 2.1. Por fin, la concentración es la misma en todo el tubo. La explicación física de este fenómeno es muy simple. Toda molécula de soluto tiene un movimiento propio y además sufre el constante bombardeo de las moléculas de soluto y solvente adyacentes. Como consecuencia de esto, una molécula de soluto dada sigue un camino irregular a través del líquido. Dado que en un principio existe una mayor concentración en el soluto a la derecha del tubo, sin embargo, se mueven más moléculas de soluto de derecha a izquierda que en el sentido contrario, hasta que se iguala la concentración de soluto en todo el tubo. Así aun cuando cada molécula aislada de soluto se mueve al azar, el movimiento promedio de un grupo apreciable de dichas moléculas provoca un flujo neto de soluto desde una región de alta concentración hacia una región de baja concentración.

Para conocer un poco más de la difusión de las moléculas a través de la membrana, se puede definir el *coeficiente de permeabilidad*, descriptivo de la facilidad con que un soluto determinado puede difundirse a través de una membrana determinada. Es conveniente mencionar que este número está en función tanto de la naturaleza de la membrana como del tipo de la molécula de soluto.

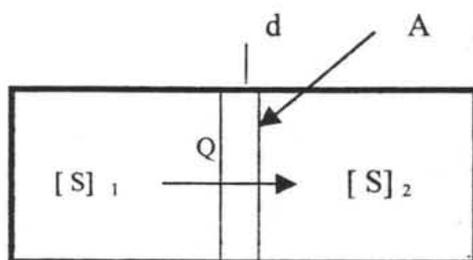


Figura 2.1

Volviendo a la figura 2.1, decíamos que el tubo estaba lleno con una solución que contiene un soluto S, el cual tiene una concentración $[S]_1$ a la izquierda y una concentración $[S]_2$ a la derecha. Suponiendo que $[S]_1 > [S]_2$ habrá una transferencia neta de soluto a través de la membrana de izquierda a derecha. Para simplificar los cálculos suponemos que dichas concentraciones se mantienen constantes en el tiempo. Para aproximarse a estas restricciones en un sistema real se toman las medidas durante un periodo lo suficientemente breve como para que las concentraciones no se modifiquen en

forma apreciable, y agitando las soluciones de cada lado de la membrana. En estas condiciones se producirá un caudal de flujo neto, Q (moles/seg) del soluto a través de la membrana. Este caudal de flujo Q , es proporcional al gradiente de concentración, $([S]_1 - [S]_2)/d$. (Cuando la concentración es igual en ambos lados, Q es igual a cero). Q también es proporcional al área $A(\text{cm}^2)$, de la membrana esto es, cuanto mayor es el área mayor es el caudal. Introduciendo la constante de permeabilidad p , tenemos la ecuación:

$$Q = pA([S]_1 - [S]_2) \quad 2.1$$

Puede observarse que p , incluye el espesor de la membrana d , y tiene las dimensiones de centímetro por segundo:

$$p = Q/([S]_1 - [S]_2) = (\text{moles/seg})/(\text{cm}^2)(\text{moles/cm}^3) = \text{cm/seg} \quad 2.2$$

p es el coeficiente de permeabilidad para el soluto determinado y la membrana; cuanto mayor sea p , mayor será la velocidad con que se difunda el soluto a través de la membrana. Por la ecuación (2.2) podemos observar que p define al caudal del soluto por unidad de superficie de membrana por unidad de gradiente de concentración mantenido a través de la membrana.

La velocidad de transferencia de masa (partículas) o de energía a través de un límite puede denominarse *flujo*. Así podemos decir que de (2.1) el término Q , es el flujo neto de soluto a través del área de la membrana A . En los últimos años se ha empezado a usar la letra J , para designar en general al flujo, ya sea que las partículas en movimiento sean moléculas iones, electrones, unidades de energía como calorías o cuanta etc. Utilizamos J , para representar el flujo Q , por unidad de área de membrana A . Es decir:

$$J = Q/A$$

Por lo tanto, podemos volver a escribir la ecuación (2.1) para la difusión simple

$$J = Q/A = pA([S]_1 - [S]_2) \quad 2.3$$

Si las partículas de soluto son iones puede medirse el movimiento o flujo en términos de la corriente eléctrica iónica específica I , en lugar del flujo J . La corriente y el flujo se relacionan de la siguiente manera:

$$I = zFJ$$

Donde z es la valencia del ion y F la constante de Faraday (96500 coulomb/eq). Las unidades típicas de corriente son $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ si son normalizadas. Una ecuación práctica para convertir la corriente eléctrica a flujo iónico es:

$$I(\mu\text{A}/\text{cm}^2) = 26.8zj (\mu\text{mol}/\text{h cm}^2).$$

Recordemos que la unidad práctica para medir una carga es el coulomb, que es igual a 6.2×10^{17} electrones. Se obtiene una carga positiva con la extracción de electrones de un cuerpo neutro, como cuando se extrae un electrón del átomo neutro de sodio para formar un ion sodio.

En el espacio que se encuentra alrededor de una carga existe un campo eléctrico que se extiende hasta el infinito. Se mide la potencia de dicho campo por la fuerza que ejercería sobre una cantidad de carga positiva colocada en un punto del campo. La intensidad del campo disminuye en relación inversa al cuadrado de la distancia desde la carga (ley de Coulomb). Para mover una carga dentro del campo, debe realizarse un trabajo contra el campo. Por eso, es necesario trabajo para mover una carga positiva hasta una región donde se encuentra situada otra carga positiva; se define el potencial en cualquier punto del campo, como el trabajo que debe realizarse sobre una unidad de carga positiva para moverla hasta ese punto desde una distancia infinita. Esta es la definición absoluta de potencial. La cantidad que interesa en los trabajos experimentales es la diferencia de potencial entre dos puntos, que se define como el trabajo necesario para mover una unidad de carga desde un punto hasta el otro. El trabajo se mide en joules. La unidad práctica de diferencia de potencial es el voltio, es decir, la diferencia de potencial contra la cual se realiza 1 Joule en la transferencia de 1 Coulomb.

Movimiento del agua a través de la membrana

Debido al papel especial que desempeña el agua en los sistemas biológicos y las características físicas exclusivas de esta molécula, vamos a tratar la difusión del agua a través de la membrana celular. En comparación con otras moléculas el agua se difunde a través de la membrana celular muy rápidamente, puesto que tiene una constante de permeabilidad muy elevada en comparación con otras moléculas de importancia biológica. Como consecuencia de esto, el agua que se encuentra en el interior de un glóbulo rojo se intercambia con la que se halla en exterior del mismo apenas en una fracción de segundo. A pesar de todo, es necesario reconocer que la membrana celular es una estructura bastante impermeable como lo demuestra el hecho de que una capa de agua de igual espesor tendría una permeabilidad a las moléculas de agua 10 000 a 100 000 veces mayor. Así, cuando decimos que la membrana celular es muy permeable al agua sólo hablamos en términos relativos es decir, lo hacemos en comparación con su permeabilidad a otras moléculas.

Los *fenómenos osmóticos* se producen como consecuencia de la gran velocidad con que el agua en comparación con otros componentes de la célula (solutos), atraviesa la membrana celular. Podemos tener una mayor perspectiva de los fenómenos osmóticos utilizando un modelo de un sistema de gases ideal.

Consideremos el recipiente de la figura 2.2(a), dividido en dos partes iguales por un tabique a cada lado del cual se encuentra igual número de moléculas de un gas ideal. Lo que diferencia ambos lados es que a la izquierda se encuentran doce moléculas grandes y cuatro pequeñas, es decir, un total de 16 moléculas, mientras que a la derecha se encuentran 16 moléculas pequeñas. (En el sistema biológico los puntos pequeños corresponden a moléculas de agua y las bolitas a moléculas de soluto que, si penetran en la membrana

celular, lo hacen muy lentamente). Ahora bien, es característico del gas ideal que su presión dependa solamente de la concentración de partículas y no de la naturaleza (moléculas grandes o pequeñas) del gas. De ahí que la presión sea la misma a cada lado del tabique. Haciendo ahora agujeros a través del tabique, de un tamaño tal que permita el paso de los puntos pero no de las bolitas figura 2.2(b). Lo que suceda entonces es consecuencia del hecho de que en una mezcla de gases ideales cada componente se comporta como si no existieran los otros. Por eso los puntos emigran a través de la separación hasta que al número de puntos que se encuentra a la izquierda se encuentra hacia la derecha figura 2.2(c). Más general mente podemos decir que la migración se producirá en el sentido que sirva para igualar el número de puntos pequeños por unidad de volumen (concentración a ambos lados del tabique). Es posible evitar la migración disminuyendo el volumen del lado izquierdo de la cámara de manera que la concentración inicial de los puntos a ambos lados de la separación *semipermeable* sea igual figura 2.2(d). La disminución de volumen va acompañada por un aumento de la presión del gas en la cámara izquierda. Este aumento de la presión necesaria para impedir el nuevo flujo de “solvente” (puntos), entre las dos cámaras es análogo a la presión supresora que se puede utilizar para contrarrestar la *presión osmótica* π , de una “solución” (bolitas disueltas en puntos) con respecto al “solvente” puro (puntos).

Trasladando este problema a la célula, tenemos que: el tabique perforado corresponde (por sus propiedades osmóticas) a la membrana celular semipermeable. (Una

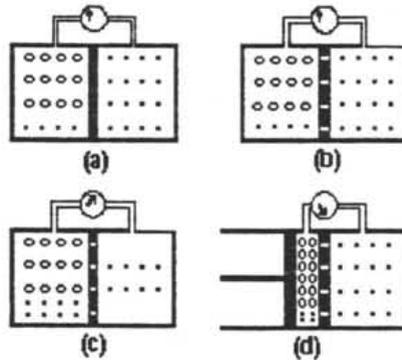


Figura 2.2

membrana semipermeable es aquella que no puede ser penetrada por moléculas de soluto o que es penetrada mucho más fácilmente por moléculas de solvente que de soluto). Las partículas pequeñas (puntos) corresponden al solvente (agua) y las grandes (bolitas) al soluto. Comparándolas con el agua, las bolitas representan moléculas de soluto que penetran lentamente en la membrana celular, si es que esto ocurre. Para una solución acuosa la presión osmótica π (en atmósferas), puede ser calculada por la ecuación:

$$\pi V = n_o RT \quad 2.4$$

En esta ecuación V es el volumen (en litros) de la solución, n_o es el número de moles de partículas de soluto en este volumen, T es la temperatura absoluta $^{\circ}K$ y R es la constante universal de los gases 8.2×10^{-2} (litro \times atm)/(mol \times $^{\circ}K$). Si los líquidos extra e intracelular tienen la misma presión osmótica y no penetra soluto a través de la membrana

celular, entonces no existe flujo neto de agua a través de la membrana y la célula permanece sin cambio, ni se hincha ni se encoge. Las células de mamíferos no se hinchan ni se encogen cuando se las coloca en una solución de ClNa al 0.9%. el peso molecular del ClNa es de 58.5; por lo tanto la molaridad de esta solución es 0.15. Sin embargo, el ClNa está ionizado casi por completo de tal forma que existen aproximadamente 2 partículas osmóticamente activas (Na^+ y Cl^-) por cada molécula de ClNa. De allí, $n_o = 2 \times 0.15 = 0.3$ moles/litro, donde $V=1$ litro, $T=310^\circ$ (a la temperatura del cuerpo), y la presión osmótica del interior de la célula del mamífero es de aproximadamente

$$\pi = n_o RT/V = (0.3)(8.2 \times 10^{-2})(3.1 \times 10^2)/1 = 7.5 \text{ atm}$$

Cualquier sistema como el de la célula o la mitocondria que esté rodeado por una membrana semipermeable, exhibe propiedades osmóticas. En el organismo mamífero la presión osmótica de la sangre y de los líquidos extracelulares está regulada con mucha precisión y el agua se equilibra rápidamente a través de las membranas celulares.

Cationes y aniones

Aunque no podemos ver los átomos, las moléculas ni los iones que componen la materia, hay experimentos que pueden demostrar que existen. El sueco Svante Arrhenius formuló la teoría de la disociación electrolítica. Esta teoría considera que algunas sustancias como la sal que al disolverse en el agua, se separa en partículas cargadas que recibieron el nombre de iones.

Los átomos son neutros es decir, que no tienen carga eléctrica, pues el número de electrones (negativos) que giran alrededor de su núcleo es igual al número de protones (positivos) que contiene éste. Pero un ion es un átomo que ha perdido o ganado un electrón y por lo tanto, tiene carga positiva si lo perdió o negativa si lo ganó.

Cuando el cloruro de sodio (NaCl) se disuelve en el agua, los iones cloruro con carga negativa (Cl^-), se separan de los iones sodio con carga positiva (Na^+). Los iones cloruro se mueven a través de la disolución y son atraídos por el electrodo que está colocado en la terminal positiva de la pila. Del mismo modo, los iones sodio son atraídos por el electrodo que está conectado a la terminal negativa. De aquí les viene el nombre de iones. Así, según la teoría de Arrhenius, los iones son los que transportan la carga eléctrica a través de la disolución y permiten que circule la corriente. Este fenómeno es diferente de la conducción de la electricidad en un metal, pues no se trata del movimiento de electrones, sino de iones. Cuanto mayor sea la cantidad de iones presentes en la solución, mayor será la conductividad eléctrica.

Los iones negativos se llaman aniones, y los positivos, Cationes. Los aniones son atraídos por el electrodo positivo o ánodo, y los cationes por el electrodo negativo o cátodo. Algunos iones son conjuntos de varios átomos con carga eléctrica, estos iones poliatómicos también se clasifican en aniones y cationes. Como se ha mencionado anteriormente la electricidad no sólo fluye en los metales: algunas disoluciones llamadas electrolitos también son buenas conductoras. Sin embargo, la corriente de un electrolito no está

formada por electrones sino por iones que se mueven a través de la disolución. Para que una sustancia sea un electrolito, no basta con que esté disuelta; es necesario que se disocie para formar iones. Por eso, todas las sustancias que al disolverse se disocian son electrolitos, mientras que las sustancias que no lo hacen no son buenas conductoras de electricidad. Dicho de otra forma, los electrolitos que se disocian por completo y por lo tanto conducen mejor la corriente se denominan electrolitos fuertes y los que sólo se disocian parcialmente, electrolitos débiles.

Origen de los potenciales

Siempre que hay un flujo de corriente en un medio se asocia con el mismo una diferencia de potencial (por ejemplo, electrones en conductores metálicos y iones con carga en soluciones de electrolitos). El flujo corriente precisa energía dado que encuentra resistencia en el medio. La relación entre E , la diferencia de potencial (en voltios) I , la corriente (en amperes, que es lo mismo que coulomb/seg) y R , la resistencia (en ohms) está dada por la ley de ohm de la siguiente manera: $E = IR$. Para producir corrientes eléctricas existen fuentes especiales de energía eléctrica, como la batería y el generador de las cuales se dice que producen una fuerza electromotriz o fem. En las soluciones, la energía eléctrica es producida por reacciones químicas que producen la separación de la carga en los electrodos. Otras fuentes de energía producen la separación de carga por el flujo de iones de las soluciones de alta concentración hacia soluciones de menor concentración, y tal separación de la carga constituye en sí misma una forma de energía acumulada que se manifiesta como una diferencia de potencial eléctrico.

Para comprender el origen de los potenciales biológicos, son importantes dos fuentes de energía; estas fuentes dan origen a fem denominadas potenciales de *electrodo* o de *concentración* y potenciales de *difusión* o de *membrana*. Los potenciales de concentración aparecen en toda medida de diferencia de potencial de soluciones y en general deben evitarse en las medidas biológicas. Aparecen siempre que un electrodo representado por una sal electrolítica se sumerge en una solución que contiene un ion en común con el electrodo. De tal modo, un electrodo de plata y recubierto con cloruro de plata introducido en una solución de cloruro de sodio (NaCl) producirá una diferencia de potencial entre el electrodo y la solución. La plata se disuelve en la solución como ion plata Ag^+ , dejando el electrodo negativo. El ion positivo Ag^+ permanece en el electrodo, formando una doble capa de carga con el electrodo negativo. Por lo tanto, la carga es separada en los electrodos. Si se colocan dos de estos electrodos, sumergiendo cada uno de ellos en una concentración diferente de cloruro de sodio (una pila de concentración) se formarán dobles capas en cada electrodo pero la doble capa de uno de ellos tendrá una carga más intensa. Si se conectan con un cable estos dos electrodos se producirá un flujo de corriente. La fem producida entre los dos electrodos puede calcularse por la ecuación de Nernst para la pila de concentración.

$$E = 2.303(RT/F) \log (C_1/C_2) \quad 2.5$$

Donde el electrolito es univalente, R es la constante de gas (1.99 cal/mol/°C, o 8.3 joules/mol/°C), T la temperatura absoluta (°K), F la constante de Faraday, C_1 y C_2 son las

concentraciones de electrolito en cada solución. Se puede observar que, de acuerdo con la fórmula, si las concentraciones son iguales en cada una de las soluciones, la fem es igual a cero. En la figura 2.3 se ilustra el método para producir una pila de concentración.

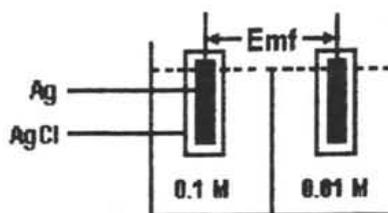


Figura 2.3

Una célula de concentración. Ambas soluciones contienen Cloruro de sodio. La separación entre los compartimientos es libremente Permeable al agua y a las sales.

Propiedades eléctricas

Las series de mediciones eléctricas que se han hecho a las células dieron lugar a una generalización en el sentido de que los límites de las células de cualquier tipo tienen una propiedad en común: que la capacitancia por unidad de superficie del material del límite celular que era de aproximadamente $1 \mu\text{F}/\text{cm}^2$. Puede combinarse esta cantidad con el espesor de 75 \AA de la unidad de membrana. De manera aproximada, se podría observar a la membrana celular como el material eléctrico de un capacitor cargado, donde la carga es negativa en la superficie interna y positiva en la externa. De tal forma, el campo eléctrico en el interior de la membrana celular del nervio en reposo sería:

$$E = (0.06\text{V}) / (75 \times 10^{-10}\text{m}) = 8\,000\,000 \text{ V/m}$$

La fuerza eléctrica mayor de un aislante comercial es de $1\,000\,000 \text{ V/m}$. Así, el material de la membrana celular, considerado como aislante eléctrico debe tener una potencia dieléctrica muy elevada es decir, $8\,000\,000 \text{ V/m}$.

Otro factor que se considera es la constante dieléctrica κ , del material de la membrana celular. Como la capacitancia de un condensador es la medida de la cantidad de carga que puede almacenarse en las placas del condensador cuando se pasa a través de las mismas un determinado voltaje, la capacitancia C está en proporción directa con la superficie de corte transversal A , del condensador y con la constante dieléctrica κ , del aislante entre las placas del condensador; la capacitancia es inversamente proporcional al espesor del dieléctrico d , es decir la distancia entre las placas del condensador. En unidades mks, $C = \epsilon_0 \kappa A / d$, donde ϵ_0 es la constante 9×10^{-12} faradios/m. Resolviendo para κ y sustituyendo se tiene: $\kappa = Cd / \epsilon_0 A$.

$$\kappa = (10^{-6}\text{farad})(75 \times 10^{-10}\text{m}) / (9 \times 10^{-12} \text{ farads/m})(10^{-4}\text{m}^2) = 8$$

Comparando nuevamente con los aisladores eléctricos comerciales, una constante dieléctrica de 8 es relativamente elevada. Llegamos a la conclusión de que la membrana de la célula nerviosa tiene una constante dieléctrica y un potencial dieléctrico relativamente altos.

Potenciales de difusión

Si ponemos en contacto dos soluciones que contengan diferentes cantidades de cloruro de sodio (NaCl) por medio de una membrana libremente permeable a los electrolitos, se producirá en la membrana una fem cuyo origen es totalmente diferente del de los potenciales de electrodo que hemos considerado. La diferencia de potencial surge de la difusión de iones a través de la membrana o en cualquier unión entre dichas soluciones. Se denominan por lo tanto, potenciales de *difusión*, de *membrana* o de *unión*. El cloruro de sodio de la solución que se encuentra próximo a la membrana tiende a difundirse a través de la misma hacia la otra solución y el ion sodio se difunde con mayor rapidez que el ion cloruro. La fem de la membrana depende de la velocidad (movilidad) con la cual se mueven los iones sodio y cloruro así como de la concentración de cloruro de sodio. Dado que el ion sodio (Na⁺) se difunde con más rapidez que el ion cloro (Cl⁻) se produce una separación de la carga y la solución en la cual se produce un flujo neto de Na⁺ se transforma en positiva. En las membranas biológicas existen ciertos obstáculos especiales para el movimiento de iones. Por lo general, el potasio (K) y el cloruro se difunden con la misma velocidad en solución y sin embargo, la capacidad del cloruro de atravesar la membrana celular es más limitada que la del potasio. En tales circunstancias el potasio se difunde antes que el cloruro, y así aparece un exceso de iones potasio de un lado de la membrana. Si bien este exceso es pequeño, es suficiente para producir una fem o diferencia de potencial de modo tal que la solución que contiene menor concentración de cloruro de potasio se vuelve positiva frente a la que contiene mayor concentración. Existe una mayor pérdida de potasio de la solución más concentrada hacia la de menor concentración. La primera se vuelve negativa dado que ha perdido su carga positiva. La concentración del ion potasio K⁺ aumenta hasta que la fem ha llegado a ser lo suficientemente negativa como para impedir toda nueva difusión de K⁺ a través de la membrana. El potencial de difusión en una membrana está dado por una fórmula análoga a la ecuación de Nernst, pero modificada para tomar en consideración la movilidad de los iones.

$$E = [(u-v)/(u+v)]2.303 (RT/F) \log(C_1/C_2) \quad 2.6$$

donde el electrolito es univalente, u y v son las movilidades del catión y del anión respectivamente es decir, la velocidad con que se mueven los iones bajo una unidad de potencial de campo en solución. Los símbolos restantes son los mismos de la ecuación de Nernst. Se puede observar que cuando las movilidades del anión y del catión son iguales $u = v$, la fem es cero.

Potencial de transmembrana

En los últimos años se han elaborado métodos para medir la diferencia de potencial a través de la membrana celular en reposo y durante la actividad vinculada con la generación y propagación del impulso. Como veremos más adelante, en algunas células como el axón gigante del calamar, es posible introducir un electrodo en el cuerpo del axón en toda su longitud y colocando otro electrodo por fuera de la célula para medir directamente el potencial a través de la membrana. En otras células en las cuales no es posible aplicar esta técnica, se usa un método diferente. Se prepara un capilar de vidrio con una punta fina con menos de $1\mu\text{m}$ de diámetro y se llena con KCl o NaCl saturado y se le usa como electrodo. Se introduce directamente en el cuerpo celular, la fibra muscular o en una fibra nerviosa periférica. Se mide la diferencia de potencial entre el microelectrodo y un electrodo de gran tamaño no polarizado ubicado en exterior de la célula (esto se verá con más detalle en capítulos posteriores); este es el potencial a través de la membrana. Este método supone siempre la posibilidad de que el daño provocado por la punción provoque un descenso gradual del potencial y la muerte de la célula.

Distribución iónica y potencial de membrana

La teoría original del potencial de membrana la cual veremos a detalle más adelante, es todavía válida en términos generales en la actualidad, fue enunciada por primera vez por Bernstein (1912). Es bien sabido que la concentración de potasio es mucho más elevada en el interior de las células que en el exterior. Las relaciones para el K^+ varían entre 23 y 68. Berstein sostenía que el potencial de membrana era consecuencia de la difusión hacia fuera de los iones potasio de las células. Dado que el potencial de difusión en el cual se toma la movilidad del anión cloruro (Cl^-) como igual a cero, y también se supone que el sodio sería incapaz de penetrar en la célula, puede calcularse la magnitud del potencial de membrana por la fórmula para el potencial de difusión en la cual $v = 0$. La fórmula se reduce a la de Nernst:

$$E = 2.3 (RT/F) \log (K_{\text{exterior}}/K_{\text{interior}})$$

Hodgkin y Huxley en 1952 obtuvieron la verificación parcial de esta teoría en varios experimentos en los cuales se varió la concentración del potasio exterior y se midió el potencial de reposo del axón del calamar. Pudo demostrarse que el potencial de reposo variaba en relación directa con el logaritmo de la concentración externa de potasio dentro de una amplia escala. En la tabla 2.1 se muestra que el sodio se encuentra en gran proporción en el exterior de las células. El potencial de reposo V_r , es independiente de la concentración del sodio externo $\text{Na}_{\text{exterior}}$ mostraba amplias variaciones sin que tuviera efecto sobre V_r . En experimentos efectuados con músculo esquelético y cardíaco de rana se hicieron observaciones similares.

TEJIDO	POTENCIAL EN REPOSO mV	POTENCIAL DE ACCION mV
Axón de calamar	61	96
Axón de sepia	62	122
Axón de cangrejo	82	134
Fibra nerviosa de rana	71	116
F. músculo estriado de rana	88	119
F. músculo cardíaco de rana	70	90
F. músculo cardíaco de perro	90	121
F. músculo cardíaco del niño	94	135

Tabla 2.1

Si ningún otro ion aparte del potasio pudiera penetrar en la membrana, el potencial de membrana estaría dado por la ecuación para un potencial de difusión en la cual la movilidad del anión es igual a cero. La ecuación que se aplica es la ecuación de Nernst para una pila de concentración. Sin embargo, en realidad el potasio no pasa solo a través de la membrana; siempre existe un flujo relativo de iones sodio y cloruro. Se han propuesto dos esquemas para el potencial de membrana que toman en consideración el flujo de iones a través de la membrana además del potasio. Estos son la ecuación de Goldman y el circuito equivalente de Hodgkin-Huxley para la membrana en reposo. Por lo general se hacen pruebas de estas ecuaciones graficando el potencial de membrana contra la concentración exterior de potasio y observando si hay una estrecha relación de las ecuaciones con la curva obtenida experimentalmente. Todas las ecuaciones, inclusive la relación de Nernst resultan convenientes en cierta escala de concentraciones de potasio.

Para comprender la relación y la importancia de la ecuación de Nernst, consideremos el problema que representa mover un ion en una solución en la cual existe una diferencia de potencial. El trabajo debe hacerse con dos fuerzas o contra dos fuerzas, el campo eléctrico y la diferencia de concentración que exista en los iones. De esta forma, se debe efectuar tanto un trabajo "eléctrico" como de "concentración". El trabajo eléctrico (en joules) necesario para mover un mol de un ion univalente (es decir, un equivalente) contra una diferencia de potencial E (en voltios) está dada por la expresión: trabajo = FE , donde F es la constante de Faraday (96,494 coulombs/mol). El trabajo de concentración necesario para mover un mol de ion desde una concentración C_1 hasta una mayor concentración C_2 está dada por la expresión: trabajo = $2.303RT \log C_2/C_1$, donde R es la constante de gas y T la temperatura absoluta. El trabajo total está dado por la suma del trabajo eléctrico y el de concentración, es decir:

$$\text{trabajo} = FE + 2.303 \log C_2/C_1.$$

Cuando el sistema se halla en equilibrio, el trabajo necesario es cero (definición de equilibrio dinámico), y la diferencia de potencial está dada por la ecuación de Nernst

$$E = 2.303(RT/F) \log (C_2/C_1)$$

La interpretación física de esta ecuación es que la tendencia de un ion a difundirse a favor de su gradiente de concentración está contrarrestada por la producción de un campo eléctrico en la unión de las dos soluciones. La dirección del campo es tal que retiene al ion y le impide efectuar nuevos movimientos. Obsérvese así mismo que solo es necesario mover una cantidad pequeña de iones para obtener el equilibrio de los gradientes eléctrico y de concentración. Como ejemplo de la aplicación de la ecuación de Nernst, calculamos la diferencia de potencial a través de la membrana que podría existir en el músculo de la rana, suponiendo que la membrana celular del músculo sea permeable únicamente al K^+ . La concentración interna de potasio es de 155 mEq/litro y la externa es de 4mEq/litro. Sustituyendo estos valores en la ecuación de Nernst, a una temperatura de $27^\circ C$, obtenemos la diferencia de potencial,

$$E = 2.303(8.3 \times 300/96500) \log (4/155) = -95 \text{ mV}$$

Aquí no se obtendría la ecuación de Goldman. Sin embargo, en la derivación se supone que el flujo total de corriente a través de la membrana es cero es decir, que el flujo de cargas negativas es igual al flujo de cargas positivas y también, que el descenso de potencial de la membrana es lineal. Usando estos dos supuestos puede demostrarse que el potencial de reposo estará dado por la relación

$$E = 2.030 \frac{RT}{F} \log \frac{P_K C_K^o + P_{Na} C_{Na}^o + P_{Cl} C_{Cl}}{P_K C_K + P_{Na} C_{Na} + P_{Cl} C_{Cl}} \quad 2.7$$

En esta ecuación R, T y F tienen su significado habitual, P representa la permeabilidad de la membrana a ion y el índice "o" anotado por encima de la concentración, es decir C^o , representa la concentración en el exterior de la célula mientras que C simple es la concentración dentro de la misma. Cuando se considera que la permeabilidad al Na^+ y al Cl^- es cero, la ecuación se reduce a la ecuación de Nernst. Si se considera que la permeabilidad tiene la relación

$$P_K : P_{Na} : P_{Cl} :: 1 : 0.04 : 0.45$$

Entonces la fem de la membrana dada por la ecuación concuerda con el valor medido en el axón del calamar, y el potencial de la membrana en reposo también concuerda con el valor calculado sobre una variación de concentración del potasio exterior, de más de 50 veces.

El circuito equivalente de Hodgkin-Huxley constituye un tercer método para el análisis de potencial de membrana de la célula nerviosa. Se supone que la membrana contiene canales separados por los cuales pasa cada uno de los iones, sin interferencias entre los mismos. El flujo de corriente eléctrica total a través de la membrana se supone, también aquí, que es cero. Cada ion al pasar a través de su canal encuentra resistencia a su movimiento a través de la membrana. Se muestran tres de dichos canales, uno para el Na^+ y otro para el K^+ y uno mas para el Cl^- , (figura 2.4); cada uno de ellos está representado por una batería (potencial en equilibrio) cuya fem se calcula por la relación de Nernst y cuya oposición al flujo de corriente se muestra como una resistencia. A menudo se emplea la conductancia (g) para representar la permeabilidad del canal. Si la corriente total de la

membrana es cero, puede demostrarse que el potencial de membrana E , resultante de las tres fem en paralelo está dado por la ecuación

$$E = (E_K g_K + E_{Na} g_{Na} + E_{Cl} g_{Cl}) / (g_{Na} + g_K + g_{Cl})$$

Donde g representa la conductancia de la membrana y corresponden aproximadamente a la permeabilidad de cada ion. Las fem son los potenciales de equilibrio para cada ion. De este modo, en el músculo de la rana el potencial de equilibrio para el potasio es de -95 mV, para el sodio de $+65$ mV y para el cloruro de -90 mV, valores calculados para cada ion con la ecuación de Nernst y la concentración de iones en el interior y el exterior de la célula. Aun suponiendo que la conductancia del potasio sea 100 veces mayor que la del Na y el Cl, lo que ocurre aproximadamente en el músculo de la rana, resolviendo para la fem a través de la membrana

$$(-95g + 65g/100 - 90g/100) / (g + g/100 + g/100)$$

Es decir, -95 mV, un valor muy próximo al potencial de membrana real.

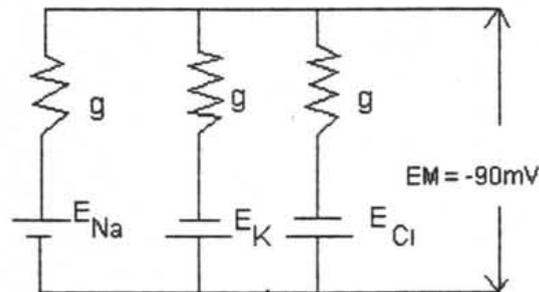


Figura 2.4.

Excitabilidad y conductividad de la fibra nerviosa

La generación y transmisión de un impulso nervioso comprende dos procesos conceptualmente independientes pero relacionados en cuanto a su función, la excitación y la conducción.

Cuando se estimula un nervio se producen en su membrana en la proximidad de los electrodos, sucesos eléctricos que no son propagados. Si estos hechos locales tienen características particulares (que se describirán más adelante), el potencial de membrana brusco, denominado potencial de acción y el cual es autopropagado a lo largo del axón. La excitación se refiere a los hechos que conducen a la generación de un potencial de acción; de la conducción a la propagación de dicho potencial de acción que se aleja del sitio de excitación, de la misma manera que las ondas que se desprenden de una cuerda en tensión. Es fundamental que el nervio pueda ser excitado en cualquier lugar, en toda su longitud, y la propagación que parte de ese punto se produce en ambas direcciones. Sin embargo, cuando viene una unión (sinapsis) entre las fibras nerviosas en el sistema nervioso de los mamíferos, entonces la propagación sólo se puede propagar en un solo sentido. Es posible utilizar experimentalmente diferentes tipos de estímulo (eléctrico, mecánico, químico) para excitar al nervio o al músculo; no obstante todos ellos actúan despolarizando a la fibra

nerviosa. Dado que es posible producir fácilmente estímulos eléctricos de cualquier intensidad, forma (de onda) y duración, en forma repetida y precisa, se utiliza esta forma de estímulo para estudiar los fenómenos de excitación y propagación. Además, el impulso nervioso es de naturaleza eléctrica y muchos de sus efectos como agente excitador pueden ser simulados por el estímulo eléctrico.

Características del estímulo

El nervio responde al estímulo eléctrico siempre que éste llene ciertas condiciones específicas. Debe ser de *intensidad* y *duración* suficientes como para reducir el potencial a través de la membrana, desde su valor en reposo hasta un voltaje crítico que cuando se alcanza, provoca la aparición de un impulso propagado. Esta reducción del potencial de membrana recibe el nombre de *despolarización*, y el voltaje crítico necesario para la propagación del impulso se denomina *umbral de voltaje* o *potencial crítico de descarga*, más adelante se considera esto con más detalle. Una corriente adecuada para provocar un impulso se denomina estímulo *umbral*, y las intensidades que se encuentran por debajo de ese umbral reciben el nombre de *subliminales*. Los umbrales sólo varían ligeramente si se mantienen constantes la temperatura y la composición iónica externa. Otra característica del estímulo es su velocidad de ascenso. Si se aumenta la corriente con demasiada lentitud el nervio no responde y por tal razón es conveniente emplear corrientes de estímulo que se eleven con suma rapidez. En la figura 2.5, se muestran dos estímulos de ese tipo, la onda rectangular y el pulso exponencial.

Si los pulsos de la figura 2.5, aun cuando se elevan rápidamente son de muy breve duración no producirán impulso. Es obvio que las dos propiedades intensidad y duración actúan recíprocamente y por lo tanto, es importante reconocer la relación entre la intensidad del estímulo umbral y la duración del mismo es decir, la relación intensidad relación.

Con este fin se realiza generalmente el siguiente experimento. Se aplica a un nervio un estímulo de duración fija por ejemplo, 1 ms por medio de dos electrodos uno de los cuales es el cátodo (-) y el otro el ánodo (+). Se determina el umbral del estímulo aumentando la corriente hasta que se obtiene respuesta con la duración que se ha seleccionado. Se eligen otras series de duraciones y también se determina su umbral. Se grafican los umbrales obtenidos con cada duración en función de la duración y la curva obtenida se denomina relación intensidad-relación para el nervio.

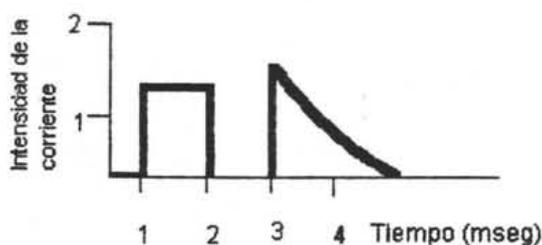


Figura 2.5

Dos estímulos que se utilizan comúnmente:
Un pulso rectangular (izquierda) y un pulso exponencial (derecha).

En la mayor parte de su trazo, la curva se describe exactamente por la relación empírica $I = I_0(1 - e^{-kt})^{-1}$ donde I_0 y k son constantes, t es la duración del estímulo e I , la corriente umbral. En duraciones breves en las cuales se supone que la acomodación es muy escasa, se obtiene una aproximación de la relación cuando $It = \text{constante}$. Se puede interpretar dicha relación de la siguiente manera: la corriente I es la carga por unidad de tiempo durante la cual es colocada sobre la membrana en un tiempo t . El producto de la corriente y el tiempo es por lo tanto, equivalente a una carga constante. La ecuación indica que debe colocarse sobre la membrana una cantidad de carga crítica cualquiera que sea la corriente o la duración.

El significado de esta cantidad crítica de carga se observa si colocamos sobre la membrana una carga producida por una corriente de estímulo de orientación adecuada, se reduce la carga neta sobre la membrana, es decir, parte de la carga se neutraliza. Esta neutralización parcial de la carga es equivalente a una *despolarización* de la membrana, cabe aclarar que, a una reducción del potencial de membrana desde su valor negativo en reposo hacia cero. El aumento de la polarización o *hiperpolarización* produce un incremento del potencial de membrana es decir, una mayor negatividad. La despolarización disminuye la estabilidad de la membrana mientras que la hiperpolarización la aumenta. Una característica de la excitación descubierta desde un principio es que el impulso nervioso se origina en el electrodo catódico estimulante es decir, el electrodo negativo.

Estado de excitación local

Los experimentos relacionados con la suma de los estímulos por debajo del umbral y las propiedades electrotónicas (hiperpolarización que se produce en el ánodo) del nervio llevaron a pensar que el potencial de membrana debería de disminuir en las proximidades del cátodo, y en realidad esto fue confirmado por experiencias directas en las cuales se midieron los cambios del potencial de membrana tanto, cerca del cátodo como del ánodo.

Es necesario considerar primero los cambios puramente pasivos del potencial de membrana, que son consecuencia del hecho de que el nervio tiene las propiedades de un cable eléctrico es decir, resistencia eléctrica y capacitancia. La capacitancia C , se define como la carga Q , que debe ser colocada sobre dos superficies para producir una diferencia en la unidad de potencial V , entre ellas ($C = Q/V$) la capacitancia de la membrana nerviosa es $1\mu\text{f}/\text{cm}^2$.

Para cada unidad de longitud de nervio existe también una resistencia eléctrica externa y una resistencia citoplasmática interna. La resistencia de membrana constituye una tercera resistencia eléctrica. Puede considerarse a cada unidad de longitud de nervio como un cable eléctrico figura 2.6, constituido por estas resistencias y un capacitor. Si se hace pasar una corriente de estímulo a través de un segmento del nervio, sus condensadores se cargan pero los más distantes reciben menor carga, dado que se interpone entre ellos y el origen de la corriente más resistencia externa e interna. Si queremos medir el proceso de carga en cualquier momento, el voltaje será máximo en los electrodos y disminuirá exponencialmente a medida que nos alejamos de los electrodos que emiten el estímulo figura 2.7. Este proceso de carga es casi instantáneo y representa la producción de carga no

propagada a lo largo del nervio. Se extiende durante cierta distancia pero jamás se propaga en forma de onda.

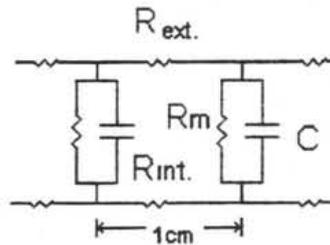


Figura 2.6

Circuito equivalente de un nervio (radio 1μ) considerado como un Cable eléctrico. $R_{ext.}$ es la resistencia de 1cm del medio externo, $R_{int.}$ es la resistencia de 1cm del axoplasma interno ($10^7\Omega$) es la resistencia de 1cm de la membrana a las corrientes radiales, del orden de $10^{10}\Omega$. La capacitancia, C, es de $1\mu\text{f}/\text{cm}^2$ de superficie del nervio.

Cuando se estimula un nervio, tienen lugar dos acontecimientos eléctricos. La membrana se carga en forma pasiva como un cable y al mismo tiempo, el nervio comienza a reaccionar fisiológicamente en el cátodo. Los hechos que se producen en el ánodo son puramente pasivos y dado que allí no se produce excitación, puede tomarse el curso en tiempo de la carga del ánodo como el de la carga pasiva o física del nervio. En el cátodo se produce la carga pasiva y además ocurre un proceso activo *excitación local*, y el proceso físico pasivo en el ánodo y en el cátodo son proporcionales a la corriente de estimulación.

La importancia del potencial local reside en que demuestra el curso de tiempo de la despolarización en el cátodo. Cuando la despolarización en este electrodo alcanza un valor crítico, se inicia un potencial de acción que se propagará alejándose del electrodo. Pueden encontrarse tales respuestas locales en muchos tejidos. Por ejemplo, los receptores deben ser despolarizados antes de dar origen a un potencial de acción; el potencial que representa el estado de excitación local del receptor se llama potencial generador.

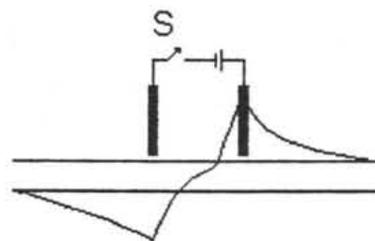


Figura 2.7

Potencial electrotónico pasivo a lo largo del nervio que resulta del paso de corriente directa al mismo.

También se produce un proceso en la placa terminal neuromuscular que se denomina potencial de placa terminal; esta despolarización da comienzo al potencial de acción propagado del músculo. En las sinapsis neuronales el potencial local no propagado,

que se denomina potencial posináptico excitador (PPSE), puede verse que da origen al impulso nervioso de la neurona. El hecho fundamental de la excitación de todas estas células es la despolarización local no propagada. Cuando esta despolarización alcanza su magnitud umbral, se inicia el cambio repentino y propagado del potencial de membrana que se denomina impulso nervioso o *potencial de acción*.

El principio del “todo o nada”

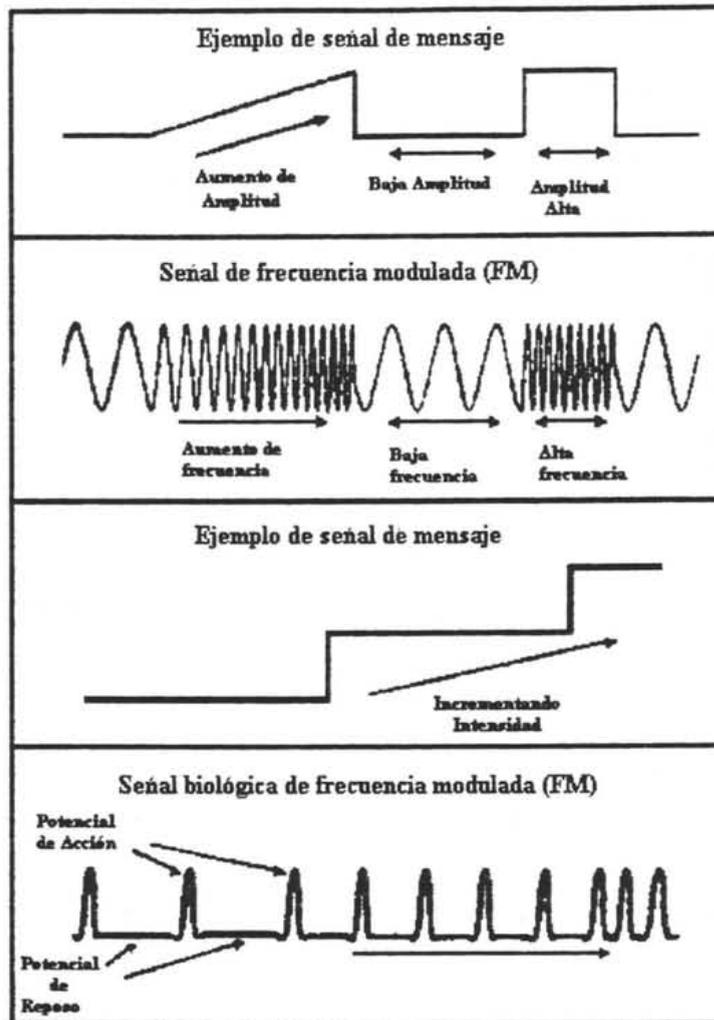
Un estímulo que apenas es capaz de excitar una fibra nerviosa (estímulo umbral) provoca un estímulo que no es diferente del producido por un estímulo mucho más intenso. El impulso generado por el estímulo débil es conducido con la misma rapidez y es de magnitud igual al generado por el intenso, si se juzga por la corriente de acción desarrollada o por la respuesta mecánica del músculo al cual inerva. Así, la alteración propagada establecida en una sola fibra nerviosa no puede modificarse graduando la intensidad o duración del estímulo es decir, la fibra nerviosa en determinadas condiciones da una respuesta máxima o no responde en absoluto. Un estímulo intenso aplicado a un *tronco* nervioso provoca una corriente de acción compuesta de mayor amplitud y una mayor respuesta muscular que un estímulo débil y ello es debido al hecho de que el tronco nervioso está formado por muchas fibras, cada una de las cuales inerva a un determinado grupo de fibras musculares. El principio del “todo o nada” se aplica únicamente según la condición del nervio en el punto o en el momento que se genera el impulso. Un estímulo que da origen a una respuesta de cierta magnitud en ciertas condiciones del nervio, provocará una respuesta mucho menor en otras condiciones, por ejemplo en el periodo refractario relativo (véase más adelante) anestesia, falta de oxígeno, etc.

No obstante, de como es excitada la célula el potencial de acción es siempre el mismo. De hecho, el potencial puede ser disparado por corrientes iónicas cercanas (en las células vecinas) es decir se propaga desde una célula adyacente hacia las demás. Debido a que el potencial de acción es siempre similar (en forma, duración amplitud, etc.), el cuerpo debería tener una forma para aumentar y disminuir la intensidad de la señal, de otra forma el cerebro no sería capaz de codificar la información sin las señales eléctricas.

El cuerpo controla la intensidad de la señal incrementando o disminuyendo la frecuencia de los potenciales de acción. Esto es, el cuerpo está usando un sistema de frecuencia modulada (FM) y no precisamente un sistema de amplitud modulada (AM). Las señales más intensas son representadas por una más alta frecuencia de impulsos y las señales más débiles corresponden a una frecuencia de impulsos menor. Las ondas producidas en una señal biológica son alternantes, “alta”, “baja”, “alta”, “baja” y así sucesivamente (figura 2.8), la “alta” es el potencial de acción y la “baja” es el potencial en reposo.

La comunicación del potencial de acción utiliza ondas cuadradas, la frecuencia de estas ondas dependerían de la amplitud de la señal del mensaje. Los mensajes más fuertes (por ejemplo, una rápida contracción muscular) se estarían transmitiendo mediante una alta frecuencia de potenciales de acción. Señales más débiles (por ejemplo, una contracción

muscular más lenta) se estarían transmitiendo mediante una frecuencia más lenta de los potenciales de acción.



Periodos refractarios absoluto y relativo

Durante un breve intervalo después del paso de un impulso a lo largo de la fibra nerviosa, un segundo impulso por muy potente que sea, no podrá producir ninguna respuesta. Este intervalo se conoce como periodo *refractario absoluto*.

El periodo durante el cual el nervio es absolutamente refractario va seguido por otro durante el cual el nervio aun cuando no responde a un estímulo de la misma potencia como antes del paso del impulso, lo hará a uno algo más potente. La excitabilidad del nervio aumenta gradualmente y la potencia del estímulo necesario para la excitación es progresivamente menor. Al final el restablecimiento de la excitabilidad es completo y el nervio responde a un estímulo no más potente que aquél capaz de excitar a un nervio en reposo. El periodo que sigue a la fase refractaria absoluta y durante el cual aumenta gradualmente la excitabilidad hacia lo normal se denomina *periodo refractario relativo*. El

paso del impulso a lo largo del nervio deja tras de sí una modificación del estado de organización de la membrana. Se requiere cierto tiempo para que se produzca la reversión de los cambios relacionados del paso del impulso y que el nervio recupere su estado de reposo.

El periodo refractario hace imposible el continuo estado de excitación del nervio. No se produce la fusión o estado de suma de los impulsos. Es obvio que el periodo refractario debe fijar así mismo un límite máximo a la frecuencia de los impulsos.

Bibliografía

Best, Charles Herbert
Bases fisiológicas de la práctica médica
Ed. Médica panamericana, 1982.

Guyton Arthur
Tratado de fisiología médica
Mc Graw Hill-Interamericana, México, 1997.

IEEE
Potentials de magazine for up and coming engineers
IEEE, December/January, 1999

III EVENTOS BIOELÉCTRICOS (BIOPOTENCIALES)

Resumen

El primer tema de este capítulo, explica detalladamente el origen de los potenciales de reposo y de acción, es decir la despolarización y repolarización de la célula mediante el mecanismo de la bomba de sodio-potasio, donde el funcionamiento de dicha bomba esta vinculado con la entrada del potasio en la célula. Para la explicación del potencial de acción monofásico, se hace una descripción de un pequeño experimento con una célula y dos electrodos, en la cual existe un gradiente iónico para producir un potencial de membrana, y se muestran unas gráficas como ejemplo de algunos potenciales de membrana en tejidos de algunos animales. Inmediatamente después, explica brevemente en que consiste un potencial de acción con electrodos extracelulares y se entra al estudio de la teoría de interferencia, hablando precisamente del potencial de acción bifásico, que a diferencia del potencial de acción monofásico, este se demuestra utilizando dos electrodos activos en la superficie intacta de la célula. Posteriormente, se explica el potencial de lesión, la cual nos dice que entre dos puntos sobre la superficie de tejido inactivo, hay una diferencia de potencial que se puede medir. Con lo expuesto en el capítulo anterior y lo explicado en el presente, se puede comprender que es, y como se genera el electrocardiograma, el cual esta formado de ondas de despolarización y de repolarización. Cuando el impulso cardiaco atraviesa el corazón, los potenciales de reposo se propagan a los tejidos que le rodean y una pequeña parte de ellos se extiende difusamente por todas las partes hasta llegar a la superficie del cuerpo. Al colocar unos electrodos sobre la piel, se pueden registrar los potenciales eléctricos generados por esa corriente y es precisamente el trazo de esos registros el electrocardiograma.

Si medimos los potenciales en células nerviosas y las registramos, el trazo generado es un electroencefalograma. La vista, oído y sensación de dolor son causados por las señales eléctricas conducidas a través de los nervios. En el tema de electroencefalograma, se consideran los fenómenos eléctricos del organismo y del cerebro y como se representan gráficamente. Los potenciales de acción relacionados con la actividad muscular constituyen el electromiograma, este tema se explica en forma breve y complementa al tema anterior y por último se explica muy brevemente y de forma sencilla en que consisten otros potenciales bioeléctricos de importancia clínica.

Introducción

Al llevar a cabo sus distintas funciones ciertos sistemas del organismo generan sus propias señales de monitorización, que llevan información útil sobre las funciones que representan. Estas señales son los *potenciales bioeléctricos*, los cuales existen a través de la membrana de las células vivas y muchas células tienen la cualidad de propagar un cambio en estos potenciales. En las fibras nerviosas, músculos y glándulas así como en muchas células vegetales se observa este fenómeno el cual esta asociado al funcionamiento celular. Los potenciales bioeléctricos son en efecto potenciales iónicos producidos como resultado

de la actividad electroquímica de ciertos tipos especiales de células. Utilizando transductores capaces de convertir potenciales iónicos en tensiones eléctricas, se pueden medir estas señales de monitoreo naturales y presentar los resultados de una manera comprensible para ayudar al médico en su diagnóstico para el tratamiento de diversas enfermedades. Cuando la célula responde a un estímulo, el potencial de membrana muestra una serie de cambios reversibles, los cuales se conocen como *potenciales de acción*. Los potenciales de acción a diferencia de muchos otros eventos fisiológicos, no requiere de electrodos especializados para su detección.

Debido a que cada tipo de célula presenta una actividad eléctrica característica, la medida de esta actividad produce importante información relacionada con la función celular. Partiendo de este hecho, se ha desarrollado el estudio clínico de señales bioeléctricas, las cuales usualmente se entienden como la medida de la actividad eléctrica de un gran número de células. Porque cualquier disfunción frecuentemente se revela en la señal bioeléctrica, por lo que se puede obtener mucha información a partir de tales lecturas.

Como muchas de las señales bioeléctricas pueden ser detectadas a cierta distancia de la fuente que las origina, los dispositivos electrográficos, en virtud de su habilidad para "asomarse" dentro del cuerpo, puede ser similar a los Rayos X, lo cual revela información oculta de un vistazo. Adicionalmente, la medida de una señal bioeléctrica no interfiere con el evento que esta siendo medido, dando como resultado una representación eléctrica verdadera de función. Además porque resulta ser muy práctico y sencillo realizar lecturas electrográficas en sujetos humanos, las técnicas son idealmente aplicables para la medicina clínica.

Aunque las señales bioeléctricas obtenidas de varias células, varían considerablemente en amplitud y en forma, y aunque todas ellas tienen un origen común, el potencial de membrana, la cual consiste en la diferencia de potencial que existe entre la superficie interior y la superficie exterior de las células. La membrana envolvente sirve como una barrera semipermeable para el paso de ciertas sustancias e iones es decir, que muchas sustancias pasan a través de la membrana y otras se mantienen fuera, el gradiente iónico resultante es mantenido gracias a la energía metabólica de la célula. En este capítulo, presento una breve explicación de la manera en la cual las células desarrollan potenciales de acción.

Algunos tipos de células musculares y nerviosas están cubiertas por una membrana semipermeable, alrededor de las células se encuentran los líquidos orgánicos, dichos líquidos son soluciones conductoras que contienen átomos cargados conocidos como iones. Los principales iones son el sodio el potasio y el cloro. La membrana permite el paso de iones potasio y cloro pero bloquea la entrada de iones sodio. esta incapacidad del sodio de atravesar la membrana produce dos consecuencias: Por un lado, la concentración de iones sodio dentro de la célula es de menor concentración en el interior de la célula y por otro lado, en un intento de equilibrar la carga eléctrica, entran al interior iones de potasio adicionales que también son positivos produciendo una concentración de potasio mas alta en el interior que en el exterior. Pero el equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en exterior por lo que

se dice que la célula se ha polarizado y este potencial de membrana se denomina potencial de reposo de la célula y se mantiene así hasta que una perturbación altere su equilibrio.

Cuando se excita una parte de la membrana celular mediante el flujo de corriente iónica o mediante un tipo de energía aplicada externamente, la membrana cambia sus características y permite la entrada de iones sodio. Al mismo tiempo los iones potasio que se encontraban en mayor concentración en el interior durante el estado en reposo pero se mueven mucho más lento que los iones sodio. De lo anterior, la célula tiene un potencial ligeramente positivo en el interior debido al desequilibrio en los iones potasio. Este potencial se conoce como *potencial de acción*. Una célula que ha sido excitada y que presenta un potencial de acción, se dice que esta despolarizada, el proceso de cambio desde el estado de reposo al potencial de acción se denomina *despolarización*.

Una vez terminado el movimiento de iones sodio a través de la membrana y se alcanza el equilibrio, y los iones sodio son regresados al exterior de la célula esta queda polarizada de nuevo, volviendo a su estado inicial de reposo. Este proceso se denomina *repolarización*. En respuesta a un estímulo de adecuada intensidad para provocar una despolarización y repolarización, muchos tipos de células propagan esta perturbación sobre sus membranas.

La despolarización es rápida, la repolarización es más lenta y sigue un intervalo de tiempo característico para determinados tipos de célula. Existen cuatro tipos de cambio de potencial que puede mostrar una célula, *prepotencial*, *la espiga*, *el potencial tardío negativo* y *el potencial tardío positivo*.

Cuando el impulso cardíaco atraviesa el corazón, los potenciales eléctricos se propagan en los tejidos que le rodean y una parte de ellos se extiende por todas partes hasta llegar a la superficie del cuerpo. Estos potenciales eléctricos generados por esa corriente se detectan con los electrodos y se trazan esta gráfica se conoce como *electrocardiograma*. Existen otros tipos de potenciales eléctricos como el *electroencefalograma*, *electromiograma*, *electronistagrama* entre otros.

Potenciales de reposo y de acción

Ciertos tipos de células del organismo como las células musculares y nerviosas están cubiertas por una membrana semipermeable, rodeando a las células se encuentran los líquidos orgánicos. Estos líquidos son soluciones conductoras que contienen átomos cargados conocidos como *iones*. Los principales iones son el sodio Na^+ , el potasio K^+ y el cloro Cl^- . La membrana de las células excitables permite la entrada de iones potasio y cloro, pero bloquea eficazmente la entrada de iones sodio. Es decir, que los iones intentan un equilibrio entre el interior y el exterior de la célula, de acuerdo a la concentración y la carga eléctrica, la incapacidad del sodio de atravesar la membrana provoca que, la concentración de iones sodio sea aproximadamente 10 veces más alta en el exterior de la célula que en el interior, dando como resultado una diferencia de potencial a través de la membrana, con el interior negativo con respecto al exterior de la célula, ver Fig. 3.1. El potencial de membrana varía dentro de un margen de unas cuantas décimas de milivolts hasta 100mV.

La incapacidad del sodio de atravesar la membrana produce dos consecuencias. En primer lugar, la concentración de iones sodio en el interior de la célula, se hace mucho menor que en el líquido celular externo. Puesto que los iones sodio son positivos, esto tenderá a hacer el exterior más positivo que en el interior. En segundo lugar, en un intento de equilibrar la carga eléctrica, entrarán en la célula iones potasio adicionales que también son positivos, produciendo una concentración de potasio más alta en el interior que en el exterior. Sin embargo, este equilibrio de cargas no se puede lograr debido al desequilibrio en la concentración de iones potasio. El equilibrio se alcanza con una diferencia de potencial a través de la membrana, negativo en el interior y positivo en el exterior, por lo que la célula se ha polarizado.

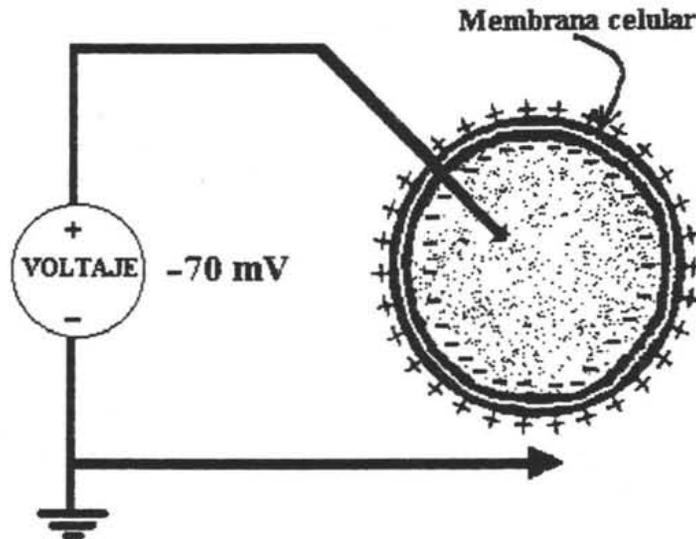


Fig. 3.1. Célula polarizada con su potencial de reposo.

Este potencial de membrana se denomina *potencial de reposo* de la célula y se mantiene hasta que una perturbación de algún tipo altera el equilibrio. Como la medida del potencial de membrana se hace por lo general en el interior de la célula con respecto a los líquidos orgánicos, el potencial de reposo de una célula viene dado como un valor negativo.

Cuando se excita una parte de la membrana celular mediante el flujo de corriente iónica o mediante un tipo de energía aplicada externamente, la membrana cambia sus características y empieza a permitir la entrada de algunos iones sodio. En este movimiento de iones sodio al interior de la célula constituye un flujo de corriente iónica que reduce más la barrera de la membrana a los iones sodio. Se obtiene como resultado, un efecto de avalancha en el que los iones sodio se precipitan en el interior de la célula, intentando alcanzar un equilibrio con los iones del exterior. Al mismo tiempo, los iones potasio que estaban en mayor concentración en el interior de la célula durante el estado de reposo intentan salir, pero son incapaces de moverse tan rápidamente como los iones sodio.

Como resultado de todo lo anterior, la célula tiene un potencial ligeramente positivo en el interior debido al desequilibrio de iones potasio. Este potencial se conoce como *potencial de acción* y es de aproximadamente de $+20 \text{ mV}$. Una célula que ha sido excitada y que presenta un potencial de acción se dice que está despolarizada; el proceso de cambio

desde el estado de reposo al potencial de acción se denomina *despolarización*. En la figura 3.2, se pueden observar los movimientos iónicos asociados con la despolarización.

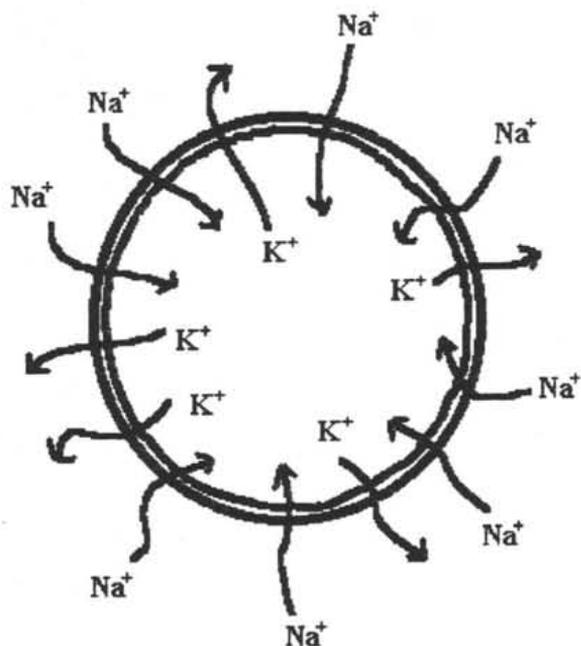


Fig. 3.2. Despolarización de una célula

Una vez terminada la avalancha de iones sodio a través de la membrana celular y se ha alcanzado un nuevo estado de equilibrio, desaparecen las corrientes iónicas que reducían la barrera de los iones sodio y la membrana regresa a su estado original de permeabilidad selectiva, bloqueándose de nueva cuenta el paso de iones sodio desde el exterior al interior de la célula. Sin embargo, si el único efecto fuera éste, tardaría mucho tiempo en crearse de nuevo un potencial de reposo. Pero mediante un proceso activo, denominado bomba de sodio, los iones sodio son transportados rápidamente hacia el exterior de la célula y ésta queda polarizada de nuevo, adquiriendo su potencial de reposo. Este proceso se denomina *repolarización*.

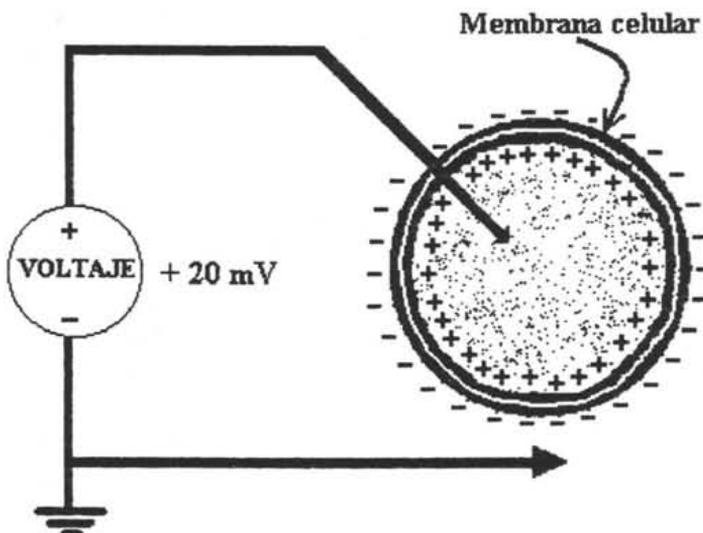


Fig. 3.3. Célula despolarizada durante un potencial de acción.

Mediante el mecanismo de la bomba de sodio, el sodio es extraído contra los gradientes de carga y concentración apoyado por algún tipo de compuesto fosfatado de alta energía. La velocidad de bombeo es directamente proporcional a la concentración de sodio en la célula. El funcionamiento de esta bomba está vinculado con la entrada de potasio en la célula, como si existiera un proceso cíclico que supusiera un intercambio de sodio y potasio, en la figura 3.3, se observa la sección transversal de una célula despolarizada.

En respuesta a un estímulo de adecuada intensidad para provocar una despolarización y repolarización, muchos tipos de células propagan esta perturbación sobre sus membranas. En las células nerviosas la perturbación es propagada según el diámetro y la temperatura de la fibra nerviosa. La velocidad de propagación más rápida en la fibra nerviosa es de aproximadamente 150m por segundo lo cual representa la más alta velocidad de propagación que en cualquier otro tejido. En el músculo la propagación es mucho más lenta y siempre hay una contracción después del desarrollo del potencial de acción.

Potencial de acción monofásico

El origen del potencial de acción se puede comprender de mejor manera si consideramos una célula de un tejido figura 3.4, ya sea una parte o la célula completa en la cual la membrana se encuentra intacta y existe un gradiente iónico para producir un potencial de membrana de -70mV . Este potencial se puede medir colocando un electrodo A, sobre la superficie intacta de la célula e introduciendo un microelectrodo B, dentro de la célula. El electrodo debe ser de menor tamaño con respecto al tamaño de la célula de tal manera que su inserción no produzca daño celular. En la Fig. 3.4 (2), en la flecha, el microelectrodo ha penetrado la membrana celular, revelando el potencial de membrana en reposo (reposo del potencial de membrana) en el electrodo A.

Asumimos ahora que, un estímulo suficientemente intenso para despolarizar a la célula es aplicado en alguna parte de la misma. Una corriente iónica fluirá de la región polarizada circundante hacia el área despolarizada. Esta corriente es suficiente para las regiones adyacentes y una onda de despolarización viajará en todas direcciones sobre la membrana. En la mayoría de las células el proceso no consiste simplemente de despolarización: Puede ocurrir que se encuentre también una polarización inversa leve, provocando que la parte exterior de la célula sea negativa con respecto al interior. Cuando esta onda de despolarización-polarización inversa avanza bajo el electrodo A figura 3.4 (3), el indicador de potencial el cual estaba indicando el potencial de membrana previamente, muestra un potencial que, baja a cero (despolarización de membrana) y entonces un potencial que está en dirección opuesta al potencial de membrana, indicando que la región de polarización inversa está bajo el electrodo A. Esta secuencia de eventos aparece a la derecha de la figura 3.4.

Como la onda de despolarización-polarización inversa avanza, y por efecto de la actividad metabólica celular, da como resultado su recuperación (restablecimiento del potencial de membrana). Es de esta forma que la onda pasa por el electrodo A figura 3.4 (4), donde el potencial de membrana esta siendo restaurado y cuando ha ocurrido la repolarización completa entonces el indicador de potencial indica el potencial de membrana

nuevamente figura 3.4 (5). Cuando la onda pasa por el punto B, el indicador de potencial no muestra ningún cambio porque el electrodo está dentro de la célula.

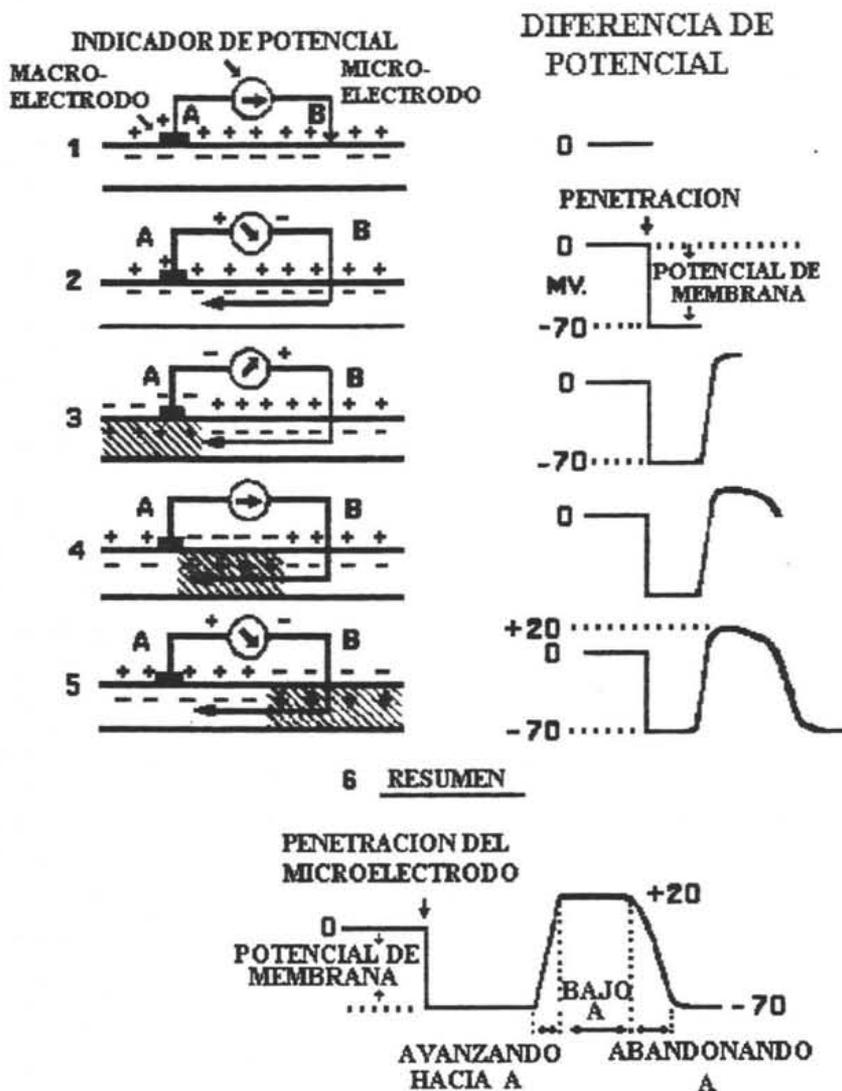


Fig. 3.4. Generación de un potencial de acción monofásica.

Esta secuencia de eventos está resumida en la Figura 3.4 (6), en la cual se observa que el evento bioeléctrico fundamental consiste en el desplazamiento de la onda y del cambio de la polaridad de la membrana; primero despolarización, después polarización inversa, seguido por el restablecimiento de potencial de membrana. Los potenciales de acción de poca duración son llamados espigas. En muchas células durante su recuperación la velocidad de repolarización disminuye y aparece otro componente llamado potencial de retardo negativo. Algunas células rebasan su repolarización para producir lo que es llamado potencial de retardo positivo. Algunas otras producen un segundo potencial tardío negativo antes de que ocurra la estabilización del potencial de membrana en las células (figura 3.5), lo que da la pauta antes de la propagación del potencial de acción y se produce durante una recaída espontánea en el potencial de membrana, es conocido como prepotencial. El prepotencial es representativo de un potencial de membrana inestable el cual se extiende

sobre un valor crítico provocando la despolarización de la célula, obteniendo como resultado un potencial de acción propagado.

En resumen, un evento bioeléctrico deriva su forma en la manera en la que, una membrana celular se despolariza para producir un potencial de acción simple o complejo.

En la figura 3.5, se presenta la gráfica de la secuencia de eventos de un caso hipotético de una célula. La despolarización es rápida; la repolarización es más lenta y siguiendo un intervalo de tiempo característico del tipo de célula, como está representado en la figura 3.4 pero en una curva plana como en la figura 3.5, donde hay cuatro tipos de cambio de potencial que pueden ser mostrados por una célula:

1. El prepotencial
2. La espiga
3. El potencial tardío negativo
4. El potencial tardío positivo

Durante el paso de la onda de despolarización se libera una pequeña cantidad de calor, la impedancia de la membrana baja y hay un movimiento de iones a través de la membrana celular. En las células de mama, en el inicio de la despolarización hay una precipitación de iones sodio hacia el interior seguida de una salida mucho más lenta hacia fuera de iones potasio asociado con la recuperación de la célula. En las células del músculo hay un flujo hacia el interior de iones calcio. La energía metabólica es utilizada para restablecer los gradientes iónicos de reposo. El estudio del flujo de transmembrana de iones constituye una parte importante de la electrofisiología básica y es importante en la comprensión de la acción de muchas drogas.

Debido a que el movimiento de iones representa carga en movimiento, existe un campo magnético durante la polarización y repolarización que aunque pequeño se puede detectar.

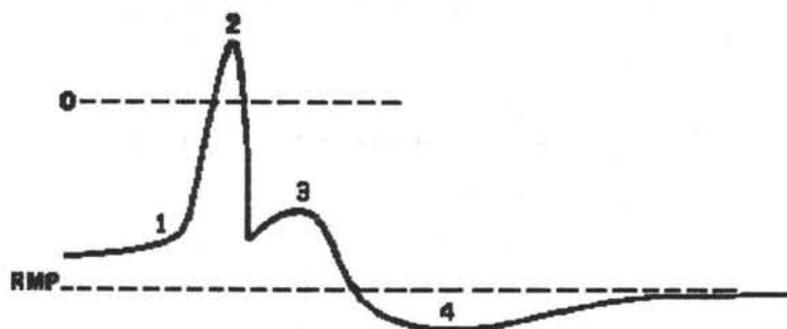


Fig. 3.5. Cambios en el potencial de una célula, se muestra el prepotencial (1), la espiga (2), prepotencial negativo (3) y prepotencial positivo (4). RMP es el potencial de reposo de membrana.

La parte de la célula que está afectada por la onda de propagación de despolarización es incapaz de responder a un segundo estímulo, por tal razón se puede decir

que se encuentra en un periodo refractario absoluto el cual tiene una duración de un milisegundo en las células nerviosas, a continuación del periodo refractario absoluto hay un periodo refractario relativo durante el cual se puede producir otro potencial de acción pero en el que se requiere de un estímulo mucho mayor. De esta forma el potencial de acción además de indicar que una célula está activa, revela el tiempo aproximado en el que puede ser reactivada.

En las figuras 3.6 a 3.9, se ilustran potenciales de acción monofásicos típicos de varias células medidas con microelectrodos. El potencial de acción monofásico de una fibra nerviosa de calamar se muestra en la figura 3.6. Esta fibra es tan larga ($>100 \mu\text{m}$) que es relativamente fácil hacer un microelectrodo para estudiar la membrana y el potencial de acción. Su gran tamaño permite también la canulación y el reemplazo del axoplasma con soluciones de contenido iónico conocido. Como se muestra, el potencial de membrana medido en agua de mar a 20°C fue de 45mV y durante la espiga el potencial de membrana llegó a ser de un valor cercano a $+40\text{mV}$. De esta manera la amplitud total del potencial de acción fue de 85mV . Durante la fase de recuperación se puede observar un potencial de retardo positivo.

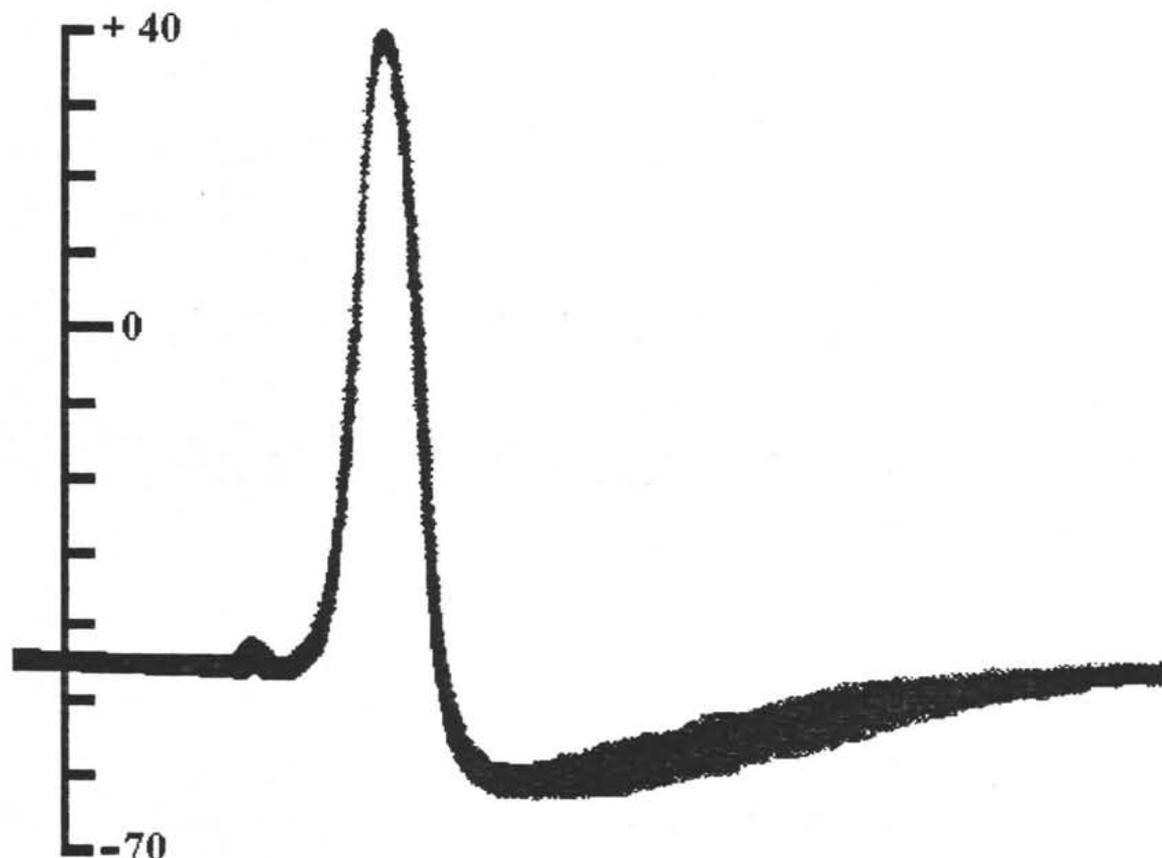


Fig. 3.6. Membrana y potencial de membrana de un axón gigante de calamar. Los pulsos son de 2 milisegundos.

El potencial de acción de una fibra músculo esquelético de rana así como su relación con la contracción se observa en la figura 3.7. En este experimento el potencial de

membrana en reposo fue de 92mV y la diferencia de potencial de pico de la espiga fue de +30mV. Se observó también un potencial de retardo negativo durante su recuperación.

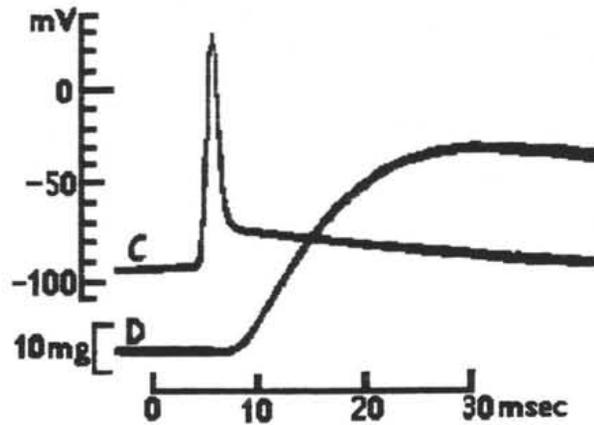


Figura 3.7. Potencial de acción de una fibra de músculo esquelético de rana (C) y el voltaje desarrollado(D).

El potencial de membrana cambia en músculo cardiaco de la rana, como se muestra en la figura 3.8, comenzando desde un valor de reposo de alrededor de -55mV , durante la actividad pico, el potencial de membrana llega a ser de alrededor de $+25\text{mV}$. Debido que la recuperación en el músculo cardiaco es prolongada, se observa un periodo refractario relativo de potencial de acción monofásico. En esta figura se puede ver claramente el potencial de retardo positivo.

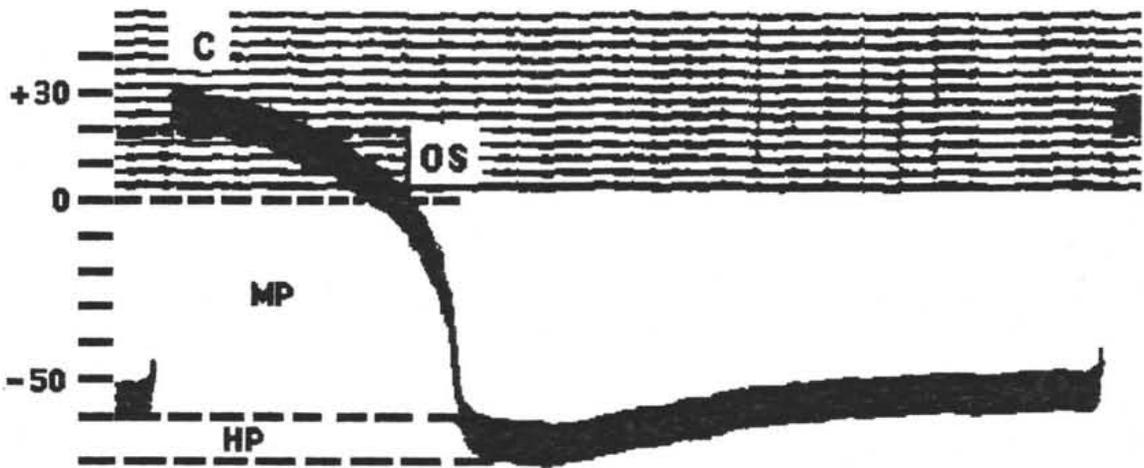


Figura 3.8. Potencial de acción en músculo cardiaco de rana.

La actividad eléctrica del músculo liso del intestino del cerdo de guinea se presenta en la figura 3.9. Durante la actividad, el potencial de membrana observa un cambio de -46 a 10mV . Durante su recuperación se pueden observar los potenciales de retardo antes mencionados.

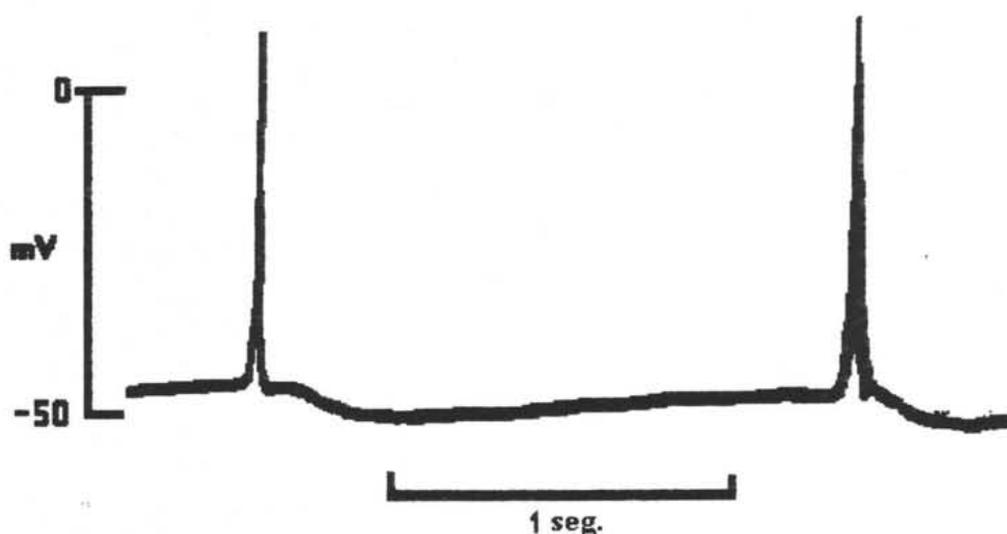


Figura 3.9. Potencial de acción de músculo liso de intestino de cerdo de Guinea.

Potenciales de acción con electrodos extracelulares.

Puesto que los tejidos y fluidos del cuerpo son eléctricamente conductivos, tendrá que existir un flujo de corriente en el entorno de una o unas células en actividad (despolarización) y restablecimiento (repolarización). Por lo tanto, es conveniente colocar electrodos que pueden ser usados para detectar un voltaje tal como un evento bioeléctrico. El tipo de onda detectado depende del tamaño y localización de los electrodos y de la naturaleza temporal del proceso de despolarización-repolarización exhibido por la o las células frecuentemente designado el “generador bioeléctrico”.

No hay duda de que el potencial que aparece entre las terminales del electrodo que son estratégicamente colocados para registrar un evento bioeléctrico representa una diferencia en el potencial existente bajo cada electrodo. Sin embargo relacionando este potencial de acción registrado extracelularmente para la “excursión” en el potencial de transmembrana no es por un simple propósito. No obstante, se han desarrollado dos teorías para dar una explicación razonable de los potenciales detectados por electrodos extracelulares. El primero es el de “interferencia” y nos muestra que los electrodos extracelulares detectan un voltaje que, es la diferencia de potencial bajo cada electrodo y que el potencial bajo cada uno asemeja una versión atenuada de la excursión en potencial transmembrana. Así como esos dos potenciales, los cuales son separados temporalmente por el tiempo de propagación “interfiere” con cada uno (mutuamente).

La segunda teoría y la más reciente “dipolo” nos dice que, la excitación y restablecimiento pueden ser igualados al movimiento de la posición de los dipolos que existen en el límite entre el tejido activo (despolarizado) y el recuperado (polarizado). La propagación de excitación es marcada por un orden de dipolos viajando con sus polos positivos ante la dirección de propagación; la recuperación es marcada con el movimiento de dipolos con sus polos negativos frente a la dirección de propagación. Cada teoría según la situación, es más aplicable una más que la otra y viceversa.

Teoría de interferencia

Potencial de acción bifásico: La teoría de interferencia se puede ilustrar considerando una situación en la cual dos electrodos están activos, es decir, que ambos electrodos están localizados sobre la superficie intacta de la célula, figura 3.10. En condiciones ideales, asumimos que los electrodos son pequeños y están considerablemente separados entre sí. Las dimensiones fueron escogidas para que el viaje de la onda de excitación y recuperación en el tejido ocupe una pequeña fracción del espacio del electrodo. Además, el evento bioeléctrico es considerado como un simple potencial de acción monofásico, sin prepotenciales ó potenciales de retardo.

En la figura 3.10(1), cuando el tejido es inactivo, ambos electrodos están en regiones de igual positividad y la diferencia de potencial visto por el indicador es cero. Cuando la región bajo el electrodo A es excitado, este electrodo llega a ser negativo con respecto al electrodo B y se levanta el indicador figura 3.10(2). Como la onda de excitación pasa hacia delante con dirección al electrodo B y ocupa la región entre los dos electrodos, la región debajo de A es restablecida y la que está debajo de B no ha sido excitada aún. Bajo estas condiciones el indicador de potencial no registra voltaje figura 3.10(3), y la primera fase (ascendente) del potencial de acción monofásico se ha completado. Como la onda de excitación ocupa la región bajo el electrodo B, Dicho electrodo llega a ser negativo con respecto al electrodo A; es aquí donde el indicador de potencial cae figura 3.10(4). Como la onda de excitación pasa en B, ocurre una recuperación; el potencial de membrana es restablecido, el indicador de potencial indica cero y la fase decreciente del potencial de acción es completa figura 3.10(5). Bajo estas condiciones, el tiempo entre las dos fases del potencial de acción, es determinado por la velocidad de propagación en el tejido y en el espacio de los electrodos. Si los electrodos están muy cercanos entre sí los potenciales de acción monofásicos coinciden (o son comunes), con un potencial de acción más pequeño. Esta situación se observa en la gráfica de la figura 3.10(6).

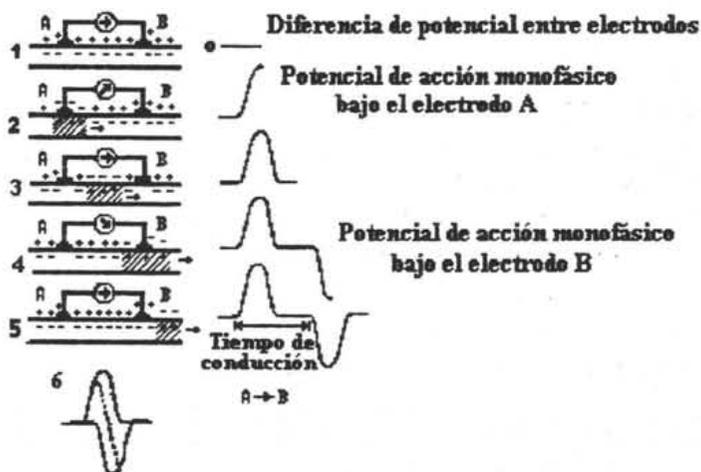


Fig. 3.10. Generación de un potencial de acción bifásico

El potencial de lesión: Entre dos puntos sobre la superficie de tejido inactivo, hay una diferencia de potencial que se puede medir. Si el tejido bajo un electrodo es despolarizado debido al agolpamiento o aplicación de una solución cloruro de potasio (~ 2%), esta región llega a ser negativa con respecto a la superficie intacta, y la diferencia de potencial medida entre estas áreas es llamada potencial de lesión. Entonces esta región queda completamente despolarizada y no puede ser excitada o repolarizada. Si el tejido llega a estar activo de otra parte, habrá sido detectado un movimiento en el potencial que ocurre bajo el electrodo sobre el tejido no lesionado. Es interesante observar que, el tipo de onda obtenida con esta situación es muy parecida al movimiento en el potencial de transmembrana y dicha señal sube y retorna a una línea basal representando la magnitud del potencial de lesión.

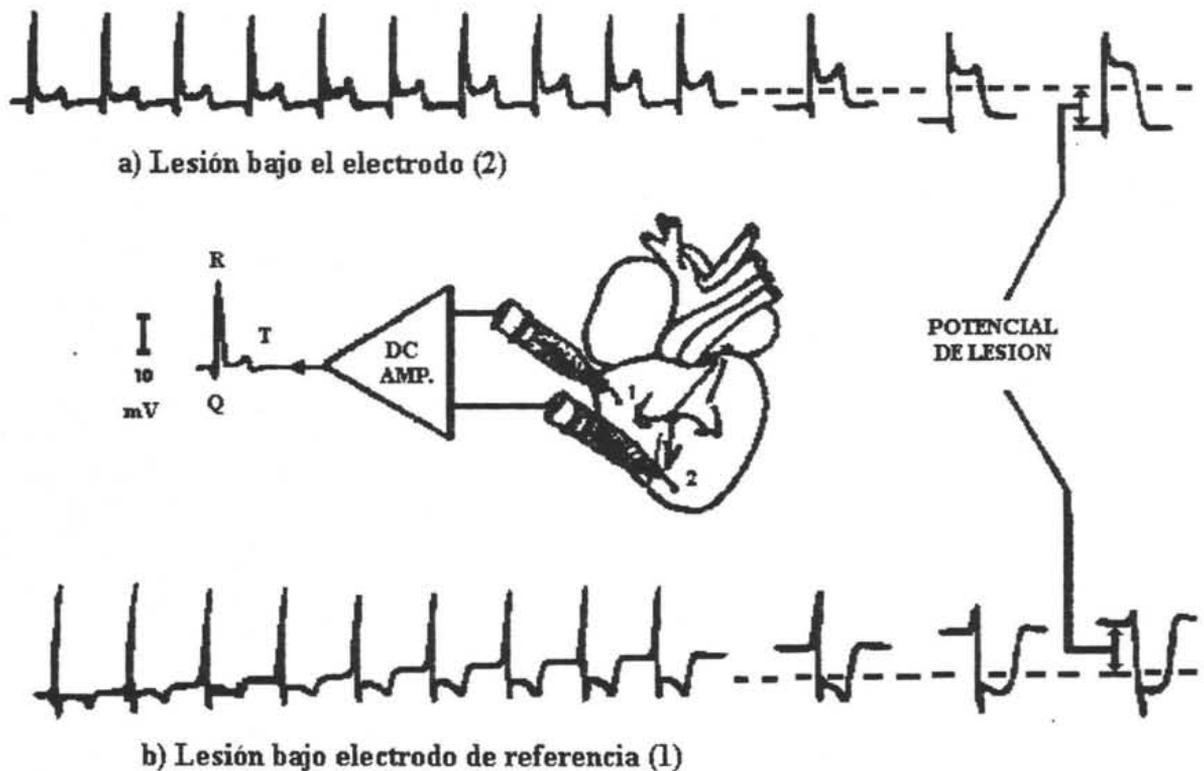


Fig. 3.11. El potencial de lesión.

Este potencial es particularmente fácil de demostrar y es frecuentemente encontrado cuando un electrodo de aguja se introduce en el tejido para graficar un evento bioeléctrico (podría ser por ejemplo en un electromiograma). Para demostrar el desarrollo de un potencial de lesión, es preciso utilizar tejido que es espontáneamente activo, por ejemplo músculo cardíaco. En la figura 3.11, la actividad eléctrica de un ventrículo de tortuga fue registrada con dos electrodos provistos de agujas y llenos con solución salina al 0.6% conectados a un amplificador debidamente acoplado. La polaridad fue tomada para que la negatividad del electrodo de referencia (1) y consecuentemente el valor positivo del electrodo (2), provocando que la plumilla registradora se levantara. En la parte superior del registro para los primeros latidos ambos electrodos estaban colocados en tejido no lesionado. Después se colocaron unas gotas de solución de cloruro de potasio al 2% en el electrodo (2) causando daño (despolarización). Nótese que ocurre una depresión de la línea

basal, como la región bajo el electrodo (2) llegó a ser progresivamente negativa y el electrograma alterado característicamente. Porque el miocardio bajo el electrodo (2) ha vuelto a estar inactivo por daño químico, la actividad registrada proviene principalmente del tejido bajo el electrodo (1), el cual muestra que cuando este tejido llega a estar activo (negativo), el indicador desciende, revelando el potencial de acción característico del músculo cardíaco, subiendo y regresando a la línea basal que representa el potencial de la lesión.

Para los primeros latidos en la figura 3.11(b), ambos electrodos fueron colocados sobre tejido no lesionado y se observó un familiar complejo R-T. Después se colocaron unas gotas de solución de cloruro de potasio al 2% en el electrodo (1), causando lesión (despolarización). Se pudo observar que, comenzó una línea basal diastólica hacia arriba y el electrograma desarrolló cambios característicos, como el tejido bajo el electrodo (1) llegó a estar despolarizado. Cuando la despolarización inició, la actividad eléctrica fue registrada del tejido no lesionado bajo el electrodo (2) el cual, cuando detectó actividad causó que el indicador se moviera hacia abajo para mostrar la característica eléctrica de la onda de la actividad cardíaca descendiendo y regresando a la línea basal que ha sido elevada por una cantidad representativa de potencial de lesión.

Es interesante notar la similitud entre la forma del potencial de acción monofásico cardíaco producido por lesión bajo un solo electrodo y el movimiento del potencial de membrana obtenido cuando son empleados electrodos de transmembrana. Desde luego que ya antes el potencial de acción del músculo cardíaco había sido registrado con electrodos de transmembrana Burdon-Sanderson (1879), llegaron a la hipótesis de que el ECG (Electrocardiograma) fue creado por la suma algebraica de dos tal como oposición directa de potenciales de acción monofásica desplazados en el tiempo.

El electrocardiograma (ECG)

Cuando el impulso cardíaco atraviesa el corazón, los potenciales eléctricos se propagan a los tejidos que le rodean y una pequeña parte de ellos se extiende difusamente por todas partes hasta llegar a la superficie del cuerpo. Si se colocan unos electrodos sobre la piel a uno y otro lado del corazón, se pueden registrar los potenciales eléctricos generados por esa corriente; el trazado de esos registros se conoce como electrocardiograma.

El electrocardiograma normal (figura 3.12) está formado por una onda P, un complejo QRS, y una onda T. Es frecuente que el complejo QRS tenga tres ondas separadas la onda Q, la onda R y la onda S, aunque no siempre ocurre así.

La onda P se debe a los potenciales eléctricos generados cuando las aurículas se despolarizan antes de cada contracción. El complejo QRS se debe a los potenciales que se generan cuando los ventrículos se despolarizan antes de contraerse es decir, conforme la onda de despolarización se extiende a través de los ventrículos. Por consiguiente, tanto la onda P como los elementos integrantes del complejo QRS son *ondas de despolarización*.

La onda T se debe a los potenciales que se generan cuando los ventrículos se recuperan de su estado de despolarización. Este proceso se produce en el músculo ventricular de 0.25 a 0.35 segundos después de la despolarización, y se conoce como *onda de repolarización*.

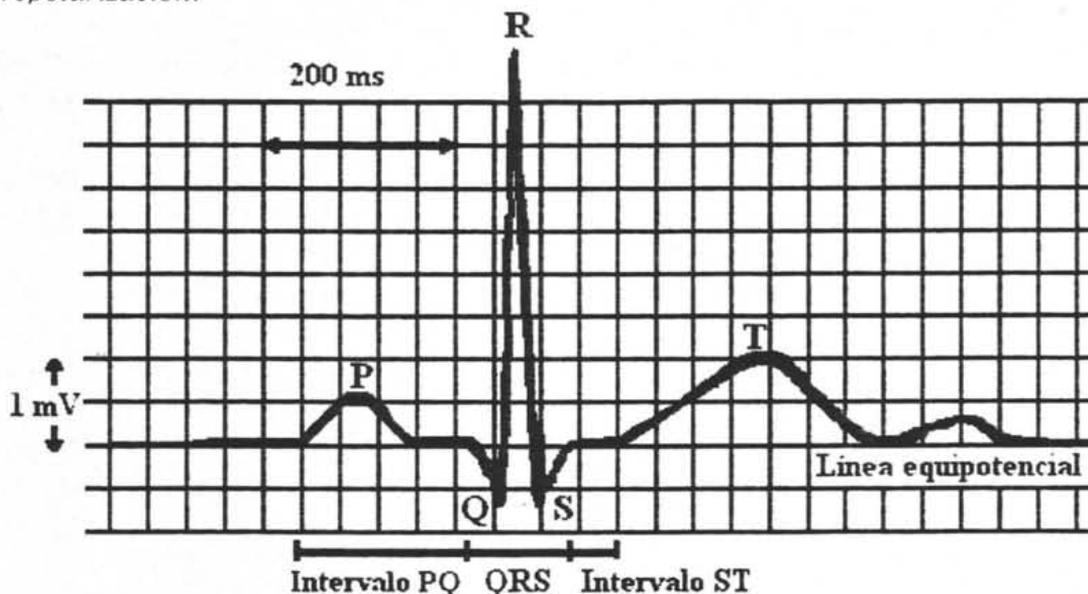


Figura 3.12. Señal electrocardiográfica con las ondas y segmentos característicos.

Así pues, el electrocardiograma está formado por *ondas de despolarización* y *de repolarización*. Los principios de la despolarización y la repolarización se estudiaron al principio de este capítulo. La diferencia entre las ondas de despolarización y las ondas de repolarización es tan importante en la electrocardiografía que debe quedar muy claro.

Para comprender el origen del ECG, es necesario familiarizarse con la anatomía del corazón. En la figura 3.13, se muestra una sección transversal del interior del corazón. El corazón está dividido en cuatro cámaras. Las dos cámaras superiores, las *aurículas* izquierda y derecha, están sincronizadas para actuar juntas. Análogamente, las dos cámaras inferiores los *ventrículos*, actúan conjuntamente. La aurícula derecha recibe sangre de las venas del cuerpo y la bombea al ventrículo derecho. Este bombea sangre a los pulmones, donde se oxigena. La sangre rica en oxígeno pasa luego a la aurícula izquierda, desde donde se bombea al ventrículo izquierdo. Este bombea la sangre a las arterias para que circule por todo el cuerpo. Dado que los ventrículos bombean realmente la sangre a los vasos, los músculos ventriculares son mucho mayores y más importantes que los músculos de las aurículas. Para que el sistema cardiovascular funcione adecuadamente, tanto las aurículas como los ventrículos deben funcionar con una interrelación temporal exacta.

Cada potencial de acción en el corazón se origina cerca del extremo superior de la aurícula derecha en un punto denominado *marcapasos* o *nódulo sinuauricular* (SA). El marcapasos es un grupo de células especializadas que generan espontáneamente potenciales de acción a un ritmo regular si bien controlado por inervación. Para iniciar el latido cardíaco el potencial de acción generado por el marcapasos se propaga en todas direcciones a lo largo de la superficie de ambas aurículas. El frente de onda de activación viaja paralelo a la superficie de las aurículas hacia la unión de las aurículas y los ventrículos. La onda

termina en un punto cerca del centro del corazón, denominado nódulo auriculoventricular (nódulo AV). En este punto, unas fibras nerviosas especiales actúan como línea de retardo para lograr una temporización adecuada entre la acción de las aurículas y los ventrículos. Una vez que la excitación eléctrica ha atravesado la línea de retardo, se inician potenciales de acción en la potente musculatura de los ventrículos. Sin embargo, el frente de onda en los ventrículos no sigue a lo largo de la superficie sino perpendicular a ella y se mueve desde el interior al exterior de la pared ventricular, terminando en la punta o *ápice* del corazón. Tal como se indicó antes, la onda de despolarización va seguida de una onda de repolarización de unos 0.2 a 0.4 segundos. Esta repolarización sin embargo, no se inicia partiendo de las células musculares vecinas sino que se produce al volver cada célula a su potencial de acción independiente.

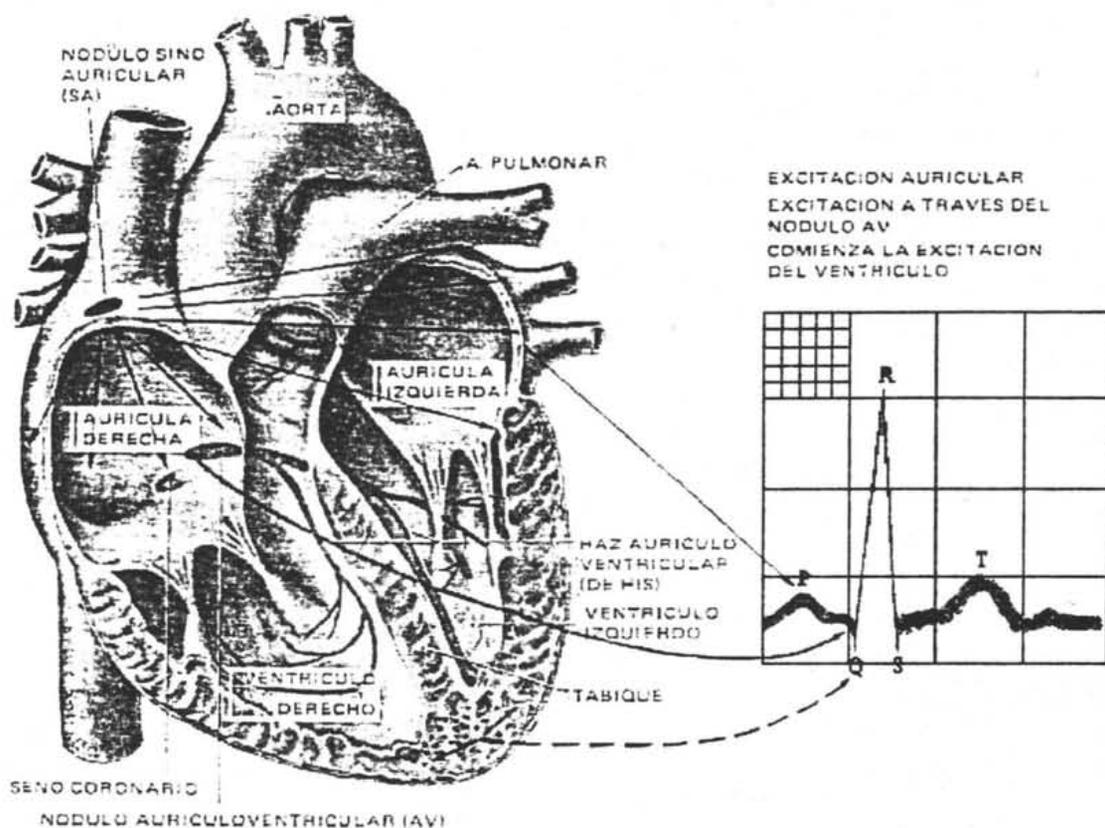


Fig. 3.13. Sistema de conducción del corazón en el que se observa la fuente de los impulsos eléctricos producidos en el electrocardiograma.

En la figura 3.12, donde se muestra un ECG normal tal como se reproduce en la superficie del cuerpo, a cada una de las características sobresalientes se le ha dado una designación alfabética. Estas características se pueden identificar con hechos relacionados con la forma de propagación del potencial de acción. Para facilitar el análisis, el segmento horizontal de esta forma de onda que precede a la onda P se designa como la línea basal o línea isopotencial. La *onda P* representa la despolarización de la musculatura auricular. El *complejo QRS* es el resultado combinado de la repolarización de las aurículas y la despolarización de los ventrículos que se producen casi simultáneamente. La *onda T* es la onda de la repolarización ventricular, mientras que la *onda U*, si está, se cree generalmente que es el resultado de potenciales posteriores en los músculos ventriculares. El intervalo P-

Q representa el tiempo durante el que se retrasa la onda de excitación en las fibras cerca del nódulo AV.

La forma y polaridad de cada una de las características varía con la situación de los electrodos de medida respecto al corazón y un cardiólogo normalmente basa su diagnóstico en lecturas realizadas a partir de varias disposiciones de electrodos (derivadas).

Analizando electrónicamente al ECG, se observa que presenta ondas complejas, que tienen su frecuencia fundamental y armónicas y que para ser estudiadas correctamente, se requiere de equipos especiales. En un pulso de 60 latidos, la fundamental es de 1Hz y existen otras frecuencias por debajo de los 100 Hz. El voltaje tan bajo que sensibiliza los electrodos crea problemas no conocidos en las técnicas audiovisuales, y deben utilizarse amplificadores diferenciales de entrada, filtros de inducción alternada y alta ganancia.

El electroencefalograma (EEG)

El cerebro es el centro de control del ser humano, éste recibe la información de todas partes del organismo y envía ordenes. La información es conducida a través de fibras nerviosas (nervios) como señales eléctricas. La vista, oído y sensación de dolor son causados por las señales eléctricas conducidas a través de los nervios. Para mover las manos y los pies por ejemplo, los músculos se contraen mediante señales eléctricas. En esta parte consideraremos los fenómenos eléctricos del organismo y del cerebro y como se representan mediante un electroencefalograma (Figura 3.14).

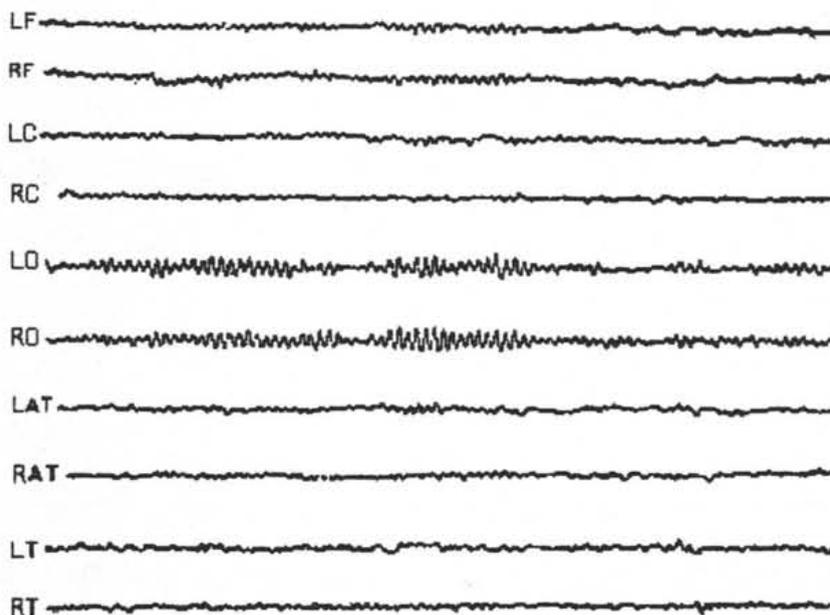


Figura 3.14. Formas de onda normales de un EEG.

Si colocáramos un gran número de pequeños electrodos de vidrio (microelectrodos) insertados dentro de una célula nerviosa o fibra muscular, se observa una diferencia de potencial de -100 a -50 mV con relación al fluido exterior de la célula. Esta diferencia de potencial, como ya hemos visto antes es el potencial de reposo.

Cuando se aplica sobre la célula un estímulo bioeléctrico suficiente, provoca una reacción química en la célula la cual incrementa su potencial. Cuando este potencial excede un nivel de umbral específico, ocurre una excitación y con esto la despolarización de la célula y el potencial salta brevemente sobre $0V$ (overshoot), después vuelve a regresar al potencial de reposo (repolarización). Como se indicó al inicio del capítulo este cambio positivo en el potencial es el potencial de acción.

Una célula nerviosa o neurona consiste de un cuerpo celular el cual contiene un núcleo en su interior, muchas dendritas extendidas a lo largo del cuerpo celular y un axón largo. El axón también es conocido como fibra nerviosa y es una extensión citoplásmica alargada, que transporta impulsos nerviosos que se alejan del cuerpo celular. Sólo hay un axón por neurona, pero a lo largo de un axón pueden originarse ramas colaterales.

Las dendritas son proyecciones que llevan impulsos hacia el cuerpo celular, no tienen cubierta y sus superficies poseen proyecciones semejantes a espinas, que son los lugares principales de uniones entre dendritas y terminales de axón, y los impulsos nerviosos se transmiten de los últimos a las primeras.

El término de fibra nerviosa se refiere a cualquier terminación nerviosa alargada simple y sus cubiertas de superficie. Casi todas las fibras nerviosas del sistema nervioso periférico tienen dos cubiertas, la cubierta de mielina y el neurilema, que cubren a la membrana celular. La cubierta de mielina es un excelente aislante eléctrico y rodea toda la fibra a excepción de su terminación y los estrechamientos periódicos llamados nodos de Ranvier de alrededor de 1 a 3 mm. Los segmentos entre los nodos se llaman internodos.

No todas las fibras nerviosas tienen una cubierta de mielina lo suficientemente gruesa para que pueda verse en microscopio. Existen dos grupos de fibras: las que están cubiertas de mielina y las amielínicas que no tienen cubiertas de mielina.

El potencial de membrana cambia solo en los nodos de Ranvier y el impulso salta de nodo a nodo, la velocidad con la que viaja el impulso es rápida, de cerca de 60 a 120 m/segundo. En una fibra nerviosa delgada sin mielina, la velocidad de conducción es más lenta de cerca de 1 m/segundo.

El impulso nervioso o potencial de acción es una onda eléctrica negativa de autopropagación que avanza a lo largo de la superficie de la membrana de la neurona y de sus prolongaciones. Es como si la célula nerviosa fuera una diminuta pila capaz de generar electricidad. La neurona en reposo cuando no se encuentra transmitiendo mensajes se encuentra polarizada, es decir la parte externa de su membrana tiene una carga eléctrica distinta de la interna y ello se debe a que los iones de sodio y potasio tienen distinta concentración en el interior de la membrana que fuera. Al llegar un estímulo a la célula nerviosa o a sus prolongaciones, se altera el orden de los iones que hay a uno y otro lado de

la membrana, ya que se hace más permeable penetrando al interior iones sodio y saliendo al exterior iones potasio. Esto hace que la superficie interna de la membrana celular se vuelva positiva en relación con la superficie externa. Este cambio electrónico a su vez, induce a la alteración de la estructura molecular de la siguiente sección de la membrana que, de esta forma también se despolariza.

Una vez que ha pasado el potencial de acción, la membrana celular se repolariza, restableciéndose el potencial de reposo. Los impulsos nerviosos eléctricos no pueden saltar por sí solos los espacios de las sinapsis químicas, necesitando la intervención de neurotransmisores químicos que inducen la despolarización de la membrana de la neurona postsináptica, reanudándose así el potencial de acción.

La representación registrada de los potenciales bioeléctricos generados por la actividad neuronal del cerebro se denomina electroencefalograma (EEG). Un EEG ofrece importantes datos acerca del diagnóstico de si la actividad cerebral es normal o no. Sin embargo, al tomar un EEG es medido a través del cráneo tres capas de membranas celulares en registros actuales, el voltaje absoluto es muy pequeño y es difícil de indicar los detalles de la actividad de cada parte del cerebro. Las partes más profundas en el cerebro son más difíciles de registrar. Existe un voltaje de DC relativamente alto en la cabeza y un EEG registra la medida en los cambios de voltaje en un rango de 5 a 300 μV de DC con un componente de AC de 0.5 a 60 Hz. Como un flujo de un río, el EEG no mide la altura desde el fondo a la superficie, sólo mide los rizados sobre la superficie.

1. Amplitud de la forma de onda: La amplitud del fondo al pico de la onda es expresada en μV .
2. Periodo: La distancia entre dos valles continuos (o entre dos picos) de una onda es llamado periodo y es medido en milisegundos.
3. Polaridad: A diferencia del ECG, cuando discutimos las formas de onda del EEG la parte ascendente es llamada una onda negativa y la parte descendente es onda positiva.
4. Desplazamiento de fase o tiempo de desplazamiento en dos ondas esto de acuerdo a los grados de desplazamiento de fase.
5. Clasificación de las formas de onda del EEG según las frecuencias de las formas de onda, son clasificadas por la frecuencia por el Comité de la Federación Internacional de Sociedades para EEG y Neurofisiología clínica.

Onda delta: menos de 4 Hz (sueño profundo)

Onda theta: 4 Hz a 8 Hz (sueño y estados meditativos)

Onda alfa: 8 Hz a 13 Hz (relajado, despierto y alerta)

Onda beta: 13 Hz o más alta (ocupado, estado despierto activo)

Los potenciales de EEG medidos en la superficie del cuero cabelludo, representan en realidad el efecto combinado de los potenciales de una región muy amplia de la corteza y de distintos puntos interiores. No obstante hay ciertas formas de onda del EEG características que se pueden relacionar con ataques epilépticos y con el sueño. Una persona atenta despierta presenta por lo general un EEG de alta frecuencia asíncrono. Una persona soñolienta particularmente con los ojos cerrados, produce a menudo una gran cantidad rítmica en el margen de 8 a 13 Hz. Cuando la persona empieza a quedar dormida,

decrecen la amplitud y baja la frecuencia. El sueño más profundo produce por lo general ondas todavía más lentas y de mayor amplitud. Sin embargo, en algunas ocasiones una persona incluso estando profundamente dormida, presenta espontáneamente una forma de EEG de alta frecuencia, asíncrona, durante un rato y luego vuelve a la forma de sueño de baja frecuencia. El periodo de EEG de alta frecuencia que se produce durante el sueño se denomina sueño paradójico, por cuanto el EEG se parece más al de una persona despierta atenta que al de una persona dormida. Otro nombre es el de movimiento ocular rápido (rapid eye movement) REM debido a que asociado con el EEG de alta frecuencia hay una gran cantidad de movimiento rápido por debajo de los párpados cerrados. Este fenómeno se asocia a menudo con los sueños, aunque no se ha probado de forma concluyente que los sueños estén relacionados con el REM.

Se ha mostrado mediante experimentos que la frecuencia del EEG parece estar afectada por la actividad mental de una persona. La amplia variación entre individuos y la falta de repetibilidad en una persona determinada de una ocasión a otra hacen, sin embargo, difícil establecer relaciones específicas.

La mayoría de las personas parece que presentan formas EEG en el margen alfa cuando están relajadas con los ojos cerrados. Esta situación parece representar un tipo de sincronismo, casi como una frecuencia natural o de reposo del cerebro. Tan pronto como la persona se encuentre alerta o empieza a pensar desaparece el ritmo alfa y es reemplazado por una forma asíncrona, generalmente en el margen beta. Actualmente hay muchas investigaciones dedicadas a intentar descubrir las fuentes fisiológicas responsables en el cerebro de esos fenómenos pero hasta el momento no se ha tenido ninguna conclusión. También están en vía de realización intentos para determinar cuándo la gente teniendo realimentados sus propios EEG de forma visual o acústica puede aprender a controlar su señal de EEG. Hay una evidencia bastante buena de que esto se puede hacer, pero la experimentación llevada a cabo hasta el momento no puede considerarse como concluyente. Tal como se ha indicado, el contenido de las frecuencias de la señal EEG parece ser de gran importancia. Además también son de gran interés las relaciones de fase entre señales EEG similares de distintos puntos del cerebro.

Otro tipo de medida EEG es la *respuesta evocada*. Se trata de una medida de la alteración de la señal de EEG producida mediante un estímulo externo, tal como un destello de luz o un clic acústico. Dado que estas respuestas alteradas son muy repetibles de un destello o un clic al siguiente, la respuesta evocada puede distinguirse del resto de la actividad EEG y del ruido mediante técnicas de promediado. Estas técnicas así como otros métodos para medir EEG se tratarán más adelante.

Electromiograma (EMG)

Los potenciales bioeléctricos asociados con la actividad muscular constituyen el electromiograma (EMG). Esos potenciales se pueden medir en la superficie del cuerpo cerca del músculo de interés o directamente en el músculo atravesando la piel con electrodos de aguja. Dado que la mayoría de las medidas EMG se proponen obtener más bien una indicación de la cantidad de actividad muscular, la señal es generalmente una

suma de los potenciales de acción individuales de las fibras que constituyen el músculo o músculos donde se mide. Igual que en el EEG, los electrodos de EMG recogen potenciales de todos los músculos dentro de su alcance. Esto significa que los potenciales de músculos grandes cercanos pueden interferir con los intentos de medir el EMG de músculos pequeños, aún cuando los electrodos se coloquen directamente sobre los músculos pequeños. Cuando esto es un problema, se utilizan unos electrodos de aguja insertados directamente dentro del músculo.



Figura 3.15. Ejemplo de un EMG de 16 canales.

Tal como vimos al principio de este capítulo, el potencial de acción de un músculo determinado o fibra nerviosa tiene una magnitud fija, independientemente de la intensidad del estímulo que genera la respuesta. Así, en un músculo, la intensidad con que actúa no incrementa la altura neta del impulso del potencial de acción sino que aumenta el ritmo con que se dispara cada fibra muscular y el número de fibras que se activan en un instante determinado. La amplitud de la forma de onda EMG medida es la suma instantánea de todos los potenciales generados en un instante determinado. Dado que estos potenciales de acción se producen tanto con polaridades positivas como negativas en un par de electrodos determinados, a veces se agregan y en ocasiones se anulan. De esta forma la señal EMG se parece mucho a un ruido aleatorio, siendo la energía de la señal función de la cantidad de actividad muscular y de la situación de electrodos. En la figura 3.15, se muestran formas de onda de EMG típicas.

Otros potenciales bioeléctricos

Además de los tres potenciales bioeléctricos más significativos (ECG, EEG y EMG), se pueden obtener del organismo otras señales eléctricas, aunque la mayoría son variaciones especiales del EEG, EMG o trenes de disparo nervioso. Algunas de las más importantes son:

1. Electrorretinograma (ERG). Es un registro de los complejos potenciales bioeléctricos obtenidos de la retina del ojo. Generalmente es una respuesta a un estímulo visual.
2. Electrooculograma (EOG). Es una medida de las variaciones del potencial córnea-retina en función de la posición y movimiento del ojo.
3. Electronistagmograma (ENG). Es una medida que incluye las fases rápida y lenta del reflejo del nistagmus. La electronistagmografía se puede considerar como una aplicación de la electrooculografía.
4. Electrogastrograma (EGG). Son las señales de EMG asociadas con los movimientos peristálticos del tracto gastrointestinal.

Bibliografía

Geddes, L.A.

Principles of applied Biomedical instrumentation
Wiley Interscience. New York 1989.

Jacob Francone Lossow

Anatomía y fisiología humana
Interamericana. México, 1982.

Leslie Cromwell

Biomedical instrumentation and measurements
Prentice-Hall. 1973

Nihon Kohden co.

Simplified introduction to electroencephalograms
Technical education series No. 2, Tokyo.

Pilar Castellanos Ábrego

Electrofisiología Humana. Un enfoque para ingenieros
U.A.M. Iztapalapa. México, 1997.

IV ELECTRODOS

Resumen

Este capítulo inicia con la explicación del tema del potencial de electrodo, que consiste básicamente de la interfase de iones metálicos en disolución con sus metales asociados, siendo éste, el resultado de la diferencia de los ritmos de iones hacia dentro y hacia fuera del metal. Se explica también brevemente el potencial de la unión de líquidos, se analiza la estabilidad del potencial de electrodo, debido a que, la estabilidad eléctrica de un electrodo esta relacionada a la estabilidad de la zona del gradiente de carga. Posteriormente, se explica el tema de la impedancia del electrodo, las impedancias de electrodo son complejas y no es fácil medir en seres vivos, pero el término es usado para describir la impedancia total del circuito entre las terminales del electrodo. De lo antes dicho, se puede crear un modelo para representar el circuito aproximado de un par de electrodos en contacto electrolítico con un sujeto, esto se explica en el tema electrodos sobre un sujeto. En electrodos para biopotenciales, se explica que para medir fenómenos bioeléctricos se puede emplear una variedad de electrodos y se explica el circuito eléctrico equivalente, y se describe a cada uno de estos tipos de electrodos, comenzando con los microelectrodos, los cuales son utilizados para medir potenciales bioeléctricos cerca o dentro de una célula, después se explica el tema de los electrodos superficiales, los cuales se utilizan para medir potenciales de ECG, EEG, y EMG en la superficie de la piel, enseguida se explica en que consisten los electrodos de aguja, los cuales se utilizan para atravesar la piel para registrar EEG y EMG. Se da una breve explicación de los transductores bioquímicos y se explica un poco más completo el tema del electrodo de referencia y los más importantes de ellos como el electrodo de plata-cloruro de plata y el electrodo de calomelano. El electrodo de pH, es el indicador más importante del equilibrio químico en el organismo y esta relacionado con la concentración del ión hidrógeno en un fluido, y es de vital importancia clínica el pH sanguíneo, por tal motivo es importante mencionarlo. Otras medidas químicas fisiológicas muy importantes, son las presiones parciales de oxígeno y anhídrido carbónico en la sangre y para ello se utilizan electrodos para gases en sangre, los cuales se describen en este capítulo. Por último se explica que son y como funcionan los electrodos para iones específicos, es decir, electrodos para medir electrolitos, como sodio, potasio y cloro entre otros.

Introducción

Al observar la medida de un electrocardiograma ECG o el resultado de alguna otra forma de potencial bioeléctrico, tal como se ha expuesto en el capítulo anterior, se puede concluir fácilmente que los electrodos de medida son simplemente puntos de contacto terminales con los que se obtienen tensiones en la superficie del cuerpo. Además, la pasta electrolítica o gel empleado frecuentemente en las medidas podría considerarse que se aplica sólo con la finalidad de reducir la impedancia de la piel para disminuir la impedancia total de entrada al sistema. Sin embargo, esta conclusión es incorrecta y no satisface la

teoría que explica el origen de esos potenciales bioeléctricos. Hay que darse cuenta de que los potenciales bioeléctricos generados en el organismo son potenciales iónicos, producidos por flujo de corrientes iónicas. La medida eficiente de esos potenciales iónicos requiere que sean convertidos en potenciales electrónicos antes de que se puedan medir con métodos convencionales. Fue la realización de este hecho lo que llevo al desarrollo de los instrumentos de medida modernos, estables y libres de ruido de que se dispone actualmente.

Los dispositivos que convierten los potenciales iónicos en potenciales electrónicos se denominan electrodos. La teoría de los electrodos y los principios que rigen su diseño son inherentes a una comprensión de la medida de los potenciales bioeléctricos. Esta misma teoría también se aplica a los electrodos en transductores químicos, como los empleados para medir el pH, pO_2 y pCO_2 de la sangre. Este capítulo trata en primer lugar la teoría básica de los electrodos y los distintos tipos utilizados en la instrumentación biomédica, aunque el tema es bastante extenso sólo lo trataremos de forma breve y no lo veremos tan a fondo porque como mencioné antes es bastante extenso.

Tipos de celdas electroquímicas: Existen dos tipos de celdas electroquímicas, la galvánica o voltaica y la electrolítica. Una celda "galvánica" se compone de dos electrodos y una o más soluciones (es decir, dos hemiceldas) y es capaz de convertir espontáneamente la energía química en forma más o menos completa en energía eléctrica y abastecer con esta energía a una fuente externa.

Si la energía eléctrica se suministra con una fuente externa, la celda a través de la cual se hace fluir la corriente recibe el nombre de "celda electrolítica".

Una celda electroquímica contiene dos conductores llamados electrodos, sumergidos en una solución electrolítica apropiada. Para que fluya corriente es necesario que los electrodos estén conectados externamente por medio de un metal conductor, y que las dos soluciones de electrolitos estén en contacto para que pueda producirse movimiento de iones de una a otra. La corriente del circuito externo consiste en una transferencia neta de electrones de un electrodo a otro; en las soluciones el paso de corriente supone una transferencia de iones de una parte de la celda a otra. Se efectúa entonces un proceso combinado de oxidación-reducción; el electrodo en el que se produce reducción química se llama *cátodo*, el electrodo en el que se produce oxidación es siempre el *ánodo*.

Potencial de electrodo

La interfase de iones metálicos en disolución con sus metales asociados da lugar a un potencial eléctrico que se denomina *potencial de electrodo*. Este potencial es el resultado de la diferencia de los ritmos de difusión de iones hacia dentro y hacia fuera del metal. El equilibrio se alcanza con la formación de una capa de carga en la interfase. Esta carga es en realidad una doble capa, siendo la capa más próxima al metal de una polaridad y la capa próxima a la disolución de polaridad opuesta. Los materiales no metálicos, como el hidrógeno, también tienen potenciales de electrodo cuando constituyen una interfase con

sus iones asociados en disolución. En la tabla 4.1 se da una relación de los potenciales de electrodo de una amplia variedad de metales y aleaciones.

Reacción de Electrodo	Potencial E_o (Voltios)
$\text{Al} = \text{Al}^{3+} + 3e^-$	- 1.6620
$\text{Zn} = \text{Zn}^{2+} + 2e^-$	- 0.7628
$\text{Zn(Hg)} = \text{Zn}^{2+} + \text{Hg} + 2e^-$	- 0.7627
$\text{Cr} = \text{Cr}^{3+} + 3e^-$	- 0.7440
$\text{Fe} = \text{Fe}^{2+} + 2e^-$	- 0.4402
$\text{Cd} = \text{Cd}^{2+} + 2e^-$	- 0.4029
$\text{Ni} = \text{Ni}^{2+} + 2e^-$	- 0.2500
$\text{Pb} = \text{Pb}^{2+} + 2e^-$	- 0.1260
$\text{Pt(H}_2\text{)H}^+$	0.0
$\text{Ag} + \text{Cl}^- = \text{AgCl} + e^-$	+ 0.2225
$\text{Cu} = \text{Cu}^{2+} + 2e^-$	+ 0.3370
$\text{Cu} = \text{Cu}^+ + e^-$	+ 0.5210
$2\text{Hg} = \text{Hg}_2^{2+} + 2e^-$	+ 0.7880
$\text{Ag} = \text{Ag}^+ + e^-$	+ 0.7991
$\text{Pt} = \text{Pt}^{2+} + 2e^-$	+ 1.2 aprox.
$\text{Au} = \text{Au}^{3+} + 3e^-$	+ 1.4890
$\text{Au} = \text{Au}^+ + e^-$	+ 1.6910

Tabla 4.1. Potenciales de Electrodo

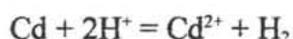
Existen dos factores principales que determinan el potencial de electrodo con respecto a otro electrodo. En primer lugar está la presión de disolución electrolítica del elemento, que es la tendencia de un elemento activo a formar iones en solución. A una determinada temperatura, ésta es una constante característica para la forma estable de un elemento, pero varía si el electrodo se somete a una tensión mecánica o si se encuentra presente una forma cristalina estable del metal. En segundo lugar, está la actividad de los iones disueltos del elemento, la que a su vez varía con la concentración a temperatura constante. Es imposible determinar el potencial de electrodo absoluto de un electrodo único, debido a que la medida del potencial entre el electrodo y su disolución iónica requiere la colocación de otra interfase metálica en la disolución. Por convenios adoptados por la Unión Internacional de Química Pura y Aplicada (IUPAQ) en Estocolmo en 1953, se define un potencial de electrodo relativo, como la fuerza electromotriz de una celda que consta de un electrodo de hidrógeno estándar y la media celda que interesa. Así la IUPAQ determina que el potencial y el signo del electrodo se aplicará a medias reacciones, cualquiera que sea la dirección real en que se producirá la media reacción en la pila galvánica con el electrodo de Hidrógeno estándar. Es decir que se eligió al electrodo de hidrógeno normal como referencia y se le asignó arbitrariamente un potencial de electrodo de cero Voltios. Todos los potenciales de electrodo de la tabla 4.1 están dados con respecto al electrodo de hidrógeno. Representan los potenciales que se obtendrían entre el electrodo en cuestión y un electrodo de hidrógeno si se colocan ambos en una disolución iónica adecuada.

Los potenciales de los electrodos pueden medirse con relación al electrodo de hidrógeno estándar por medio de una celda electrolítica, en donde el electrodo metálico se comporta como ánodo; los electrones tienden a moverse espontáneamente del electrodo metálico al electrodo de hidrógeno a través de un conductor.

Si por ejemplo el metal es cadmio, las reacciones de media celda para la celda galvánica son:



La reacción general es la suma de éstas o

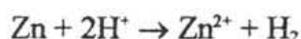


Si los electrodos de cadmio, se sustituyeran por un electrodo de zinc sumergido en una solución de 1 molar de iones de zinc, el potencial aumentaría. Nuevamente el electrodo metálico actuaría como ánodo. El voltaje mayor creado refleja la mayor tendencia del zinc a ser oxidado; la diferencia entre este potencial y el observado en el cadmio da una medida cuantitativa de las potencias relativas de estos metales como agentes reductores.

Según la convención IUPAQ, los potenciales de electrodo de las dos medias reacciones que hemos considerado se escriben así:



Aunque las dos medias reacciones se han escrito como reducciones, los signos de los potenciales se determinan por la dirección real del flujo de los electrones externos que se produce en las reacciones de celda.



Con el electrodo de cobre el movimiento es en sentido opuesto, y el electrodo es positivo con respecto al electrodo de hidrógeno estándar;



Así, al potencial de electrodo se le da un signo positivo.

Un signo positivo se asocia siempre con medias reacciones espontáneas en celdas electroquímicas que contienen el electrodo de hidrógeno estándar como el otro electrodo: un signo negativo denota una media reacción no espontánea respecto a la misma referencia.

Otra fuente de un potencial de electrodo es el intercambio de iones desigual a través de una membrana que es semipermeable a un ion determinado cuando dicha membrana separa disoluciones líquidas con distintas concentraciones de dicho ion. La ecuación que relaciona el potencial a través de la membrana y las dos concentraciones del ion es la ecuación de Nernst:

$$E = \frac{RT}{nF} \ln \frac{C_1 f_1}{C_2 f_2}$$

Donde

R = constante de los gases (8.315×10^7 Volts coulombs/ $^{\circ}$ K/mol)

T = temperatura absoluta en grados Kelvin

n = valencia del ion (número de electrones añadidos o extraídos para ionizar el átomo)

F = constante de Faraday (96 500 coulombs)

C_1, C_2 = las dos concentraciones del ion

f_1, f_2 = los coeficientes de actividad respectivos del ion en los dos lados de la membrana.

Los coeficientes de actividad f_1 y f_2 , dependen de factores como las cargas de todos los iones en la disolución y la distancia entre iones. El producto, $C_1 f_1$ de una concentración y su coeficiente de actividad asociado se denomina *actividad* del ion responsable del potencial de electrodo. A partir de la ecuación de Nernst se puede ver que el potencial de electrodo a través de la membrana es proporcional al logaritmo del cociente de actividades del ion considerado en los dos lados de la membrana. En una disolución muy diluida el cociente de actividad f se aproxima a la unidad, y el potencial de electrodo pasa a ser función del logaritmo del cociente de las dos concentraciones.

En los electrodos utilizados para medir potenciales bioeléctricos, el potencial de electrodo se produce en la interfase de un metal y un electrolito, mientras que en transductores bioquímicos se utilizan tanto barreras de membrana como interfases metal-electrolito.

Potencial de la unión de líquidos

Cuando dos soluciones de electrolitos de diferente composición se ponen en contacto entre sí, se produce un potencial en la superficie de separación. Este *potencial de unión* como se le conoce, se debe a una distribución desigual de cationes y aniones a través del límite debido a diferencias en velocidades con que emigran.

La velocidad con que los distintos iones se mueven bajo la influencia de una fuerza fija, varía considerablemente (es decir, sus movibilidades son diferentes), unos iones son varias veces más móviles que otros.

El lado más diluido del límite se carga positivamente, debido a la migración de iones, por lo tanto, el lado concentrado adquiere una carga negativa de los iones debido a su movimiento más lento. La carga que se produce tiende a contrarrestar las diferencias en movilidad de los dos iones; por ello, pronto se crea una situación de equilibrio. La diferencia de potencial resultante de esta separación de cargas puede ascender a varias centésimas de voltios o más.

Estabilidad del potencial de electrodo

En varios experimentos realizados se ha observado que, un par de electrodos de un mismo metal colocados en el mismo electrolito, no producen diferencia de potencial porque los potenciales de media celda son iguales. Sin embargo, se ha encontrado que, cuando este procedimiento es puesto en práctica y es hecho un registro de una diferencia de potencial, aparece una diferencia de potencial neta que no es constante. Diversos investigadores han realizado cada uno un experimento para evaluar la estabilidad de varios pares de electrodos. La tabla 4.2 presenta estos resultados.

Electrodo	Electrolito	Diferencia de potencial Entre electrodos	Referencia
Calomel	Salina	1-20 μ V	Greenwald (1936)
Zn-ZnSO ₄	Salina	180 μ V	Greenwald (1936)
Zn	Salina	450 μ V	Greenwald (1936)
Acero inoxidable	Salina	10 mV	Lykken (1959)
Zn	Salina	100 mV	Lykken (1959)
ZnHg	Salina	82 mV	Lykken (1959)
Ag	Salina	94 mV	Lykken (1959)
AgHg	Salina	90 mV	Lykken (1959)
Ag-AgCl	Salina	2.5 mV	Lykken (1959)
Pb	Salina	1 mV	Lykken (1959)
PbHg	Salina	1mV	Lykken (1959)
Pt	Salina	320 mV	Lykken (1959)
Ag, AgCl (esponja)	Gel ECG	0.2 mV, 0.07 mV tendencia en 1 hr	O'Connell (1960)
Ag, AgCl (disco de 11 mm)	Gel ECG	0.47 mV, 1.88 mV tend. En 1hr	O'Connell (1960)
Pb (disco de 11 mm)	Gel ECG	4.9 mV, 3.70 mV tend. En 1 hr	O'Connell (1960)
Zn, ZnCl ₂ (disco de 11 mm)	Gel ECG	15.3 mV, 11.25 mV tend. 1hr	O'Connell (1960)

Tabla 4.2. Fluctuaciones en potencial entre dos electrodos en un electrolito.

Si observamos la tabla 4.2, se observa que los electrodos de zinc y zinc amalgamado muestran una gran diferencia de potencial. Sorprendentemente, el platino muestra una gran diferencia de potencial también. Parecería que en la práctica, en la construcción de

electrodos algo se les ha escapado, muchos pensarían que se podría notar que el ruido ha sido eliminado en ocasiones conectándolos juntos y permitirles alcanzar un equilibrio estable con el electrolito. Esta técnica ha sido empleada por los fisiólogos. También se ha observado que los electrodos preparados son con frecuencia ruidosos cuando se colocan en un electrolito, pero que pasado algún tiempo el ruido disminuye.

La estabilidad del potencial de electrodo fue investigada por Aronson y Geddes (1985). Ellos demostraron que, un par de electrodos electrolíticamente limpios del mismo metal fueron estables cuando se colocaron en solución salina 0.9% (NaCl). Sin embargo, la introducción de una mínima cantidad de contaminante de otro metal sobre un electrodo, produjo fluctuaciones de potencial.

La figura 4.1, ilustra el dispositivo utilizado para registrar fluctuaciones de potencial de electrodo. Dos electrodos del mismo material se conectan a un amplificador de alta ganancia, un sistema de alta impedancia de entrada con una constante de tiempo de 3.2 seg. y una respuesta de alta frecuencia que llega a alcanzar los 60 Hz (-3 dB). En la figura 4.2, se muestran gráficas obtenidas con dos electrodos limpios electrolíticamente idénticos. En el centro de la figura se muestran las gráficas hechas con varios contaminantes metálicos sobre un solo electrodo. A la derecha se encuentran las gráficas de los potenciales después de remover el contaminante.

Los estudios anteriores demostraron claramente que aun cuando un pequeño o diminuto contaminante sobre un solo electrodo y electrolíticamente limpio produce fluctuaciones en el flujo de corriente en el electrolito. Obsérvese que un metal externo sobre un solo electrodo constituye una celda en corto circuito de metales similares, el cual provoca un flujo de corriente en el electrolito creando de esta forma un campo de potencial entre los electrodos. Desafortunadamente, cada flujo de corriente no es estable y por lo tanto el potencial fluctúa.

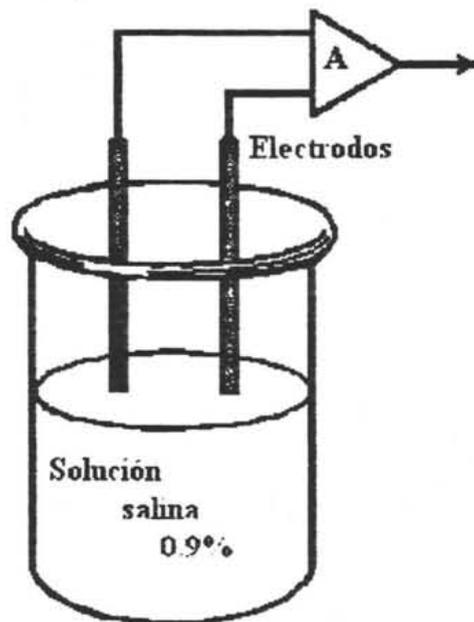


Figura 4.1. Dispositivo para registrar fluctuaciones de potencial.

Una pieza útil de información deriva del efecto de una perturbación mecánica. Se ha encontrado que electrodos relativamente libres de movimiento son del tipo regresivo en el cual la interfase electrodo-electrolito es removida del contacto directo con el objeto en estudio. Debido a que, la doble capa es una zona de gradiente de carga, la cual es una fuente de potencial, una perturbación produce un incremento del voltaje que, aunque pequeño electroquímicamente es frecuentemente grande con respecto a la magnitud de los eventos bioeléctricos. El movimiento de artefactos producidos por perturbaciones de la doble capa eléctrica está en el rango de frecuencia de muchos de estos eventos; de aquí que rara vez se puedan emplear técnicas de filtrado con éxito. Por lo tanto, la estabilidad eléctrica de un electrodo es considerablemente mejorada por estabilidad de la interfase del electrodo-electrolito. Este fenómeno ha sido demostrado prácticamente cuando se han hecho intentos por medir eventos bioeléctricos en sujetos en movimiento. Por ejemplo, Forbes en 1921 fue quizá el primero en emplear un tipo de electrodo para obtener electrocardiogramas y electromiogramas en un elefante. Fue empleado un electrodo de zinc en el cuello de un embudo lleno con sulfato de zinc. La abertura del embudo fue cubierta con una membrana semipermeable humedecida con salina. Dos asistentes con guantes de hule sostuvieron estos electrodos contra la superficie de las extremidades delanteras del animal. El electrocardiograma fue registrado por un galvanómetro de hilo.

En un estudio de electrocardiogramas de mineros con transpiración, Atkins (1961) encontró que la principal fuente de artefactos fueron variaciones de contacto entre los electrodos metálicos y la piel. Cuando los electrodos fueron separados de la piel por una capa de papel filtro o gasa empapada con un electrolito, estos artefactos de electrodo virtualmente desaparecieron.

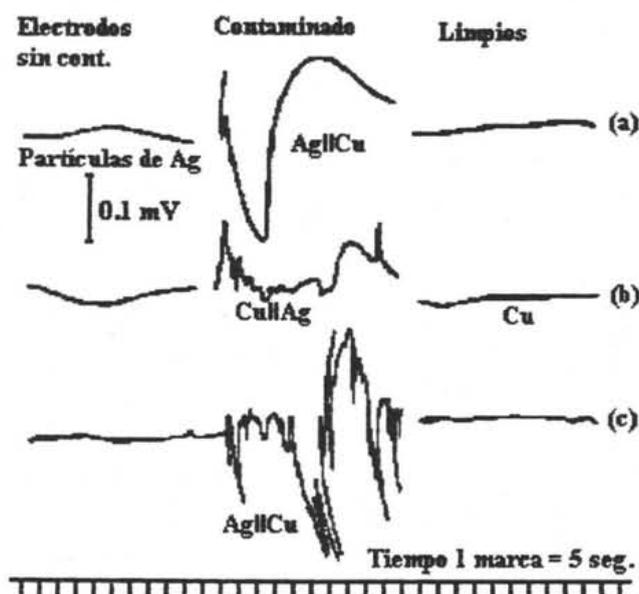


Figura 4.2. Gráfica que muestra los artefactos con electrodos contaminados.

Roman y Lamb (1962), utilizando unos electrodos pequeños cóncavos aplicados a la piel sobre cada extremo del esternón, presentó algunos notables y exactos registros de ECG en el cual no se observaron artefactos cuando a los electrodos se le dieron unas

palmadas o golpes leves o cuando el sujeto saltó o realizó alguna actividad. Estos electrodos fueron empleados para monitorear cambios en ECG en pilotos volando en aviones de alto desempeño. Lucchina y Phipps (1962) demostraron similarmente que sus electrodos estuvieron libres de artefactos cuando se les aplicó cierta presión o cuando se removieron. Electrodos similares han sido empleados sucesivamente para registrar ECG de astronautas, obreros, nadadores y una gran variedad de sujetos en ejercicio extenuante.

Para registrar el ECG en sujetos en movimiento, Kado et al (1964) construyó electrodos en los cuales el metal fue estaño en contacto con una solución de cloruro de estaño contenida en una pequeña cámara de cerámica. El contacto entre la cámara de cerámica y la piel fue hecho mediante una esponja humedecida con solución salina fisiológica. Cuando se colocaron cuidadosamente estos electrodos se produjo una notable estabilidad en registros de EEG en sujetos que movieron sus cabezas rápidamente.

En resumen, la estabilidad eléctrica de un electrodo esta relacionada a la estabilidad de la zona del gradiente de carga. Con electrodos en los cuales hay una interfase metal-electrolito. La estabilidad de la interfase impide el desarrollo de voltajes electroquímicos variables, todos los artefactos en los electrodos son debidos a la perturbación de la interfase electrodo-electrolito. En el caso de los electrodos de superficie en piel, el potencial de la piel que existe a través de las capas externas, es responsable de artefactos cuando la piel esta en falso contacto por el movimiento del electrodo.

Impedancia del electrodo

Para desarrollar un potencial de media celda cada electrodo muestra una impedancia que depende de la naturaleza eléctrica de la doble capa. Esta impedancia es frecuentemente llamada la impedancia de polarización. A través de la impedancia de ambos electrodos y de la impedancia de entrada del aparato de registro fluye una pequeña corriente derivada de un evento bioeléctrico. Debido a que la impedancia de entrada de la mayoría de los aparatos registradores de eventos bioeléctricos es alta, la corriente es muy pequeña y la caída de voltaje causada por la impedancia del electrodo es usualmente despreciable. Esta situación no siempre se logra y en su ausencia además puede existir una pérdida de ganancia, distorsión indeseable de la forma de onda de un evento bioeléctrico.

Con electrodos para estimulación, la impedancia electrodo-electrolito puede considerarse de gran importancia, porque de su naturaleza resistiva y reactiva, ambos componentes dependen de la densidad de corriente. Estos factores, junto con la naturaleza de la salida del circuito del estimulador, puede resultar que las señales de corriente y de voltaje sean diferentes. Además, con los electrodos de estimulación la distribución de la densidad de corriente no es uniforme a través de sus superficies.

Las impedancias de electrodo son complejas y pueden ser difíciles de medir en sujetos vivos. El término impedancia de electrodo se refiere realmente a la impedancia de cada electrodo y no incluye la impedancia de material biológico entre los electrodos. Sin embargo, frecuentemente el término es usado para describir la impedancia total del circuito

entre las terminales del electrodo, las cuales incluyen la impedancia en ambos electrodos así como el material biológico entre ellos.

Electrodos sobre un sujeto

De lo anterior, es posible crear un modelo razonable para representar el circuito aproximado de un par de electrodos en contacto electrolítico con un sujeto, esto se muestra en la figura 4.3(a). En la figura se observa en las terminales (1 y 2), el circuito contiene dos potenciales de media celda (E_1, E_2), dos impedancias electrodo-sujeto (R_1, C_1, R_{f1} y R_2, C_2, R_{f2}), y un circuito representando al sujeto (R_s, C_s, R_s'). También es presentado el evento bioeléctrico E_b , (cuando presenta).

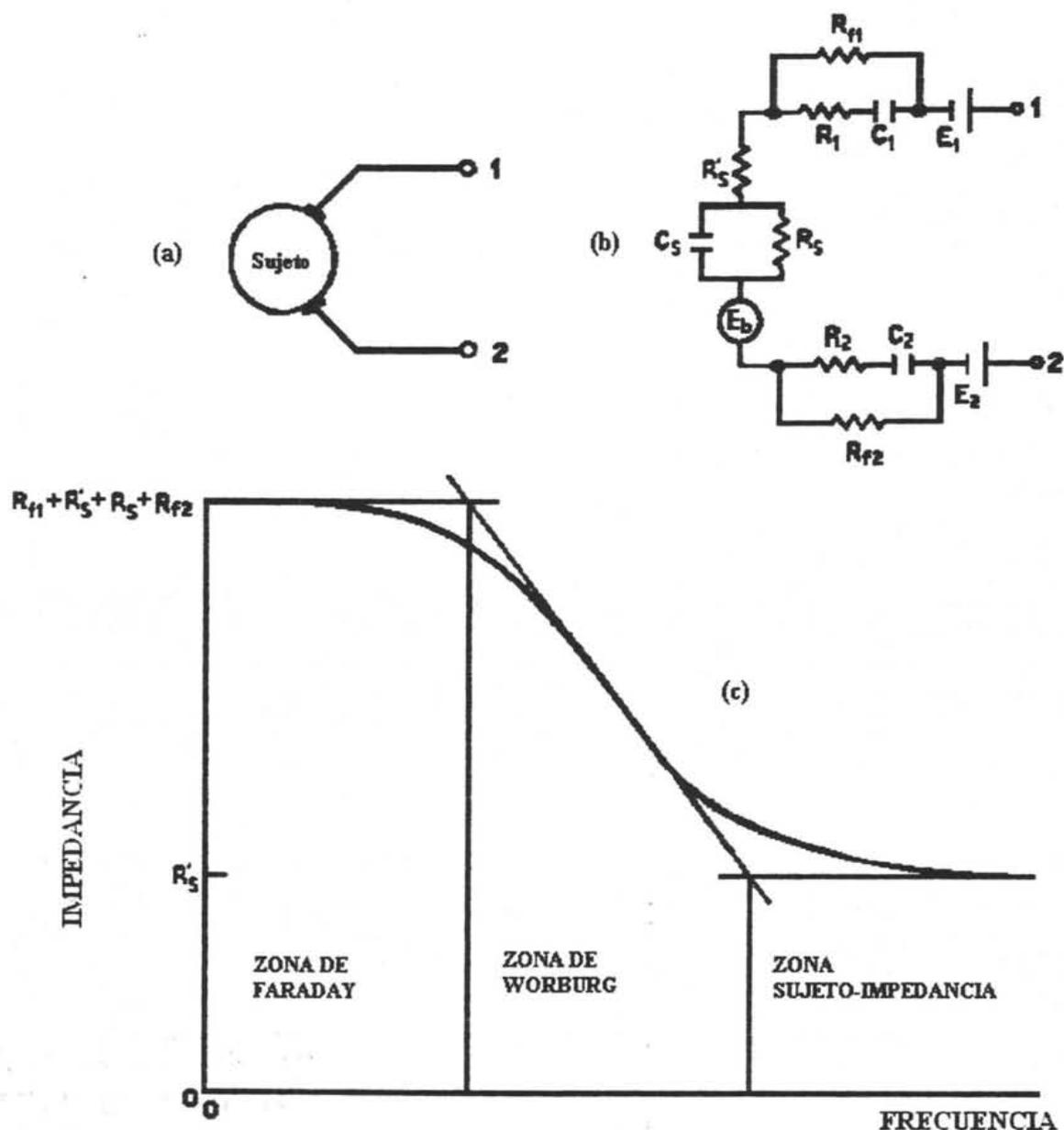


Figura 4.3. Modelo del electrodo en contacto con el sujeto.

La figura 4.3(b), demuestra que la señal bioeléctrica E_b esta en serie con dos potenciales de media celda E_1 y E_2 , la suma de los cuales podría ser diferente de cero o incluso estable. Si la suma no es cero, la señal bioeléctrica E_b es superpuesta sobre un potencial de offset o inclinado.

La impedancia del circuito entre las terminales (1) y (2) comprende dos impedancias electrodo-electrolito, así como del tejido (R_s , C_s , R_s'), los cuales aunque representados por un circuito serie paralelo es más complejo. Porque de las características de la impedancia electrodo-electrolito y la naturaleza de la impedancia del tejido, la impedancia de baja frecuencia será alta y la impedancia de alta frecuencia será baja. La figura 4.3(c) ilustra este punto, se puede notar que el potencial de la piel no ha sido incluido.

Electrodos para biopotenciales

Para medir fenómenos bioeléctricos se pueden utilizar una amplia variedad de electrodos, pero casi todos se pueden clasificar como pertenecientes a uno de tres tipos básicos:

Microelectrodos. Electrodos utilizados para medir potenciales bioeléctricos cerca o dentro de una célula.

Electrodos superficiales. Electrodos utilizados para medir potenciales ECG, EEG y EMG en la superficie de la piel.

Electrodos de aguja. Electrodos utilizados para atravesar la piel para registrar potenciales EEG en una región local del cerebro o potenciales EMG en un grupo de músculos específicos.

Los tres tipos de electrodos para biopotenciales presentan la interfase metal-electrolito descrita anteriormente. En cada caso, aparece un potencial de electrodo en la interfase proporcional al intercambio de iones entre el metal y los electrolitos del organismo. La doble capa de carga de la interfase actúa como condensador. Así, el circuito equivalente del electrodo para biopotencial en contacto con el cuerpo, consiste en una tensión en serie con una red resistencia-condensador del tipo mostrado en la figura 4.4.

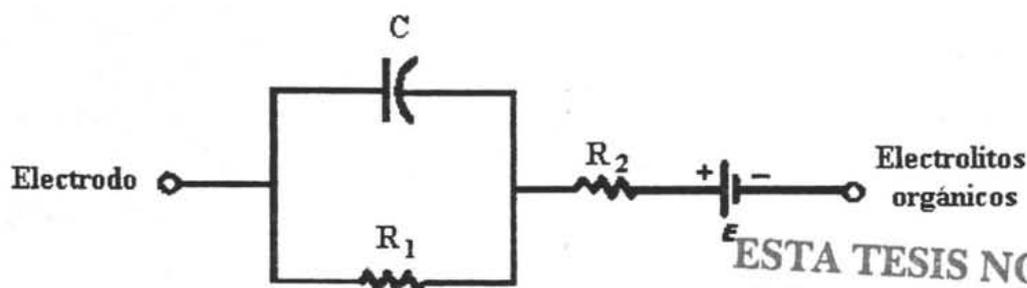


Fig. 4.4. Circuito equivalente de la interfase de electrodo para biopotencial

Dado que la medida de potenciales bioeléctricos requiere de dos electrodos, la tensión medida es en realidad la diferencia entre los potenciales instantáneos de los dos electrodos tal como se muestra en la figura 4.5. Si los dos electrodos son del mismo tipo, la diferencia es por lo general pequeña y depende generalmente de la diferencia real de potencial iónico entre los dos puntos del cuerpo en los que se están realizando las medidas. Sin embargo, si los dos electrodos son diferentes, pueden producir una tensión continua importante que podría dar lugar a un flujo de corriente a través de ambos electrodos así como del amplificador al que están conectados. La tensión continua debida a la diferencia en los potenciales de electrodo se denomina *tensión de offset* de los electrodos. La corriente resultante se confunde a menudo con un verdadero fenómeno fisiológico. Incluso dos electrodos del mismo material pueden producir una pequeña tensión de offset.

Además de la tensión de offset de los electrodos, la experimentación ha demostrado que la actividad química que tiene lugar en un electrodo puede dar lugar a la aparición de fluctuaciones en la tensión sin ninguna entrada fisiológica. Dichas variaciones pueden aparecer como ruido sobre una señal bioeléctrica. Este ruido se puede reducir con una elección adecuada de los materiales o en la mayoría de los casos, con un tratamiento especial, como recubrir los electrodos con algún método electrofítico para mejorar la estabilidad. Se ha encontrado que electroquímicamente el electrodo de plata-cloruro de plata es el tipo de electrodo más estable. Este tipo de electrodo se prepara recubriendo electrólíticamente un trozo de plata pura con cloruro de plata. El recubrimiento se hace normalmente colocando un trozo de plata limpio en una disolución de cloruro de sodio exenta de bromuro. Se coloca además un segundo trozo de plata en la disolución y se conectan ambos a una fuente de voltaje de tal forma que el electrodo a clorar sea positivo con respecto al otro. Los iones de plata se combinan con los iones cloruro de la sal para producir moléculas neutras de cloruro de plata que recubren el electrodo de plata. Se han utilizado algunas variantes en el proceso para producir electrodos con características específicas.

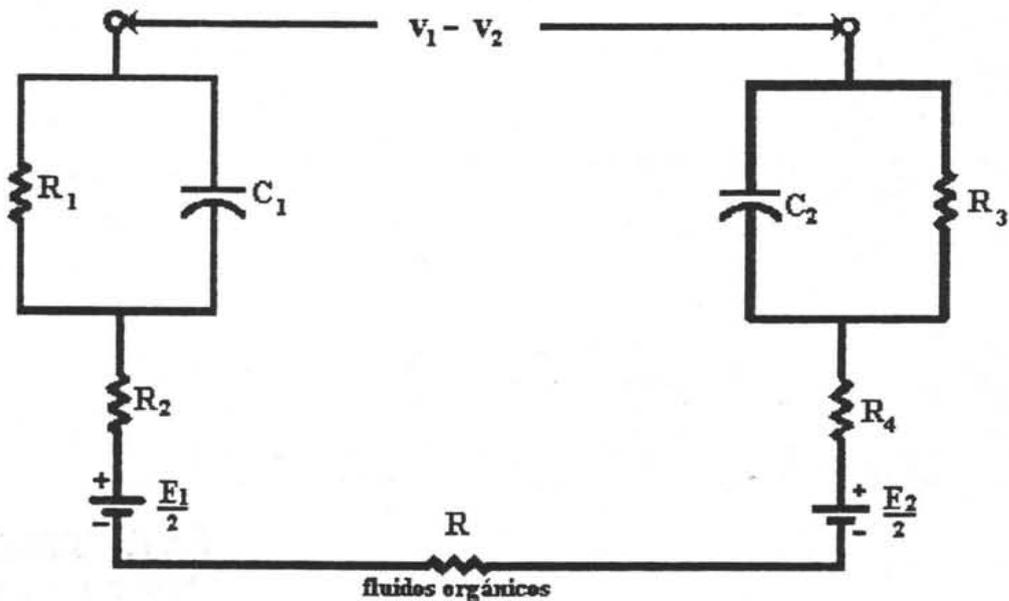


Figura 4.5. Medida de biopotencial con dos electrodos-circuito equivalente.

Los circuitos RC mostrados en las figuras 4.4 y 4.5 representan la impedancia de los electrodos (una de sus características más importantes) como valores fijos de resistencia y capacitancia. Pero la impedancia no es constante, la impedancia depende de la frecuencia debido al efecto de la capacitancia. Además, tanto el potencial de electrodo como la impedancia varían por un efecto denominado *polarización*.

La polarización es el resultado del paso de corriente continua a través de la interfase metal-electrolito. El efecto es muy parecido al de cargar una batería con la polaridad de la carga opuesta al flujo de corriente que genera la carga. Algunos electrodos se diseñan para evitar o reducir la polarización. Si el amplificador al que están conectados los electrodos tiene una impedancia de entrada muy alta, el efecto de la polarización o cualquier otro cambio en la impedancia del electrodo queda minimizado.

El tamaño y el tipo de electrodo también son importantes en la determinación de la impedancia del electrodo. Los electrodos más grandes tienden a tener impedancias más pequeñas. Los electrodos superficiales tienen generalmente impedancias de 2 a 10K Ω , mientras que los pequeños electrodos de aguja y los microelectrodos tienen impedancias mucho mayores. Para obtener óptimos resultados en la lectura y registro de biopotenciales medidos por los electrodos, la impedancia de entrada del amplificador debe ser varias veces la de los electrodos.

Microelectrodos

Los microelectrodos son electrodos con puntas suficientemente pequeñas para penetrar en una célula a fin de obtener medidas de su interior. La punta debe ser lo suficientemente pequeña para permitir la penetración sin dañar la célula. Esta acción se complica generalmente por la dificultad de posicionar con precisión un electrodo con respecto a una célula.

Los microelectrodos son generalmente de dos tipos: metálicos y de micropipeta. Los microelectrodos metálicos se forman afilando electroquímicamente hasta el tamaño deseado la punta de un hilo de tungsteno o de acero inoxidable. Luego se recubre el hilo casi hasta la punta con un material aislante. También se pueden realizar algunos procesos electrolíticos en la punta para disminuir la impedancia. La interfase metal-ion se establece donde la punta metálica contacta con los electrolitos ya sea en el interior o bien en el exterior de la célula.

El tipo de electrodo de micropipeta está constituido por una micropipeta de vidrio con la punta alargada hasta el tamaño deseado (por lo general alrededor de 1 μ m de diámetro). La micropipeta se llena con un electrolito compatible con los líquidos celulares. Este tipo de microelectrodo tiene una interfase doble. La primera interfase consiste en un hilo metálico en contacto con la disolución electrolítica dentro de la micropipeta, mientras que la otra es la interfase entre el electrolito del interior de la pipeta y los fluidos del interior o inmediatamente exteriores a la célula.

En la figura 4.6, se muestra un tipo de microelectrodo comercial. En este electrodo hay una película fina de metal precioso pegada al exterior de un microelectrodo de vidrio alargado. El fabricante afirma que posee ventajas como una menor impedancia que el electrodo de micropipeta, vida propia infinita, funcionamiento repetible y reproducible, limpieza y conservación fáciles. La interfase metal-electrolito de la célula.

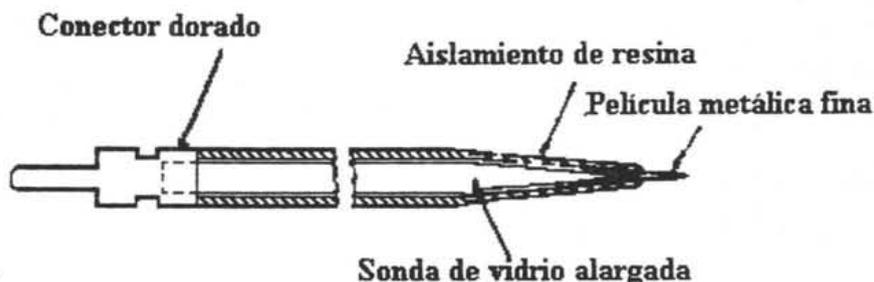


Figura 4.6. Microelectrodo comercial con película metálica sobre vidrio.

Los microelectrodos debido a su pequeña área superficial, presentan impedancias que alcanzan los megaohms. Por esta razón, hacen falta amplificadores con impedancias extremadamente altas para evitar la carga del circuito y minimizar los efectos de pequeños cambios en la interfase.

Electrodos superficiales

Entre los electrodos utilizados para obtener potenciales bioeléctricos en la superficie del cuerpo se encuentran una gran variedad de tamaños y formas. Aunque para medir potenciales de ECG, EEG o EMG se puede utilizar cualquier tipo de electrodo superficial, los electrodos más grandes están asociados generalmente a ECG, dado que la localización de la medida no es importante, mientras que los electrodos más pequeños se emplean en medidas en EEG y EMG.

Las primeras medidas de potenciales bioeléctricos utilizaban electrodos de inmersión que eran simplemente cubos de disolución salina en los que la persona colocaba sus manos y sus pies, un cubo para cada extremidad.

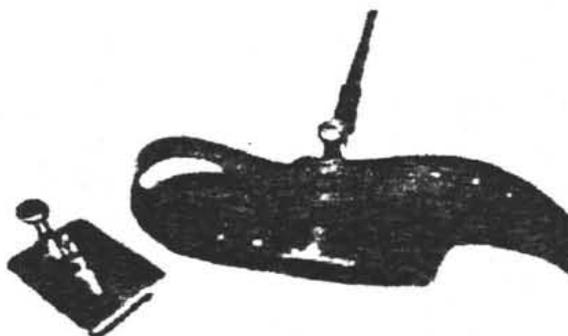


Figura 4.7. Electrodo de placa metálica.

Una gran mejora respecto a los electrodos de inmersión fueron los electrodos de placa, que se introdujeron por primera vez alrededor de 1917. Originalmente estos electrodos estaban separados de la piel del individuo por almohadillas de algodón o fieltro empapadas con una solución salina concentrada. Posteriormente, un gel o pasta conductora (un electrolito) reemplazó a las almohadillas empapadas y se permitió que el metal contactase con la piel. Los electrodos de placa de este tipo todavía se utilizan en la actualidad. En la figura 4.7 se muestra un ejemplo.

Otro tipo de electrodo muy antiguo que todavía se emplea es el electrodo de copa de succión que se muestra en la figura 4.8. En este tipo, solo el borde contacta realmente con la piel.

Una de las dificultades al utilizar electrodos de placa es la posibilidad del deslizamiento o movimiento del electrodo. En los electrodos de copa de succión también sucede lo mismo al cabo de un tiempo suficientemente largo. Se han hecho varios intentos para resolver este problema, incluyendo el empleo de sujeciones adhesivas y una superficie parecida a un rallador de nuez moscada que penetra en la piel para disminuir la impedancia de contacto y reducir la probabilidad de deslizamiento.



Figura 4.8. Electrodo de copa de succión.

Todos los electrodos precedentes adolecen de un problema común. Todos son sensibles al movimiento, algunos en mayor grado que otros. Incluso el más ligero movimiento cambia el espesor de la fina película de electrolito entre el metal y la piel y produce de este modo cambios en el potencial que son tan graves que bloquean completamente los potenciales bioeléctricos que intentan medir los electrodos. La cinta adhesiva y los electrodos de *rallador de nuez* reducen este artefacto por movimiento limitado el movimiento del electrodo y reduciendo la impedancia de la interfase, pero ninguno es insensible al movimiento de forma satisfactoria.

Posteriormente, varios fabricantes introdujeron un nuevo tipo de electrodo, el *electrodo flotante*, con distintas versiones. El principio de este electrodo es eliminar prácticamente los artefactos del movimiento evitando cualquier contacto directo del metal con la piel. El único camino conductor entre el metal y la piel es el gel o pasta electrolítica, que forma un puente de electrolito. Incluso manteniendo la superficie del electrodo en ángulo recto con la superficie de la piel, el funcionamiento no se deteriora siempre y cuando el puente de electrolito mantenga contacto a la vez con la piel y con el metal. En la

figura 4.9 se muestra una sección transversal de un electrodo flotante, y en la figura 4.10 una configuración comercial de electrodo flotante. Por lo general los electrodos flotantes se sujetan a la piel mediante anillos adhesivos por los dos lados que se adhieren tanto a la superficie plástica del electrodo como a la piel.



Figura 4.9. Diagrama de electrodo superficial del tipo flotante.

Los problemas especiales que aparecieron en la monitorización de ECG de astronautas durante largos periodos de tiempo y bajo condiciones de transpiración y movimiento considerable, llevó al desarrollo de electrodos de *spray* en los que se rocía o pinta una pequeña marca de adhesivo conductor sobre la piel que previamente ha sido tratada con un recubrimiento de electrolito. Estos últimos años se han introducido diversos tipos de electrodos para un solo uso, a fin de eliminar la necesidad usual de limpieza y cuidados después de cada aplicación. Propuestos en un principio para monitorización de ECG, estos electrodos también se pueden usar para EEG y EMG. Los electrodos desechables son por lo general del tipo flotante con conectores de cierre automático simple, mediante los que se unen las conexiones que son reutilizables. Aunque algunos electrodos desechables se pueden reutilizar varias veces, su costo es lo suficientemente bajo como para que la limpieza para su reutilización no esté garantizada.

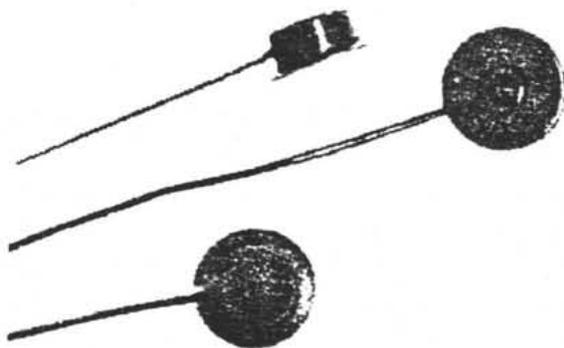


Figura 4.10. Electrodos superficiales flotantes.

Para otras aplicaciones se han desarrollado tipos especiales de electrodos superficiales. Por ejemplo, el electrodo de pinza para la oreja especial para utilizarlo como electrodo de referencia en medidas de EEG. Otro electrodo superficial especial, el electrodo de mecha consiste en un contacto metálico en una mecha de interfase con una mecha blanda llena de electrolito. Este tipo de electrodo se utiliza en aplicaciones donde no se puede tolerar la presión o peso de un electrodo superficial normal, como en la medida de potenciales en la superficie del ojo o en un órgano interno. Los *electrodos superficiales*

para EEG sobre el cuero cabelludo son generalmente pequeños discos de unos 7 mm de diámetro que se colocan sobre el cuero cabelludo limpio a través de una pasta de electrolito. Este tipo de electrodo se muestra en la figura 4.11.

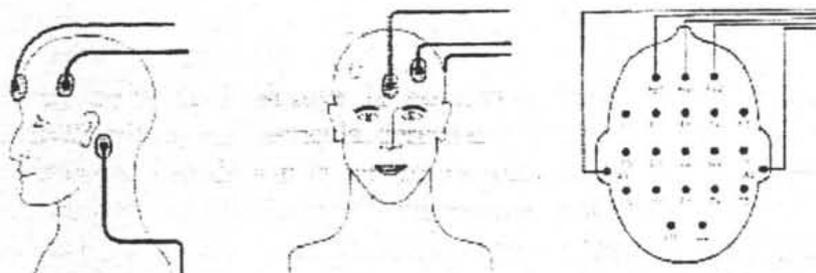


Figura 4.11. Electrodoos superficiales para EEG.

Electrodoos de aguja

Para reducir la impedancia de la interfase y, en consecuencia, los artefactos por movimiento, algunos técnicos utilizaban para las medidas de EEG pequeñas agujas subdémicas para penetrar en el cuero cabelludo. Este electrodo de aguja se muestra en la figura 4.12 no se insertan en el cerebro sino que atraviesan simplemente la piel. Por lo general se insertan simplemente a través de una pequeña sección de la piel justo por debajo de la superficie y paralelos a ella.



Figura 4.12. Ejemplos de electrodoos de aguja

En investigaciones con animales se insertan agujas más largas en el cerebro para obtener medidas localizadas de los potenciales de una parte específica del cerebro. Este procedimiento requiere agujas más largas situadas con precisión mediante un mapa o atlas

del cerebro. Frecuentemente esos electrodos se implantan para permitir medidas repetidas durante un determinado periodo de tiempo. En este caso, se fija un conector en el cráneo del animal y se deja que cicatrice la incisión a través de la que se le implantaron los electrodos.

En algunas aplicaciones de investigación se requiere una medida simultánea a distintas profundidades en el cerebro a lo largo de cierto eje. Con esta finalidad se han desarrollado electrodos especiales de profundidad múltiple. Este tipo de electrodo consiste por lo general en un haz de hilos finos, cada uno de los cuales termina en distinta profundidad o teniendo cada uno de los cuales termina a distinta profundidad o teniendo cada uno una superficie conductora expuesta a una profundidad específica pero diferente. Esos hilos se llevan generalmente a un conector en la superficie del cuero cabelludo y se fijan frecuentemente al cráneo.

Algunos electrodos de aguja consisten simplemente en hilos aislados finos, colocados de modo que sus puntas que están al descubierto estén en contacto con el nervio, músculo u otro tejido en el que se va a ser la medida. El resto de hilo se cubre con algún tipo de aislante para evitar cortocircuitos. Frecuentemente se utilizan electrodos de hilo de cobre o platino para captar el EMG de músculos específicos. Los hilos se implantan quirúrgicamente o se introducen por medio de una aguja hipodérmica que luego se extrae dejando al electrodo de hilo en su sitio. Con este tipo de electrodo, la interfase metal-electrolito tiene lugar entre la punta del hilo sin aislar y los electrolitos del organismo, si bien en algunos casos el hilo se baña con una pasta electrolítica antes de la inserción.

En algunas aplicaciones de la aguja hipodérmica forma parte de la configuración del electrodo y no se extrae. En vez de esto, los hilos que constituyen los electrodos se llevan dentro de la aguja que crea la cavidad necesaria para la inserción, protege los hilos y actúa como pantalla puesta a tierra. Un hilo único dentro de la aguja sirve como *electrodo unipolar* que mide el potencial en el punto de contacto con respecto a una referencia indiferente. Si se colocan dentro de la aguja dos hilos, la medida se denomina *bipolar* y da una medida muy localizada entre las dos puntas de los hilos.

A pesar de todo, los electrodos para la medida por debajo de la piel no necesariamente deben tener la forma de aguja. Las pinzas quirúrgicas atravesando la piel de un ratón en la región espinal ofrecen un método excelente para la medida del ECG en un animal esencialmente libre sin anestesia. Los catéteres conductores permiten el registro del ECG desde el interior del esófago o incluso desde las cámaras del corazón.

Los electrodos de aguja y otros tipos de electrodos que crean una interfase por debajo la superficie de la piel parecen ser menos susceptibles a los artefactos por movimiento que los electrodos superficiales. Haciendo contacto directo con los tejidos subdérmicos o con los fluidos intercelulares, estos electrodos parecen tener impedancias menores que los electrodos superficiales de área de interfase comparable.

Transductores bioquímicos

Al principio de este capítulo se ha dicho que un potencial de electrodo se genera tanto en una interfase metal-electrolito como a través de una membrana semipermeable que separa dos concentraciones diferentes de un ion que se puede difundir a través de la membrana. Ambos métodos se utilizan en transductores diseñados para medir la concentración de un ion en un gas determinado disuelto en sangre o algún otro líquido. Además, tal como se dijo al principio, dado que es imposible tener una única interfase de electrodo en la disolución, hace falta un segundo electrodo que sirva de referencia. Si ambos electrodos presentaran la misma respuesta a un cambio dado en la concentración de la disolución medida, el potencial medido entre ellos no estaría relacionado con la concentración y por tanto no sería útil como parámetro de medida. El método usual para la medida de concentraciones de iones o gases es utilizar un electrodo que es sensible a la sustancia o ion que se mide y elegir el segundo electrodo o de *referencia* de un tipo que sea insensible a dicha sustancia.

Electrodos de referencia

Tal como se ha expuesto en la teoría de electrodos, la interfase hidrógeno gaseoso-ion hidrógeno se ha elegido como interfase de referencia y se le ha asignado arbitrariamente un potencial de electrodo de cero voltios. Por esa razón, parecería lógico que el electrodo de hidrógeno se utilizase realmente como referencia en medidas bioquímicas. Se pueden fabricar electrodos de hidrógeno y comercializarlos. Esos electrodos utilizan el principio de un metal inerte como el platino que absorbe fácilmente hidrógeno gaseoso. Si se sumerge parcialmente un trozo de platino tratado adecuadamente en la disolución que contiene iones hidrógeno y se expone a la vez al hidrógeno gaseoso que pasa a través del electrodo, aparece un potencial de electrodo. El cable del electrodo se conecta al platino.

Lamentablemente, el electrodo de hidrógeno no es suficientemente estable como para servir como un buen electrodo de referencia. Además, el problema de mantener la alimentación de hidrógeno pasando a través del electrodo durante una medida limita su utilidad a unas pocas aplicaciones especiales. Sin embargo, dado que la medida de concentraciones electroquímicas requiere simplemente un cambio proporcional al cambio de concentración, el potencial del electrodo de referencia puede tener cualquier valor siempre y cuando sea estable y no responda a ninguno de los cambios posibles en la composición de la disolución que se mide. De este modo la búsqueda de un buen electrodo de referencia es esencialmente una búsqueda del electrodo más estable disponible. Hay dos tipos de electrodos que tienen interfases suficientemente estables para servir de electrodos de referencia, el electrodo de plata-cloruro de plata y el electrodo de calomelanos.

El *electrodo de plata-cloruro de plata* empleado como referencia en medidas electroquímicas utiliza el mismo tipo de interfase descrito como se menciono antes para los electrodos de potenciales bioeléctricos. En el transductor químico, la parte iónica (cloruro de plata) de la interfase se conecta a la medición mediante un puente electrolítico, por lo general una disolución de cloruro potásico diluido (ClK). El electrodo se puede utilizar eficazmente como electrodo de referencia si la disolución de cloruro de potasio (ClK) está

también saturada con cloruro de plata precipitado. El potencial de electrodo para el electrodo de referencia de plata-cloruro de plata depende de la concentración de ClK. Por ejemplo, con una disolución 0.01 molar, el potencial es de 0.343 voltios, mientras que para una disolución 1.0 molar el potencial es de sólo 0.236 voltios.

El tipo de electrodo de referencia más popular es el *electrodo de calomelano*, que se muestra en la figura 4.13. Calomelanos es otro nombre que se le da al cloruro mercurioso, que es una combinación química de los iones mercurio y cloruro. La interfase entre el mercurio y el cloruro mercurioso crea el potencial de electrodo. Colocando el lado del calomelano de la interfase en una solución de cloruro potásico, se forma un puente de electrolito con la disolución en la que se va a realizar la medida. Igual que el electrodo de plata-cloruro de plata, el electrodo de calomelanos es muy estable durante largos periodos de tiempo y sirve también como electrodo de referencia en muchas medidas electroquímicas. El potencial de electrodo del electrodo de calomelanos depende también, igual que el electrodo de plata-cloruro de plata, de la concentración de ClK. Un electrodo con una disolución de 0.01 molar tiene un potencial de electrodo de 0.388 voltios, mientras que con una disolución de ClK saturada (unos 3.5 moles) tiene un potencial de sólo 0.247 voltios.



Figura 4.13. Electrodo de referencia de calomel.

El electrodo de pH

El indicador más importante del equilibrio químico en el organismo quizás sea el pH de la sangre y otros líquidos orgánicos. El pH está relacionado directamente con la concentración del ion hidrógeno en un fluido. Se define como el logaritmo del recíproco de la concentración de iones H^+ . En forma de ecuación:

$$pH = -\log_{10} [H^+] = \log_{10} 1/[H^+]$$

El pH es una medida de equilibrio ácido-base de un fluido. Una disolución neutra (ni ácida ni básica) tiene un pH de 7.0. Valores más bajos de pH indican acidez, mientras que valores más altos de pH definen una disolución básica o alcalina. La mayoría de los líquidos orgánicos son ligeramente básicos. El pH de la sangre arterial normal oscila entre 7.38 y 7.42. El pH de la sangre venosa es de 7.35 debido al CO_2 adicional.

Debido a que una membrana de vidrio fina permite sólo el paso de iones hidrógeno en la forma de H_3O^+ , un electrodo de vidrio ofrece una interfase de *membrana* para el hidrógeno. En la figura 4.14 se muestra un electrodo de vidrio utilizado para medir el pH. Dentro del bulbo de vidrio hay una solución tampón muy ácida. La medida del potencial a través de la interfase de vidrio se hace colocando un electrodo de plata-cloruro de plata en la disolución interior del bulbo y un electrodo de referencia de calomelanos en la disolución

en la que se mide el pH. En la medida del pH y de hecho, en cualquier medida electroquímica, cada uno de los dos electrodos necesarios para obtener la medida se denomina una semipila. El potencial de electrodo de una semipila se denomina a veces *potencial de semipila*. Para la medida del pH, el electrodo de vidrio con el electrodo de plata-cloruro de plata dentro del bulbo se considera una semipila, mientras que el electrodo de referencia de calomelanos constituye la otra semipila.



Figura 4.14. Electrodo de vidrio para medir el pH.

Los electrodos de pH modernos tienen impedancias que oscilan entre 50 y 500 MΩ. Por tanto, la entrada del medidor que mide la diferencia de potencial entre el electrodo de vidrio y el electrodo de referencia debe presentar una impedancia de entrada muy alta. La mayoría de los medidores de pH utilizan entradas de electrómetro.

Electrodos para gases de la sangre

Entre las medidas químicas fisiológicas más importantes están las presiones parciales de oxígeno y anhídrido carbónico en la sangre. La presión parcial de un gas disuelto es la contribución de este gas a la presión total de todos los gases disueltos en la sangre. La presión parcial de un gas es proporcional a la cantidad de dicho gas en la sangre. La eficiencia tanto del sistema circulatorio como del sistema cardiovascular se refleja en esos importantes parámetros.

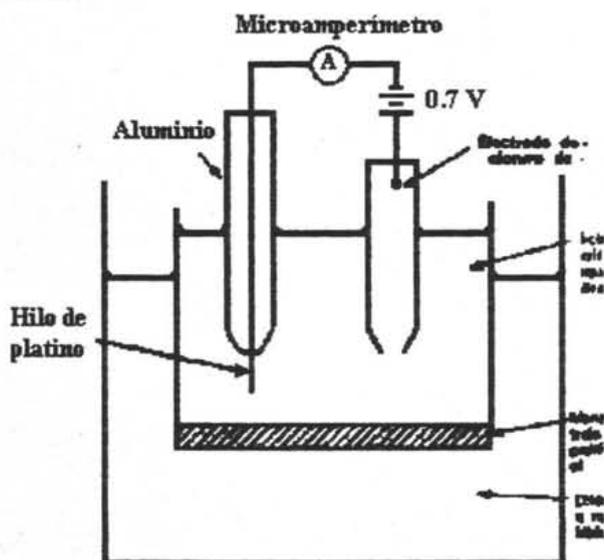


Figura 4.15. Diagrama de un electrodo.

La presión parcial del oxígeno pO_2 , se puede medir in vitro e in vivo. El principio básico es el mismo y se muestra en la figura 4.15. Se coloca un trozo fino de hilo de platino embebido en vidrio para aislarlo con sólo la punta expuesta en un electrolito en el que

difunda el oxígeno. Si se aplica un voltaje de unos 0.7 V entre el hilo de platino y el electrodo de referencia (colocado también dentro del electrolito), con el hilo de platino negativo, se produce la reducción del oxígeno en el cátodo de platino. Como resultado, se puede medir una corriente de oxidación-reducción proporcional a la presión parcial del oxígeno del oxígeno difundido. Por lo general, el electrolito se retiene herméticamente en la cámara donde están el hilo de platino y el electrodo de referencia mediante una membrana a través de la que puede difundirse el oxígeno disuelto desde la sangre.

El cátodo de platino y el electrodo de referencia se pueden integrar en una única unidad (electrodo de Clark). Este electrodo se puede colocar en una cubeta de sangre para medidas *in vitro* o se puede colocar una microversión en la punta de un catéter para insertarlo en diferentes puntos del corazón o del sistema vascular para medidas *in vivo* directas.

Un sensor polarográfico de oxígeno integrado similar dispone de un cátodo de rodio y un ánodo de plata. El oxígeno, que se difunde a través de una membrana, se consume en el cátodo de la misma manera que en el electrodo de pO_2 descrito anteriormente. En la figura 4.16 se muestra este electrodo.

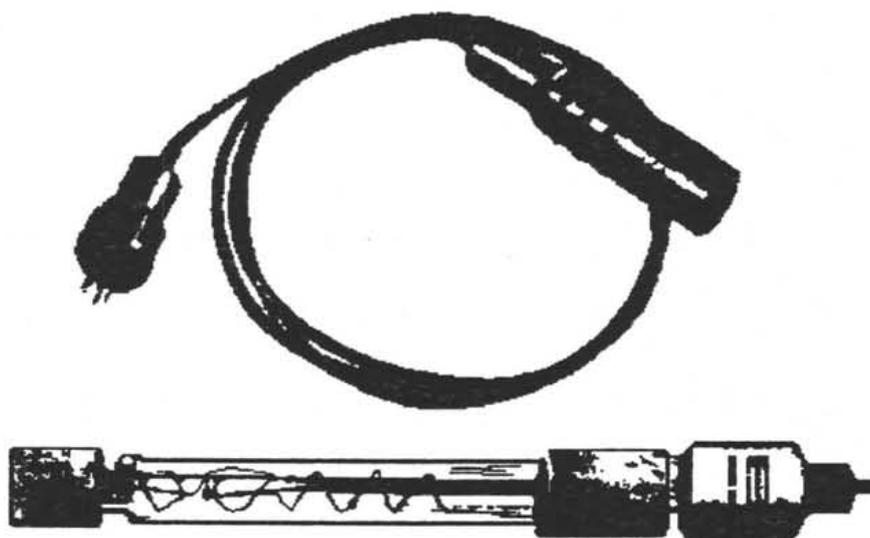


Figura 4.16. Sensor de oxígeno polarográfico.

Uno de los problemas inherentes a este método de medida de pO_2 es el hecho de que el proceso de reducción elimina realmente una cantidad finita de oxígeno en las proximidades del cátodo. Con un diseño cuidadoso y utilizando métodos adecuados, los modernos electrodos de pO_2 han reducido al mínimo esta fuente de error potencial. Otro error aparente en la medida del pO_2 es una gradual reducción de la corriente con el tiempo, casi como el efecto de polarización descrito para los electrodos superficiales anteriormente. Este efecto, llamado generalmente *envejecimiento*, también ha sido minimizado en los modernos electrodos de pO_2 .

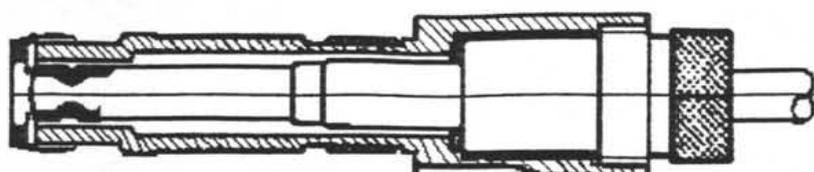


Figura 4.17. Electrodo de $p\text{CO}_2$ basado en el principio de Severinghaus.

La medida de la presión parcial de anhídrido carbónico $p\text{CO}_2$, utiliza el hecho de que existe una relación lineal entre el logaritmo de la $p\text{CO}_2$ y el pH de una disolución. Dado que otros factores también influyen en el pH, la medida del $p\text{CO}_2$ se realiza esencialmente rodeando el electrodo de pH con una membrana selectiva semipermeable al CO_2 . Un tipo moderno de electrodo de $p\text{CO}_2$ perfeccionado, es el electrodo de Severinghaus. En la figura 4.17 se muestra un electrodo de $p\text{CO}_2$ comercial basado en el principio de Severinghaus. En este electrodo, la membrana permeable al CO_2 está hecha de teflón que no es permeable a otros iones que puedan afectar al pH. El espacio entre el teflón y el vidrio contiene una matriz consistente en celofán fino o nailon puro. Esta matriz sirve de soporte a una capa de bicarbonato disuelto en agua en la que pueden difundirse las moléculas gaseosas de CO_2 . La ventaja principal del electrodo del tipo Severinghaus es la lectura más rápida que se puede obtener debido a la membrana perfeccionada y a la capa de bicarbonato.

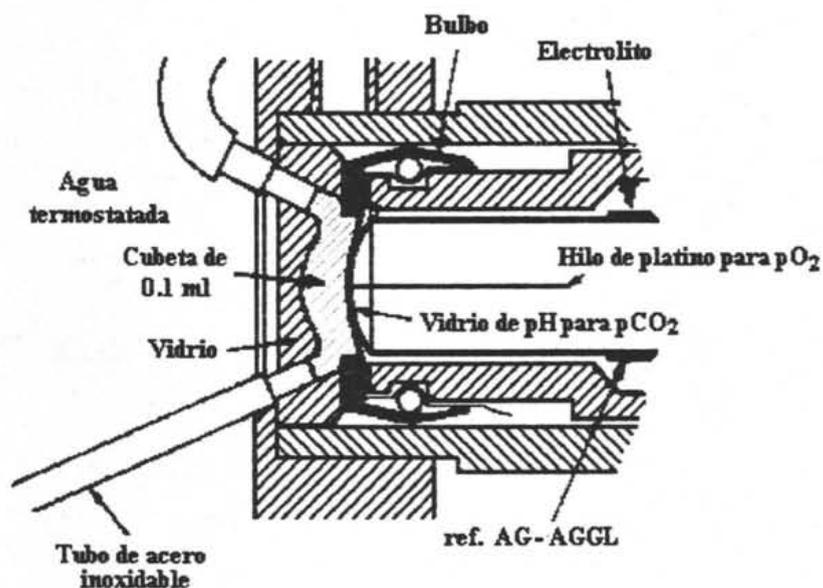


Figura 4.18. Electrodo de $p\text{CO}_2$ y $p\text{O}_2$ combinado.

En algunas aplicaciones, las medidas de $p\text{O}_2$ y $p\text{CO}_2$ se combinan en un único electrodo que incluye además una semipila de referencia común. Dicho electrodo combinado se muestra en forma de diagrama en la figura 4.18.

Electrodos para iones específicos

Del mismo modo que el electrodo de vidrio constituye una membrana semipermeable para el ion hidrógeno en el electrodo de pH, se pueden utilizar otros materiales para formar membranas que son semipermeables a otros iones específicos. En cada caso, la medida de la concentración del ion se realizan midiendo el potencial a través de la membrana que tenga el grado de permeabilidad adecuado para el ion específico que se mide. La permeabilidad debe ser suficiente para permitir el rápido establecimiento del potencial de electrodo. Se utilizan tanto membranas líquidas como sólidas para iones específicos. Como en el caso del electrodo de pH generalmente se crea una interfase plata-cloruro de plata en el lado de la membrana del electrodo y un electrodo de referencia normal sirve como la otra semipila en la disolución.

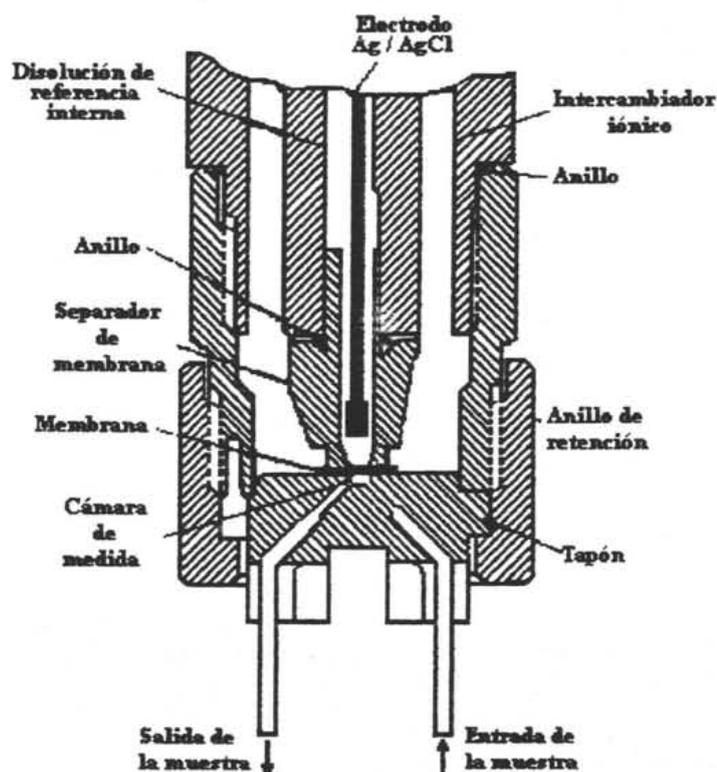


Figura 4.19. Diagrama de un electrodo de ion específico de membrana líquida de flujo.

En la figura 4.19, se muestra la construcción de un electrodo del tipo de flujo y es un electrodo de membrana líquida específico para un ion. Una de las dificultades que surgen en las medidas de iones específicos es el efecto de otros iones de la disolución. En los casos en los que se puede seleccionar más de un tipo de membrana para medir un ion determinado, la elección de la membrana a utilizar realmente puede depender de los otros iones que pueda esperarse. De hecho, algunos electrodos para iones específicos se pueden utilizar para la medida de un ion determinado sólo en ausencia de otros iones dados.

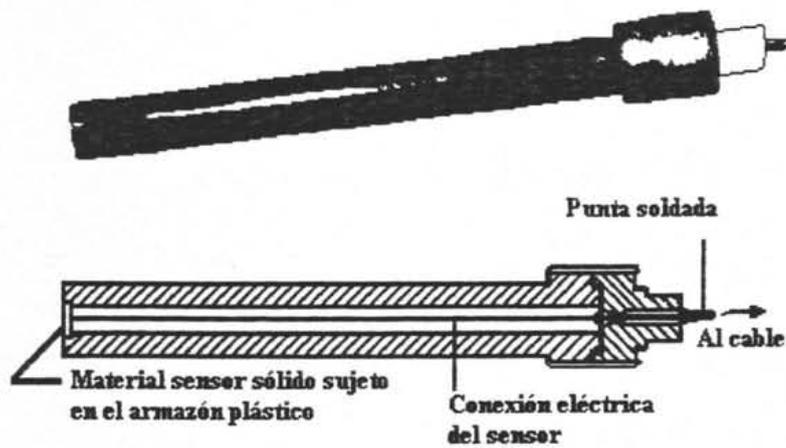


Figura 4.20. Electrodo de ion cúprico de estado sólido.

Para la medida de iones bivalentes, se utiliza a menudo una membrana líquida para intercambio iónico. En este caso, el intercambiador es por lo general una sal de un ácido fosfórico orgánico con un alto grado de especificidad para el ion a medir. Una disolución de cloruro de calcio constituye el puente entre la membrana y el electrodo de plata-cloruro de plata. Para la medida de iones bivalentes también se utilizan electrodos con membranas de materiales sólidos como el electrodo de ion cúprico mostrado en la figura 4.20.

Bibliografía

Basil H. Vassos

Electroquímica analítica

Limusa. México, 1987.

Geddes, L.A.

Principles of applied biomedical instrumentation

Wiley Interscience. New York, 1989.

Instrumentation Laboratory

System 1306 pH/blood gas analyzer

Operator's manual. Lexington, MA. 1989.

José Mompín Poblet (coord.), varios

Introducción a la bioingeniería

Marcombo. Serie mundo electrónico.

Leslie Cromwell

Biomedical instrumentation and measurements

Prentice-Hall. 1973.

Ma. Teresa García González

Potenciales bioeléctricos: origen y registro

U.A.M. Iztapalapa. México, 1998.

Nihon Kohden co.

Product guide

Tokio. 1994 - 1995.

O. Giessner, H. Moecke

The pEEG primer

Dragerwerk AG. Germany 1997.

Pilar Castellanos Ábrego

Electrofisiología humana. Un enfoque para ingenieros

U.A.M. Iztapalapa. México, 1997.

V EL SISTEMA CARDIOVASCULAR

Resumen

Seguramente, los ingenieros no estamos muy familiarizados con la anatomía y la fisiología, pero en este capítulo se intenta sentar una base que sirva para comprender el siguiente capítulo. Primeramente, se da una descripción del corazón, su anatomía y fisiología, así como la relación con el sistema vascular. Para que el tema quede lo más claro posible, se explica todo desde el punto de vista de la ingeniería. Se explica también la anatomía y sistema de conducción eléctrica del corazón y utilizando un sistema de control en ingeniería, se trata el tema de la presión sanguínea.

Introducción

Uno de los órganos más importantes en el organismo es sin duda el corazón, si el corazón se detiene sobreviene inmediatamente la muerte, o bien si se llega a restablecer su movimiento sin pérdida de tiempo el paciente puede sobrevivir, pero si se deja pasar el tiempo antes de reestablecer su función la falta de oxigenación puede traer como consecuencia daños neurológicos irreversibles y de diferentes manifestaciones.

Los ataques cardiacos, constituyen actualmente una de las principales causas de muerte en todo el mundo. Con la utilización de técnicas y métodos de ingeniería, así como el desarrollo de instrumentos, se ha reducido el número de fallecimientos debidos a fallas cardiacas.

En forma rutinaria, actualmente se utiliza instrumentación para la investigación, así como para establecer un diagnóstico, tratamiento y control en los hospitales. Desde una prueba tan sencilla pero tan importante como es la medida de la presión sanguínea, su flujo y volumen, las cuales se miden mediante técnicas de ingeniería. El electrocardiograma, el ecocardiograma, así como otras pruebas complementarias como las pruebas de esfuerzo y holter se registran y se evalúan mediante instrumentos electrónicos complejos. En las unidades de cuidados intensivos y coronarias se utiliza instrumentación, aunque no necesariamente para hacer alguna medición sino asistencia cardiaca. como el monitor, el desfibrilador, el gasómetro el ventilador y el marcapasos entre otros.

En este capítulo consiste, en una breve introducción de la anatomía y fisiología del corazón, así como el sistema cardiovascular, se analizan las partes más importantes y su función, todo esto desde el punto de vista de la ingeniería.

El corazón y el sistema cardiovascular

El corazón es un órgano muscular hueco con cuatro cavidades situado entre los pulmones en el mediastino medio. Es casi del tamaño del puño humano y en el varón normal pesa aproximadamente 300 gramos. La pared del corazón consta de tres capas distintas: el *epicardio* (capa externa), el *miocardio* (capa media) y *endocardio* (capa interna). Como se observa en la figura 5.1, el corazón está dividido en mitades izquierda y derecha y cada mitad a su vez está dividida en dos cavidades de las cuales las dos superiores llamadas *aurículas*, están separadas por el tabique interauricular y las inferiores los *ventrículos*, por el tabique interventricular. Las aurículas sirven como cavidades receptoras para la sangre de diversas partes del cuerpo y bombean la sangre hacia los ventrículos y éstos a su vez hacia los pulmones y el resto del cuerpo. El corazón es considerado como una bomba de cuatro cámaras y dos etapas dispuestas físicamente en paralelo pero con el torrente sanguíneo atravesándolas en serie. La mitad derecha del corazón conocida como *corazón derecho*, es la bomba que suministra sangre a los pulmones para que se oxigene, mientras que el *corazón izquierdo* suministra sangre al resto del sistema. Las vías por donde circula el flujo sanguíneo a través de los pulmones se conoce como *sistema pulmonar* y el sistema circulatorio que provee de oxígeno y nutrientes a las células del organismo se denomina *circulación mayor*.

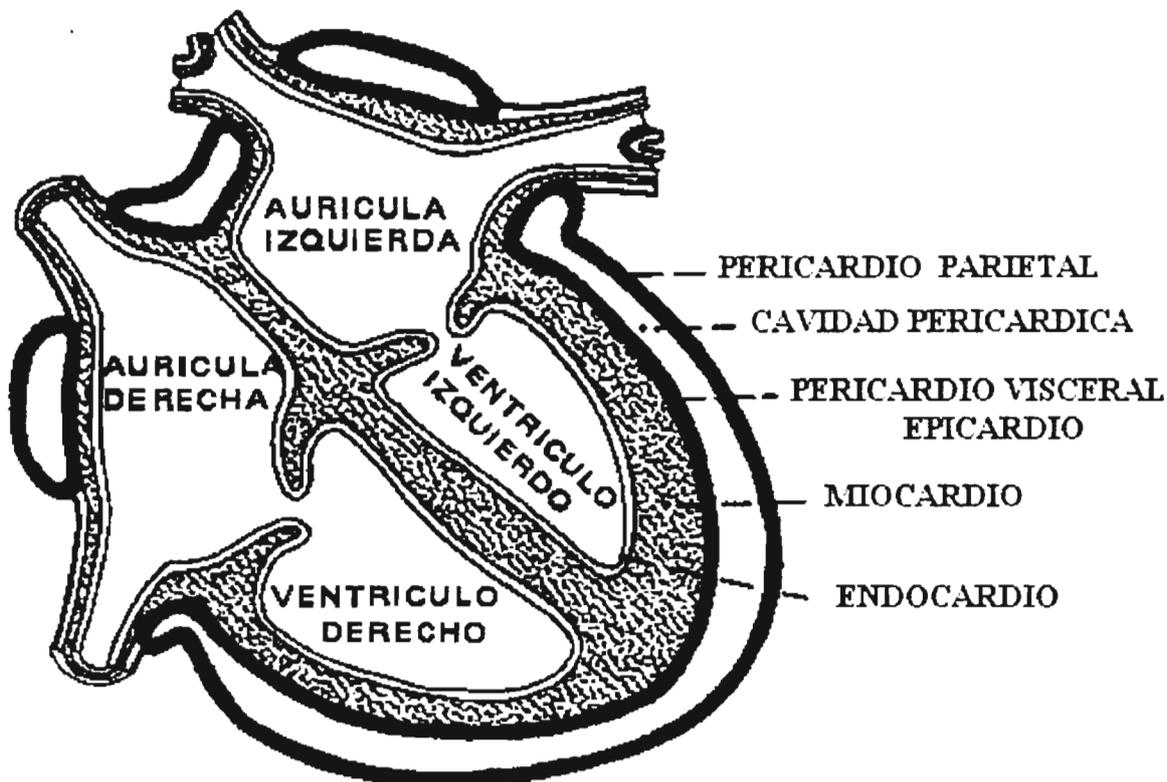


Figura 5.1. Pared del corazón y pericardio. Nótese el mayor grosor de la pared ventricular.

La aurícula derecha constituye la porción derecha del corazón. Es una cavidad de paredes delgadas que reciben sangre de todos los tejidos excepto de los pulmones. Tres venas se vacían en la aurícula derecha: las cavas superior e inferior, que traen sangre de las

porciones superior e inferior del cuerpo. el seno coronario que drena la sangre del corazón propiamente dicho. La sangre fluye de la aurícula hacia el ventrículo derecho.

El ventrículo derecho constituye la porción inferior derecha del vértice del corazón. La arteria pulmonar que transporta sangre a los pulmones sale de la superficie superior del ventrículo derecho.

La aurícula izquierda constituye la porción superior izquierda del corazón. Es ligeramente más pequeña que la aurícula derecha, con la pared más gruesa y recibe las cuatro venas pulmonares que drenan la sangre oxigenada procedente de los pulmones. La sangre fluye de la aurícula izquierda hacia el ventrículo izquierdo.

El ventrículo izquierdo constituye la porción inferior izquierda del vértice del corazón. Las paredes de esta cavidad son tres veces más gruesas que las del ventrículo derecho. La sangre es impulsada desde este ventrículo a la aorta y de aquí a toda la economía, excepto a los pulmones.

Desde el punto de vista de la ingeniería, la circulación mayor es un circuito con una gran resistencia y con un elevado gradiente de presión entre las arterias y las venas. De este modo la bomba constituida por el corazón izquierdo se puede considerar como una bomba de presión. Sin embargo, en el sistema de circulación pulmonar, la diferencia de presión entre las venas y las arterias es pequeña así como la resistencia opuesta al flujo y es por ello que se puede considerar al corazón derecho como una bomba volumétrica. El corazón izquierdo es más grande y de constitución muscular más robusta que el corazón derecho, debido a que las presiones necesarias para la circulación mayor son más altas. El volumen de sangre por unidad de tiempo distribuido por las dos partes del corazón es el mismo cuando se mide durante un intervalo de tiempo suficientemente grande. El corazón izquierdo desarrolla una presión máxima suficiente para provocar la circulación de la sangre por todo el cuerpo.

La acción de bombeo se lleva a cabo mediante la contracción de los músculos que circundan cada cavidad del corazón. Estos músculos reciben su propia irrigación sanguínea a través de las *arterias coronarias* que rodean al corazón formando una especie de corona. El *sistema de arterias coronarias* es una rama particular de la circulación mayor.

La analogía con una bomba y un sistema hidráulico de tuberías no se puede utilizar de una forma demasiado estricta. Las tuberías, las arterias y las venas, no son rígidas sino flexibles. Son capaces de ayudar a la circulación sanguínea y controlarla mediante su propia acción muscular y su sistema de válvulas y de almacenamiento. La sangre no es un fluido newtoniano puro; es más posee propiedades que no cumplen siempre las leyes de la mecánica de fluidos. Además, la sangre necesita la ayuda de los pulmones para su oxigenación y se influye mutuamente en el sistema linfático. También debe tomarse en cuenta que muchos productos químicos y hormonas afectan el funcionamiento del sistema. De esta forma, una simplificación excesiva puede inducir a error si se lleva demasiado lejos.

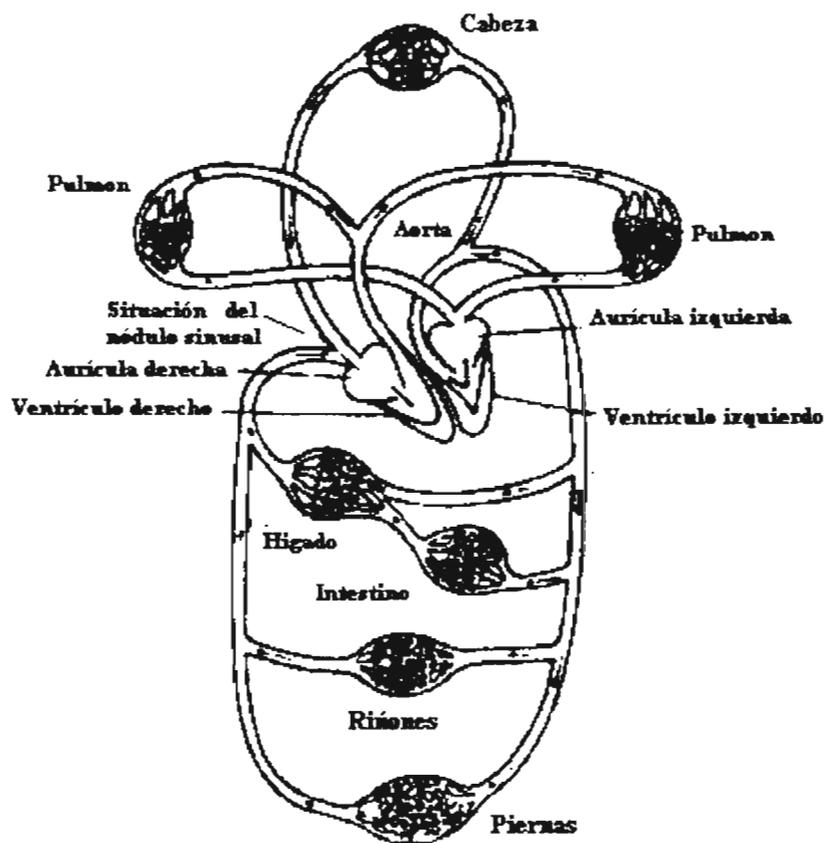


Figura 5.2a. El sistema cardiovascular.

En las figuras 5.2a y 5.2b se ilustra el sistema cardiovascular y en la figura 5.3 se muestra un equivalente desde el punto de vista de la ingeniería mediante un diagrama de conductos. Haciendo referencia a estas figuras, el sistema circulatorio se puede describir de la siguiente forma: la sangre entra al corazón en el lado derecho a través de las dos venas principales; la *vena cava superior* que lleva la sangre de las extremidades superiores, y la *vena cava inferior* que lleva la sangre de los órganos del cuerpo y de las extremidades situadas por debajo del corazón. La sangre que entra llena la cámara de almacenamiento, la *aurícula derecha*. Además de las dos venas mencionadas también desemboca en la aurícula derecha el *seno coronario*. Este lleva la sangre que ha estado circulando por el propio corazón a través del anillo coronario.

Cuando la aurícula derecha está llena se contrae y obliga a la sangre a que pase a través de la *válvula tricúspide* al *ventrículo derecho*, el cual entonces se contrae para bombear la sangre dentro del sistema circulatorio pulmonar. Cuando la presión ventricular supera a la presión auricular, la *válvula tricúspide* se cierra y la presión en el ventrículo obliga a la *válvula semilunar* a que se abra produciendo de este modo un flujo de sangre en la *arteria pulmonar* que se ramifica en los pulmones.

En los *alvéolos* pulmonares se produce un intercambio gaseoso. Los glóbulos rojos se recargan de oxígeno y ceden su anhídrico carbónico (CO_2). La *arteria pulmonar* se ramifica muchas veces en arterias cada vez más pequeñas que se convierten en arteriolas

con una sección transversal sumamente pequeña. Estas arteriolas suministran sangre a los capilares alveolares en los cuales se produce el intercambio del oxígeno (O₂) y el anhídrico carbónico (CO₂). El otro lado de la masa pulmonar tiene una anchura similar, y allí los capilares desembocan en unas venas diminutas o en *vénulas*. Estas últimas se agrupan para formar venas mayores que se agrupan a su vez hasta que por último toda la sangre oxigenada vuelve al corazón a través de la vena pulmonar.

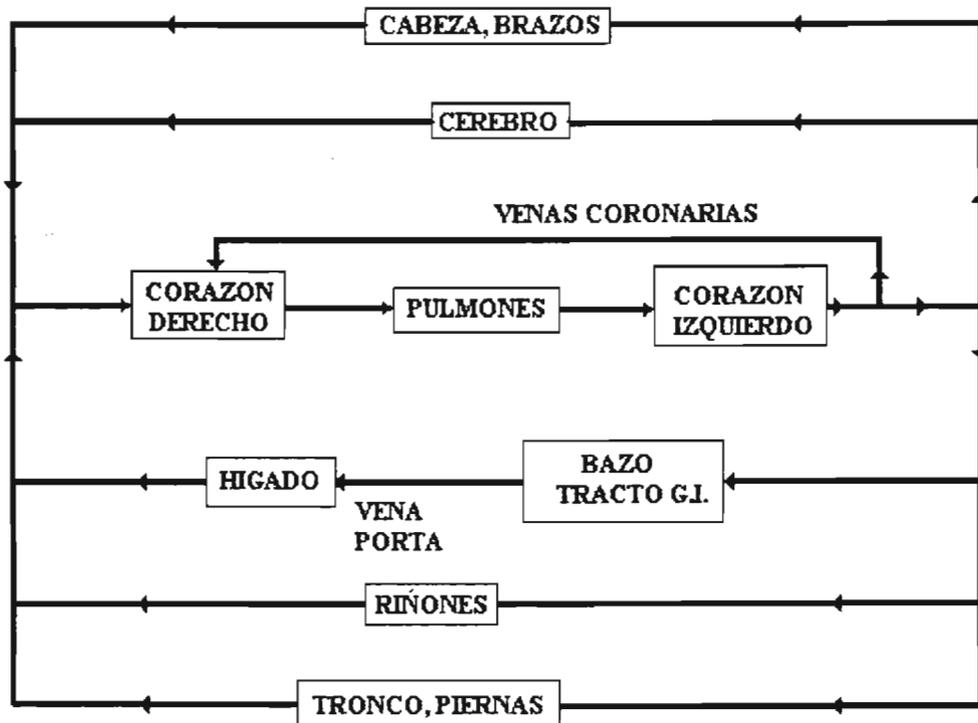


Figura 5.2b. El sistema cardiovascular.

La sangre entra en la *aurícula izquierda* por la vena pulmonar y de allí se bombea hacia el ventrículo izquierdo a través de la válvula *mitral* o *bicúspide*, mediante la contracción de los músculos de la aurícula. Cuando los músculos del ventrículo izquierdo se contraen, la presión producida por la contracción cierra mecánicamente la válvula mitral, y el aumento de presión en el ventrículo obliga a que se abra la *válvula aórtica*, produciendo así un paso brusco de la sangre desde el ventrículo a la *aorta*. Se debe tomar en cuenta que, esta acción se produce en sincronismo con el bombeo de sangre del ventrículo derecho hacia la arteria pulmonar.

El ciclo de bombeo del corazón se divide en dos partes principales: *sístole* y *diástole*. La *sístole* se define como la fase de contracción de los músculos del corazón, y en particular de los músculos del ventrículo durante la cual se bombea sangre a la arteria pulmonar y a la aorta. La *diástole* es la fase de dilatación de las cavidades del corazón durante la cual se llenan de sangre.

Una vez que se ha bombeado la sangre a la red arterial el corazón se relaja, la presión en las cavidades disminuye, las válvulas de salida se cierran y al cabo de poco

tiempo las válvulas de entrada se abren de nuevo para volver a empezar la diástole e iniciar un nuevo ciclo cardiaco.

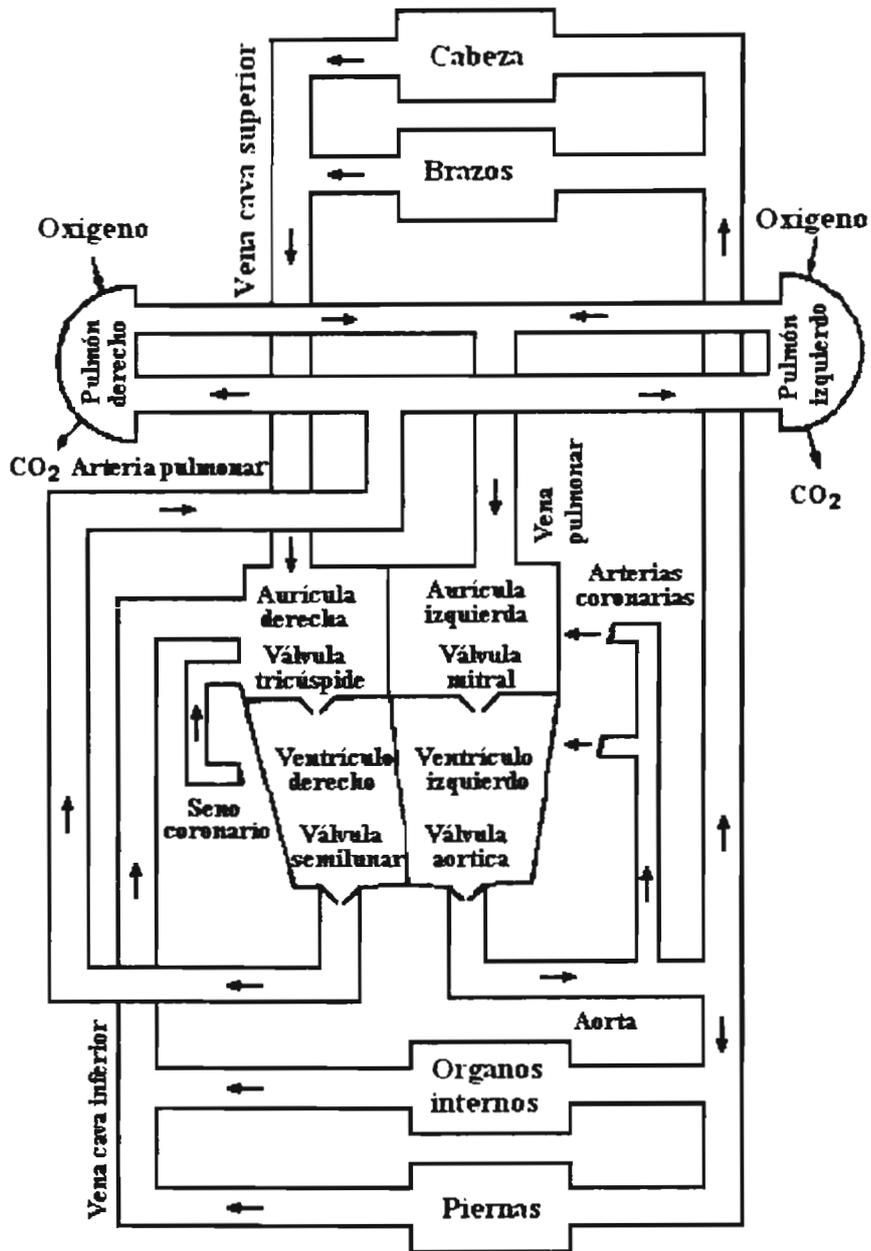


Figura 5.3. Circulación cardiovascular.

Después de pasar por muchas bifurcaciones de las arterias, la sangre llega a los órganos vitales, el cerebro y las extremidades. La última etapa del sistema arterial es el decrecimiento gradual de la sección transversal y el aumento del número de hasta que se llega al tipo más pequeño (arteriolas). Estas alimentan a los capilares donde se suministra oxígeno a las células y se recoge el CO₂ procedente de ellas. Los capilares a su vez, se unen formando vénulas que se convierten sucesivamente en pequeñas venas, venas mayores y finalmente en la vena cava superior. El riego sanguíneo para el propio corazón procede de

la aorta a través de las arterias coronarias y un sistema capilar similar hacia las venas coronarias. Esta sangre vuelve a las cavidades del corazón a través del seno coronario.

El corazón late con un ritmo medio de unos 75 latidos por minuto en individuos normales adultos, aunque este valor puede variar considerablemente. El ritmo cardiaco puede aumentar en una persona de pié y disminuye cuando se encuentra sentada, variando las pulsaciones entre 60 y 85 aproximadamente. Generalmente, el ritmo cardiaco es más alto en las mujeres y suele decrecer con la edad. En un niño puede ser de hasta 140 latidos por minuto en condiciones normales. El ritmo cardiaco también aumenta con el calor y otros factores fisiológicos y psicológicos.

La presión sistólica (máxima) en una persona adulta normal es del orden de 95 a 140 mm de Hg, siendo el valor medio de 120 mm de Hg. Estos valores están sujetos a muchas variaciones debidas a la edad, el clima, la dieta y otros factores. La presión diastólica normal (la presión más baja entre latidos) oscila entre 60 y 90 mm de Hg, siendo el valor medio de 80 mm de Hg. Esta presión se mide generalmente en la arteria braquial del brazo. Como comparación, con presiones de 130/75 en la aorta, cabe esperar 130/5 en el ventrículo izquierdo, 9/5 en la aurícula izquierda, 25/0 en el ventrículo derecho, 3/0 en la aurícula derecha y 25/12 en la arteria pulmonar. Estos valores están dados como:

Presión sistólica/presión diastólica

El corazón

Hasta ahora hemos visto el funcionamiento general del corazón como una bomba empleada para empujar la sangre a través del sistema cardiovascular. Ahora requerimos de un análisis un poco más detallado de la anatomía del corazón conjuntamente al estudio del sistema eléctrico de excitación necesario para producir y controlar las contracciones musculares, con el fin de complementar el material básico necesario para comprender la dinámica del corazón. El electrocardiograma como registro de fenómenos bioeléctricos ya se ha visto anteriormente, pero es necesario repasarlo para poder tener una idea más amplia para que podamos comprender al sistema como un todo y establecer las relaciones que existen entre los fenómenos mecánicos y eléctricos del corazón. En la figura 5.4 ilustra al corazón.

El corazón se encuentra envuelto por el *pericardio*, una especie de saco de membranas formado por una capa externa de tejido fibroso denso y una capa serosa interna que rodea directamente al corazón. La base del pericardio está unida al tendón central del diafragma y su cavidad contiene una delgada película de líquido seroso. Las dos partes del corazón están separadas por el *septo* o pared de división del tejido. El septo incluye además al *nódulo auriculoventricular* (nódulo AV) que como se explicará más tarde, desempeña una función en la conducción eléctrica a través de los músculos cardiacos.

Cada una de las cuatro cavidades del corazón se diferencia de las demás como consecuencia de su función. La *aurícula derecha* es alargada y se encuentra entre la vena cava inferior (situada más abajo) y la vena cava superior (situada más arriba). Su interior es

complejo, siendo la pared anterior (frontal) muy rugosa, mientras que la pared posterior (trasera)(que forma parte del septo) y las otras paredes son lisas. En la unión de la aurícula derecha y la vena cava superior se encuentra el *nódulo sinoauricular* (nódulo SA), que constituye el marcapasos o iniciador de los impulsos que excitan al corazón. El *ventrículo derecho* está situado debajo y a la izquierda de la aurícula derecha. Están separados por una estructura lipoidea que contiene la rama derecha de la arteria coronaria. Esta separación de tejido graso es incapaz de conducir impulsos eléctricos; de esta forma la comunicación entre las aurículas y los ventrículos se realiza sólo a través del nódulo AV y la línea de retardo.

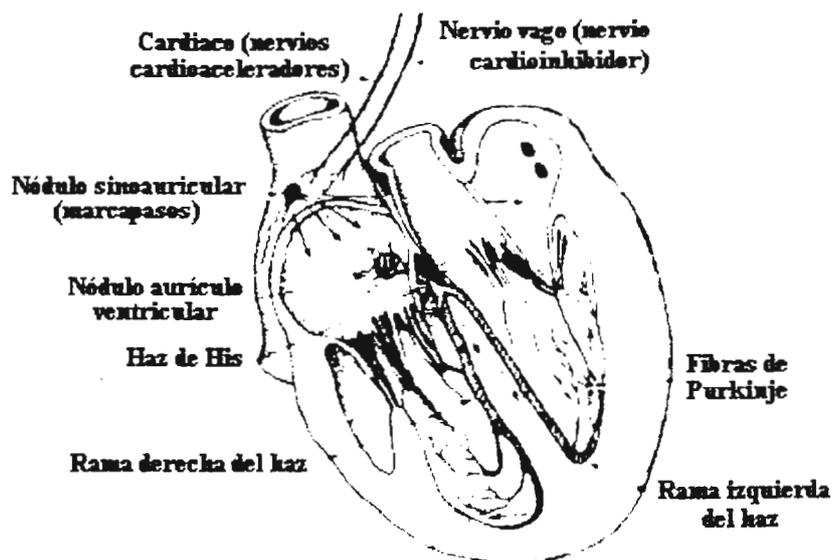


Figura 5.4. Sistema de conducción del corazón.

Dado que el ventrículo tiene que llevar a cabo una acción de bombeo, sus paredes son más gruesas que las de la aurícula y sus superficies son rugosas. Entre la pared anterior del ventrículo y el septo hay una especie de cordón muscular, que forma parte del sistema de conducción eléctrica del corazón, llamado "haz de His". En la unión de la aurícula derecha, la izquierda y el ventrículo derecho con el septo hay otro nódulo, el auriculoventricular. El haz de His está unido a este nódulo.

La aurícula y el ventrículo derechos están unidos por un tejido fibroso llamado *segmento auriculoventricular* al cual están unidos los tres velos de la válvula tricúspide, que es la válvula de conexión entre las dos cavidades.

La *aurícula izquierda* es más pequeña que la derecha. La sangre entra en ella por las cuatro venas pulmonares. Las paredes de esta cavidad son completamente lisas. Está unida con el ventrículo izquierdo a través de la *válvula mitral*, llamada también *válvula bicúspide* ya que consta de dos velos.

El *ventrículo izquierdo* se considera la cavidad más importante por que es la bomba para toda la circulación mayor. Sus paredes son aproximadamente tres veces más gruesas que las del ventrículo derecho debido a su función. La conducción al ventrículo izquierdo se realiza a través de la rama izquierda del haz, que se encuentra en el músculo ventricular sobre la parte lateral del septo. Tal como se ha mencionado anteriormente, las salidas de los

ventrículos se realizan a través de las válvulas aórtica y pulmonar para el ventrículo izquierdo y derecho respectivamente.

La excitación del corazón no procede directamente del sistema nervioso central como en la mayor parte de las otras inervaciones musculares, sino que se inicia en el nódulo sinoauricular (SA) o marcapasos, un grupo especial de células excitables. Los fenómenos eléctricos que ocurren en el corazón se reflejan en el electrocardiograma.

El nódulo SA crea un impulso de excitación eléctrica que se propaga por las aurículas derecha e izquierda; la aurícula derecha es la primera en recibir la excitación debida a su proximidad al nódulo SA. Esta excitación produce la contracción de la aurícula y un breve periodo de tiempo después, estimula al nódulo auriculoventricular (AV). El nódulo AV activado inicia después de un breve retraso un impulso en los ventrículos, a través del haz de His y en las ramas del haz que conectan con las *fibras de Purkinje* del miocardio. La contracción producida en el miocardio suministra la fuerza para bombear la sangre a los sistemas circulatorios.

El ritmo cardiaco está controlado por la frecuencia a la cual genera impulsos el nódulo SA. No obstante, algunos nervios del sistema nervioso simpático y del vago entran al corazón a través del plexo cardiaco debajo del cayado de la aorta y se encuentran profusamente distribuidas en los nódulos SA y AV y sus alrededores. Las fibras del vago se distribuyen sobre todo por las aurículas, el haz de His y sus ramas, mientras que las fibras del simpático se encuentran dentro de las paredes musculares de las aurículas y los ventrículos.

Aunque los efectos del nervio simpático y del vago se oponen el uno al otro de ocurrir conjuntamente en direcciones opuestas el resultado es aditivo. Esto es, el ritmo cardiaco crecerá mediante una combinación de un aumento de actividad en el simpático simultáneo con un decrecimiento en la actividad del vago. La actividad de estos nervios se denomina su *tono* y el ritmo cardiaco, su irrigación sanguínea coronaria y su contractibilidad pueden verse afectados por las diversas actividades de cada tipo de nervio. Los nervios que afectan al ritmo cardiaco de este modo proceden de los centros medulares del cerebro y ambos están controlados por los centros de aceleración e inhibición cardiaca siendo cada uno sensible a la estimulación procedente de centros superiores del cerebro. De este modo es como se ve afectado el ritmo cardiaco cuando una persona está ansiosa, asustada o excitada. Los ataques cardiacos se pueden producir por este tipo de estimulación. Además el ritmo cardiaco puede alterarse aunque de una forma más indirecta, debido al exceso de comida, problemas respiratorios, temperaturas extremas del cuerpo y cambios sanguíneos.

Otro efecto que se debe mencionar es el de los *receptores de presión* o *barorreceptores* situados en el cayado de la aorta y en el seno carotídeo. Su función es alterar el tono del vago cuando cambie la presión en la aorta o en el seno carotídeo. Cuando la presión sanguínea crece, se aumenta el tono del vago y se reduce el ritmo cardiaco; cuando la presión sanguínea baja, se disminuye el tono del vago y el ritmo cardiaco se acelera.

En la figura 5.5 se ilustra una buena analogía en el campo de la ingeniería, presentándose el sistema fisiológico como un modelo de bombeo. En primer lugar se ajusta la bomba para trabajar en condiciones predeterminadas tales como las que fijan las válvulas que representan la resistencia de los distintos órganos. Los transductores de presión miden la presión de forma continua. Eligiendo un valor normal para la presión máxima, si una de las válvulas se abre más para permitir un mayor flujo en su rama, la presión máxima decrecerá. Esta circunstancia es detectada por los transductores como una presión menor, enviando una señal al controlador que a su vez cierra las otras válvulas o acelera el motor o realiza ambas funciones a la vez para intentar mantener una presión máxima constante.

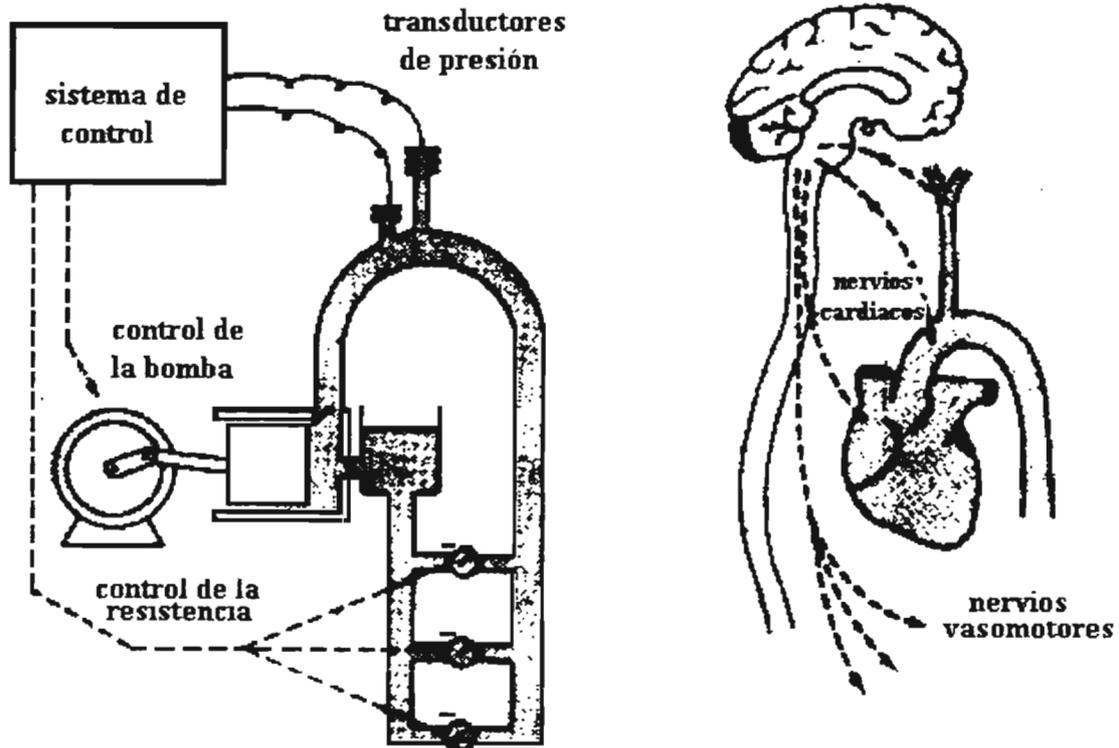


Figura 5.5. Control de la presión sanguínea.

La presión sanguínea

En la red arterial del organismo, las grandes variaciones de presión entre la sístole y la diástole se suavizan cuando un flujo relativamente estacionario desde los vasos periféricos hacia los capilares. Este sistema, con algunas modificaciones, se rige por las sencillas leyes físicas de la hidrodinámica. Como analogía, el potencial (presión sanguínea) aplicado a la resistencia de los vasos arteriales produce un flujo en el sistema. La resistencia no debe ser tan grande que impida la circulación, de modo que incluso los capilares más alejados reciban sangre suficiente y sean capaces de devolverla al sistema venoso. Por otro lado los vasos de la red deben ser capaces de amortiguar cualquier fluctuación grande de la presión.

Dado que el sistema debe ser capaz de mantener una presión máxima adecuada cuando controla el caudal, se requiere la existencia de lazos de monitorización y realimentación. El sistema es requerido desde distintos puntos del organismo tales como el tracto gastrointestinal después de una copiosa comida o de la musculatura esquelética durante un ejercicio. El resultado es una dilatación vascular en estos puntos. Si se produjeran suficientes requerimientos simultáneamente de modo fuera necesario un aumento del flujo sanguíneo en muchas partes del cuerpo, la presión sanguínea descendería. De este modo podría quedar afectado el flujo hacia regiones del corazón y del cerebro. No obstante, el organismo posee un sistema de monitorización que detecta la presión sanguínea arterial y puede intervenir en el funcionamiento cardiovascular para compensar. De este modo la presión se mantiene en un margen relativamente estrecho, y el flujo no rebasa el margen normal para las posibilidades del corazón.

Bibliografía

Guyton Arthur

Tratado de fisiología médica

Mc Graw Hill-Interamericana, 9a ed. 1999.

Jacob Francone Lossow

Anatomía y fisiología humana

Interamericana. México, 1982.

Leslie Cromwell

Biomedical instrumentation and measurements

Prentice-Hall. 1973.

VI MEDIDAS CARDIOVASCULARES

Resumen

El electrocardiograma es el primer tema de este capítulo, y es de vital ayuda para el cardiólogo, porque complementando con otras medidas cardiovasculares puede establecer un diagnóstico veraz y oportuno. Pero para realizar un buen electrocardiograma, se requiere también saber utilizar el instrumento y sus conexiones con los electrodos. Por tal razón, se trata en forma muy completa el tema de las derivaciones. Se explican primero las derivaciones del triángulo de Einthoven, después, las variaciones de este, como las derivaciones unipolares de Wilson, en seguida las derivaciones unipolares aumentadas de Goldberger, que cumple el mismo propósito que las de Wilson solo variando una resistencia. Inmediatamente después se revisan las derivaciones unipolares precordiales. Se explica la importancia clínica que tiene el registro electrocardiográfico y se explican algunas de las cardiopatías más comunes como la isquemia cardiaca, hipertrofias, bloqueo, infarto anterior, postero-inferior y pericarditis así como una explicación de arritmia cardiaca. Se define y describe el electrocardiógrafo, se presentan diagramas a bloque y se describen, sus partes y componentes, sus especificaciones de entrada, sus especificaciones internas y sus especificaciones de salida. También se describe el circuito de protección del paciente y del equipo así como el circuito de pierna derecha que minimiza las corrientes inducidas al cuerpo del paciente y causan voltajes en modo común. Se analiza el acoplador de impedancias y se describen métodos de aislamiento, como el acoplamiento óptico, aislamiento de las fuentes de alimentación, aislamiento por acoplamiento con transformador y aislamiento por telemetría. Se describe brevemente mediante un diagrama a bloques el procesamiento básico de señal. En este capítulo se retoma el tema de la presión sanguínea, así como en el electrocardiograma describe la actividad eléctrica del corazón, la presión sanguínea da una idea de la actividad mecánica. En el presente capítulo, se describe la medida indirecta de la presión sanguínea de forma no invasiva, de igual manera se hace una descripción de las medidas directas o invasivas mediante tres métodos como; la inserción cutánea, cateterización e implantación de un transductor en un vaso o en el corazón y con esto se explica en que consisten los transductores y algunos tipos aunque en el capítulo IX se habla más sobre ellos. Como la medida de la presión sanguínea no es suficiente para determinar el flujo sanguíneo, se requiere tratar el tema de la medida del flujo sanguíneo mediante los caudalímetros electromagnéticos, caudalímetros ultrasónicos y caudalímetros basados en convección térmica y se hace una descripción de cada uno de ellos. Para medir la cantidad de sangre bombeada por el corazón en un tiempo dado, los métodos de medida del flujo no se prestan fácilmente, es decir para medir el gasto cardiaco es necesario el empleo de indicadores que permitan calcular el caudal medio. Esto se explica detalladamente en el presente capítulo además se explica en que consiste la pletismografía o cambio de volumen y los diferentes tipos de pletismógrafos como los pletismógrafos de cámara, de impedancias y el pletismógrafo fotoeléctrico, haciendo por supuesto una descripción de cada uno de ellos.

Introducción

Una vez que se han establecido los conceptos generales del sistema de instrumentación biomédica, las fuentes de potenciales bioeléctricos, electrodos y conceptos básicos del sistema cardiovascular, se tienen las bases necesarias para poder comprender los sistemas prácticos que permiten efectuar estas medidas.

Probablemente, los Ingenieros Mecánicos Electricistas así como los Ingenieros en Computación se pregunten por que estudiar conceptos que tienen que ver más con la medicina y concretamente la fisiología médica, pero es conveniente resaltar que la ingeniería cobra vital importancia en la investigación y en la clínica y es conveniente mencionar que, generalmente estas preguntas están orientadas a cuestionar la utilidad y validez de la tecnología para justificar las inversiones millonarias que significa la adquisición de tecnología médica para hospitales y centros de diagnóstico.

Afortunadamente, la experiencia ha demostrado los beneficios de cada modalidad. El número de cirugías que se ahorran año con año, nada más en el diagnóstico y tratamiento del cáncer al sustituirse por estudios de medicina nuclear, tomografía computarizada, ultrasonido y resonancia magnética así como las muertes que se evitan al realizar un diagnóstico oportuno de enfermedades cardiacas y de otras que pueden llevar a la muerte.

Debido a que la instrumentación médica comprende aparatos para medir variables fisiológicas de distintos tipos, eléctricas, mecánicas, térmicas, de fluidos y acústicas es necesario partir de bases médicas para poder estudiar todos los tipos de instrumentación biomédica.

El electrocardiograma es una gráfica, donde se observan los eventos bioeléctricos del corazón, para el cardiólogo la forma y duración de cada componente tiene un significado, en individuos sanos, el electrocardiograma se mantiene razonablemente constante y la información obtenida permite evaluar el estado funcional del corazón.

En el primer ECG que se registró con éxito, Einthoven diseñó un instrumento con un galvanómetro de hilo conectado a los brazos de un sujeto para medir las variaciones de energía que resultaban en la sístole cardiaca. Cada conjunto de localizaciones de electrodos a partir del cual se mide el ECG se denomina *derivación*. Existen tres derivaciones básicas llamadas DI, DII y DIII, el ECG resultante representa la derivación entre ellas la cual es conocida como *triángulo de Einthoven*. Existen también las derivaciones aumentadas y las derivaciones unipolares precordiales.

El análisis del ECG nos es fácil y se requiere mucha experiencia para establecer un diagnóstico, además un ECG normal no indica precisamente que no haya un padecimiento, por otro lado, un ECG anormal tampoco necesariamente prueba un padecimiento cardiaco. Ante tal circunstancia, el diagnóstico clínico de enfermedades cardiacas siempre debe realizarse conjuntamente con otras pruebas. Sin embargo, para el ingeniero es de mucha ayuda conocer las formas de las cardiopatías más comunes con el fin de discernir entre el trazo de un padecimiento cardiaco y una distorsión generada por el sistema de registro.

En este capítulo se muestran algunos trazos de las cardiopatías más comunes. También se hace una descripción detallada del electrocardiógrafo, instrumento con el cual se realiza el ECG.

En el ECG se puede conocer la actividad eléctrica del corazón. en la medida de la presión sanguínea, se puede tener una idea sobre la actividad mecánica ya esta se considera un excelente indicador del sistema cardiovascular, debido a que es una de las variables fisiológicas que se puede medir con gran facilidad. en pruebas clínicas de rutina, la presión sanguínea se mide normalmente mediante un método indirecto utilizando un *esfigmomanómetro*. Pero también se puede medir la presión en forma directa, la cual resulta más precisa pero se requiere ciertos métodos invasivos, por ejemplo el empleo de catéter.

Otra medida que se puede realizar es la del flujo sanguíneo, el conocimiento de la presión sanguínea no es suficiente para determinar este flujo, debido a la presencia de obstrucciones o vasoconstricción. Para poder realizar la medición, se puede utilizar un caudalímetro. Existen básicamente tres tipos, los caudalímetros electromagnéticos, caudalímetros ultrasónicos y los caudalímetros de convección térmica. Todos ellos miden la velocidad instantánea de la sangre pero su principio de funcionamiento es diferente.

Es importante también conocer la cantidad de sangre bombeada por el corazón en un tiempo dado, esto se conoce como *gasto cardiaco*, su medida permite evaluar el rendimiento de la acción de bombeo del corazón. Los caudalímetros permiten medir la velocidad instantánea pero para el gasto cardiaco se requiere conocer el caudal medio. Actualmente, existen instrumentos que se conocen como computadoras de gasto cardiaco y se utilizan para este fin, aunque en este capítulo se describe un método para la medición del caudal.

La medida de los cambios de volumen en cualquier parte del cuerpo que resultan de las pulsaciones de la sangre que se producen en cada latido, esta relacionada con la medida del flujo sanguíneo. Dichas medidas son de utilidad en el diagnóstico de obstrucciones vasculares, así como para la medida de la velocidad de la onda de pulso. Los instrumentos que miden cambio de volumen o que proporcionan salidas que se pueden realizar con los mismos, se denominan *pletismógrafos*, y a la medida de estos cambios de volumen o fenómenos relacionados con ellos, se denomina *pletismografía*. Un *pletismógrafo* es un instrumento que mejor responde a los cambios de volumen y existen diversos tipos, el *pletismógrafo de cámara*, el *pletismógrafo de impedancias* y el *pletismógrafo fotoeléctrico*.

Electrocardiografía

Un electrocardiograma es una gráfica donde podemos visualizar los eventos eléctricos del corazón y se necesitó mucho tiempo de desarrollo y de adaptación de un gran número de instrumentos. La actividad eléctrica del corazón fue descubierta por Kolliker y Mueller en 1856. Para 1887, August Waller registró por primera vez las diferencias de potencial generadas por el corazón humano. En 1903, Willem Einthoven a quien se le conoce como el padre de la electrocardiografía, creó un instrumento para medir con un galvanómetro voltajes provenientes del cuerpo humano.

Einthoven utilizó un galvanómetro de resorte en el que una fina fibra de cuarzo recubierta de plata sometida al campo magnético de un electroimán, realizaba diferentes desplazamientos cuando pasaban por ella diferentes corrientes no amplificadas originadas en el cuerpo humano. El resorte o fibra de cuarzo era iluminado por un brillante arco voltaico y su sombra se hacía recaer sobre una placa fotográfica móvil. Mediante una rueda dentada rotatoria, el haz de luz se interrumpía a intervalos regulares que proporcionaban las indicaciones cronográficas del registro.

Para el médico, la forma y la duración de cada componente del ECG presenta un significado. La señal depende en gran manera de la configuración de conexiones empleada. En general, para alcanzar un diagnóstico, el cardiólogo observa con detalle los distintos intervalos de tiempo, las polaridades y las amplitudes.

Algunos valores normales de las amplitudes y duraciones de los parámetros importantes del ECG son los siguientes:

Amplitudes:	Onda P	0.25 mV
	Onda R	1.60 mV
	Onda Q	25% de la onda R
	Onda T	0.2 a 0.5 mV
Duraciones:	Intervalo P-R	0.12 a .20 segundos
	Intervalo Q-T	0.35 a 0.44 segundos
	Segmento S-T	0.05 a 0.15 segundos
	Onda P	0.11 segundos
	Intervalo QRS	0.09 segundos

Para emitir un diagnóstico, normalmente el cardiólogo observa primero el ritmo cardiaco. El valor normal oscila entre 60 y 100 latidos por minuto. Un ritmo más lento que éste se denomina *bradicardia* y un ritmo más rápido, *taquicardia*. A continuación observaría si los ciclos están separados uniformemente. Si no sucede así, es síntoma de *arritmia*. Si el intervalo P-R es mayor de 0.2 segundos, cabe sospechar de un bloqueo del nódulo AV. Si falta uno de los componentes básicos del ECG o más es síntoma de un tipo de bloqueo cardiaco.

En individuos sanos el electrocardiograma se mantiene razonablemente constante, aunque el ritmo cardiaco cambia ante las demandas del organismo. Hay que tomar en cuenta, que la posición del corazón dentro de la región torácica del cuerpo así como la posición de éste (erguido o recostado), influyen en el “eje eléctrico” del corazón. El eje eléctrico (que es paralelo al eje anatómico) se define como la línea a lo largo de la cual se desarrolla la mayor fuerza electromotriz en un instante dado del ciclo cardiaco. El eje eléctrico se desplaza continuamente describiendo el mismo movimiento en cada ciclo cardiaco.

Derivaciones

El objetivo básico del ECG es registrar las señales eléctricas del corazón en la superficie del cuerpo mediante un proceso completamente no invasivo. La información obtenida permite a los cardiólogos determinar el estado funcional del corazón.

En el primer registro exitoso del ECG, Einthoven ideó un instrumento usando un galvanómetro de hilo conectado a los brazos de un sujeto para medir las variaciones en energía que resultaban en la sístole cardiaca, como se muestra en la figura 6.1.

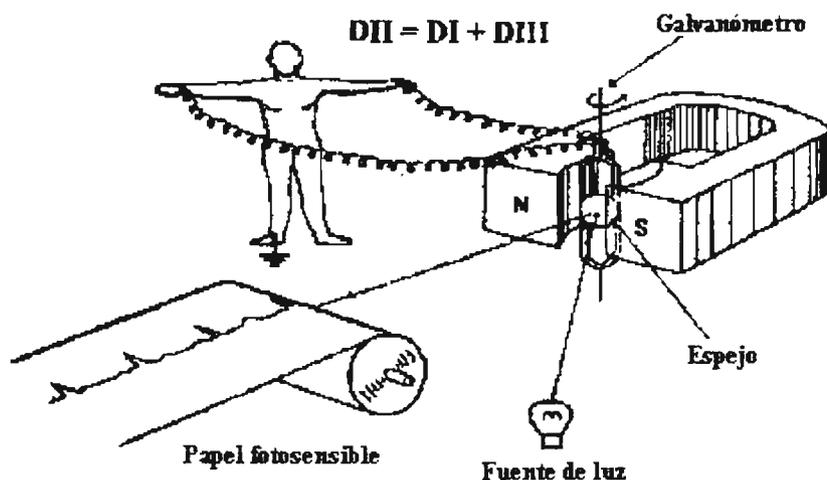


Figura 6.1. Sistema de registro electrocardiográfico implementado por Einthoven

Cada conjunto de localizaciones de electrodos a partir del cual se mide el ECG se denomina *derivación*. Einthoven usó tres derivaciones básicas llamadas DI, DII y DIII. El ECG resultante representó la derivación entre dichas derivaciones la cual es conocida como *triángulo de Einthoven*.

- 1ª derivación Brazo izquierdo (LA) (positivo) y brazo derecho (RA) (negativo)
- 2ª. derivación Pierna izquierda (LL) (positivo) y brazo derecho (RA) (negativo)
- 3ª. derivación Pierna izquierda (LL) (positivo) y brazo izquierdo (LA) (negativo)

En cada una de estas disposiciones de las derivaciones, el QRS de un corazón normal es tal que la onda R es positiva.

Trabajando con electrocardiogramas obtenidos a partir de estas tres derivaciones de las extremidades, Einthoven postuló que en un instante dado cualquiera del ciclo cardiaco, la representación en el plano frontal del eje eléctrico del corazón es un vector de dos dimensiones. Más aún, el ECG medido mediante una de las tres derivaciones de las extremidades es una de las componentes unidimensionales variables con el tiempo de este vector. Einthoven supuso además que el corazón (el origen del vector) se encuentra cerca del centro de un triángulo equilátero, cuyos vértices son el hombro derecho, el izquierdo y la bifurcación de las piernas. Suponiendo que los potenciales del ECG en los hombros son básicamente los mismos que en las muñecas y que los potenciales en la bifurcación de las piernas difieren poco de los de cada tobillo, consideró que los puntos de este triángulo representaban las posiciones de los electrodos para las tres derivaciones de las extremidades. Este triángulo, conocido como triángulo de Einthoven, se muestra en la figura 6.2.

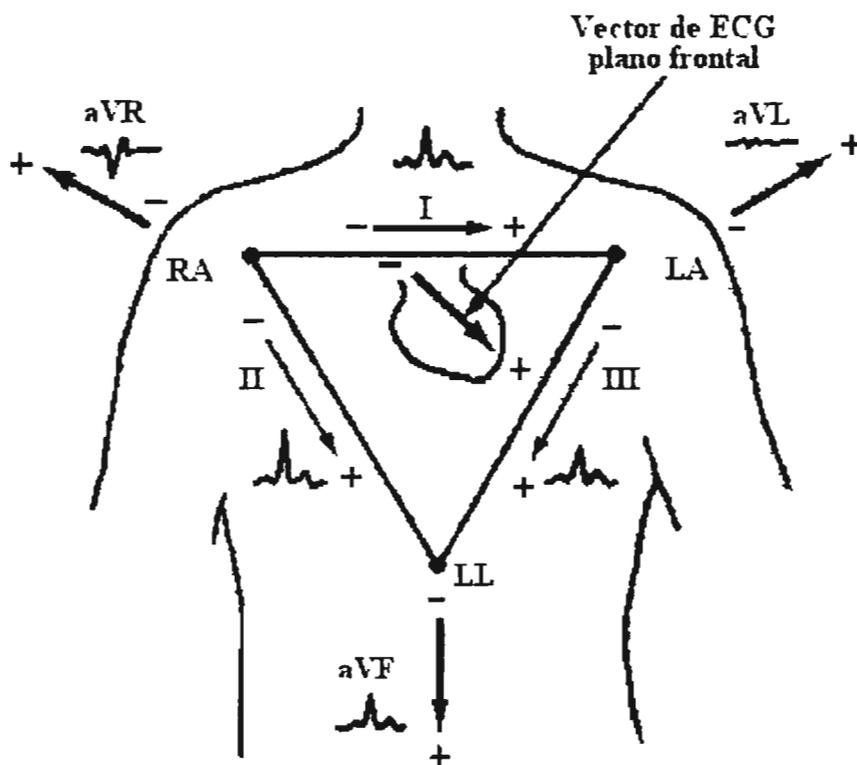


Figura 6.2. Derivaciones del triángulo de Einthoven.

Los lados del triángulo representan las líneas a lo largo de las cuales se miden las tres proyecciones del vector ECG basándose en ello, Einthoven demostró que las tensiones instantáneas medidas mediante una cualquiera de las tres derivaciones de las extremidades es aproximadamente igual a la suma algebraica de las otras dos, o sea que el vector suma de las proyecciones sobre las tres líneas es igual a cero. Realmente, para que estas afirmaciones conserven su validez, se debe invertir la polaridad de la medida en la segunda derivación.

De las tres derivaciones de las extremidades, la segunda produce el mayor potencial de la onda R. Así, cuando se miden las amplitudes de las tres derivaciones de las extremidades, la amplitud de la onda R de la segunda derivación es igual a la suma de las amplitudes de la onda R de las derivaciones 1a y 3a.

Derivaciones unipolares de Wilson

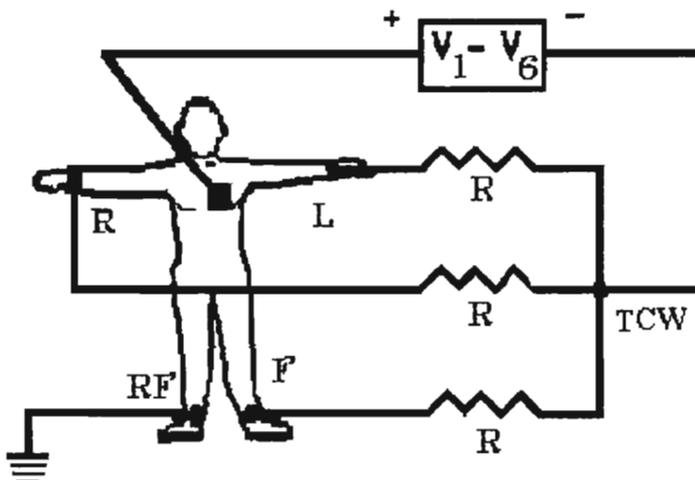


Figura 6.3. Derivaciones unipolares de Wilson.

Fueron Wilson y Golderberg quienes trataron de corregir lo ambiguo de las derivaciones bipolares e idearon lo que se conoce como el método de derivaciones unipolares o terminal central de Wilson (TCW), el cual nos entrega los potenciales eléctricos entre el centro cardiaco y cada vértice del triángulo, figura 6.3.

Para realizar la detección extra-corpórea del centro cardiaco, las conexiones se hacen entre cada vértice y se aplica una resistencia de más de $5\text{ K}\Omega$ para crear un punto eléctrico central el cual no siempre corresponde al del corazón, pero para el propósito del ECG se toma como el punto central del corazón. Usando esto es posible medir los potenciales bioeléctricos entre dicho centro y cada vértice. La figura anterior muestra la forma de desarrollar la central de Wilson (TCW), la cual es usada para las derivaciones tomadas en la caja torácica. La aplicación de estas derivaciones hace posible medir los potenciales eléctricos de todos los puntos usando el centro del tórax como el estándar.

Derivaciones unipolares aumentadas de Goldberger

Tienen el mismo propósito que las de Wilson, aunque en este caso en lugar de colocar una resistencia R de $5\text{ K}\Omega$, se coloca una resistencia de $1/2R$ ($2.5\text{ K}\Omega$) entre la TCW y el ángulo a medir (como se señala en la figura 6.4).

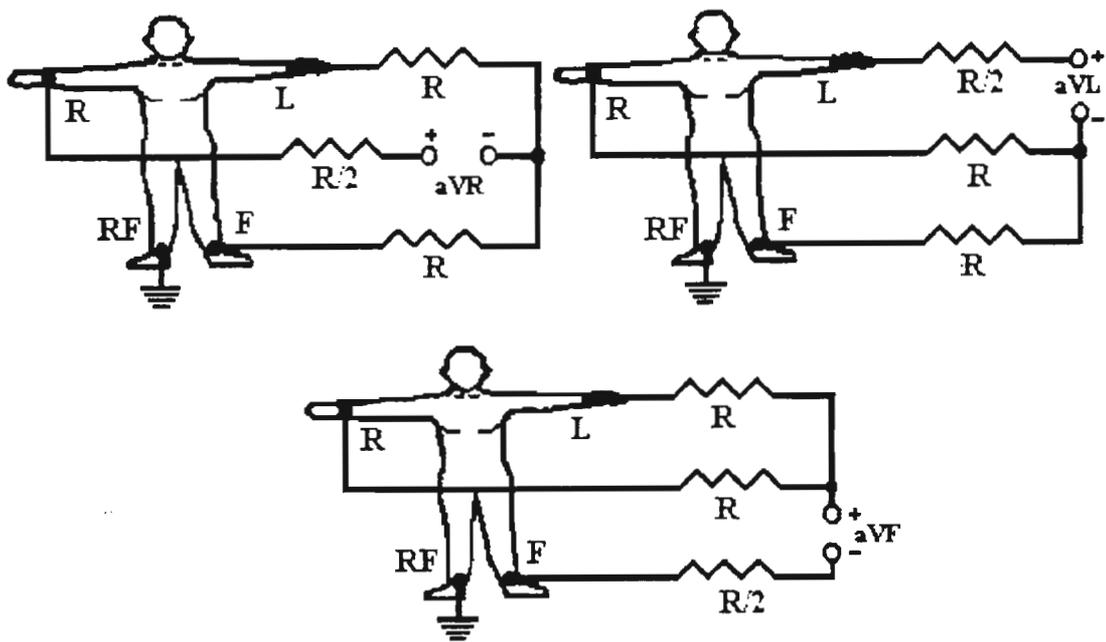


Figura 6.4. Derivaciones aumentadas de Goldberger.

- aVR Brazo derecho y TCW aumentada (vector derecho a)
- aVL Brazo izquierdo y TCW aumentada (vector izquierdo a)
- aVF Pierna izquierda y TCW aumentada (vector del pie a)

Cuando se miden los potenciales eléctricos de los brazos derecho, izquierdo y pierna por el método de Wilson, se obtienen valores pequeños porque la R en cada vértice está en paralelo con la del electrocardiógrafo. Goldberger mejoró esta medición en 1.5 veces. Las formas resultantes representan la cavidad del ventrículo, su lado superior el ápex y la parte de atrás del corazón.

Derivaciones unipolares precordiales

Las derivaciones precordiales se toman con un solo electrodo que, se coloca en la parte anterior del tórax en diferentes posiciones y se conecta a la terminal positiva del electrocardiógrafo. El electrodo de referencia se conecta a través de una resistencia R_s a los electrodos situados en el brazo derecho, izquierdo y pierna izquierda simultáneamente.

En general hay seis derivaciones precordiales (V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , y V_6), cuya colocación se aprecia en la figura 6.5.

V_1 y V_2 representan los potenciales eléctricos del ventrículo derecho.

V_3 y V_4 representan los potenciales eléctricos del séptum.

V_5 y V_6 representan los potenciales eléctricos del ventrículo izquierdo.

La colocación de los electrodos se realiza siguiendo el siguiente criterio:

- V₁ se coloca en el cuarto espacio intercostal al lado derecho del esternón
- V₂ se coloca en el cuarto espacio intercostal del lado izquierdo del esternón.
- V₃ entre V₂ y V₄.
- V₄ se coloca en el quinto espacio intercostal, sobre la línea media clavicular izquierda.
- V₅ en la línea axilar anterior izquierda, en el quinto espacio intercostal.
- V₆ en la intersección de la línea horizontal que pasa por V₄ y la línea media axilar.

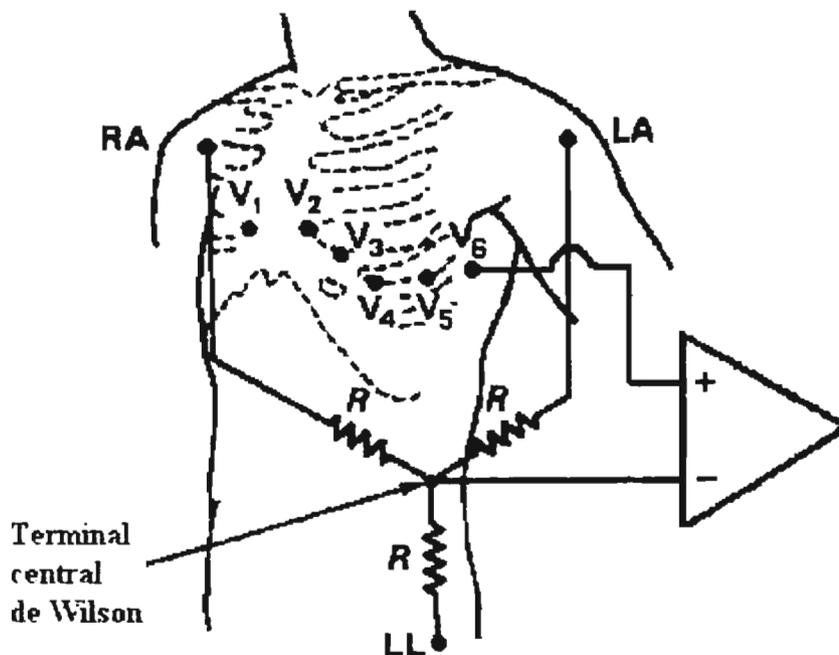


Figura 6.5 Colocación de los electrodos para registrar las derivaciones unipolares precordiales. Cada una de ellas con respecto a la terminal central de Wilson.

Importancia clínica del registro electrocardiográfico

Las dificultades inherentes al diagnóstico electrocardiográfico, se originan por el hecho de que las anomalías en la forma de la onda del electrocardiograma pueden no estar relacionadas con padecimientos del corazón. Un electrocardiograma normal no confirma que un corazón esté libre de algún padecimiento. Por otro lado un electrocardiograma anormal tampoco es necesariamente prueba de un padecimiento cardíaco. Por esta razón, el diagnóstico clínico de enfermedades cardíacas siempre debe realizarse conjuntamente con otras pruebas clínicas.

El análisis de electrocardiogramas para diagnóstico no es una tarea fácil, pues requiere de estudio y experiencia. El objetivo de mencionar en esta sección algunas de las cardiopatías más comunes no es para que el ingeniero se convierta en un experto en el diagnóstico de enfermedades cardíacas, sino que tiene por objeto establecer una correlación con lo realizado hasta este momento sobre el comportamiento de la bomba cardíaca. Esto

ayudará a discernir entre un padecimiento cardiaco y una distorsión generada por el sistema de registro, que sin el previo conocimiento pudiera llegar a confundirse.

Isquemia cardiaca. El riego sanguíneo insuficiente del músculo cardiaco reduce su metabolismo por tres motivos diferentes: falta de oxígeno, exceso de CO₂ y falta de transporte de materiales nutritivos. En consecuencia, no puede producirse polarización de las membranas en zonas donde la Isquemia miocárdica es intensa.

Cuando una región muscular no se despolariza, se produce un potencial estable en esta zona conocido como potencial de daño (y también como corriente de lesión), que se suma al registro electrocardiográfico en forma de un nivel de voltaje constante.

En el caso de una isquemia anterior existe una depresión en el segmento S-T, y/o inversión de la onda T en las derivaciones precordiales V₄ – V₆. Igualmente puede ser evidente en las derivaciones I y aVL (fig. 6.6).

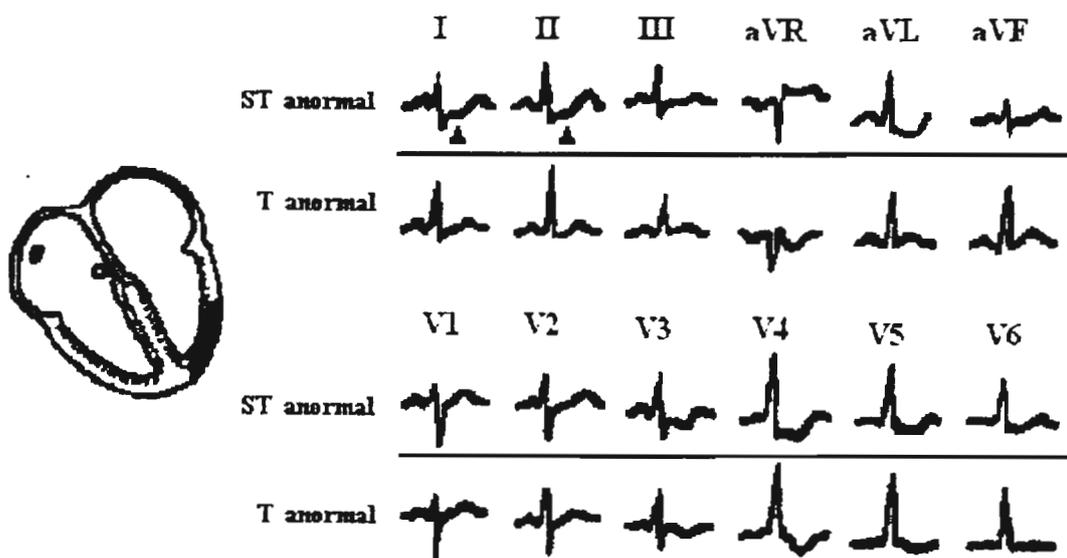


Figura 6.6. Electrocardiograma con isquemia miocárdica.

En la isquemia inferior la depresión del segmento S-T y/o la inversión de la onda T se observa en las derivaciones II, III y aVF. Las depresiones del segmento S-T de 0.2 mV o más en las derivaciones V₁–V₄ y de 0.1 en las otras derivaciones se consideran significativas.

Hipertrofia ventricular izquierda. Cuando un ventrículo sufre una hipertrofia considerable, el eje eléctrico del corazón se desvía hacia el ventrículo hipertrofiado por dos motivos: hay una cantidad mucho mayor de músculo cardiaco en el ventrículo hipertrofiado que en las zonas restantes, lo cual permite la generación de un mayor número de corrientes eléctricas; y por otro lado, se necesita más tiempo para que la onda de despolarización viaje a través del ventrículo hipertrofiado, de tal forma que el ventrículo normal se despolariza más rápido que el hipertrofiado, causando que el eje del vector cardiaco se desvíe hacia el ventrículo con hipertrofia.

La hipertrofia puede ser resultado de hipertensión, valvulitis aórtica, insuficiencia mitral, obesidad y diversas deformidades cardíacas congénitas. Ocasionalmente se registran en jóvenes ondas R exageradas en las derivaciones $V_5 - V_6$, pero en ausencia de hipertrofia ventricular izquierda. La hipertrofia en el registro electrocardiográfico puede no ser acorde a una hipertrofia física.

Para el caso anterior son útiles los electrodos precordiales. La onda R llega a ser exageradamente grande en derivaciones **DI**, **aVL**, **aVF** y $V_5 - V_6$, y la onda S descende en las derivaciones $V_1 - V_2$. En muchos casos existe depresión en el segmento S-T e inversión de la onda T de las derivaciones $V_5 - V_6$ (ver figura 6.7).

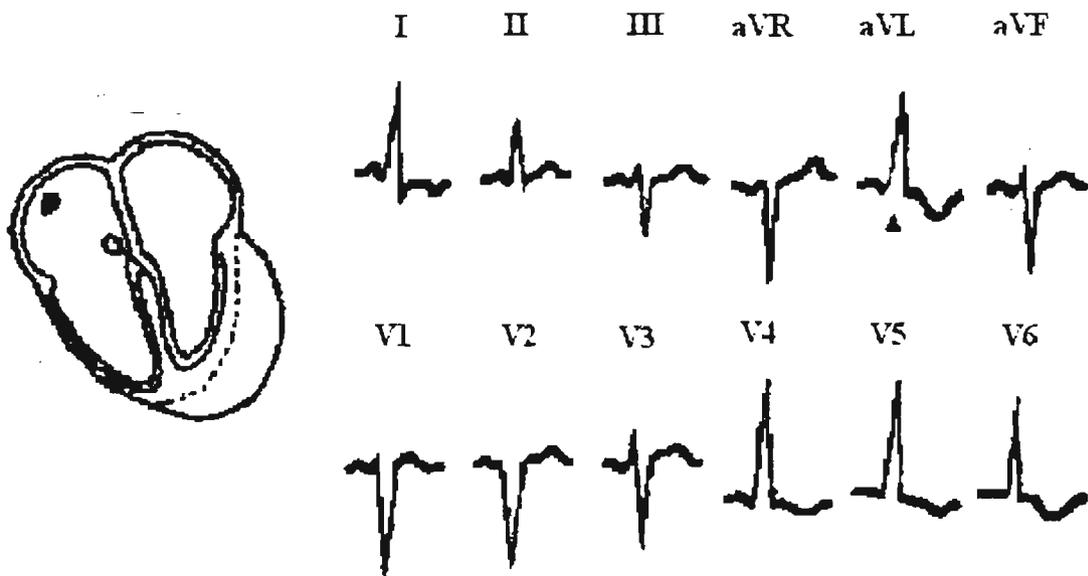


Figura 6.7. Registro ECG con hipertrofia ventricular izquierda.

Hipertrofia ventricular derecha. El electrocardiograma de la figura 6.8, presenta una desviación del eje hacia la derecha. Esta desviación puede ser originada por estenosis de la válvula pulmonar, tetralogía de la válvula de Fallot, defecto del tabique intraventricular, aumento de la resistencia vascular pulmonar, etc.

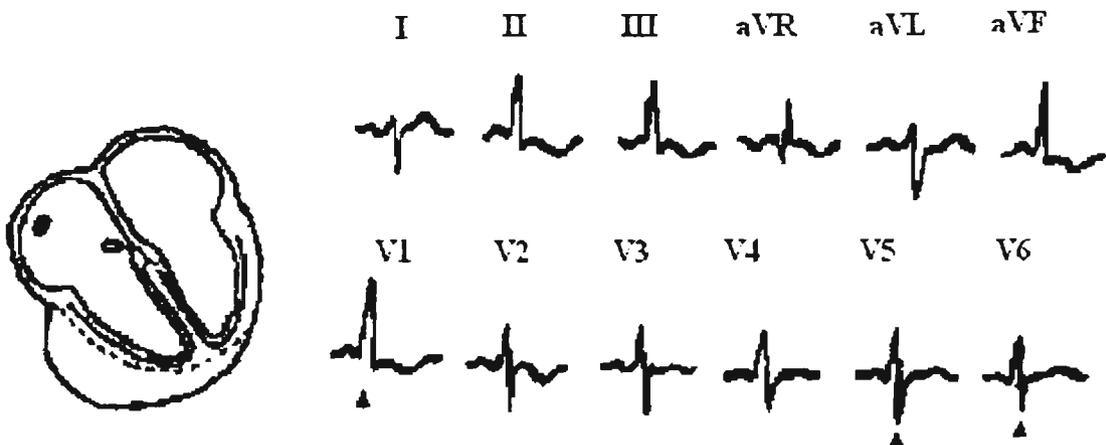


Figura 6.8. Registro ECG con hipertrofia ventricular derecha.

Al igual que la hipertrofia ventricular derecha, las derivaciones precordiales son de mayor utilidad. Se presenta una R exagerada en las derivaciones $V_1 - V_2$ y la onda S se pierde en $V_5 - V_6$ (figura 6.8).

Bloqueo completo de la ramificación derecha. La despolarización sobre el ventrículo izquierdo se extiende más rápidamente que en el ventrículo derecho, por lo que la despolarización en ambos ventriculos no es sincronizada. Esto da como resultado el desarrollo de un vector muy intenso con su extremo negativo dirigido hacia el ventrículo izquierdo y su extremo positivo hacia el derecho. Es decir, hay una gran desviación del vector cardiaco hacia la derecha.

Este padecimiento cardiaco se detecta con una forma de onda RSR en derivaciones aVR, $V_1 - V_2$, con una duración del complejo QRS mayor que 0.12 segundos. También se detecta por una larga duración de la onda R y ausencia de la onda Q en las derivaciones DI y $V_5 - V_6$ (figura 6.9).

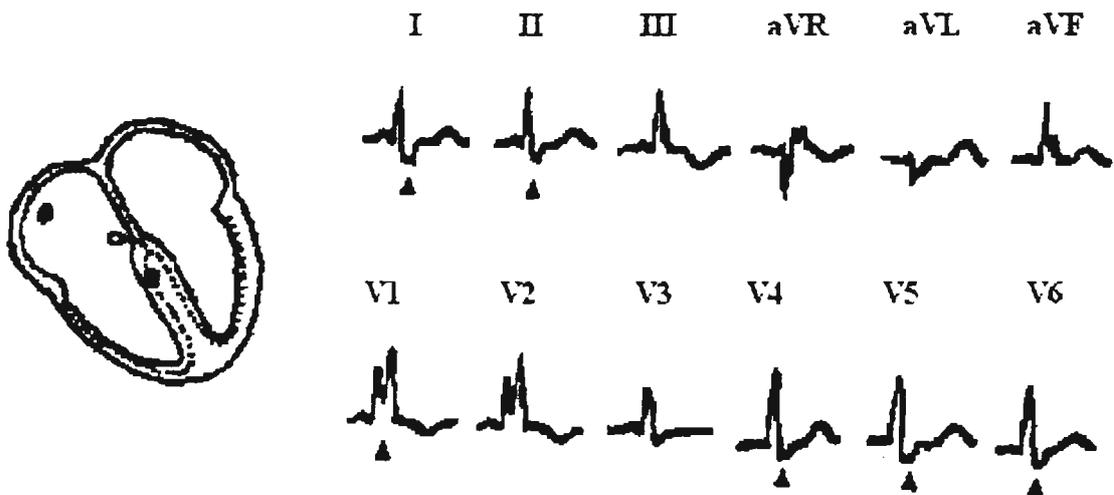


Figura 6.9. Registro ECG con bloqueo completo de la ramificación derecha.

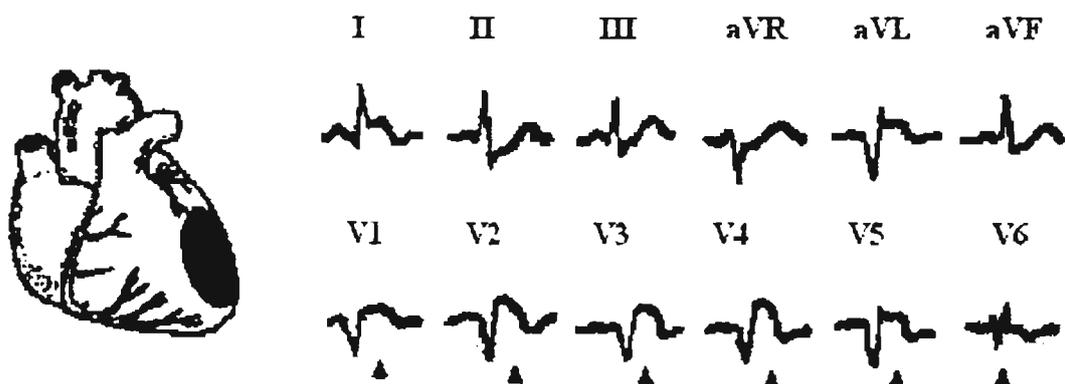


Figura 6.10. Registro ECG con infarto anterior.

Infarto anterior. El aspecto diagnóstico más importante de este electrocardiograma es la corriente de lesión en la derivación torácica. Si se traza una línea de potencial cero a través

del punto de este electrocardiograma. se encontrará una corriente de lesión negativa durante la diástole. lo cual significa que el electrodo torácico que se encuentra sobre el centro del corazón es muy negativo. La elevación del segmento ST en las derivaciones DI, V₁ – V₆ proporciona indicios de infarto. así como una onda Q anormal. En DIII existe una depresión del segmento ST (figura 6.10).

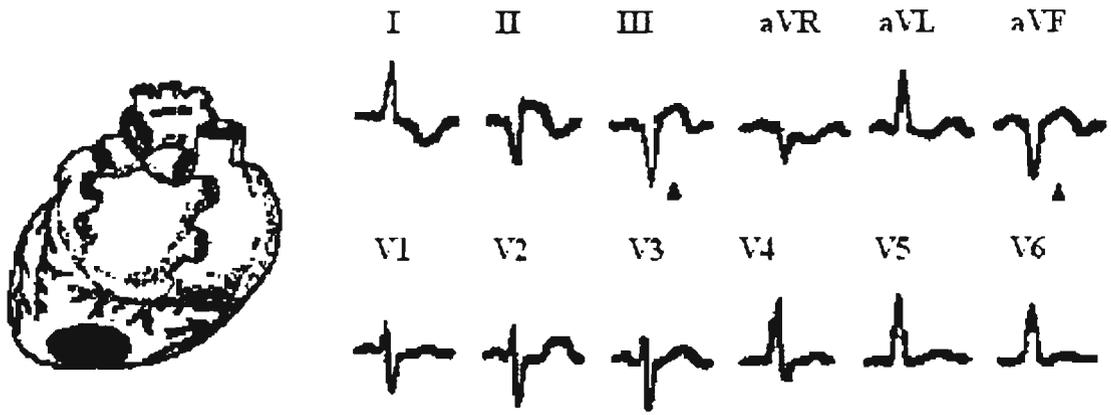


Figura 6.11. Registro ECG con infarto postero-inferior.

Infarto postero-inferior. Al igual que en el infarto anterior, el carácter diagnóstico principal son las derivaciones precordiales. Si se traza una línea de referencia en el potencial cero a través del punto J, se observa que durante el intervalo T-P el vector de la corriente de lesión es positivo. Esto significa que el extremo positivo del vector se halla en la pared torácica y el negativo se aleja de ella. El infarto posterior se caracteriza por una evidente depresión en el segmento ST en las derivaciones V₁–V₃ en estados tempranos. y una pronunciada onda R y T en sus estados más avanzados. El infarto inferior se caracteriza por las ondas Q anormales en DII, DIII y aVF (figura 6.11).

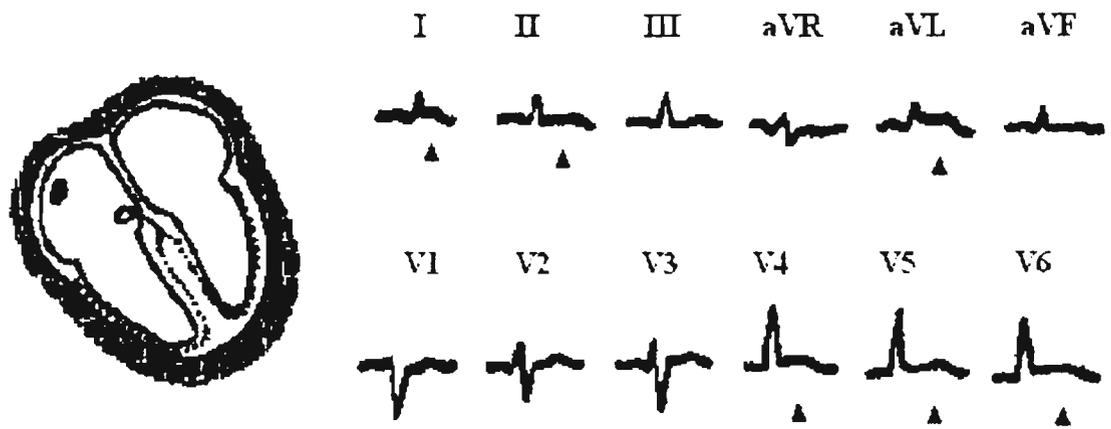


Figura 6.12. Registro ECG con enfermedad en el pericardio (pericarditis).

Pericarditis. Usualmente no hay evidencia de anomalías en el registro electrocardiográfico. a excepción de una pequeña elevación en el nivel del segmento ST. alisamiento de la onda T y decremento de la magnitud del complejo QRS, que se encuentra dentro de los rangos normales. Estos efectos se hallan principalmente en las derivaciones

DI, DII, aVL, aVF y V₂-V₆. El incremento en la retención de agua provoca una disminución en el potencial registrado (figura 6.12).

Arritmias cardiacas.

Algunas de las formas más peligrosas de la insuficiencia cardiaca no aparecen como consecuencia de enfermedades del miocardio, sino por trastornos del ritmo normal del corazón. Por ejemplo, a veces el latido de las aurículas no está bien acompañado con el de los ventrículos, de modo que las aurículas dejan de funcionar como cebadores de los ventrículos.

Las causas de las arritmias cardiacas pueden ser una sola o varias de las siguientes alteraciones en el sistema excito-conductor del corazón.

1. Ritmo anormal del marcapaso.
2. Traslado de sitio del marcapaso normal desde el nódulo sinusal a otras partes del corazón.
3. Bloqueo en distintos puntos de la conducción de los impulsos a través del corazón.
4. Conducción de los impulsos por vías anormales a través del corazón.
5. Generación espontánea de impulsos anormales casi en cualquier parte del corazón.

El electrocardiógrafo.

Un electrocardiógrafo puede definirse como un sistema de medición del potencial entre dos puntos sobre el cuerpo humano, que indica la diferencia de las formas de onda de cada electrodo considerando el desfase temporal. El potencial registrado tiene una amplitud aproximada de 1 mV y se obtiene aplicando electrodos de registro de biopotenciales. Para las derivaciones frontales se emplean electrodos de placa, mientras que para las derivaciones precordiales se utilizan electrodos de succión. El espectro en frecuencias de la señal electrocardiográfica normalmente no tiene componentes arriba de los 60 Hz en pacientes normales, por lo que se considera adecuado un ancho de banda de trabajo entre 0.05 y 150 Hz para electrocardiógrafos.

Un electrocardiógrafo moderno, es automático y utiliza un microcontrolador para realizar funciones programadas. Por su funcionamiento los electrocardiógrafos se pueden clasificar en:

- Manual: Requiere de un operador para cambiar de derivación.
- Automático: En forma automática se calibra y cambia de derivación.
- Microcomputarizados: Además de ser automático, puede almacenar información del paciente, establecer un posible diagnóstico y programar diferentes mediciones y rutinas para pruebas de esfuerzo.

Por el sistema de despliegue en:

- Fotográficos o fotosensibles.
- Inyección de tinta.
- Termográficos o de cabeza térmica: Son los más utilizados, consiste en registros directos que se pueden dividir en dos tipos: la que termina en forma afilada y la recta, más aceptada por su calidad de registro.

Por el número de canales

- Canal único: El cual es el de mayor uso.
- Multicanal: Toma varias derivaciones al mismo tiempo

En la figura 6.13(a) se muestran los elementos constituyentes de un electrocardiógrafo moderno, así como los controles típicos en un instrumento de este tipo. El paciente se conecta al equipo por medio de un cable que se puede desconectar y que termina en cinco hilos de conexión (cable de paciente). Estos suelen estar codificados en colores y unidos a electrodos de placa o flotantes para las cuatro extremidades y un electrodo de succión tipo copa que sirve como electrodo explorador para registrar las derivaciones precordiales. En el electrocardiógrafo, el cable de la pierna derecha se conecta al chasis del amplificador mientras que los otros cuatro van a parar al *conmutador de selección de derivación*. Este no solo permite la selección de la derivación deseada sino que además incluye las combinaciones de resistencias necesarias para registrar las derivaciones unipolares de las extremidades aumentadas y las derivaciones precordiales.

Colocando el conmutador de selección de derivación en la posición adecuada, se seleccionan e interconectan los cables adecuados conectados a los electrodos del paciente que permitan el registro de cualquiera de las derivaciones estándar. Cuando se miden las seis derivaciones precordiales es necesario cambiar la posición del electrodo de exploración en cada registro. El conmutador de selección de derivación dispone además de un contacto que cortocircuita el amplificador entre las sucesivas posiciones de las derivaciones para evitar desplazamientos irregulares de la pluma durante la conmutación. Algunos tipos de electrocardiógrafos, además paran el motor de arrastre del papel cada vez que se conmuta el selector y lo ponen en marcha de nuevo después de un cierto retraso que permita la extinción de los transitorios de la conmutación.

La primera posición del selector de derivación mostrado en la figura 6.13(a) viene marcada STD. En esta posición, pulsando un botón con indicando STD (1mV), se conecta un voltaje continuo de 1mV a la entrada del amplificador, permitiendo la calibración de la ganancia total del instrumento. Se acostumbra fijar la ganancia de tal modo que la señal de 1mV produzca un desplazamiento de la plumilla de un centímetro. Aunque los electrocardiógrafos modernos no presentan cambios en la ganancia apreciables, todavía se realiza esta calibración para cada paciente.

La derivación elegida se conecta al preamplificador, el cual dispone de una entrada diferencial y suele ser un amplificador de alterna. El preamplificador incluye un interruptor para aumentar o disminuir su ganancia en un factor de dos a fin de adaptarse a señales de ECG grandes o pequeñas que sean poco comunes. También cuenta con un ajuste continuo de la ganancia, accesible solo con un desarmador para calibrar la ganancia total.

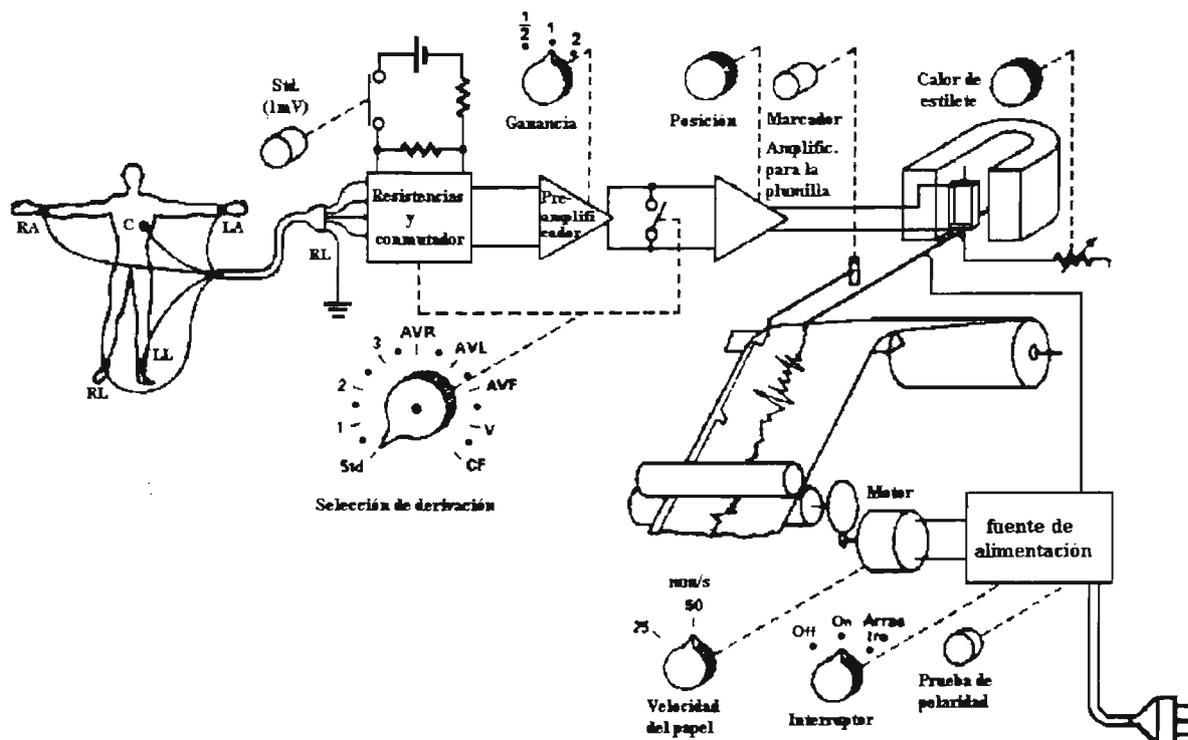


Figura 6 13a Elementos constituyentes de un electrocardiografo.

Después del preamplificador, pasa la señal al amplificador de salida el cual mueve la plumilla y que está acoplado en continua, y tiene además un control señalado como posición que permite introducir una tensión continua adicional para centrar la plumilla sobre el papel.

El *elemento motor* de la plumilla es de diseño similar a un galvanómetro, que en los equipos más modernos incorpora un transductor que da una tensión proporcional a la posición del estilete o a su velocidad. Esta tensión se utiliza como señal de realimentación en el amplificador de salida a la plumilla para mejorar la respuesta frecuencial del graficador.

Como se emplea una plumilla térmica para graficar, *un control de calor de estilete* permite variar la anchura y la intensidad del trazo. A menudo se emplea un estilete marcador para hacer señales en el electrocardiograma, identificando las derivaciones.

El papel es arrastrado por un motor síncrono. Un conmutador permite seleccionar una velocidad normal de 25 mm/s o una velocidad alternativa de 50 mm/s cuando se presenta un caso de ritmo cardiaco muy alto. El interruptor de encendido de los electrocardiógrafos modernos tiene un modo de espera en el que sólo se conecta el amplificador pero no así el motor de arrastre del papel ni la plumilla termoinpresora, y una posición de arrastre o registro. En los electrocardiógrafos más antiguos, la fuente de alimentación dispone de la posibilidad de efectuar una *prueba de polaridad de la línea*, que puede consistir en una lámpara de neón o una placa de contacto, a veces en conjunción con un conmutador para invertir la polaridad. En dichos instrumentos, el chasis del amplificador y la caja del aparato se conectan al conductor neutro del cable de alimentación,

normalmente mediante una resistencia de por lo menos 100 K Ω . La finalidad de esta disposición es reducir las interferencias de la línea. En el caso de que se invierta la polaridad del cable de alimentación, por inversión de un enchufe sin polaridad en el contacto, se producen graves interferencias de corriente alterna. La inversión del cable de alimentación puede introducir además corriente en la derivación RL. La prueba de polaridad de línea, que se debe realizar antes de conectar al paciente, se propone verificar la polaridad correcta de la línea de alimentación. Debido a los peligros que pueden presentarse cuando esta prueba no se realiza concienzudamente, los electrocardiógrafos modernos utilizan métodos menos peligrosos para reducir las interferencias de la línea.

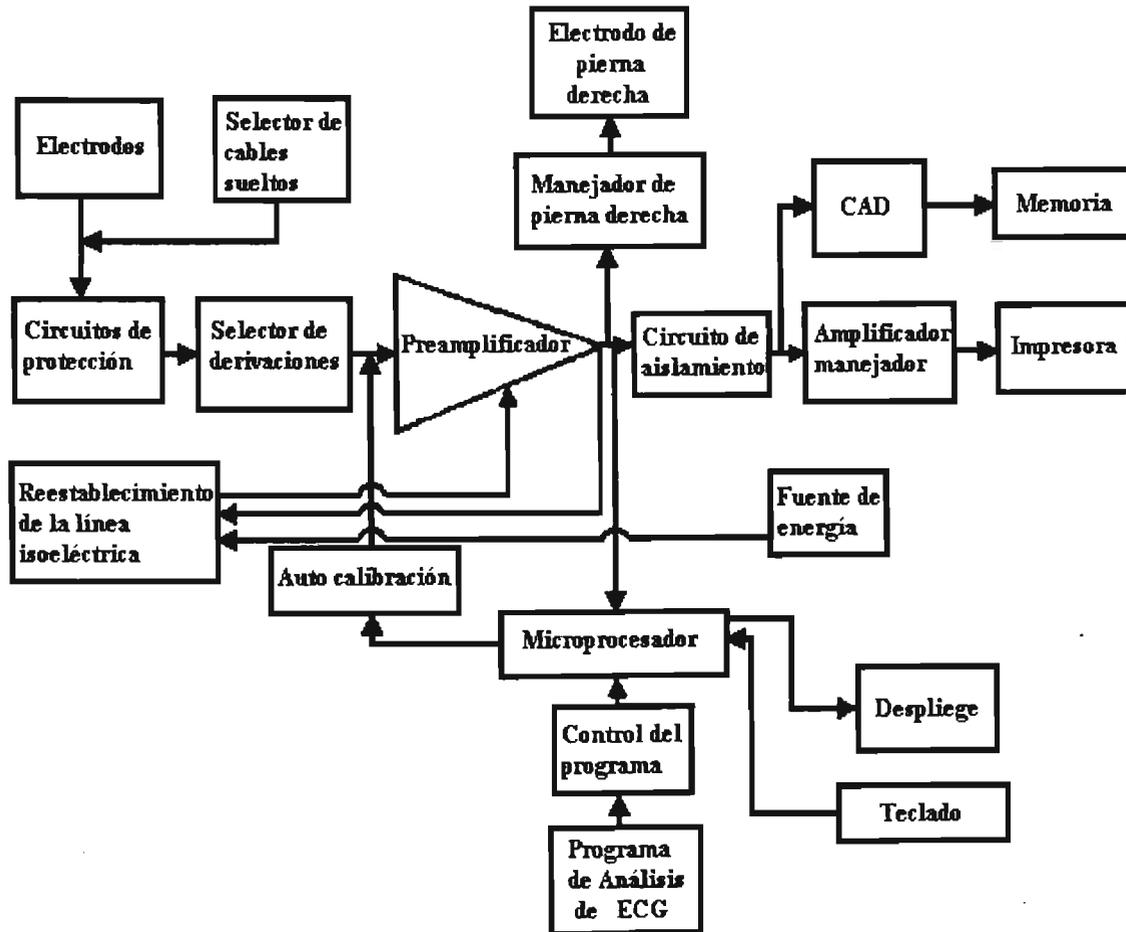


Figura 6.13b. Diagrama de bloques de un electrocardiógrafo automático con microcontrolador.

Si bien en la figura 6.13(a) se muestran los principales elementos constituyentes en un electrocardiógrafo, no se señalan los detalles del circuito que se encuentran en los aparatos modernos de este tipo. En la figura 6.13(b) se muestran estas características. Para aumentar la impedancia de entrada y reducir por tanto las variaciones de la impedancia de los electrodos, estos instrumentos, incluyen normalmente un *amplificador de separación* en la etapa de selección de derivaciones, para cada derivación del paciente. A menudo los transistores de estos amplificadores están protegidos por una red de resistencias y lámparas de neón de las sobretensiones que se pueden producir durante las intervenciones quirúrgicas

cuando el electrocardiógrafo se emplea simultáneamente con instrumentos de alta frecuencia para cortar o coagular.

La protección del electrocardiógrafo durante la desfibrilación es un problema más serio. Las sobretensiones que se pueden presentar en este caso pueden alcanzar varios miles de voltios. Por lo tanto, hay que incorporar protecciones especiales en el electrocardiógrafo para evitar la destrucción de sus componentes y permitir una rápida recuperación del trazo a fin de poder determinar el éxito de la descarga.

Algunos aparatos modernos no conectan la pierna derecha del paciente al chasis, sino que se utiliza la llamada *derivación flotante de la pierna derecha*. Esto implica la inclusión de una red de adición para obtener la suma de las tensiones de todos los demás electrodos y un amplificador cuya salida está conectada a la pierna derecha del paciente. El efecto de esta disposición es obligar a que la conexión de referencia de la pierna derecha del paciente adquiera una tensión igual a la suma de las tensiones de las otras conexiones. Esta disposición aumenta el factor de rechazo en modo común de todo el sistema y reduce las interferencias. Además tiene el efecto de reducir el flujo de corriente a través del electrodo de la pierna derecha. La creciente preocupación acerca de la seguridad de las conexiones eléctricas con el paciente ha llevado al abandono total del principio de la tierra de referencia en los diseños del ECG moderno y al empleo de amplificadores aislados o flotantes.

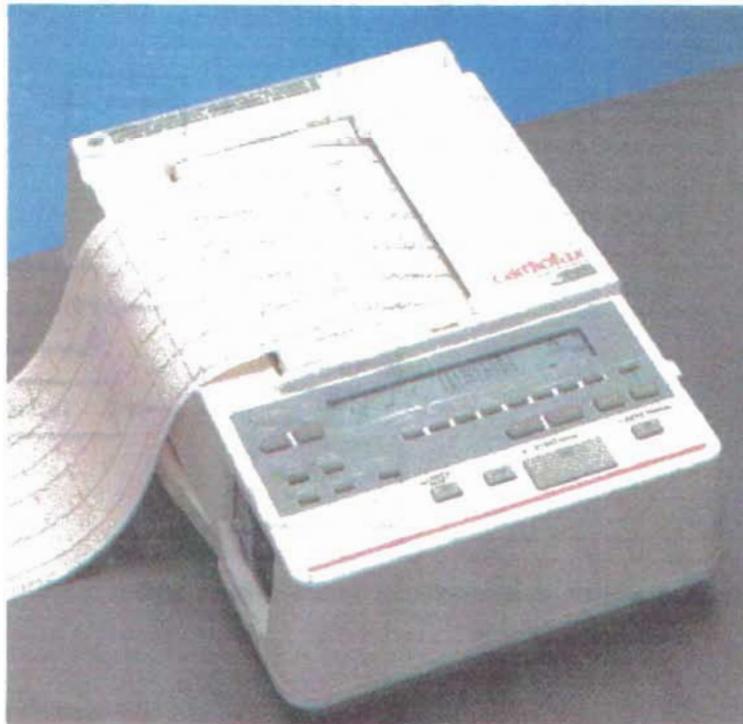


Figura 6.13c. Electrocardiógrafo comercial.

En la figura 6.13(c) se muestra un electrocardiógrafo moderno multicanal para uso clínico. En estos aparatos se registran tres derivaciones simultáneamente, conmutando automáticamente a la siguiente terna. Un electrocardiograma normalizado de 12

derivaciones se puede obtener en 10 segundos, incluyendo la calibración, y listo para anexar al expediente del paciente.

Componentes de un electrocardiógrafo:

Como se ha mencionado, el equipo electrocardiográfico moderno es automático y además emplea un microprocesador para realizar funciones programadas. En la figura 6.14, se muestra un diagrama a bloques de un electrocardiógrafo, en donde el sistema debe contar por lo menos con lo siguiente:

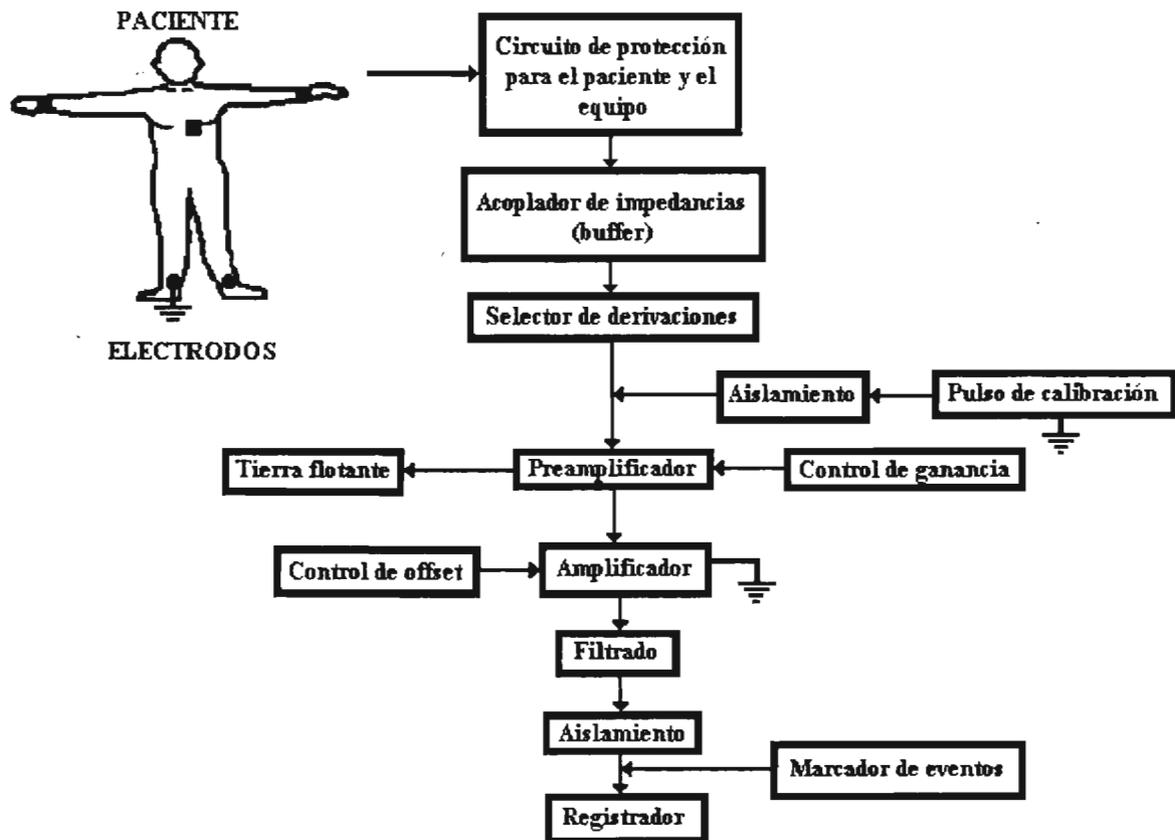


Figura 6.14. Diagrama a bloques de un electrocardiógrafo.

- Circuito de protección para el paciente.
- Amplificador de instrumentación con elevada impedancia de entrada (Z_{ent} del orden de $M\Omega$), lo que implica una impedancia (Z) de los electrodos del orden de $K\Omega$, cuando mucho y baja impedancia de salida ($Z_{sal} < 100 \Omega$); la carga implica una impedancia (Z) mayor.
- Selector de derivaciones, sensibilidad y velocidad del papel.
- Pulso de calibración de interruptor momentáneo.
- Una respuesta en frecuencia de 0.5 – 100 Hz (para uso en diagnóstico).

Descripción de los componentes

- a) *Circuito de protección para el paciente:* Tiene el propósito de protegerlo contra riesgos eléctricos, como corrientes dañinas que puedan ser generadas en el electrocardiógrafo. Proporciona cierto tipo de aislamiento entre los electrodos, el equipo y las líneas de potencia.
- b) *El acoplador de impedancias* asegura la adecuada transmisión de la señal entre el sistema de aislamiento y el resto del equipo, lo que evita distorsiones en el registro.
- c) *El selector de derivaciones* junto con el acoplador de impedancias y el amplificador, como su nombre lo indica, tiene la función de determinar qué derivaciones (unipolares o bipolares) serán registradas por el sistema, y permite ver en forma separada cualquiera de ellas.
- d) *Señal de calibración:* Es una señal con amplitud de 1 mV que se introduce momentáneamente en el electrocardiógrafo, mediante la presión de un botón por parte del operador. Esta señal de magnitud conocida permite determinar la amplitud real del ECG obtenido.
- e) *El aislamiento* es proporcionado por un sistema de protección por acoplamiento óptico, aislamiento de fuentes de alimentación o bien por acoplamiento con transformador, y su función es evitar cualquier riesgo de tipo eléctrico sobre el paciente o el operador del equipo.
- f) *Preamplificador:* Proporciona el primer nivel de amplificación para la señal electrocardiográfica. Este circuito debe tener una alta impedancia de entrada, baja impedancia de salida y una razón de rechazo en modo común (RRMC) alta. Se emplean amplificadores de instrumentación típicos con un control de ganancia. La consideración más importante en el diseño de un amplificador para ECG es que amplifique sin distorsión la señal, y que al mismo tiempo minimice las interferencias y artefactos indeseables.
- g) *Amplificador:* La función de este circuito es proporcionar un nivel de amplificación que permita ver una gráfica de tamaño adecuada en el despliegue. Como en muchas ocasiones se presentan niveles de CD en el registro y éstos pueden saturar al amplificador, este sistema debe ir acompañado de un control de offset-cero.
- h) *Filtros:* Una vez que se ha realizado la adquisición de la señal, es importante hacerla pasar por un sistema de filtros que eliminarán otras señales que no sean de nuestro interés. Para este propósito, es necesario saber que el rango de frecuencia característico de la señal de ECG se encuentra entre 0.1 y 200 Hz.
- i) *Registrador:* El registrador es un dispositivo que debe contar con características adecuadas de respuesta en frecuencia y velocidad de despliegue para no distorsionar la señal.

En la figura 6.13(b), se puede observar otro diagrama a bloques de un electrocardiógrafo donde las etapas 1-5 constituyen un amplificador de biopotenciales de uso general; las etapas posteriores son los módulos que corresponden a un electrocardiógrafo completo con microprocesador.

- a) *Circuito de protección.*
- b) *Señal de calibración.* Es importante una señal de calibración de 1 mV.
- c) *Preamplificador.*

- d) *Circuito de aislamiento.*
- e) *Amplificador manejador.*
- f) *Circuito manejador de pierna derecha.* Este circuito crea una tierra o referencia virtual para la pierna derecha del paciente, con el propósito de reducir los voltajes en modo común. La disminución en los voltajes comunes provocados por una corriente filtrada al paciente i_d se obtiene al reducir la impedancia del electrodo de tierra Z_T .
- g) *Selector de derivaciones.* El selector de derivaciones es un módulo que puede acoplarse fácilmente a un sistema de amplificación de biopotenciales. Este módulo consiste en un arreglo de resistencias que obtiene el contenido de las señales de cada electrodo, ponderando la contribución de cada uno por medio de resistencias y obteniendo de esta manera la derivación de interés.
- h) *Sistema de memoria.* Los sistemas modernos de electrocardiografía guardan la señal en una memoria para después imprimirse junto con la información introducida vía un teclado digital. Para esto es necesario un convertidor analógico – digital que convierta la señal del dominio analógico al dominio discreto.
- i) *Microcontrolador.* El microcontrolador maneja todos los procedimientos llevados a cabo por el electrocardiógrafo. El operador puede seleccionar diversos modos de operación con procedimientos previamente programados. Por ejemplo, el microcontrolador puede realizar un registro de 12 derivaciones con tres latidos en cada una o por segmentos de tiempo determinados. También puede efectuar un análisis entre el tiempo de las ondas R-R para determinar la frecuencia cardiaca, además de que puede reconocer arritmias y patrones característicos de cardiopatías.
- j) *Registrador.* Este módulo proporciona un registro impreso de la señal detectada, generalmente empleando plumillas y papel térmico, aunque también se puede utilizar la inyección de tinta.

Especificaciones de entrada

1. La Z_{ent} para cualquier par de electrodos debe ser al menos de $5\text{ M}\Omega$ para frecuencias arriba de 50 y 60 Hz.
2. Ni el registrador ni los amplificadores electrocardiográficos deben generar más de un microampere de corriente I de fuga en los circuitos del paciente o hacia éste.
3. Ambos (regulador y amplificador) deben ser capaces de tolerar arriba de 200 mV de diferencia de potencial de offset del paciente, y deberán amplificar correctamente las señales del paciente arriba de 10 mVpp.
4. El equipo no debe dañarse cuando se conecte cualquier electrodo, a través de un capacitor en serie de 100pF, al vivo de la línea de alimentación de CA durante 5 seg.
5. El error introducido por la resistencia de los circuitos, como los utilizados en las derivaciones aumentadas y precordiales, no debe ser mayor a un 2% más de la especificada para los amplificadores.
6. El voltaje estándar para la calibración interna del equipo debe estar entre $\pm 2\%$ de 1.0 mV.
7. La Z entre cualquier electrodo y tierra de cualquier derivación en el intervalo de frecuencias para electrocardiografía, no debe ser menor a $500\text{ K}\Omega$.

8. *Sobrecarga*: El equipo no debe dañarse cuando se someta a un voltaje de 1V en una frecuencia de 47 a 63 Hz, aplicados durante dos segundos a las terminales de entrada con los controles colocados en cualquier sensibilidad o derivación.

Especificaciones internas

1. *Terminal central*. La magnitud de las deflexiones en cualquier derivación (incluyendo las aumentadas, referidas a la terminal central), no debe desviarse de sus valores correctos más de 20%.
2. *Ganancia*. Se debe ajustar desde el panel del instrumento, en tres rangos bien identificados y paso a paso con los siguientes valores:

10 mm/mV	1 cm/mV
5 mm/mV	0.5 cm/mV
20 mm/mV	2 cm/mV

Debe existir un ajuste para calibrar dichos rangos.
3. *Estabilidad de la ganancia y la línea de base*. Para verificar estos dos parámetros, conectar una resistencia de carga R_L de 20 K Ω hacia las terminales de RA, LA, LL y las precordiales.
4. *Razón de rechazo en modo común*. Debe ser al menos de 1000:1 (-60 dB) para el rango de frecuencias 45-65 Hz, y de al menos 100:1 (-40dB) para las demás frecuencias. Todas las líneas de entrada de los electrodos se conectan juntas a una terminal de un capacitor de 22 pF. Se conecta a la línea (120 V, 60 Hz y la otra tierra). Con la ganancia en 1 cm/mV, no debe haber una deflexión mayor de 2 cm por pico.
5. *Nivel de ruido*. Simulando un paciente por medio de una resistencia de 25 K Ω , completamente blindada y colocada entre cada terminal del paciente y tierra, el ruido de salida con el registrador calibrado a 1 cm/mV no debe exceder de 0.1 V, en ninguna posición del interruptor de derivaciones (10 μ V referidos a tierra).
6. *Interferencia de radiofrecuencia*. Los fabricantes deben reducir y minimizar la interferencia de radio o cualquier otra frecuencia alta, a través del diseño de circuitos, blindado y filtrado en la línea de alimentación.
7. *Calibración*. El voltaje de calibración debe ser de 1 mV \pm 2%, con una constante de tiempo no menor de 100 segundos y una Z_{sal} de 1K Ω , o menos, que puede ser aplicada continuamente a las entradas por un interruptor en el panel del equipo.
8. *Velocidad y exactitud en la calibración*. Debe tener un mínimo de dos velocidades: 2.5 cm/seg. y 5 cm/seg. La exactitud deberá ser de 2% a 60Hz.
9. El marcador de eventos señalará en intervalos de 1 segundo \pm 2%.
10. Debe especificar sobre qué rango de temperaturas trabaja, 10 °C a 50 °C, y de 0 a 3000 metros sobre el nivel del mar y con una humedad relativa del 5 al 95%.

Especificaciones de salida

1. Los electrocardiógrafos conectados a la línea deben contar con clavijas grado hospital (con tres terminales). Para corrientes mayores de 5 mA el equipo debe tener un fusible o un circuito que lo aisle del paciente y el operador, en cualquiera de las siguientes situaciones:
 - Cuando el paciente se encuentra conectado a tierra a través de un segundo equipo.
 - Aislamiento defectuoso del cable de alimentación, transformador, motor, etc.
 - Cuando el contacto de pared usado está conectado en forma incorrecta.
 - Cuando existe un corto circuito en el amplificador conectado al paciente.
 - Cuando el paciente hace contacto directo con el chasis del aparato.
2. Papel de registro: Debe tener divisiones de 1 mm a lo largo de ambos ejes, con cinco divisiones en línea que debe ser más oscura que las otras. Las divisiones son de 5 cm de ancho y el registro debe ser rectilíneo.

Circuito de protección del paciente y del equipo

En la figura 6.15, se muestra un diagrama de un circuito de protección del paciente, el cual se describe de la siguiente manera:

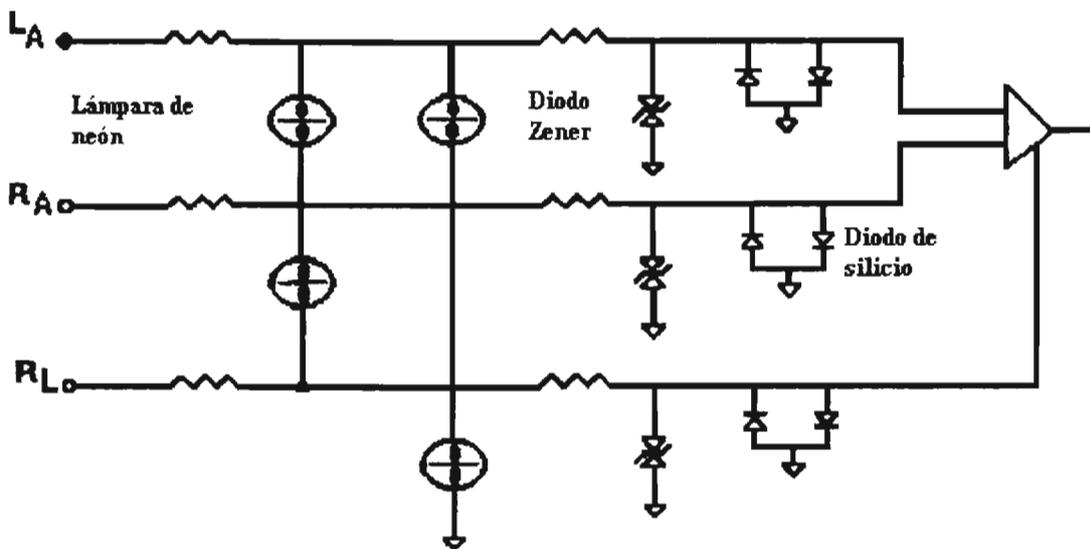


Figura 6.15. Diagrama que muestra un circuito de protección del paciente y del equipo.

- a) Si la señal es mayor de 600 mV, los diodos de silicio limitan la entrada.
- b) Si la señal es mayor de 2 – 20 V, los diodos Zener la limitarán.
- c) Las lámparas de neón, cuando se ioniza el gas que contienen, permiten el paso de la corriente y evitan el paso de ésta al equipo. Esto es para voltajes de 45 – 70 o 50 – 90 Volts.

Circuito de pierna derecha

Los voltajes de modo común que pueden ser causados por las corrientes inducidas al cuerpo del paciente, se pueden minimizar utilizando la pierna derecha del mismo que no estará conectada directamente a tierra, como se muestra en la figura 6.16(a).

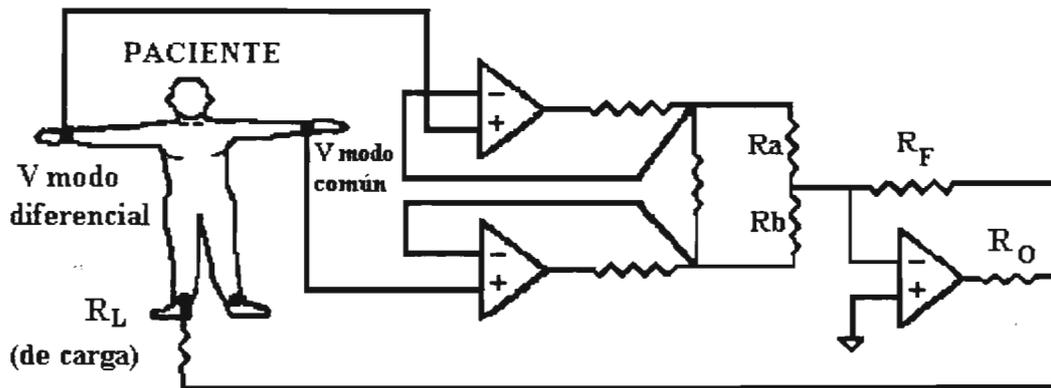


Figura 6.16a. Circuito de protección de pierna derecha.

Tenemos una resistencia de carga R_L entre el paciente y la tierra. Así se detecta un voltaje en la terminal negativa (lo cual provocará su inversión), y después se aplica a R_L minimizando el voltaje en modo común (VCM). En la figura 16.16(b) se muestra el circuito equivalente.

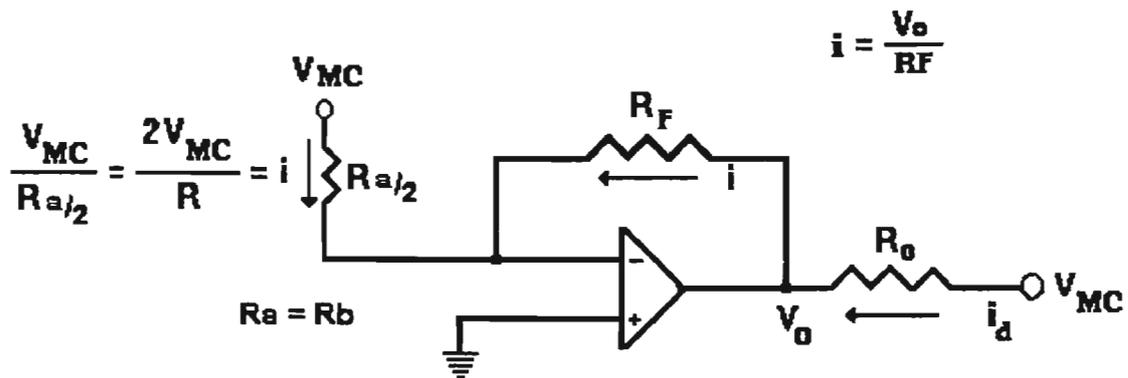


Figura 6.16b. Circuito equivalente.

Donde:

$$\frac{2V_{MC}}{R_a} + \frac{V_o}{R_F} = 0$$

despejando se obtiene:

$$V_O = -\frac{2V_{MC}}{R_a} * R_F$$

$$V_{MC_1} = i_d R_O + V_O$$

$$V_{MC_1} \left(1 + \frac{2R_F}{R_a} \right) = i_d R_O$$

$$V_{MC} = \frac{i_d R_O}{1 + \frac{2R_F}{R_a}}$$

$$V_{MC_1} = i_d R_O - \frac{2V_{MC}}{R_O} * R_F$$

de aquí se puede observar que $\frac{i_d R_O}{1 + \frac{2R_F}{R_a}}$ representa la resistencia efectiva equivalente al circuito de pierna derecha-tierra.

Se emplea $R_O = 5M\Omega$ para evitar que una posible saturación del amplificador genere una circulación de corriente muy alta en el paciente, pero también es necesario que la resistencia paciente-tierra no sea muy grande, en consecuencia, se requiere un ajuste de la misma para satisfacer lo mejor posible ambas necesidades. Para lograr esto se requiere:

$$\frac{i_d R_O}{1 + \frac{2R_F}{R_a}}$$

Esta expresión debe ser pequeña, entonces: $R_F > R_a$. Por ejemplo, $R_F = 5M\Omega$ y $R_a = 25k\Omega$. Por lo tanto, la resistencia efectiva entre la pierna derecha del paciente y la tierra será igual a :

$$R = \frac{5M\Omega}{1 + 2\left(\frac{5M\Omega}{25k\Omega}\right)} = 12.5k\Omega$$

De esta forma, la corriente que puede circular a través del paciente será de alrededor de $0.2 \mu A$ y $V_{MC} = (0.2\mu A)(12.5 k\Omega) = 2.5 mV$.

Acoplador de impedancias

En la práctica, las derivaciones unipolares se conectan de antemano: la Z_{ent} es menor que las de los electodos, por lo que el ECG será de un tamaño pequeño.

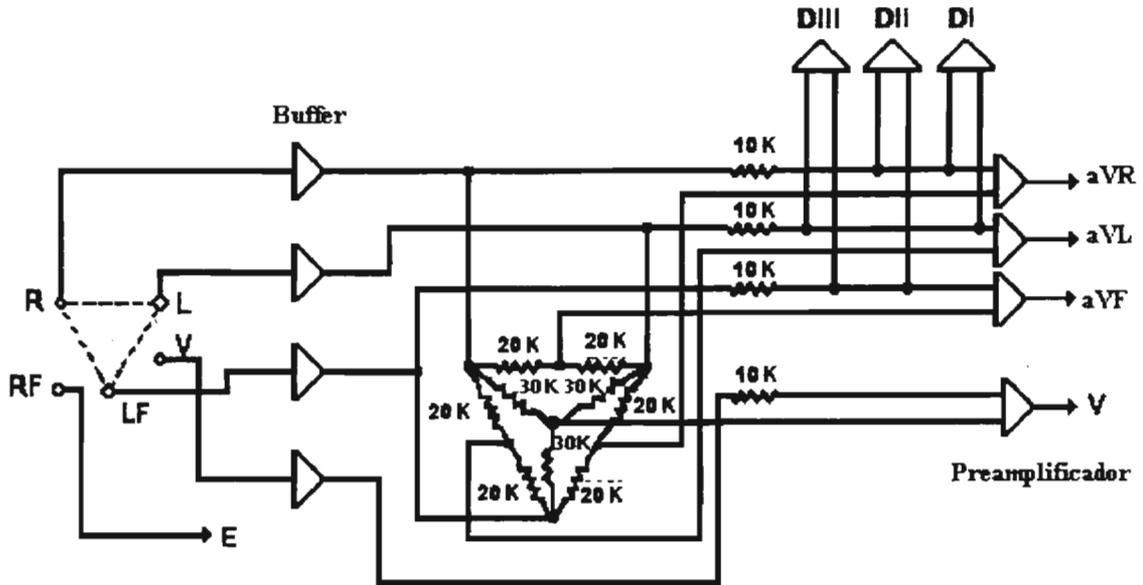


Figura 6.17. Ejemplo de una red actual para electrocardiografía que emplea circuitos seguidores (*buffers*), para acoplar impedancias con selector de derivaciones y preamplificador.

Debido al desarrollo de los amplificadores seguidores (*buffers*), las formas de onda de diferente tamaño que creaban problemas al conectarse todos los electodos se han reducido al insertar un *buffer* en el circuito de cada electrodo. De esta manera, se resuelve el problema de mutua Z entre electodos. En la figura 6.17 se muestra tal configuración.

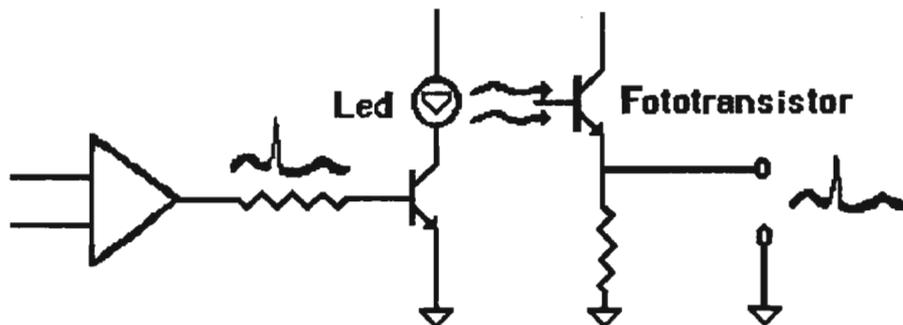


Figura 6.18. Circuito para aislamiento óptico empleado en el registro de potenciales bioeléctricos.

Aislamiento

Veremos cuatro tipos elementales de aislamiento. Para la señal se tienen alimentaciones diferentes y por lo tanto tierras diferentes.

Aislamiento por acoplamiento óptico de la señal

Consta de un diodo luminoso y de un transistor fotosensible o fototransistor como receptor, como se muestra en la figura 6.18.

Al variar la salida del amplificador se dan cambios en el transistor que ocasiona que el diodo emisor de luz se encienda o apague, esto estimula al fototransistor en forma lineal, en relación con la señal que sale del amplificador.

Aislamiento de las fuentes de alimentación

Existen básicamente dos formas de alimentar la primera etapa o entrada del electrocardiógrafo: una con baterías y otra con la línea de corriente alterna, pero usando un convertidor de CA a CD, como se muestra en la figura 6.19.

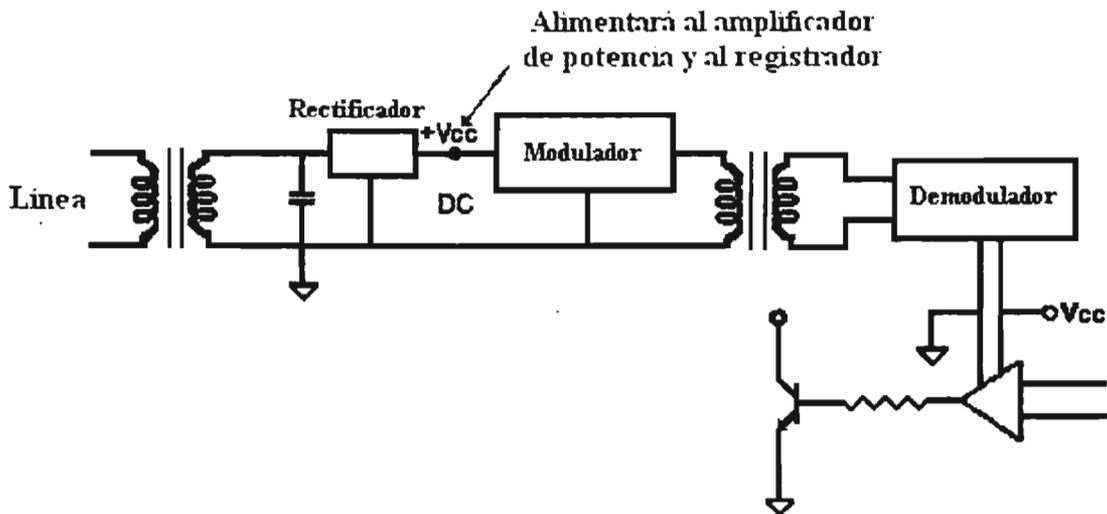


Figura 6.19. Sistema de aislamiento entre fuentes mediante transformadores.

Aislamiento de la señal por acoplamiento con transformador

Este sistema se muestra en el diagrama de la figura 6.20.

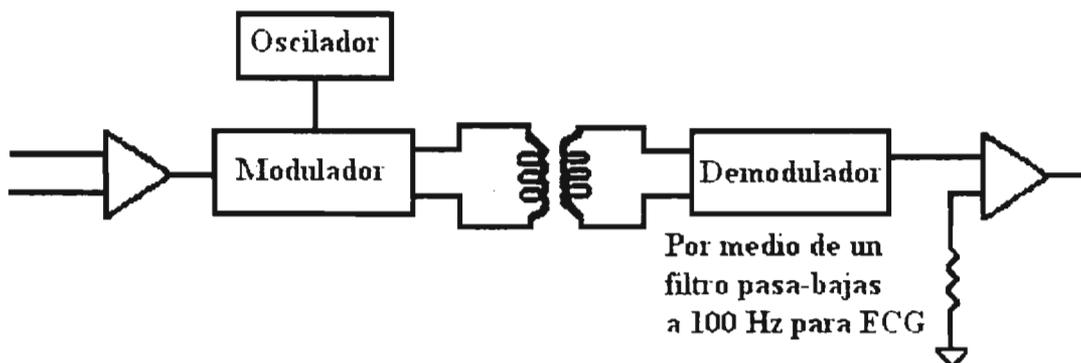


Figura 6.20. Aislamiento de la señal por acoplamiento con transformador.

Aislamiento de la señal por telemetría

Se emplea generalmente para monitoreo de larga distancia, por medio de radiofrecuencias. Protege en gran medida al paciente y se pueden emplear baterías para alimentar el circuito. Ver figura 6.21.

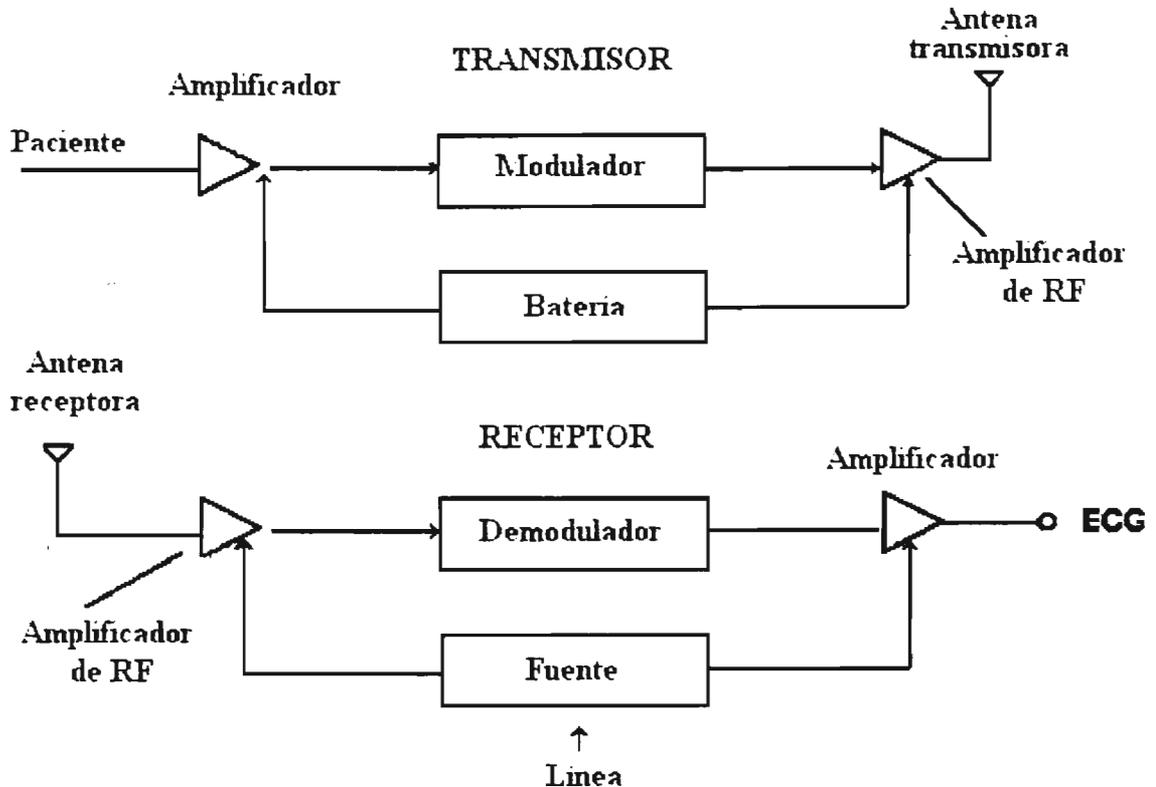


Figura 6.21. Circuito recomendado para mejorar la RRMC, mediante la reducción de voltajes en modo común.

Procesamiento básico de señal

Una de las formas más simples de procesamiento es, la amplificación de la señal de ECG desde sus valores bajos sobre la superficie del cuerpo a valores altos suficientes para su utilización en dispositivos de salida y el resto de la circuitería del instrumento.

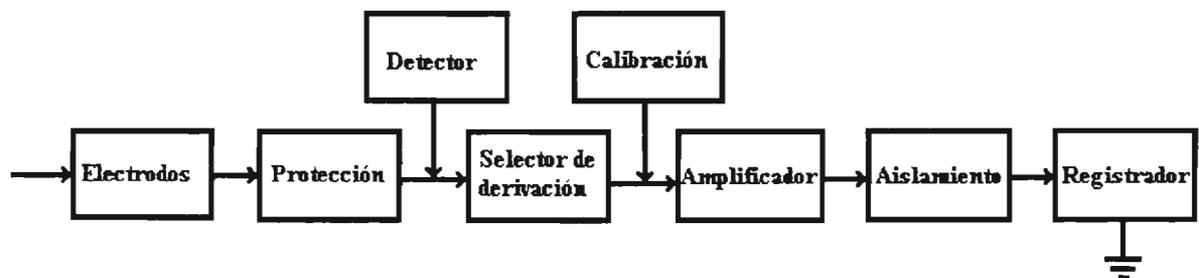


Figura 6.22. Diagrama a bloques de un ECG.

En la figura 6.22, se muestra el diagrama a bloques de un electrocardiógrafo sencillo. Los electrodos son aplicados al paciente, el bloque de circuitos de protección de alto voltaje inducido por unidades de electrocirugía y desfibrilación, el selector de derivaciones selecciona una de las 12 derivaciones a ser amplificada.

Amplificador. El amplificador diferencial amplifica el ECG y rechaza la interferencia eléctrica, este estado puede además contener un control de ganancia variable. El amplificador también realiza la importante labor de filtro pasabanda. Ocasionalmente, los electrodos tienen un offset de dc potencial que alcanza un nivel de 300 mV. Este potencial puede conducir a saturación a los circuitos amplificadores. Este offset de potencial de dc es eliminado para permitir filtrar frecuencias por debajo de 0.05 Hz, así como para permitir alta ganancia de ac de ECG. También, para filtrar frecuencias por encima de 100 Hz, el amplificador de ancho de banda está limitado sólo lo suficiente para que pase adecuadamente el ECG. Este procedimiento resulta de óptima proporción de señal ruido, porque los artefactos (señales indeseables) tal como los voltajes eléctricos generados por la actividad muscular los cuales caen en el rango de 30 a 2000 Hz es sustancialmente reducido.

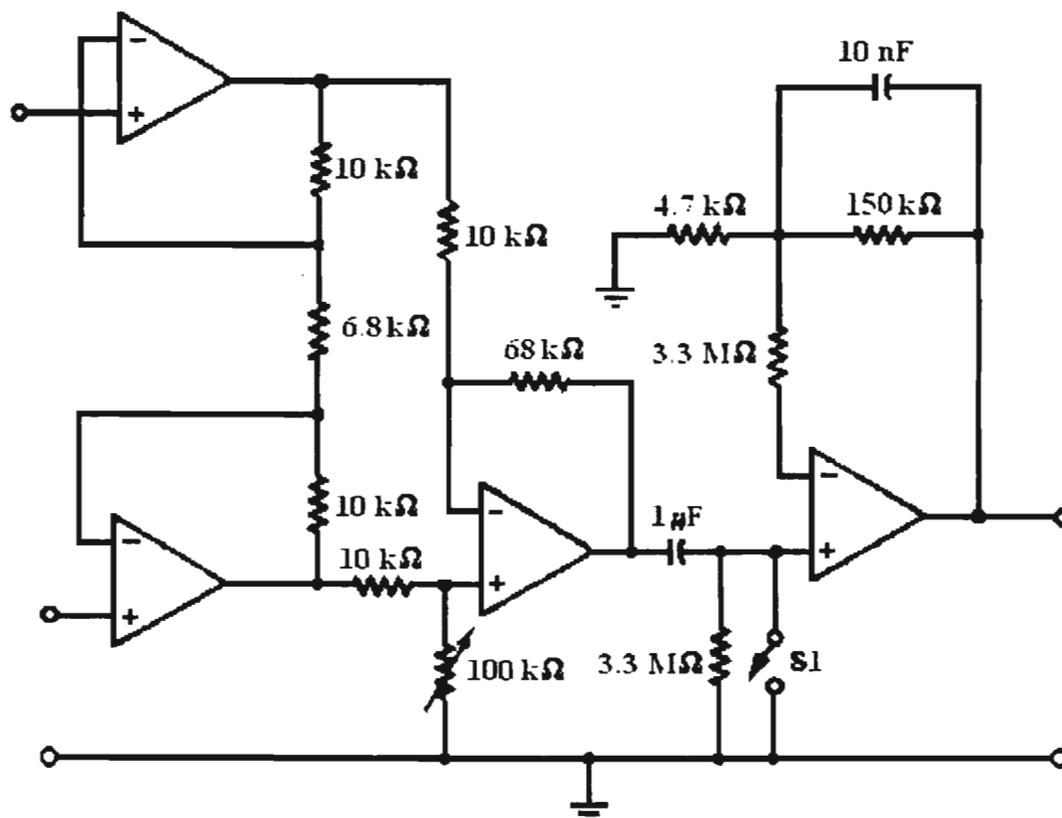


Figura 6.23. Amplificador de ECG, con ganancia en la etapa de acoplamiento de dc limitada por 26.8 para prevenir voltajes de offset de electrodo de la saturación de los opams. La etapa de acoplamiento de ac limita la respuesta en frecuencia y provee una ganancia de 33.

En la figura 6.23, se muestra un amplificador de ECG sencillo, los primeros dos amplificadores operacionales de la izquierda forman un amplificador diferencial de alta impedancia de entrada. El potenciómetro de 100 KΩ compensa los desequilibrios de

resistencia. El interruptor S_1 descarga el capacitor de $1\ \mu\text{F}$ en el filtro pasa alta en caso de sobre carga. El capacitor de $10\ \text{nF}$ forma un filtro pasa bajas junto con la resistencia de $150\ \text{K}\Omega$, a su vez limita la respuesta de alta frecuencia.

Los amplificadores que se utilizan con pacientes, requieren como ya se dijo antes, de la utilización de circuitos de aislamiento. Volviendo a la figura 6.22, estos circuitos aíslan al paciente y al circuito de la tierra del graficador y previenen corrientes mayores a $10\ \mu\text{A}$ de flujo a través del paciente.

Interferencia. Una importante labor de procesamiento es la reducción de interferencia, una gran fuente de interferencia es el sistema de potencia eléctrica. Las líneas de potencia en las paredes, pisos y techos, así como cables de alimentación conectado con varias piezas de equipo en el cuarto, toda la radiación eléctrica y campos magnéticos. Los campos eléctricos se presentan cuando hay voltaje sobre las líneas, aún cuando no haya corriente fluyendo a través de las líneas. La capacitancia entre las líneas de alimentación y el equipo unen la corriente en el paciente, cables y el equipo. La expulsión de esta interferencia de campos eléctricos depende mayormente de la capacidad del amplificador diferencial en el electrocardiógrafo para eliminar voltajes en modo común (voltajes que aparecen en ambas entradas del amplificador al mismo tiempo), sólo aquellos voltajes que no son de modo común (los voltajes diferenciales) se amplifican. En las figuras 6.24 y 6.25 se muestra como puede ser reducida la interferencia del campo eléctrico mediante el uso de amplificadores teniendo ambas entradas de alta impedancia y buen rechazo en modo común y reduciendo la impedancia en el electrodo de entrada, así como las diferencias entre ellos. La interferencia se puede reducir también mediante el blindaje de electrodos y aterrizando los blindajes en el electrocardiógrafo.

Otra fuente de interferencia de las líneas de alimentación es la inducción magnética, la corriente en campos magnéticos induce voltaje dentro del circuito formado por los electrodos (cables de paciente). Este voltaje inducido es proporcional a la potencia del campo del devanado. Para reducir esta interferencia se requiere que la fuerza del campo sea reducida mediante el movimiento del equipo y electrodos o que el devanado se reduzca enrollando los cables juntos a lo largo de su tamaño.

Artefactos. Señales electromiográficas (potenciales desarrollados por contracciones musculares), también pueden causar artefactos en el electrocardiograma. Este artefacto muscular puede ser reducido disminuyendo las contracciones musculares sosteniendo los electrodos de ECG.

La presión sanguínea

Mientras que en el electrocardiograma se puede tener conocimiento de la actividad eléctrica del corazón, en la medida de la presión sanguínea se puede tener una idea sobre la actividad mecánica, puesto que es un indicador del mismo.

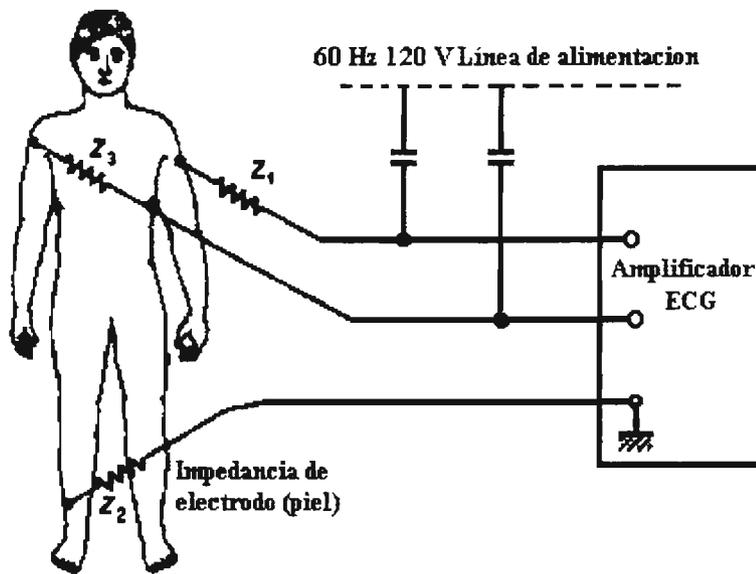


Figura 6.24. La corriente capacitiva de 60Hz se conecta a los cables de paciente. Esta corriente, fluye a través de la impedancia del electrodo en dirección a tierra dando como resultado la disminución de interferencia.

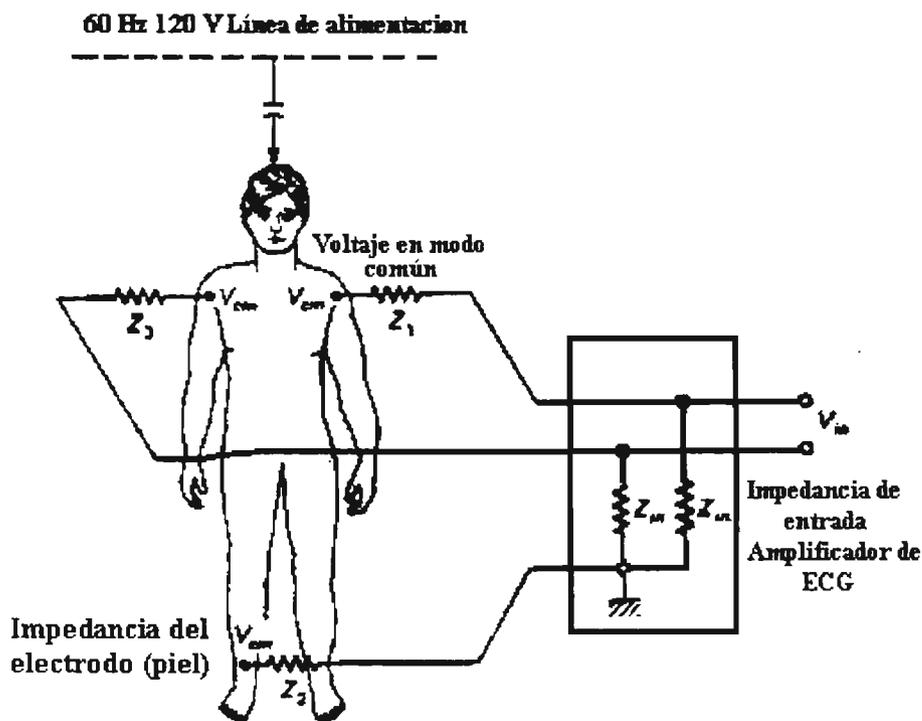


Figura 6.25. La corriente capacitiva es conectada al cuerpo. Esta corriente fluye a través de la impedancia del electrodo en dirección a tierra. El voltaje en modo común resultante en el cuerpo, se convierte en voltaje diferencial cuando las impedancias de los cables de paciente y la impedancia del electrodo son diferentes.

La presión sanguínea se considera un excelente indicador del estado del sistema cardiovascular, debido a que es una de las variables fisiológicas que se pueden medir con mayor facilidad. Las medidas de la presión sanguínea en la historia clínica ha ayudado a

salvar muchas personas de una muerte prematura poniendo en evidencia la existencia de presiones muy altas que son muy peligrosas (*hipertensión arterial*), con suficiente tiempo de anticipación como para aplicar un tratamiento.

En pruebas clínicas de rutina, la presión sanguínea se mide normalmente mediante un método indirecto utilizando un *esfigmomanómetro*. Este método, es fácil de utilizar y se puede automatizar. Sin embargo, tiene ciertas desventajas como son el que la rapidez de su repetición práctica está limitada. Además, sólo se pueden obtener medidas de la presión arterial sistólica y diastólica, sin que se indiquen detalles de la forma de onda de presión. El método indirecto es además un tanto cuanto subjetivo, y falla frecuentemente cuando la presión sanguínea es muy baja (shock).

Por otro lado, los métodos para la medida directa de la presión sanguínea, proporcionan una lectura o registro continuos de la onda de la presión sanguínea y son bastante más precisos que los métodos indirectos. Sin embargo, requieren de la perforación del vaso sanguíneo para introducir el sensor. Esto limita su empleo en los casos en los que el estado del paciente justifica la invasión del sistema vascular.

Medida indirecta de la presión sanguínea (no invasivo)

La medida indirecta de la presión sanguínea es muy familiar y consiste en el empleo de un esfigmomanómetro y un estetoscopio. El esfigmomanómetro consiste de un brazalete inflable a presión y un manómetro de mercurio o anerode para medir la presión en el brazalete. Este consiste en un globo de goma envuelto por una tela elástica que puede enrollarse y sujetarse mediante cinta velcro. El brazalete se infla mediante una perilla y se desinfla lentamente a través de una válvula de aguja.

El esfigmomanómetro se basa en el principio de que cuando se coloca el brazalete en el brazo y se infla, la sangre arterial puede fluir por debajo del brazalete sólo cuando la presión arterial es superior a la presión en aquel. Además, cuando se infla el brazalete hasta una presión que ocluye sólo parcialmente la arteria braquial, se crea una turbulencia en la sangre al tener que atravesar la pequeña abertura arterial en cada sistole. Los sonidos producidos por esta turbulencia, llamados sonidos de *Korotkoff*, se pueden oír con un estetoscopio colocado sobre la arteria bajo el brazalete.

Para obtener una medida de la presión sanguínea con un esfigmomanómetro y un estetoscopio, se infla primero el brazalete colocado en el brazo hasta una presión superior a la presión sistólica. En este momento, no se pueden oír sonidos con el estetoscopio, que se coloca sobre la arteria braquial, ya que ésta ha sido colapsada por la presión del brazalete. Entonces, se disminuye esta presión paulatinamente. Tan pronto como la presión del brazalete se hace inferior a la presión sistólica, pasan por debajo del brazalete pequeñas cantidades de sangre y se empiezan a oír los sonidos de *Korotkoff* mediante el estetoscopio. La presión del brazalete indicada en el manómetro cuando se oye el primer sonido de Korotkoff se registra como presión sanguínea sistólica.

Conforme va descendiendo la presión en el brazalete, se siguen oyendo los sonidos de Korotkoff hasta que la presión ya no es suficiente para ocluir el vaso durante ningún periodo del ciclo. Por debajo de esta presión desaparecen los sonidos de Korotkoff, señalando el valor de la presión diastólica.

Este familiar método para localizar los valores de la presión sistólica y diastólica escuchando los sonidos de Korotkoff se denomina *método auscultatorio*.

Debido al trauma que supone la medida directa de la presión sanguínea y a la carencia de un método más apropiado para la medida indirecta, se ha intentado automatizar el procedimiento manual, de tal forma que se han desarrollado sistemas automáticos. Al principio, la mayoría de ellos utilizaban un transductor de presión conectado al brazalete del esfigmomanómetro, un micrófono situado por debajo del brazalete (sobre la arteria), y un sistema normal de registro de variables fisiológicas en el cual se registraban la presión del brazalete y los sonidos de Korotkoff. Actualmente, se utilizan medios oscilométricos para medir la presión sistólica y diastólica del paciente así como el pulso. El método oscilométrico emplea un brazalete sin transductores ni micrófonos. En su lugar, utiliza un transductor de presión y microprocesador. Los aparatos completamente automatizados utilizan un circuito de detección de señal para determinar la aparición del primer sonido de Korotkoff y del último y conservar y presentar la presión del brazalete medida en estos puntos electrónicamente o con electroválvulas. Este sistema permite inflar y desinflar el brazalete para hacer mediciones en distintos intervalos de tiempo previamente programado para monitorizar la presión sanguínea por largos periodos de tiempo. De esta forma, por ejemplo en un quirófano durante una cirugía es importante conocer la presión arterial cada diez o quince minutos y un equipo automatizado (un monitor multiparamétrico) puede programarse para que tome las medidas repetidamente durante la operación y mostrar una tabla con los valores de las mismas a modo de historial y mostrar una gráfica así como las tendencias.

Medidas directas (invasivo)

Hales insertó por primer vez en 1728 un tubo de cristal en una arteria de un caballo y midió toscamente la presión arterial. Poiseuille sustituyó el tubo piezométrico de Hales por un manómetro de mercurio y Ludwig añadió un flotador e ideó el quimógrafo que permitió un registro permanente y continuo de la presión sanguínea. Actualmente se han sustituido por transductores al quimógrafo. Independientemente de los principios físicos o eléctricos involucrados, la medida directa de la presión sanguínea se obtiene normalmente por cualquiera de los tres métodos siguientes:

1. Inserción percutánea
2. Cateterización (cortando un vaso)
3. Implantación de un transductor en un vaso o en el corazón

También se han empleado otros métodos, como la sujeción de un transductor sobre una arteria intacta, pero no es lo usual.

La inserción percutánea y la cateterización son técnicas de cirugía menor que suponen una invasión del organismo. En la primera se inserta normalmente un catéter o aguja en un vaso sanguíneo muy cerca del punto de penetración en la piel, la última supone la conducción de un catéter por la arteria o la vena hasta la posición deseada, que puede ser el propio corazón.

La cateterización se desarrolló por primera vez a finales de la década de los 1940 y se ha convertido en la principal técnica de diagnóstico para analizar el corazón y otros componentes del sistema cardiovascular. Aparte de la obtención de la presión sanguínea en las cavidades del corazón y en los grandes vasos, esta técnica se utiliza además para obtener muestras de sangre del corazón para el análisis del contenido de oxígeno y para detectar cursos anormales del flujo sanguíneo. Los catéteres se emplean también para investigaciones en que se inyectan directamente en el corazón y en ciertos vasos, tintes radioopacos para estudios con rayos X, tintes coloreados para estudios de dilución de indicadores y fármacos vasoactivos. Un catéter es básicamente un tubo largo que se introduce dentro del corazón o en un vaso grande a través de una vena o arteria superficial. El catéter esterilizado, se diseña para que se desplace fácilmente por los vasos.

La medida de la presión sanguínea con un catéter se puede hacer de dos formas. La primera es introducir una solución salina estéril en el catéter de modo que la presión del fluido se transmita a un transductor fuera del cuerpo (extracorporeo). Se monta así un sistema fluido completo con capacidad de comprobación con respecto a la presión atmosférica y de establecer un punto de referencia. La respuesta frecuencial de este sistema es una combinación de la del transductor y de la columna de fluido del catéter. En el segundo método, las medidas de la presión se obtienen in situ. Para ello se introduce el transductor en el catéter y se desplaza hasta el punto en el que se va a medir la presión o bien se coloca en la punta del catéter. Este aparato se denomina *transductor de presión sanguínea* en el extremo del catéter.

Los transductores se pueden clasificar según el elemento del circuito que cambie con las variaciones de presión sea capacitivo, inductivo o resistivo. Los que se utilizan con mayor frecuencia son los de tipo resistivo. En el *manómetro capacitivo*, un cambio entre la distancia entre las placas de un condensador cambia su capacidad. En una aplicación típica, una de las placas es una membrana metálica separada de una placa fija por unas milésimas de centímetros de aire. Los cambios de presión que hagan variar la distancia entre las placas cambian la capacidad de consecuencia. Si este elemento forma parte de un circuito resonante de alta frecuencia, los cambios en la capacidad hacen variar la frecuencia del circuito resonante produciendo una señal de frecuencia modulada. Con un circuito apropiado se puede obtener información de la presión sanguínea y registrarla en función del tiempo. Las desventajas de este transductor son la inestabilidad y una tendencia a variar ante pequeños cambios en la temperatura. Además, los cables de conexión introducen errores en la capacidad, y este tipo de transductores son más difíciles de manejar que los de tipo resistivo.

El *transductor fisiológico resistivo* es una adaptación directa de las galgas extensométricas. El principio de una galga extensométrica es que si se estira un alambre muy fino, su resistencia aumenta. Si se aplica una tensión a la resistencia la corriente

resultante cambia con las variaciones de resistencia de acuerdo con la ley de ohm. De este modo las fuerzas responsables de la deformación se pueden registrar en función de la corriente. Para obtener el grado de sensibilidad requerido para los transductores de presión sanguínea, se montan dos o cuatro galgas extensométricas en un diafragma o membrana, y estas resistencias se conectan para formar un circuito puente. En la figura 6.26 se muestra la configuración de un circuito de este tipo.

En general, al principio, cuando no se aplica presión o tensión, las cuatro resistencias son prácticamente iguales. Las galgas se encuentran fijadas al diafragma sensor de presión de tal forma que si la presión aumenta, dos de ellas se estiran mientras que las otras dos se contraen. Se aplica una tensión de excitación de la forma mostrada. Cuando los cambios de presión desequilibran al puente, aparece una tensión entre las dos terminales A y B, proporcional a la presión. La excitación puede ser mediante corriente continua como por corriente alterna, según la aplicación de que se trate.

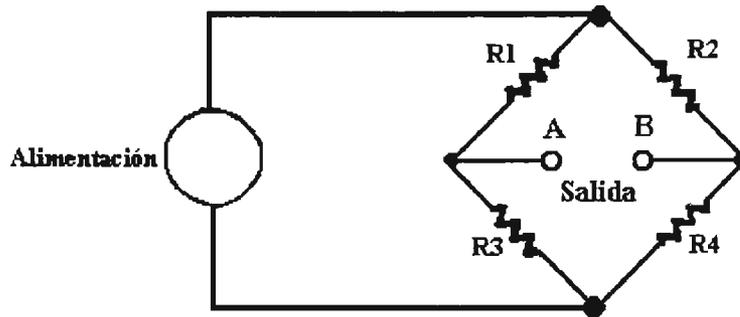


Figura 6.26. Puente de galgas extensométricas resistivas.

Las galgas extensométricas de hilo resistivo pueden ser con soporte o sin soporte. En el tipo con soporte, la galga se monta en el diafragma y se estira o contrae al combarse éste. El tipo sin soporte consiste en dos pares de hilos enrollados y montados de tal forma que el desplazamiento de una membrana unida a ellos produce la extensión de un par y la distensión del otro. Los dos pares de hilos no están montados sobre el diafragma sino que sólo están unidos mediante pernos de retención. Dado que los hilos son muy finos es posible tener señales relativamente grandes en el puente con pequeños movimientos del diafragma.

El desarrollo de semiconductores que cambian su resistencia en grado mucho mayor que las galgas de hilo han conducido al puente de elementos de silicio con soporte. Bastan pequeños desplazamientos (del orden de unas micras) del diafragma sensor de presión para obtener cambios en la tensión de salida con excitación de baja tensión. Por ejemplo, de 10 voltios de excitación se obtiene un margen de 300 mm Hg con una deflexión de 3μ que produce una señal de 30 mV.

No obstante, los puentes de galgas extensométricas de semiconductores suelen ser sensibles a la temperatura, y se tienen que calibrar para obtener la línea de base y el cero real. Por tanto, normalmente es necesario incorporar resistencias externas y potenciómetros para ajustar el puente inicialmente, así como o para correcciones periódicas, el factor de sensibilidad de una galga extensométrica, como la variación de resistencia producida por un cambio de longitud determinado. Las galgas extensométricas de hilo tienen factores de

sensibilidad del orden de 2 a 4, mientras que las galgas extensométricas de semiconductores tienen factores de sensibilidad que oscilan entre los 50 y 200. Para el silicio el factor de sensibilidad es de 120. Sin embargo, el empleo de semiconductores se restringe a aquellas configuraciones que se prestan a esta técnica.

Cuando se incorporan galgas en transductores de presión, la sensibilidad del transductor se expresa no en función del factor de sensibilidad de la galga, sino en términos de cambio de tensión que se produce con un cambio de presión dado. La sensibilidad de un transductor que se puede dar por ejemplo en microvolts por voltio (de excitación) por mm de Hg.

Existen ciertos modelos que detectan la deflexión del diafragma mediante fibras ópticas: se transmite luz con una y con otra se conduce la reflejada en una dirección dada, hacia el fotodetector. La reflexión depende de la curvatura del diafragma y por lo tanto de la diferencia de presiones entre sus dos caras. Este sistema óptico elimina los riesgos asociados a la presencia de conductores eléctricos en el interior del cuerpo.

En las medidas directas de la presión sanguínea, existen fuentes de error que pueden influir en los resultados. Un posible error es debido a la energía cinética, porque si existe un flujo, la presión depende de la dirección en que se mide, la ecuación de Bernouilli describe esta situación; para un fluido sin fricción, sin entrada ni salida de calor y en régimen estacionario, a lo largo de una línea de corriente se cumple que la energía por unidad de volumen permanece constante

$$E = P_s + \rho gh + \frac{\rho v^2}{2} \quad 6.1$$

donde P_s es la presión estática, ρgh es la energía potencial y $\rho v^2/2$ es la energía cinética, las dos en unidad de volumen. Como existe el término de energía potencial, destaca la importancia del establecimiento de un nivel hidrostático de referencia, que se toma en la aurícula derecha del paciente. El término de energía cinética es el que indica la dependencia entre la presión total medida y la velocidad. Esta situación puede observarse en la figura 6.27. si se mide la presión en un sentido igual que el del flujo, la presión total es mayor que la presión estática. Si se mide en sentido opuesto es menor. Sólo cuando se mide en una superficie paralela al sentido del flujo, se obtiene el resultado correcto.

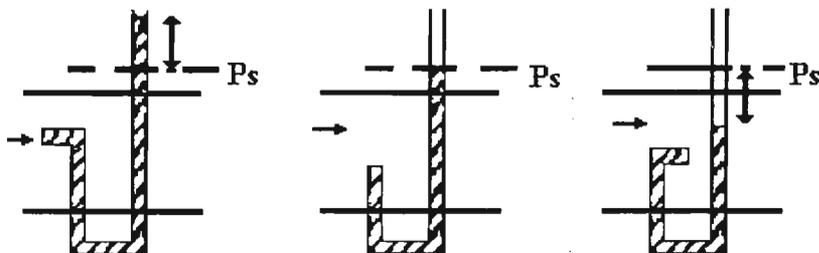


Figura 6.27. Error debido al flujo en la medida de presiones

La magnitud de este error depende de la presión total y de la velocidad en el vaso, en la aorta por ejemplo. la velocidad máxima es de unos 100 cm/s. que para una densidad de la sangre de 1.05 g/cm^3 , equivale a 4 mm Hg; para una presión total de 120 mm Hg. esto supone un error máximo del 3%. En la arteria pulmonar en cambio. donde la velocidad máxima es de 90 cm/s (3 mm Hg) y la presión total es sólo de 20 mm Hg, el error puede ser de hasta el 13%. Para reducir este error, se puede aprovechar el hecho de que la velocidad se reduce al apartarse del centro del vaso (si el flujo es laminar). También es menor la velocidad en vasos pequeños, pero hay que evitar la distorsión del flujo debida a la sección transversal del catéter, que no es despreciable.

Otra posible fuente de error es debida a la respuesta dinámica. La presión sanguínea es una presión dinámica y de acuerdo con el teorema de Fourier, hasta el punto donde se pueda considerar que se trata de una señal periódica, se puede describir mediante una presión media y una serie de componentes periódicas. Normalmente se requieren hasta diez componentes para describir la forma de onda adecuadamente y por lo tanto, hace falta una respuesta frecuencial plana hasta unos 30 o 40 Hz.

Medida del flujo sanguíneo

El conocimiento de la presión sanguínea es insuficiente para determinar el flujo sanguíneo, ya que éste depende de la cuarta potencia del radio del vaso. La presencia de obstrucciones o la mera vasoconstricción pueden hacer que la velocidad de la sangre sea totalmente distinta de unos a otros casos, a pesar de tener una misma onda de presión. Interesa pues, poder determinar el flujo sanguíneo directamente.

Caudalímetros electromagnéticos.

Miden la velocidad instantánea y sirven, de hecho, para cualquier fluido conductor, no sólo para la sangre, pues se basan en la ley de Faraday. En un conductor de longitud L moviéndose con una velocidad u en el seno de un campo magnético con densidad de flujo B , perpendicular a la dirección del movimiento, se induce una tensión:

$$e = B \cdot L \cdot u \quad 6.2$$

Para un fluido conductor circulando por un conducto de dimensiones transversales conocidas, esta relación es válida y permite calcular el caudal si se conoce la sección de paso.

$$Q = S \cdot u \quad 6.3$$

En la aplicación al flujo sanguíneo, se emplean electrodos recubiertos de platino, con apantallamiento electrostático, dispuestos en una sonda con forma de C para abarcar el caso escindido, figura 6.28. Las sondas tienen núcleo ferromagnético, y un lumen que se puede elegir entre 1 y 24 mm, según sea el diámetro del vaso. Hay también transductores tipo cánula para aplicar durante hemodiálisis o en intervenciones donde se emplea

circulación extracorpórea. Para superar la limitación impuesta por la necesidad de abarcar directamente el vaso donde se mide, se han venido desarrollando modelos extracorpóreos.

La relación, $e = B \cdot L \cdot u$, es sólo una primera aproximación a la situación real. En la práctica, sucede que el pequeño tamaño de los electrodos hace que las velocidades de las zonas próximas influyan más que de las de zonas alejadas, por lo que es necesario considerar unas funciones de peso para ponderar la contribución de cada zona de la sección transversal a la señal recogida. Por otra parte, la velocidad no es uniforme en toda la sección de paso, de modo que la fórmula $e = B \cdot L \cdot u$ hay que entenderla referida a la velocidad media.

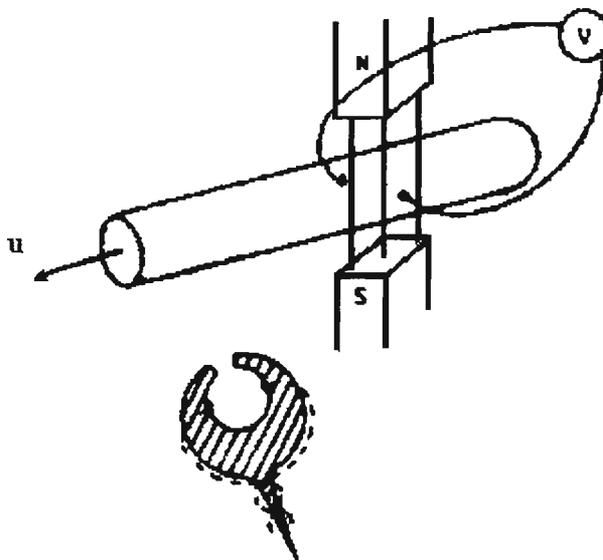


Fig. 6.28. principio básico del caudalímetro electromagnético y sondas.

En cuanto a la tensión recogida, de por sí muy débil (del orden de μV), hay varios factores que reducen su valor. Por una parte hay un flujo de corriente en el plano transversal debido a las distintas fuerzas electromotrices generadas en cada zona de distinta velocidad. También la pared del vaso cortocircuita en parte, esta señal, según sea su conductividad con respecto a la de la sangre (y que varía con el hematocrito). El fluido extravascular cortocircuita también la señal obtenida.

Otro factor a considerar es que el campo magnético no es estrictamente constante ni en el plano transversal ni en el plano longitudinal. Tampoco son constantes las dimensiones del vaso porque no son rígidas, hasta el punto en que los caudalímetros no pueden aplicarse a las venas porque, cuando estas se colapsan, los electrodos pierden totalmente el contacto. Todo ello obliga a que se tenga que recalibrar con frecuencia, midiendo in vitro volumen y tiempo.

Los primeros modelos de estos caudalímetros empleaban un campo magnético constante. Actualmente están, de hecho, abandonados debido a los numerosos problemas que plantean. Por una parte, el potencial de contacto de los electrodos se suma a la señal obtenida, produciendo un error. También interfiere la señal del ECG, pues tiene forma,

banda y amplitud similar a las señales deseadas. Por último, el ruido intrínseco a los amplificadores es mayor a baja frecuencia, y ello deteriora la relación señal/ruido.

Los modelos actuales trabajan con campos magnéticos alternos con frecuencias de 200 a 1000 Hz. Como en todo transductor de alterna, para tener direccionalidad hay que emplear un detector de fase, pero no se tiene ninguna de las interferencias anteriores. Un problema nuevo que aparece es el de las tensiones inducidas directamente en el bucle formado por los cables de los electrodos, debido al campo magnético variable, y que pueden ser mayores incluso que las debidas al flujo.

Para evitar esta interferencia se emplean técnicas basadas en que ésta se produce en cuadratura con la señal de interés; el máximo valor de la interferencia se produce cuando la derivada de la señal de excitación es máxima, mientras que el máximo de la tensión de interés coincide con el valor máximo de la excitación. Se procede por ello por ejemplo, a crear un campo senoidal y medir sólo cuando su valor es máximo (la tensión de interferencia es entonces cero), o bien se crea el campo B con una señal cuadrada o trapezoidal y dado que la interferencia sólo se produce en los flancos de subida de la excitación, se suprime la amplificación mientras duren.

Con estas técnicas se ha hecho realidad un método de medida sugerido inicialmente en 1932, y que si en aplicaciones médicas tiene la limitación de la accesibilidad del vaso, en cambio ha tenido bastante difusión en instrumentación industrial cuando se trata de medidas en fluidos conductores.

Caudalímetros ultrasónicos.

A diferencia de los caudalímetros electromagnéticos, su desarrollo es mucho más reciente. Miden también la velocidad instantánea (no media), pero en este caso es fácil la aplicación transcutánea, e incluso existen modelos que permiten obtener el perfil de velocidades.

Los modelos actuales se basan en el efecto Doppler producido en una radiación mecánica de alta frecuencial incidir en un reflector móvil presente en su trayectoria. Si la velocidad de éste es u y la frecuencia emitida es f , la frecuencia de la señal recibida por un receptor, coplanar con el emisor (figura 6.29), está desplazada un valor

$$F_D = 2uf/c(\cos \alpha) \quad 6.4$$

donde c es la velocidad del sonido y α es el ángulo relativo entre la dirección de la radiación y la velocidad del reflector. La radiación se genera y detecta con transductores piezoeléctricos, y se acopla a los tejidos mediante un gel de densidad similar a la suya, en el caso de aplicación externa.

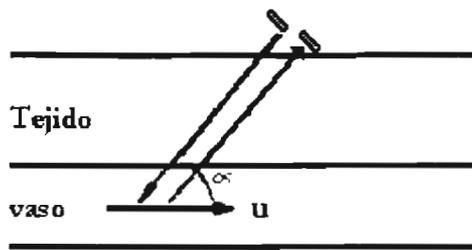


Figura 6.29. Aplicación del efecto Doppler a la medida del caudal.

La frecuencia de trabajo se elige mediante un compromiso entre dos condiciones. Por una parte, debería ser pequeña para poder alcanzar vasos profundos, pues la atenuación aumenta con la frecuencia. Pero por otra parte, la potencia reflejada es proporcional a f^4 . La frecuencia óptima en megahercios viene dada por

$$F_0 = 90/d \quad 6.5$$

siendo d (mm) la distancia al punto de medida. Resultan así valores para f entre 2 y 10 MHz.

Los caudalímetros Doppler más simples son los de onda continua. Se basan en una emisión de amplitud y frecuencia constantes, y en la recepción con un transductor coplanar distinto, de la señal reflejada por los tejidos. Las partículas presentes en la sangre (agrupaciones de glóbulos rojos) actúan como reflectores de la energía emitida, produciendo un desplazamiento Doppler de la frecuencia, mientras que los tejidos inmóviles reflejan la señal dependiendo de su impedancia acústica; pero sin alterar su frecuencia.

Por ejemplo, si el ángulo relativo es de 60° , la velocidad de la sangre 100 cm/s, $f = 5$ MHz, dado que $c = 1.5 \times 10^5$ cm/s, en $F_D = 2uf/c(\cos \alpha)$ se obtiene $f_D = 3.3$ KHz. Es decir, la desviación de frecuencia cae dentro del margen de las audiofrecuencias. Esto ofrece un medio de medida fácil, pero se puede obtener más información si se procesa la señal de la forma esbozada en la figura 6.30.

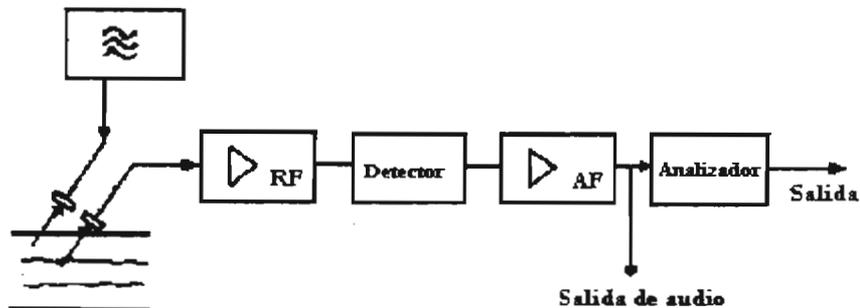


Figura 6.30. Diagrama de bloques de un caudalímetro Doppler de onda continua.

El detector debe separar cuando menos la frecuencia Doppler de la señal portadora recibida directamente y de la reflejada sin cambio de frecuencia. Pero si se desea conocer la dirección del flujo, debe poder distinguir entre las frecuencias avanzadas y las retrasadas respecto a las emitidas. El analizador puede medir simplemente la frecuencia medida o bien proceder a algún tipo de análisis espectral de la banda recibida, correspondiente al perfil de velocidades presentes en el vaso en la dirección de la radiación.

Las principales limitaciones de esta técnica son la pérdida de información sobre la distancia a la que están los reflectores, y la incapacidad de medir velocidades lentas, pues las paredes del vaso también se mueven y ello obliga a filtrar paso alto (a 100 o 200 Hz) la señal recibida.

Los caudalímetros Doppler de pulsos permiten superar ambos problemas a costa de una mayor complejidad. En ellos se excita el transductor con un breve pulso, por ejemplo 1 μ s de una señal de 8 MHz, y se emplea el transmisor también como receptor. El retardo entre la transmisión y la recepción da una idea de la distancia a que está el reflector. El desplazamiento Doppler indica su velocidad. Asociando el tiempo de recepción de cada eco con una distancia en la dirección transversal del vaso, se pueden obtener perfiles de velocidad. Si se reconocen los ecos de las paredes del vaso, por ejemplo empleando otro transductor perpendicular a ellas, es posible obtener una estimación del caudal.

Caudalímetros basados en convección térmica

Para realizar medidas de flujo sanguíneo durante cateterización, existen versiones de las dos técnicas anteriores de eficacia probada. No obstante, hay una alternativa que se presta fácilmente a la miniaturización y está basada en una técnica ampliamente utilizada en la anemometría industrial.

Su fundamento es el siguiente: si se calienta un termistor a una temperatura ΔT por encima de la sangre, la potencia W que se disipa debida al paso de ésta circulando a velocidad u es:

$$W/\Delta T = a + b \cdot \log u \quad 6.6$$

donde a y b son constantes empíricas. Midiendo la resistencia del termistor, que depende de la temperatura final que alcanza, se tiene información sobre la velocidad. Si se desea obtener información sobre la dirección, se puede añadir dos termistores, uno a cada lado del de medida, de forma que uno se calentará (el que esté aguas abajo), pero el otro no. También se pueden poner dos termistores autocalentados, pero cada uno sensible sólo en una dirección a base de protegerlos físicamente del flujo en dirección opuesta.

A diferencia de los anemómetros de hilo caliente empleados en la industria, aquí no se puede realizar una medida basada en un circuito de corriente constante, ante la posibilidad de tener un sobrecalentamiento cuando se redujera mucho la velocidad (5 °C), que dejaría la sonda recubierta de fibrina. Se debe recurrir a un circuito que mantenga

constante la temperatura del termistor. midiéndose la tensión de alimentación necesaria para lograrlo (figura 6.31). la inclusión de otro termistor que responda sólo a la temperatura media de la sangre permite independizarse de sus variaciones. Su funcionamiento es el siguiente: cuando por ejemplo, la velocidad disminuye, aumenta la temperatura del termistor y por lo tanto, se reduce su resistencia. Como consecuencia disminuye la tensión aplicada a la entrada no inversora del amplificador operacional y por tanto, también su tensión de salida. Esto acarrea una reducción de la tensión aplicada al puente y de la corriente a través del termistor, con lo que reduce su temperatura.

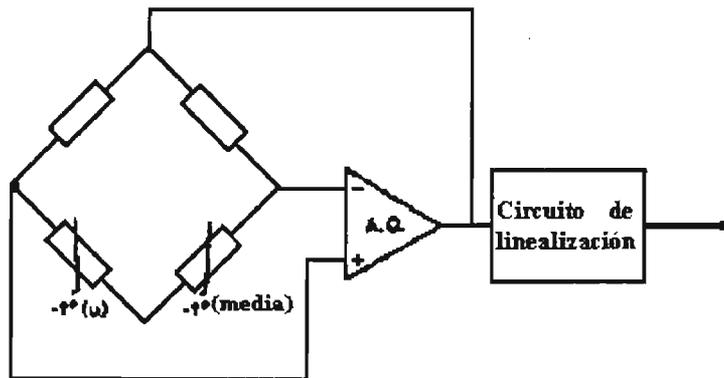


Figura 6.31. Circuito de medida de un caudalímetro basado en convección térmica.

Medida del gasto cardiaco

El gasto cardiaco es la cantidad de sangre bombeada por el corazón en un tiempo dado. Su medida permite evaluar el rendimiento de la acción de bombeo del corazón. Los métodos descritos para la medida del flujo sanguíneo no se prestan fácilmente a esta aplicación. Se suele recurrir por ello al empleo de indicadores que permiten calcular el caudal medio, no el instantáneo.

El primer método empleado fue la dilución de indicadores a velocidad constante. Si el volumen V , donde hay una concentración C de un indicador, se añade una cantidad m de indicador adicional, el cambio en la concentración es:

$$\Delta C = m/V \quad 6.7$$

Si el volumen V , cambia con el tiempo por ser un fluido móvil en una zona determinada, para que ΔC permanezca constante m debe cambiar también con el tiempo. De lo anterior se deduce pues.

$$\Delta C = \frac{dm}{dV} \frac{dt}{dt} \quad Q = \frac{dV}{dt} = \frac{dm}{dt} \frac{dt}{\Delta C} \quad 6.8$$

El método de Fick es un caso particular de esta técnica, empleando oxígeno como indicador. Si C_v su concentración en la sangre venosa y dm/dt el consumo de oxígeno por unidad de tiempo, se tiene

$$Q = \frac{dm/dt}{C_a - C_v} \quad 6.9$$

C_a y C_v se miden por colorimetría extrayendo muestras con catéteres respectivos: C_a en cualquier arteria (brazo, pierna): C_v (después que la sangre se haya homogenizado al mezclarse en la aurícula derecha las procedentes de las venas cava superior e inferior).

Para medir el consumo de oxígeno, el sujeto respira O_2 puro por unos momentos, y el gas exhalado se hace pasar por un absorbente de CO_2 . La diferencia de caudal entrada salida, medida con un espirómetro, da el consumo de O_2 . El gasto cardiaco debe permanecer constante durante el tiempo que dure esta determinación.

El calor es otro indicador que no es tóxico y se elimina al circular la sangre por el cuerpo permitiendo así, una medida continua. Se denomina entonces a este método de termodilución o convección térmica másica. El punto de inyección y el de medida deben estar bastante alejados para que la mezcla sea homogénea; pero no demasiado para evitar pérdidas de calor. Normalmente se inyecta en la aurícula derecha y se mide en la arteria pulmonar.

La variable medida es ahora la temperatura (concentración de calor por unidad de volumen), de tal forma que el caudal (Q) queda definida como

$$Q = \frac{dq/dt}{\rho c_p \Delta T} \quad 6.10$$

Donde ρ es la densidad de la sangre y c_p su calor específico. Los métodos anteriores han sido sustituidos en gran parte, por los basados en la inyección rápida de un indicador. En éstos, se inyecta una dosis de indicador en un punto del sistema circulatorio y se mide la evolución de su concentración en el tiempo. Dicha evolución puede describirse de la forma

$$C(t) = dm/dV \quad C(t) = (dm/dt)/(dV/dt) = (dm/dt)/Q \quad 6.11$$

y por lo tanto, el caudal medio vendrá dado por

$$Q = m \left(\int C(t) dt \right) \quad 6.12$$

donde t_1 hay que determinarlo a partir de las gráficas de concentración, porque la recirculación altera las curvas previsibles en un circuito abierto (figura 6.32). la curva obtenida en el punto de medida no es impulsional, sino que esta ensanchada debido a la dispersión de velocidades. El tramo inicial de la parte descendente es aproximadamente exponencial. Para el cálculo de t_1 se recurre actualmente al cálculo digital, basándose en propiedades del crecimiento exponencial.

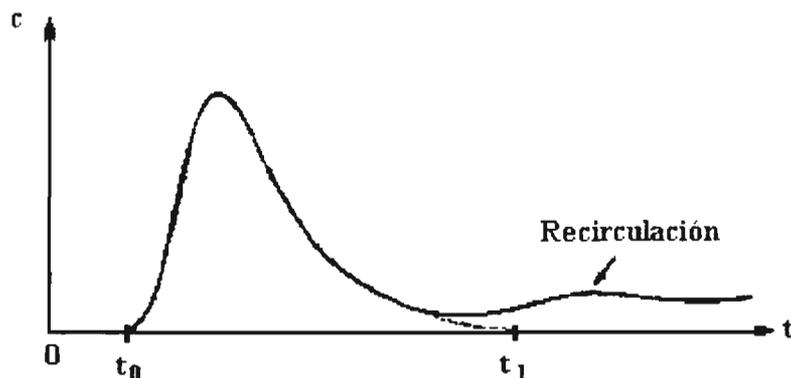


Figura 6.32. Evolución de la concentración en la medida del gasto cardíaco basado en la inyección rápida de un indicador.

Como indicador, se emplea una sustancia que idealmente debería ser inerte, inocua, fácilmente medible, barata y sin retención en el organismo. Hay alternativas que cumplen estos requisitos en mayor o menor grado.

Entre los indicadores de color (medio de contraste), es muy común el verde indocianina (cardiogreen). Su absorción óptica máxima es para una longitud de onda de 805 nm, que coincide con la longitud de onda a la que la absorción óptica de la sangre no depende de su oxigenación. La determinación del gasto cardíaco se hace inyectándolo mediante un catéter en la arteria pulmonar. Mediante una bomba de volumen constante, se extraen muestras de una arteria (brazo, pierna) con otro catéter, y se analizan por colorimetría. La medida se puede repetir, si es necesario, porque en 10 minutos los riñones excretan el 50% del tinte. La calibración se realiza mezclando cantidades de indicador y de sangre conocidas, u haciéndolas circular por la cubeta del colorímetro.

La termodilución es otra de las alternativas a considerar. Se aplica inyectando con un catéter múltiple un volumen conocido de solución salina con dextrosa fría, (a unos 20°C) en la aurícula derecha, y midiendo la temperatura con un termistor dispuesto en el extremo distal del catéter, que se hace avanzar hasta la arteria pulmonar. A la ventaja de no requerir una punción arterial, se añade la ausencia de recirculación, por lo que no hacen falta cálculos complejos y se puede repetir la medida sin problemas (por ejemplo en cuidados intensivos). Además, se puede aplicar mediante un catéter Swan-Ganz que permite a la vez una medida de la presión y la extracción de muestras.

Mediante un indicador radiactivo, es posible realizar la determinación de forma no invasiva, aunque con mayores exigencias en cuanto a instalaciones y menores posibilidades de repetición. Para ello se inyecta en una vena periférica un isótopo como el tecnecio 99m, y se registra la radiación gamma que emite, mediante una gammacámara dispuesta sobre la parte izquierda del corazón.

Con isótopos radiactivos es posible medir también el volumen sanguíneo total. Para ello se inyecta una dosis conocida de seroalbúmina radioyodada de actividad conocida, para que se mezcle con la sangre. Transcurrido un breve periodo se extrae un cierto volumen y se mide su actividad in vitro.

Pletismografía

La medida de los cambios de volumen en cualquier parte del organismo que resultan de las pulsaciones de la sangre que se producen en cada latido, esta relacionada con la medida del flujo sanguíneo. Tales medidas son muy útiles en el diagnóstico de obstrucciones vasculares, así como para la medida de la velocidad de la onda de pulso. Los instrumentos que miden cambios de volumen o que proporcionan salidas que se pueden relacionar con los mismos, se denominan pletismógrafos, y la medida de estos cambios de volumen o fenómenos relacionados con ellos, se denomina *pletismografía*. Además, si se tiene una referencia temporal, se puede medir el flujo $Q = dV/dt$. Un pletismógrafo en sentido estricto es el que responde realmente a los cambios de volumen y existen diversos tipos.

Pletismógrafos de cámara

Los pletismógrafos de cámara son los más precisos. Consisten, en una cámara rígida cilíndrica, que encierra una bolsa llena de agua o de aire, dispuesta alrededor de la pierna, o extremidad (figura 6.33). Con un brazalete de presión se obstruye el retorno venoso (de ahí que se hable de pletismografía de oclusión venosa), y con otro se obstruye la salida arterial, si procede. Conforme se va llenando, el crecimiento del volumen del miembro es igual al volumen de sangre entrante, y el ritmo de crecimiento inicial es igual al volumen de sangre entrante, y el ritmo de crecimiento inicial es igual al flujo sanguíneo (figura 6.34).

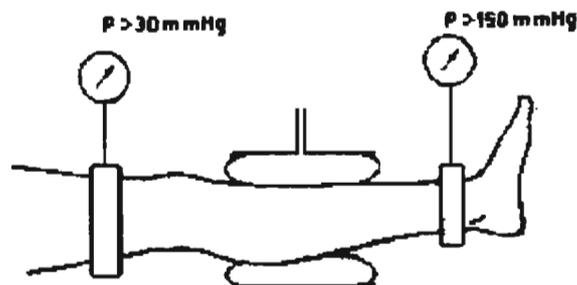


Figura 6.33. Pletismógrafo de cámara.

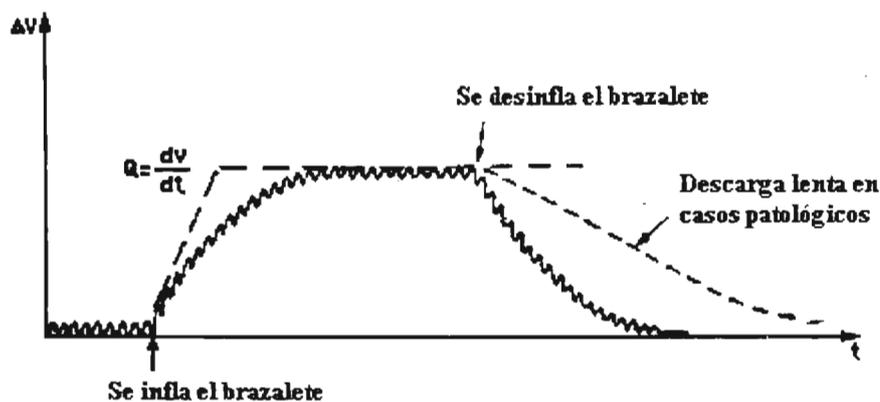


Figura 6.34. Evolución del volumen en un pletismógrafo de cámara.

Al cabo de un tiempo después de la oclusión, la presión venosa excede los 50 mm de Hg. empieza a haber retorno venoso, y se estabiliza el volumen. Al desinflar el brazalete, se vuelve enseguida al volumen normal salvo si hay trombosis (que dificulta el retorno venoso). La técnica de medida del cambio de volumen depende del fluido que llena la cámara. Si está llena de aire, se puede medir la presión y aplicar la relación

$$P \cdot V = k, \quad dV/V = -dP/P \quad 6.13$$

o si se deja una salida, se puede medir el flujo y calcular el volumen mediante integración. Si la cámara se llena de agua, se pueden medir los cambios de nivel. En el caso del agua, hay mayor estabilidad respecto a los cambios de temperatura, pero la presión hidrostática puede afectar a la circulación.

Una alternativa para la medida son los pletismógrafos capacitivos, basados en las variaciones de capacidad de un condensador formado por la piel y un anillo ancho o un cilindro metálico, con poliuretano como separación. No presentan ni problemas hidrostáticos ni de estabilidad térmica, pero los circuitos de medida son más complejos ya que no se producen cambios más allá de unos picofaradios.

En los pletismógrafos de galga elástica, se dispone un líquido conductor (mercurio, solución salina) dentro de un tubo elástico que se deforma al crecer el volumen del miembro, y experimenta por consiguiente, un cambio en su resistencia eléctrica.

$$R = \rho L/A = kL^2 \quad 6.14$$

La resistencia es muy pequeña de modo que, para poder medir los pequeños cambios que sufre, se pone en el primario de un transformador elevador con el secundario en un puente de Wheastone, que permite obtener una compensación de la temperatura. El puente se alimenta en alterna para evitar las fuerzas termoelectromotrices en los electrodos que están en contacto con el líquido conductor, y para poder emplear el transformador elevador.

Pletismógrafo de impedancias

Se fundamenta en que cuando en un miembro "entra" una pulsación de sangre, hay un cambio de volumen. Análogamente, cuando entra aire en los pulmones, hay un cambio en la resistencia. En ambos casos cambia la impedancia eléctrica del tejido.

Para un miembro cilíndrico por ejemplo, si se considera que la expansión de las arterias es uniforme, la resistividad de la sangre constante y sin componentes reactivas, y las líneas de corriente eléctrica paralelas a las arterias, se puede escribir (figura 6.35):

$$Z_s = \rho_s \cdot L / \Delta A \quad 6.15$$

$$\Delta V = L \cdot \Delta A \quad 6.16$$

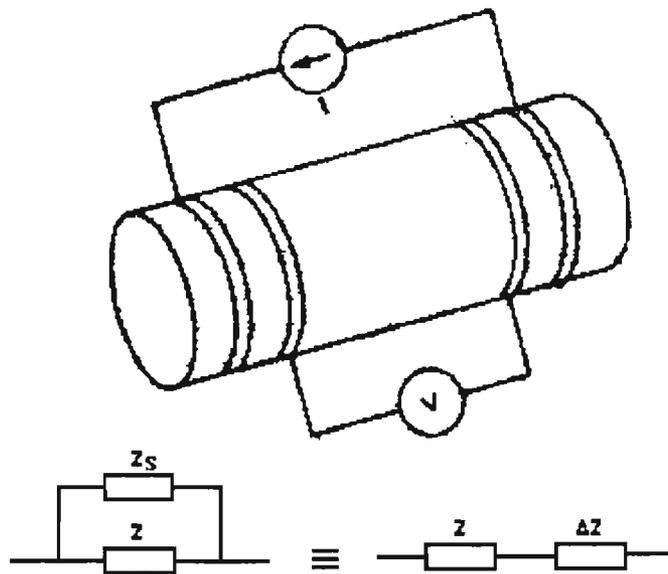


Figura 6.35. Modelo de extremidad cilíndrica para pletismografía de impedancias.

para el caso de cambios de impedancia muy pequeños, si además $Z \ll Z_s$ queda finalmente

$$\Delta V = -\rho \cdot L^2 \cdot \Delta Z / Z^2 \quad 6.17$$

hay pues, proporcionalidad entre los cambios de volumen y los de impedancia. Esta se mide a una frecuencia de unos 100 KHz, elegida teniendo en cuenta que una frecuencia menor sería detectada por el cuerpo; la impedancia electrodo-piel decrece al aumentar la frecuencia y, por tanto, influyen menos los movimientos, pero a una frecuencia las capacidades parásitas producirían errores. La medida se suele hacer empleando cuatro electrodos: dos externos para inyectar corriente (1 mA) y dos internos para medir la caída de tensión. Se asegura así que la densidad de corriente en la zona de medida sea uniforme, y las variaciones en la impedancia de contacto en los electrodos de medida influyen menos.

Esta técnica se emplea también para tener una medida cualitativa del gasto cardiaco (método de Kubicek). En este caso, se disponen dos electrodos de Mylar en el cuello y otros dos en el tórax. En la ecuación anterior se puede sustituir ΔZ por $T(dT/dt)$, donde T es el tiempo de eyección del ventrículo izquierdo. El instrumento mide estos dos parámetros y Z. El valor medio detectado es de 20 a 35 Ω , con una reducción de 0.2 Ω durante la sístole.

Pletismógrafo fotoeléctrico

Este instrumento se basa en el principio de que un cambio de volumen en una extremidad o dedo produce un cambio de densidad óptica en la piel y justo por debajo de la misma en una región vascular. Una fuente de luz ilumina una pequeña área de la yema del dedo. La luz dispersada y transmitida a través de los capilares del dedo es captada por una fotocelda que está protegida del resto de la luz. Cuando el dedo se llena con sangre (en cada pulsación), la densidad de sangre aumenta, reduciendo por tanto la cantidad de luz que llega

a la fotocelda. Como resultado se producen cambios en la resistencia de la fotocelda que se pueden medir con un puente y registrar. Las pulsaciones registradas de esta forma son similares a las producidas por un pletismógrafo puro, pero este tipo de instrumento no se puede calibrar para que refleje cambios absolutos de volumen, ni siquiera relativos. En consecuencia, este tipo de medidas está limitado principalmente al hecho de que hay pulsaciones en el dedo, indicar la frecuencia cardiaca y determinar el tiempo de llegada de los impulsos.

Bibliografía

Geddes, L.A.

Principles of applied biomedical instrumentation
Wiley Intercence. New York. 1989.

Guyton Arthur

Tratado de fisiología médica
Mc Graw Hill-Interamericana, México, 1997

José Mompín Poblet (coord.), varios

Introducción a la bioingeniería
Marcombo. Serie mundo electrónico.

Leslie Cromwell

Biomedical instrumentation and measurements
Prentice-Hall. 1973.

Ma. Teresa García González

Potenciales bioeléctricos: origen y registro
U.A.M. Iztapalapa. México, 1998.

Nihon Kohden

Product guide
Tokio. 1994 – 1995.

Pilar Castellanos Ábrego

Electrofisiología humana. Un enfoque para ingenieros
U.A.M. Iztapalapa. México, 1997.

Webster John G.

Design of microcomputer based medical instrumentation
Prentice-Hall, Boston, 1995.

VII MEDIDAS EN EL APARATO RESPIRATORIO

Resumen

En el presente capítulo, se tratan temas relacionados con el sistema respiratorio y empieza explicando el concepto de ventilación pulmonar, la cual se compara con una bomba de pistón con un volumen residual grande y se prosigue con el tema que trata los cambios de volumen en la cavidad torácica, aquí se exponen conceptos de la ventilación alveolar, ventilación total, volumen de espacio muerto y como se relacionan. Después en el tema de anatomía y fisiología de la ventilación, se da una pequeña descripción de la anatomía pulmonar y su función en la respiración, es decir, la ventilación pulmonar e intercambio gaseoso así como una explicación del espirograma, cambios de volumen y presión transpulmonar. Después en este mismo capítulo, se trata el tema de compliancia y resistencia, dos fuerzas responsables de expandir los pulmones y que dependen de la elasticidad de los mismos. El tema de intercambio gaseoso alveolar explica brevemente este fenómeno mediante un dibujo muy ilustrativo. Pero una vez realizado el intercambio gaseoso se requiere conocer, como se transporta este oxígeno que se toma del ambiente y como se elimina el dióxido de carbono resultante de la combustión, para explicar esto, se incluye el tema de transporte gaseoso en la sangre. Al tratar temas relacionados con la respiración, se conocen ciertos términos que deben quedar claros, como en el tema de ventilación, difusión y perfusión, aquí se explica en que consisten y como el intercambio gaseoso en el pulmón es determinado por ellos. Otros términos que se explican son, el espacio muerto y derivaciones en pacientes ventilados, el espacio muerto y la fracción de derivación están en proporción inversa uno a otro y depende de la presión en vías aéreas. La ventilación es automáticamente adaptada a los requerimientos de intercambio gaseoso por una serie de mecanismos los cuales forman parte de un circuito de control. Esto se explica en la regulación de ventilación. En el tema, medidas de presión, se explica brevemente la importancia que tiene la sensibilidad, linealidad y respuesta frecuencial de los transductores de presión para las medidas en el aparato respiratorio. Posteriormente, se hace una descripción de algunos transductores que se utilizan en la medida del sistema respiratorio como el manómetro de columna líquida, transductores electromecánicos de presión y dentro de estos, el manómetro de reluctancia variable, transductores de capacidad y de estado sólido. También vemos la influencia de las conexiones neumáticas en la respuesta dinámica, así como el tema, medidas de flujo, tema importante de conocer, ya que el ventilador volumétrico presenta en la cabecera del paciente los parámetros de dos formas; gráfica y mostrando los valores. Dichas gráficas y parámetros son calculados a partir de la medida de tres variables; flujo, presión y tiempo. Se explica en que consisten los neumotacógrafos y como funcionan, así como su utilidad en las medidas respiratorias, el medidor de flujo máximo, el cual se utiliza cuando no se dispone de un neumotacógrafo. Un instrumento que se analiza con más detalle es el espirómetro, que sirve para evaluar la función pulmonar, puede ser de agua o seco y ambos dibujan una gráfica volumen-tiempo y a partir de esta gráfica se obtienen otros parámetros de importancia clínica. Otro aparato muy importante para medir cambios de volumen pulmonar, determinar el volumen de gas torácico y la resistencia de vías aéreas es el pletismógrafo, el cual se revisa en este capítulo

y que por cierto, está basado en la ley de Boyle de los gases ideales. Se explica brevemente en que consiste la mecánica respiratoria y se retoman los temas de compliancia respiratoria y resistencia respiratoria. Para concluir el presente capítulo, se explica la excitación forzada para la determinación de la impedancia mecánica del sistema respiratorio.

Introducción

La energía necesaria para mantener todos los procesos vitales se obtiene mediante la utilización de oxígeno para metabolizar los nutrientes orgánicos en todas las células del organismo. El hombre así como los animales vivos requieren energía continuamente y el mecanismo más efectivo para producirla es el fenómeno de oxido-reducción de la glucosa en las mitocondrias. Para cumplir este objetivo es necesario transportar O_2 entre el ambiente y las células.

La atmósfera, provee de oxígeno el cual es separado a nivel celular por lo que hace de un sistema de transporte algo esencial. Así como garantizar una distribución completa de oxígeno en todo el cuerpo, este sistema de transporte deberá retornar el dióxido de carbono CO_2 , el cual es producido en la célula y regresado a la atmósfera. El sistema de transporte debe ser grande y flexible, suficiente para adecuar sin demasiado gasto para el consumo el cual varía de acuerdo con diferentes niveles de estrés.

El consumo normal de oxígeno de un adulto sano en reposo es de 250 ml de oxígeno por minuto, mientras que se producen 200 ml de dióxido de carbono al mismo tiempo. Estas cantidades aumentan con el estrés (Actividad física). Se puede observar un incremento en el consumo en pacientes con fiebre, ansiedad, dolores musculares y calambres así como en pacientes con dolor. Por otro lado, se puede observar una baja en el consumo en pacientes bajo el efecto de un sedante o anestesia, también ocurre como resultado de relajación muscular e hipotermia.

Si la cantidad de O_2 y CO_2 las cuales pueden ser transportadas son restringidas, las células no recibirán una suficiente cantidad de O_2 , y por lo tanto el CO_2 no será adecuadamente eliminado. Esto daría como resultado un incremento en la acidez en los tejidos y una escasez aguda de oxígeno en toda la célula.

Este sistema de transporte para O_2 y CO_2 comprende el sistema de vías aéreas entre los pulmones, boca y nariz, así como el sistema circulatorio del cuerpo. Desde el aspecto físico el sistema de transporte consiste de dos sistemas juntos, separados uno del otro únicamente por un cambio de membrana.

Este proceso ocurre en el cuerpo humano en dos etapas: Durante la primera etapa, el aire atmosférico entra al cuerpo como aire inspirado, es humedecido y mezclado, y pasa al alveolo en el pulmón. Las moléculas de oxígeno se difunden en la sangre mediante los capilares pulmonares, donde comienza la segunda etapa del transporte. La sangre oxigenada pasa a través de las venas pulmonares, el lado izquierdo del corazón la aorta y sus arterias sistémicas y ramificaciones, las arterias y después a los capilares de los tejidos

periféricos y órganos. El oxígeno entonces pasa por difusión a las células, las cuales también involucran el cruzamiento del espacio intersticial entre los capilares y las células.

El dióxido de carbono invierte el proceso y se difunde de regreso. de las células dentro de los capilares es transportado de regreso a través del sistema circulatorio venoso hacia el lado derecho del corazón y después a través de las arterias a los capilares pulmonares. Este pasa al alveolo, nuevamente por difusión lo transporta hacia el exterior del cuerpo durante la espiración.

El primer sistema de transporte es llenado y vaciado rítmicamente y termina en el alveolo, por lo cual, la dirección del flujo cambia en cada ciclo. Este proceso completo es conocido como ventilación y está dividido en inspiración y espiración. La ventilación inicia por los músculos inspiratorios y es controlado por el centro respiratorio en el cerebro.

El segundo sistema de transporte incluye y comprende la red de vasos sanguíneos. El movimiento de la sangre alrededor del cuerpo es descrito como circulación, y perfusión es el término aplicado al flujo de la sangre a través de un órgano o dentro del tejido. El corazón es el responsable de mantener la circulación con el lado izquierdo suministrando sangre al tejido y el lado derecho suministrando sangre a los pulmones. Un extremadamente intrincado sistema capilar con subdivisiones diminutas disminuyen el flujo de sangre, entonces la sangre suministrada y el aire suministrado parte del sistema transporte. asegura que las condiciones sean óptimas para el intercambio entre los dos sistemas.

La ventilación pulmonar se puede comparar con una bomba de pistón con un gran volumen residual. Los pulmones se expanden y contraen de dos formas, por el movimiento del diafragma por el cual se logra la respiración tranquila y el de las costillas.

Un adulto tiene una capacidad residual funcional de aproximadamente 2.5 litros, con cada respiración se exhala una quinta parte de este volumen aproximadamente y reemplazado con aire fresco. Con el aumento del movimiento respiratorio, el volumen residual disminuye y la cantidad de aire inspirado en los pulmones aumenta.

Es importante tener una idea de la anatomía pulmonar básica y fisiología de la ventilación, el transportar el O_2 de la atmósfera a los capilares tisulares requiere de una serie de procesos que principia con la ventilación. la ventilación es el intercambio convectivo de una masa de aire fresco atmosférico por el aire alveolar. Para que este mecanismo tenga lugar, debe disminuir la presión dentro de los alvéolos y se establezca un gradiente.

El intercambio gaseoso en el pulmón es determinado por la ventilación, difusión y perfusión, la ventilación, es responsable de transportar el oxígeno de la atmósfera y descargar dióxido de carbono hacia la atmósfera, mientras la perfusión realiza la misma función para los tejidos.

Las partes del pulmón donde no existe perfusión es conocido como espacio muerto alveolar. El espacio muerto se refiere a las áreas ventiladas que no participan en el intercambio gaseoso, el espacio muerto total ó fisiológico consiste en la suma del espacio

muerto anatómico, el espacio muerto alveolar y al espacio muerto mecánico. La ventilación es automáticamente adaptada a los requerimientos de intercambio gaseoso por una serie de mecanismos, los cuales forman parte de un mecanismo de control. Un circuito de control consiste en un sensor que monitorea el valor de flujo de la variable para ser controlada. el valor medido se compara con el valor de referencia para la variable a ser controlada y un elemento de control se activa o desactiva de acuerdo a la diferencia entre los valores de referencia y la medida. El nuevo valor es registrado por el sensor y procesado en el circuito de control.

Es importante medir y controlar las presiones en el aparato ó sistema respiratorio. pero el margen es muy bajo, raramente se superan los valores de 10 Kpa. El instrumento más simple para medir la presión en aplicaciones respiratorias es el manómetro de liquido. Pero sólo se puede aplicar en medidas estáticas e impiden su utilización en muchas medidas.

Ante este problema, se recurre a la utilización de otros dispositivos como los transductores electromecánicos de presión, el manómetro de reluctancia variable, transductores de capacidad, y transductores de estado sólido, neumotacógrafos, instrumentos como el espirómetro y el Pletismógrafo, todos ellos se tratan en este capítulo así como la técnica de excitación forzada.

La ventilación pulmonar

La ventilación pulmonar puede ser comparada con una bomba de pistón con un gran volumen residual. Los pulmones pueden expandirse y contraerse de dos maneras: 1) por el movimiento hacia abajo y arriba del diafragma para alargar y acortar la cavidad torácica, y 2) por elevación y descenso de las costillas para aumentar y disminuir el diámetro anteroposterior de la cavidad torácica.

La respiración normal tranquila se logra casi totalmente por el primero de ambos sistemas, es decir por el movimiento del diafragma. Durante la inspiración, la contracción del diafragma tira de las superficies inferiores de los pulmones hacia abajo. Después, durante la espiración, el diafragma se limita a relajarse, y es el *retroceso elástico* de los pulmones de la pared torácica y de las estructuras abdominales el que comprime los pulmones.

El segundo método de expandir los pulmones es elevar la caja torácica. Esta maniobra expande los pulmones debido a que, en la posición normal de reposo, las costillas se dirigen hacia abajo, lo que permite que el esternón caiga hacia atrás, hacia la columna vertebral. Pero cuando la caja torácica se eleva, las costillas se proyectan casi directamente hacia delante, de forma que el esternón se dirige hacia delante, lejos de la columna, y hace que el espesor anteroposterior del tórax sea aproximadamente un 20% mayor durante la inspiración forzada que en la espiración.

Cambios de volumen en la cavidad torácica

Un adulto tiene una capacidad residual funcional de aproximadamente 2.5 litros, con cada respiración se exhala una quinta parte de este volumen aproximadamente y reemplazado por aire fresco, si se inhala aire atmosférico, la concentración de O₂ en el aire alveolar es de 14% del volumen, y de esta manera la capacidad funcional residual contiene $0.14 \times 2.5 \text{ l O}_2 = 350 \text{ ml O}_2$. En otras palabras, si 500 ml de aire es inhalado con una concentración de O₂ del 21%, esto trae un O₂ de 105 ml, haciendo un total de 455 ml de O₂ en 3000 ml de aire alveolar. Esto significa que la fluctuación del ciclo respiratorio es por lo tanto sólo 1% de volumen, el cual cambia la presión parcial por algo así como 7 mm Hg.

Entre la atmósfera y el alveolo son vías aéreas las cuales no permiten ningún cambio de gas. El volumen de estas vías aéreas es descrito como espacio muerto, y es entre 150 y 200 ml (dependiendo de la edad y el tamaño del cuerpo). Al final de la espiración el espacio muerto se llena con aire alveolar, el cual es en ese momento se respira hacia atrás durante la inspiración. Al final de la inspiración el espacio muerto se llena con aire atmosférico caliente y húmedo, el cual es exhalado nuevamente sin cambios con la siguiente respiración. Esto significa que, el volumen de aire fresco entrante el alveolo por respiración, conocido como ventilación alveolar, es siempre igual al volumen tidal (VT) menos el volumen de aire en el espacio muerto (VD):

$$V_A = V_T - V_D \quad 7.1$$

La ventilación alveolar es la ventilación alveolar total por minuto, y es llamado el volumen minuto (VM). Es el producto del volumen tidal (VT) menos el volumen de espacio muerto (VD) por la frecuencia respiratoria (FR – respiraciones por minuto):

$$V_M = FR \cdot (V_T - V_D) \quad 7.2$$

Como el movimiento respiratorio aumenta, el volumen residual disminuye y la cantidad de aire inspirado en los pulmones aumenta. Esto resulta en mayores fluctuaciones en la concentración alveolar, mientras la proporción del aire atmosférico nuevo en el remanente en los pulmones incrementa significativamente. Esto es posible, por lo tanto, para incrementar la concentración de O₂ en el alveolo por una considerable cantidad por un breve intervalo de tiempo, mientras al mismo tiempo la concentración de CO₂ por la misma cantidad. En otras palabras, el hecho de que el volumen residual puede ser cambiado de esta forma significa que la cantidad de O₂ y CO₂ almacenado pueden ser rápidamente cambiados.

La diferencia entre el volumen de gas contenido en los pulmones al final de una inspiración máxima, conocida como la capacidad total pulmonar e igual a alrededor de 6 o 7 litros, y el volumen residual de 1.2 a 1.5 litros aún remanente en los pulmones después de una espiración máxima activa, es descrita como la capacidad vital y representa una medida clínica útil. Sin embargo, solo alrededor de dos terceras partes de la capacidad vital como movimiento respiratorio máximo es usado aún bajo mayor esfuerzo físico, haciéndola una medida funcional con la cual el proceso puede ser descrito, aún sin alguna significancia funcional real.

Anatomía y fisiología de la ventilación

Comprender los conceptos de la respiración mecánica, comienza con la comprensión de los componentes individuales que soporta el acto de la respiración. La anatomía del tórax es adecuada para el acto de la respiración espontánea. La contracción del diafragma ejerce presión para disminuir en el pecho y gas para que fluya dentro de los pulmones.

La anatomía del pecho esta dividida en tres partes principales: tejidos para soporte (estructura), tejidos que actúan (músculos) y tejidos que reaccionan (pulmón, corazón).

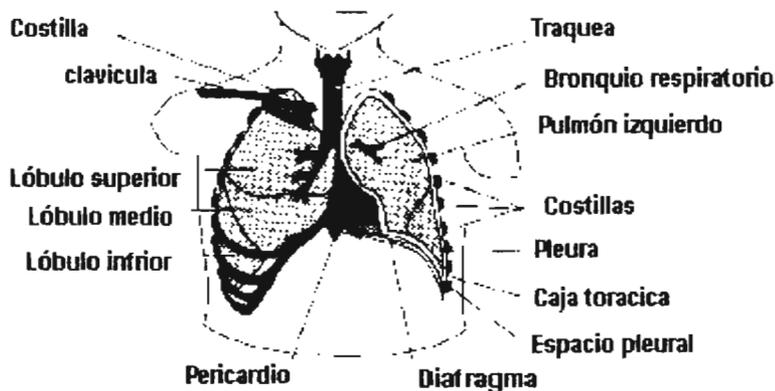


Figura 7.1. Anatomía pulmonar básica.

Las costillas y la caja torácica forman el soporte completo, el diafragma y músculos accesorios para respiración generan cambios de presión necesarios para mover el gas dentro y fuera de los pulmones, la pleura protege el tejido pulmonar de los daños por la fricción durante el acto de respiración, el corazón y el pulmón proporcionan los mecanismos de intercambio de gas (figura 7.1).

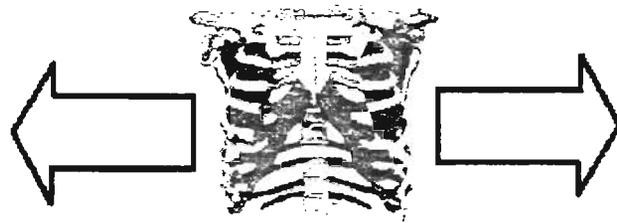
La caja torácica tiene una configuración que es constantemente tensionada hacia fuera elásticamente.

El tejido pulmonar aislado, tiende a contraerse debido a la naturaleza elástica del mismo.

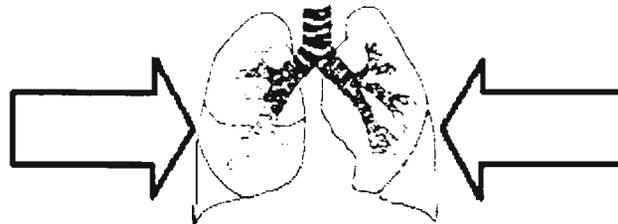
En la acción de la respiración, cuando la caja torácica se expande hacia fuera, ésta actúa sobre las fuerzas de contracción del tejido pulmonar y da como resultado el balance. Por lo tanto, el tejido pulmonar es sostenido y manteniéndose parcialmente inflado para prevenir colapsarse.

El árbol traqueobronquial provee una ruta para que el gas entre y salga de los pulmones. Circundando el interior a lo largo de las vías aéreas, esta conformado con anillos cartilagosos que ayudan a mantener el diámetro de toda la vía (figura 7.2).

La traquea se ramifica en dos principales ramas, las cuales entran cada una a un pulmón y continúa dividiéndose hasta llegar a un alveolo individual. Como ocurre en cada subdivisión, el diámetro seccional de las vías aéreas aumentan para ayudar a la distribución del gas al alveolo.



La caja torácica constantemente tensionada hacia afuera elásticamente.



El tejido pulmonar aislado, tiende a contraerse debido a su naturaleza elástica.

Figura 7.2. Ventilación pulmonar.

Transportar el O_2 de la atmósfera a los capilares tisulares requiere de una serie de procesos que principia con la ventilación, figura 7.3.

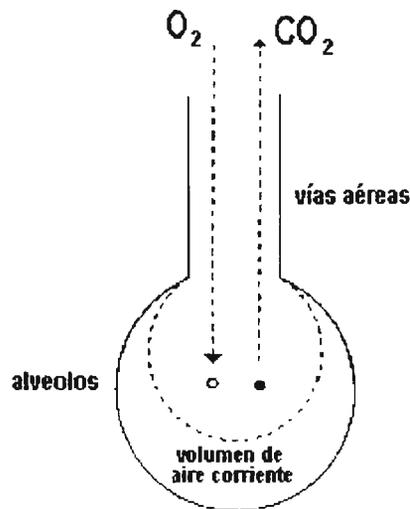


Figura 7.3. Intercambio gaseoso.

La ventilación es el intercambio convectivo de una masa de aire fresco atmosférico por el aire alveolar y generalmente se expresa en litros sobre minuto BTPS. Para que este mecanismo tenga lugar, es preciso que disminuya la presión en el interior de los alvéolos y se establezca un gradiente. Esta caída de la presión se produce porque se contraen los músculos respiratorios; el diafragma se aplana, lo que aumenta la altura del tórax disminuye la presión dentro de los alvéolos pulmonares ya que la pleura parietal arrastra a la pleura visceral porque el espacio entre las dos hojas pleurales es cerrado. Al establecerse el

gradiente de presión. el flujo de aire atmosférico penetra a los alvéolos hasta que las presiones se igualan al final de la inspiración, momento en el cual cesa el movimiento del aire y el flujo es cero. Al volumen inspirado en reposo se le denomina volumen de aire corriente (tidal volume), figura 7.4.

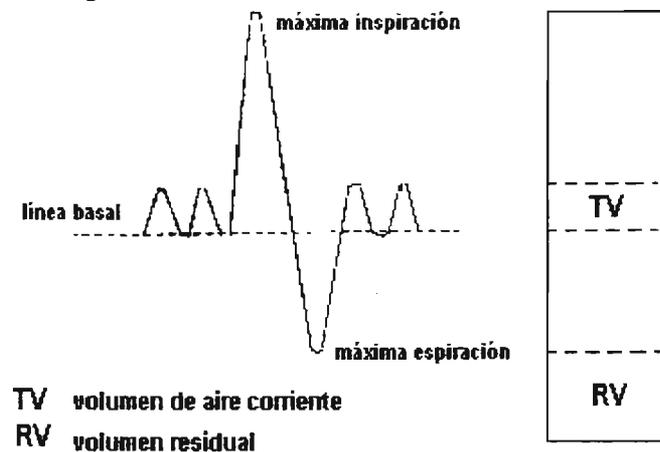


Figura 7.4. Espiograma.

A la entrada de esta masa de aire se oponen dos tipos de resistencia: la resistencia viscosa y la resistencia elástica. La primera se refiere principalmente a la fricción del flujo del aire al pasar por las vías respiratorias y es habitual llamarla resistencia al flujo del aire en las vías aéreas (RAW) y la segunda se refiere a la resistencia que se opone a la distensión de la masa elástica toracopulmonar principalmente de las fibras elásticas del pulmón y del tejido elástico fibromuscular.

Al relajarse los músculos respiratorios las fibras elásticas toracopulmonares regresan a su posición de descanso, disminuye el volumen alveolar, aumenta la presión, se establece el gradiente y el flujo de aire se mueve en sentido inverso hasta la posición basal que es el final de la espiración tranquila, punto en que nuevamente cesa el movimiento del aire y el flujo vuelve a ser cero. Al volumen de aire que hay dentro de los pulmones al final de la espiración tranquila se le llama capacidad residual funcional (FRC).

Si la inspiración y la espiración se llevan al máximo posible, al volumen de aire que se moviliza con esta maniobra se le llama capacidad vital VC. Al volumen de aire remanente en los pulmones en el punto de máxima espiración se le llama volumen residual RV y en el punto de máxima inspiración se le llama capacidad pulmonar total TLC. La suma de VC y RV es la TLC.

Al final de la espiración tranquila, el sentido de la retracción del tejido elástico del pulmón es hacia el colapso y es equilibrada por la fuerza de retracción elástica del tórax, de igual magnitud pero en sentido opuesto. Al tirar la retracción del pulmón hacia adentro y la del tórax hacia fuera, la presión entre las hojas visceral y parietal de la pleura es inferior a la atmosférica. La mínima presión posible en nuestro universo es cero y que corresponde al vacío absoluto, pero si arbitrariamente a la presión de la atmósfera se le asigna el valor cero, convencionalmente a toda presión atmosférica se le puede llamar negativa.

Hay dos circunstancias en las que es útil considerar la diferencia entre las dos presiones. Una se refiere al gradiente de presión entre los extremos de un conducto y se llama presión de impulso y otra se refiere al gradiente de presión entre ambos lados de una pared, que se denomina presión transmural, (figura 7.5).

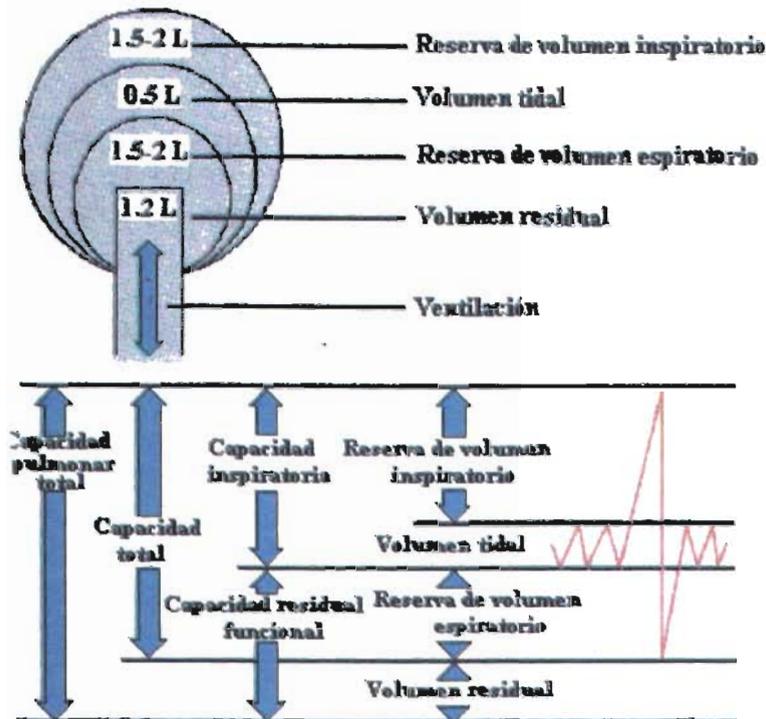


Figura 7.5. Cambios de volumen.

Un ejemplo del primer caso es el gradiente de presión que impulsa la sangre entre la arteria pulmonar y la aurícula izquierda a lo largo del circuito vascular pulmonar.

Otro ejemplo del segundo caso es la presión transpulmonar, que es gradiente de presión entre el interior de los alvéolos y el espacio pleural.

Para calcular la presión transpulmonar se resta la presión intrapleural de la presión alveolar. Al final de la espiración tranquila la presión alveolar es cero (igual a la presión atmosférica) lo que determina que no haya flujo de aire en las vías aéreas, por ejemplo: final de la respiración tranquila, si se tiene una presión alveolar de 0, presión intrapleural de $-2.5 \text{ cmH}_2\text{O}$, se tiene.

$$\text{Presión Transpulmonar } 0 - (-2.5) = 0 + 2.5 = 2.5 \text{ cmH}_2\text{O}.$$

Al final de la inspiración tranquila, la retracción elástica aumenta por que el pulmón está más distendido, por lo tanto la presión intra pleural es más negativa. Nuevamente no hay flujo del aire en las vías aéreas por lo que la presión alveolar es cero, igual a la atmósfera.

La distensibilidad pulmonar C_L es la relación entre el volumen de aire inspirado y el correspondiente cambio de la presión transpulmonar. Por ejemplo, cuando las fibras elásticas están destruidas en el enfisema pulmonar, la C_L está aumentada y cuando el pulmón es rígido la C_L está disminuida.

Compliancia y resistencia

Las fuerzas responsables de expandir los pulmones, las cuales dependen de la elasticidad de los mismos, se pueden describir como distensibilidad o compliansa (C) de los pulmones. La distensibilidad esta definida como el cambio del volumen dividido por el cambio en presión durante una respiración específica.

Compliansa = cambio en volumen/cambio en presión (l/mbar)

Si la presión transpulmonar cambia durante la inspiración de un litro de aire por 10 mbar, la distensibilidad del pulmón es entonces igual a 0.1 l/mbar. Para pacientes que están siendo ventilados mecánicamente, la presión en vías aéreas puede estar dada diferente a la presión transpulmonar, por lo cual lo anterior es sinónimo con presión transtorácica. Esto significa que la distensibilidad de ambos, el pulmón y el tórax son determinados en la misma forma. Esto es de poca significancia en la práctica, y simplemente ocasiona un cambio sistemático en la medida de los valores. Los cambios en la distensibilidad durante el curso del tratamiento de pacientes ventilados es virtualmente siempre relacionados con pulmón. La distensibilidad completa se puede calcular en base a la distensibilidad pulmonar y la distensibilidad torácica utilizando la siguiente fórmula:

$$\left(\frac{1}{C_{Lung}} + \frac{1}{C_{Toraax}} \right)^{-1} = \frac{C_{Lung} \cdot C_{Torax}}{C_{Lung} + C_{Torax}} \quad 7.3$$

en un adulto sano, la distensibilidad torácica y pulmonar son aproximadamente iguales. Cada una es de cerca de 0.2 l/mbar, en un litro resultando una distensibilidad completa de 0.1 l/mbar en base a la ecuación de arriba. Los cambios en la distensibilidad producidos por cambios en las fibras elásticas son solo significativas en caso de una enfermedad crónica. Los cambios en el contenido de agua del pulmón hacen una diferencia estimada en agudos cambios en pacientes ventilados. El factor más importante, sin embargo, es la reducción en la tensión superficial debida a la pérdida de la esencia superficie-activa.

La tensión superficial es una fuerza en la interfase aire-agua, la cual actúa en proporción inversa al radio alveolar. En otras palabras, el más pequeño el alveolo, el más grande la cantidad de energía necesaria para expandirla.

Adicionalmente para aumentar la resistencia, hay también resistencia en las vías aéreas sin el pulmón el cual necesita ser vencido. Esta resistencia puede ser calculada dividiendo la diferencia de presión la cual ocurre en un cierto flujo:

Resistencia = diferencia de presión (mbar)/porcentaje de flujo (l/s)

Si la presión entre el inicio y el final de una caída en vías aéreas de 10 mbar en una taza de flujo de 1 l/s, la resistencia es igual a 10 mbar (l/s). Es difícil medir la resistencia en un paciente, como la diferencia de presión entre la atmósfera y el alveolo no puede ser verificada directamente.

Debido a la forma del árbol bronquial, la resistencia en sus diferentes ramificaciones es en diferentes niveles. Inicialmente, la resistencia completa es la más baja en la capacidad residual funcional, esto es, donde el diámetro de las vías aéreas es mayor.

La distensibilidad y resistencia pueden variar a través del campo completo del pulmón. Las secciones del pulmón el cual tiene una distensibilidad serán ventiladas para una pequeña región por una dada presión transpulmonar que secciones con una alta distensibilidad. El producto de la distensibilidad y la resistencia determina la longitud de tiempo necesario para llenar y vaciar una sección específica del pulmón, y es también descrito como la constante de tiempo para el comportamiento dinámico del pulmón.

Intercambio gaseoso alveolar

Una molécula de gas solo tiene que recorrer una distancia cercana a 1 μm entre un alveolo y un eritrocito (glóbulo rojo). El número total de cerca de 300 millones de alvéolos son directamente intercalados con unos 1000 a 4000 millones de capilares, también proporcionando una superficie de contacto de aproximadamente 80 m^2 . Esto crea las condiciones óptimas para el intercambio de gases.

La composición del aire alveolar modifica entre inspiración y expiración solo ligeramente en el estado de equilibrio durante la respiración tranquila. La sangre de los capilares, la cual entra al pulmón con una presión parcial de oxígeno (pO_2) de aproximadamente 40 mm Hg es oxigenada hasta que el pO_2 llega a un valor de 90 a 100 mm Hg. La superficie para intercambio gaseoso varía según el número de capilares alimentados con sangre y el número de alvéolos ventilados. Esta superficie y el grosor de la membrana sólo constituyen una barrera en casos muy raros.

Un factor muy importante en un pO_2 específico en la sangre arterial es el gradiente de la presión parcial alveolar-capilar, y esta se ve afectada por cambios en ventilación así como variaciones en la concentración de O_2 inspiratorio. Así, cuando la ventilación disminuye el gradiente llega a ser menor, y cuando la ventilación aumenta el gradiente se incrementa, pero solo hasta cierto punto. Aumentar la concentración de O_2 inspiratorio es más efectivo, y es aplicado para muchas condiciones patológicas de los pulmones y en emergencias.

El gradiente es considerablemente más bajo para CO_2 y es de alrededor de 4 a 5 mm Hg, en otras palabras cerca de una décima parte del gradiente de O_2 . Como el CO_2 se difunde 20 veces más rápido que el O_2 en la misma diferencia de presión, la velocidad de difusión para CO_2 es de dos veces con respecto al O_2 . De esta manera, el intercambio de CO_2 es como una regla menos propensa a la obstrucción que la del O_2 . Esta es una

consideración particularmente importante para los servicios de urgencia, donde los valores de gases sanguíneos de un paciente generalmente se desconocen (figura 7.6).

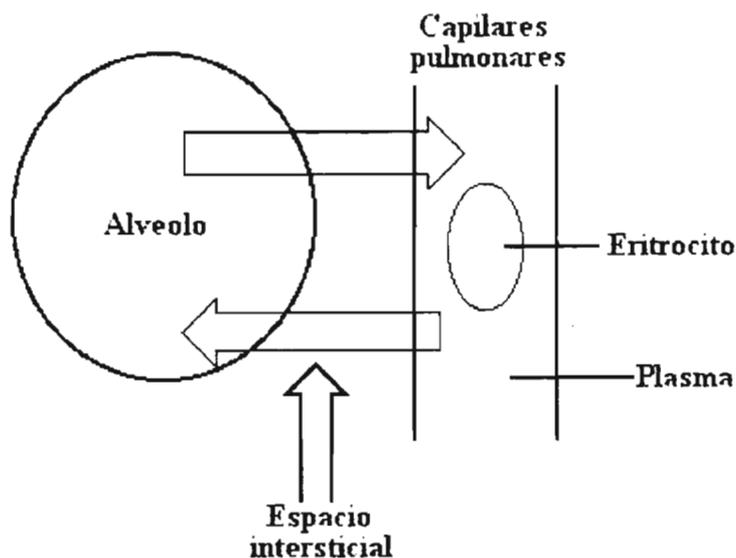


Figura 7.6. Intercambio gaseoso alveolar.

Transporte gaseoso en la sangre

Cuando un líquido es puesto en contacto con una mezcla de gas, las moléculas de gas se difundirán en el líquido hasta que las presiones parciales de los componentes individuales ambos en el gas y en el líquido sean iguales. Las moléculas de gas se disuelven en el líquido, cuando la presión residual es constante, el número de moléculas disueltas incrementará cuando la temperatura desciende. Si la presión parcial de un gas encima del líquido es reducida, el gas se difundirá en el líquido hasta que se haya alcanzado un nuevo balance. Este fenómeno se puede observar por ejemplo, cuando se destapa una botella de agua mineral.

Diferentes gases tienen diferentes índices de solubilidad. Por ejemplo, la solubilidad física del CO_2 es casi 24 veces más que el oxígeno a la misma temperatura y presión parcial. Las cantidades de O_2 y CO_2 las cuales se pueden disolver a presiones parciales prevaletientes en la sangre es muy poca, como para asegurar un índice de transporte suficientemente rápido con respecto a la velocidad normal de difusión que puede conseguirse en la sangre. Por tal razón, tan solo 0.3 ml de oxígeno y 3 ml de CO_2 son físicamente disueltos en 100 ml de sangre.

Cada gas posee un índice diferente de solubilidad, por ejemplo, la solubilidad del CO_2 es casi 24 veces la del O_2 a la misma temperatura y presión parcial. Las cantidades de O_2 y CO_2 , los cuales pueden ser disueltos en presiones parciales prevaletientes en la sangre, es muy poca como para asegurar un índice suficientemente rápido de transporte con

la velocidad de difusión normal, la cual puede lograrse en la sangre. De esta manera, solo 0.3 ml de oxígeno y 3 ml de CO₂ son físicamente disueltos en 100 ml de sangre. Para lograr un índice de transporte de oxígeno de 1.2 l/min en sangre arterial, es necesario un flujo cardiaco de 400 l/min bajo estas condiciones.

Se puede lograr suficiente transporte de O₂ y CO₂ por los procesos de intercambio dados en la sangre por fijación química de ambos gases en la sangre temporalmente, una fijación que excede considerablemente la solubilidad de ambos gases.

El oxígeno reacciona reversiblemente con la hemoglobina, el pigmento de la sangre roja en el interior de los eritrocitos (glóbulos rojos). La hemoglobina está compuesta de una proteína, la globina, y un pigmento la hemo. Al centro de la hemoglobina se encuentra un átomo de hierro con el cual reacciona el oxígeno reversiblemente.

Un gramo de hemoglobina se puede unir a un máximo de 1.36 ml de oxígeno. Una vez que se absorbe esta cantidad la hemoglobina queda saturada. La cantidad de oxígeno contenido en un mililitro de sangre con la hemoglobina completamente saturada depende de la concentración de hemoglobina de la sangre y es calculada multiplicando la concentración de la hemoglobina en g/dl por 1.36 ml/g, el factor de fijación para el oxígeno. La cantidad de oxígeno contenida en una unidad de volumen de sangre es descrita como el oxígeno contenido.

El oxígeno contenido en una muestra de sangre, en relación al contenido máximo posible en un tiempo dado, es también conocido como la saturación de oxígeno, y oxígeno contenido o incremento de la saturación de oxígeno como los incrementos de la presión parcial.

La relación entre la presión parcial de oxígeno y la saturación esta dada por la forma general o estándar de la curva de disociación de la cual los valores actuales pueden ser calculados usando la concentración de hemoglobina y el factor por la cantidad en solución. La curva que describe la relación entre la presión parcial de O₂ y contenido de O₂ es válida solo para una concentración de hemoglobina dada, por lo que la concentración de hemoglobina determina la elevación de la curva.

La fijación del dióxido de carbono ocurre de una manera fundamentalmente diferente a la del oxígeno. En primer lugar no tiene punto final en el proceso de fijación y nociones de saturación como una medida cuantitativa de fijación. Además, se sabe que existen dos formas de fijación independientes una de otra. Algo así como un 25 % de CO₂ es ligado reversiblemente a la globina de la hemoglobina en la forma de un compuesto carbonado. La capacidad de absorción no se ve afectada por la presión parcial de CO₂ pero por la saturación de O₂ de la hemoglobina. El mínimo valor de la saturación de oxígeno la mayor capacidad para ligar CO₂. 65 % del CO₂ es convertido a bicarbonato, donde la cantidad la cual es convertida depende de la presión parcial de CO₂. El CO₂ disuelto es convertido a bicarbonato dentro de los eritrocitos, la reacción es catalizada por la enzima anhidrasa carbónica. Una vez formado, cada bicarbonato sale del eritrocito y es remplazado por un ión cloro. Cuando el CO₂ es liberado de la sangre el proceso citado anteriormente es

reversible. Alrededor de 50 ml de dióxido de carbono es químicamente unido a 100 ml de sangre arterial, y es de esta forma más del doble la cantidad de oxígeno ligado.

El hecho de que las curvas de disociación para oxígeno y dióxido de carbono son diferentes en forma y gradiente es la razón por la cual el contenido de CO_2 de la sangre puede ser reducido por un incremento en ventilación en la misma proporción de como puede ser aumentado cuando disminuye la ventilación. El contenido de oxígeno, sin embargo, puede ser reducido por una disminución en ventilación, pero puede difícilmente incrementar cuando la ventilación es incrementada. Esta es la razón por la que las diferencias típicas en valores de gas sanguíneo en la presencia de desordenes en la distribución de gas acompañado por un goteadero funcional.

Ventilación, difusión, perfusión

El intercambio gaseoso en el pulmón es determinado por ventilación, difusión y perfusión (figura 7.7). Como un proceso de intercambio, la ventilación es responsable de transportar el oxígeno de la atmósfera y descargar dióxido de carbono hacia la atmósfera, mientras la perfusión realiza la misma función para los tejidos. Ya se ha mencionado que la coordinación de ventilación y la perfusión en los pulmones es de fundamental importancia para la eficacia del intercambio gaseoso. Las condiciones óptimas para prevalecer el intercambio cuando el índice de ventilación a perfusión es 1 y existe un equilibrio entre los sistemas de transporte.

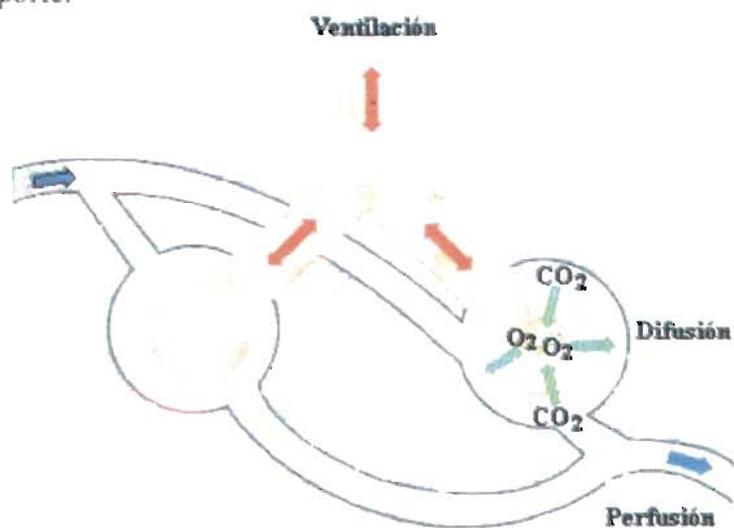


Figura 7.7. Ventilación, difusión y perfusión.

En términos relativos en la ventilación: el índice de perfusión de más de 1, cualquiera que sea su causa, puede ser descrita como hiperventilación. Esta hiperventilación dirige al oxígeno enriquecido en el aire alveolar y de esta manera también en la sangre arterial, aunque la saturación de sangre incrementa fuera de proporción al incremento en la presión parcial. Esto es debido a la naturaleza específica de enlace del oxígeno con la hemoglobina. El dióxido de carbono se comporta diferente en que su presión parcial y contenido son prácticamente lineales y proporcional para cada uno bajo

ciertas condiciones. En el caso de hiperventilación, la presión parcial de oxígeno sube al mismo valor que la presión parcial de dióxido de carbono cae, en contraste para cada incremento de oxígeno contenido para una pequeña magnitud que la disminución del contenido de dióxido de carbono.

Una ventilación: el índice de perfusión de menos de 1 es sinónimo de hipoventilación. En esta condición la presión parcial y contenido de dióxido de carbono incrementa paralelamente a la misma magnitud que la presión parcial y el contenido de oxígeno disminuye. La curva de disociación del dióxido de carbono es lineal por encima y abajo del rango fisiológico, mientras que la curva de disociación del oxígeno es lineal sólo en el rango mas bajo, y llega a ser cada vez mas aplanado con incremento del contenido de oxígeno en el rango superior (figura 7.8).

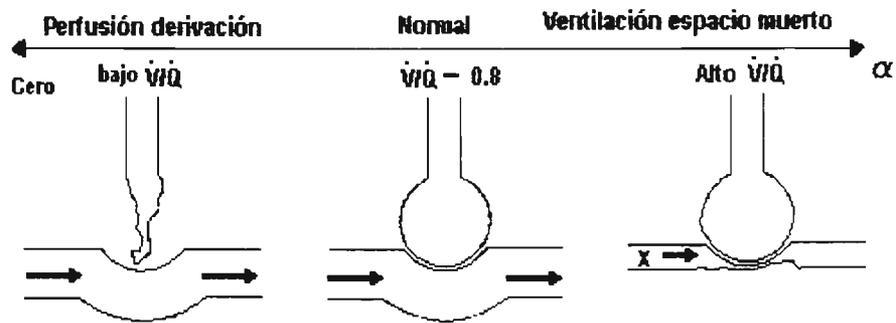


Figura 7.8. Espectro ventilación - perfusión.

A pesar de la ventilación global: el índice de perfusión puede ser determinado en el pulmón sano, hay de hecho, un cambio en ambos en ventilación y perfusión en primates cuando el cuerpo esta en posición vertical. La ventilación: el índice de perfusión es también correspondientemente modificado.

La distribución de perfusión es ampliamente determinada por gravedad desde la presión hidrostática es mayor que la presión hidrodinámica en presiones intratorácicas bajas. La distribución de ventilación es principalmente determinada por las mismas fuerzas como se cito anteriormente, en oposición a la fuerza, la cual contrae al pulmón. Estos índices aplican también a la posición horizontal, aunque para una magnitud reducida. Al mismo tiempo la distribución adicional de ventilación en la dirección sagital juega un rol importante.

El patrón de distribución para la ventilación: el índice de perfusión puede ser modificado favorablemente por influencias externas, tal como cambios locales en distensión y/o resistencia en vías aéreas las cuales ocurren, por ejemplo en contusiones pulmonares o bronconeumonía, o como un resultado de cambios de presión en las vías aéreas durante la ventilación. Cuando existen diferencias locales en la cantidad de ventilación, perfusión o en la ventilación: el índice de perfusión, entonces esta condición es conocida como mala distribución y un pulmón de esta forma afectado es descrito como un pulmón funcionalmente no homogéneo.

Espacio muerto y derivaciones

Las partes del pulmón donde no existe perfusión son conocidos como espacio muerto alveolar. La ventilación de un pulmón o sección de un pulmón, el cual está sobre ventilado comparado con la superficie perfusionada puede estar dividida en dos partes, una de las cuales es normalmente ventilada y la otra es ventilada pero no perfusionada. Si la cantidad de ventilación de espacio muerto es expresada como una fracción de ventilación total, esta fracción es pequeño indicio de la presencia de dificultades de perfusión, el parámetro correspondiente es la fracción de espacio muerto.

Si una parte del pulmón se encuentra con ventilación disminuida, el cociente de perfusión está dividida entre uno con una ventilación normal. La razón de perfusión y uno con ventilación cero, la superficie de mala distribución ventilatoria puede ser expresada cuantitativamente por la proporción de sangre desoxigenada a oxigenada fluyendo a través de ésta área. Una medida de esto es provista por la "fracción de derivación", la cual es la proporción de la sangre desoxigenada fluyendo en una unidad de tiempo a través de un área dada del pulmón en relación con la sangre total que fluye en esta área.

El espacio muerto y las fracciones de derivación son de esta manera parámetros cuantitativos de mala distribución, pero no proporciona información acerca de distribución topográfica. Estos datos pueden ser proporcionados por procesos de información tales como los métodos de medicina nuclear. En cuidados intensivos generalmente los parámetros cuantitativos son más importantes que la distribución local la cual puede también ser evaluados a una cierta magnitud de rayos X (atelectasis).

Una derivación conduce a hipoxemia e hipercapnia, ambas actúan como estimulantes humorales de respiración y son respuesta a un incremento correspondiente en ventilación. Es conocido el hecho de que el contenido de oxígeno entonces sube y el contenido de dióxido de carbono cae, con la última disminución a una mayor magnitud que los incrementos anteriores. Después de mezclar con otra sangre en los pulmones, esto da como resultado una presión parcial de oxígeno la cual es muy baja comparándola con la presión parcial de dióxido de carbono. Este puede ser un PO_2 normal con un PCO_2 disminuido, o un PO_2 disminuido con un PCO_2 normal. Esta es una señal característica de mala distribución ventilatoria compensada por hiperventilación (respiración excesiva).

En los pacientes ventilados, el espacio muerto y la fracción de derivación están en proporción inversa uno a otro y depende de la presión en vías aéreas. Si la presión en vías aéreas es demasiado bajo, algunas áreas alveolares pueden no expandirse y la fracción de derivación incrementa. Como la presión en vías aéreas incrementa, la ventilación local mejora, de esta manera trayendo mas o menos una reducción en la perfusión regional, particularmente en las regiones atípicas, y un incremento correspondiente en la fracción de espacio muerto. Con pacientes ventilados es importante intentar encontrar el mejor compromiso entre la fracción de espacio muerto y la fracción de derivación, usando la presión parcial de oxígeno más alta posible de oxígeno arterial el cual debe ser conseguido por una concentración de oxígeno inspiratorio dado como una guía.

El espacio muerto se refiere entonces a las áreas ventiladas que no participan en intercambio gaseoso. El espacio muerto total o fisiológico (figura 7.9), se refiere a la suma de los tres componentes de espacio muerto descritos abajo:



Figura 7.9. El espacio muerto se refiere a las áreas que no participan en el intercambio gaseoso. El espacio muerto total o fisiológico, se refiere a la suma de los tres componentes.

La regulación de ventilación

La ventilación es automáticamente adaptada a los requerimientos de intercambio gaseoso por una serie de mecanismos los cuales forman parte de un “circuito de control”.

Un circuito de control consiste de un sensor el cual monitorea el valor de flujo de la variable para ser controlada. El valor medido es entonces comparado con el valor de referencia para la variable a ser controlada, y un elemento de control se activa o desactiva de acuerdo a la diferencia entre los valores de referencia y la medida. El nuevo valor es registrado por el sensor y procesado en el circuito de control.

Los impulsos para las contracciones de los músculos respiratorios son enviados fuera de la médula oblongata, la cual es parte del tronco cerebral. La actividad de la médula oblongata no está bajo control voluntario y es iniciada automáticamente. El centro para regulación de la circulación es también localizada en el tronco cerebral y la actividad de este centro es igualmente iniciado automáticamente.

Se ha encontrado que la médula oblongata contiene áreas de células nerviosas para la inspiración y áreas para espiración. La inspiración es activada cuando las células inspiratorias están eléctricamente descargadas. Esta descarga es conducida a los músculos respiratorios a través del tracto nervioso motor. En la fase espiratoria las células nerviosas inspiratorias del centro respiratorio son cargadas, mientras que al mismo tiempo las células nerviosas respiratorias son descargadas y después recargadas durante la inspiración.

Este proceso tiene como resultado una actividad rítmica respiratoria la cual procede automáticamente pero no es regulada. Los sensores periféricos son aún requeridos para monitorear la eficiencia de la ventilación y transmite los resultados al centro respiratorio.

La eficiencia de la ventilación pulmonar puede ser monitoreada mediante la sangre arterial. Los quimiorreceptores sensibles a cambios en PO_2 , PCO_2 y valores de pH se localizan en las paredes de la arteria carótida y aorta. El resultado de estas medidas es

transmitido en forma de impulsos nerviosos al centro respiratorio. El número de impulsos nerviosos recibidos por el centro nervioso por unidad de tiempo, el mayor grado de estimulación del centro, el cual responde por incremento en la frecuencia y profundidad de respiración.

El centro respiratorio es directamente influido por la $p\text{CO}_2$ y el pH de la circulación sanguínea y responde de la misma manera. El centro respiratorio y los quimiorreceptores son parte misma de un circuito de control el cual está permanentemente activo para mantener los valores normales y constantes para los gases sanguíneos y pH en sangre arterial. Esto asegura que las condiciones ambientales para las células las cuales son alimentadas por la sangre arterial son mantenidas en un nivel óptimo independientemente de las influencias internas y externas que podrían tener un efecto perturbador en ellos.

Hay un número de fuentes de estimulación respiratoria la cual no forma parte de un sistema de realimentación, y el cual se origina en otras partes del cerebro o en otros receptores. La estimulación de la piel por calor, frío o dolor causa un incremento en la ventilación, aún una estimulación psicológica lleva a un incremento en la ventilación, como en la hiperventilación tetánica. Las condiciones patológicas como insuficiencia crónica de oxígeno, incremento en la presión intracerebral o contusión cerebral resulta en cambios en los patrones de respiración. Los barbitúricos y morfina deprimen la respiración (parálisis respiratoria central) por inhibición del centro respiratorio.

Medidas de presión

El margen de medida de las presiones en el aparato o sistema respiratorio es muy bajo. Raramente se superan los valores de 10 Kpa (1 Kpa = 10204 cmH₂O). En algunos casos el margen de medida es incluso inferior a 0.1 Kpa. En consecuencia, los transductores de presión para medidas respiratorias deben ser de gran sensibilidad. Por otra parte, las señales de interés tienen un contenido espectral que en muy pocas ocasiones se extiende por encima de 20 Hz. La banda frecuencial se amplía sustancialmente en las técnicas de excitación forzada y en la ventilación mecánica por alta frecuencia. La sensibilidad, linealidad y respuesta frecuencial son las características más relevantes de los transductores de presión para las medidas en el sistema respiratorio.

Manómetro de columna líquida

El instrumento más simple para medir la presión en aplicaciones respiratorias es el manómetro de líquido. La presión se determina a partir de la diferencia entre las alturas de dos columnas de líquido. El líquido que llena la columna es agua o algún otro con densidad próxima a la unidad. La reducida densidad de estos líquidos permite obtener una gran sensibilidad. Puede aumentar aún más la sensibilidad inclinando una de las dos columnas de líquido. Con este diseño, una pequeña diferencia de alturas, induce un mayor desplazamiento lineal en la columna inclinada de líquido.

El manómetro de líquido es muy utilizado por su gran exactitud y sensibilidad. bajo costo y sencillez de manejo. No obstante, este aparato sólo puede aplicarse en medidas estáticas. Además, no se genera directamente una señal eléctrica que pueda ser registrada gráficamente o que posibilite un procesamiento posterior. Estas limitaciones impiden la utilización del manómetro de líquido en muchas medidas respiratorias.

Transductores electromecánicos de presión

Al aplicar una diferencia de presión sobre las caras de un diafragma metálico se produce una deformación. Si la deformación es pequeña, su valor es proporcional a la diferencia de presión aplicada.

Mediante un sistema adecuado se puede medir la magnitud de la deformación y generar una señal eléctrica proporcional a su valor. En este principio están basados los transductores electromecánicos utilizados en medidas respiratorias. La diferencia fundamental entre los distintos de transductores es el método empleado para detectar la deformación del diafragma.

Los transductores electromecánicos permiten la medida estática y dinámica de la presión. La respuesta en frecuencias depende de la rigidez y del diseño mecánico del diafragma. El comportamiento típico es el de un sistema lineal de segundo orden. Frecuentemente se obtiene una respuesta dinámica excelente con frecuencia de resonancia superior a 200 Hz. Los tipos más utilizados son los transductores de reluctancia variable, de capacidad y estado sólido.

Manómetro de reluctancia variable: El transductor de reluctancia variable está basado en un diafragma metálico permeable magnéticamente situado entre dos bobinas. Cuando la presión en ambas caras es idéntica, la placa metálica está centrada entre las dos bobinas. Si se aplica una diferencia de presión el diafragma se deforma, aproximándose a una bobina y alejándose de la otra. La reluctancia magnética varía aumentando la inductancia de una bobina y reduciendo la de la otra. Para medir las variaciones de inductancia provocadas se conectan las dos bobinas del transductor a un circuito electrónico acondicionador, que incluye en su etapa de entrada dos bobinas con inductancia fija. Estas dos inductancias, conjuntamente con las dos del sensor, configuran un puente de alterna que es excitado con una frecuencia del orden de 5 KHz. El circuito electrónico del acondicionador contiene una etapa de demodulación y filtrado que genera un voltaje de salida que es proporcional a la diferencia de presión que actúa sobre las caras del diafragma.

Los transductores de reluctancia variable pueden alcanzar una linealidad excelente, bajo nivel de ruido y elevada sensibilidad. La frecuencia de resonancia de estos transductores puede ser del orden de 200 Hz. En este caso, la respuesta frecuencial es suficientemente plana en el margen 0 – 20 Hz. Estas características son adecuadas para la mayor parte de aplicaciones respiratorias (figura 7.10).

Transductores de capacidad: El elemento sensor de los transductores de capacidad es un diafragma metálico que actúa como una de las dos armaduras de un condensador plano. Las variaciones de presión deforman la placa metálica modificando la distancia entre armaduras y, en consecuencia, la capacidad del condensador. Este condensador se conecta a un circuito acondicionador que configura un puente capacitivo excitado por corriente alterna. Análogamente al transductor de reluctancia variable, el acondicionador produce una tensión proporcional a la diferencia de presión que actúa sobre las placas del elemento sensor. Las características de comportamiento y utilización de estos transductores son similares a las de los de reluctancia variable.

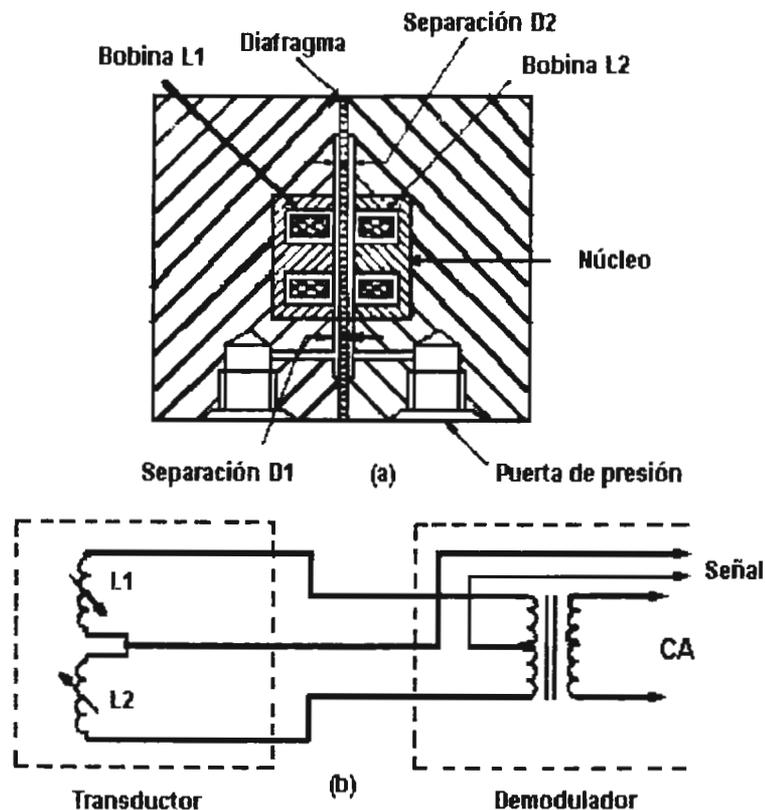


Figura 7.10. Transductor diferencial de presión de reluctancia variable.

Transductores de estado sólido: El diafragma sensible a la presión es un material semiconductor en el que se han integrado cuatro resistencias cuyo valor depende a la deformación. Estas cuatro resistencias están configuradas en puente de wheatstone. En este caso el elemento sensor complemento puede construirse con dimensiones muy reducidas. Existen sensores de estado sólido con diámetro del orden de 1 mm pueden ubicarse en el extremo de un catéter. De este modo el sensor puede situarse directamente en puntos de difícil acceso. La frecuencia de resonancia de transductores de estado sólido es muy elevada, frecuentemente superior a 200 KHz. Por tanto, la respuesta en frecuencia es varios ordenes de magnitud superior a la de los transductores de capacidad y reluctancia variable. El circuito acondicionador es más simple que en los otros transductores, ya que en el puente wheatstone es alimentado con una tensión continua y la señal de salida sólo debe ser amplificada. Una ventaja adicional es el costo relativamente reducido en este sensor y del

circuito acondicionador. En contraposición, los transductores de estado sólido indispensables en la actualidad son poco sensibles e inadecuados para algunas aplicaciones respiratorias. Además, el elemento sensor es muy sensible a cambios de temperatura, por lo que es necesario controlar la inestabilidad térmica del sistema de medida, la inestabilidad térmica y la baja sensibilidad de los transductores de estado sólido reducen su campo de aplicación, no obstante la intensa investigación en sensores de estado sólido en que se está llevando a cabo actualmente hace, previsible en que en un futuro próximo los transductores de este tipo serán ampliamente utilizados para efectuar medidas respiratorias.

Influencia de las conexiones neumáticas en la respuesta dinámica

La respuesta frecuencial de los sensores de presión electromecánicos está determinada esencialmente por la rigidez y las características geométricas del diafragma. Existen en la actualidad transductores de este tipo con una excelente respuesta en frecuencia que cubre ampliamente la banda frecuencial de las señales respiratorias. En muchas ocasiones no es posible situar el sensor directamente en el punto de medida. Por lo que es necesario establecer una comunicación neumática entre el punto de medida y el diafragma sensible. Los tubos de unión y conectores actúan como filtro neumático conectado en serie con el sensor. El filtro corresponde aproximadamente a un sistema lineal de segundo orden. La función de transmisión del filtro depende fuertemente de la longitud y del diámetro de los tubos de conexión. Cuanto menor es la longitud y mayor el diámetro, menor es la alteración de la respuesta frecuencial. Es tan importante el efecto de las conexiones que, frecuentemente, los factores limitadores de la respuesta dinámica del sistema global de medida de presión (conexiones neumáticas, sensor y circuito acondicionador) son la longitud y diámetro de los tubos de conexión. En consecuencia, es imprescindible determinar la función de transmisión del sistema global de medida que se utilice en cada montaje específico.

Medidas de flujo

El ventilador volumétrico presenta en la cabecera del paciente los parámetros de dos formas; gráfica y mostrando los valores. Estas gráficas y parámetros son calculados de la medida de tres variables: Flujo – presión – tiempo.

El flujo se mide por diferentes tipos de sensores de flujo, la presión se mide de las señales producidas por un transductor y las señales de tiempo se generan en un microprocesador.

Una de las magnitudes de interés en las medidas del sistema respiratorio es el flujo de volumen de gas ($\dot{v} = dV/dt$). La medida de \dot{v} se fundamenta en distintos principios físicos. Existen aparatos que emplean una pequeña turbina que gira al circular el gas. El valor del flujo se determina a partir de la velocidad de giro de la turbina medida con un circuito electrónico apropiado. Otros aparatos están basados en la convección térmica. En este caso se emplea un termistor o un hilo metálico cuya resistencia depende de la temperatura. Mediante una corriente eléctrica se calienta el sensor hasta una determinada

temperatura superior a la del gas. El gradiente térmico entre el sensor y el gas provoca una pérdida de calor que depende de la velocidad del gas. A partir de la medida de la intensidad de corriente necesaria para mantener invariable la temperatura del sensor se determina el valor del flujo de gas. Los transductores basados en una turbina o en convección térmica son poco exactos. Sólo pueden utilizarse aceptablemente en algunas aplicaciones clínicas en las que sea suficiente un conocimiento aproximado o cualitativo del valor del flujo. Recientemente se están desarrollando transductores basados en ultrasonidos, análogos a los utilizados para medir el flujo sanguíneo. No obstante, todavía no existen equipos con suficiente exactitud. Los neumotacógrafos, cuya estructura y principio de funcionamiento se describen posteriormente, presentan las características más adecuadas para la medida de v en el sistema respiratorio.

Una alternativa distinta consiste en determinar el valor de flujo a partir de las variaciones de volumen medidas con un espirómetro. El \dot{v} puede obtenerse calculando gráfica o electrónicamente la derivada matemática de la señal de volumen. Este procedimiento no siempre es adecuado ya que la respuesta dinámica de los espirómetros puede ser suficiente para la señal de volumen pero no para la señal de flujo, que posee un contenido espectral más amplio.

Neumotacógrafos

El neumotacógrafo es una resistencia neumática que provoca una caída de presión proporcional al flujo de gas que circula por ella. Los dos tipos de resistencia más adecuados para efectuar medidas respiratorias son: a) una pantalla de malla fina metálica, o varias mallas superpuestas, con sección circular y diámetro de algunos centímetros; b) un haz de tubos capilares, de 1 o 2 mm de diámetro y 3 o 4 cm de longitud, colocados en paralelo formando una estructura cilíndrica de varios centímetros de diámetro. Los neumotacógrafos pueden efectuar medidas en los dos sentidos de circulación del flujo. En la figura 7.11, se describen los tipos Lilly (el de pantalla de malla) y Fleisch (el de capilares). La toma de presión se efectúa en las paredes. Cada toma puede consistir en una única perforación lateral o bien, en un conjunto de perforaciones distribuidas concéntricamente en la superficie del neumotacógrafo.

En el tipo Fleisch, la relación entre ΔP y \dot{v} puede establecerse en una primera aproximación mediante la ley de Poiseuille. Si la circulación es laminar, ΔP en un cilindro de radio r es

$$\Delta P = \dot{v} (8l\eta/\mu r^2) \quad 7.4$$

donde l es la longitud del tubo y η la viscosidad. La ecuación anterior se puede escribir de la siguiente forma.

$$\Delta P = R \dot{v} \quad 7.5$$

que para unas características geométricas y una viscosidad determinadas indica una relación lineal entre el flujo y la caída de presión. Esta ecuación es análoga a la ley de ohm, ya que la diferencia de presión ΔP corresponde al voltaje y el flujo \dot{v} a la corriente.

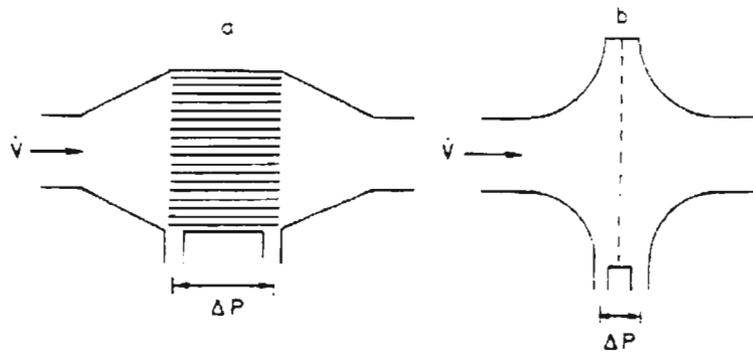


Figura 7.11. Neumotacógrafos; (a) Fleisch; (b) Lilly.

En la práctica, la relación entre ΔP y v no es exactamente lineal y tiende a una función parabólica para valores altos de v , en los que puede desarrollarse un cierto grado de circulación turbulenta. El comportamiento del neumotacógrafo depende fuertemente de su estructura geométrica. Es necesario que los cambios de sección entre la entrada, el cuerpo central y la salida sean suaves para evitar la aparición de turbulencias. Las normas de estandarización para espirometría exigen que las medidas de flujo se efectúen con un error inferior al 4% en un margen de 0 a 15 l·s⁻¹, mediante un diseño optimizado, o bien incorporando un circuito electrónico de linealización, pueden conseguirse neumotacógrafos de los dos tipos que cumplan la exactitud exigida.

Al colocar el neumotacógrafo en la vía del flujo se introduce una resistencia añadida que puede alterar el valor original de v . Por ello, la resistencia debe ser lo más pequeña posible. En espirometría la resistencia debe ser menor que 0.1 KPa·l⁻¹·s. Esto exige la utilización de un transductor muy sensible. Además cuando se acopla el neumotacógrafo a la boca del paciente aumenta el espacio muerto del circuito respiratorio, que debe ser lo más pequeño posible. En el diseño de los neumotacógrafos se efectúa un equilibrio entre estos factores y la linealidad y la respuesta en frecuencia. Para optimizar el resultado final. Es importante utilizar el neumotacógrafo de distinto tamaño, adaptado en cada caso la aplicación específica.

El aire espirado sale de los pulmones aproximadamente a 37°C y saturado de vapor de agua. Si el cuerpo del neumotacógrafo está a una temperatura ambiente inferior, se produce un descenso de temperatura del gas, con lo que se condensa vapor de agua en la malla o tubos capilares. Esto aumenta el valor de la resistencia y provoca una sobrevaloración en la medida del flujo. Para evitar este problema se coloca una resistencia eléctrica calefactora alrededor del cuerpo del neumotacógrafo y mediante un circuito térmico se mantiene la temperatura a 37°C.

Tanto en el tipo de capilares como en el de malla la resistencia depende de la viscosidad del gas. En consecuencia ΔP depende de la composición del gas y de la temperatura. Esto exige calibrar el sistema en cada nueva situación experimental. En espirometría hay que tomar en cuenta los cambios de composición y temperatura entre el aire inspirado. Pueden corregirse estos cambios de viscosidad, tomando como viscosidad efectiva de la mezcla, $\bar{\eta}$, la combinación lineal de las viscosidades de los gases componentes pesadas por la fracción molar respectiva F_i .

Los dos tipos de neumotacógrafo, y especialmente el de malla, son muy sensibles a la suciedad o a pequeñas deformaciones del elemento resistivo causadas durante el uso. Por este motivo debe efectuarse con frecuencia la calibración estática para determinar el grado de linealidad y el factor de proporcionalidad entre ΔP y v . La calibración puede realizarse generando un flujo estacionario de gas mediante una bomba de succión y colocando un rotámetro en serie con el neumotacómetro. El valor de flujo medido con el rotámetro se toma como referencia.

La calibración dinámica es mucho más compleja. Se requiere un generador de flujo que produzca una señal dinámica conocida con suficiente contenido espectral. Puede utilizarse una bomba oscilante o una bocina pero es necesario determinar con suficiente exactitud el valor de flujo generado. La respuesta en frecuencia es típicamente la de un sistema de segundo orden. La mayor proximidad entre las tomas de presión del neumotacógrafo de malla significa una menor inercia y consecuentemente, una mejor frecuencia secuencial. No obstante, la respuesta puede mejorarse incorporando un filtro electrónico en el sistema global de medida. Con los dos tipos de transductores se cubre la banda frecuencial de las señales de flujo generadas en las maniobras ventilatorias voluntarias. Para las técnicas de excitación forzada y ventilación de alta frecuencia se utiliza preferentemente el tipo de malla.

Medidor de flujo máximo

El valor máximo de flujo que puede desarrollar un paciente en una maniobra de espiración realizada con el máximo esfuerzo es uno de los índices clínicos de la capacidad ventilatoria. Cuando no se dispone de un neumotacógrafo puede utilizarse un medidor de flujo máximo del tipo Wright.

El aparato consiste en un pequeño cilindro a través del cual el paciente espira con el máximo esfuerzo. El cilindro contiene un pistón interior que puede desplazarse comprimiendo un muelle. En la pared lateral del cilindro existe una ranura longitudinal por la que escapa el gas espirado. Cuando el paciente efectúa la maniobra de espiración, el pistón se desplaza venciendo la oposición creciente del muelle y aumentando, de este modo, la superficie lateral de escape del gas. Cuanto mayor es el flujo, mayor es el desplazamiento provocado en el pistón. Un mecanismo de retén impide el retroceso espontáneo del pistón cuando disminuye el flujo. El pistón permanece fijo en la posición que indica el valor máximo de flujo alcanzado durante la maniobra. Este instrumento presenta las siguientes ventajas: pequeño tamaño, costo reducido y no necesita alimentación eléctrica. No obstante, el error es mucho mayor que el de un neumotacógrafo y sólo se utiliza como control clínico del paciente.

El método más utilizado para explorar la función pulmonar consiste en medir las variaciones de volumen pulmonar durante maniobras ventilatorias extremas. El volumen pulmonar máximo que puede alcanzar voluntariamente un sujeto se denomina capacidad

pulmonar total (TLC). El volumen pulmonar mínimo alcanzado mediante una espiración lenta se denomina volumen residual (RV). La capacidad vital (VC) es la diferencia entre TLC y RV. Si la espiración se efectúa con el máximo esfuerzo y lo más rápida y prolongadamente posible, la maniobra se denomina espiración forzada y el volumen espirado capacidad vital forzada (FVC). Los cambios de volumen pueden ser medidos mediante un espirómetro de volumen o por integración de la señal de flujo procedente de un neumotacógrafo. Estos métodos no permiten conocer el valor absoluto del volumen pulmonar. Para ello deben utilizarse técnicas más complejas: pletismografía corporal y dilución pulmonar de un gas inerte.

Espirómetro

El espirómetro es un instrumento que dispone de un compartimiento expandible cuyo volumen es aquel que provoca una presión interior igual a la atmosférica. Existen dos tipos fundamentales de espirómetros: de agua y seco. El espirómetro de agua es uno de los más antiguos desarrollados para evaluar la función pulmonar. Fue descrito por Hutchinson en 1846. un espirómetro de agua convencional consiste en una campana cilíndrica introducida en un recipiente también cilíndrico con paredes llenas dobles de agua. La campana está suspendida mediante un sistema de poleas y un contrapeso. La campana se desplaza verticalmente hasta que la presión en su interior es igual a la atmosférica. La boca del paciente se acopla al espirómetro mediante un tubo de baja resistencia. La entrada y salida del gas durante las maniobras ventilatorias produce un desplazamiento vertical de la campana y del contrapeso. En el contrapeso se coloca una plumilla que dibuja la curva espirométrica en un papel gráfico adherido a la superficie de un cilindro que gira con velocidad constante. Si el registro se prolonga durante varias maniobras respiratorias, se produce una disminución de la presión parcial de O_2 y un aumento de la de CO_2 . para evitar este problema se incorpora un circuito doble de tubos. Uno de los tubos incluye una válvula unidireccional (válvula check) que sólo permite la inspiración, el otro contiene una válvula espiratoria y un absorbente de CO_2 . paralelamente se introduce O_2 en la campana para compensar el O_2 consumido.

Las condiciones de normalización exigen que el error del volumen medido con el espirómetro sea inferior al 2 %. Por otra parte, la campana metálica, las poleas y el contrapeso confieren una inercia elevada a este aparato. Como consecuencia, la respuesta en frecuencia es reducida y, aunque esto no influye en las medidas de VC y FVC, puede distorsionar la forma de la curva espirométrica. Puede conseguirse una mejora sustancial de la respuesta dinámica utilizando un espirómetro con campana de plástico muy ligero, de forma que se puede prescindir del sistema de poleas y contrapeso. Estos espirómetros son denominados tipo Stead Wells y son adecuados para medir los índices clínicos asociados a valores instantáneos de volumen (figura 7.12).

La temperatura del gas y la presión de vapor de agua del gas varía al pasar de los pulmones al espirómetro. Este cambio de temperatura y composición del gas provoca una diferencia entre el volumen que ocupa el gas en los pulmones y el volumen en las condiciones ambientales del espirómetro. Las medidas de volumen expresado en condiciones de temperatura y presión ambientales y saturado de vapor de agua

(condiciones ATPS) se pueden transformar en condiciones de temperatura y presión corporal y saturado de vapor de agua (condiciones BTPS) mediante la expresión

$$V(\text{BTPS}) = \frac{V(\text{ATPS}) \cdot 310 \cdot (P_B - P_{\text{H}_2\text{O}})}{(273 + t)(P_B - 6.27)} \quad 7.7$$

donde t es la temperatura ambiente en $^{\circ}\text{C}$, P_B la presión barométrica en kPa y $P_{\text{H}_2\text{O}}$ la presión de vapor de agua a en el gas saturado a temperatura t . La presión de vapor de agua en el gas saturado a temperatura t ($^{\circ}\text{C}$) y presión atmosférica se puede calcular aproximadamente, entre 20 y 40 $^{\circ}\text{C}$. mediante

$$P_{\text{H}_2\text{O}} = 1.759 - 0.0806t + 0.00548t^2 \quad 7.8$$

donde el resultado viene expresado en kPa.

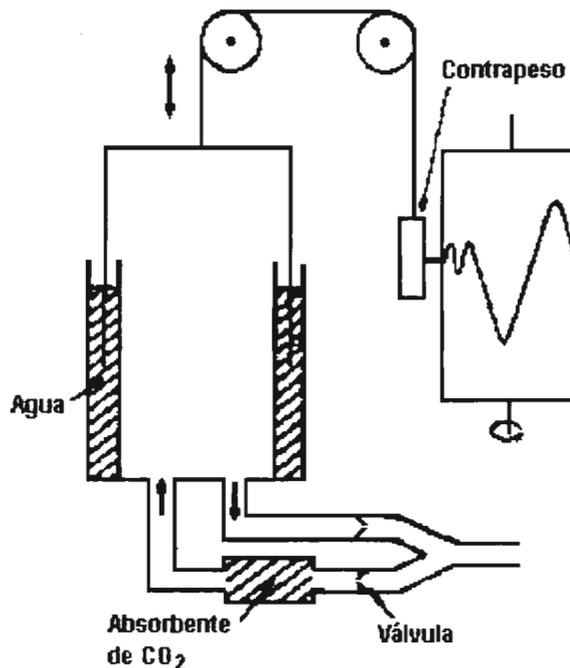


Figura 7.12. Espirómetro de agua.

Los espirómetros secos son más manejables que los de agua. Un tipo de espirómetro seco está basado en la expansión y compresión de un compartimento constituido por un fuelle. En otro tipo el volumen es indicado por la posición de un listón que se desplaza en un cilindro y que está controlado por un servomotor. La posición del pistón se corrige continuamente con el mecanismo de servocontrol para conseguir que no exista diferencia de presión entre el cilindro y la atmósfera. Los espirómetros secos son generalmente menos exactos que los del tipo Stead Wells.

Los espirómetros descritos dibujan directamente una gráfica volumen-tiempo. A partir de esta gráfica pueden determinarse manualmente algunos índices espirométricos de interés, tales como la capacidad vital forzada (FVC) o el volumen espirado durante el

primer segundo (FEV_1). Otros índices, por ejemplo el flujo en el instante en que se ha espirado el 50% de FVC ($FEF_{50\% FVC}$) o el valor medio de tiempo en tránsito (MTT), exigen el cálculo mediante circuitos electrónicos analógicos o con una computadora. Para cubrir esta necesidad muchos espirómetros acoplan un potenciómetro lineal cuyo cursor se desplaza solidariamente con la campana o pistón. Este divisor de voltaje se utiliza para generar una señal de tensión proporcional al volumen.

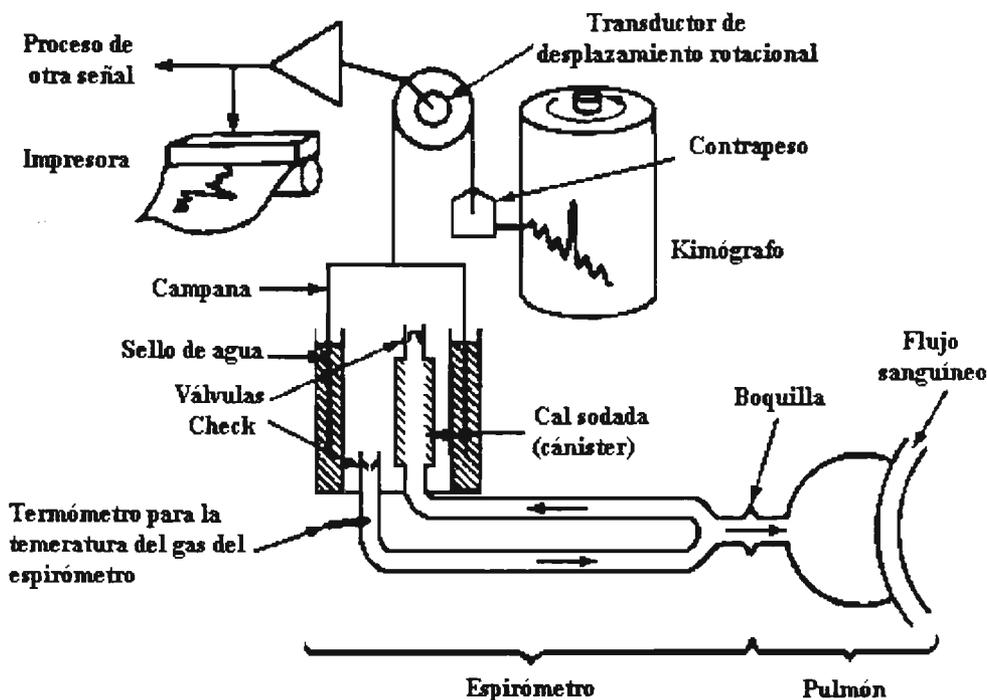


Figura 7.13. Espirómetro de sello de agua para medir cambios de de volumen pulmonar

Otra forma de obtener la curva volumen-tiempo y determinar los índices espirométricos, es registrar la curva flujo-tiempo mediante un neumotacógrafo acoplado con un transductor de presión. Para obtener el volumen se integra la señal de flujo mediante un circuito analógico o con un microprocesador. En este caso debe prestarse especial atención a la deriva de la línea de base del transductor de flujo, ya que puede provocar errores importantes en el proceso de integración. Este procedimiento permite diseñar espirómetros compactos, portátiles y de fácil manejo que incluyen un neumotacógrafo, un transductor de presión electromecánico y un microprocesador. La incorporación de un microprocesador facilita la integración digital de la señal de flujo y puede corregir adecuadamente la deriva del transductor. Además, el microprocesador procesa la señal y puede calcular automáticamente todos los índices espirométricos y compararlos con los valores de referencia (figura 7.13).

Pletismógrafo

El pletismógrafo es un aparato utilizado para medir los cambios de volumen que está basado en la aplicación de la ley de Boyle de los gases ideales. El pletismógrafo corporal (figura 7.14), utiliza una cámara rígida con un volumen entre 500 y 1000 litros en cuyo interior se sitúa sentado el paciente. Este aparato se emplea para medir cambios de volumen pulmonar y, principalmente, para determinar el volumen total del gas torácico (TGV), así como la resistencia de las vías aéreas pulmonares (R_{aw}). Existen tres tipos clásicos de pletismógrafos: de presión, de desplazamiento de volumen y de desplazamiento de flujo. La diferencia principal entre ellos es la variable de la que se parte para determinar los cambios de volumen. El de presión es el más utilizado en medicina respiratoria. En este caso los cambios de volumen se calculan a partir de los cambios de presión asociados aplicando la ley de Boyle. En la configuración de desplazamiento de volumen se mide directamente esta variable mediante un espirómetro acoplado a una pared del recipiente. En la configuración de desplazamiento de flujo se mide el cambio de volumen integrando analógica o digitalmente la señal de flujo medida con un neumotacógrafo acoplado a la pared.

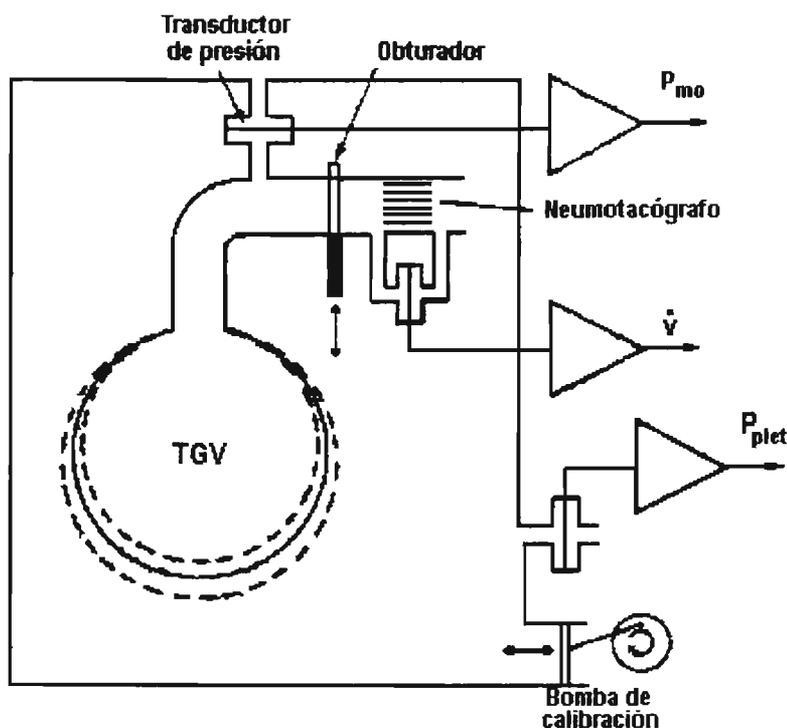


Figura 7.14. Pletismógrafo corporal.

En el pletismógrafo de presión el paciente respira el aire del interior de la cámara a través de un neumotacógrafo. Un transductor de presión diferencial conectado al neumotacógrafo mide el flujo. Otro transductor de presión análogo mide la presión del aire de la cámara. Entre la boca y el neumotacógrafo se coloca un obturador accionado eléctricamente que puede bloquear la entrada y salida del gas pulmonar.

Para determinar el volumen del gas intratorácico se cierra el obturador y el paciente realiza sucesivos esfuerzos musculares inspiratorios y espiratorios. Al no permitirse la

entrada y salida del gas pulmonar, los esfuerzos ventilatorios producen sucesivas compresiones y dilataciones de gas torácico que modifican su volumen.

La ley de Boyle establece que para una cantidad fija de gas a temperatura constante, el producto de la presión por el volumen permanece constante. Es decir.

$$PV = (P + \Delta P)(V + \Delta V) \quad 7.9$$

Aplicando esta expresión al gas torácico y despreciando ΔP y ΔV

$$V = -P_A \Delta V / \Delta P_A \quad 7.10$$

donde P_A es la presión del gas alveolar seco, es decir, la presión barométrica menos la presión de vapor de agua saturado a temperatura corporal.

$$V = -(P_B - P_{H_2O}) \Delta V / \Delta P_A \quad 7.11$$

Durante las maniobras ventilatorias contra el obturador el flujo es nulo, por lo que la presión en la boca coincide con la presión alveolar. En consecuencia, ΔP_A se mide directamente con el transductor de presión contiguo al obturador. Entonces, si se conoce ΔV puede calcularse V mediante la ecuación anterior. El cambio de volumen torácico coincide con el cambio de volumen del aire extratorácico del pletismógrafo del pletismógrafo (ΔV_{plet})

$$\Delta V = -\Delta V_{plet} \quad 7.12$$

ΔV_{plet} puede determinarse a partir de las variaciones de presión inducidas en el aire de la cámara del pletismógrafo (ΔP_{plet}).

$$\Delta V_{plet} = -k_1 \cdot \Delta P_{plet} \quad 7.13$$

El factor de proporcionalidad, k_1 , se determina experimentalmente mediante una bomba de calibración que genera una oscilación de volumen de amplitud conocida (entre 10 y 100ml). Sustituyendo (7.12) y (7.13) en la expresión (7.11) se tiene

$$V = -(P_B - P_{H_2O}) k_1 \cdot \Delta P_{plet} / \Delta P_A \quad 7.14$$

determinando el valor del parámetro de calibración k_1 , el volumen del gas torácico (TGV) se calcula con la expresión (7.14) a partir de las medidas de las presiones en el pletismógrafo y en la boca (P_{mo}) durante maniobras ventilatorias con el obturador cerrado ($P_{mo} = P_A$). Las variaciones de presión inducidas por las maniobras ventilatorias contra el obturador son muy pequeñas por lo que se debe emplear un transductor de alta sensibilidad con una banda de $\pm 2 \times 10^{-2}$ kPa. La respuesta dinámica total del instrumento debe ser adecuada para que ΔP y ΔV estén en fase hasta 10 Hz. El pletismógrafo se utiliza generalmente para determinar el volumen torácico mínimo durante la respiración en reposo. Este valor de volumen se denomina capacidad funcional residual (FCR). Para calcular FRC

se acciona el obturador en el instante final de una respiración durante la ventilación en reposo y seguidamente el paciente efectúa esfuerzos ventilatorios contra la oclusión.

Mecánica respiratoria

El análisis detallado de la mecánica respiratoria es difícil, debido entre otros factores, a la complejidad del árbol bronquial, a la deformación de los bronquios durante las maniobras ventilatorias, y a la falta de homogeneidad y linealidad del sistema. Es entonces útil introducir modelos simples que sintetizan en unos pocos parámetros los aspectos esenciales de la mecánica respiratoria. Este punto de vista ayuda a establecer las propiedades mecánicas cuya medida es de interés y facilita la interpretación clínica de los resultados. Además, los modelos pueden completarse progresivamente para interpretar con mayor precisión el comportamiento mecánico del sistema respiratorio.

Un modelo simple del sistema mecánico pulmonar es el constituido por una resistencia (R_l), inercia (I_l) y compliancia (C_l) conectadas en serie. La caja torácico-abdominal puede considerarse como una compliancia (C_{th}) acoplada en serie al pulmón. La acción de la musculatura puede representarse por un generador de presión. Este modelo se representa esquemáticamente en la figura 7.15. P_{mus} es la presión desarrollada por la musculatura y P_{pl} la presión en el espacio pleural que divide al sistema respiratorio en pulmón y caja torácico-abdominal. El modelo descrito es lineal y no tiene en cuenta la no-homogeneidad del sistema respiratorio. Se han desarrollado diversas técnicas para caracterizar el comportamiento del sistema y estimar el valor de sus parámetros mecánicos.

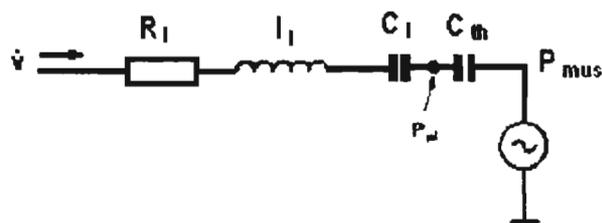


Figura 7.15. Modelo mecánico del sistema respiratorio.

Compliancia respiratoria

Las propiedades elásticas del pulmón se estudian relacionando el volumen con la diferencia de presión entre el gas alveolar y el espacio pleural (presión elástica, P_{el}). Para medir la presión pleural se emplea un balón de látex de unos 10 cm de longitud y 1 cm de diámetro. Esta sonda se acopla al extremo de un catéter de unos 2 mm de diámetro exterior y una longitud del orden de un metro. El balón se introduce en el esófago a través del conducto nasal. La presión esofágica determinada de esta forma se considera una estima adecuada de la presión pleural. La presión alveolar puede estimarse a partir de la presión en la boca en los instantes en que el flujo aéreo es nulo. No obstante, cuando cesa el flujo se produce el cierre involuntario de la glotis, lo que corta la comunicación entre la boca y el gas alveolar. Para superar esta dificultad, la medida de P_A para un valor determinado de

volumen puede efectuarse cerrando bruscamente el flujo de la glotis con un obturador. Después de una rápida fase transitoria, la presión en la boca se estabiliza indicando que se ha alcanzado el equilibrio de presiones de todo el gas pulmonar. Durante el breve periodo de tiempo que transcurre después del equilibrio y antes del cierre de la glotis, la presión en la boca es una buena estima de la presión alveolar.

En la practica, la medida de la curva $P_{el} - V_l$ del pulmón se lleva a cabo efectuando una espiración lenta desde TLC hasta RV, que es interrumpida varias veces durante intervalos de 1 a 2 segundos en los que se mide la presión. Los cambios de volumen pueden medirse mediante un espirómetro, un neumotacógrafo o un pletismógrafo. La medida puede efectuarse también en la maniobra inspiratoria. Las curvas en las dos fases no coinciden debido a la histéresis del pulmón. Las curvas $P_{el} - V_l$ tienen forma sigmoidea con una zona lineal por encima de FRC. La compliancia de esta zona es la que habitualmente se utiliza como índice clínico de la distensibilidad pulmonar.

La técnica descrita mide la compliancia pulmonar en condiciones estáticas. Puede estimarse también la compliancia mientras el paciente respira cíclica y voluntariamente con diversas frecuencias. Se registra la presión esofágica y simultáneamente se registra el flujo aéreo en la boca mediante un neumotacógrafo. La integral de la señal del neumotacógrafo da las variaciones del volumen. La compliancia se calcula dividiendo el cambio de volumen y el cambio de presión entre los instantes finales de la inspiración y de la espiración. En estos dos puntos el flujo es nulo y la presión en la boca es aproximadamente igual a la alveolar. La compliancia calculada de este modo se denomina compliancia dinámica y no coincide exactamente con la compliancia estática debido principalmente a la no-homogeneidad mecánica pulmonar. Por esta razón, la disminución del valor de la compliancia dinámica al aumentar la frecuencia se interpreta como un índice clínico del grado de no-homogeneidad mecánica pulmonar.

Resistencia respiratoria

En el modelo de la figura 7.15 la presión pleural está relacionada con la resistencia, la compliancia y la inercia por la expresión

$$R_{pl} = \frac{v}{C_1} + R_1 \dot{v} + I_1 \ddot{v} \quad 7.15$$

La caída de la presión debida a la inercia es despreciable en las bajas frecuencias asociadas a la ventilación voluntaria. Un método sencillo para determinar la resistencia pulmonar consiste en respirar cíclicamente mientras se registra $P_{pl}(t_1)$, $v(t)$ y $\dot{v}(t)$. Si se consideran dos instantes con igual volumen, el término V/C coincide. Entonces,

$$P_{pl}(t_1) - R_1 \dot{v}(t_1) = P_{pl}(t_2) - R_1 \dot{v}(t_2) \quad 7.16$$

de donde se calcula R_1 a partir de los valores de presión y de flujo en los instantes t_1 y t_2 . la resistencia calculada de este modo incluye la componente de las vías aéreas y la del tejido pulmonar.

La resistencia de las vías aéreas R_{aw} se determina mediante el pletismógrafo corporal descrito anteriormente. La resistencia en las vías aéreas es

$$R_{aw} = P_{aw} / \dot{V} \quad 7.17$$

donde P_{aw} es la diferencia entre la presión en la boca y la presión alveolar. Las variaciones P_A durante la respiración provocan la compresión y descompresión del gas pulmonar. Estos cambios de volumen pueden ser determinados a partir de las modificaciones inducidas en P_{pleth} . Los cambios de presión alveolar son proporcionales a los cambios de presión del pletismógrafo,

$$\Delta P_A = -k_2 \Delta P_{pleth} \quad 7.18$$

la constante de proporcionalidad, k_2 , se determina mediante maniobras ventilatorias con el obturador cerrado, tal como se efectúa en el cálculo pletismográfico de V_{TGV} . Entonces puede calcularse R_{aw} a partir de las medidas del flujo de gas en la boca y de la presión del pletismógrafo

$$R_{aw} = -k_2 (\Delta P_{pleth}) / \dot{V} \quad 7.19$$

El cálculo de R_{aw} se efectúa mientras el paciente respira con maniobras ventilatorias de amplitud reducida y frecuencia elevada (del orden de 1 Hz).

Técnicas de excitación forzada

En las pruebas funcionales anteriores se estudian las características mecánicas del sistema respiratorio a partir de diversas medidas efectuadas durante maniobras respiratorias voluntarias. Una alternativa distinta consiste en estudiar la respuesta a diversos tipos de excitación mecánica externa. Estas técnicas se denominan de excitación forzada. Mientras la acción muscular sólo puede generar frecuencias ventilatorias menores a 2 Hz, la excitación forzada amplía sustancialmente la banda frecuencial de exploración. La frecuencia máxima se fija generalmente en unos 32 Hz; no obstante, puede ampliarse fácilmente a 70 Hz.

Habitualmente, la excitación consiste en generar una pequeña oscilación de presión en la boca (del orden de ± 0.2 kPa pico-pico), lo que provoca que se introduzca en los pulmones una pequeña perturbación de flujo. La excitación puede efectuarse mientras el sujeto respira espontáneamente. El procedimiento de medida no es invasivo y no requiere de mayor colaboración por parte del sujeto. La técnica permite determinar la impedancia mecánica del sistema respiratorio.

En la figura 7.16, se describe un pequeño modelo para el cálculo de la impedancia respiratoria por excitación forzada. Un generador produce una señal aleatoria gaussiana con espectro plano entre 0 y 32 Hz. Esta señal es amplificada para excitar una bocina de 12 pulgadas acoplado a una cámara rígida de unos 10 litros de capacidad. El paciente respira el gas de la cámara a través de un neumotacógrafo de malla. Mientras el paciente respira espontáneamente, la bocina inyecta una pequeña perturbación de flujo a los pulmones

durante un intervalo de tiempo que frecuentemente es de 16 segundos, el gas del recipiente se renueva mediante un flujo constante de aire de unos 0.5 litros/s generado por una bomba de succión o bien por una fuente de aire comprimido. La cámara está comunicada con el aire exterior a través de un tubo de aproximadamente un metro de largo y 1.5 cm de diámetro interior. Este tubo es una inercia que actúa como filtro neumático de paso bajo que deja circular el flujo constante de la bomba y el flujo asociado de la respiración espontánea de baja frecuencia, pero que ofrece una mayor oposición a las componentes de alta frecuencia generadas por la bocina.

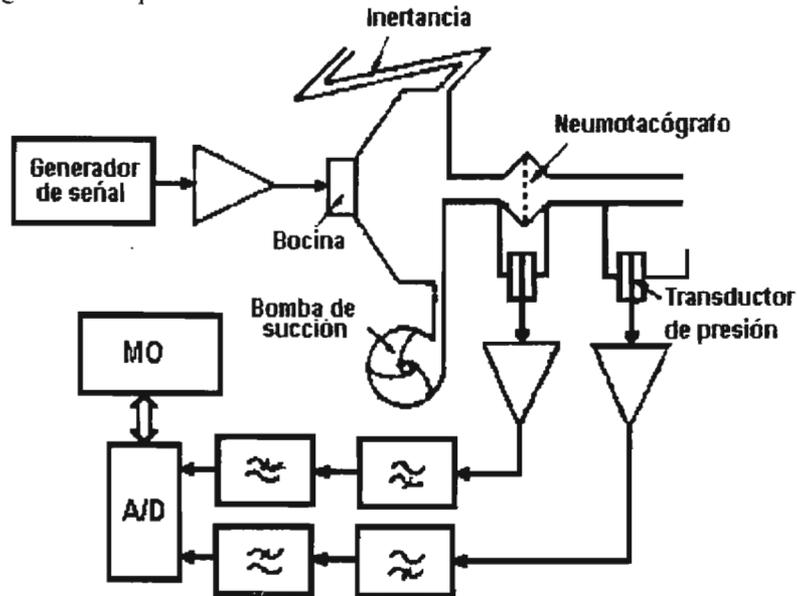


Figura 7.16. Técnica de excitación mecánica para la determinación de la impedancia mecánica del sistema respiratorio.

La señal de flujo $\dot{v}(t)$ se mide con el neumotacógrafo acoplado a un transductor diferencial de presión. Otro transductor similar mide la señal de presión en la boca $P(t)$. Estas señales son la suma de dos componentes: la de respiración espontánea y la de excitación forzada. Un filtro de paso alto (2 Hz) elimina la componente de baja frecuencia de la respiración. Posteriormente, un filtro de paso bajo (0 –32 Hz) reduce la frecuencia de Nyquist. Las señales de flujo y presión se digitalizan y se transfieren a la memoria de un microprocesador donde se efectúa el procesamiento digital de las señales.

Bibliografía

Guyton Arthur
Tratado de fisiología médica
Mc Graw Hill-Interamericana, México, 1997

José Mompín Poblet (coord.), varios
Introducción a la bioingeniería
Marcombo. Serie mundo electrónico.

Jens Mittendorf
*Principles of Ventilation and the modes of
Ventilation with regard to Oxilog 2000*
Dragerwerk AG.

José Mompín Poblet (coord.), Varios
Introducción a la bioingeniería
Marcombo. Serie mundo electrónico.

Novamatrix medical systems Inc.
Respiratory mechanics
Reference handbook. Wallingford, CT.

Novamatrix medical systems Inc.
Capnography
Reference handbook. Wallngford, CT.

VIII MONITORIZACIÓN

Resumen

Los monitores de signos vitales son aparatos complejos, que se encargan de adquirir, amplificar, procesar, registrar y mostrar señales biológicas. Dichas señales, tienen importancia clínica, para evaluar a cada instante la evolución del paciente monitorizado. En este primer tema del capítulo, se explica claramente en que consiste y en donde se utilizan.

Como existen muchos tipos y marcas de monitores de cabecera, en el tema monitores de cabecera, se hace el análisis de tres modelos que son los que más comúnmente se pueden encontrar en los hospitales del país. Su descripción es en forma general, y se explica cada una de sus funciones y parámetros, se muestran algunas tarjetas y se describen sus partes y circuitos más importantes.

También se utilizan diagramas a bloques para describir en forma completa al equipo, así como el fundamento que se utiliza para realizar sus mediciones, por ejemplo, la técnica para detectar y medir gases como el CO₂, anestésicos y oxígeno, así como el sistema de muestreo de gas.

Otro tema que es importante en una unidad de cuidados intensivos, quirófano y cuidado coronarios es el de los desfibriladores, en este tema se explica en que consiste, como funciona y cuando es útil este instrumento, que también existe en versiones portátiles para emergencias y para ambulancias. Otro aparato que es muy importante para dar soporte de vida es, el ventilador volumétrico.

No existe, una unidad de cuidados intensivos y de emergencia así como quirófanos que no requiera la utilización de un ventilador. Existen dos tipos de ventiladores, unos regulados por presión y otros regulados por volumen. En la actualidad, la mayoría de los ventiladores volumétricos en el mercado, son controlados por microcontroladores ó microprocesadores que controlan la parte neumática y electrónica. En este capítulo, se toma un ventilador volumétrico para describir su teoría de operación, se describe cada una de sus partes y dispositivos tanto neumáticos como válvulas y sistemas de control de presión así, como su parte electrónica.

Introducción

El término monitor incluye las funciones de observar, avisar y ayudar. La monitorización de pacientes es la realización continua de observaciones, para detectar un hecho específico, para seguir la evolución clínica o para evaluar la respuesta a un tratamiento terapéutico. Según el tipo de paciente se realiza en las unidades de cuidados intensivos generales o neonatales y en unidades coronarias. También se realiza una monitorización durante anestesia, en hemodiálisis y en múltiples situaciones clínicas o no, que entran en la denominada monitorización ambulatoria. Para lograr esto, se requiere medir diversas variables.

Las variables que normalmente se miden son: el ECG, la presión sanguínea, la temperatura y parámetros relacionados con la respiración. En algunos casos se miden también el gasto cardiaco, el pH gástrico y el EEG entre otros. La instrumentación empleada es convencional en términos generales, pero está automatizada en mayor grado y suele tener una cierta capacidad de proceso de datos para prediagnóstico. Debe poseer un aislamiento eléctrico alto, su fiabilidad debe ser muy elevada y el mantenimiento y reparación fáciles. Las soluciones específicas varían según el paciente y su situación.

Las unidades coronarias están orientadas hacia el tratamiento de pacientes cardiacos, víctimas sobre todo de infarto al miocardio. Se monitoriza el ECG, la presión sanguínea y la temperatura. En algunos casos cuando han experimentado una mejoría, los pacientes pueden moverse libremente en una sala y se observa su ECG mediante radio telemetría.



FIG. 8.1. MONITOR DE CABECERA

En cada cama de una unidad coronaria hay un monitor como el que se muestra en la figura 8.1 y para cada ocho máximo hay una estación central de monitoreo con alarmas (figura 8.2). Aquí, se controlan todos los pacientes mediante un monitor central en el cual se puede observar los signos vitales de cada paciente manteniendo comunicación entre el monitor de la cabecera del paciente y el monitor de la estación central. La cual cuenta con un registrador o impresora. En ella puede haber una computadora que procese el ECG en tiempo real para la detección de arritmias, y que vaya creando una base de datos

aprovechando la gran cantidad de información adquirida. Para cada cama o grupo de camas hay también equipos de reanimación como desfibrilador y marcapasos externo. Tanto la pantalla del monitor de cada cama como las alarmas en caso de que las incorpore, deben quedar fuera de la vista del paciente para que no se alarme indebidamente.



Figura 8.2. CENTRAL DE MONITOREO

Las unidades de cuidados intensivos están orientadas a la monitorización de otros pacientes, pero sobre todo con pacientes con trastornos respiratorios y circulatorios. Cada paciente está conectado a un monitor configurado de acuerdo con sus necesidades específicas.

Durante la monitorización, el ECG se mide con electrodos desechables. Dada la posibilidad de que el paciente se vea sometido a la descarga de un desfibrilador, dichos electrodos deben de cumplir con unos requisitos muy estrictos en cuanto a tiempos de recuperación después de una sobrecarga. La presión se mide a veces con catéter y transductor externo, conectado a un amplificador de aislamiento y un sistema de análisis que detecta los valores máximo, mínimo y medio, aunque lo más frecuente es un sistema indirecto automatizado basado en un esfigmomanómetro, accionando periódicamente un compresor, una electro válvula y un sistema de detección, aunque existen monitores ideales para terapia intensiva que tienen todos estos sistemas de medida integradas con módulos intercambiables.

La temperatura se mide con un termistor ó un termopar, o bien lo traen incluido los monitores de terapia intensiva. Para la respiración, si se usa un ventilador volumétrico, se mide el volumen corriente, el volumen respirado en un minuto y la frecuencia respiratoria o ritmo. Para pacientes que respiran por si mismos, se mide la frecuencia mediante pletismografía de impedancias con los mismos electrodos de ECG, o bien se dispone un termistor en una fosa nasal que se enfría al inspirar y se calienta al exhalar.

Para detectar problemas respiratorios rápidamente, sobre todo en neonatos, pero también en adultos, tiene gran interés en la medida de la presión parcial de oxígeno (pO_2) y

del anhídrido carbónico ($p\text{CO}_2$) en la sangre. Normalmente esta medida se hace extrayendo muestras de sangre para ser analizadas en el laboratorio clínico, pero es un método lento (aunque los valores son más precisos) y no carente de riesgos y que además no permite conocer posibles fluctuaciones transitorias rápidas entre instantes de toma de muestras. De ahí el interés de una medida continua de los gases presentes en la sangre.

En ingeniería biomédica los equipos electrónicos están presentes no sólo en la instrumentación biomédica para diagnóstico, sino también terapia intensiva, electrocirugía y en sistemas de ayuda funcional.

La necesidad de cuidados intensivos y monitorización de pacientes ha sido reconocida desde hace muchos años. La presencia de la enfermera durante las 24 horas del día en el caso de pacientes en estado crítico se ha convertido con el tiempo en algo familiar dentro de los hospitales. Pero sólo en los últimos años se ha diseñado y fabricado equipo suficientemente seguro y preciso para ser empleado extensamente en la monitorización de pacientes.

Dado que cada equipo de monitorización de pacientes está especificado por lo general como un sistema, cada fabricante y la dirección de cada hospital tienen sus propias ideas de lo que se debe incluir en la unidad.

Uno de los factores que ha contribuido al avance y desarrollo actual de la medicina, principalmente en el campo del diagnóstico lo constituye la computación. La gran capacidad de un microprocesador para procesar miles de datos en poco tiempo lo ha convertido en motor insustituible del progreso de la ciencia médica, los progresos en la fabricación y la alta escala de integración de sus componentes le han permitido no sólo igualar e incluso superar en capacidad, tamaño y velocidad de manejo de datos a sus predecesores, sino que lo han puesto también gradualmente al alcance de centros de asistencia servicios y personal de salud. De esta forma, el empleo del microprocesador revoluciona la medicina en dos frentes: en los centros hospitalarios donde, aparte de su aplicación en la gestión hospitalaria, se encuentra cada vez más en los aparatos electromédicos y en su uso como computadora personal dentro del propio hospital. En este último frente, la computadora es muy útil en la administración de la base de datos de los pacientes y como complemento de nuevos ensayos en exploraciones realizadas con aparatos científicos. Aunque es difícil predecir el futuro en los momentos actuales, la aplicación masiva de la computadora en la administración hospitalaria es una realidad. La primera etapa de la informática ya está terminada. La segunda está por terminar con la computarización de los servicios generales del hospital (radiología, electrodiagnóstico, análisis, etc.) y por último, una tercera etapa en la que se computarizarán los restantes servicios médicos (intervenciones, quirófano, terapia intensiva, listas de espera, historias clínicas, estadísticas clínicas, etc.).

En un futuro cercano el cual ya se ha iniciado, la computadora tendrá capacidad de decidir, e incluso será capaz de aprender. Su papel consistirá en facilitarle el trabajo al médico y orientarle, no sustituirle, particularmente en las tareas de diagnóstico. Con las bases de datos actualmente disponibles, y los programas estadísticos, se pueden estimar las relaciones entre las variables de población de pacientes, lo que en cierto modo, es un

anticipo de lo que será la *inteligencia artificial* en el campo médico. Los sistemas que poseen esta inteligencia artificial se denominan *sistemas expertos*. Estos se apoyan en la teoría de probabilidades y de estadística. En el campo médico establecen esencialmente las proposiciones:

- a) IF (conjunto de signos y/o síntomas)
- b) THEN (diagnóstico correspondiente).

Una concepción lógica que sea asimilable por la computadora, y elimine la subjetividad de los signos y síntomas, conduce a un lenguaje de programación llamado *lógico*. El primer lenguaje lógico que se utilizó es el PROLOG, que estaba basado en interpretaciones de implicación entre variables. El lenguaje más importante que se utiliza en inteligencia artificial es el LISP, que maneja símbolos en lugar de números. En algunos años se emplearán los sistemas expertos normalmente y para el futuro existirán sistemas mundiales totalmente integrados, accesibles a cualquier usuario, que facilitarán el conocimiento y el aprendizaje de nuevas áreas.

Durante toda la historia de la medicina ha sido una necesidad el proceso de información reunida sobre el paciente. Hasta la aparición de la computadora, esta información no era utilizada a fondo debido a que su manejo era lento e ineficaz. Con la computadora como herramienta de trabajo, cambia el panorama y se ponen al alcance del médico los recursos informáticos necesarios para el procesamiento de grandes cantidades de datos relacionados con el paciente, eliminando las tediosas tareas repetitivas y dándole la información suficiente para la correcta toma de decisiones. Aunque sólo sea desde este punto de vista, la computadora ofrece enormes posibilidades en clínica.

Se enumerarán los instrumentos de uso general que se utilizan en electrodiagnóstico y monitorización en cuidados intensivos (UCI) sin mencionar la computarización en la administración hospitalaria ni en el laboratorio clínico.

Monitores de signos vitales

Un monitor es un instrumento que se encarga de la adquisición, amplificación, procesamiento, visualización y registro de señales biológicas. Entre estas señales figuran típicamente el electrocardiograma ECG, pulso, presión, temperatura, respiración y apnea, pO_2 y pCO_2 , y algunos otros parámetros según el tipo y marca de monitor, con alarmas de taquicardia y bradicardia, frecuencias cardiacas y respiratorias. El monitor puede ser tan sencillo como el clásico portátil de un canal, hasta el más complicado de 16 canales. Una computadora o un microprocesador se presta muy bien al procesamiento de todas estas señales. El monitor con microprocesador integrado permite la interpretación automática del ECG, proporcionando un análisis de las arritmias y de los trastornos de la conducción y de las tendencias de los parámetros para un estudio y diagnóstico posteriores.

Típicamente, el software (escrito generalmente en FORTRAN) del módulo de arritmias estudia la normalidad de los valores siguientes:

- 1) Ritmo sinusal
- 2) Frecuencia cardiaca
- 3) Intervalo PR
- 4) Amplitud y duración de la onda P
- 5) Intervalo QRS
- 6) Amplitud de las ondas R y Q del complejo QRS
- 7) Intervalo ST
- 8) Amplitud y duración de la onda T
- 9) Onda U
- 10) Intervalo QT

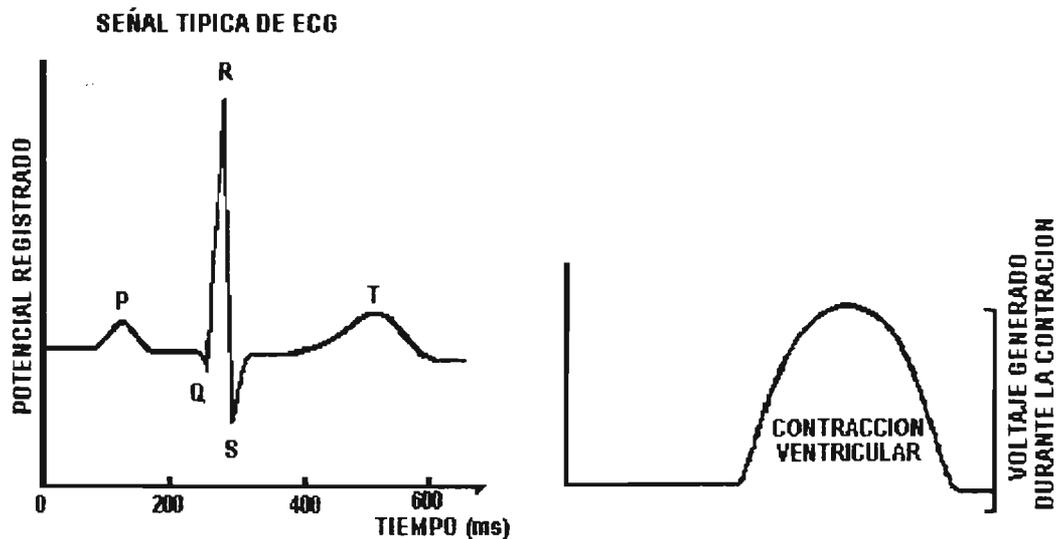


Figura 8.3. Señal Típica de ECG.

En la figura 8.3 puede verse la gráfica del ECG con los parámetros que el microprocesador estudia. El microprocesador determina el patrón del complejo QRS del paciente examinado, calculando la derivada de la onda original y considerando los valores que sobresalen de una banda centrada con relación al eje de tiempos. La onda más separada corresponde al pico R y a partir del mismo traza vectores a distintos intervalos de tiempo creando así el patrón QRS. De esta forma, cada nueva onda QRS del paciente es comparada con la patrón y evaluada con un coeficiente de correlación; si su valor es menor de 0.9, el microprocesador establece que se trata de una arritmia y el software la clasifica entonces como taquicardia, bradicardia extrasístoles, bigeminados, bloqueos, flutter auricular y ventricular y especialmente fibrilación ventricular y paro cardiaco. El monitor filtra los artefactos originados por el movimiento y contracción muscular del paciente para evitar la deformación del ECG y la detección de falsas arritmias. Para ello suma los picos posteriores a la onda R dentro de un tiempo de exploración dado, y si el número de picos detectados sobrepasa un límite prefijado, no considera las ondas presentes durante un tiempo de inhibición de unos tres segundos.

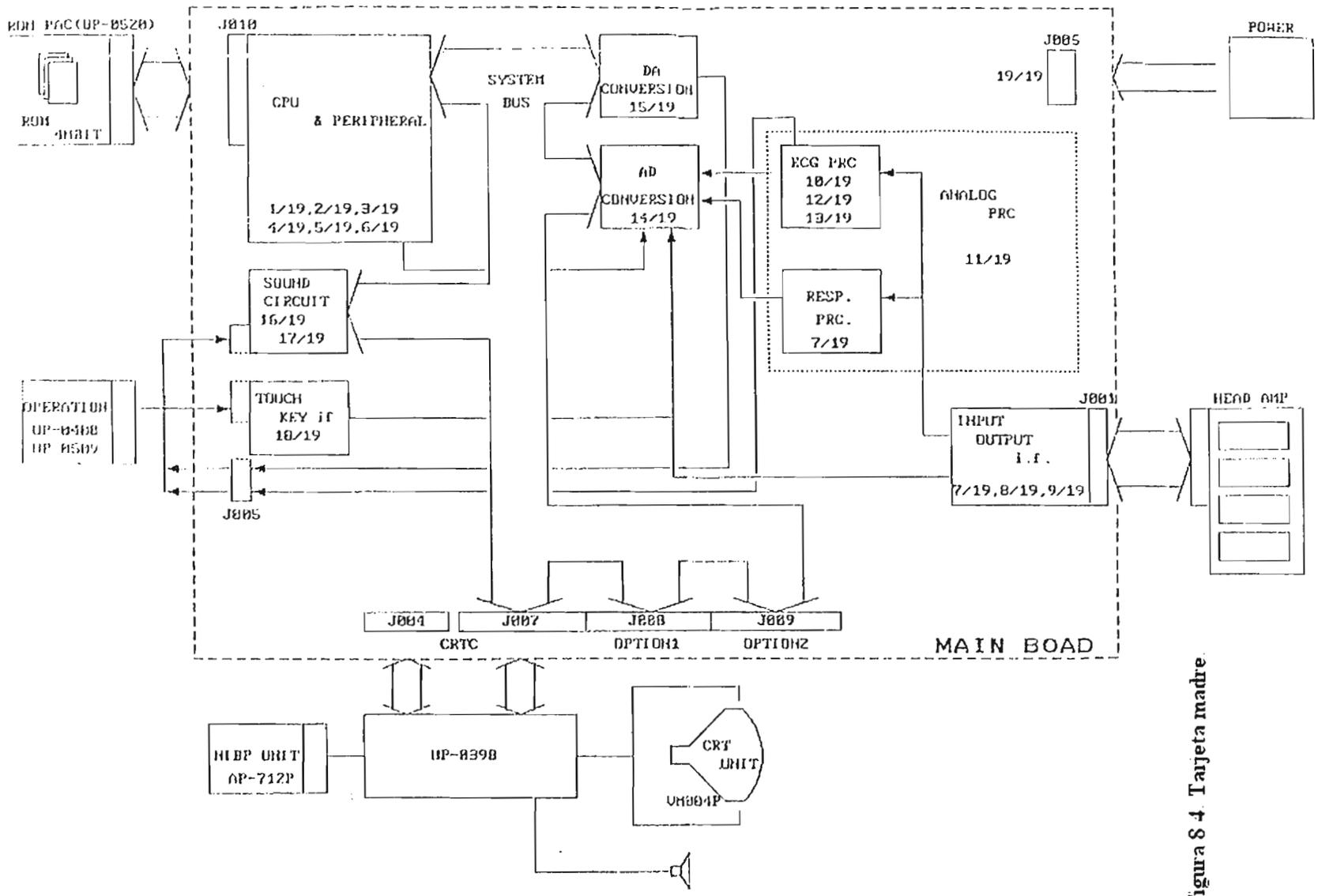


Figura 8 4 TAJETA madre

Los monitores están protegidos contra desfibrilación del paciente, es decir, en caso de desfibrilación deben continuar indicando normalmente los parámetros sin desviaciones. Gracias al software, es muy fácil cambiar los valores de las alarmas y de los parámetros, así como calibrarlos periódicamente. Las señales digitales del microprocesador se prestan muy bien a la comunicación y a la transferencia de los parámetros, lo que da una gran versatilidad al sistema, siendo ideal en las unidades de cuidados intensivos donde las lecturas deben centralizarse para una óptima vigilancia de los pacientes.

La unidad coronaria (UCC) dispone de monitores de cabecera de un canal de ECG y de dos canales ECG y presión, con equipos de telemetría que alcanzan varios cientos de metros con holter para vigilancia y seguimiento de los pacientes en periodo de convalecencia, y marcapasos externos, electrocardiógrafos de tres canales, ventiladores volumétricos y computadoras de gasto cardiaco por termodilución, desfibriladores portátiles y carros de resucitación.

Para la monitorización adecuada de los pacientes se precisan, además, varios monitores de cabecera interconectados con una central de monitoreo con programas para la detección automática de arritmias y su registro que faciliten la vigilancia de la sala desde un puesto central.

En una unidad de cuidados coronarios se pueden encontrar monitores de cabecera que miden ciertos parámetros, con equipos de telemetría que alcanzan varios cientos de metros, con holter y con portador de FM – ECG para seguimiento y vigilancia de los pacientes en convalecencia, marcapasos externos, electrocardiógrafos de tres canales, ventiladores ó respiradores volumétricos y computadoras de gasto cardiaco, desfibriladores portátiles y carros de resucitación. Análogamente a la unidad coronaria, la UCI precisa de varios monitores conectados y una computadora con el software adecuado, el software permite la selección en la pantalla central de cualquier parámetro de los pacientes: ECG, presión respiración, arritmias, etc., con tendencias. Además, y a través de un menú, se admite a nuevos pacientes y desde el exterior pueden recibirse mensajes, aparte de otras funciones de impresión. Con el fin de proteger las funciones críticas, el acceso al menú cuenta con password para el personal de UCI.

Monitores de cabecera

Existe una enorme cantidad de monitores de cabecera o de signos vitales, existen de diferentes marcas y modelos así como de diferentes tecnologías y principios de funcionamiento, marcas como Hewlett packard, Nihon Kohden, Siemens, physio control, Dräger, Ivy, Artema por nombrar sólo algunos.

General:

La teoría de operación puede variar un poco según el fabricante, pero básicamente todos tienen el mismo principio, por dar un ejemplo veamos la teoría de funcionamiento de un monitor cualquiera. Las señales fisiológicas son recolectadas por los módulos

amplificadores y transferido al circuito de interfase de los módulos amplificadores el cual las envía hacia la tarjeta madre (figura 8.4). La impedancia de la señal para la detección de la respiración es transferida hacia la tarjeta de respiración a través del transformador de aislamiento ECG/RESP de la tarjeta de respiración y el módulo amplificador de la tarjeta madre. En la tarjeta de respiración, la impedancia de la señal es detectada y amplificada para obtener la señal de respiración (respiration waveform).

La señal de ECG es procesada en la tarjeta principal así como rechazo de oscilaciones y filtrado de ruido etc., y entra a un circuito de conversión analógico digital A/D. Otras señales y las señales de las teclas de contacto son procesadas con un circuito detector de posición y después convertidas de analógico a digital. En la entrada del convertidor A/D; un componente de offset del convertidor D/A es agregado a la señal para desplazar el nivel cero de la señal por un rango dinámico ancho de conversión analógico digital A/D. Las salidas del convertidor D/A de la señal de onda BP1 a la terminal al frente de la unidad principal.

En el circuito principal PC se encuentra el CPU y los dispositivos periféricos (ROM, RAM, y mecanismos de entrada y salida) y controla todas las funciones del monitor de cabecera. El programa de control (software) es almacenado en las memorias ROM. Por lo tanto la actualización del software se realiza fácilmente tan solo cambiando dichas memorias.

La tarjeta de sonido genera un tono sincronizado del QRS, tono de alarma, y tono de clic de las teclas del panel de control. El amplificador de audio en la tarjeta CRTC amplifica la señal de tono para conducirla a la bocina. La tarjeta CRTC recibe los datos gráficos (caracteres y tendencias), formas de onda de la tarjeta principal y genera señal de video para la unidad CRT y monitor de desplegado externo.

La unidad NIBP tiene todas las funciones para medir la presión no invasiva y los datos de esta medida hacia el CPU. Volviendo a la figura 8.4, se realizará una muy breve descripción de los elementos para tener un panorama general del sistema.

Tarjeta madre ó principal (Main board): La tarjeta madre ó principal es la unidad central del sistema y funciones, excepto para la etapa de alto voltaje y el tubo de rayos catódicos.

1) *CPU y periféricos:* El dispositivo CPU empleado en el sistema es el MC68000 de versión 12.5MHz. la señal de reloj es de 12.288MHz el cual es la mitad del sistema suministrado para la tarjeta de alto voltaje (CRTC board). De este sistema se generan otras señales de reloj de 3M, 768K, 384K, etc., para ser utilizadas en la tarjeta madre. Como en todo instrumento digital de este tipo, esta etapa contiene un sistema mínimo, es decir el microprocesador ó microcontrolador (CPU), memorias (RAM y ROM) así como sus señales de reloj (periféricos). Cuenta con multivibrador monoestable para el circuito temporizador watch dog. La constante de tiempo del temporizador es de aproximadamente 5 segundos. si no hay un reestablecimiento en cinco segundos se envía una señal de alta prioridad al CPU para informar del software fuera de control. Como el tiempo de acceso de cada dispositivo es diferente, el sistema ROM y RAM responden sin tiempo de retardo en el ciclo de lectura y aproximadamente 80 ns de retraso en el ciclo de escritura y otros

integrados en la tarjeta madre responden con un retraso 6 veces mayor, aunque las señales de la tarjeta de alto voltaje y la interfase central están sincronizadas. El CPU espera señales de respuesta y detiene la operación si algo no responde. Una detección de un bus de error es conocida para el CPU, si no hay una respuesta dentro de un tiempo específico significa mal funcionamiento de los dispositivos periféricos. En este sistema el tiempo de detección del bus de error es de 20 μ s. Al alimentar el circuito, se genera una señal de reestablecimiento (reset). Esta señal es liberada aproximadamente 200ms después de un voltaje de alimentación de +5V, que excede a un voltaje de umbral especificado. Cuando el voltaje de alimentación cae por debajo de los +5V, se genera una señal de reestablecimiento (reset) para prevenir malfuncionamiento de operación del CPU y otros dispositivos.

2) *circuito de interfase*: Las señales de onda (señales analógicas) tal como las formas de onda ECG, las señales en el módulo amplificador (head amplifier) de la tarjeta madre y las señales de control para los módulos amplificadores pasan a través de este circuito de interfase.

Una señal de reloj de 768K del CPU se divide para generar señales de reloj para esta etapa del circuito. Esta señal se divide nuevamente para obtener una señal de switcheo de 62.5 Hz. Esta señal de reloj cambia de frecuencia cuando se inserta un módulo amplificador en la consola de la unidad principal (mother board).

Los módulos amplificadores (head amplifier) sincronizan el tiempo para comunicarse con la unidad principal con una señal de sincronía (SYNC), dicha señal es una señal de pulso generada cada 16 ms y entre una señal SYNC y señal SYNC siguiente, de control de 32 bits (JACONT) se envía de la unidad principal y otra señal también de 32 bits JAST se envía desde los módulos amplificadores repetidamente.

Hay dos señales PAR1 y PAR4 adicionales de los módulos amplificadores para indicar cual módulo amplificador esta insertado en los slots amplificadores. PAR1 es una señal medida del módulo amplificador ECG/RESP y mide 0V durante la medida de la respiración y los datos de la señal de onda son enviados del módulo en líneas analógicas U1W-U3W. Los datos de la forma de onda de los mismos módulos amplificadores se modulan con software después de la conversión analógica digital. El proceso de demodulación de los datos de la forma de onda de ECG es muy rápido también mediante software.

3) *Touch key*: El panel o pantalla touch screen está compuesto por una película plástica para protección y dos electrodos de vidrio transparentes a ambos lados de los espaciadores. El voltaje se aplica en cada dirección de los ejes Y y X. Cuando el dedo toca la superficie del panel, dos electrodos tocan y atenúan el voltaje, el voltaje al tocar el panel es proporcional a la posición del dedo al tocarlo (figura 8.5a). La posición del contacto se puede conocer midiendo los voltajes. Este voltaje es aplicado a los electrodos alternamente y los voltajes atenuados son tomados del electrodo en el cual no hay voltaje aplicado (figura 8.5b).

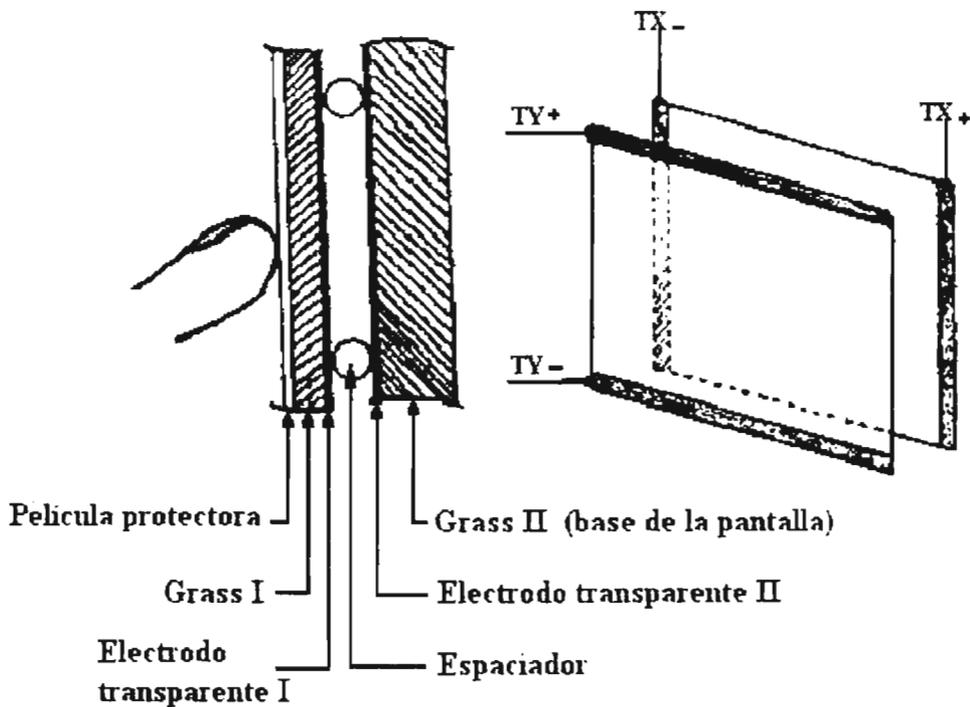


Figura 8.5a. Principio de touch screen.

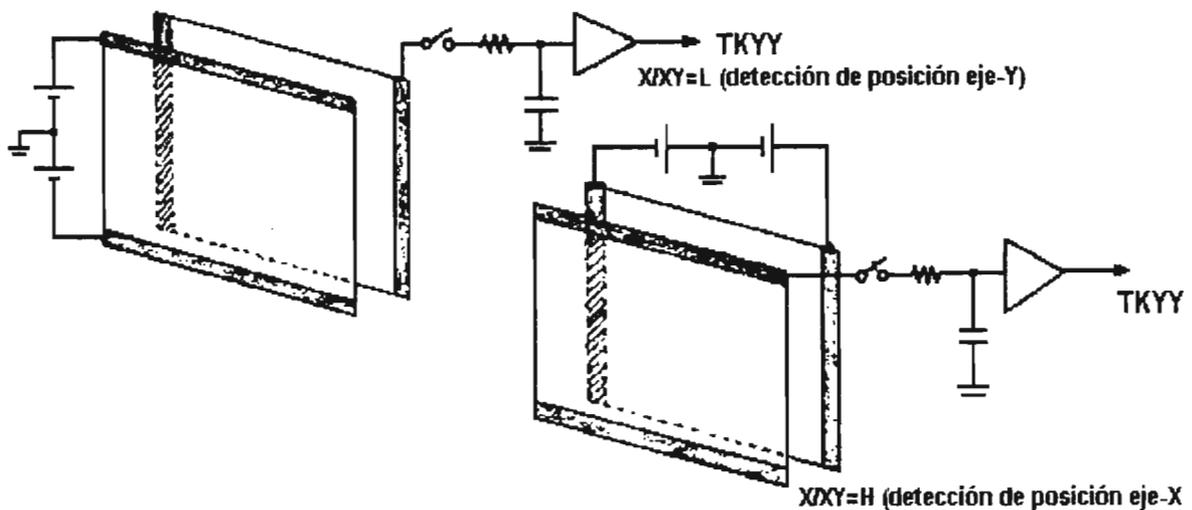


Figura 8.5b. Detecciones en los ejes de la pantalla.

4) *Generación de sonido*: El circuito de sonido genera el tono de alarma, un tono sincronizado del complejo QRS y un tono de clic. Cada circuito de generación de tono es independiente. un circuito integrado sintetizador de sonidos puede generar varios tonos es utilizado para producir tonos de alarma y tonos para el complejo QRS pero los tonos convencionales sólo pueden ser usados por monitores de cabecera, estos sonidos ó tonos pueden ser ajustados independientemente desde el panel frontal del equipo.

5) *Convertidor A/D*: Las señales de onda de los módulos amplificadores y la señal PARA (parámetro) son multiplexados, se agregan datos provenientes de touch key, voltaje de la batería etc., pasan al siguiente bloque después de ser convertidos. Además se agregan voltajes de offset del convertidor D/A para parámetros cuya señal no es simétrica en 0V tal como las formas de onda de la presión sanguínea. Con voltajes de offset, la conversión A/D puede ser en un rango completamente dinámico.

6) *Convertidor D/A*: Las salidas de este circuito comprenden formas de onda de presión sanguínea después de balanceo a cero y voltajes de offset para conversión analógica digital. Antes de la conversión A/D, el voltaje de offset se agrega para cada parámetro, un swich analógico que se cierra al cronometrar la señal seleccionada PIW y es tratada con un filtro pasabajas y sale del conector en el panel frontal del monitor, esta señal PIW hacia el monitor central es generada dentro de la tarjeta de interfase del monitor.

7) *Tarjeta de alto voltaje (CRTC board)*: En la tarjeta de alto voltaje se generan señales para mostrar en pantalla los datos numéricos así como ritmo cardiaco, valores de presión sanguínea, etc., gráficas de tendencia y formas de onda como ECG, presión arterial y curva de respiración etc. esta tarjeta también provee con un conector y monitor externo (figura 8.6).

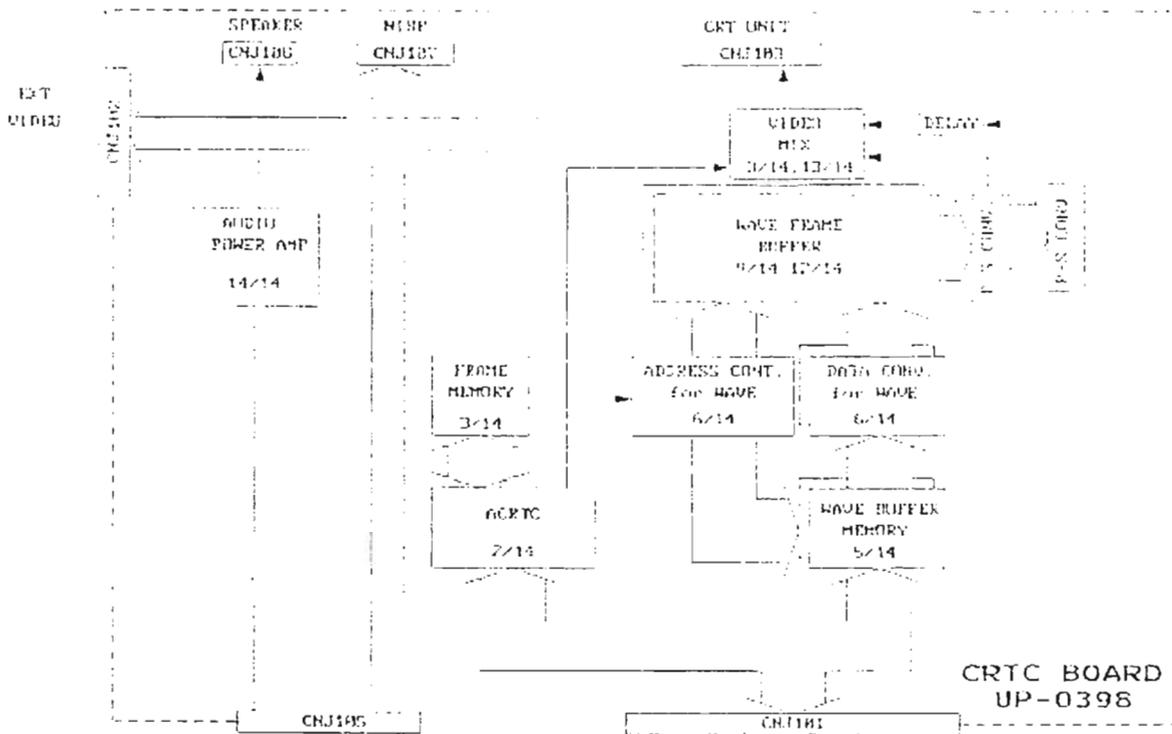


Figura 8.6. Tarjeta de alto voltaje.

Caracteres y datos gráficos así como comandos son escritos en la ACRTC (Advanced CRT Controller) y las formas de onda están escritas dentro del buffer RAM para ser mostrados. El sistema de reloj se genera en esta tarjeta para la tarjeta madre, esta tarjeta interconecta la unidad NIBP (presión sanguínea no invasiva) y está montado el circuito amplificador de potencia de audio.

Esta tarjeta genera datos para trazo en gráfica RAM mediante el control del CPU, también convierte en bus interno para comunicación con la tarjeta dispositivos relacionados y genera señales de sincronización SYNC, XVSYNC, XHSYNC y XDISP1 que son necesarios para mostrar en pantalla. Con estas señales, se hace un barrido de en 24.59KHz horizontalmente y 62.03Hz verticalmente con 793 líneas de barrido entrelazados. Se utilizan las señales de sincronización para mostrar las formas de onda, caracteres / gráficas.

Cuando la tarjeta recibe datos y comandos del CPU, esto cambia XDACK informa al CPU quien recibe los datos, después de la recepción de los datos, la ACRTC comienza a recibir comandos y después de finalizar los comandos da salida a la señal XIRQ al CPU para informar el final del comando. Por lo tanto, la transferencia de datos entre ACRTC y CPU se realiza sólo cuando la pantalla está redibujando.

En este monitor, el carácter o fuente es transferido de la memoria ROM en un área no mostrada de gráfica RAM a través del CPU y ACRTC, la fuente sale de la gráfica RAM con el comando copy para mostrar caracter/gráfica, por lo tanto, no hay un carácter especial ROM en la tarjeta CRTC.

8) *Buffer RAM*: El buffer RAM está para almacenar la señal de comando del CPU y datos de forma de onda, está separado en dos grupos los cuales siempre trabajan en paralelo, esto es, incrementar la resolución horizontal de la pantalla y obtener 6 o 8 trazos de forma de onda.

Hay dos accesos al buffer RAM, uno es el ACW que lee datos del CPU como comandos y el otro es DCW que lee datos de forma de onda y los escribe en la buffer RAM, ambos accesos son controlados por ACW.

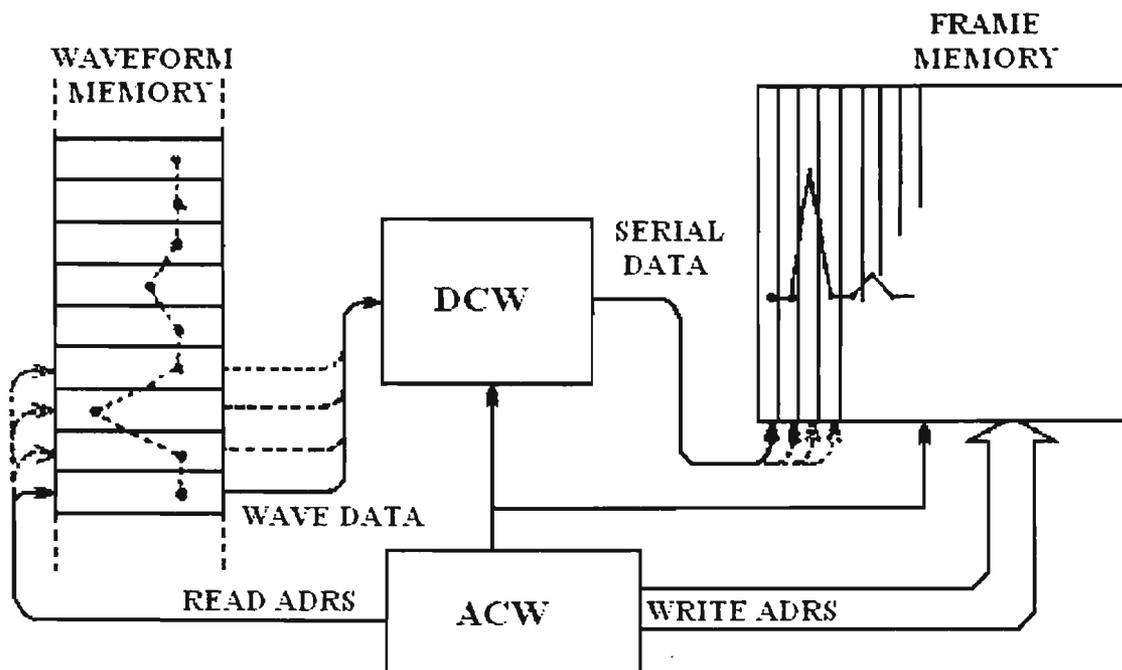


Figura 8.7a. Circuito de conversión de forma de onda.

en forma de onda en el buffer dentro de datos de punto (imagen) para mostrar en la pantalla. Esta operación es la más importante para mostrar formas de onda. Casi todas las operaciones están dadas por DCW y la imagen de forma de onda en memoria y las direcciones de ACW algunas veces tienen acceso a la operación (figura 8.7a).

La forma de onda de la memoria suministra un cambio en la función del *registrador* (circuito de almacenaje de alta velocidad situado dentro del microprocesador) y tienen acceso uno por uno con entrada de reloj a la memoria. En este monitor de cabecera, la salida de la forma de onda del puerto serial es interpolada punto por punto, (figura 8.7a).

En aumento de DSLD (Delayed Serial Lead Data), en las direcciones de salida de ACW del dispositivo GA101 hacia el buffer RAM y comienza el acceso. En DCW, dispositivos GA102 y GA103 adquieren datos de 16 (4 datos x 4 trazos = 16) del buffer RAM mediante LCK (Latch Clock), señal proveniente de ACW.

Con la señal XSLD (Serial Lead Data) generada antes de siguiente salida DSLD, un contador en el interior de DCW se borra y después de la siguiente salida de DSLD, mediante el uso de la señal SCLK (Shift Clock) de ACW, los datos adquiridos son interpolados y salen hacia ASD0-3 (“A” datos conmutados), BSD0-3 (“B” datos conmutados), DASD0-3 (Retraso de “A”), y DBSD0-3 (Retraso de “B”).

Por otro lado, la imagen cuyas direcciones son dadas simultáneamente con DSLD, adquiere datos seriales de la terminal SI/00-4 mediante la utilización de una señal SAS (Serial Access Strobe) como una señal de reloj. ACW conmuta las direcciones a la memoria buffer de forma de onda o la imagen de forma de onda de la memoria tanto XSLD como DSLD y repite el procedimiento anteriormente citado.

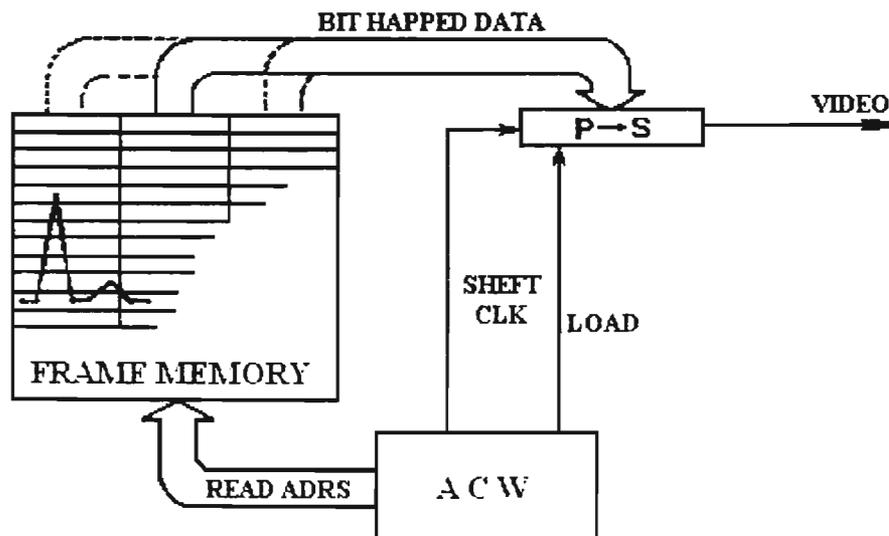


Figura 8.7b. Circuito para mostrar la forma de onda.

10) *Circuito presentador de la forma de onda:* Los puntos de los datos escritos dentro de la imagen de la forma de onda son convertidos vertical y horizontalmente y salen por el

puerto paralelo. Estos datos paralelos son convertidos otra vez en datos seriales por el registrador como señal de video para mostrarlo en la pantalla, (figura 8.7b).

Dos grupos de datos extendidos en buffer RAM son agregados mediante el tiempo de corrimiento de medio punto para incrementar la resolución horizontal de la presentación en la pantalla. Esta señal de salida es transferida al circuito de interfase externo.

La imagen vertical es expulsada horizontalmente (correspondiente a la pantalla del CRT) por el barrido electrónico horizontal en la pantalla.

11) Power Supply (Fuente de Alimentación): La tarjeta SC-006R/RK suministra poder ($\pm 8V$, $\pm 19V$, $+5V$ y $+12V$) de la línea de voltaje AC100V-125V, mediante el método de la regulación conmutada (fuentes conmutadas) se basan los diseños para estos monitores de cualquier tipo y tamaño.

Esta fuente consta de un circuito primario y uno secundario. En el circuito primario (figura 8.8) una línea de voltaje de AC es conectada a un protector de sobre corriente compuesto por Q1 y R1 después pasa a través de un filtro, un interruptor y los fusibles. La línea de voltaje es conectada en el puente rectificador D1, capacitores C4 y C5 y aplicada al primario del transformador T4 en el circuito conductor. Q2 y Q3 conmutan el voltaje rectificado DC bajo el control de aproximadamente 24Hz en los transformadores T2 y T3. En el circuito secundario en el transformador T4, un voltaje rectificado y regulado por el puente rectificador D9, C8 e IC1 es conectado a los emisores de Q4 y Q5. este voltaje es utilizado en encendido para iniciar la conducción en el circuito. En condición estable después del encendido se suministra un voltaje de $+19V$ para alimentar este circuito. Q1 en circuito protector de sobre corriente queda fuera cuando se activa el interruptor la corriente pasa a través de R1 que está conectada con los capacitores C1 y C2. después de que se alimenta el circuito comienza la operación de conmutación con Q2 y Q3, Q1 se dispara la línea de voltaje de AC es aplicada directamente al circuito. La resistencia fusible es usada por R1 como cuando Q1 no conduce continuamente debido a una falla.

El circuito secundario del transformador T1 está separado en tres circuitos, $\pm 19V$, $\pm 8V$ (J6) para circuitos analógicos, $+5V$ (P8-11) para circuitos digitales y $+12V$ (P6) para la unidad CRT, unidad NIBP y tarjeta de sonido, (figura 8.9).

Los fusibles P3-P6 (2 Amperes) son colocados en las líneas de los voltajes $\pm 19V$ y $\pm 8V$ antes de aplicar estos voltajes a los rectificadores D11-D15, L3-L6 y C12-C16. no hay fusibles en los voltajes de $+5V$ y $+12V$ puesto que están provistos de protección en otra etapa.

Los $\pm 19V$ salen directamente de la unidad de poder sin regulación mientras que los $\pm 8V$ son regulados con IC3 e IC4. los $+12V$ son obtenidos por regulación regulador serie compuesto de los transistores Q8-Q12. el voltaje de $+12V$ es ajustado a $+12V \pm 0.1V$ con VR3. Q12 es usado para proteger de sobre corriente el cual opera en un rango de 3.2A.

El voltaje de $+5V$ es el más suministrado por la unidad de poder. Este voltaje controla Q2 y Q3 transistores de conmutación en el circuito primario de conmutación.

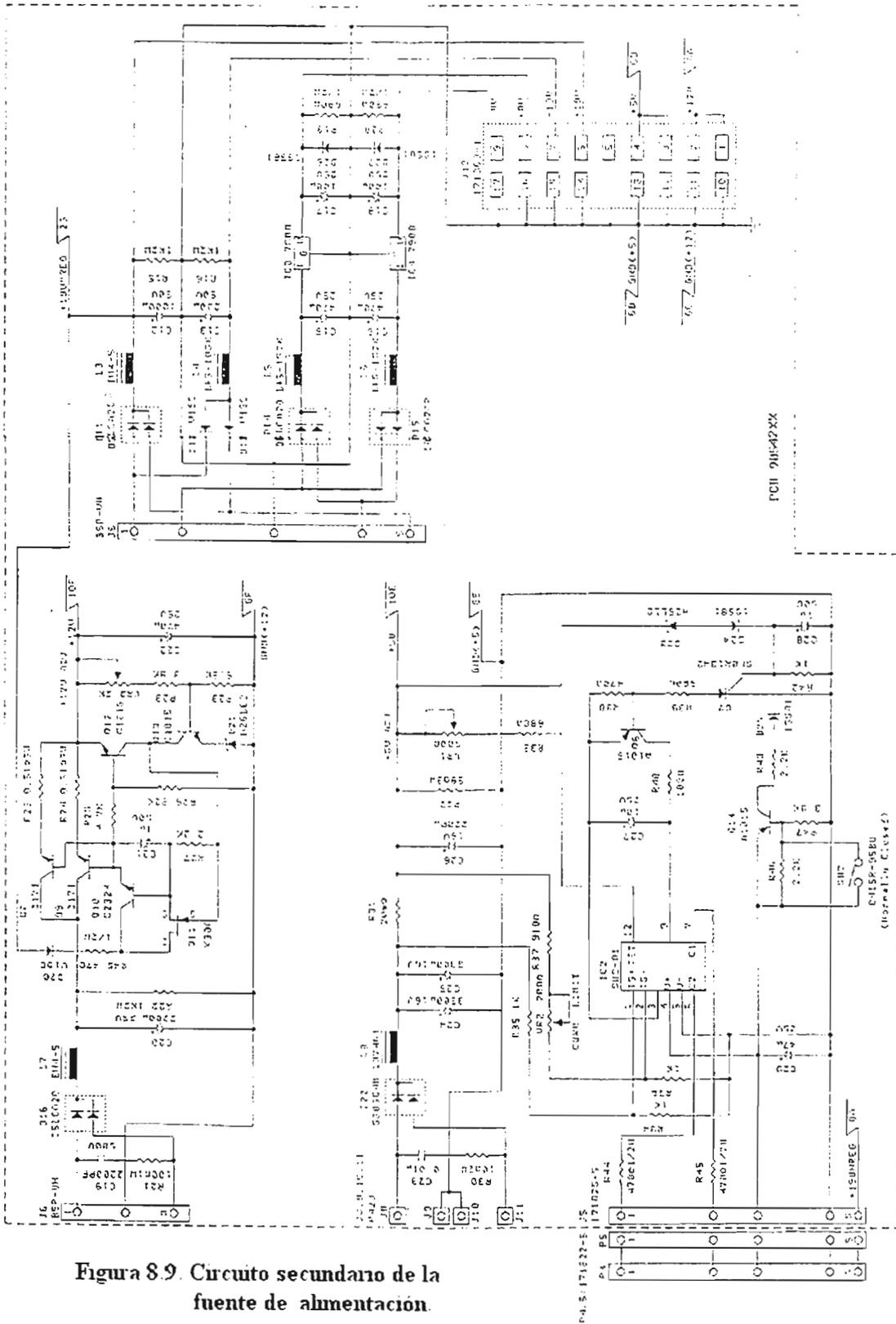


Figura 8.9. Circuito secundario de la fuente de alimentacion.

IC002 controla la operación de Q2 y Q3. el voltaje de salida de +5V es ajustado a $+5V \pm 0.1V$ con el trimpot VR1. D23, D26, Q6 y Q7 componen un protector de sobrevoltaje el cual detiene el suministro de energía cuando se detecta un sobrevoltaje. El interruptor térmico SW2 y Q14 componen un protector de sobrecalentamiento el cual detiene el suministro de energía cuando la temperatura en el disipador es excesiva.

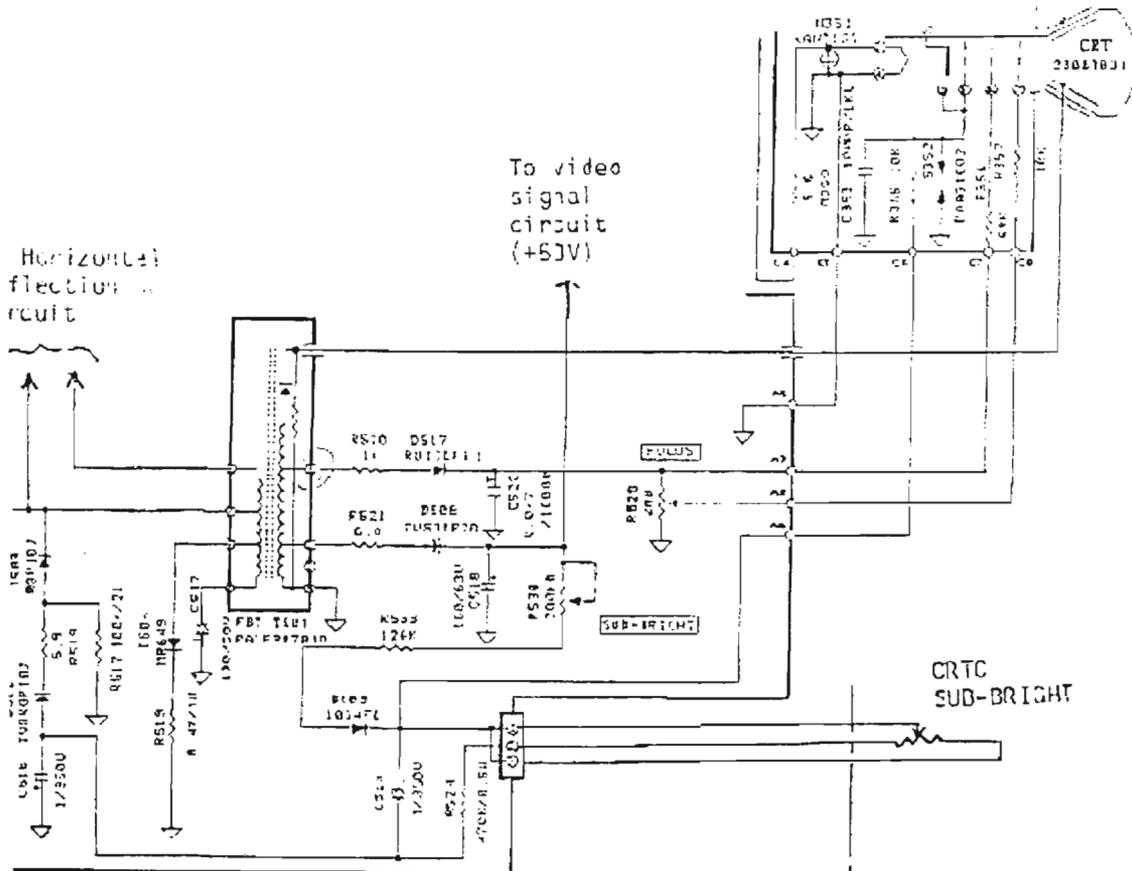


Figura 8.10. Unidad CRT.

12) *Unidad CRT*: la unidad de CRT recibe la señal de sincronización de la tarjeta controladora de alto voltaje (CRTC board) y muestra la imagen en la pantalla. El control de brillo de la pantalla está dado por el potenciómetro al frente del monitor de cabecera y el trimpot de ajuste en la tarjeta de controladora de alto voltaje (CRTC board).

Circuito de señal de video: La señal de video procedente de la tarjeta controladora entra al amplificador de señal de video en la tarjeta montada en el cuello del TRC a través del conector. La señal de video es aproximadamente 12 veces invertidamente amplificado y conducido al cátodo del CRT.

CRT y periféricos: La radiación controlada por voltaje inclinado entre el primer voltaje en la rejilla y el voltaje de señal de video ilumina la pantalla fluorescente del CRT. Por el corrimiento el primer voltaje en la rejilla, todo el brillo de la pantalla puede ser controlado. El ajuste (SUB-BRIGHT) puede ser con R530 es para determinar el primer voltaje en la rejilla para polarizar el CRT, (figura 8.10). Este potenciómetro es usado para limitar el

brillo máximo a la vez es el potenciómetro montado en la tarjeta controladora. El circuito de carga compuesto de C519, R524, R518 y D510 es un punto en el cual previene radiación electrónica enfocando en el centro de la pantalla apagado el cual quemará el material fluorescente.

13) Deflexión Vertical: Una señal de sincronía vertical entra al pin -1 del IC401 y el control de ON/OFF del circuito de carga y descarga compuesto de C403, R405 y R416 para generar un voltaje diente de sierra de aproximadamente 62KHz. Con VR416 se ajusta la constante de tiempo para sincronizar verticalmente. Este voltaje de diente de sierra conduce la deflexión vertical del yugo para la deflexión vertical del rayo, con VR417 se ajusta la linealidad vertical y con VR418 se ajusta la amplitud vertical.

14) Deflexión Horizontal: Un voltaje diente de sierra se genera por el circuito de carga y descarga compuesto por C506, C523, R508 y R528. la frecuencia es automáticamente controlada con CAF (Control Automático de Frecuencia), circuito a 24.6KHz el cual es sincronizado con la señal de sincronía horizontal. El colector de Q504 conduce la señal horizontal al transistor Q503 a través de T502 para operar el circuito de deflexión horizontal y el circuito de alto voltaje.

L502 colocado en serie al yugo de deflexión es para el ajuste de ancho horizontal, L503 y C521 son para ajuste fino de linealidad.

Módulos Amplificadores: Como se mencionó anteriormente este monitor se complementa con los módulos amplificadores, cada módulo intercambiable se utiliza para amplificar una señal biológica, como podrían ser el módulo de ECG, NIBP, Temperatura, detección de CO₂, detección de O₂ etc. Cada módulo tiene por supuesto diferente circuito según la señal a medir y sus dispositivos conocidos como consumibles que son: electrodos (para detectar ECG), termistores (para la temperatura corporal), transductores de presión (para la presión invasiva con catéter), brazalete para la presión no invasiva, etc. se debe aclarar que este monitor tiene la particularidad de intercambio de módulos inclusive por el usuario. La mayoría de los monitores en el mercado cuentan con las características de las variables a medir fijas desde fábrica, según la marca y el modelo, algunos otros se pueden actualizar según las necesidades del usuario.

Regresando a dichos módulos, un Circuito Integrado "AISLADO" esta montado en las tarjetas de los módulos amplificadores. En dicho integrado, un generador F-CLK alimenta a un circuito flotante y el circuito de conmutación SW1 demodula la señal modulada del circuito flotante.

En este circuito, el circuito convertidor DC-DC alimenta al circuito flotante con los siguientes voltajes, +5F, EF y -5F. La señal MODU CLK es para cortar a 64KHz y así modular la señal tiempo compartido tanto como para transferir dicha señal desde el circuito flotado al circuito no flotado, (figura 8.11).

La señal DEMO CLK de 64KHz para demodular la señal recortada. Las señales MODU CLK y DEMO CLK son sincronizadas con polaridad opuesta.

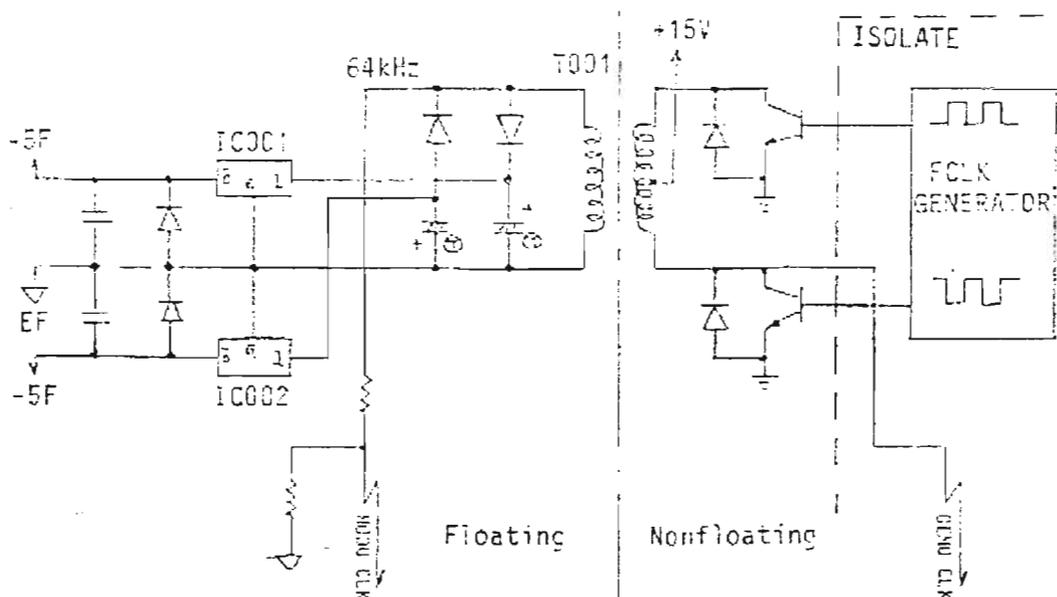


Figura 8.11. circuito aislado.

Circuito de protección

1) Filtro para eliminar interferencia en cirugía: En este circuito, un filtro pasabajas formado por la conexión de tres filtros RC atenúa la componente de alta frecuencia (entre 300KHz y 5MHz) de interferencia en electrocirugía. El filtro pasabajas es para intentar proteger la entrada al circuito y reducir calor en caso del uso simultáneo de una unidad de electrocirugía, (figura 8.12).

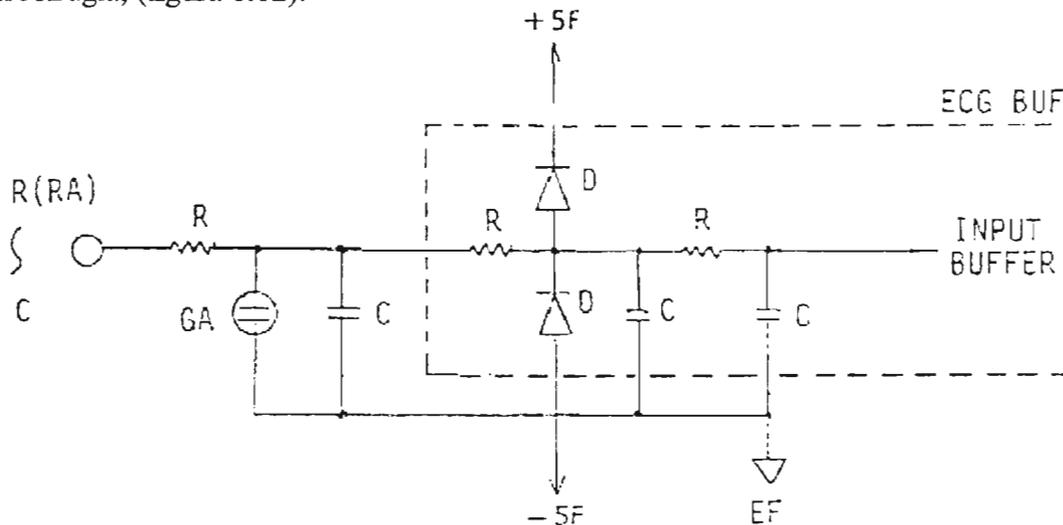


Figura 8.12. Circuito de protección.

2) Protección contra descarga de desfibrilador: En este circuito, las resistencias conectadas en serie limitan la corriente de descarga para proteger el circuito contra la entrada de un voltaje excesivo, la lámpara de neón y los diodos limitan el voltaje de descarga cuando ésta se inicia con un desfibrilador.

Aunque cada módulo tiene un circuito diseñado para cada medida biológica, todos poseen estos circuitos de protección tanto para interferencia de electrocirugía como para descarga de desfibrilador.

Análisis de otro monitor

En otro tipo de monitor de otro fabricante, se puede describir su teoría de funcionamiento para darnos una idea de las similitudes y diferencias existentes entre los diferentes diseños. Como se puede ver en la figura 8.13, se presenta un diagrama a bloques simplificado mostrando las principales señales en el monitor.

La alimentación de alto voltaje genera todas las señales que van al CRT excepto las señales del yugo, las cuales son creadas en la mother board.

CRT:

Se crean electrones libres en la base del CRT por la aplicación de un voltaje en el filamento. Un alto voltaje (6.5KV en este caso) entre el ánodo y el cátodo aceleran los electrones libres desde el filamento a una forma de haz. Este golpea al fósforo en la cara del CRT y forma un punto sobre la pantalla. El yugo, uno horizontal y otro vertical, apuntando la radiación por un campo magnético. Esto mueve al punto a través de la pantalla y dado que el fósforo toma cierto tiempo en enfriarse, esto forma una línea a través de la pantalla cuando es hecho rápidamente. Las rejillas pueden ser polarizadas al bloque del rayo o afocarlo, puede ser usado también como control de intensidad.

Otra forma de cambiar la intensidad aparente del rayo, consiste en cambiar el voltaje en el cátodo o conmutar rápidamente entre encendido y apagado. Encender el rayo del CRT y apagarlo es frecuentemente referido como control del eje z. Esto ocasiona que el rayo aparezca y desaparezca. El fósforo conserva algo de la luz del rayo mientras es apagado, haciendo parecer que el rayo está encendido pero no es así.

Circuito temporizador:

El circuito temporizador crea una forma de onda para ser usada por el módulo de alto voltaje en la creación de los altos voltajes requeridos por el CRT. Esto inicia con la entrada VERT SYNC.

La entrada VERT SYNC es una onda cuadrada de 16KHz con ciclo de trabajo de 56% que es creada en la mother board. El propósito principal de esta señal es sincronizar los circuitos de video en la mother board mientras el CRT muestra la imagen. Esta es una onda cuadrada estable que puede ser usada como señal de reloj.

El circuito temporizador convierte la señal VERT SYNC con un transistor y dispara un multivibrador monoestable. Esto cambia el ciclo de trabajo de la onda invertida de 44% a entre 12% y 60%. La habilidad para cambiar la duración de esta señal permite ajustar finamente la operación del módulo de alto voltaje. Un ciclo de trabajo pequeño significa menos corriente al módulo de alto voltaje, pero esto no significa menos intensidad en la pantalla durante la operación con batería.

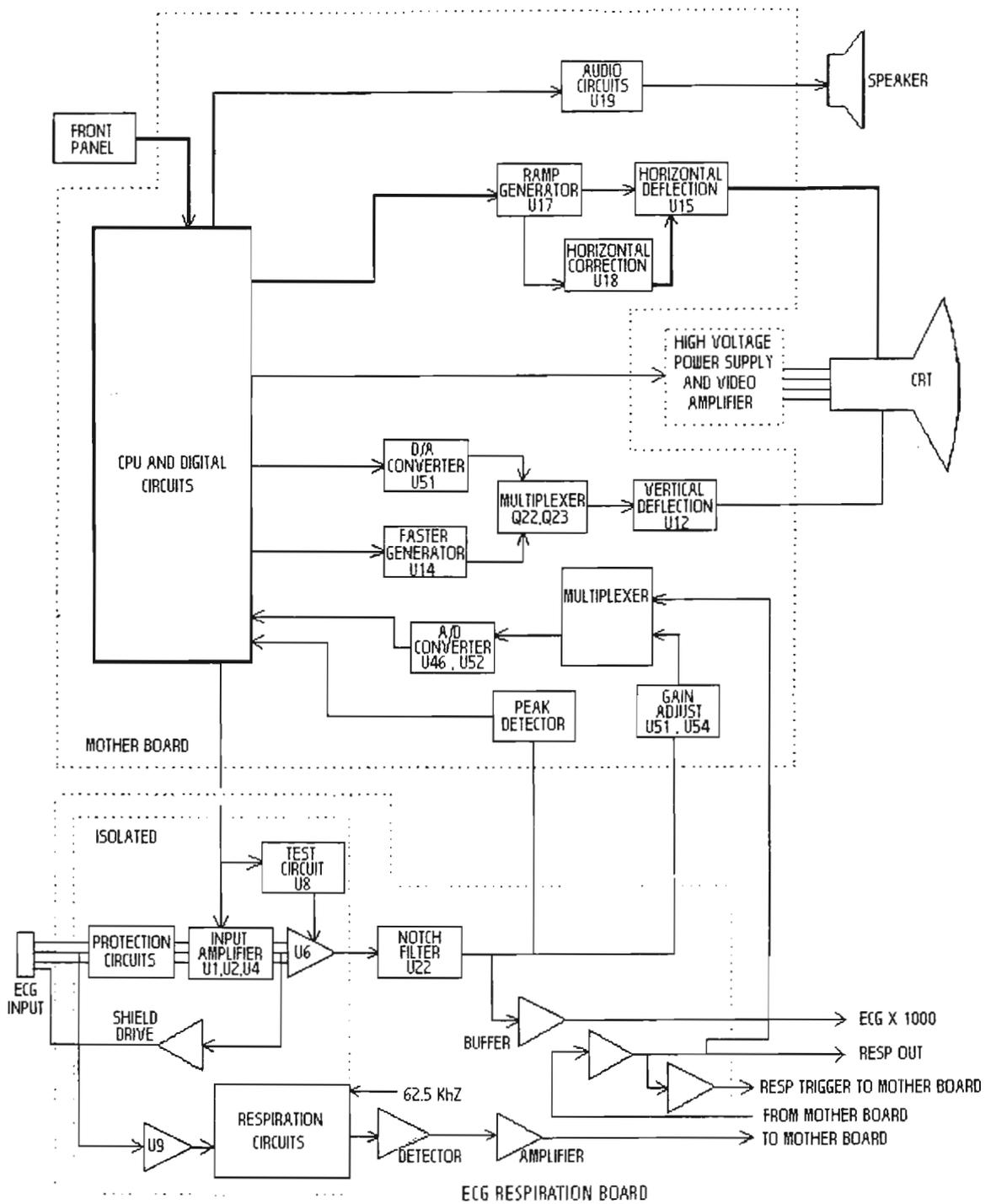


Figura 8.13. Diagrama a bloques de un monitor. Se observa tambien el diagrama a bloques del detector de pico.

Módulo de alto voltaje:

Este módulo contiene un circuito para producir diversos altos voltajes para ser utilizados en el control del CRT. Cuando al módulo se le aplica una onda cuadrada con 16KHZ y el amplificador de realimentación está trabajando, produce tres voltajes: -100V, +275V y 6500V.

Amplificador de realimentación:

El amplificador de realimentación toma una señal realimentada del módulo de alto voltaje la invierte, comparándola con un voltaje de referencia (potenciometro de alto voltaje), y la envía de regreso al módulo de alto voltaje. Esto es utilizado con el fin de mantener los 6500V de salida del módulo de alto voltaje dentro de la tolerancia. Cuando esto sucede, los -100V y +275V de salida podrían estar también dentro de la tolerancia.

Fuente de alimentación de bajo voltaje:

La fuente de alimentación de bajo voltaje está en la mother board. Sus entradas son de 13.4Vac y 6.9vac del transformador. Cuando la línea de voltaje es baja el rele K2 conmuta la entrada por los 13.7V suministrada de los 13.4V del transformador.

Mediante reguladores se generan voltajes de +13.7V, -13.7V de los 13.4Vac. otro regulador utiliza los -13.7V como una entrada y produce -7V, otro regulador genera $\pm 8V$. de los 6.9Vac, +8V no regulados son tomados de dos diodos rectificadores. Un último regulador genera +5V a través del transistor Q17.

Voltajes DC aislados:

El transformador de aislamiento T1 pasa la energía de la parte no aislada de la tarjeta de ECG y respiración a la parte no aislada. La señal de disparo 16 MICROSECOND SYNC U26 la cual enciende y apaga a Q11. Esto crea una corriente variable a través del embobinado de T1 para permitir el paso de corriente al secundario del mismo en la parte aislada del circuito. Los rectificadores D14 a través de D17 genera un voltaje sin regulación de $\pm 6.5 V$. el regulador U11 produce $\pm 5 V$ a través de los transistores Q7 y Q8.

Detector de Pico:

El detector de pico genera un pulso en el pico de cada onda R. El tiempo entre estos pulsos es usado para contabilizar la frecuencia cardiaca. Se puede observar el diagrama a bloques del detector de pico en la figura 8.13.

La señal de ECG es separada por un amplificador U54 a través de un filtro RC y en los componentes en la realimentación de U54. Esto mueve la línea basal las ondas T de la señal ECG. La señal es rectificada por los diodos D55 y D60 para asegurarse que las ondas R son siempre positivas. La salida del filtro y del rectificador en U55 es un grupo de pulsos positivos para cada complejo QRS. El primer pulso largo es la onda R.

Para que un pulso pueda ser detectado, debe exceder un umbral, el cual se basa en una amplitud del último pulso aceptado y se ajusta finamente mediante un potenciometro.

El circuito de muestra y sostén (Sample and Hold) U55 con U59 sostiene el nivel pico de cada pulso aceptado para formar el umbral del siguiente pulso.

Cuando un pulso excede el umbral. U55 baja (Pin 8), cuando el pico ocurre el U55 es alto (en el Pin 8), el tiempo entre cuando la señal excede el umbral y cuando ocurre el pico debe estar entre 7 y 70ms para que el pulso sea aceptado. Los pulsos de 7 y 70ms son generados por un disparo en U58. si la señal es aceptada, U57 (Pin 6) genera un pulso EVENT de 10ms. El margen del pulso EVENT ocurre en el pico de la onda R, esta señal va al circuito general para contar la frecuencia cardiaca. Cada complejo QRS filtrado y rectificado usualmente genera un pulso aceptable, por lo tanto, la señal EVENT usualmente tiene dos pulsos de 10ms por cada latido. U57 (Pin 10), mediante un disparo produce un tiempo muerto, si no ocurren pulsos aceptables para 4.5 segundos, este tiempo muerto de un disparo y genera una señal que activa a U59, esto ocasiona que el circuito de umbral adquiera un nuevo nivel.

Monitor multiparamétrico

Hasta ahora se han descrito dos modelos diferentes de monitores de signos vitales, que miden el primero una gran variedad de parámetros ó señales biológicas debido a que posee la característica de intercambiar módulos amplificadores de tal forma que según las señales biológicas que quiera el usuario medir utilizaría módulos específicos. En el segundo monitor visto hasta ahora mide sólo ECG, respiración y temperatura, y no tiene la característica de cambiar alguna tarjeta ó módulo para cambiar las variables a medir por el usuario.

Esto por supuesto que se refleja en el costo, aplicación y complejidad de cada monitor que en cualquier equipo ó instrumento se adapta a las necesidades de los usuarios, hay algunos que por su costo sólo grandes instituciones los pueden adquirir y otros que son accesibles a pequeños hospitales.

Ahora vamos a analizar un monitor de signos vitales que se puede considerar multiparamétrico, con tecnología diferente a los casos anteriores pero que comprende etapas parecidas en su diagrama a bloques, este monitor mide las variables biológicas que según el cliente requiere y se solicita a fábrica con los parámetros que el cliente especifica, de acuerdo a sus necesidades y los recursos con que cuenta, según los parámetros a medir es el costo del equipo. Este monitor tiene una excelente tecnología y el método de medir gases lo ha caracterizado tanto que en los hospitales lo utilizan mucho como capnógrafo en salas quirúrgicas.

1) Teoría de operación:

Medida de gases: La medida de CO₂, N₂O y agentes anestésicos en la mezcla de gas respirado, esta basado en el hecho de que los diferentes componentes de gas medidos por el monitor de acuerdo a la absorbancia de luz infrarroja a unas longitudes de onda específicas. Una bomba interna en el monitor succiona una pequeña muestra de gas continuamente del

circuito respiratorio hacia dentro del equipo. El flujo de la muestra de gas pasa a través de una cámara donde la absorción de diferentes longitudes de onda de luz infrarroja es medida. Un microprocesador calcula continuamente el CO_2 , N_2O y la concentración de agentes anestésicos de las medidas de absorción de luz infrarroja.

El oxígeno no absorbe luz infrarroja como otros gases respiratorios y es por lo tanto medido usando otro método. Este método se basa en las propiedades magnéticas de las moléculas de oxígeno.

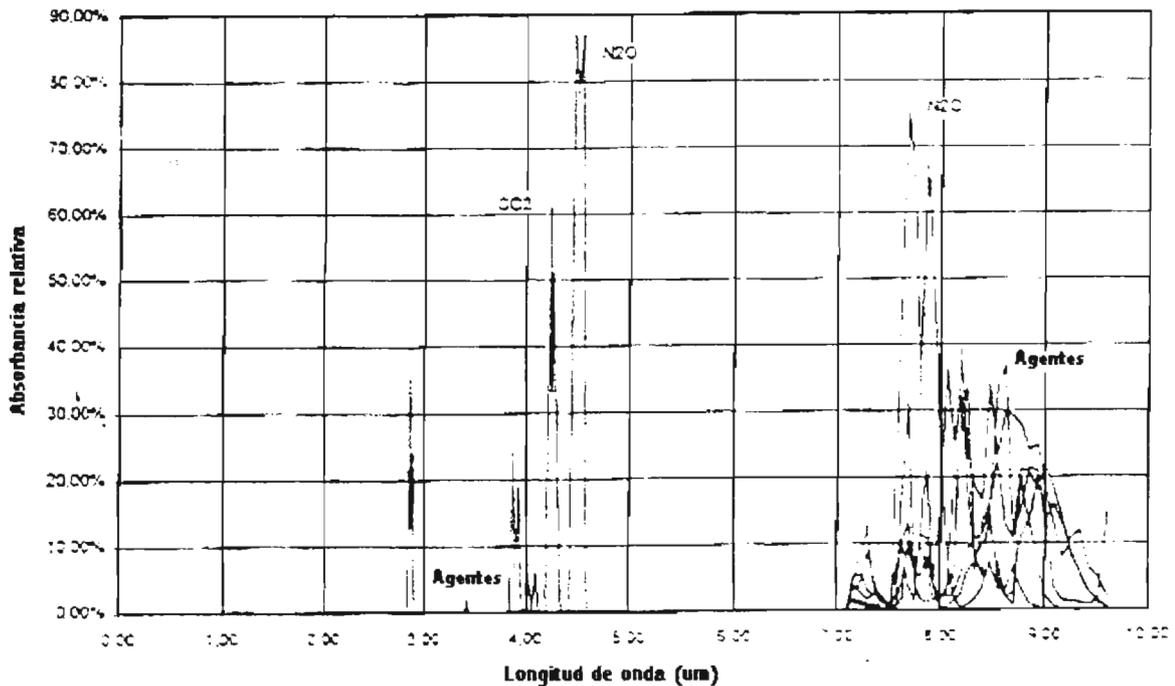


Figura 8.14. Espectro de absorción para algunos gases respiratorios comunes.

Técnica de absorción infrarroja: El espectro de absorción para algunos gases respiratorios comunes se puede observar en la figura 8.14. Estos monitores utilizan los picos de absorción medidas en $4.2 \mu\text{m}$ y $3.9 \mu\text{m}$ para CO_2 y N_2O respectivamente y picos de absorción en el rango de $8\text{-}9 \mu\text{m}$ para medidas de agentes anestésicos y la función de identificación de agentes. Para medir la absorción de la luz infrarroja a esas longitudes de onda, se requiere de una fuente de IR. La luz de la fuente es entonces dirigida a través de una cuveta que contiene la muestra de gas a analizar. La luz transmitida es filtrada usando un filtro óptico pasabanda angosto especialmente diseñado para cada gas a ser medido. Con el fin de reducir ruido de fondo, se emplea un disco rotatorio tipo hélice (Chopper) en el flujo de la luz. El valor pico a pico de la salida de los detectores es proporcional a la cantidad de luz transmitida y de esta forma, una medida del número de las moléculas presentes en el gas.

La intensidad de luz transmitida estará en su máximo valor cuando no estén presentes las moléculas de gas. La señal de salida del detector obtendrá su máxima amplitud en concentración de 0%, con menor amplitud en mayores concentraciones. Para poder establecer la amplitud de referencia de 0% del instrumento, ocasionalmente fluye una pequeña muestra del aire ambiente, (figura 8.15).

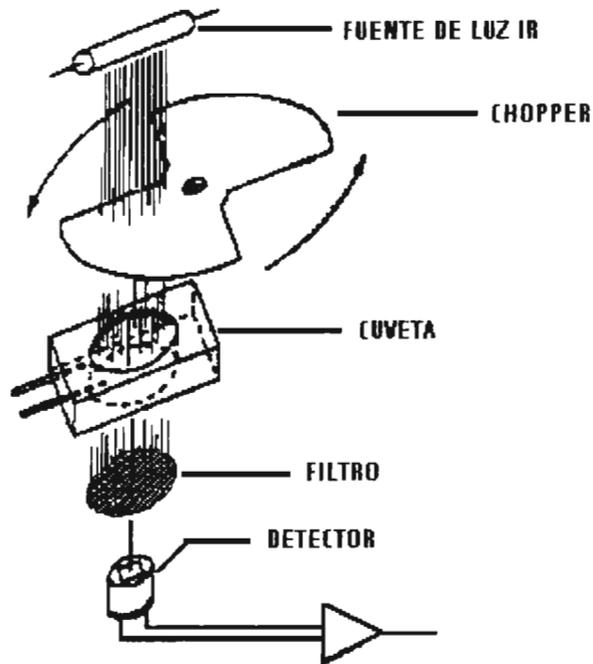


Figura 8.15. Detector óptico de la señal.

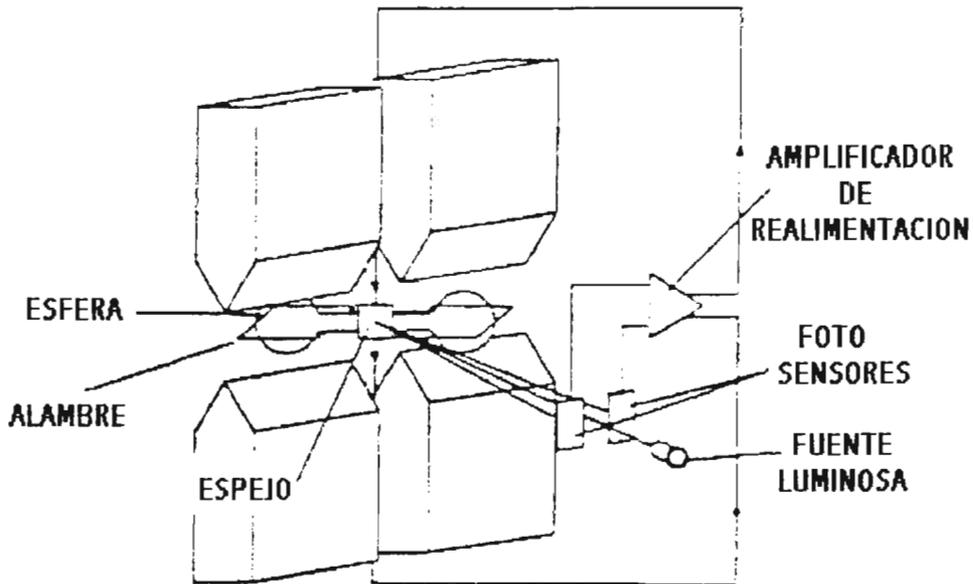


Figura 8.16. Sensor de oxígeno paramagnético tipo autobalance magnético.

Medida de Oxígeno:

La medida de oxígeno se realiza mediante un tipo de sensor de separación magnética. Este tipo de sensor utiliza las propiedades magnéticas de las moléculas del oxígeno para determinar la concentración del oxígeno en el gas, este sensor no requiere de mantenimiento o reemplazo de ningún componente, (figura 8.16).

Medida de la saturación de oxígeno:

La medida de saturación de oxígeno SpO_2 está basada en el hecho de que la hemoglobina oxigenada (HbO_2), y la hemoglobina reducida (Hb) absorben diferentes cantidades de luz roja e infrarroja.

Los LEDs en un sensor de SpO_2 emiten luz roja e infrarroja de una longitud de onda específica y un foto detector en el mismo sensor mide la cantidad de luz y de que tipo esta siendo absorbida en el tejido. De la medida de absorción de luz, un microprocesador calcula continuamente el contenido relativo de HbO_2 y Hb de esta forma determinando el valor de la saturación de oxígeno.

Medida del ECG:

El ECG es una representación eléctrica del corazón que refleja la polarización y repolarización miocárdica, los electrodos se colocan en el pecho del paciente para recolectar los pequeños potenciales eléctricos transmitidos a través del tejido alrededor del corazón, y conducidos a través de los electrodos y cables del paciente hasta el monitor. Las señales se amplifican, filtran, digitalizan y se envían al microprocesador para ser procesadas.

La señal procesada de ECG detecta el complejo QRS para calcular la frecuencia cardiaca y prevenir condiciones que pongan en riesgo la vida. El ECG es también procesado en relación para suprimir ruidos musculares y para detectar los latidos generados por los marcapasos.

Medida de la presión arterial no invasiva (NIBP):

La presión arterial refleja la condición del sistema circulatorio y la medida de sus valores sistólicos y diastólicos se realiza muchas veces al día en la mayoría de los pacientes hospitalizados. Se coloca un brazalete alrededor del brazo del paciente y se infla hasta que cesa el flujo en las arterias, el brazalete entonces se desinfla lentamente y las oscilaciones de presión ocurren en él mientras se desinfla se registran. Estas variaciones de presión se transfieren mediante un conector hacia el transductor de presión dentro del monitor y se convierten en señales eléctricas. Estas señales (oscilaciones eléctricas) se amplifican, digitalizan y convertidas por un microprocesador a una amplitud de oscilación perfilada para determinar la presión sistólica, diastólica presión arterial sanguínea.

Medidas de la temperatura:

Los sensores de temperatura conectados al monitor, incorporan un termistor con resistencia eléctrica dependiente de la temperatura, los valores de resistencia de los sensores se utilizan para calcular las temperaturas sensor / paciente.

2) Descripción funcional:

Descripción modular:

La electrónica en este tipo de monitores se compone básicamente de cuatro módulos: La Unidad Central de Procesos (CPU), la tarjeta Multiparamétrica (MPA), la del Panel Frontal (FPA) y la tarjeta manejadora de alto voltaje (CRT driver board), (figura 8.17). La del panel frontal, el transformador principal, el ventilador, la bomba, la batería de respaldo y la tarjeta de alto voltaje se conectan en la CPU. La tarjeta MPA recibe las señales de ECG, SpO₂ y temperatura a través de sus respectivos conectores. El monitor mide el oxígeno mediante el sensor de oxígeno conectado también a la MPA y en base a las características magnéticas de las moléculas del oxígeno. Adicionalmente, el monitor mide la presión arterial no invasiva mediante un módulo (NIBP module) también conectado a la tarjeta MPA.

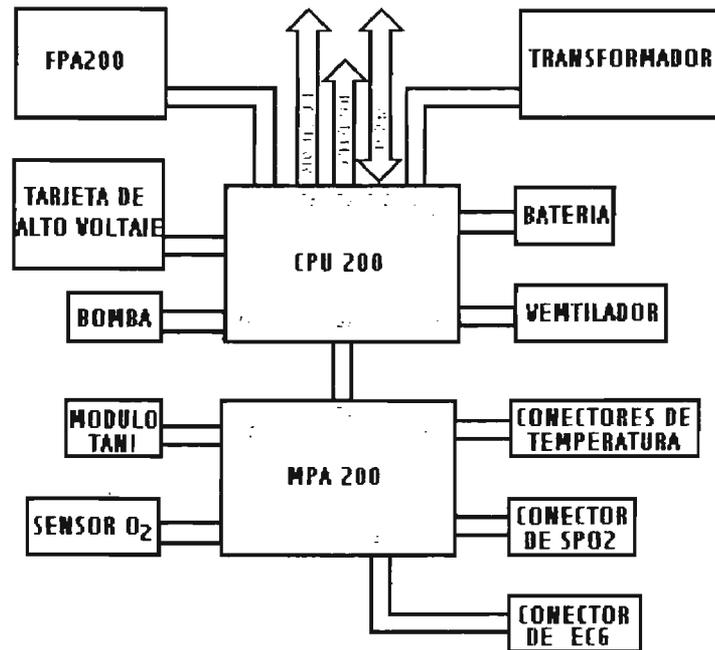


Figura 8.17. Descripción modular.

Descripción de tarjeta MPA:

La tarjeta MPA provee de medidas en tiempo real de CO₂, N₂O y agentes anestésicos en la respiración, junta a la saturación de oxígeno, ECG y dos canales de medida de temperatura así como la medida de la presión sanguínea mediante el módulo NIBP.

La tarjeta está dividida en dos partes separadas eléctricamente, cada una con su microprocesador de 16 bits. La parte de tierra común controla el banco de medida infrarroja del gas y el módulo NIBP, mientras que la parte de tierra flotante maneja la medida de temperatura corporal así como la oximetría de pulso y el ECG.

Los dos microprocesadores de medida son controlados por el microprocesador del CPU a través de un sencillo RS232 canal en serie el cual también suministra parámetros derivados, formas de onda e información del estado actual. La tierra flotante es alimentada por un transformador de aislamiento y comunicada a la tierra común mediante el uso de optoacopladores.

El banco óptico de luz infrarroja el cual esta conectado a tierra tiene una "cámara de multiplexado" diseñada con varios detectores ópticos, que da como resultado un banco óptico extremadamente compacto con tiempo de respuesta rápido. La temperatura del banco y la velocidad del disco óptico (Chopper) está regulada por el microprocesador para asegurar la estabilidad en las medidas en todas las situaciones. Las señales manejadas por el transformador de aislamiento y la bomba también son controladas por el microprocesador, esto le permite al sistema desconectar toda la parte de tierra flotante cuando el equipo este en stand by y para variar el ciclo de trabajo de la bomba, manejando la señal y facilitando ajustar el flujo de la muestra de gas.

Debido a que la medida de gas es afectado por la presión absoluta de la muestra de gas, la tarjeta MPA incorpora un transductor de presión absoluta para correcciones de presión barométrica y para detección de bloqueo u oclusión de la línea de gas muestra.

En la parte de tierra flotante la señal de ECG de los conectores de ECG es enviada a un amplificador de instrumentación mediante un selector controlado por un microprocesador. La porción CD de la señal de ECG es retirada en un integrador de constante de tiempo largo antes de que la señal entre al microprocesador. El proceso analógico posterior del ECG incluye un filtrado pasa altas y filtrado en la señal de 50/60 Hz para remover las frecuencias altas e interferencia. El microprocesador en tierra flotante también conectado a un convertidor D/A de 8 bits usado para conducir corriente para los LEDs de rojo e infrarrojo del sensor de oximetría. Este convertidor D/A es también utilizado para acondicionar las señales de temperatura y pulso oximetría insertando un offset variable mediante una entrada de ganancia ajustable, ver figura 8.18.

Descripción de la tarjeta CPU:

Este módulo fue diseñado con un microprocesador de 16-bits de alto rendimiento, un conjunto de memorias EPROM y RAM conectadas al microprocesador mediante bus de datos para formar el programa y memorias de datos. La alimentación de uno de los chips de la memoria RAM es suministrada por una batería de litio mediante un circuito supervisor, este diseño le permite al microprocesador almacenar los datos de configuración permanentemente en la RAM manteniendo la fecha y hora también cuando el equipo se encuentra apagado (figura 8.19).

El microprocesador del CPU mantiene comunicación con el microprocesador de la MPA así como comunicación externa como impresoras y diversos sistemas de colección de datos. Seis salidas analógicas en la parte posterior del monitor se implementaron para conectar un convertidor DA mediante un multiplexor para un conjunto de buffers para almacenamiento de datos.

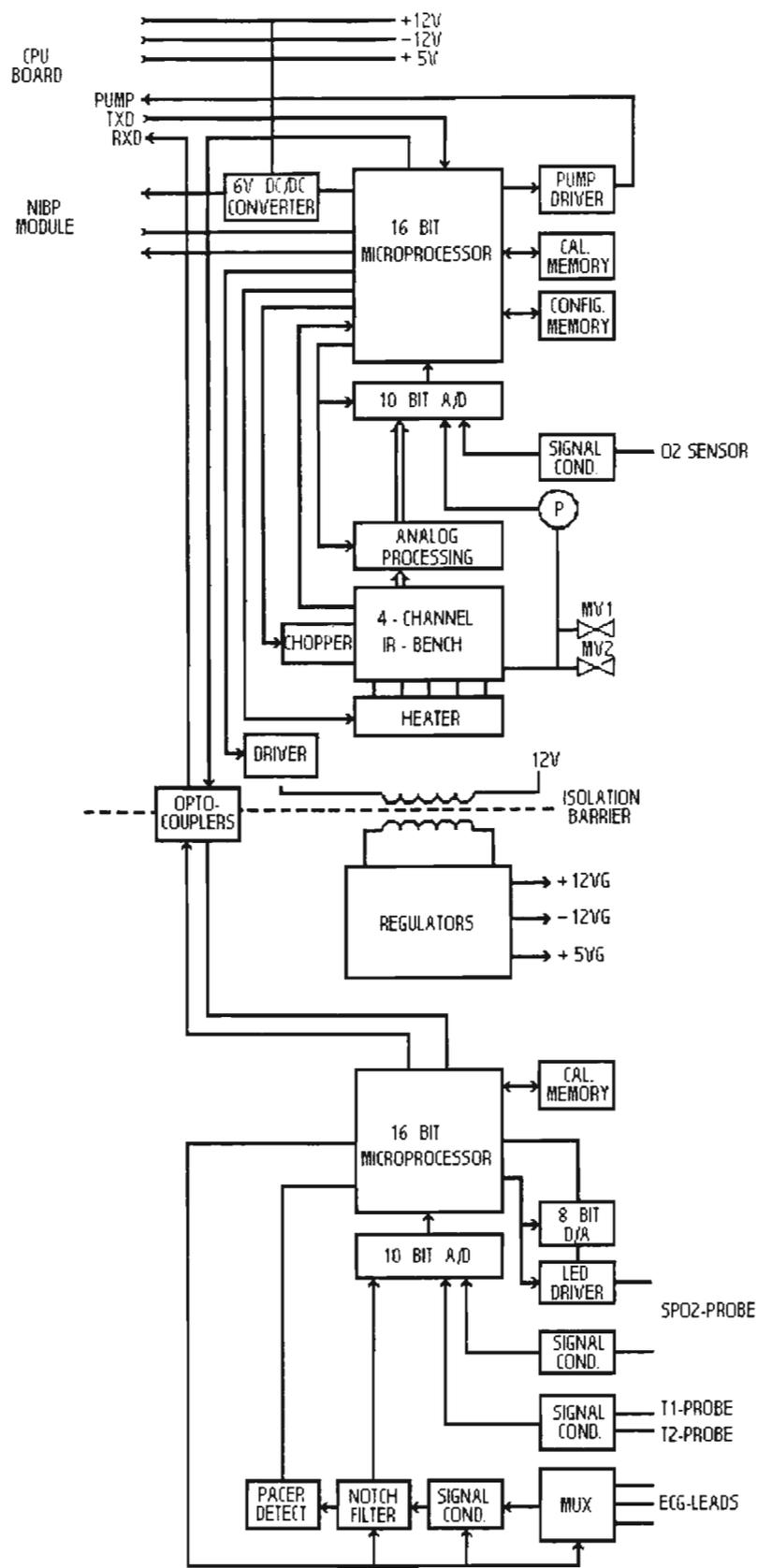


Figura 8.18. Diagrama a bloques de la tarjeta MPA.

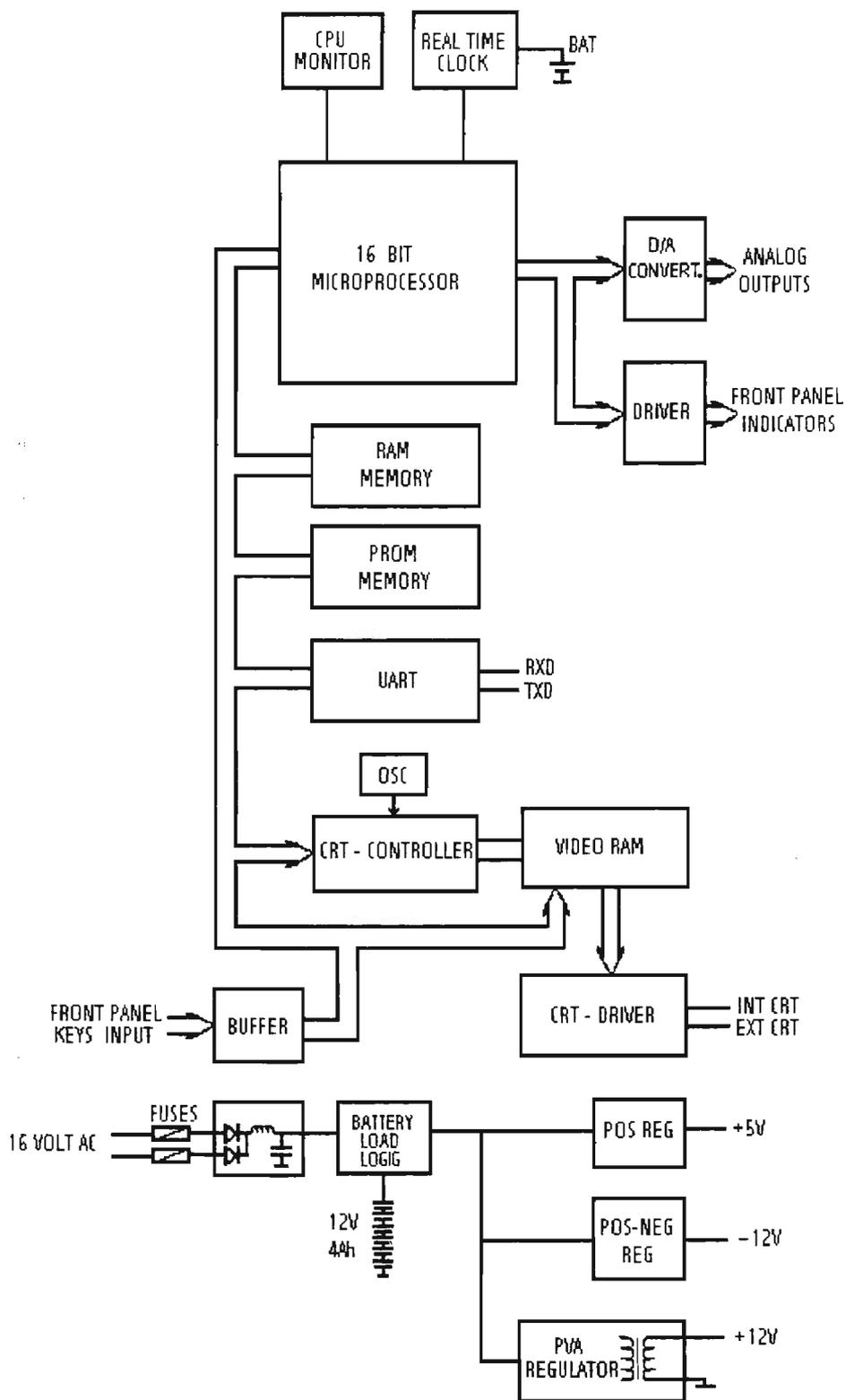


Figura 8.19. Diagrama a bloques del CPU.

Los LEDs indicadores del panel frontal son controlados por un puerto de salida de 8-bits y otros controladores, mientras que las teclas del panel frontal son escaneadas por el microprocesador usando un buffer de 8-bits mediante el bus de datos.

El circuito de control del CRT genera las señales de video y tiempo para el monitor interno y externo. Las señales de tiempo son derivadas de un oscilador a 28.3 MHz, un chip controlador de CRT y dos circuitos PAL. La memoria de video está conectada en una configuración puerto dual, ambos al controlador de CRT y al microprocesador. Los datos de la memoria de video están continuamente a las dos salidas registros de cambio de 8-bits. Los datos seriados de la memoria de video es entonces convertido DA y amortiguado en un circuito PAL dos transistores amplificadores alimentando al monitor interno y externo.

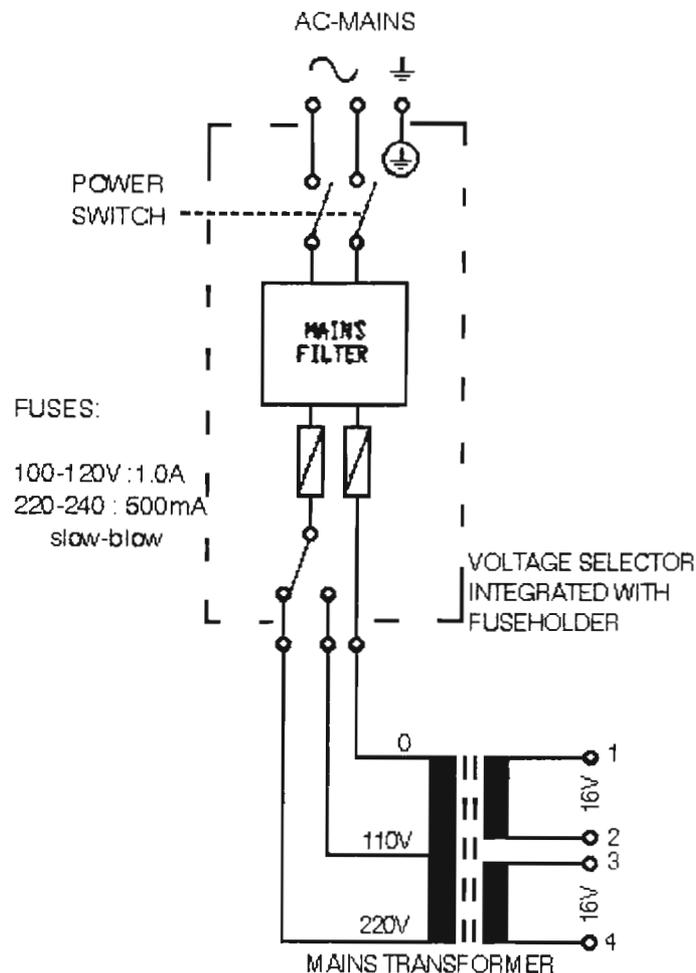


Figura 8.20. Circuito de alimentación.

El CPU también contiene una fuente de alimentación principal y el circuito cargador de baterías. Dos fusibles tipo europeo protegen al transformador principal de corto circuitos así como al cargador de baterías o en los 12V, 5V y -12V en los convertidores DC/DC en modo de conmutación (figura 8.20).

Sistema de muestreo del gas:

Durante la operación normal selecciona un flujo de muestra de 50, 100 o 150 ml/min, este flujo entra en la tubería por la parte frontal del equipo (sample inlet), a través de la válvula magnética de tres vías MV2 a la cámara de medición en el módulo MPA. La muestra de gas pasa a través del sensor de oxígeno y un volumen dentro de la unidad de absorción, que trabaja como una capacitancia neumática hacia la bomba. El gas utilizado pasa por un silenciador dentro de la unidad de absorción para ser evacuado por la parte posterior del instrumento. Durante la medida de referencia la válvula magnética MV2 es activada permitiendo al gas de CO₂ libre del scrubber (contiene cal sodada para limpiar el gas) dentro de la unidad de absorción para fluir a través de la cámara. Se coloca un filtro interno en la tubería para eliminar el polvo y asegurar la limpieza de la muestra de gas a medir (figura 8.21).

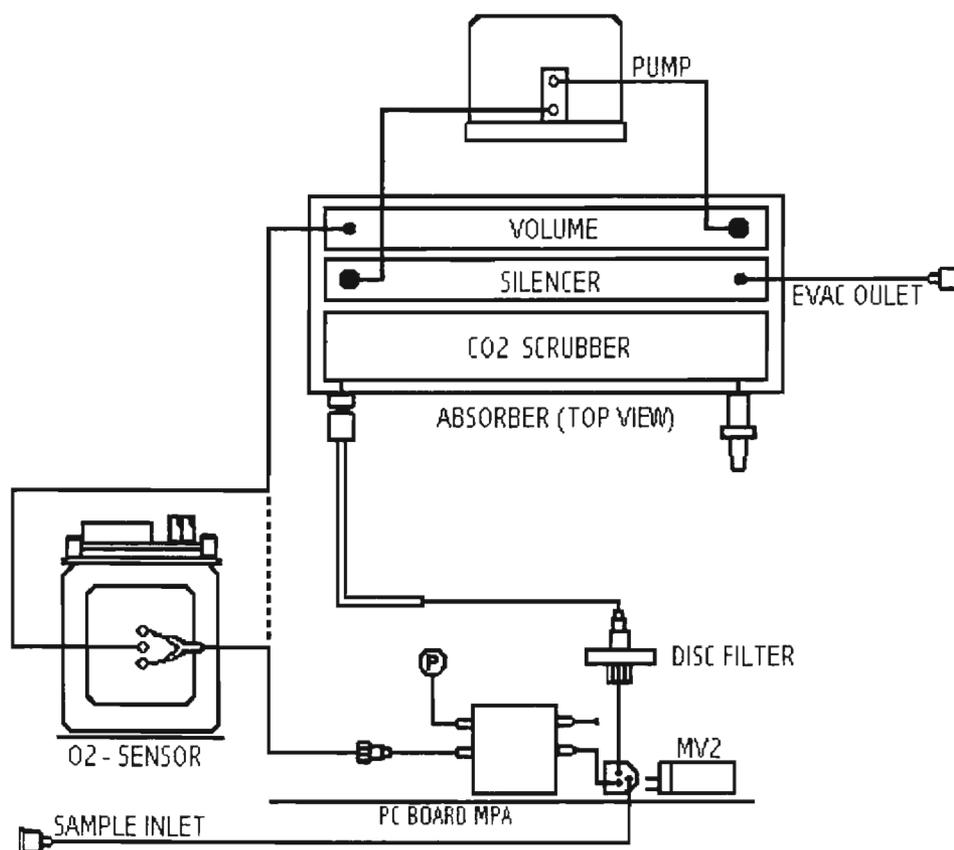


Figura 8.21. Sistema de detección del gas.

De esta forma se han descrito brevemente la composición y teoría de funcionamiento de tres monitores, que sirven de ejemplo. Aunque existen muchas marcas y modelos se observa que tienen básicamente el mismo principio aunque se diseñen con diferente tecnología.

Desfibriladores

En forma general, al movimiento espontáneo y espasmódico de las fibras del músculo cardíaco se le llama *fibrilación*, puesto que la eficiencia del bombeo del corazón depende del ritmo y de la coordinación de sus cuatro cámaras. La fibrilación ventricular o auricular son situaciones que se deben corregir lo más pronto posible. Para lograr reestablecer la función correcta se debe realizar la desfibrilación cardíaca. Esta es posible aplicando una descarga eléctrica entre dos electrodos situados directamente sobre el corazón, o bien a través del tórax. El objetivo directo es lograr la contracción simultánea del máximo número de células del miocardio (las que no estén en periodo refractario absoluto), esperando que luego entren todas a la vez en su periodo refractario y el nodo sinusal vuelva a recuperar el control.

La eficacia de la desfibrilación depende de varios factores. En primer lugar, de la amplitud de la descarga: si es muy pequeña no resulta efectiva, porque solo afecta a un número pequeño de células; si por el contrario si es demasiado grande tampoco es efectiva porque se producen daños en algunas células del miocardio. En segundo lugar, la duración de la descarga, esta debe ser lo suficientemente larga para que haya un número grande de células que no estén en los periodos refractario absoluto o relativo, pero no tanto que pueda dar como resultado daños físicos por la excesiva disipación de energía. Este es el tercer factor a considerar y se calcula como el producto de la amplitud y la duración de la descarga. Los modelos comerciales ofrecen entre 0 y 400 J, con distintos niveles intermedios fijos, que deben estar bien calibrados.

La forma de onda es otro factor que afecta a la eficacia, porque no interesan valores de pico muy altos ni de baja amplitud. Para lograr la densidad de corriente necesaria a través del miocardio, hay que considerar también la estatura y peso del paciente, y si la descarga es externa o interna. En éste último caso basta una décima parte de la energía necesaria en una aplicación externa.

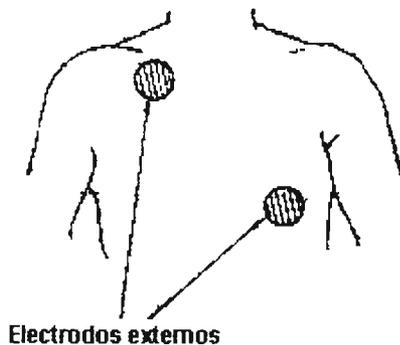


Figura S 22. Posición anterior - anterior de los electrodos para desfibrilación externa.

Los electrodos son otro factor a considerar. En primer lugar, está su impedancia. Debe reducirse la impedancia electrodo piel para evitar quemaduras y la disipación en ella de una cantidad de energía excesiva, no disponible pues, para el miocardio. Por esta razón se emplea algún tipo de gel conductivo entre el electrodo y la piel, y hay que evitar la interposición de otras sustancias que no sean buenas conductoras de la electricidad. El

tamaño de los electrodos influye en la uniformidad de la corriente transtorácica, por lo que existen diferentes tamaños. Por último, la posición ideal de los electrodos sería la anterior-posterior, pues así la mayor parte de la corriente atravesaría el corazón. No obstante, dado que es poco práctica, y menos para un paciente tendido, se emplea una posición anterior-anterior con los electrodos bastante separados (figura 8.22).

Dependiendo de la forma de onda óptima para la desfibrilación, han aparecido modelos que ofrecen mejores resultados. Los primeros fueron los desfibriladores de corriente alterna. Su descarga era muy corta (0.30 – 1 seg.) a 60 Hz tomados directamente de la red de distribución de energía eléctrica mediante un transformador elevador. El voltaje aplicado era de 80 a 300V en el caso de electrodos internos y el doble con electrodos externos, la corriente a través del paciente era excesiva.

Actualmente, los desfibriladores de corriente alterna han sido sustituidos por los desfibriladores de corriente continua porque su eficacia era limitada, requiriendo varios intentos; no servían para los casos de fibrilación auricular, pues al ser la descarga tan larga provocaban a menudo fibrilación ventricular; producían daños en el miocardio y convulsiones musculares.

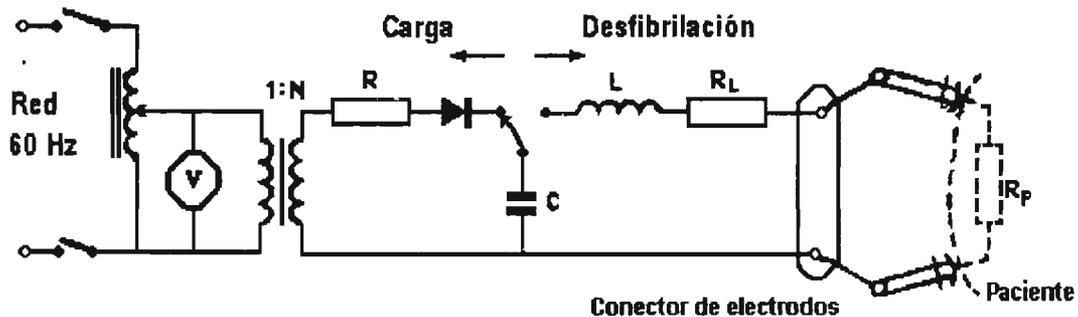


Figura 8.23. Fundamento de los desfibriladores de continua.

Los desfibriladores de continua descargan, a través del tórax del paciente, un condensador cargado previamente a alta tensión, incluyendo una inductancia en serie (figura 8.23). la energía almacenada ($CV^2/2$) es de 50 a 100 J, si se van a emplear electrodos internos, e inferior a 400 J para electrodos externos. Para condensadores de 10 a 50 μF esto supone voltajes de descarga de 2 a 9 kV. Un voltímetro en el primario del transformador da una medida de la energía almacenada en el condensador, que será siempre superior a la efectiva en el miocardio, ya que tanto en la bobina en serie como en la impedancia electrodo-piel existe una disipación.

La forma de onda de la descarga es la propia de un circuito RLC, pues el paciente equivale a una carga resistiva de 50 a 500 Ω (figura 8.24). al variar dicha resistencia de un paciente a otro resulta que la onda puede tener amortiguamiento crítico o estar sobre amortiguada. Su duración es de 2.5 a 5 ms. Después de la descarga, el sistema regresa por sí mismo al estado de carga. Esta debe durar menos de 10s, para tener opción rápidamente a un nuevo intento, si es necesario.

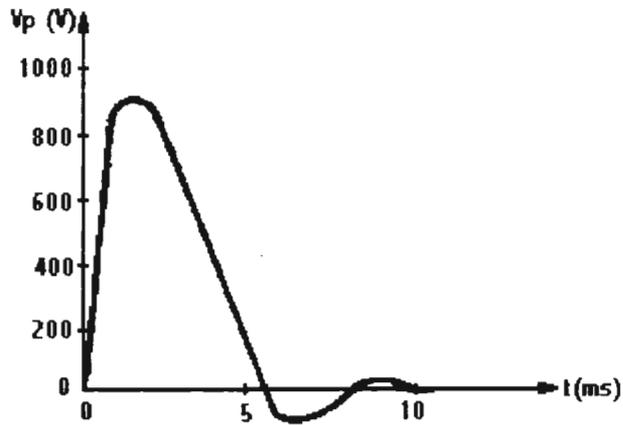


Figura 8.24. Forma de onda de la descarga de un desfibrilador de continua

La forma de onda de la figura 8.24 no es completamente satisfactoria por tal motivo los desfibriladores de continua han ido sufriendo constantes mejoras. En los desfibriladores de continua con línea de retardo, la inclusión de más componentes en el circuito de descarga (figura 8.25) permite tener una respuesta más plana. Así, el valor máximo queda aplicado durante más tiempo, y se suministra la misma cantidad de energía con valores de pico inferiores.

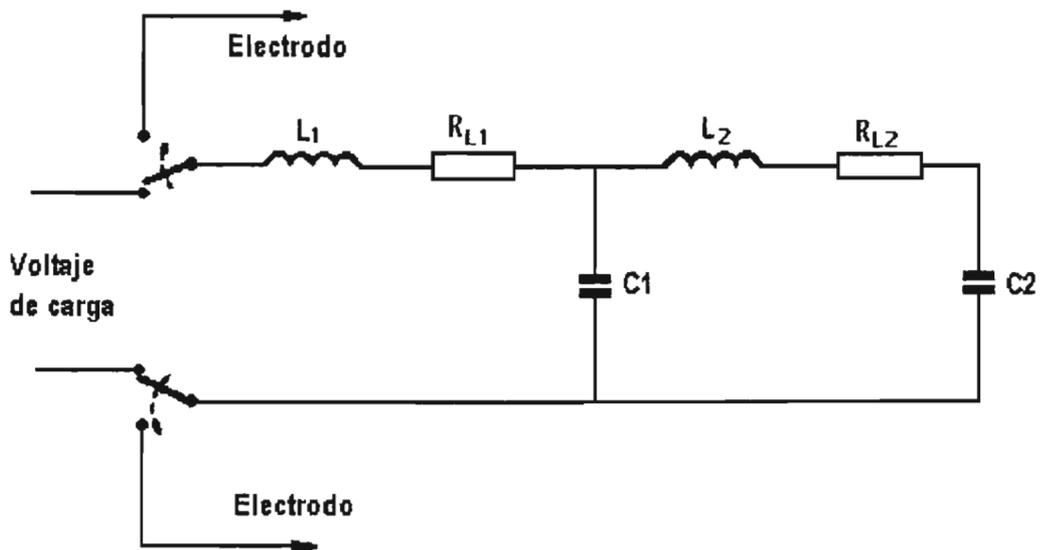


Figura 8.25. Desfibrilador con línea de retardo.

En los desfibriladores de onda trapezoidal se descarga el condensador a través de un interruptor (electrónico) en serie con el paciente y cuando el voltaje baja, otro interruptor en paralelo se pone en corto al condensador. De esta forma se corta la corriente a través del paciente, evitando la parte final de la descarga que por su baja amplitud no es efectiva. La corriente de pico es menor y se trabaja a menor voltaje, lo que permite utilizar condensadores de menor tamaño y mayor valor (1 mF). A la vez, al no necesitar inductancia para limitar la corriente, hay menos pérdida de energía y el empleo de interruptores electrónicos ofrece mayor confiabilidad, la descarga dura unos 20 ms.

Al corregir la fibrilación auricular, hay que evitar que la descarga coincida con la onda T del ECG, pues existe el riesgo de desencadenar una fibrilación ventricular. Los desfibriladores sincronizados (cardioversión) lo evitan y dan la descarga después de la onda R, su diagrama de bloques se muestra en la figura 8.26. Se disponen los electrodos de ECG de forma que se obtenga una onda R de amplitud máxima. Se detecta ésta con un filtro y al cabo de 30 ms se desconectan los electrodos y si se ha pulsado el control, da la descarga. Los electrodos se vuelven a conectar por sí solos al amplificador y el cardioscopio permite ver si la acción ha sido correcta.

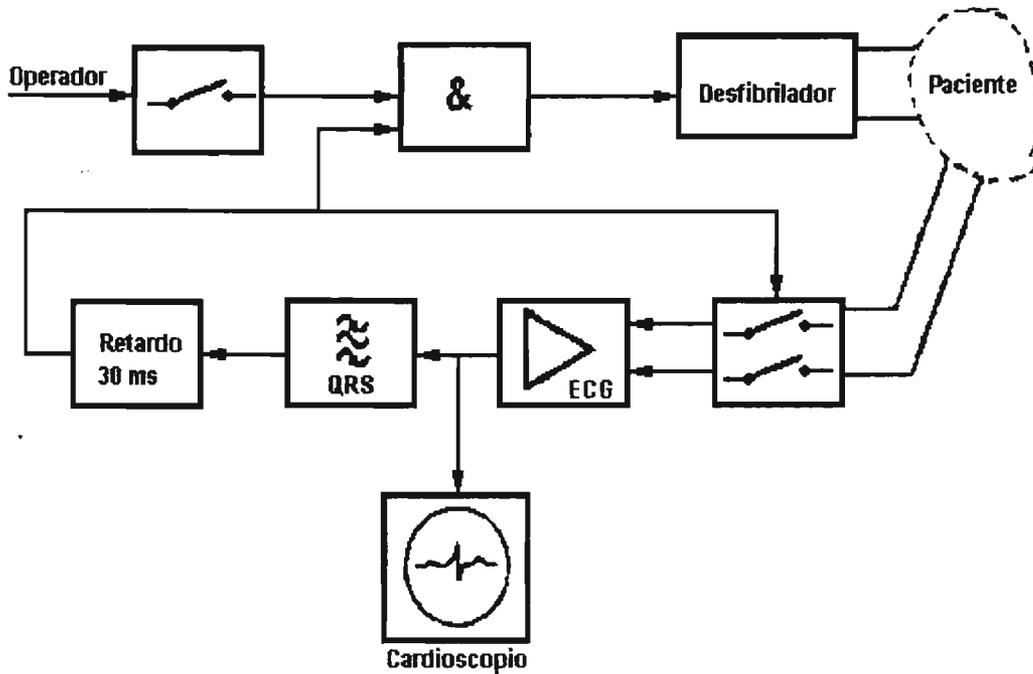


Figura 8.26. Diagrama a bloques de un desfibrilador sincronizado.

Ventiladores volumétricos

Los respiradores o ventiladores son equipos diseñados para dar soporte de vida a los pacientes, es decir se utilizan cuando el paciente no puede efectuar la función respiratoria por sí solo: en terapia intensiva, neonatales y anestesia. Por su modo de operación unos ofrecen una respiración controlada y otros asistencia respiratoria. Los primeros sustituyen completamente la función respiratoria del paciente, es decir es el equipo el que tiene fijo el ciclo respiratorio, con independencia del paciente. En los equipos de respiración asistida, se ayuda a la función respiratoria del paciente sin competir con ella. Es el propio paciente quien controla la respiración. Hay modelos con servocontrol que pasan de respiración controlada a respiración asistida cuando el paciente respira por su cuenta. Todos ellos se basan en una insuflación de aire (presión positiva) que al cesar provoca la espiración, por la propia elasticidad de los pulmones.

Existen básicamente dos tipos de ventiladores, los de regulación de presión y los de regulación por volumen, con diferentes variantes o funciones. Entre ellas se encuentran:

Regulación por presión: que proporciona una mezcla a presión constante durante un tiempo de inspiración ajustado. Se caracteriza porque la gráfica de presión es constante, mientras que el volumen/minuto aumenta al principio y va disminuyendo hasta el final de la inspiración. Este sistema no es adecuado en pacientes con alta resistencia aérea o con una compliancia muy baja y deben vigilarse las fugas que puedan producirse.

La ventilación asistida por presión constituye un buen soporte para el paciente, ya que este manda por sí mismo las respiraciones de la máquina, es decir, al inspirar, el propio paciente produce un descenso de presión, con lo cual la máquina le suministra el volumen corriente necesario hasta que la presión se normaliza. Se presta bien a la deshabitación del respirador y puede combinarse con la SIMV (Synchronized Intermittent Mandatory – ventilación obligatoria intermitente sincronizada) con lo que el paciente recibe respiraciones obligatorias sincronizadas de modo que no respira nunca contra el aparato, y con la PEEP (Positive End Expiratory Pressure – presión positiva final de espiración) indicada para prevenir la atelectasia. En la ventilación espontánea (CPAP) con la presión de las vías respiratorias positiva continua, el paciente respira a un nivel de presión elevado.

Regulación por volumen: que suministra al paciente un volumen periódico controlado. La presión aumenta en la inspiración y al final baja, mientras que el volumen/minuto es constante durante la inspiración. Puede ser peligroso por el riesgo potencial de alcanzar altas presiones, que pueden influir en el retorno venoso y en el gasto cardiaco y con el riesgo de neumotórax correspondiente. Sin embargo, adecuadamente protegido mediante un presostato o con un sistema de seguridad de presión es un aparato que es ampliamente utilizado. En sí, la regulación por volumen suministra el volumen corriente con seguridad.

En la regulación por volumen controlado mas suspiro, el ventilador produce un suspiro, es decir, un volumen periódico doble gracias a que duplica el tiempo de inspiración, cada cierto número de respiraciones, alrededor de 100.

Estos sistemas permiten ajustar automáticamente la fracción de oxígeno inspirada (F_{iO_2}), y disponen de medidor de la presión de aire proximal y del caudal ventilado, medidores de presiones de entrada de aire y de oxígeno, válvulas mezcladoras de aire y oxígeno, controles y alarmas de límite de presión y otras funciones.

Actualmente, la mayoría de los ventiladores existentes en el mercado son controlados por microprocesador o microcontroladores, que controla las partes neumática y electrónica (figura 8.27), ofrecen características que se pueden seleccionar a voluntad, de presión constante, volumen constante, ventilación con volumen controlado mas suspiro, ventilación asistida por presión, ventilación obligatoria intermitente sincronizada (SIMV), SIMV mas ventilación asistida por presión, CPAP (presión positiva continua en vías respiratorias).

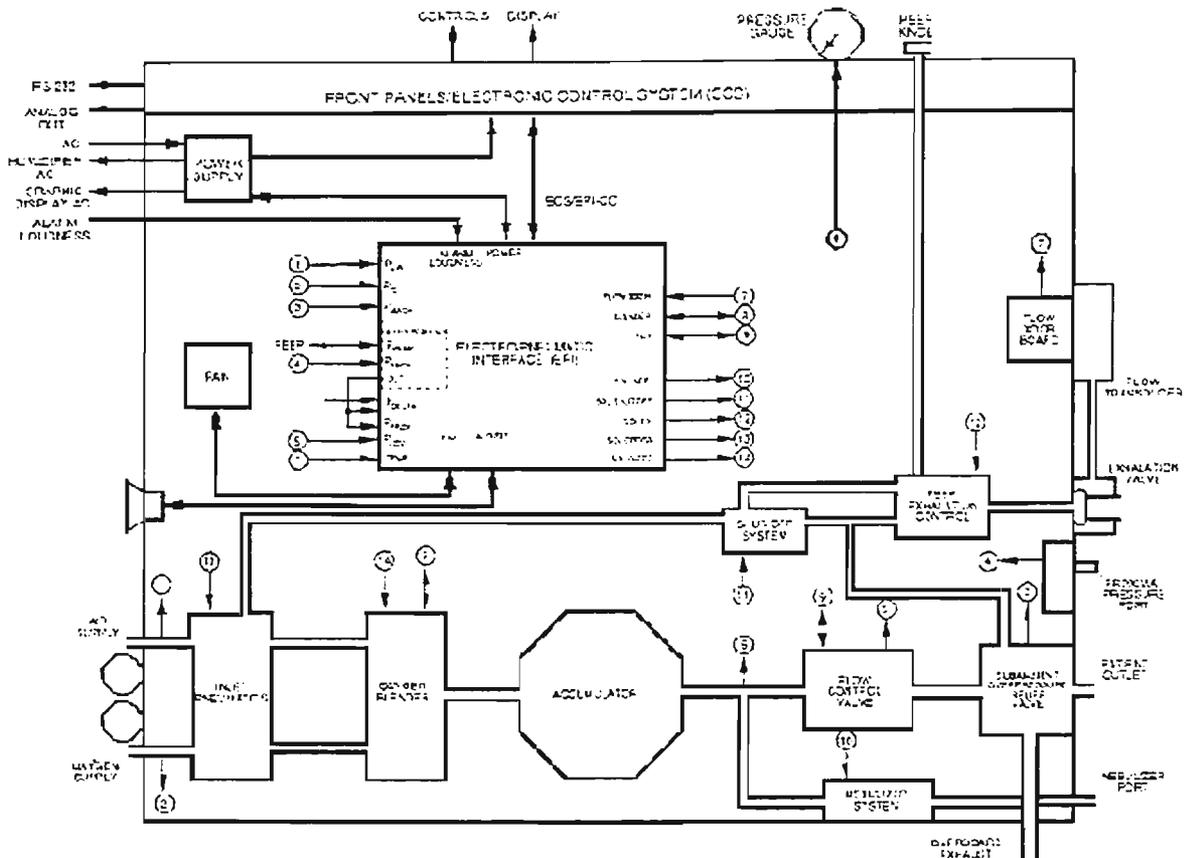


Figura 8.27. Partes de un ventilador volumétrico.

Teoría de operación

Los ventiladores volumétricos ó respiradores de la actualidad están formados de una parte neumática y una parte electrónica (figura 8.28). Dentro de la parte neumática se tienen los siguientes componentes.

Sistema de entrada de gas: Una fuente de aire comprimido y otra de oxígeno alimentan al equipo en un rango de presión de 30 a 80 psig, mediante conectores unos conectores que se encuentran en la parte posterior del equipo. Cada uno de estos gases pasan por un filtro y una trampa de agua. Los filtros tienen una eficiencia de 95% para gotas de agua de 0.7 a 2 micras. La presión en cada uno de los gases son registrados por un transductor para la toma de aire y otro para la toma de oxígeno en forma independiente y los valores son mostrados en sus respectivos medidores que se encuentran conectados en cada una de sus tomas. Una caída de presión por debajo de los 27.5 psig, de cualquiera de los dos gases, se activa una alarma audible y visual indicando la falla en la alimentación de los gases.

Después de los filtros y trampas de agua, cada uno de los gases pasan a través de una válvula check de una vía, para garantizar un buen funcionamiento de estas válvulas se requiere que el aire comprimido se encuentre limpio y seco. Con un regulador para el aire y un relé para el oxígeno, se genera una presión balanceada tanto de aire como de oxígeno, el

regulador del aire reduce la presión a 18 psig y controla el relé del oxígeno igualando la presión entre ambos. Este balance garantiza la precisión de la mezcla entre ambos gases.

En el caso de que haya pérdida de aire, el selenoide crossover se abre enviando oxígeno hacia el regulador el cual controla al relé de O₂.

Blender: El aire y el oxígeno entran al blender (mezclador), donde son mezclados a una concentración que fija el usuario desde el selector de O₂% en el panel de control del ventilador. La válvula selenoide purga un pequeño flujo constante del blender con el fin de garantizar una mezcla precisa en pequeños niveles de flujo.

En el caso de que la alarma de alimentación de gas se active, causada por una caída en la presión ya sea del aire o del oxígeno, el blender conmuta para enviar el gas remanente.

Reservorio: Una vez que los gases se han mezclado en el blender, entra en un contenedor rígido de 3.5 litros. Si no hay flujo o es muy bajo, la mezcla precedente del blender llena el reservorio hasta alcanzar la presión del sistema. En respuesta a una demanda de flujo, el volumen almacenado en este reservorio está alimentando a la válvula de control de flujo, reduciendo así la demanda de flujo instantáneo sobre el blender. Esto minimiza la generación de incrementos transitorios de flujo y también mantiene estables las concentraciones de O₂ en la salida del blender.

Válvula de control de flujo: La mezcla proveniente del reservorio entra en la válvula de control de flujo (FCV) a una presión de 10 a 18 pseg. Este valor de presión varía debido a la función del gas almacenado en el reservorio. Entre el ajuste del control del ventilador y la demanda del paciente determinan la producción de flujo de la válvula de control de flujo.

Válvula de alivio: Proveniente de la válvula de control de flujo, el gas fluye a través de la válvula de alivio y sale del ventilador a través del puerto llamado flujo principal al paciente. Durante la operación normal, el regulador de baja presión suministra 140 cmH₂O al diafragma de la válvula de alivio, de tal forma que cierra su puerto. Debido a que este puerto al ser cerrado, el gas que viene de la válvula de control de flujo pasa a través de la válvula de alivio y sale hacia el paciente.

Cuando hay una falla, el sistema se activa, los 140 cmH₂O normalmente suministrados al diafragma de esta válvula de alivio cae a cero y el puerto se abre. Cuando el puerto de la válvula de alivio se abre, el paciente puede respirar el aire del ambiente del cuarto. Además de dar al paciente acceso al aire ambiente, la válvula de alivio tiene una segunda función, la cual consiste en actuar como una válvula independiente para limitar mecánicamente la presión máxima que el ventilador puede enviar. Este limitador mecánico funciona sólo cuando la presión de salida excede los 175 cmH₂O.

Sistema de control de baja presión: El sistema de baja presión tiene tres funciones.

- Suministra 140 cmH₂O al diafragma de la válvula de alivio, y

- Controla el diafragma de la válvula de exhalación para determinar el ciclo respiratorio (inspiración vs. exhalación) y el nivel del PEEP.
- Suministra gas para la purga proximal.

El sistema de control de baja presión se compone de los siguientes elementos:

- Válvula selenoide de corte o paro
- Regulador de baja presión
- Válvula de aguja de PEEP
- Bomba de chorro de PEEP
- Válvula selenoide de exhalación

Después de entrar al ventilador, pasar a través del regulador y después al blender, este flujo constante de 18 psig alimenta directamente a la válvula selenoide de cierre. Durante la operación normal del equipo dicha válvula se encuentra energizada permitiendo el paso de gas de la entrada hacia el regulador de baja presión y a la válvula de aguja de PEEP. Bajo esta condición el sistema el sistema de control de baja presión funciona de la siguiente manera:

1. Válvula de alivio: Los 140 cmH₂O del regulador de baja presión entra al diafragma de la válvula de alivio, con el objeto de tener su puerto cerrado.
2. Válvula de exhalación y control de PEEP: La válvula selenoide de exhalación conmuta la presión de referencia por el diafragma de la válvula de exhalación entre:
 - 140 cmH₂O suministrado por el regulador de baja presión, y
 - la presión que sale de la combinación de la válvula de aguja y la bomba jet.

Esto le permite a la válvula de exhalación cerrar durante la inspiración y mantener el PEEP durante la exhalación.

Válvula de exhalación: La válvula de exhalación regula todo el flujo que sale del circuito de paciente. El gas exhalado del paciente fluye a través de una rama del circuito de paciente, pasa a al diafragma de la válvula de exhalación y la asienta así como también a través del sensor de flujo externo. La válvula de exhalación esta diseñada para reducir la fluctuación de presión así como el ruido.

Al mismo tiempo la válvula de exhalación actúa como una válvula check, por tal motivo el paciente no puede sobre respirar gas a través del circuito de paciente.

Nebulizador: Cuando la tecla del nebulizador en el panel de control se activa, el regulador del nebulizador y la válvula selenoide del nebulizador permiten la nebulización durante la fase inspiratoria. De esta forma la nebulización está sincronizada con la respiración del paciente. El regulador del nebulizador reduce la presión del proveniente del reservorio de 18 psig a 10 psig.

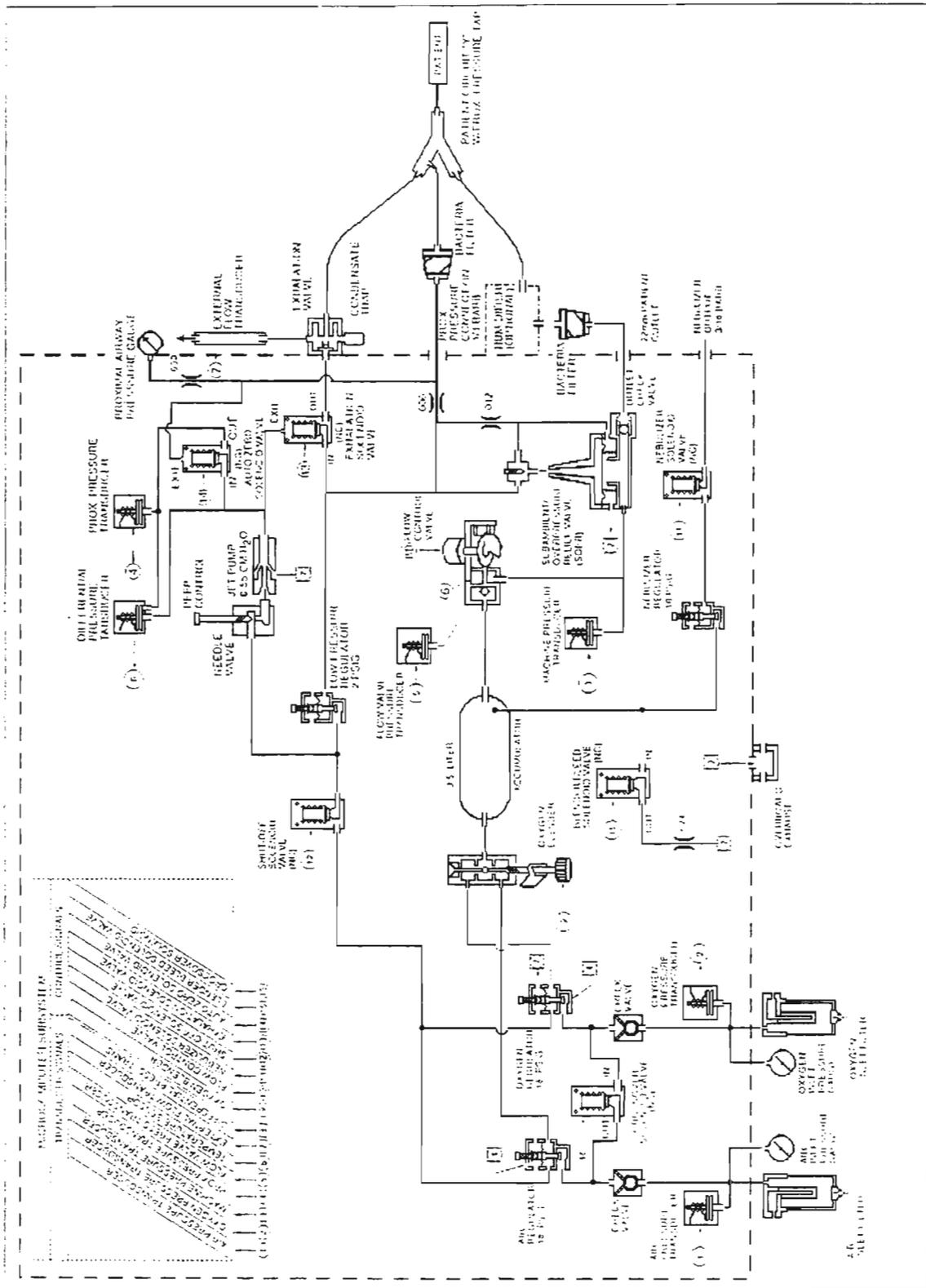


Figura 8.28. Partes eléctricas y neumáticas de un ventilador volumétrico

Mientras la válvula selenoide esta abierta, fluyen 6 litros por minuto a través del nebulizador, esto depende del tipo de nebulizador utilizado. Este volumen es tomado del flujo enviado por la válvula de control de flujo. De esta forma tanto el flujo como el volumen son mantenidos en los niveles clínicos establecidos o predeterminados.

Parte electrónica:

Los principales componentes electrónicos del ventilador son la tarjeta de monitoreo, la tarjeta de control, la interfase electro-neumática, la tarjeta del sensor de flujo y la fuente de alimentación.

Las tarjetas de monitoreo y control: El usuario opera el ventilador a través de los controles y displays del panel frontal. Tanto la tarjeta de monitoreo como la de control constantemente buscan en el panel frontal los parámetros o cambios generados por el usuario. Si una tecla es seleccionada, la tarjeta de monitoreo así como la de control acoplan este parámetro a la perilla de control, un decodificador óptico detecta la rotación de la perilla por lo tanto el valor se incrementa o se reduce.

Ambas tarjetas reciben información tanto del equipo como del paciente, dicha información es suministrada por la tarjeta de interfase electro-neumática. Basado en la configuración seleccionada por el usuario y la realimentación de la interfase electro-neumática, los algoritmos dentro de la tarjeta de control calcula el flujo de gas requerido, la concentración de O₂ y el estado de la válvula de exhalación. La tarjeta de control transmite esta información a la de interfase electro-neumática, la cual ejecuta cambios a los dispositivos electromecánicos apropiados.

Otra importante función que desempeñan tanto la tarjeta de monitoreo como la de control, consiste en vigilar o monitorear así como mostrar los datos clínicos del ventilador. Cuando el valor de los parámetros monitorizados se salen de los límites de alarma que estableció el usuario, estas tarjetas generan alarmas audibles y visuales.

Interfase electro-neumática y la tarjeta del sensor: El principal propósito de la tarjeta electro-neumática consiste en producir una interfase entre la tarjeta de control y los dispositivos neumáticos. La interfase electro-neumática recibe las señales del flujo deseado, concentración de oxígeno y el estado de las válvulas selenoides cada 10 milisegundos de la tarjeta de control. Con esta información, la tarjeta electro-neumática ordena a los componentes electromecánicos moverse a su correcta posición.

La segunda función de esta tarjeta, consiste en leer la salidas del transductor, digitalizar los datos y transmitirlos a la tarjeta de control para su procesamiento. Seis transductores de presión, montados sobre la tarjeta de monitoreo: Presión de vía proximal, presión de la máquina, presión diferencial proximal/PEEP, presión de la válvula de control de flujo y presiones de alimentación de aire y oxígeno. La tarjeta electro-neumática también funciona de interfase entre el sensor de temperatura y la tarjeta del sensor de flujo, para medir el gas enviado, temperatura y flujo exhalado, respectivamente.

Además de los anteriores también tiene montada la válvula selenoide de auto cero, la cual durante el encendido del equipo es brevemente energizada (abierta). Durante este tiempo el selenoide pone en cero el transductor de presión diferencial proximal/PEEP.

Fuente de alimentación: La fuente de alimentación convierte el voltaje de AC a voltaje de DC mediante puente rectificador. Si hay una falla temporal en la línea de AC, la fuente de alimentación suministra voltaje DC hasta que el voltaje en los capacitores cae por debajo de los 20.4 Vdc. Este voltaje remanente suministra más de 300 milisegundos de operación continua, permitiendo la operación de alarmas para los diferentes tipos de falla de energía. Una vez que el voltaje en los capacitores cae por debajo de los 20.4 Vdc, la fuente de alimentación provoca que el ventilador entre en un estado de falla por lo que ocurre lo siguiente:

- La alarma suena por un tiempo mínimo de cinco minutos.
- La válvula de control de flujo se cierra y la válvula de alivio se abre, permitiendo al paciente respirar libremente el aire ambiente del cuarto.
- El ventilador detiene su funcionamiento.

Una vez que la válvula de control se cierra, los +5Vdc residuales son utilizados por los microprocesadores los cuales continúan funcionando hasta que se pierden estos +5 Vdc. Este suministro es suficiente para que los microprocesadores almacenen cualquier código de falla en la memoria EEPROM para una revisión posterior.

Bibliografía

Artema medical AB
Artema MM200 series monitors
Service manual. Sundbyberg, Sweden. 1995.

Bear medical systems, Inc.
Bear 1000 ventilator
Maintenance manual. Palm springs, CA. 1993.

Ivy Biomedical Systems, Inc
Neonatal monitor
Service manual. Connecticut U.S. 1990.

José Mompín Poblet (coord.), Varios
Introducción a la bioingeniería
Marcombo. Serie mundo electrónico.

Nihon Kohden co.
Product guide
Tokio. 1994 – 1995.

Nihon Kohden co.
Life scope 9 bedside monitor model BSM
Service manual. Tokyo.

IX TRANSDUCCION, TRATAMIENTO Y PROCESO DE SEÑALES ANALÓGICAS

Resumen

En capítulos anteriores, se expusieron algunos tipos de transductores y en el presente mas ampliamente. En el primer tema denominado, transductores bioeléctricos, se define al transductor, su función y el papel que desempeña en medición de variables en medicina. En el segundo tema, se explica la estructura general de un sistema de medida, para continuar con la descripción de las características de la instrumentación biomédica. En el tema, clasificación general, se clasifica a los transductores en dos principales grupos: transductores no autogeneradores o pasivos; los cuales requieren dos entradas de energía y una de las cuales es externa o auxiliar. Dentro de este grupo están incluidos los basados en elementos pasivos, como los inductivos, los capacitivos, termistores y los medidores de cambio dimensional. El otro grupo lo constituyen los transductores autogeneradores o activos, los cuales producen una energía de salida sin requerir fuente auxiliar externa. En este grupo se incluyen los cristales piezoeléctricos, fotoceldas, termopares y otros, llamados elementos activos de percepción primaria.

En el presente capítulo, se describen varios tipos de transductores como los transductores resistivos, de resistencia variable o potenciométricos, galgas extensométricas, termistores, transductores inductivos, capacitivos, piezoeléctricos, termoelectricos, de radiación así como el fundamento de los transductores fotoeléctricos y la aplicación del fotodiodo y el fototransistor para medir saturación de oxígeno en sangre.

El proceso analógico de señales, es otro tema tratado en el presente capítulo y se inicia con una introducción del mismo. Después, se da una breve explicación de los amplificadores no diferenciales y se hace un recordatorio del amplificador operacional ideal. Se explica el amplificador diferencial, debido a su gran importancia en la instrumentación. Y se describe al amplificador de instrumentación, su configuración, sus características así como su respuesta en frecuencia. Se analiza un convertidor de voltaje diferencial a corriente y al amplificador básico de puente, diseño y su operación.

El filtrado, además de la amplificación es otra función en el proceso analógico de señales y consiste en una acción realizada sobre una señal. En este capítulo se analizan los cuatro tipos de filtros llamados activos; pasa-altas, pasa-bajas, pasa-banda y rechaza-banda. Se analiza su diseño, circuito y su respuesta.

La conversión digital analógica y analógica digital, dentro del proceso de las señales es importante. Los sistemas digitales realizan todas sus operaciones en binario, cualquier información que se va a introducir a un sistema digital debe convertirse en forma binaria. Por otro lado, las salidas de un sistema digital se deben convertir en una forma diferente según la forma en la que se vaya a utilizar. En este capítulo, se describe la conversión de digital a analógico, con un convertidor D/A de cuatro bits con salida de voltaje. Se

explican brevemente los DAC multiplicativos y sus especificaciones así, como algunas aplicaciones. Después se describe la conversión analógica a digital con un convertidor A/D con rampa digital. Para terminar, se explica brevemente en que consiste la transmisión masiva de información a través de un convertidor A/D.

Introducción

Cualquier dispositivo empleado para medir, monitorear, registrar y/o controlar el valor de una magnitud, se denomina instrumento. En forma general la instrumentación es la ciencia y la tecnología del diseño y utilización de los instrumentos.

Particularmente la instrumentación biomédica, trata de los instrumentos empleados para obtener información ó aplicar energía a los seres vivos, también de los destinados a ofrecer una ayuda funcional ó sustitución de funciones orgánicas. En forma más clara, se trata de instrumentos o equipos para diagnóstico y monitorización, para terapia intensiva y cirugía así como para tratamientos y rehabilitación.

El primer contacto entre el instrumento y la variable física a medir se realiza mediante el transductor. En el sistema de medición el transductor se emplea para producir una señal eléctrica análoga al fenómeno que se mide. La variable analógica de salida puede tener como destino un instrumento de indicación visual, gráfica o de algún otro tipo. Las cantidades físicas pueden ser presión, fuerza esfuerzo, temperatura, flujo, etc. a los transductores que ofrecen a su salida una señal eléctrica en respuesta a una señal de entrada originada en un ser vivo se les denominan transductores bioeléctricos.

La medida de una magnitud, suele requerir además de la transducción, otras funciones como el proceso de la señal de salida del transductor y la presentación final de los resultados. El procesado de la señal puede consistir en una amplificación, filtrado, conversión, adaptación de impedancias, etc.

La fuente de señales medidas con instrumentación biomédica, son tejidos vivos o energía aplicada a ellos, para ello se deben cumplir las siguientes condiciones: la acción de medir no debe alterar la magnitud medida, se debe garantizar la seguridad y los instrumentos biomédicos deben ser confiables y de fácil calibración.

Los transductores se clasifican en dos tipos: los *transductores no autogeneradores o pasivos* y los *transductores autogeneradores o activos*. Los primeros requieren de dos entradas de energía, una de ellas externa auxiliar mientras que los segundos producen na energía de salida sin requerir fuente auxiliar externa. En este capítulo se habla de algunos tipos de transductores, los más utilizados en la instrumentación biomédica, su fundamento y aplicación.

Una vez que se tiene una señal proveniente del transductor, se requiere darle un procesamiento, las señales provenientes del transductor pueden o no ser deterministas, periódicas o transitorias. Otra forma de clasificación de las señales provenientes del transductor las divide analógicas y digitales, entendiéndose como señal analógica cuando su

amplitud puede tener un valor cualquiera dentro de un conjunto continuo de valores, a lo largo del tiempo.

El proceso analógico de señales se refiere a todas las operaciones realizadas sobre ellas en su forma original, es decir, sin convertirlas en señales digitales. A este procesamiento analógico se le denomina *acondicionamiento de señales*, y se realiza con circuitos electrónicos específicos. Por otro lado, si se requiere un procesamiento posterior de la señal o simplemente, cuando hay que dar una presentación numérica o emplear un sistema de transmisión de datos, entonces se requiere de un convertidor analógico-digital. Para esto es necesario amplificar, filtrar y adaptar impedancias de la señal a convertir. En este capítulo se tratan algunos circuitos como el amplificador operacional ideal, diferencial, amplificador de instrumentación, filtros activos, así como conversión analógica-digital y digital analógica.

Transductores bioeléctricos

Un transductor utiliza el principio de percepción primaria de energía de un tipo dado, para hacerla fluir por al menos un sistema de transmisión distinto al original. Es decir, son dispositivos que mediante arreglos apropiados convierten un tipo de energía, representada por una variable o cantidad física y recogida por un preceptor, a otra forma que se adapta a un sistema disponible. Es decir que se denomina transductor a todo dispositivo que convierte una señal de una forma física en otra señal correspondiente de forma física distinta. La variable analógica de salida podrá tener como destino un instrumento de indicación visual, oscilográfica, sonora, etc., o bien de registro magnético o tal vez de respuesta mecánica. Estas cantidades físicas pueden ser aceleración, velocidad, presión, fuerza, esfuerzo, temperatura, flujo, luz, etc. los transductores bioeléctricos son aquellos que ofrecen, a su salida, una señal eléctrica en respuesta a una señal de entrada originada en un ser vivo.

Una variable física dada puede medirse utilizando, en algunos casos, principios de transducción diferentes, aplicados al punto de medición; logrando igual éxito en los resultados producidos por caminos diferentes. Sin embargo, en algunas aplicaciones, algún tipo puede presentar ventajas con respecto a otros; ya sea en sensibilidad, tamaño y complejidad; o bien en peso, delicadeza del equipo, respuesta en frecuencia, costo resolución, estabilidad, etc.

Los transductores pueden operar bajo efectos resistivos, capacitivos, inductivos, electromagnéticos, termoeléctricos, fotoeléctricos, radioactivos etc.

La importancia de la instrumentación de medidas y por lo tanto de los transductores bioeléctricos, puede reconocerse fácilmente si se consideran las situaciones clínicas en las que se procede a la realización de medidas (figura 9.1). Son necesarias, en primer lugar, para emitir un diagnóstico cuando hay síntomas de una enfermedad, o durante un examen rutinario. Como resultado de dicho diagnóstico, puede aplicarse una determinada terapia, o proceder a una intervención quirúrgica. En este segundo caso, vuelven a estar presentes las medidas pues son la base de la monitorización. Después de la intervención, se pasa a una

fase de rehabilitación en la que se monitoriza de nuevo al paciente, por lo que es necesario de nuevo la realización de medidas.

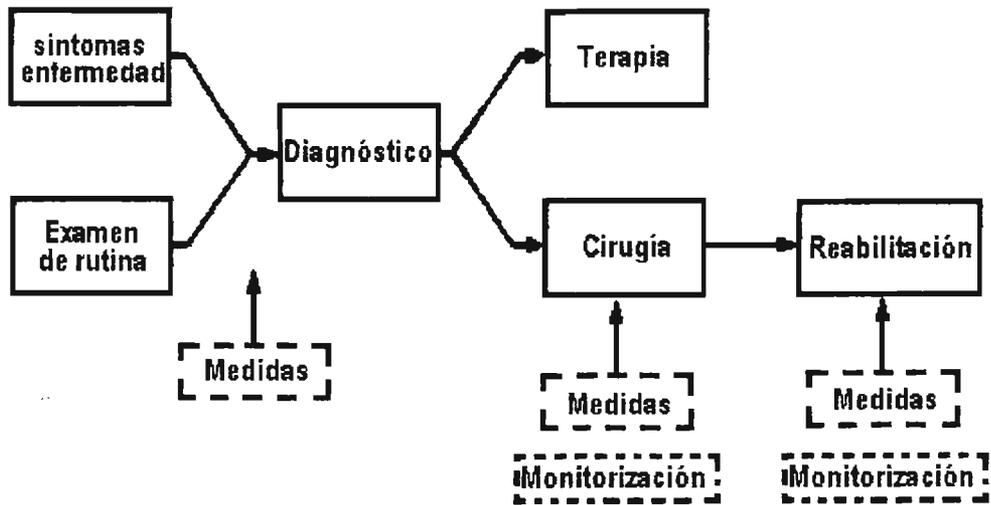


Figura 9.1. Función de las medidas en medicina

Existen, además, otras situaciones en la que se recurre a la medición en seres vivos. La monitorización de astronautas o durante el parto, el control de una prótesis a partir del electromiograma (EMG) o de la temperatura en una incubadora para neonatos, y el estudio de la distribución de temperaturas en un modelo físico durante hipertermia, por ejemplo, son todas ellas situaciones donde las medidas juegan un papel importante aunque no están relacionadas directamente con una enfermedad.

Estructura general de un sistema de medida

La medida de una magnitud suele requerir, además de la transducción, otras funciones como pueden ser el procesado de la señal de salida del transductor y la presentación final de los resultados, en forma visual y acústica, e incluso táctil.

El proceso de estas funciones es interesante para la comprensión del funcionamiento de los instrumentos, tan necesaria para utilizarlos correctamente. El procesado de la señal puede consistir en una amplificación, filtrado, conversión, adaptación de impedancias, etc., ofreciéndole muchas veces al usuario la posibilidad de alterar de una forma bien conocida las características de la acción realizada.

La información obtenida puede ser el resultado de la respuesta del organismo o sistema estudiado a la aplicación de alguna forma de energía externa (eléctrica). Este hecho se observa en la figura 9.2. que describe la estructura general de un sistema de medida. Conviene señalar aquí, que esta presencia de fuentes de energía en las proximidades del paciente es de por sí un riesgo potencial.

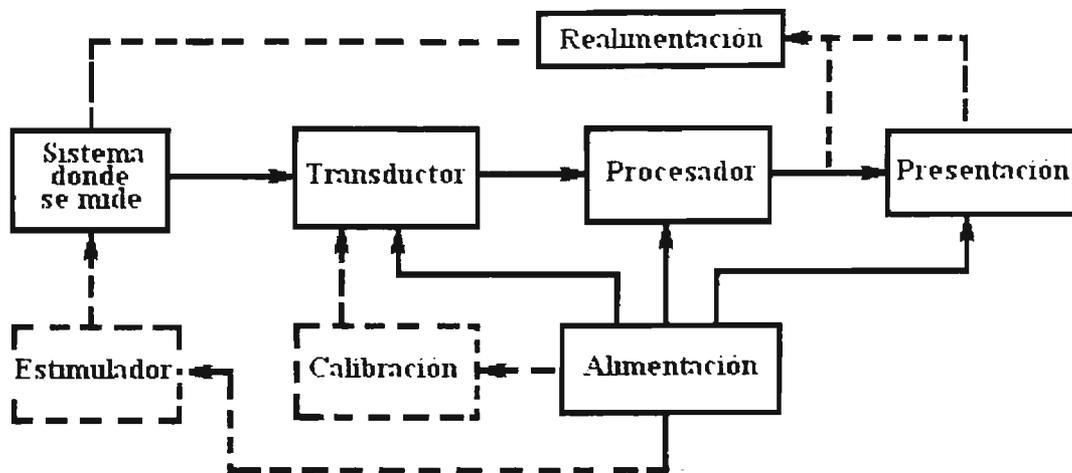


Figura 9.2. Estructura general de un sistema de medida.

En la figura 9.2 se ha indicado también la presencia de un sistema de calibración. Su función consiste en ofrecer una señal bien conocida para poder determinar rápidamente las características de la respuesta global del sistema de medida o de parte de él. Así, por ejemplo, en electrocardiografía se puede aplicar la señal de 1 mV a la entrada del amplificador y observar la deflexión de la plumilla en el sistema de registro. Pero con este método no se puede conocer la respuesta de los electrodos de entrada.

El sistema de realimentación es cualquier mecanismo mediante el que se induzca un cambio en la información de salida ofrecida por el sistema donde se mide, como resultado, precisamente, de la información ofrecida previamente. Puede consistir simplemente en una observación visual de salida final por parte del paciente, en respuesta a la cual modifica una acción que lleva a cabo.

Características de la instrumentación biomédica

La fuente de las señales medidas con la instrumentación biomédica son los tejidos vivos o energía aplicada a estos. Esta circunstancia condiciona totalmente los métodos de medida aplicables y los transductores a utilizar. Para esto se deben cumplir las condiciones siguientes:

- 1) La acción de medir no debe alterar la magnitud medida. Dicha alteración puede producirse como resultado de una interacción física, bioquímica, fisiológica o meramente psicológica. No siempre es fácil reconocer cuándo se ha producido alguna de estas interacciones, pero sí que se puede afirmar de antemano que no todos los métodos de medida aplicados en la industria serán aceptables. Lo ideal sería que todas las medidas fueran no invasivas y sin contacto, pero no siempre son posibles, ni ofrecen una solución totalmente segura.
- 2) Hay que garantizar la seguridad. La acción de medir no debe poner innecesariamente en peligro la vida del paciente. Por tal motivo, ante lo difícil de obtener muchas de las variables a medir, se suele recurrir al empleo de

métodos de medida indirectos. Es decir, en lugar de la variable de interés, se mide otra relacionada con ella. Si dicha variable es el resultado de un aporte de energía o de material al ser vivo, hay que respetar los límites aceptados como seguros. La seguridad también exige que los transductores sean de fácil esterilización, y que contengan recubrimientos no agresivos y no atacables cuando vayan a estar en contacto con el paciente, en particular con su medio interno.

- 3) Tomando en cuenta el ambiente donde se utilizan, los instrumentos biomédicos deben ser confiables y de fácil calibración.

Otra característica que hace diferente a la instrumentación biomédica de la instrumentación industrial, es que, con mayor frecuencia, las variables medidas no son deterministas, es decir, su pauta de evolución no es constante con el tiempo. Además, varían de una persona a otra en condiciones normales, e interaccionan entre sí de forma desconocida.

Por lo general, en el resultado de la medida de una señal biológica influyen otras señales constituyendo así una interferencia. Su supresión es uno de los objetivos fundamentales en el diseño de un instrumento biomédico, utilizando las técnicas habituales en instrumentación.

Por todo lo anterior resulta que, mientras las magnitudes medidas son convencionales, a veces los principios de medida empleados son muy complejos. No obstante, los transductores bioeléctricos se basan en los mismos principios que los industriales, de tal forma que algunos de éstos tuvieron su origen en el campo de la medicina. Tal es el caso por ejemplo, de los caudalímetros electromagnéticos que se emplearon por primera vez en un conducto cerrado en 1932, para medir el flujo en una cánula insertada en una arteria.

Los márgenes de amplitud y frecuencia de las magnitudes a medir tampoco son excepcionales. Los voltajes, por ejemplo oscilan entre unos 10 μV y 100 mV, con frecuencias desde corriente continua hasta unos 20 kHz. Las presiones de interés no pasan de 50 kPa, mientras que las temperaturas van de 32 a 40 °C.

Clasificación general

Dentro de una clasificación más general, los dispositivos hasta ahora definidos como unidades de conversión de energía de un tipo a otro, pueden quedar divididos en dos clases:

Transductores no autogeneradores o pasivos: Son aquellos que requieren dos entradas de energía que se presentan en formas quizás eléctrica y mecánica, eléctrica y acústica, o tal vez calorífica y eléctrica, etc. Una de esas energías es externa auxiliar, antes de convertir a una energía equivalente que responda a la cantidad física a medir. Dentro de este grupo quedan incluidos los basados en elementos pasivos, como son los transductores inductivos, los capacitivos, los termistores y los medidores de cambio dimensional.

Autogeneradores o activos: Los transductores que producen una energía de salida sin requerir fuente auxiliar externa. Esa es en respuesta a sólo una fuente de energía de otro tipo y que se desea medir. Se incluyen en esta clase de autogeneradores o también llamados activos. los cristales piezoeléctricos, fotoceldas, termopares etc.. llamados elementos activos de percepción primaria.

Tales dispositivos pueden actuar tanto a la entrada como a la salida de un sistema, utilizando el elemento apropiado para un caso dado. La respuesta a excitaciones con la cantidad a medir puede ser lineal dentro de ciertos límites. Sin embargo, existen algunos casos en donde no se obtiene linealidad aceptable bajo ninguna condición; a pesar de ello, se les encuentra en algunas aplicaciones, es decir, en aquellos casos donde no se exija linealidad.

Transductores resistivos

Si se aplica un voltaje continuo a un material o componente, a través de éste circula una corriente. La resistencia eléctrica se define como el cociente entre el voltaje aplicado y la corriente resultante y es pues, el parámetro que describe la resistencia al paso de la corriente. Su valor depende tanto de las dimensiones físicas como de una propiedad intrínseca denominada conductividad eléctrica. Cualquier magnitud que produzca un cambio en uno de estos parámetros provocará una alteración en el valor de la resistencia. La detección de esta alteración ofrece, en principio, un camino para medir la magnitud que la ha causado, y este es el fundamento de los transductores resistivos.

Transductores de resistencia variable o potenciómetros

Un potenciómetro es un elemento resistivo uniforme que posee un contacto móvil, deslizante o giratorio, presentando así entre dicho contacto una de sus terminales, una resistencia que depende linealmente de la posición del cursor, tal como se indica en la figura 9.3. normalmente se mide la caída de voltaje en dicha resistencia. Su linealidad depende de la uniformidad de la resistencia a lo largo del potenciómetro.

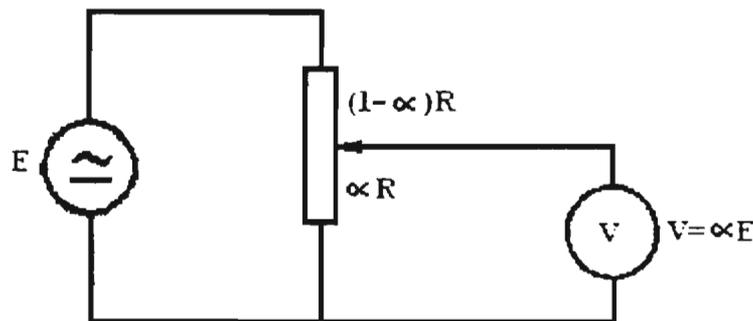


Figura 9.3. Fundamento de los potenciómetros.

Para que el cursor haga buen contacto es necesario que ejerza una presión sobre el elemento resistivo y ello provoca que, para lograr su desplazamiento, se tenga que ejercer

una fuerza capaz de vencer el rozamiento. Su admitancia de entrada puede ser demasiado baja en algunos casos. El desgaste producido en el contacto del cursor afecta a su resistencia eléctrica y puede ser una fuente de ruido si al medir el voltaje de salida circula una corriente apreciable a través de él.

En el mercado existen potenciómetros para desplazamientos tanto angulares como lineales. Existen incluso modelos cuyo voltaje de salida no es proporcional al desplazamiento, sino que sigue una evolución distinta aunque, bien conocida. El elemento resistivo puede ser un hilo metálico bobinado, una película de carbón o un plástico conductor. El margen de medida mínimo es de unos 2 mm o 10° y el máximo puede ser de varios metros o decenas de vueltas. La linealidad es del orden de 0.1 a 0.01 % del fondo de escala, en el mejor de los casos y la resolución de hasta $50 \mu\text{m}$ a 0.2° . Se pueden alimentar con voltaje en continua o alterna, pero en ningún caso debe superarse la potencia máxima que pueden disipar pues existe el riesgo de autocalentamiento.

Los potenciómetros se aplican a la medida de desplazamientos relativamente grandes, superiores a 1 cm o 10° . Estos desplazamientos pueden ser a su vez el resultado de la acción de otra variable sobre un elemento adecuado. Se emplean así como transductores de nivel en espirómetros de campana y conectados a tubos Bourdon para medidas de presión, tal como se indica en la figura 9.4. un tubo Bourdon es aquel cuya sección inicial era circular y que ha sido deformado, alcanzando una sección elíptica; si se aplica una diferencia de presión entre el interior y el exterior, tiende a recuperar la sección inicial y si tiene un extremo cerrado esto produce un movimiento apreciable.

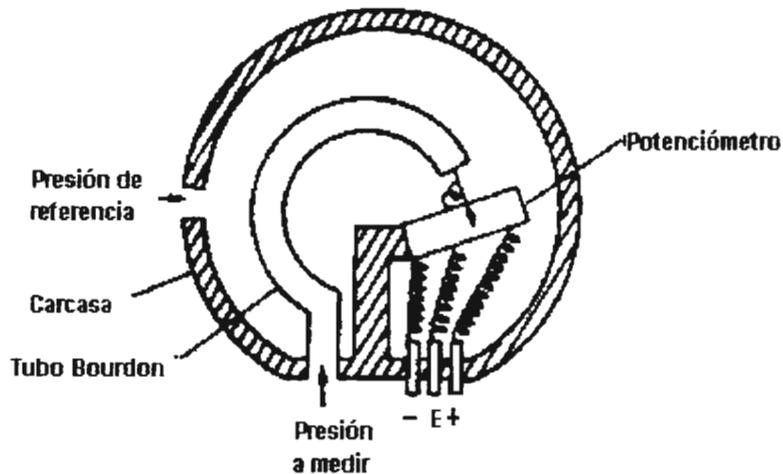


Figura 9.4. Tubo Bourdon conectado a un potenciómetro constituyendo un transductor de presión.

Galgas extensométricas

Cuando un material conductor o semiconductor es sometido a un esfuerzo, se deforma y cambia su longitud, sección y resistividad. Como consecuencia, varía su resistencia eléctrica. Los transductores basados en este principio se denominan galgas

extensométricas. Por su linealidad y pequeño tamaño son uno de los transductores más frecuentes en la medida de magnitudes mecánicas.

El cambio de resistencia en una galga es proporcional a la deformación que experimenta, pero ésta es proporcional al esfuerzo aplicado sólo en un margen limitado (zona elástica). No obstante, en las medidas en seres vivos es improbable que se supere dicho margen. Más problemáticas son la elasticidad y la estabilidad del adhesivo, que deben elegirse cuidadosamente pues de lo contrario no se transmiten adecuadamente los esfuerzos del elemento donde se mide a la galga.

Otro factor importante son los efectos de la temperatura, pues es sabido que ésta afecta también al valor de la resistencia eléctrica. Para evitarlos, se emplean galgas múltiples, o bien se utiliza otra que no experimente deformación alguna, sino sólo los cambios de temperatura (galga de compensación). En ambos casos, se disponen en un puente de continua, tal como se indica en la figura 9.5 para el caso de emplear una galga de compensación.

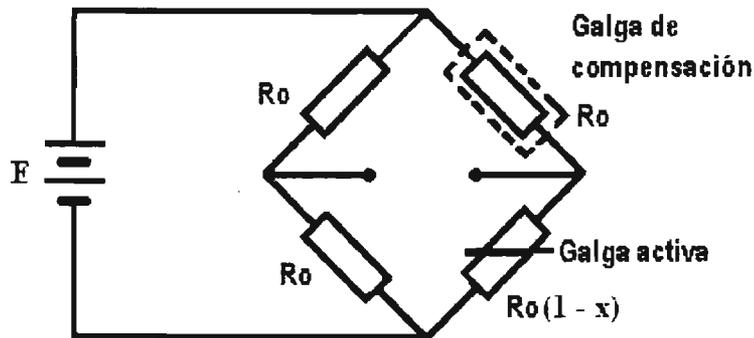


Figura 9.5. Puente de continua para galgas extensométricas con compensación de temperatura.

El factor de sensibilidad para galgas metálicas es del orden de 2, mientras que para las semiconductoras está entre 100 y 200, aunque con una menor linealidad y efectos de la temperatura. La resistencia nominal suele ser de 120 a 5000 Ω y el tamaño de 0.4 a 150 mm. En el caso de las galgas metálicas, los valores de resistencia grandes se logran a base de disponer varios tramos resistivos paralelos con conexión a través de los extremos, tal como se indica en la figura 9.6, pues, de lo contrario no se podrían tener tamaños pequeños.

Las galgas extensométricas se aplican en todos aquellos casos en los que la variable a medir produce una fuerza capaz de ocasionar una deformación superior a unos 10 μm . Se utilizan así no sólo en biomecánica, sino también en la medida de fuerzas mediante células de carga, por ejemplo en básculas para unidades de cuidados intensivos y en diálisis, en miógrafos isométricos; para medir in situ la fuerza de contracción del miocardio en cirugía experimental, etc. se ha aplicado a la medida del flujo respiratorio.

Una aplicación común es en la medida de presiones empleando un diafragma con galgas pegadas o difundidas. Por lo pequeño de su tamaño, se pueden disponer en un

catéter para registrar así sonidos intracardiacos, gradientes de presión en válvulas para detectar insuficiencias o estenosis, etcétera.

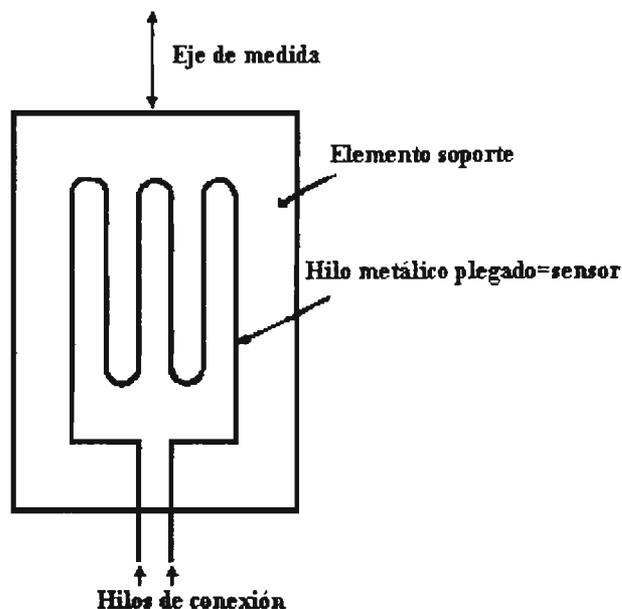


Figura 9.6. Disposición del conductor en una galga extensométrica de hilo.

Otra aplicación de este tipo de transductores son las galgas elásticas empleadas, por ejemplo, en pletismografía de oclusión venosa. Consisten en tubo elástico lleno de un líquido conductor (solución salina), que se dispone alrededor de una extremidad. Cuando, durante el proceso de medida, el perímetro de ésta cambia, se deforma el tubo y varía la resistencia eléctrica. Con un sistema similar aplicado a los cambios de perímetro torácico y abdominal se puede detectar el ritmo respiratorio.

Termistores

Un termistor es un transductor basado en la variación de la resistencia de semiconductores con la temperatura. Su coeficiente de temperatura puede ser positivo (PTC) o negativo (NTC), siendo estos últimos los que más se utilizan. Aunque presentan un comportamiento no lineal, tal como indica la figura 9.7, tiene una alta sensibilidad, por lo que permiten obtener una gran resolución. Como la resistividad de los materiales empleados es alta, de tal forma que se puede tener una masa pequeña y por lo tanto, con una respuesta rápida. En un margen de temperatura de 0 a 50 °C, la evolución de su resistencia con la temperatura puede expresarse mediante la ecuación

$$R(T) = R_0 \cdot \exp B(1/T - 1/T_0)$$

donde las temperaturas están expresadas en la escala Kelvin, y R_0 es la resistencia a la temperatura T_0 . Al parámetro B , que depende del material, se le denomina temperatura característica.

Además de la falta de linealidad, otro inconveniente es su inestabilidad con el tiempo y con el medio. La primera se resuelve mediante un envejecimiento artificial, previo a la comercialización, mientras que un recubrimiento de vidrio suele ser suficiente para evitar el segundo problema citado.

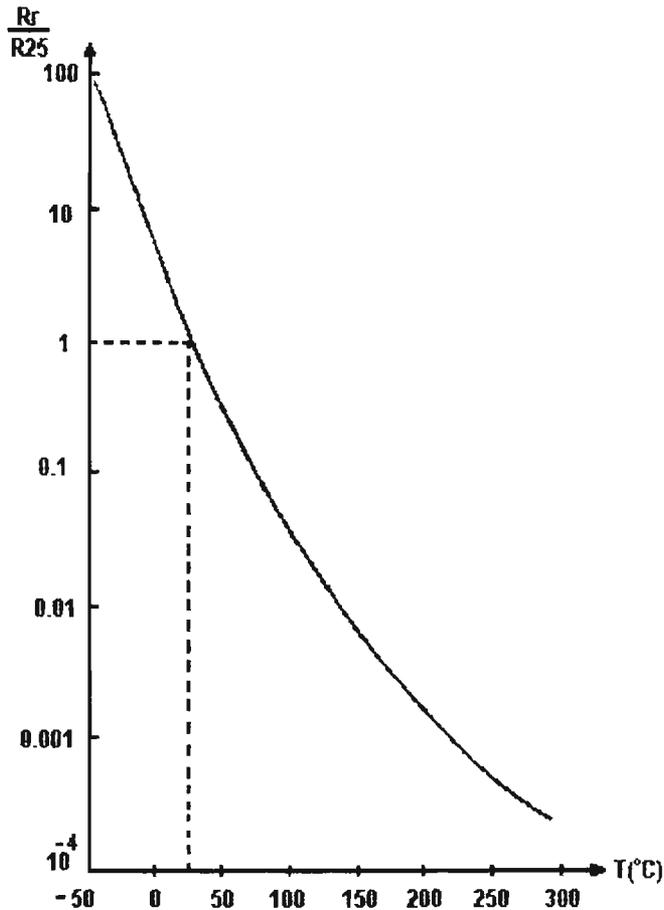


Fig. 9.7. Variación de la resistencia de un termistor con la temperatura

Los márgenes de temperatura cubiertos por los distintos modelos comercializados, van desde -100 a 450 $^{\circ}\text{C}$, por lo que cubren de sobra las necesidades de la instrumentación médica. Su resistencia va desde 0.5Ω a $100 \text{ M}\Omega$. La temperatura característica es de 2000 a 5500 $^{\circ}\text{K}$, y la constante de tiempo térmica de 1 ms a 22 s .

Una de las características más notables de los termistores es la variedad de sus aplicaciones. Muchas de éstas están basadas en el autocalentamiento que experimenta el termistor cuando circula por él una corriente tal que la potencia disipada supere el valor del coeficiente de disipación. Si por ejemplo éste es de $1 \text{ mW}/^{\circ}\text{K}$ en aire quieto, si el termistor disipa 3 mW , estará 3 $^{\circ}\text{K}$ por encima de la temperatura ambiente. Cualquier causa que provoque un cambio en esta disipación quedará reflejada en un cambio de la resistencia del termistor.

Los termistores se aplican así, no sólo a la medida de la temperatura (cutánea o interna) sino también a la medida de flujo (anemómetros) y de gasto cardiaco por termodilución (disponiéndolos en catéteres); a la medida de composición de gases en la respiración (basándose en su distinta conductividad térmica); a la detección del ritmo respiratorio (sonda nasal); a la detección de la onda de pulso (medida de intervalos sistólicos), etc.

Transductores inductivos

Toda corriente eléctrica genera un campo magnético asociado, que será variable si lo es la corriente. La relación entre el flujo magnético concatenado por un circuito eléctrico y la corriente que lo originó, se denomina inductancia. Si se trata de la corriente que circula por el propio circuito, se habla de autoinductancia. En el caso de dos circuitos distintos, se habla de inductancia mutua. Los transductores inductivos se basan en la variación de la autoinductancia ó inductancia mutua entre circuitos. Dicha variación puede ser debida a cambios en el número de espiras (si se trata de un devanado), la permeabilidad magnética o la geometría.

En la figura 9.8 se presentan distintas configuraciones basadas en el núcleo ferromagnético deslizante. En la 9.8(a), la posición del núcleo afecta a la autoinductancia de la bobina según su posición. En la 9.8(b), hay dos bobinas y la posición del núcleo determina la magnitud de la inductancia entre ambas, de forma que la tensión inducida en la segunda variará de acuerdo con dicha posición.

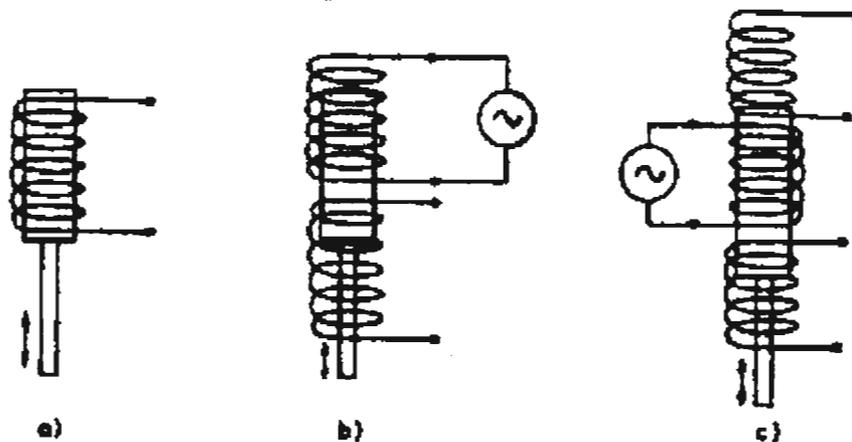


Figura 9.8. Transductores inductivos basados en un núcleo ferromagnético deslizante.

La configuración de la figura 9.8(c), se denomina transformador diferencial de variación lineal (LVDT). Consta de un primario y dos secundarios, dispuestos de forma que el acoplamiento entre el primario y cada uno de los secundarios es función lineal de la posición del núcleo, y de tal forma que cuando el núcleo se acerca a uno de los secundarios aumenta la tensión en éste y se reduce en el otro en igual proporción.

Un inconveniente de todos los transductores inductivos es que vienen afectados por campos magnéticos parásitos, al mismo tiempo que producen cambios magnéticos no confinados, que pueden ser una fuente de interferencia. Por otra parte, requiere un voltaje de alimentación alterna y el empleo de detectores de fase.

Entre sus principales ventajas están su alta sensibilidad, la poca carga mecánica que ofrecen, su insensibilidad a la humedad y efectos ambientales, y la alta resolución, repetibilidad y linealidad de ciertos modelos.

Los transductores basados en una variación de autoinductancia se han aplicado a la detección de los sonidos cardiacos y a la medida de la presión intracardiaca en radiotelemedicina. Su interés en este campo consiste en que, si el transductor forma parte de un oscilador, la magnitud detectada reproduce un cambio de la frecuencia de oscilación, y esto es especialmente interesante en estas aplicaciones.

Los transductores de inductancia mutua variable se aplican a la medida del cambio de dimensiones de órganos, de las dimensiones cardiacas y diámetros arteriales, a la monitorización de la respiración neonatal y en general en aquellas situaciones donde es posible tener un desplazamiento apreciable. Acoplado el núcleo a un diafragma, se aplican también a la medida directa de la presión arterial a través de catéteres.

Transductores capacitivos

Dos conductores eléctricos constituyen un condensador. Al aplicar entre ambos una diferencia de potencial, adquieren una carga eléctrica que depende del material existente entre ambos (dieléctrico) y del tamaño (dimensiones, distancia). Al cociente entre la carga y el voltaje, se le denomina capacidad. Cualquier cambio en el dieléctrico ó en el tamaño se traduce en una variación de la capacidad del condensador, y puede ser empleada, en principio para medir la magnitud que produjo el cambio.

Son inconvenientes comunes a todos los transductores capacitivos: su sensibilidad a interferencias por campos eléctricos, lo que obliga a apantallarlos; la necesidad de mantener un alto aislamiento entre las dos placas que constituyen normalmente el condensador; su alta impedancia de salida; y la falta de linealidad de algunos modelos. Esta última se ve mejorada en los llamados condensadores diferenciales. Consisten, tal como se indica en la figura 9.9, en dos condensadores que tienen una placa común dispuesta de tal forma que cuando por su desplazamiento incrementa la capacidad de un condensador, reduce simultáneamente la del otro en la misma proporción.

A diferencia de los transductores inductivos, los capacitivos no producen campos magnéticos grandes (ni tampoco campos eléctricos apreciables). Al igual que aquellos, tienen un error por carga mecánica muy pequeño, y requieren un voltaje de alimentación alterna y detección de fase. Otras ventajas son su gran estabilidad repetibilidad así como su alta resolución.

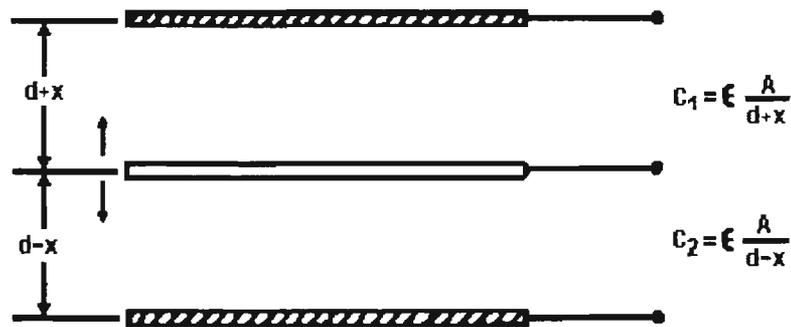


Figura 9.9. Transductor capacitivo diferencial.

Sus aplicaciones se centran en la detección de pequeños desplazamientos. Por ejemplo, los debidos a los movimientos del tórax, el cardiograma del ápex, los pulsos braquial y radial, etc. Si se emplea un diafragma metálico, éste puede constituir una placa de un condensador y disponiendo otra fija se obtendrá una capacidad variable en función de la diferencia de presión entre las dos cargas del diafragma (figura 9.10). este es también el fundamento de los micrófonos capacitivos aplicados por ejemplo, a la detección de los sonidos cardiacos. Existen también neumatógrafos basados en una lámina móvil central y dos fijas es decir, en un condensador diferencial.

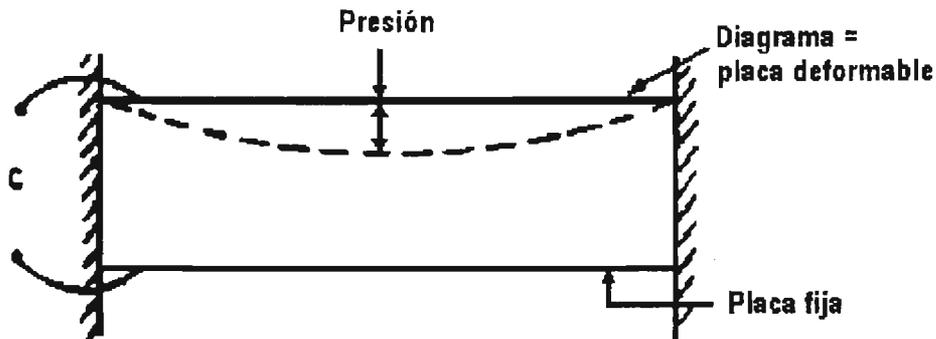


Figura 9.10. Transductor de presión basado en un condensador diferencial.

Transductores piezoeléctricos

Se denomina piezoelectricidad a la propiedad de algunos materiales, con estructura cristalina asimétrica, de generar una carga eléctrica al ser sometidos a un esfuerzo mecánico y recíprocamente, de experimentar una deformación cuando se les aplica una diferencia de potencial eléctrico. Se pueden utilizar para la transducción mecánica-eléctrica, en ambos sentidos. Para ello se disponen dos superficies metálicas entre las que se coloca el material piezoeléctrico (cuarzo, cerámico, polímero), de modo que permiten aplicar el voltaje o recoger las cargas generadas. Dado que la resistencia interna de los materiales, aun siendo grande, no es infinita, y como las dos superficies metálicas constituyen un condensador, resulta que no hay respuesta en continua, y ello limita las posibilidades de medida de

fenómenos lentos. La impedancia eléctrica de salida es alta, por lo que es necesario utilizar amplificadores electrométricos o de carga.

Una de las principales ventajas de estos transductores es su alta sensibilidad (del orden de 1 a 400 pC/m²/N/m²). Por su alta rigidez mecánica permiten medir fenómenos de frecuencia elevada, si bien el pico de resonancia es muy evidente y hay que evitar que se trabaje en sus proximidades. Presentan también sensibilidad direccional, lo que permite aplicarlos en medidas de movimientos complejos.

Por su pequeño tamaño y bajo costo, los transductores piezoeléctricos han encontrado numerosas aplicaciones, aparte de la generación y detección de ultrasonidos. Se emplean en general, siempre que se tenga que medir deformaciones rápidas y de pequeña amplitud. Por ejemplo, en la detección de los sonidos de Korotkoff al medir de forma indirecta la presión sanguínea, en fonocardiografía interna y externa y en fonocardiografía fetal, en la detección del pulso y de temblores (Parkinson), y en la medida de vibraciones.

Transductores termoelectricos

Además de la disipación del calor, en una resistencia por la que circule una corriente, que es un efecto irreversible (efecto Joule), existen dos fenómenos termoelectricos reversibles. Se trata de la aparición de un material de contacto entre dos metales distintos, que depende de los metales y de la temperatura de la unión (efecto Peltier), y de la aparición de un gradiente de potencial en un metal homogéneo, si hay en él un gradiente de temperatura (efecto Thomson). Como resultado en un circuito de dos metales distintos, con dos uniones a distinta temperatura, aparece una fuerza termoelectromotriz que depende de los metales y de la diferencia de temperaturas. A la unión de estos metales se les denomina termopar. La pendiente de la curva voltaje-temperatura se denomina coeficiente Seebeck.

Al igual que los transductores piezoeléctricos, y a diferencia de los transductores resistivos, inductivos y capacitivos, los termopares son transductores generadores. Para aplicarlos a la medida de temperaturas, es necesario emplear dos uniones y mantener una de ellas a una temperatura de referencia. Para evitar los inconvenientes que surgen cuando se desea mantener una unión a temperatura constante, se procede normalmente a la denominada compensación electrónica de la unión de referencia. Consiste en dejar dicha unión a temperatura ambiente y por lo tanto, fluctuante de acuerdo con ésta, y compensar la tensión generada en ella mediante la inyección, en el circuito de medida, de una tensión opuesta obtenida a partir de un sensor de temperatura adecuado.

Un inconveniente de los termopares es su baja sensibilidad, pues suele estar entre 7 y 75 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$. Para tener voltajes mayores, se pueden conectar varios termopares en serie, constituyendo una termopila, pero en cualquier caso es necesaria una amplificación posterior si se va a procesar el voltaje de salida. La linealidad de la relación temperatura-fuerza termoelectromotriz depende de los metales empleados, y aunque es muchísimo mayor que en un termistor, a veces puede ser necesaria una correlación. Al medir hay que mantener muy pequeña la corriente que circule por las uniones, pues de lo contrario éstas alcanzan una temperatura distinta a la que se desea medir.

Por su pequeño tamaño, los termopares tienen una respuesta rápida, tienen además una estabilidad a largo plazo aceptable, lo que unido a su simplicidad y bajo precio de algunos modelos los convierte, junto con los termistores, en una alternativa a considerar en la mayor parte de los casos en que interesa medir una temperatura. Se aplican en concreto, a la medida de la temperatura interna del cuerpo humano; a la medida de la temperatura del citoplasma celular (con uniones de menos de $1\mu\text{m}$) y a la medida del flujo sanguíneo con el método de dilución térmica.

Termómetros de radiación

La medida de la temperatura superficial en los seres vivos plantea a veces problemas que sólo se pueden superar mediante métodos de medida que no requieran un contacto directo con el cuerpo. Sucede así cuando se desea explorar una zona y cuando la resolución requerida es tan alta (mejor que 0.1°C) que la distorsión térmica debida al contacto de la sonda es inaceptable. En estos casos, el principio de medida empleado es la relación existente entre la temperatura superficial de un cuerpo y la energía que radia.

Todo cuerpo con temperatura mayor de 0°K , radia energía electromagnética en cantidad dependiente de su temperatura y de sus propiedades físicas. A temperatura mayor de 500°C la radiación emitida es visible, mientras que a temperatura ambiente dicha radiación es infrarroja. Cuando un cuerpo alcanza el equilibrio térmico con su ambiente, emite tanta energía como absorbe (ley de Kirchhoff), y si se conocen las características de emisión del cuerpo a partir de la medida de la energía que emite, se puede conocer su temperatura.

Para caracterizar dicha emisión, se toma como referencia un ente teórico, denominado cuerpo negro, que absorbe toda la energía que incide en él. A una temperatura dada, es también el cuerpo que emite más energía. Todos los demás cuerpos emiten menos energía que el cuerpo negro, y se denomina emisividad a la relación energía emitida/energía por el cuerpo negro. Para éste, $\epsilon = 1$, y en general, ϵ es función de la temperatura del cuerpo y de la longitud de onda considerada.

La relación entre la energía emitida por unidad de tiempo, a una longitud de onda determinada, y la temperatura de un cuerpo negro, viene dada por la ley de Planck:

$$W_\lambda = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5 (\exp(hc/k\lambda T) - 1)} W / \text{cm}^2 \cdot \mu\text{m}$$

donde h es la constante de Planck, $h = 6.63 \times 10^{-34}$ J·s, k es la constante de Boltzmann, $k = 1.38 \times 10^{-23}$ J/K, y c es la velocidad de la luz, $c = 3 \times 10^8$ m/s. La forma de la expresión está representada en la figura 9.11.

La emisión máxima de energía se produce para el cuerpo negro a una longitud de onda dada por la ley de Wien:

$$\lambda = 2898/T \text{ } \mu\text{m}$$

la energía total emitida por el cuerpo negro es (ley de Stefan y Boltzmann)

$$W = \sigma \cdot T^4 \text{ W/cm}^2$$

donde σ es la constante de Estefan-Boltzmann y es de $5.67 \times 10^{-12} \text{ W}/(\text{cm}^2 \text{K}^4)$. Para los demás cuerpos son válidas las anteriores expresiones agregando únicamente $\epsilon(T, \lambda)$.

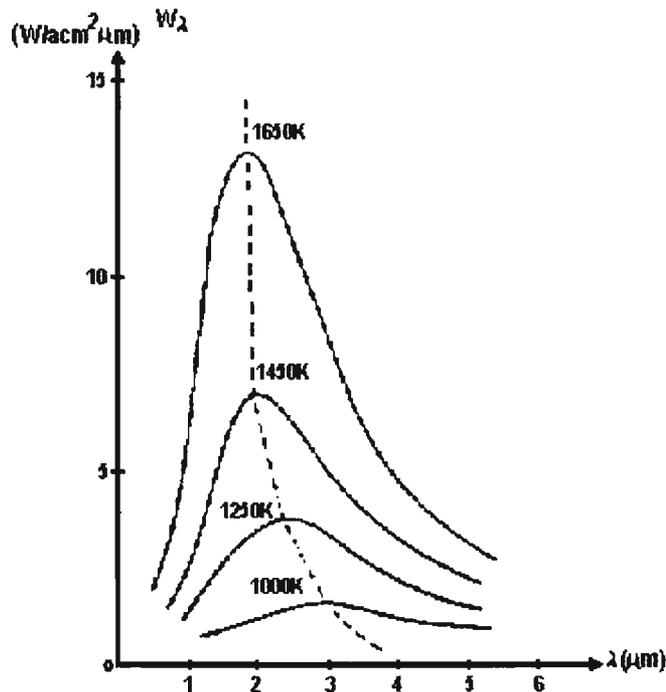


Figura 9.11. Densidad espectral de energía emitida por el cuerpo negro.

De la forma de la curva en la figura 9.11, se deduce que el porcentaje de energía emitida en cada banda de longitudes de onda varía con la temperatura. Si además se tiene en cuenta que la mayor parte de detectores tienen un umbral de energía mínima que deben recibir para dar una señal, resulta que para T pequeña hay que medir hasta longitudes de onda mayores para tener una cantidad de energía adecuada para la transducción. A la temperatura para la superficie del cuerpo humano en un cuarto a 20°C , entre $298 \text{ }^\circ\text{K}$ y $309 \text{ }^\circ\text{K}$ (25 a $36 \text{ }^\circ\text{C}$), se tiene un 80 % de energía emitida entre $4 \text{ } \mu\text{m}$ y $23 \text{ } \mu\text{m}$.

Al realizar este tipo de medidas hay que tener en cuenta las pérdidas de energía entre emisor y receptor debidas a la absorción del aire (por la presencia de vapor de agua y CO_2), la dispersión debida al polvo, etc. Todos estos factores dependen de la longitud de onda de una forma irregular.

Otro factor a considerar es el compromiso sensibilidad-resolución. Para recoger una cantidad de energía suficiente, es necesario dirigir hacia el sensor una cantidad de energía adecuada. Para ello se procede al uso de lentes y espejos, cuya transmisión, no debe olvidarse, es función de la longitud de onda. Para la detección de la radiación se emplean fotoconductores. Los termistores y las termopilas no tienen suficiente sensibilidad ni rapidez para esta aplicación. Los detectores más comunes son el HgCdTe y el InSb, que se mantienen a temperaturas de $-196\text{ }^{\circ}\text{C}$ para reducir el ruido térmico.

Las medidas de temperatura sin contacto físico se emplean para obtener imágenes térmicas (termogramas), en la detección del cáncer de mama, en el estudio de la artrosis, en la estimación de la profundidad de tejidos dañados por congelación o quemaduras, en el estudio de alteraciones circulares periféricas, para localizar la placenta y en general, en aquellas situaciones donde se puede esperar una anomalía en la distribución superficial de temperatura en el cuerpo humano.

Fundamentos de transductores fotoeléctricos

Las versiones de transductores bajo los efectos de los rayos de luz, como convertidores de energía luminosa a eléctrica, se pueden clasificar en tres tipos. Estas obedecen a los tres fenómenos fotoeléctricos conocidos, que son el fotoemisor, fotoconductor y fotovoltaico.

Los dispositivos fotosensibles conocidos como celdas fotoemisoras, fotoconductoras y fotovoltaicas, también se basan en los efectos de radiación y se pueden enunciar de la siguiente manera.

- a) La emisión de electrones por la mayoría de los metales, debida a la incidencia de rayos de luz apropiada, o mejor dicho de ondas de radiación electromagnéticas con longitud de onda dentro o cercano al intervalo visible, esto se conoce como efecto fotoemisor.
- b) El cambio en resistencia eléctrica que ocurre en algunos materiales con características de semiconductores, debido a la incidencia de radiaciones electromagnéticas con longitudes de onda dentro del espectro visible, se define como efecto fotoconductor.
- c) El efecto fotovoltaico viene a ser la generación de una fuerza electromotriz a través de la superficie de contacto de dos materiales de composición diferente, cuando ésta es iluminada.

Fotodiodo y fototransistor

De las aplicaciones de este tipo de transductores en instrumentos biomédicos, se pueden considerar dos dispositivos como el fotodiodo y el fototransistor como necesarios. La formación de una unión PN, en base de Ge tipo N y un granulo de indio con construcción apropiada y cuidados para permitir la incidencia perpendicular de luz sobre la

unión PN, sienta las bases de operación del llamado fotodiodo por absorción de energía radiante.

El campo de la optoelectrónica ha cobrado gran importancia en todas las áreas y por supuesto en la instrumentación médica (figura 9.12).

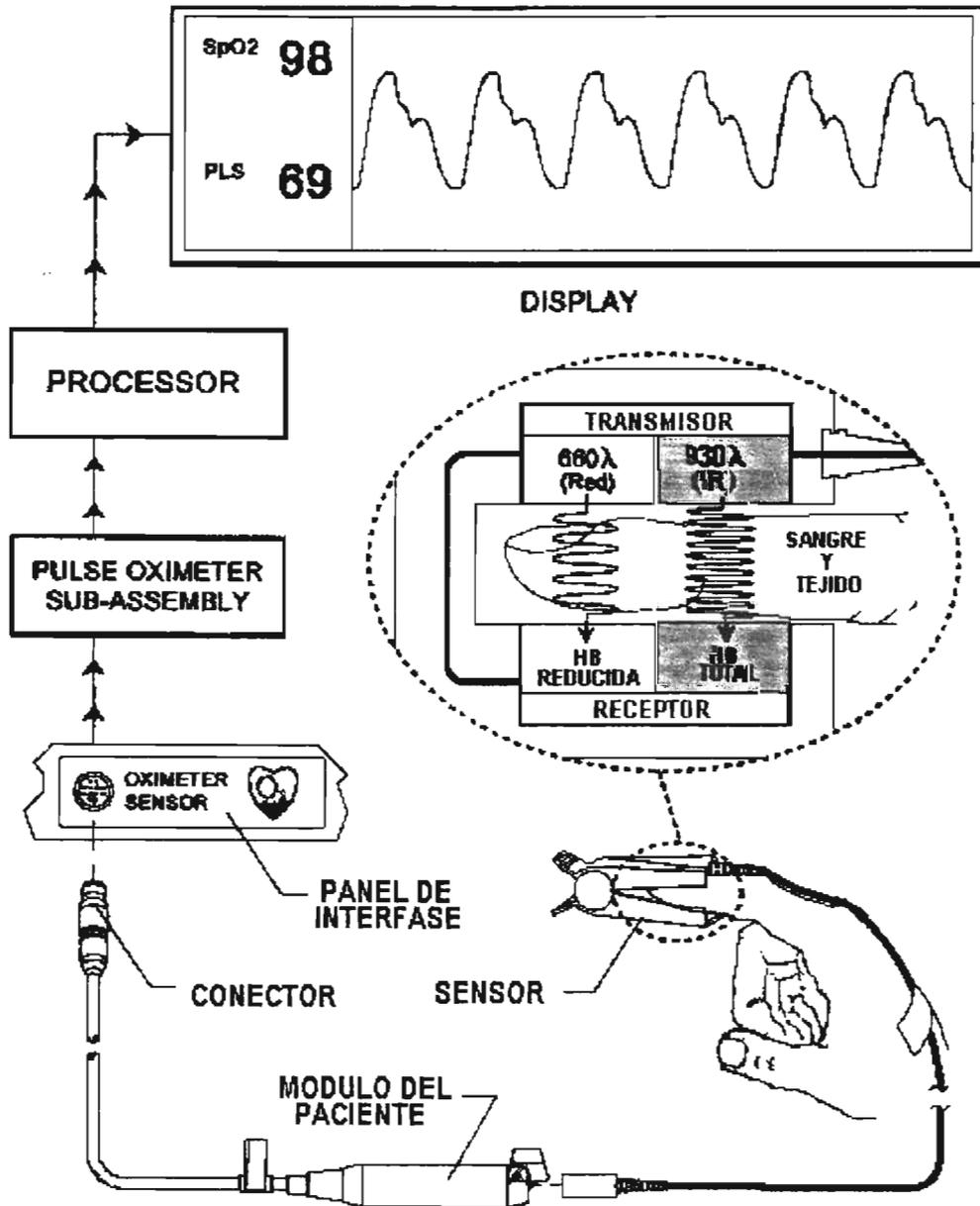


Figura 9.12. Aplicación del fotodiodo y fototransistor (IR) para medir saturación de oxígeno en la sangre.

Existen también los emisores infrarrojos que son dispositivos de estado sólido de arseniuro de galio que emiten un haz de flujo radiante cuando se polarizan directamente. Cuando la unión se polariza en forma directa, los electrones de la región N se recombinan con los huecos en exceso del material P en una región de recombinación diseñada especialmente en capas entre los materiales tipo P y tipo N. Durante este proceso de

recombinación se radia energía alejándose de la fuente en forma de fotones. Los fotones que se generan serán reabsorbidos en la estructura o abandonaran la superficie del dispositivo como energía radiante.

El comportamiento entre el flujo radiante y la corriente en sentido directo de cd para un dispositivo típico es casi lineal.

Teniendo en cuenta el antecedente de la formación y funcionamiento de los transistores bipolares, no es difícil imaginar la manera de operación de un fototransistor. Este consiste básicamente en una unión PNP, realizada con germanio o silicio purificados y cristalinos, a los que a su vez y parcialmente por aleación se añaden impurezas apropiadas, como indio para formar el material tipo P y arsénico para la parte tipo N.

En forma diferente a los transistores, en lugar de aplicar una señal eléctrica en la terminal de entrada, en la componente activa llamada fototransistor se hace incidir energía luminosa sobre la unión base emisor. Como consecuencia, hay una inyección de portadores de carga a la región de la base y de ahí en adelante la operación es similar a la de los transistores.

Los fototransistores se utilizan en instrumentación para contabilidad de eventos; además tiene múltiples aplicaciones como aisladores, acopladores ópticos en circuitos electrónicos de procesamiento de datos y muchos otros.

Procesado analógico de señales:

En instrumentación, como en ciencia y tecnología de las medidas, se considera que toda magnitud física variable lleva información sobre el proceso o sistema que la origina. Una vez que dicha magnitud se ha convertido en una magnitud eléctrica mediante un transductor, si se trata de una magnitud no eléctrica, se habla entonces de señal. Aunque, normalmente las señales se consideran funciones temporales, es decir, el valor de la magnitud considerada (voltaje, corriente, potencia,...) no permanece constante en el tiempo. El empleo del tiempo como variable no debe interpretarse, como una restricción. La única limitación aquí es que se consideran sólo señales que dependen de una única variable independiente.

Un paso inicial para el estudio de las señales es proceder a su clasificación. Un primer criterio para ello es la forma de su descripción matemática. Si una señal se puede escribir mediante una relación matemática explícita, se dice que es determinista. En este caso, su especificación puede hacerse mediante un número pequeño de parámetros. Para una señal senoidal por ejemplo, basta dar su amplitud, frecuencia y fase para conocerla totalmente. Cuando no sucede así, la señal sólo se puede describir de forma estadística y se dice que es una señal aleatoria. El ritmo cardíaco, por ejemplo, no puede describirse con una relación que permita determinar a partir de la duración de un ciclo, ni de todos los anteriores, cual será la del siguiente u otro posterior. Se puede aspirar eso sí, a una predicción, con un cierto margen de error, basada en el conocimiento de la duración de los ciclos previos. En sentido estricto, y teniendo en cuenta que al emplear la instrumentación

médica la repetición reiterada de un experimento difícilmente produce los mismos resultados, gran parte de las señales a considerar son aleatorias. Este hecho suele tener, no obstante, poca repercusión en el procesado analógico, por lo que se prescinde de él, en beneficio de una mayor simplicidad.

Las señales deterministas pueden ser periódicas o no. En el primer caso, su valor se repite a intervalos de tiempo T , que es el denominado periodo de la señal. Puede tratarse de señales senoidales o de señales periódicas complejas. En este segundo caso, su representación mediante series de Fourier da lugar a un espectro discreto y permite analizar las modificaciones experimentadas por las señales, por ejemplo al procesarlas, en términos de operaciones sobre señales senoidales.

La suma de dos o más señales senoidales cuyas frecuencias no sean todas ellas múltiplos racionales unas de otras, es una señal que se denomina casi-periódica, pues, sin ser periódica, puede describirse, en cambio, mediante un número limitado de señales periódicas. El resto de las señales deterministas no periódicas se denominan señales transitorias. Su descripción mediante componentes senoidales se hace mediante la integral de Fourier, y da lugar a un espectro frecuencial continuo.

Otro criterio para la clasificación de las señales las divide en analógicas y digitales, entendiéndose como señal analógica cuando su amplitud puede tener un valor cualquiera dentro de un conjunto continuo de valores, a lo largo del tiempo. De este modo, su forma de onda es análoga a la de la magnitud física que representa. Una medida continua de la temperatura de un paciente produce una señal de este tipo. Las señales digitales, en cambio, toman su valor dentro de un conjunto discreto de valores y en instantes determinados. Pueden darse también casos de señales continuas en el tiempo pero que tomen sólo valores discretos, por ejemplo la temperatura a las 6 de la mañana; y de señales en instantes concretos pero con valores dentro de un continuo, por ejemplo la amplitud de la onda R en el ECG. En ambos casos pueden aproximarse fácilmente mediante señales digitales.

El proceso analógico de señales se refiere a todas las operaciones realizadas sobre ellas en su forma original, es decir, sin convertirlas previamente en señales digitales. Se denomina también *acondicionamiento de señales* . Su necesidad surge de las limitaciones de los transductores y de las exigencias de los equipos de presentación, registro, procesado digital o telemetría y se realiza con circuitos electrónicos específicos.

Por una parte, los transductores que ofrecen un voltaje o corriente de salida o bien una amplitud pequeña, o bien tienen alta impedancia de salida, o ambas cosas a la vez. Los que están basados en una variación de resistencia, inductancia, o capacidad, requieren la aplicación de una excitación, y ofrecen entonces una señal en condiciones similares a las anteriores. Todos ellos pueden requerir, además una linealización o compensación.

Por otro lado, si se desea un procesado posterior de la señal o simplemente cuando hay que dar una presentación numérica o emplear un sistema de transmisión de datos, entonces se requiere la utilización de un convertidor analógico-digital. Estos suelen tener una impedancia de entrada pequeña comparada con la de salida de muchos transductores,

requieren un margen de tensión de entrada de 0 a 1 o 10 V, o similar y también que ésta permanezca constante mientras dure la conversión. Es necesario, amplificar y filtrar la señal a convertir y adaptar impedancias.

Finalmente, es posible realizar ciertas operaciones simples sin recurrir al uso de una computadora, bien para tener una señal más adecuada para su presentación directa (analógica), bien para extraer una característica determinada, eliminar una interferencia entre otras.

Amplificadores lineales no diferenciales

Se denomina amplificador lineal a todo circuito que ofrezca a su salida una réplica de la entrada con mayor amplitud. Esto requiere que su ganancia sea constante en toda la banda de frecuencia de interés y que el desfase introducido sea proporcional a la frecuencia. Esta segunda condición no siempre se tiene en cuenta, y aunque en algunas aplicaciones no tiene trascendencia, por ejemplo en la medida de una temperatura, en cambio cuando interesa la forma de onda, como es el caso del ECG, es de gran importancia.

La mayoría de amplificadores utilizados en instrumentación médica están basados en amplificadores operacionales, como se sabe un amplificador operacional es un amplificador diferencial con alta ganancia en corriente continua. Por ejemplo, todas las señales bioeléctricas son muy pequeñas (del orden de μV a mV) y se tienen que amplificar para poder procesarlas y son los amplificadores operacionales los que realizan esta función y se acompañan de filtros que permite realizar la selección adecuada del rango de frecuencia de la señal de interés. Dicha combinación es útil para eliminar ruido mediante el empleo de Rechazo en Modo Común (RMC).

Los amplificadores operacionales son usados entre los elementos que transducen fenómenos fisiológicos (movimientos del cuerpo originados por contracciones y relajaciones, temperatura, cambios de concentraciones químicas relacionadas con la generación del fenómeno conocido como potencial de acción entre otros) y el sistema de despliegue o registro.

Frecuentemente se incluyen sistemas de aislamiento en las etapas de amplificación, para proteger tanto a los pacientes como a los instrumentos de repentinas fuentes de corriente o voltaje de nivel alto, que también pueden catalogarse como ruido pues son señales no deseadas.

Los amplificadores tienen la gran ventaja de proporcionar un adecuado acoplamiento de impedancias, debido a que poseen impedancias muy altas de entrada y bajas de salida, que favorecen la adquisición de señales analógicas.

El amplificador operacional ideal

Cuando se habla de amplificadores, se hace referencia de que los parámetros más importantes de su diseño son: la ganancia, las impedancias de entrada y de salida y de su respuesta en frecuencia. Debido a esto, el amplificador ideal debería de tener impedancia de entrada infinita, que permitiera su alimentación con cualquier señal sin tener problemas de carga. La impedancia de salida debería ser cero para que la potencia suministrada por el amplificador fuera ilimitada. Además, para facilitar su aplicación, lo deseable es que su ganancia fuera infinita.

En consecuencia, un amplificador operacional (op amp) es un amplificador diferencial de alta ganancia directamente acoplado, se emplea en circuitos que tienen características determinadas por circuitos o redes externas con retroalimentación negativa.

La mejor forma para diseñar un circuito que emplee amplificadores operacionales es asumir que es ideal. Si al revisarlo se encuentra que las características no ideales son importantes, se tendrá que hacer otro diseño que las considere.

Considerando la figura 9.13, se muestra el circuito equivalente para un amplificador operacional ideal.

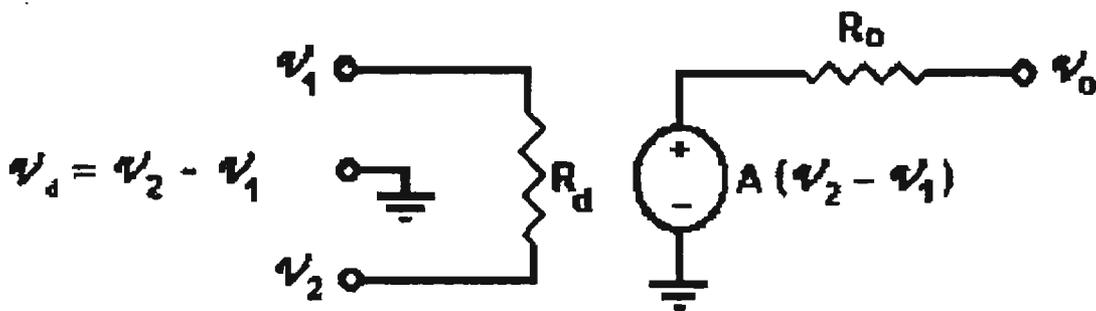


Figura 9.13. Circuito equivalente de un amplificador operacional ideal.

Este circuito corresponde a un amplificador diferencial de corriente directa, esto significa que cualquier voltaje diferencial, $V_d = (V_2 - V_1)$, es multiplicado por su alta ganancia "A" produciendo su voltaje de salida V_0 .

El punto clave para la utilización del amplificador operacional consiste en su retroalimentación negativa, esta es la que proporciona las ventajas y versatilidad. La ganancia de voltaje de cd se encuentra entre 10^4 y 10^9 . Como el comportamiento en circuito cerrado depende de la ganancia, las configuraciones de retroalimentación negativa mejoran la estabilidad de ganancia, reducen la impedancia de salida y mejoran la linealidad. Con una ganancia muy alta del op amp, el desempeño del circuito está determinado exclusivamente por los componentes de la retroalimentación y es independiente de las características internas del amplificador. Otra característica del op amp es que posee muy poca compensación de cd (esto es, que cuando la entrada es cero, la salida también es cero o un valor muy próximo a cero). Cuando se hace una conexión de retroalimentación entre la entrada invertida y la salida (con la entrada no invertida a tierra), la entrada se mantiene

“virtualmente a tierra” y la salida es retroalimentada para mantener esta condición. En términos generales, se podría pensar que ambas entradas (positiva y negativa) se mantienen en el mismo potencial. La última particularidad del op amp es que la entrada requiere muy poca corriente.

Para el diseño de circuitos con amplificadores operacionales se consideran dos reglas muy útiles:

- 1) Cuando la salida del amplificador operacional está en su rango lineal, las dos terminales de entrada están en un rango de voltajes adecuado. Cuando no, el voltaje de entrada diferencial será multiplicado por la ganancia infinita, que producirá una salida de voltaje infinita, en realidad limitada al voltaje de polarización del circuito (V_{pol})(saturación).
- 2) No fluye corriente en ninguna de las terminales de entrada del amplificador diferencial u operacional. Esto es cierto, puesto que asumimos que la impedancia de entrada Z_{ent} es infinita.

El amplificador diferencial

El amplificador diferencial es un sistema que suma o resta dos señales de entrada, su configuración se muestra en la figura 9.14. el amplificador diferencial puede verse como dos amplificadores con entradas separadas, pero con una terminal de salida común. Ambos amplificadores tienen la misma ganancia en voltaje, uno de ellos está en configuración inversora y el otro en configuración no inversora.

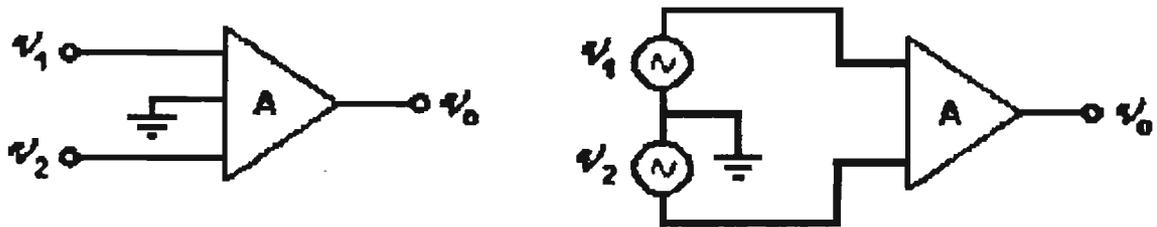


Figura 9.14. Representación esquemática del amplificador diferencial.

Dependiendo de la forma en que se conectan sus componentes, voltaje de salida V_0 será determinado por las siguientes ecuaciones:

Configuración sumadora:

$$V_0 = A(V_1 + V_2)$$

Configuración diferencial (la más utilizada):

$$V_0 = A(V_2 - V_1) \quad \text{o bien} \quad V_0 = A(V_1 - V_2)$$

La expresión general para determinar el voltaje de salida es la siguiente:

$$V_0 = A_d(V_1 - V_2) + A_c(V_1 + V_2)/2 \quad (9.1)$$

Donde:

Ad: Ganancia en modo diferencial.

Ac: Ganancia en modo común.

V_1 y V_2 : Voltaje en la entrada del amplificador diferencial.

Los voltajes de entrada V_1 y V_2 se miden respecto a tierra. En el modo diferencial, este tipo de amplificador se emplea para registrar cambios en el potencial relativo entre dos puntos de un circuito (V_3 y V_4), como se observa en la figura 9.15. Un ejemplo típico es el preamplificador para electrocardiografía, en el cual dos derivaciones se conectan a la entrada del amplificador diferencial.

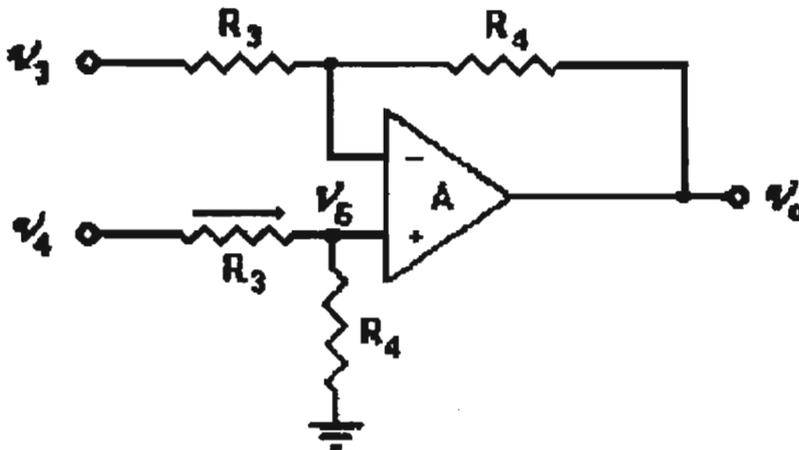


Figura 9.15. Símbolo electrónico de un amplificador en modo diferencial a partir de un solo amplificador operacional.

De la figura 9.15, la corriente fluye de V_4 a través de R_3 y R_4 a tierra. Por la regla 2, no fluye dentro de la terminal positiva del amplificador operacional. En consecuencia, R_3 y R_4 actúan como un simple atenuador divisor de voltaje que no se ve afectado por tener conectado el amplificador operacional o por cambios en éste.

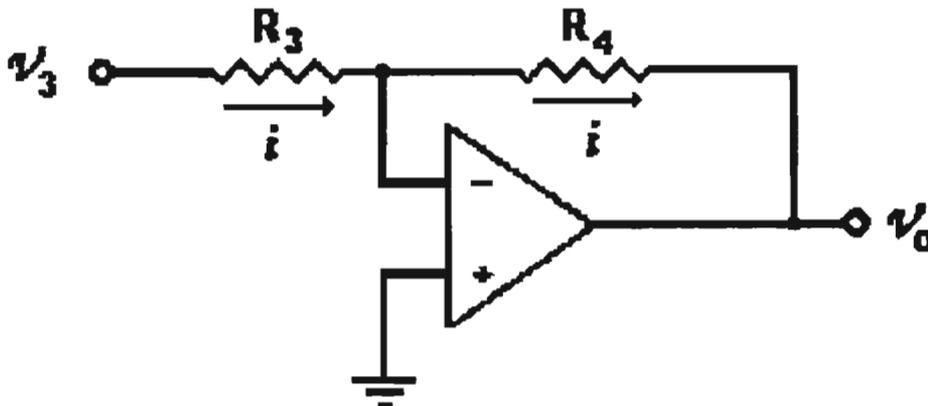


Figura 9.16. Circuito inversor con un amplificador operacional

Por la regla 1, cualquier voltaje que aparece en la terminal positiva también aparecerá en la negativa. Una vez que el voltaje se ha fijado, la mitad superior del circuito

se comporta como un inversor. Si $V_4 = 0$, el circuito se simplifica de la siguiente manera (figura 9.16):

$$V_3 = iR_3 \quad 9.2$$

$$V_0 = -iR_4 \quad 9.3$$

$$\Rightarrow V_0 = -\frac{V_3}{R_3} R_4 = -V_3 \frac{R_4}{R_3} \quad 9.4$$

$$\therefore \frac{V_0}{V_3} = -\frac{R_4}{R_3} \quad 9.5$$

para otros valores de V_4 (diferentes de cero), se tendrá que encontrar V_5 :

$$V_5 = \frac{V_4 R_4}{R_3 + R_4} \quad 9.6$$

$$i = \frac{V_3 - V_5}{R_3} = \frac{V_5 - V_0}{R_4} \quad 9.7$$

$$V_0 = V_5 - \frac{R_4}{R_3} (V_3 - V_5) = V_5 \left(1 + \frac{R_4}{R_3} \right) - \frac{R_4}{R_3} V_3$$

Sustituyendo V_5

$$V_0 = \frac{V_4 R_4}{R_3 + R_4} \left(1 + \frac{R_4}{R_3} \right) - \frac{R_4}{R_3} V_3$$

$$\Rightarrow V_0 = \frac{R_4}{R_3} (V_4 - V_3) \quad 9.8$$

la ecuación 9.8 describe la relación entre el voltaje de salida V_0 y las señales de entrada al amplificador diferencial; si por algún motivo se llegara a presentar cualquier señal no deseada, que se sume a las originales (V_3 y V_4), y a la que llamaremos V_n , se puede observar que la ecuación 9.8 se transforma de la siguiente manera:

$$V_0 = \frac{[(V_4 + V_n) - (V_3 + V_n)]}{R_3} R_4 \quad 9.9$$

simplificando:

$$V_0 = \frac{(V_4 + V_n - V_3 - V_n)}{R_3} R_4$$

finalmente

$$V_0 = \frac{(V_4 - V_3)}{R_3} R_4 \quad 9.10$$

Como se puede observar, la ecuación 9.8 permanece intacta. El voltaje V_n es conocido como voltaje en modo común (VMC), debido a que es idéntico en ambas terminales de entrada y como consecuencia se elimina a la salida del amplificador diferencial. Otra forma de verlo es juntando las dos entradas y alimentándolas con una sola fuente común con respecto a tierra, entonces, por la ecuación 9.8, el voltaje en modo común es $V_3 = V_4$ y $V_0 = 0$. en consecuencia, la ganancia en modo común (GMC) es cero.

Pero si $V_3 \neq V_4$ la ganancia en modo diferencial (GMD) será igual: R_4/R_3 . Esto es:

$$\frac{V_0}{(V_4 - V_3)} = \frac{R_4}{R_3} \quad 9.11$$

Sin embargo, en la realidad la ganancia en modo común no es cero. Para cuantificar esta imperfección se emplea una relación denominada razón de rechazo en modo común (RRMC), la cual representa el grado en que un amplificador diferencial es insensible al VMC.

$$RRMC = \frac{GMD}{GMC} \quad 9.12$$

Este factor debe ser mayor de 10,000 para amplificadores de biopotenciales de alta calidad.

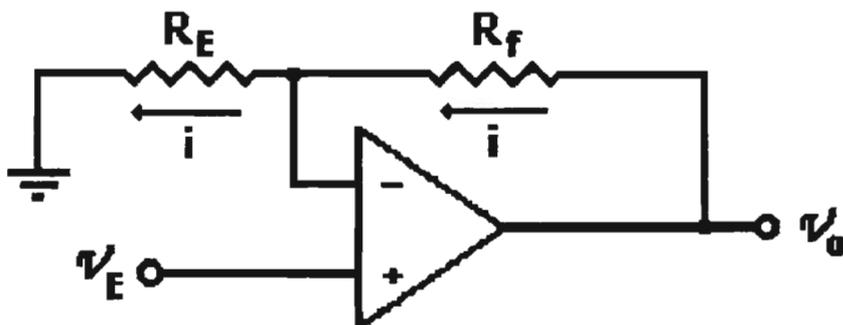


Figura 9.17. Circuito seguidor con ganancia que utiliza un amplificador operacional para mejorar el acoplamiento de impedancias.

Amplificador de instrumentación

El amplificador diferencial de un solo amplificador operacional es satisfactorio para fuentes de baja resistencia, pero para fuentes con alta resistencia, su impedancia de entrada es muy baja, para el registro de señales bioeléctricas presenta problemas de interferencia.

Una opción para mejorar dicha impedancia es colocar un circuito seguidor de voltaje (figura 9.17) en cada una de las entradas del amplificador operacional diferencial. a estos seguidores se puede obtener la ganancia de estos preamplificadores o buffers.

$$V_E = iR_E \quad 9.13$$

$$V_0 = i(R_f + R_E) \quad 9.14$$

$$\frac{V_0}{V_E} = \frac{R_f + R_E}{R_E} \quad 9.15$$

Esta solución aumenta el voltaje de modo común y el diferencial pero no mejora la razón de rechazo en modo común, una mejor solución se logra utilizando el circuito de la figura 9.18, al colocar juntas las resistencias de entrada de los seguidores y eliminando la conexión a tierra. Las señales de entrada se conectan en las entradas no inversoras de ambos amplificadores operacionales. Esto provoca que la impedancia de entrada permanezca muy alta.

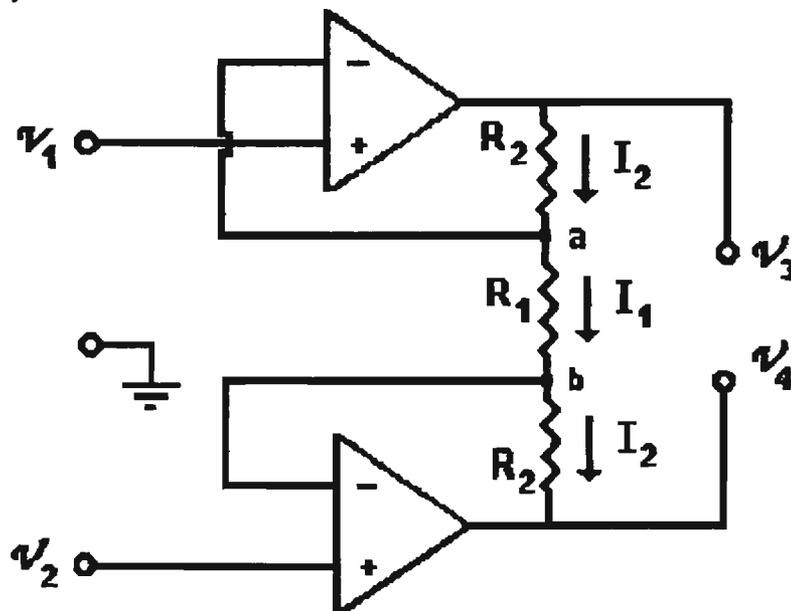


Figura 9.18. Amplificador diferencial básico mejorado. Arreglo con dos amplificadores para proveer al sistema de una alta impedancia de entrada.

Así, si $v_1 = v_2$, la diferencia de potencial v_1 aparecerá en ambas terminales negativas (a y b), lo que ocasiona que la corriente I_1 (en R_1) sea igual a cero. Como puede fluir corriente hacia el amplificador (sus entradas), I_2 (en R_2) es igual a cero, por lo que V_3 , el voltaje de salida, es igual al voltaje en el nodo a (V_1). Entonces se tiene que:

$$GMC = 1$$

Ahora, cuando $v_1 \neq v_2$, $v_1 - v_2$ aparece a través de R_1 lo que causa que fluya una I por R_2 . Esto significa que $v_3 - v_4 = i(R_2 + R_1 + R_2)$, mientras que $v_1 - v_2 = iR_1$. entonces la ganancia en modo diferencial será:

$$GMD = \frac{2R_2 + R_1}{R_1} \quad 9.16$$

y $RRMC \approx GMD > 1$, que se puede mejorar ajustando R_1 .

Esta configuración del amplificador diferencial rechaza el voltaje de modo común de 60 Hz que existe en el cuerpo como interferencia.

La combinación de los circuitos mostrados en las figuras 9.15 y 9.18 da origen a un circuito amplificador, compuesto por tres amplificadores, que se denomina *amplificador diferencial de instrumentación*, cuya configuración se muestra en la figura 9.19. con esta agrupación de elementos, lo que anteriormente era un sistema con dos terminales de salida (figura 9.18) ahora genera una señal única resultado de la resta de ellas. Este sistema reúne las características de sus componentes: alta impedancia de entrada, alta RRMC (ajustada por R_1), alta ganancia y un ancho de banda fácilmente seleccionable por medio de la adición de capacitores. El amplificador de instrumentación es de los más útiles, precisos y versátiles disponibles actualmente.

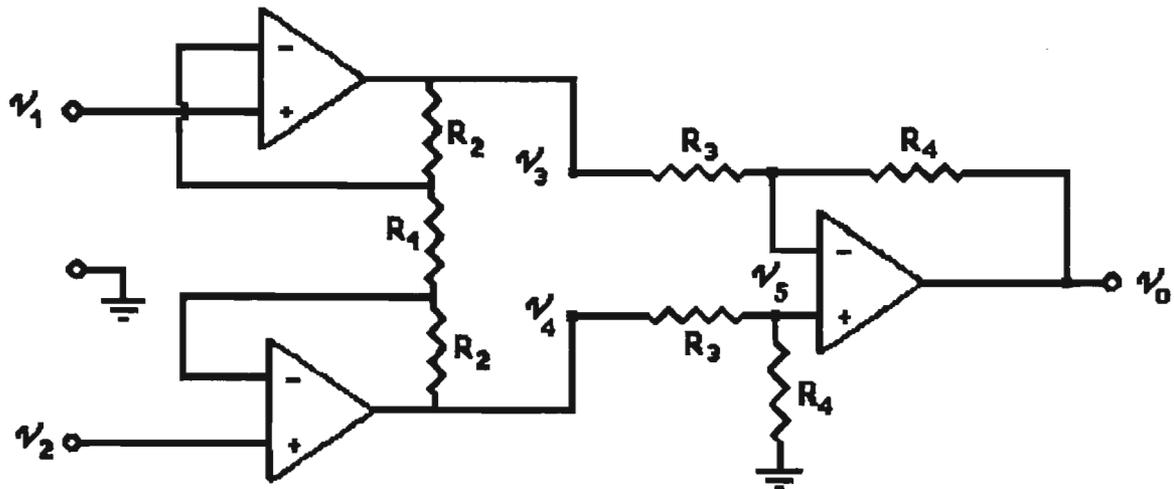


Figura 9.19. Amplificador de instrumentación.

Características del amplificador de instrumentación

1. Alta sensibilidad: Se puede lograr con varias etapas (en modo diferencial).
2. Alta impedancia de entrada: Aproximadamente de $3 \times 10^6 \Omega$, considerando un preamplificador comercial típico.
3. Baja impedancia de salida: Del orden de ohms.
4. Respuesta en frecuencia: Variable dependiendo del tipo de señal de interés.

5. Alto rechazo a señales de modo común: mayor a 100 dB para amplificadores de alta calidad.

6. Ganancia:
$$V_0 = \left(\frac{2R_2}{R_1} + 1 \right) \left(\frac{R_4}{R_3} \right) (V_1 - V_2) \quad 9.17$$

Respuesta en frecuencia

Compensación. Varios tipos de amplificadores operacionales están compensados internamente; esto es, el fabricante ha instalado dentro de dichos dispositivos un pequeño capacitor, comúnmente de 30pF. Este capacitor de compensación interna de frecuencia impide que el amplificador operacional oscile con altas frecuencias. Las oscilaciones se evitan disminuyendo la ganancia del amplificador operacional conforme aumenta la frecuencia.

Ganancia de lazo abierto. Se obtiene al abrir el lazo de realimentación, colocar o aplicar una señal y medir la ganancia alrededor del lazo. La ganancia de lazo abierto grande es buena para obtener exactitud y estabilidad.

Puesto que el amplificador operacional requiere una ganancia muy grande, tiene varias etapas, cada una de las cuales tiene pérdidas o capacitancias de unión que limitan su respuesta con frecuencias altas; así como el simple circuito RC (filtro pasa-bajas) reduce la ganancia con altas frecuencias.

Con altas frecuencias cada etapa tiene una pendiente de -1 en la gráfica log-log de ganancia contra frecuencia y un desplazamiento de -90° .

Ganancia de lazo cerrado. Un circuito amplificador nunca es usado en lazo abierto donde tendríamos muy poco ancho de banda. Sin embargo, en lazo cerrado, un amplificador con ganancia de 10 tendrá una respuesta en frecuencia plana hasta 100 kHz y después se reduce porque la ganancia del amplificador nunca puede exceder la ganancia del amplificador operacional. Entonces se obtiene ventaja al usar retroalimentación negativa.

Mediciones de voltaje diferencial

En la figura 9.20 se tiene el diagrama de un amplificador de instrumentación. Se indican cinco terminales, de tal forma que el usuario pueda elegir ganancias de 1, 10, 100 o 1000 con sólo hacer una conexión. Si no se conectan las terminales 3 o 16, se obtiene una ganancia de $V_0/(E_1 - E_2) = 1$ (figura 9.20a).

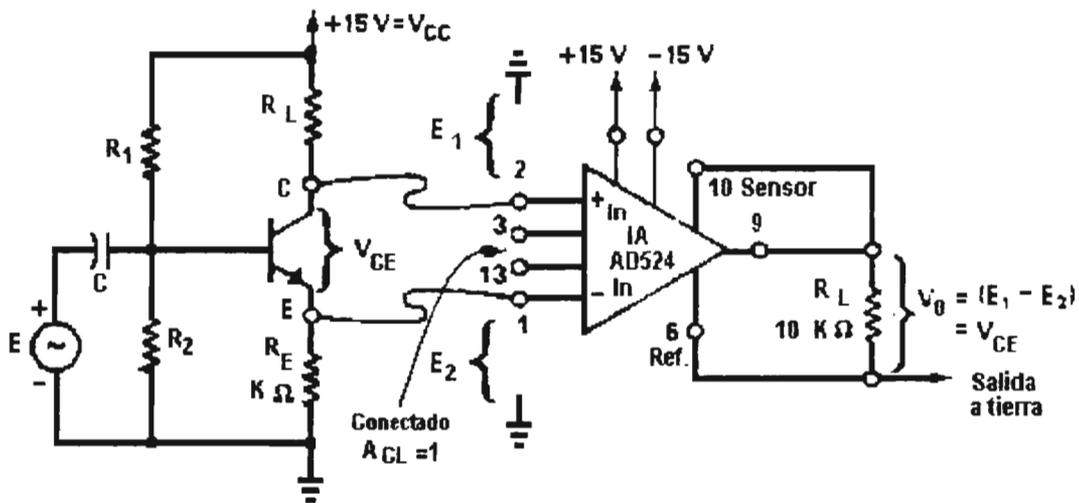


Figura 9.20(a). El amplificador de instrumentación sirve para medir un voltaje diferencial flotante.

La manera habitual de medir V_{CE} en circuito amplificador emisor común consiste en (1) medir el voltaje de colector (con respecto a tierra), (2) medir el voltaje del emisor (respecto a tierra) y (3) calcular la diferencia. En este circuito, el amplificador de instrumentación permite efectuar la medición en un paso, como se observa en la figura 9.20(a). Puesto que $E_1 = V_{\text{colector}}$ y $E_2 = V_{\text{emisor}}$,

$$V_0 = (1)(E_1 - E_2) = (1)(V_{\text{colector}} - V_{\text{emisor}}) = V_{CE} \quad 9.18$$

Convertidor de voltaje diferencial a corriente

En la figura 9.20(b) se indica como construir una fuente de corriente que pueda suministrar o alimentar de corriente continua a una carga conectada a tierra. También puede ser una fuente de corriente alterna.

Para entender como opera este circuito, es preciso saber que el voltaje de salida del amplificador de instrumentación en la terminal 9 depende de la corriente de carga, I_L , de la resistencia de carga, R_L y de la resistencia de establecimiento de corriente R_S .

$$V_9 = I_L R_S + I_L R_L \quad 9.19a$$

El voltaje de salida de un amplificador de instrumentación se expresa en general por

$$V_9 = V_{\text{ref}} + \text{ganancia}(E_1 - E_2) \quad 9.19b$$

El voltaje seguidor del AD547 hace que el voltaje de referencia iguale al voltaje de carga, es decir, $V_{\text{ref}} = I_L R_L$. Como la ganancia del amplificador de instrumentación para 10 en la figura 9.20 se puede describir la ecuación 9.19b así.

$$V_9 = I_L R_L + 10(E_1 - E_2) \quad 9.19c$$

Se igualan las ecuaciones (9.19a) y (9.19c) y se despeja I_L

$$I_L = 10 \left(\frac{E_1 - E_2}{R_S} \right) \quad 9.19d$$

la ecuación 9.19d indica que la resistencia de carga R_L no controla la corriente de carga: lo cual es cierto mientras ninguno de los dos amplificadores es forzado a saturarse. I_L es controlada por R_S lo mismo que la diferencia entre E_1 y E_2 .

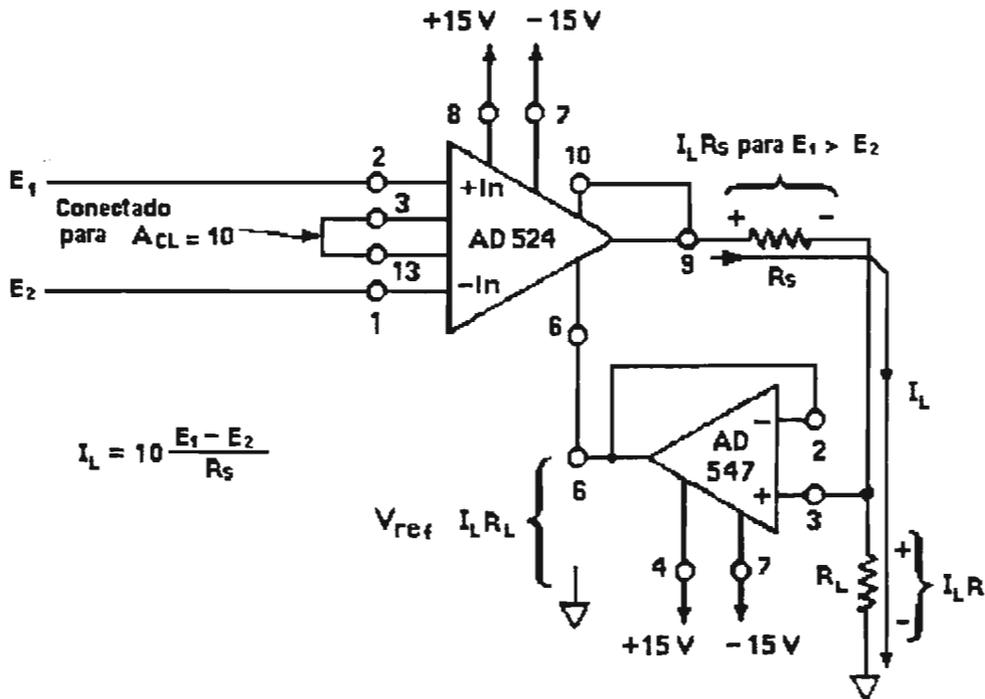


Figura 9.20(b). El convertidor de voltaje diferencial a corriente se obtiene con un amplificador de instrumentación, un amplificador operacional y una resistencia.

Amplificador básico de puente

Con un amplificador operacional, cuatro resistencias y un transductor se forma el amplificador básico o de puente figura 9.21(b). El transductor en este caso es cualquier dispositivo que convierta un cambio ambiental en un cambio de resistencia. Por ejemplo, un termistor es un transductor cuya resistencia aumenta conforme disminuye su temperatura. Una celda fotoconductora es un transductor cuya resistencia disminuye conforme aumenta la intensidad de la luz. Para el análisis de circuitos, el transductor se representa por una resistencia R más un cambio en la resistencia ΔR . R es el valor de la resistencia a la referencia deseada y ΔR es la cantidad de cambio en R . por ejemplo, un termistor UUA41JI tiene una resistencia de $10 \text{ K}\Omega$ a la temperatura de 25°C un cambio de

temperatura de $+1^{\circ}$ a 26°C resulta en una resistencia del termistor de 9573Ω . Se encuentra que ΔR es negativa mediante

$$R_{\text{transductor}} = R_{\text{referencia}} + \Delta R$$

$$9573 \Omega = 10,000 \Omega + \Delta R$$

$$\Delta R = -427 \Omega$$

dado que se ha definido 25°C como la temperatura de referencia, se define la resistencia de referencia como $R_{\text{ref}} = 10,000 \Omega$. Estas definiciones hacen que ΔR tenga signo negativo si la resistencia del transductor es menor que R_{ref} .

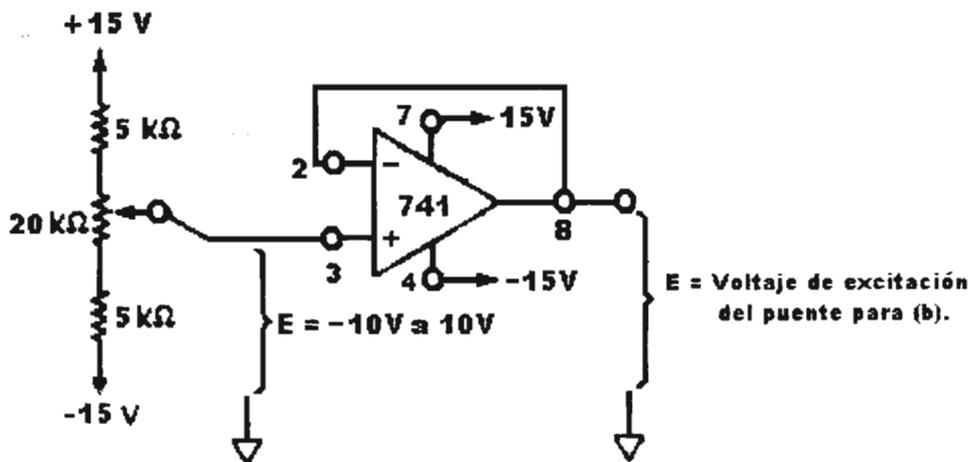


Figura 9.21(a). El voltaje de excitación al puente debe tener la baja resistencia de salida de un seguidor de voltaje y debe extraerse de una fuente de voltaje regulada y estable.

Para operar el puente, es necesario un puente de voltaje estable E , el cual puede ser de CA o CD. E debe tener una resistencia interna pequeña con respecto a R . el modo más simple de generar E es usar un divisor a través de los voltajes estables de alimentación como se muestra en la figura 9.21(a). Entonces se conecta un simple seguidor de voltaje al divisor. Para los valores de resistencia que se muestran, E puede ajustarse entre $+10$ y -10 V .

operación del circuito básico de puente

En la figura 9.21 (b) se muestra el circuito básico de puente con pocas partes. Las resistencias R_1 son de Tempco al 1%. La corriente I es constante y está fija mediante R_1 , R_{ref} y E . Es decir, $I = E / (R_1 + R_{\text{ref}})$. Nótese que la corriente del transductor es constante e igual a I porque las caídas de voltaje en ambas resistencias R_1 son iguales ($E_d = 0 \text{ V}$).

La resistencia de la entrada (+) a tierra siempre se escoge de modo que sea igual a la resistencia de referencia del transductor. Queremos que V_0 sea cero volts cuando $R_{\text{trans}} =$

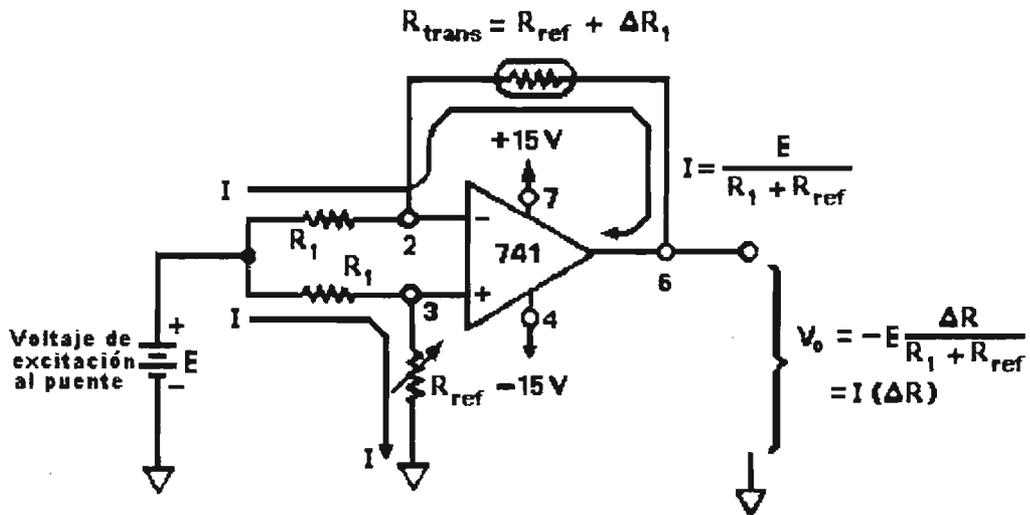


Figura 9.21(b). Amplificador puente práctico. Este amplificador, genera un voltaje directamente proporcional al cambio que se produce a la resistencia del transductor.

R_{ref} . esto permitirá calibrar o verificar el funcionamiento del puente. En la figura 9.21(b), ΔR es la entrada y V_0 la salida. La relación de salida-entrada está dada por

$$V_0 = -E \left(\frac{\Delta R}{R_{ref} + R} \right) = -I \Delta R \quad 9.20$$

donde $I = E/(R_{ref} + R)$, $\Delta R = R_{trans} - R_{ref}$.

Filtros activos

Además de la amplificación, otra función frecuente en el proceso analógico de señales es el filtrado. Consiste éste en una acción realizada sobre una señal dependiendo de alguna característica específica, normalmente su frecuencia, y preservando las características de la señal de interés. Su objetivo es eliminar aquellas componentes producidas por una interferencia, o simplemente reducir el ancho de banda hasta un valor adecuado para las etapas posteriores, por ejemplo cuando se trata de convertidores analógico-digitales.

Un filtro es un circuito diseñado para dejar pasar una banda de frecuencias específica, mientras atenúe todas las señales fuera de esta banda. Los filtros pueden ser activos o pasivos. Los filtros pasivos contienen sólo resistencias, inductores y capacitores. Los filtros activos emplean transistores o amplificadores operacionales más resistencias, inductores y capacitores, aunque los inductores no se utilizan mucho porque son voluminosos, caros y pueden tener componentes resistivos grandes.

Existen cuatro tipos de filtros: pasa-bajas, pasa-altas, pasa-banda y supresor o rechaza-banda. Un filtro pasa-bajas es un circuito que tiene un voltaje de salida constante desde CD hasta una frecuencia de corte f_c . Conforme la frecuencia aumenta arriba de f_c , el voltaje de salida se atenúa. El alcance de frecuencias que se transmiten se conoce como *pasa-banda*. Las frecuencias que se atenúan se conocen como rechaza-banda. La frecuencia de corte f_c , también se denomina: frecuencia 0.707, frecuencia a -3 dB o frecuencia de esquina.

Los filtros pasa-altas atenúan el voltaje de salida para todas las frecuencias debajo de la frecuencia de corte f_c , arriba de f_c , la magnitud del voltaje de salida es constante.

Los filtros pasa-banda permiten pasar sólo una banda de frecuencia mientras atenúan todas las demás. Los filtros rechaza-banda se comportan exactamente de manera opuesta; esto es, rechazan una banda específica de frecuencia mientras que pasan todas las que se encuentran fuera de ella.

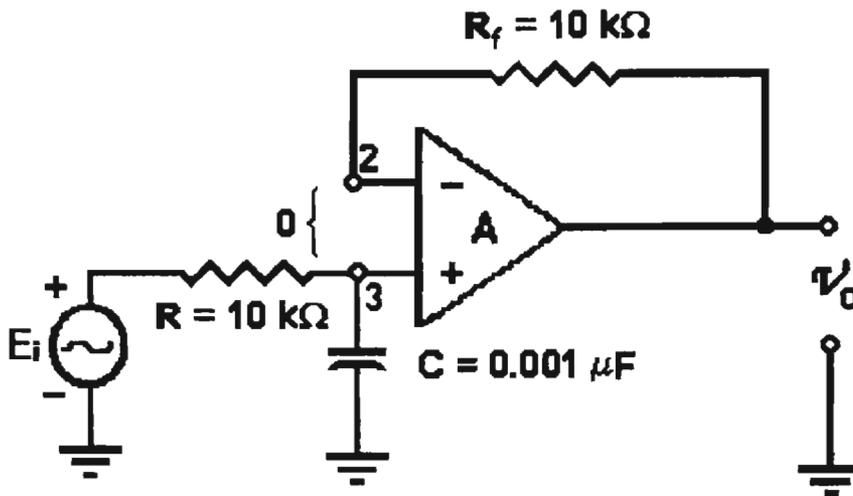


Figura 9.22(a). Filtro pasa-bajas.

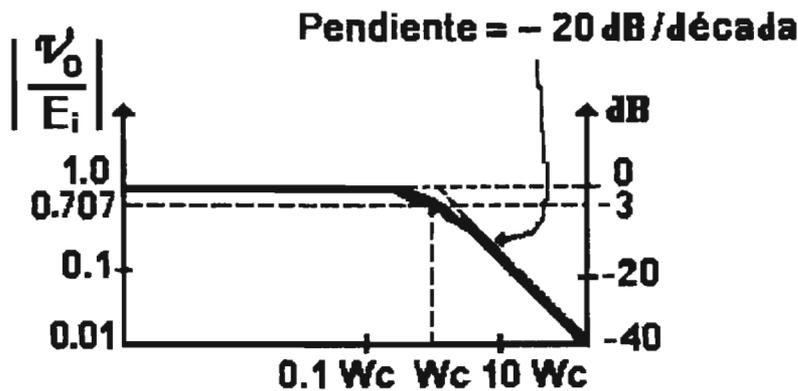


Figura 9.22(b). Gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro con una pendiente de -20 dB/década.

Filtro básico pasa-bajas

El circuito de la figura 9.22(a) es un filtro activo pasa-bajas de uso común. El filtrado se hace con el circuito RC y el amplificador operacional se utiliza como amplificador de ganancia unitaria. La resistencia R_f es igual a R y se incluye para la desviación de CD. La reactancia capacitiva es infinita y la trayectoria de resistencia de CD a tierra para ambas terminales de entrada debe ser igual.

El voltaje diferencial entre 2 y 3 es en esencia, 0 V. Por lo tanto, el voltaje a través del capacitor C es igual al voltaje de salida V_0 , debido a que este circuito es un seguidor de voltaje. E_i se divide entre R y C . El voltaje en el capacitor es igual a V_0 y es

$$V_0 = \frac{1}{R + 1/j\omega C} E_i \quad 9.21(a)$$

donde ω es la frecuencia de E_i en radianes por segundo ($\omega = 2\pi f$) y j es igual a $\sqrt{-1}$. Ordenando la ecuación 9.21(a) para obtener la ganancia de voltaje de lazo cerrado A_{CL} , se obtiene

$$A_{CL} = \frac{V_0}{E_i} = \frac{1}{1 + j\omega RC} \quad 9.21(b)$$

para mostrar que el circuito en la figura 9.22(a) es un filtro pasa-bajas es necesario considerar como varía A_{CL} en la ecuación 9.21(b) conforme cambia la frecuencia. A frecuencias muy bajas, esto es, conforme ω se aproxima a 0, $|A_{CL}| = 1$, y a muy altas frecuencias, conforme ω se aproxima a infinito, $|A_{CL}| = 0$.

La figura 9.22(b) representa la gráfica $|A_{CL}|$ en función de ω y se muestra que para frecuencias mayores que la de corte ω_c , $|A_{CL}|$ disminuye a una tasa de 20dB/década. Esto equivale a decir que la ganancia de voltaje se divide entre 10 cuando la frecuencia ω se incrementa por 10.

Diseño del filtro

La frecuencia de corte ω_c se define como la frecuencia de E_i donde $|A_{CL}|$ se reduce a 0.707 veces su valor a baja frecuencia y la frecuencia de corte se evalúa mediante

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c \quad 9.21(c)$$

donde ω_c es la frecuencia de corte en radianes por segundo, f_c es la frecuencia de corte en Hertz, R está en ohms y C está en farads. La ecuación (9.21c) puede reordenarse para encontrar R :

$$R = \frac{1}{\omega_c C} = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad 9.21(d)$$

Respuesta del filtro

El valor de A_{CL} a ω_c se encuentra al hacer $\omega RC = 1$ en la ecuación 9.21(b):

$$A_{CL} = \frac{1}{1 + j1} = \frac{1}{\sqrt{2} \angle 45^\circ} = 0.707 \angle -45^\circ$$

Por lo tanto, la magnitud de A_{CL} a ω_c es

$$A_{CL} = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707 = -3dB$$

y el ángulo de fase es de -45° .

La curva continua en la figura 9.22(b) muestra cómo se desvía la magnitud de la respuesta en frecuencia real respecto a la aproximación en línea recta punteada en la proximidad de ω_c . A $0.1 \omega_c$, $|A_{CL}| \approx 1$ (0 dB), y a $10 \omega_c$, $|A_{CL}| \approx 0.1$ (-20 dB).

Muchas aplicaciones requieren atenuaciones mucho más pronunciadas después de la frecuencia de corte. Una configuración de filtro común que da atenuaciones más pronunciadas es el filtro Butterworth.

El filtro Butterworth

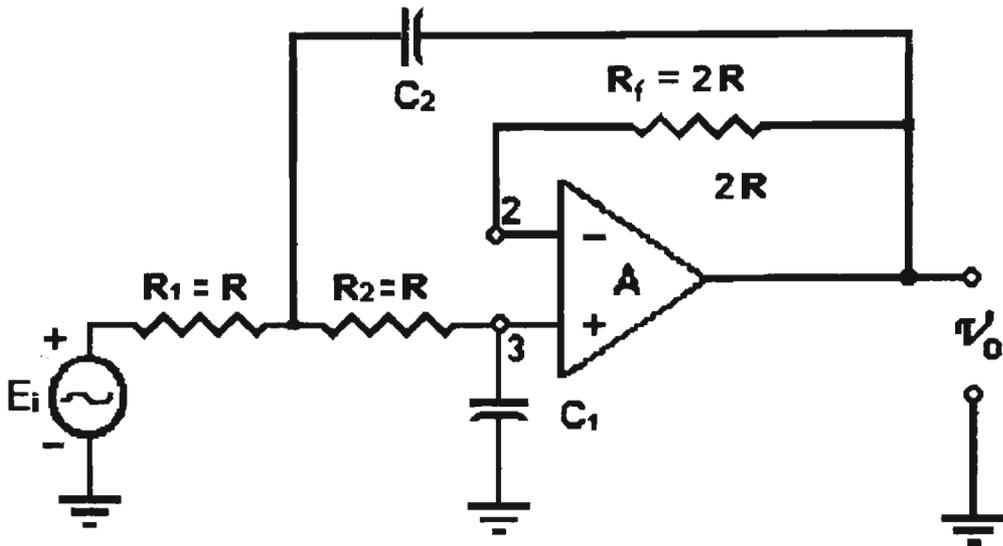
En muchas aplicaciones del filtro pasa-bajas, es necesario que la ganancia de lazo cerrado esté tan próxima como sea posible a 1 dentro de la banda de paso. El filtro Butterworth es el más adecuado para este tipo de aplicaciones. También se denomina filtro máximamente plano o filtro plano-plano y todos los filtros de este capítulo serán de este tipo.

Dos filtros parecidos a los de la figura 9.22(a) pueden acoplarse juntos para dar una atenuación de -40 dB/década. Pero no convendría este diseño porque se emplean dos amplificadores operacionales. Los filtros Butterworth no se diseñan para mantener un ángulo de fase constante a la frecuencia de corte. Un filtro básico pasa-bajas de -20 dB/década tiene un ángulo de fase de -45° a ω_c y así sucesivamente, de tal forma que, a cada incremento de -20 dB/década, el ángulo de fase se incrementará en -45° a ω_c .

Procedimiento de diseño

El circuito de la figura 9.23(a) es uno de los filtros pasa-bajas de uso más común. Produce atenuación de -40 dB/década; esto es, después de la frecuencia de corte, la magnitud de A_{CL} decrece 40 dB cuando ω aumenta a $10 \omega_c$, donde el amplificador

operacional se conecta para una ganancia unitaria en CD. Se incluye la resistencia R_f para la desviación de CD. Como el circuito del amplificador operacional básicamente es un seguidor de voltaje, el voltaje a través de C_1 es igual al voltaje de salida V_o .



(a) Filtro pasabajas de -40 dB/década.

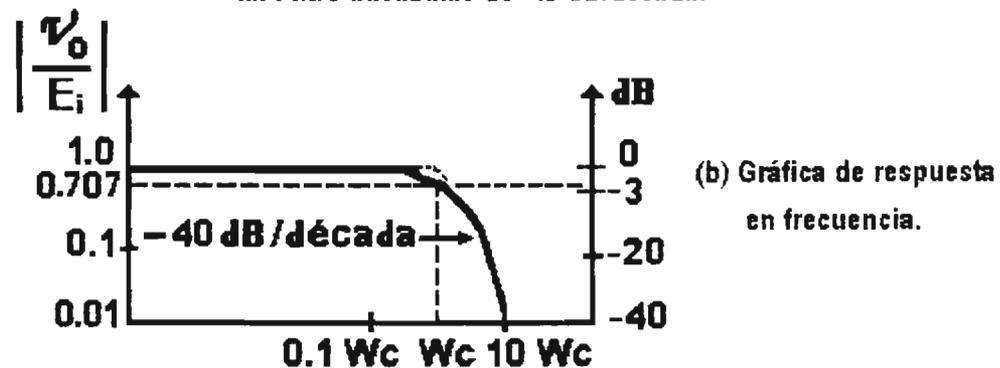


Figura 9.23. Circuito y gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro pasa-bajas de 40 dB/década.

El diseño del filtro pasa-bajas de la figura 9.23 (a) se simplifica en gran medida al hacer las resistencias R_1 y R_2 iguales a R . tomando en cuenta esto, se puede diseñar el circuito en sólo cinco pasos

1. Se selecciona la frecuencia de corte ω_c o bien f_c .
2. Se escoge C_1 ; seleccionando un valor adecuado entre 100pF y 0.1 μ F.
3. Hacer $C_2 = 2C_1$.
4. Calcular

$$R = \frac{0.707}{\omega_c C} \quad 9.22$$

5. Seleccionar $R_f = 2R$.

Filtros Butterworth pasa-altas

Un filtro pasa-altas es un circuito que atenúa todas las señales debajo de una frecuencia de corte ω_c específica y deja pasar todas las señales cuyas frecuencias están arriba de las frecuencias de corte. En consecuencia, el filtro pasa-altas realiza la función opuesta al pasa-bajas.

El ángulo de fase para un circuito de 20 dB/década es $+45^\circ$ a ω_c . El ángulo de fase a la frecuencia de corte aumenta $+45^\circ$ por cada aumento de 20 dB/década. En este trabajo, el diseño de filtros pasa-altas será similar al de los pasa-bajas. De hecho la única diferencia es la posición de los capacitores y resistencias de filtrado.

Diseño del filtro 20dB/década

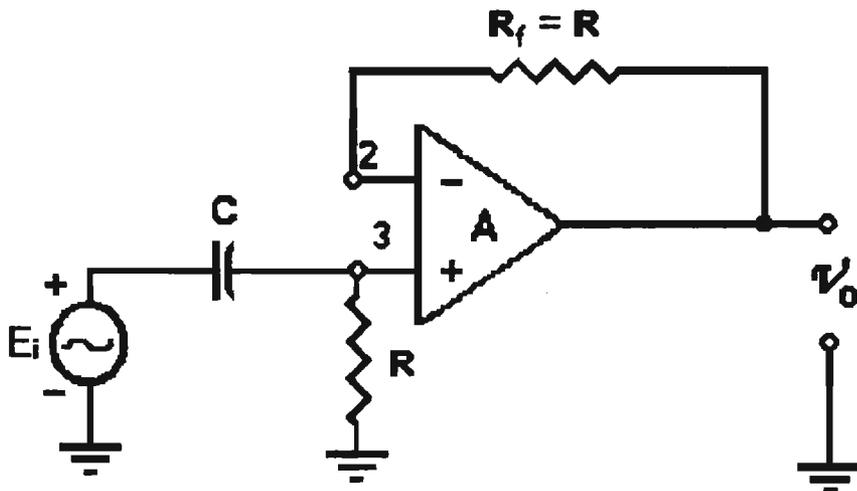


Figura 9.24(a). Filtro pasa-altas.

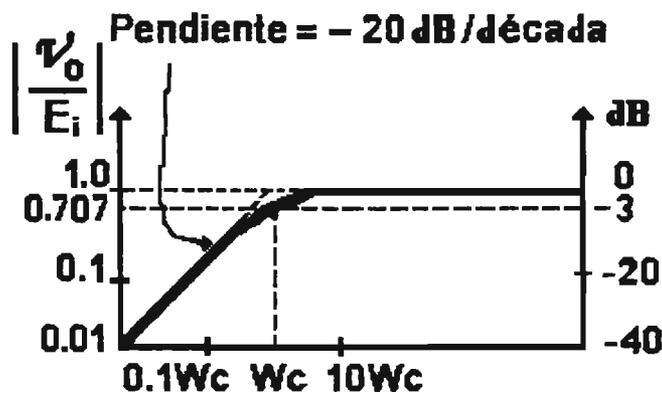


Figura 9.24(b). Gráfica de respuesta en frecuencia.

Comparando el filtro pasa-altas en la figura 9.24(a) con el pasa-bajas de la figura 9.22(a) se observa que C y R están intercambiados. La resistencia de retroalimentación R_f se incluye para minimizar la desviación de CD. Ya que el amplificador operacional está

conectado como un seguidor de ganancia unitaria en la figura 9.24(a). el voltaje de salida V_0 iguala el voltaje a través de R y se expresa por

$$V_0 = \frac{1}{1 - j(1 - \omega RC)} Ei \quad 9.23$$

cuando ω se aproxima a 0 rad/s en la ecuación 9.23, V_0 se aproxima a 0 V. a frecuencias altas, conforme ω se aproxima a infinito, V_0 se hace igual a Ei dado que el filtro no es un sistema ideal, la respuesta en frecuencia tampoco lo es, como se muestra en la figura 9.24(b). La magnitud de la ganancia en lazo cerrado es igual a 0.707 cuando $\omega RC = 1$. por tanto, la frecuencia de corte ω_c está dada por

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c \quad 9.24(a)$$

o bien

$$R = \frac{1}{\omega_c C} = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad 9.24(b)$$

la razón para despejar R y no C en la ecuación 9.24(b) es que es más fácil ajustar R que C. Los pasos necesarios para el diseño del circuito de la figura 9.24(a) son los siguientes:

1. Escoja la frecuencia de corte, ω_c o f_c .
2. Elija un valor conveniente de C. por lo general entre 0.001 y 0.1 μF .
3. Calcule R mediante la ecuación 9.24(b).
4. Escoja $R_f = R$.

Filtro de 40 dB/década

El circuito en la figura 9.25(a) va a diseñarse como filtro Butterworth pasa-altas con atenuación de 40 dB/década debajo de la frecuencia de corte, ω_c . Para satisfacer los criterios de Butterworth, la respuesta en frecuencia debe ser 0.707 a ω_c y estar a 0 dB en la pasa-banda. Estas condiciones cumplirán si se sigue el procedimiento de diseño que se presenta a continuación:

1. Escoja una frecuencia de corte, ω_c o f_c .
2. haga $C_1 = C_2 = C$ y elija un valor conveniente.
3. Calcule R_1 mediante $R_1 = \frac{1.414}{\omega_c C}$
4. Elija $R_2 = \frac{1}{2}R_1$.
5. Para minimizar la CD desviada, haga $R_f = R_1$.

9.25

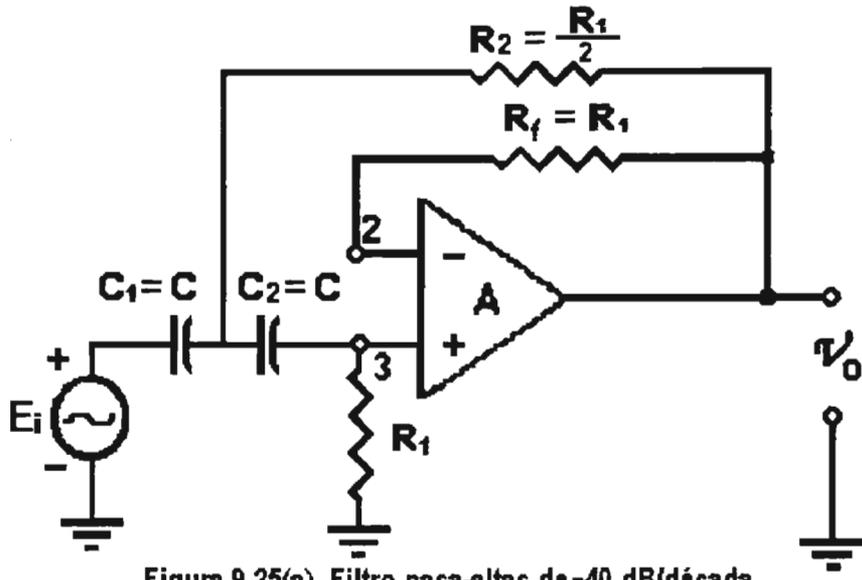


Figura 9.25(a). Filtro pasa-altas de -40 dB/década.

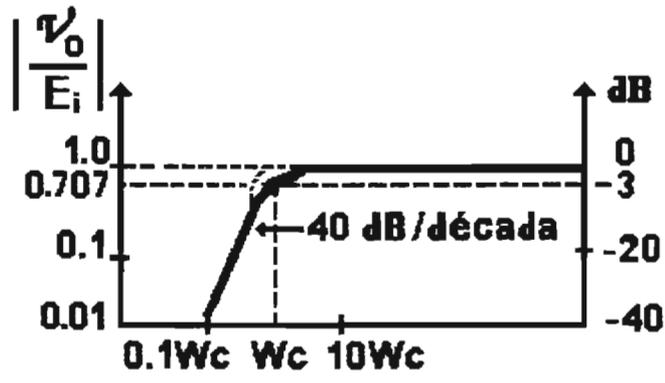


Figura 9.25(b). Gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro pasa-altas de 40 dB/década.

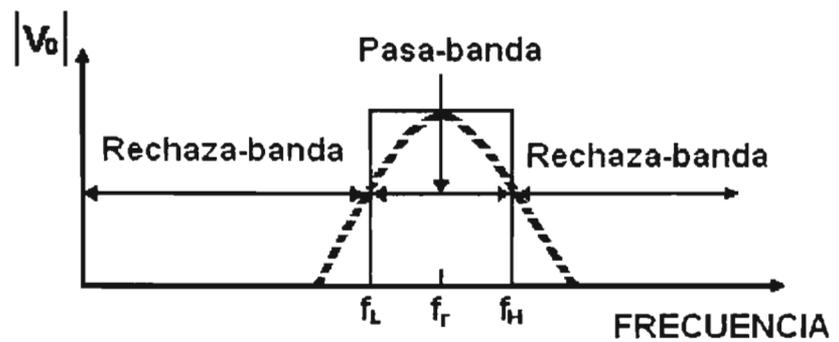


Figura 9.26. Gráfica de la magnitud del voltaje de salida de un filtro pasa-banda, en función de la frecuencia.

Filtros pasa-banda

Un filtro pasa-banda es un selector de frecuencia. Permite seleccionar o pasar únicamente una banda particular de frecuencias de entre que las que pueden estar presentes en un circuito. En la figura 9.26 se muestra su respuesta normalizada en frecuencia. Este tipo de filtro posee una ganancia máxima a una frecuencia resonante f_r . Hay una frecuencia por debajo de f_r en la que la ganancia cae a 0.707, es la frecuencia inferior de corte, f_L . En la frecuencia de corte mayor, f_H , la ganancia también es igual a 0.707.

El intervalo de frecuencias entre f_L y f_H recibe el nombre de ancho de banda B o bien:

$$B = f_H - f_L \quad 9.26$$

El ancho de banda no está exactamente centrado en la frecuencia de resonancia. Cuando se conocen los valores de f_L y f_H , la frecuencia de resonancia se puede obtener a partir de

$$f_r = \sqrt{f_L f_H} \quad 9.27$$

si se conoce la frecuencia de resonancia, f_r y el ancho de banda B , es posible calcular las frecuencias de corte mediante

$$f_L = \sqrt{\frac{B^2}{4} + f_r^2} - \frac{B}{2} \quad 9.28$$

$$f_H = f_L + B \quad 9.29$$

Factor de calidad: se define como la relación entre la frecuencia de resonancia y el ancho de banda es decir

$$Q = \frac{f_r}{B} \quad 9.30$$

Q es una medida de selectividad del filtro pasa-banda. Un Q alto indica que el filtro selecciona una banda de frecuencias más pequeña es decir más selectivo.

Diseño del filtro

Cuando la salida de un circuito está conectada en serie con la entrada de un segundo circuito, se dice que están conectados en etapas de ganancia. La figura 9.27(a) muestra en su primera etapa un filtro pasa-bajas, cuya salida se encuentra conectada a la entrada de un pasa-altas. Este par de filtros activos, conectados en cascada, constituyen un filtro pasa-banda.

Es importante considerar que por las condiciones de diseño, las frecuencias de corte de las secciones pasa-altas y pasa-bajas no deben traslaparse y ambas deben tener la misma ganancia en la banda de paso. Más aún, la frecuencia de corte del filtro pasa-bajas debe ser 10 o más veces la frecuencia de corte del filtro pasa-altas.

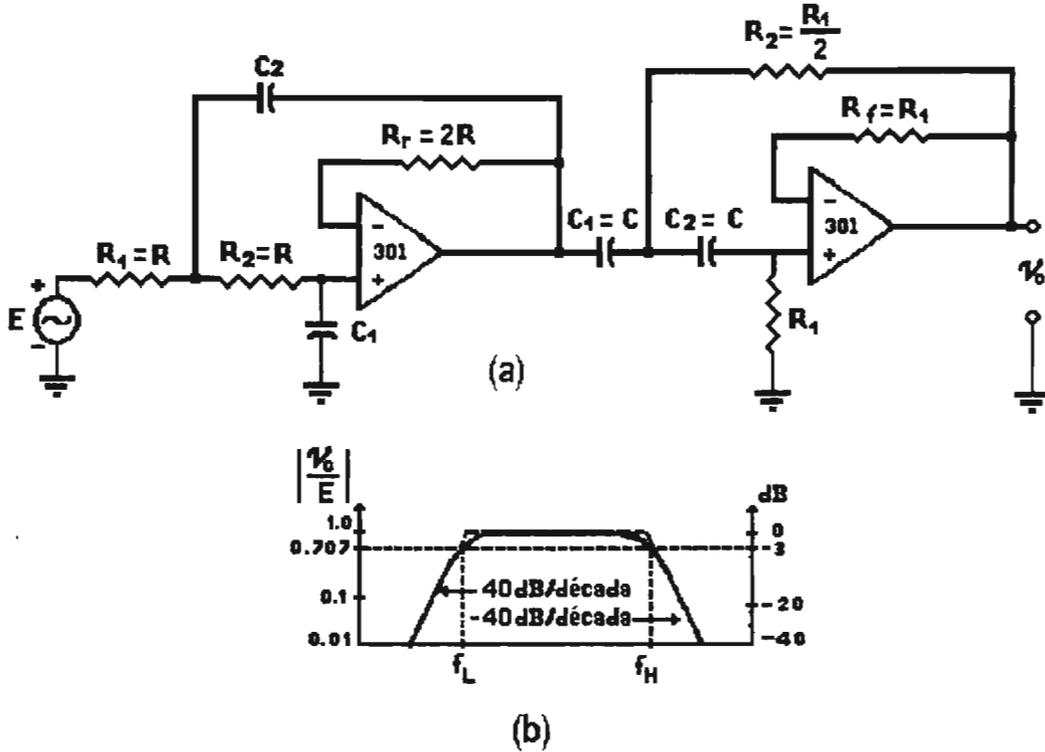


Figura 9.27. Circuito y gráfica de respuesta en frecuencia para un filtro pasa-banda.

Los filtros pasa-banda diseñados de esta manera poseen las siguientes características:

1. La frecuencia de corte inferior f_L queda determinada sólo por el filtro pasa-altas.
2. La frecuencia de corte superior f_H queda establecida sólo por el filtro pasa-bajas.
3. La ganancia será máxima a la frecuencia de resonancia f_r igual a la ganancia de la banda de paso.

Filtro pasa-banda de banda angosta

Un circuito de este tipo emplea únicamente un amplificador operacional, como se muestra en la figura 9.28(a). la resistencia de entrada del filtro queda establecida aproximadamente con la resistencia r . si se coloca una resistencia de retroalimentación $2R$, de modo que sea el doble de la resistencia de entrada R , la ganancia máxima del filtro será 1 o 0 dB en la frecuencia de resonancia f_r . Ajustando R_r es posible cambiar o realizar el ajuste fino de la frecuencia de resonancia, sin modificar el ancho de banda o la ganancia.

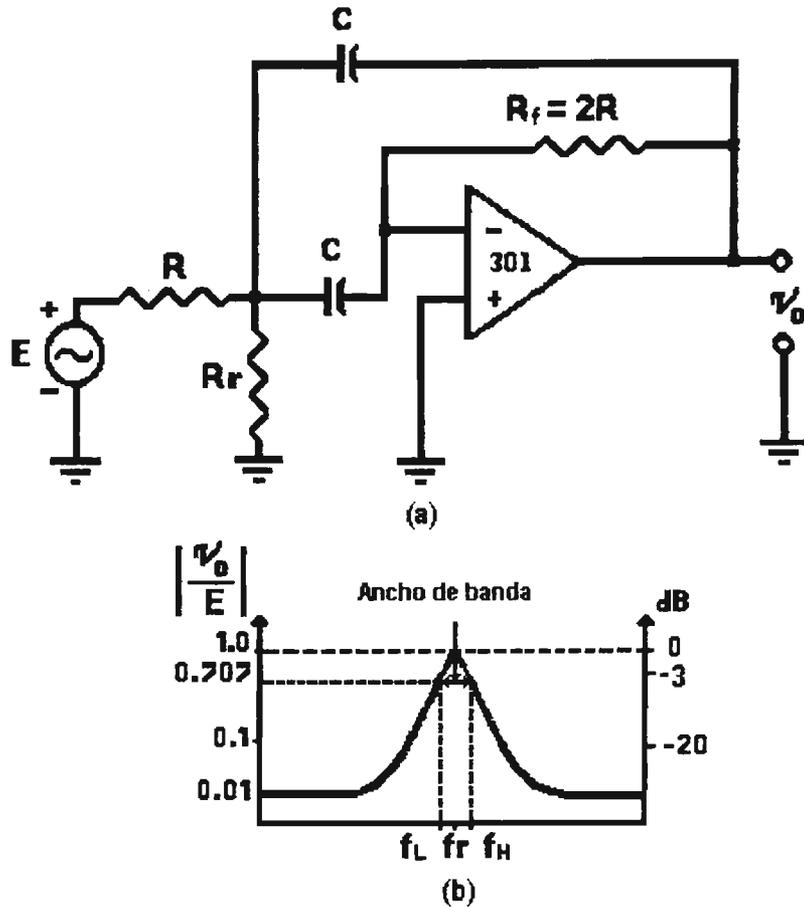


Figura 9.28. Circuito y gráfica de respuesta en frecuencia de un filtro pasa-banda estrecha.

El funcionamiento de este tipo de filtro con ganancia unitaria se determina con unas sencillas ecuaciones. El ancho de banda B en Hz se determina con la resistencia R y dos capacitores iguales C , mediante la siguiente expresión:

$$B = \frac{0.1591}{RC} \quad 9.31$$

Donde:

$$B = \frac{fr}{Q} \quad 9.32$$

La ganancia tiene un máximo de 1 en la frecuencia de resonancia fr , a condición de que la resistencia de retroalimentación R_f tenga el doble del valor de la resistencia de entrada.

La frecuencia de resonancia fr queda determinada por la resistencia R_r , de acuerdo con la siguiente expresión:

$$R_r = \frac{R}{2Q^2 - 1} \quad 9.33$$

De esta forma, cuando se conocen los valores de los componentes del circuito, la frecuencia de resonancia se calcula de la siguiente manera:

$$f_r = \frac{0.1125}{RC} \sqrt{1 + \frac{R}{Rr}} \quad 9.34$$

Filtro rechaza-banda

Es un circuito que permite el paso de frecuencias que se encuentren fuera de una banda establecida, es decir, tiene una función inversa a la del filtro pasa-banda. La figura 9.29 muestra la gráfica en frecuencia de este circuito.

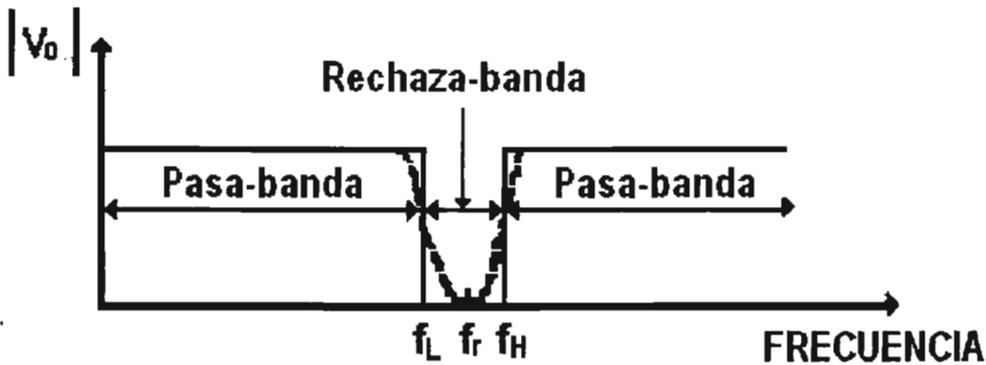


Figura 9.29. Gráfica de la magnitud del voltaje de la salida del filtro rechaza-banda, en función de la frecuencia.

En amplificaciones donde es preciso amplificar señales de bajo nivel, puede haber una o más señales de ruido indeseable. Ejemplo de ello son las frecuencias de 50, 60, o 400 Hz provenientes de las líneas de potencia, frecuencias de 120 Hz provocadas por los rectificadores de onda completa e incluso frecuencias más altas procedentes de fuentes de potencia reguladas de tipo conmutado o bien osciladores de reloj.

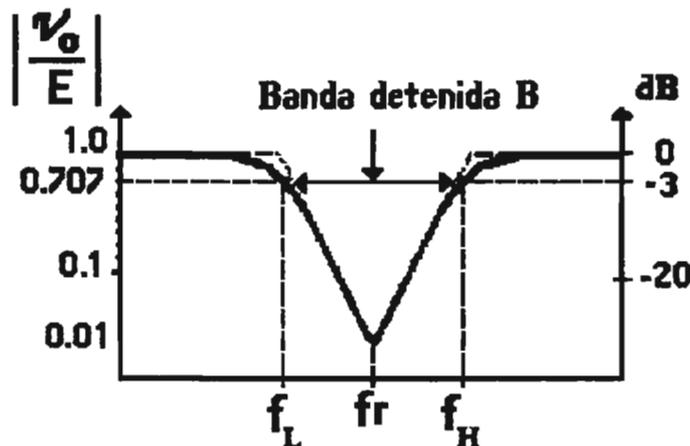


Figura 9.30. Un filtro de muesca que transmite las frecuencias en la banda pasante y rechaza las frecuencias indeseables en la banda detenida.

En este trabajo se verá la forma particular del filtro rechaza-banda que se denomina filtro tipo muesca, se llama así por la forma de su curva de respuesta en frecuencia (figura 9.30). las frecuencias indeseables quedan atenuadas en la banda de detención B. Las frecuencias deseadas son transmitidas en la pasa-banda que está a ambos lados de la muesca. Casi siempre, los filtros de muesca tienen una ganancia unitaria en la banda de paso de 0 dB. Las ecuaciones para Q, B, f_L , f_H y f_r son idénticas a las del filtro pasa-banda asociado.

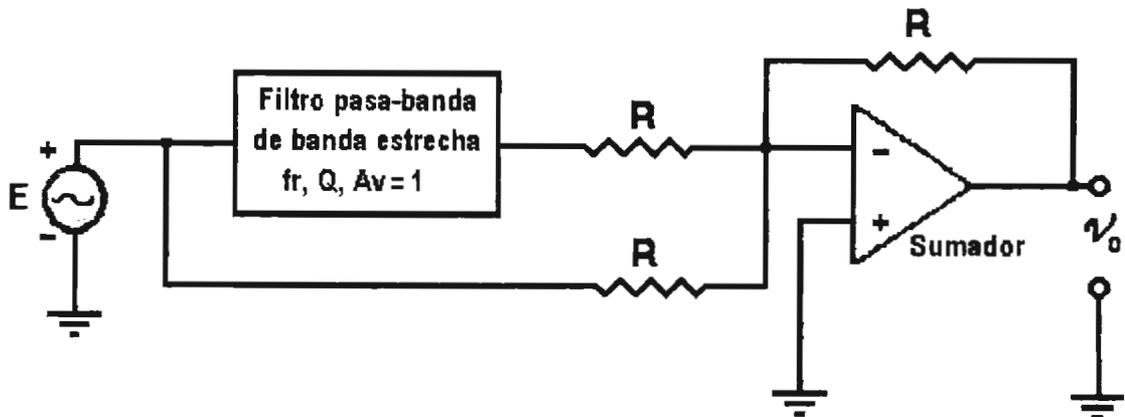


Figura 9.31. Construcción de un filtro de muesca a partir de un sumador y un filtro rechaza-banda.

Diseño del filtro

Como se muestra en la figura 9.31, para construir un filtro de muesca, a la señal original se le resta la salida de un filtro pasa-banda. De esta manera, para las frecuencias del filtro de muesca en la pasa-banda, la salida de la sección del filtro pasa-banda se aproxima a 0 dB. El procedimiento para construir este tipo de filtro se realiza en dos pasos:

1. Se construye un filtro pasa-banda que tenga la misma frecuencia de resonancia, el mismo ancho de banda y en consecuencia el mismo Q que el filtro de muesca.
2. Se conecta el sumador inversor de la figura 9.32 seleccionando las resistencias iguales a R. en general, $R = 10 \text{ k}\Omega$.

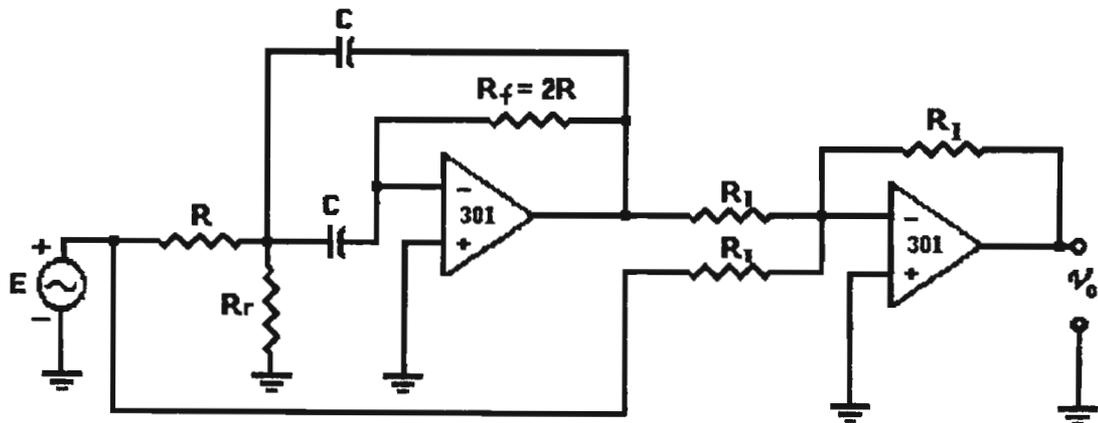


Figura 9.32. Diseño de un filtro de muesca con dos amplificadores operacionales. Se emplea un filtro pasa-banda de banda estrecha.

Conversión digital analógica y analógica digital

Los sistemas digitales realizan todas sus operaciones internas en binario o bien algún tipo de código binario. Cualquier información que vaya a introducirse en un sistema digital debe ponerse en forma binaria antes de que pueda ser procesado por los circuitos digitales. Por otro lado, las salidas de un sistema digital están en algún tipo de código binario y con frecuencia deben convertirse en una forma diferente según la forma en la que vayan a utilizar las salidas.

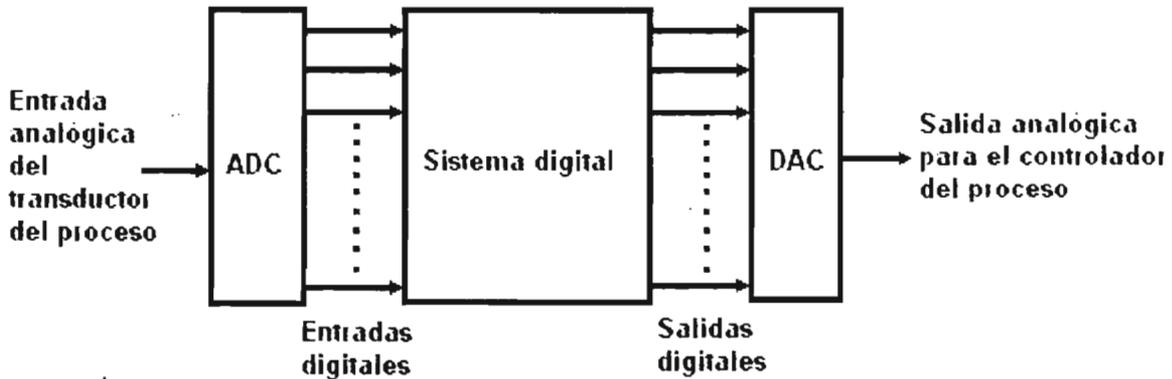


Figura 9.33. El ADC y el DAC se utilizan para sincronizar un sistema puramente digital con el mundo analógico exterior.

Muchos dispositivos se usan en los lados de entrada y/o salida de los sistemas digitales para servir como vínculo de comunicaciones con el mundo externo (figura 9.33). Los dispositivos E/S relacionados en el proceso ofrecen el medio por el cual un sistema digital monitorea y controla un proceso físico. En el lado de la entrada, las dimensiones de los parámetros del proceso que son analógicos por naturaleza son generalmente transducidos (convertidos a un voltaje o corriente eléctrica proporcional) y enviados a un convertidor de analógico a digital, ADC, el cual convierte la cantidad analógica en una representación digital correspondiente. Algunos parámetros del proceso ya son digitales por naturaleza pero deben cambiarse a la forma adecuada para el sistema digital.

Los dispositivos de salida relativos a un proceso traducen las salidas del sistema digital en las señales adecuadas de activación que se necesitan para controlar dicho proceso. Estas señales de activación podrían consistir simplemente en abrir y cerrar contactos de interruptores o pulsaciones de un motor de etapas. Sin embargo, muchas veces la señal activadora que se requiere debe ser analógica por naturaleza, como es el caso de un voltaje para controlar la velocidad de un motor de CD. En estos casos, se requiere de un convertidor de digital a analógico, para convertir la salida del sistema digital en la forma analógica que se pide. Por lo tanto, se observa que los ADC y los DAC funcionan como interfase entre un sistema o dispositivo completamente digital y el mundo analógico externo.

Conversión de digital a analógico

Las dos operaciones E/S relativas a un proceso con la mayor importancia son la conversión de digital a analógico (D/A) y la conversión de analógico a digital (A/D). Ya que muchos métodos de conversión A/D utilizan el proceso de conversión D/A, se examinará primero la conversión D/A.

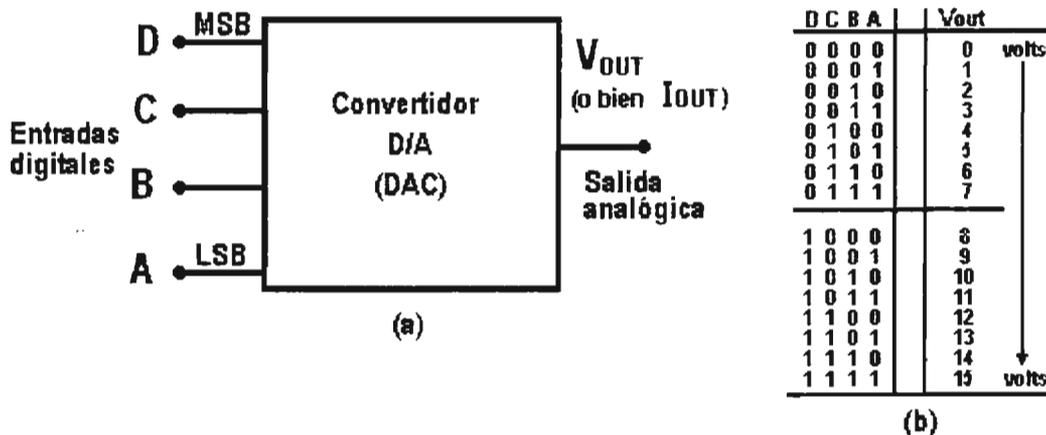


Figura 9.34. Convertidor D/A de 4 bits con salida de voltaje.

Básicamente la conversión D/A es el proceso de tomar un valor representado en código digital (como binario directo o BCD) y convertirlo en un voltaje o corriente que sea proporcional al valor digital. Este voltaje o corriente es una cantidad analógica, ya que puede tomar diferentes valores de cierto intervalo. La figura 9.34(a) muestra el diagrama a bloques de un convertidor D/A común de 4 bits.

Las entradas digitales D; C; B y A se derivan generalmente del registro de salida de un sistema digital. Los $2^4 = 16$ diferentes números binarios representados por estos 4 bits se enlistan en la figura 9.34(b). Por cada número de entrada, el voltaje de salida del convertidor D/A es un valor distinto. De hecho, el voltaje de salida analógico V_{OUT} es igual en Volts al número binario. También podría tener dos veces el número binario o algún otro factor de proporcionalidad. La misma idea sería aplicable si la salida del D/A fuese la corriente I_{OUT} .

Para el DAC de la figura 9.34 se debe observar que cada entrada digital contribuye con una cantidad diferente de salida analógica. Esto se puede apreciar fácilmente si se examinan los casos donde sólo una entrada es ALTA:

D	C	B	A	V_{OUT} (V)
0	0	0	1	→ 1
0	0	1	0	→ 2
0	1	0	0	→ 4
1	0	0	0	→ 8

A las contribuciones de cada entrada digital se les asignan valores según su posición en el número binario. Por lo tanto, A, que es el LSB, tiene un valor de 1 V. B tiene un valor de 2 V. C de 4 V y D, el MSB, tiene el mayor, 8 V. los valores se duplican sucesivamente por cada bit, comenzando con el LSB. Por consiguiente, podemos considerar a V_{OUT} como la suma con valor de las entradas digitales. Por ejemplo, para hallar V_{OUT} para la entrada digital 0111 podemos señalar dos valores a los bits C, B, y A con el fin de obtener $4\text{ V} + 2\text{ V} + 1\text{ V} = 7\text{ V}$.

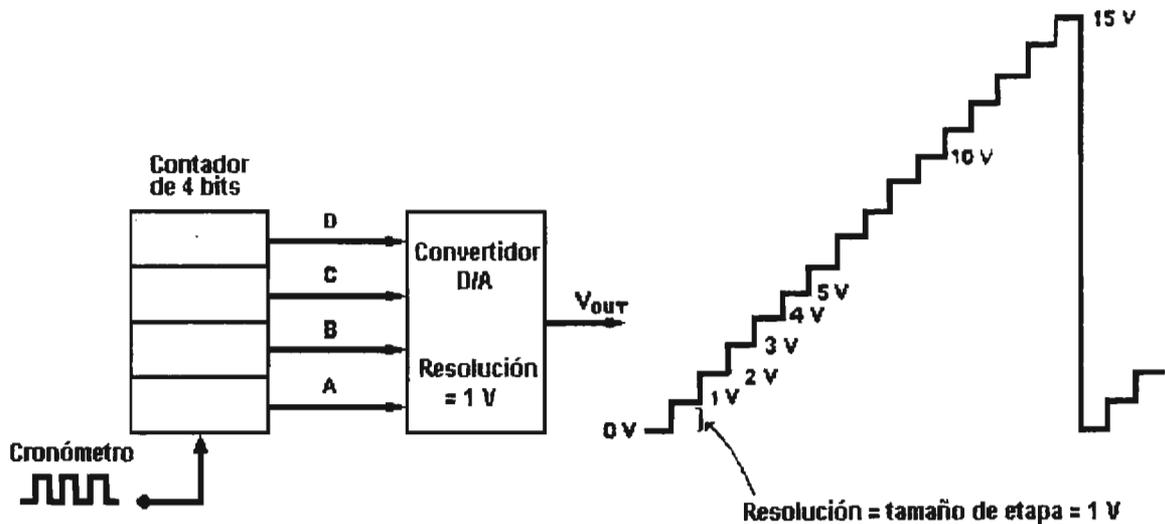


Figura 9.35. Formas de onda de salida del convertidor A/D cuando las entradas son obtenidas de un contador binario.

La resolución (tamaño de la etapa) de un convertidor D/A se define como la menor variación que puede ocurrir en la salida analógica como resultado de un cambio en la entrada digital. Haciendo referencia a la tabla de la figura 9.34(b), se puede observar que la resolución es 1 V, puesto que V_{OUT} puede variar en no menos que 1 V cuando cambie el código de entrada. La resolución siempre es igual al valor del LSB y también se le conoce como tamaño de etapa, ya que es la cantidad V_{OUT} que variará cuando el código de entrada pase de una etapa a la siguiente. Esto se ilustra de manera más gráfica en la figura 9.35, donde las entradas digitales están derivando de las salidas de un contador binario de 4 bits.

El contador es llevado continuamente a través de 16 estados por la entrada del cronómetro. La forma de onda en la salida D/A es una escalinata repetitiva que llega hasta 1 V por etapa cuando el contador avanza de 0000 a 1111. cuando el contador regresa a 0000, la salida D/A retorna a 0 V. la resolución o tamaño de etapa es la dimensión de los saltos en la forma de onda de escalinata.

Aunque la resolución puede expresarse como la cantidad de voltaje o corriente por etapa, resulta más útil expresarla como un porcentaje de la salida de escala completa. Para ilustrar lo antes dicho, el convertidor D/A de la figura 9.34 tiene una salida de escala completa máxima de 15 V (cuando la entrada digital es 1111). El tamaño de la etapa es 1 V, lo cual da una resolución porcentual de

$$\begin{aligned} \text{resolución porcentual} &= \frac{\text{tamaño de etapa}}{\text{escala total (F.S)}} \times 100\% \\ &= \frac{1V}{15V} \times 100\% = 6.67\% \end{aligned} \quad 9.35$$

este ejemplo ayuda a ilustrar como la resolución porcentual se hace menor cuando el número de bits de entrada se incrementa. En realidad, la resolución porcentual puede calcularse asimismo a partir de

$$\text{resolución porcentual} = \frac{1}{\text{número total de etapas}} \times 100\% \quad 9.36$$

para un código binario de N bits, el número total de etapas es de $2^N - 1$. por lo tanto, en el ejemplo anterior,

$$\begin{aligned} \text{resolución porcentual} &= \frac{1}{2^{10} - 1} \times 100\% \\ &= \frac{1}{1023} \times 100\% \\ &\approx 0.1\% \end{aligned}$$

esto significa que es sólo el número de bits el que determina la resolución porcentual. Si se incrementa el número de bits, aumenta el número de etapas hasta llegar a la escala completa, de manera que cada etapa sea una parte menor del voltaje de escala completa. Muchos fabricantes de DAC especifican la resolución como el número de bits.

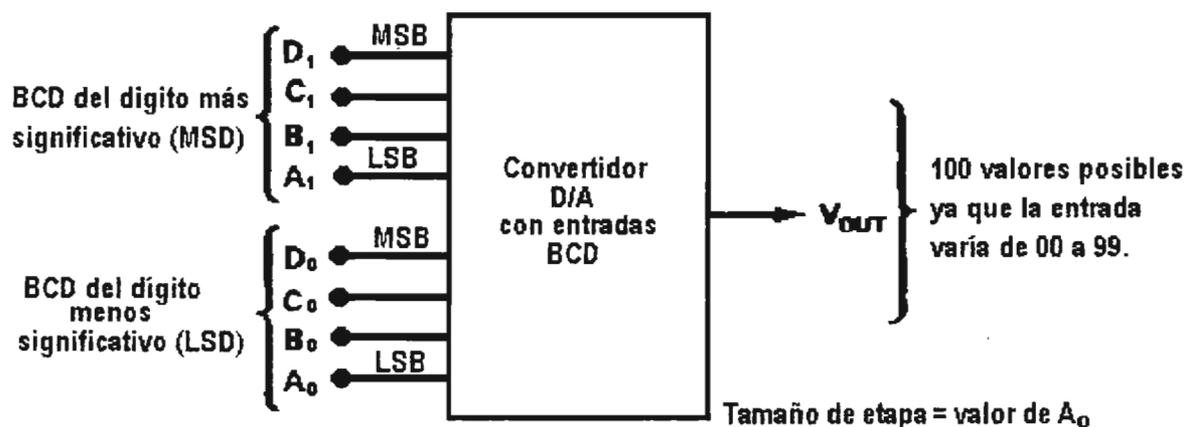


Figura 9.36. Convertidor D/A que utiliza código de entrada BCD.

Código de entrada BCD: Los convertidores D/A que hemos considerado hasta ahora han hecho uso de un código de entrada binario. Muchos convertidores D/A utilizan un código de entrada BCD donde se emplean grupos de código de 4 bits por cada dígito decimal. La figura 9.36 muestra el diagrama de un convertidor de 8 bits (dos dígitos) de este tipo. Cada grupo de código de 4 bits puede variar de 0000 a 1001, de manera que las entradas BCD

representan cualquier número decimal de 00 a 99. dentro de cada grupo de código los valores de los diferentes bits que el código binario, pero los valores del grupo son diferentes por un factor de 10. Por ejemplo, A_0 , el LSB del dígito menos significativo (LSD), podría tener un valor de 0.1 V. por lo tanto, B_0 , C_0 y D_0 serían 0.2, 0.4 y 0.8 V, respectivamente. El valor de A_1 , el LSB del MSD, sería 1 V (10 veces A_0). Análogamente, B_1 , C_1 y D_1 serían 2, 4 y 8 V, respectivamente.

DAC multiplicativos

Muchos DAC requieren de una fuente de voltaje de referencia que se usa internamente para ayudar en la generación de la salida analógica. En algunos DAC este voltaje de referencia tiene que ser un valor y exacto a fin de producir una salida exacta. En otros tipos de voltaje de referencia puede en realidad ser variable y aún cambiar polaridades. Este último tipo de DAC se llama DAC multiplicativo ya que la salida es el producto de la entrada binaria y el voltaje de referencia.

Un DAC multiplicativo se puede usar para multiplicar un voltaje analógico (V_{REF}) por un valor binario para producir una salida analógica. Algunos DAC multiplicativos permiten que V_{REF} sea de cualquier polaridad. A estos se les llama DAC multiplicativos de dos cuadrantes. Algunos DAC permiten asimismo que la entrada binaria sea de cualquier polaridad utilizando el MSB como un bit del signo. A estos se les llama DAC multiplicativos de cuatro cuadrantes.

Especificaciones DAC

Se dispone de una amplia variedad de DAC como circuitos integrados o bien como paquetes encapsulados autocontenidos. Uno debe estar familiarizado con las especificaciones más importantes de los fabricantes a fin de evaluar un DAC en una determinada aplicación.

Resolución: Como se mencionó antes, la resolución porcentual de un DAC depende únicamente del número de bits. Por esta razón, los fabricantes por lo general especifican una resolución de DAC como el número de bits. Un DAC de 10 bits tiene una resolución más sensible (mayor exactitud) que uno de 8 bits.

Precisión: Los fabricantes de DAC tienen varias formas de especificar la precisión o exactitud. Las dos más comunes se les llama error de escala completa y error de linealidad, que normalmente se expresan como un porcentaje de la salida de escala completa del convertidor (%F.S.).

El error de escala completa es la máxima desviación de la salida del DAC que su valor estimado (teórico). Algunos de los DAC más precisos tienen errores de escala completa y de linealidad en el intervalo de 0.001 – 0.1%.

Tiempo de respuesta: La velocidad de operación de un DAC se especifica como tiempo de respuesta, que es el tiempo que se requiere para que la salida pase de cero a escala completa cuando la entrada binaria cambia de todos los ceros a todos los unos. Los valores comunes del tiempo de respuesta variarán de 50 ns a 10 μ s. En general, los DAC con salida de corriente tendrán tiempos de respuesta más breves que aquellos con una salida de voltaje. Por ejemplo, el DAC 1280 puede operar como salida de corriente o bien de voltaje.. su tiempo de respuesta a su salida es de 300 ns cuando se utiliza salida de corriente y 2.5 μ s cuando se emplea salida de voltaje. La razón principal de esta diferencia es el tiempo de respuesta del amp-ab que se utiliza como convertidor de corriente en voltaje.

Voltaje de balance: En teoría, la salida de un DAC será cero volts cuando la entrada binaria es todos los ceros. En la práctica, habrá un voltaje de salida pequeño producido por el error de desbalance del amp-ab. Este desplazamiento es comúnmente 0.05% F.S. Casi todos los DAC con voltaje tendrán una capacidad de ajuste de balance externo que nos permitirá eliminar el error de desbalance.

Aplicaciones DAC

Los DAC se utilizan siempre que la salida de un circuito digital tiene que ofrecer un voltaje o corriente analógico para impulsar o activar un dispositivo analógico. Algunas de las aplicaciones más comunes se describen a continuación.

Control: la salida (digital) de un sistema digital o una computadora puede convertirse en una señal de control analógica para ajustar la velocidad de un motor, la temperatura de un horno o bien para controlar casi cualquier variable física.

Análisis automático: Las computadoras y sistemas digitales pueden ser programadas para generar las señales analógicas (a través de un DAC) que se necesitan para analizar circuitos analógicos. La respuesta de salida analógica del circuito de prueba normalmente se convertirá en un valor digital por un ADC y se alimentará al sistema para ser almacenada, exhibida y algunas veces analizada.

Control de amplitud digital: Un DAC multiplicativo se puede utilizar para ajustar digitalmente la amplitud de una señal analógica. Recordemos que un DAC multiplicativo produce una salida que es el producto de un voltaje de referencia y la entrada binaria. Si el voltaje de referencia es una señal que varía con el tiempo, la salida del DAC seguirá esta señal, pero con una amplitud determinada por el código de entrada binario. Una aplicación normal de esto es el control de volumen digital, donde la salida de un circuito o computadora puede ajustar la amplitud de una señal de audio.

Convertidores A/D: Varios tipos de convertidores A/D utilizan DAC que son parte de sus circuitos. Esto se podrá observar en la siguiente sección.

Conversión de analógico a digital

Un convertidor A/D toma un voltaje de entrada analógico y después de cierto tiempo produce un código de salida digital que representa la entrada analógica. El proceso de conversión A/D es generalmente más complejo y largo que el proceso D/A, y se han creado y utilizado muchos métodos.

Varios tipos importantes de ADC utilizan un convertidor D/A como parte de sus circuitos. La figura 9.37 es un diagrama de bloques general para esta clase de ADC. La oportunidad para realizar la operación es ofrecida por la señal del cronómetro de entrada. La unidad de control contiene los circuitos lógicos para generar la secuencia de operaciones adecuada en respuesta al comando START, el cual inicia el proceso de conversión. El comparador tiene dos entradas analógicas y una salida digital que intercambia estados, según que entrada analógica sea mayor.

La operación básica de los convertidores A/D de este tipo consta de los pasos siguientes:

1. El comando START pasa a ALTO, dando inicio a la operación.
2. A una razón determinada por el cronómetro, la unidad de control modifica continuamente el número binario que está almacenado en el registro.
3. El número binario del registro es convertido en un voltaje analógico, $V_{A'}$ con la entrada analógica V_A . En tanto que $V_{A'} < V_A$, la salida del comparador permanece en ALTA. Cuando $V_{A'}$ excede de V_A por lo menos en una cantidad $= V_T$ (voltaje de umbral), la salida del comparador pasa a BAJA y suspende el proceso de modificación del número del registro, que es el equivalente digital de $V_{A'}$ es asimismo el equivalente digital de V_A , en los límites de la resolución y exactitud del sistema.

Las diversas variaciones de este esquema de conversión D/A difieren principalmente en la forma en que la sección de control modifica continuamente los números contenidos en el registro. De lo contrario, la idea básica es la misma, con el registro que contiene la salida digital requerida cuando se completa el proceso de conversión.

Convertidor A/D con rampa digital

Una de las versiones más simples del convertidor A/D general de la figura 9.37 hace uso de un contador binario como registro y permite que el cronómetro incremente al contador un paso a la vez hasta que $V_{A'} \geq V_A$. A este se le llama convertidor A/D con rampa digital ya que la forma de onda en $V_{A'}$ es una rampa que funciona paso por paso (en realidad una escalinata) como la que se mostró en la figura 9.35.

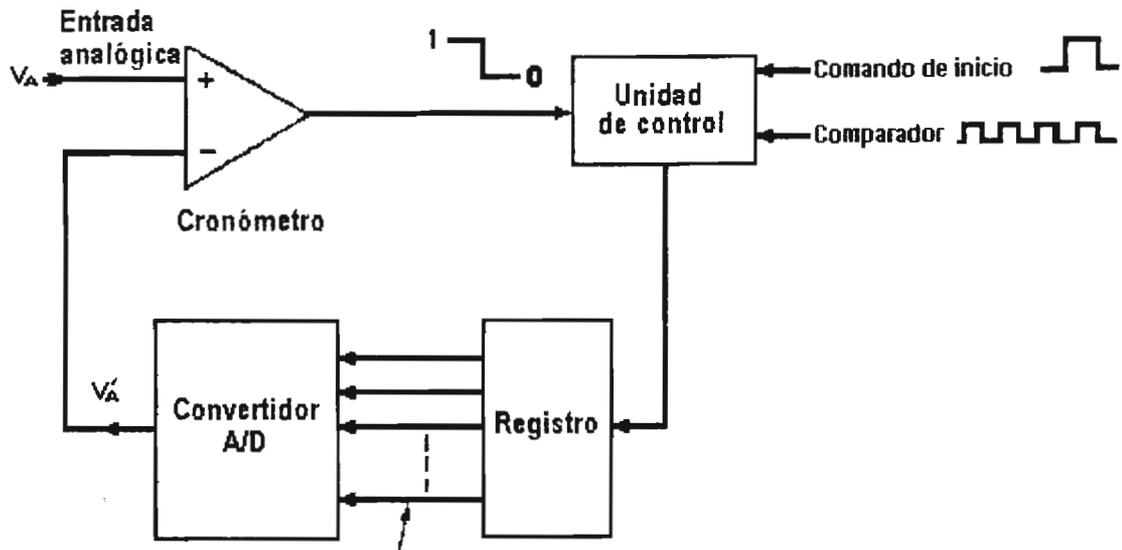


Figura 9.37. Diagrama general de una clase de convertidores A/D.

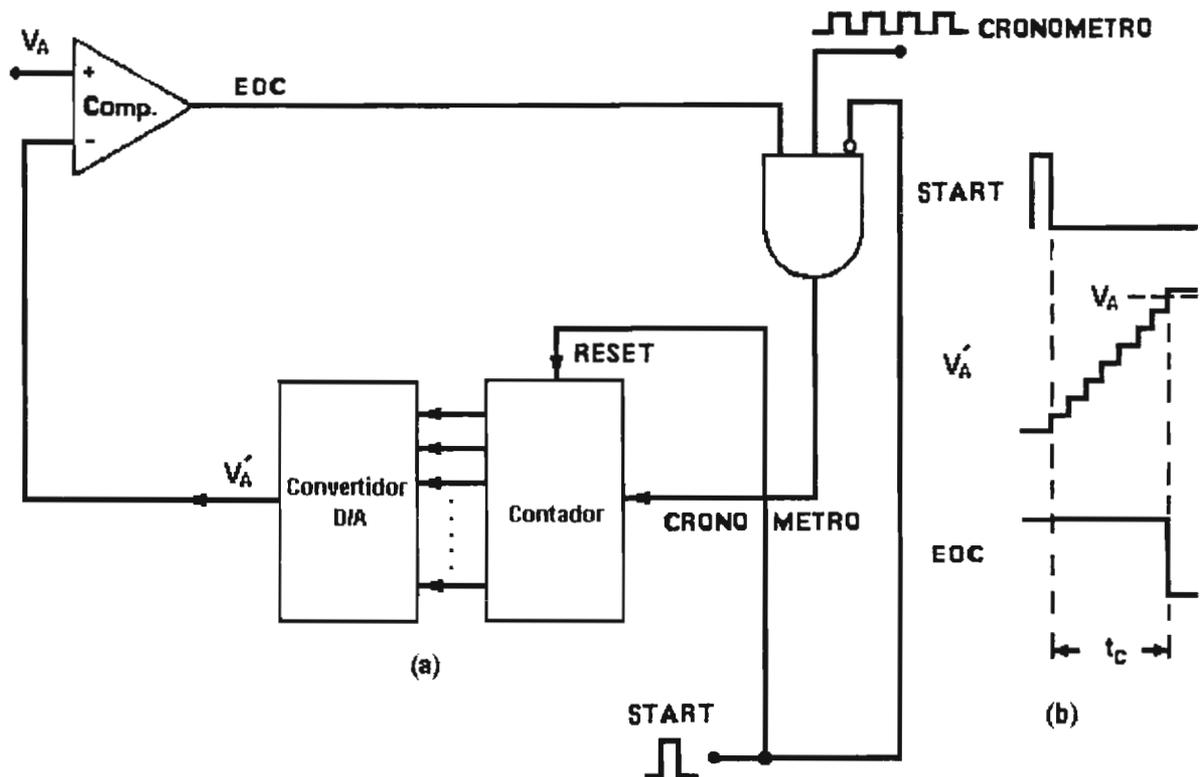


Figura 9.38. Convertidor A/D con rampa digital.

La figura 9.38 presenta el diagrama completo de un convertidor A/D con rampa digital. Su operación se efectúa como sigue:

1. Se aplica un pulso START positivo, el cual devuelve el contador a cero. También inhibe a la compuerta AND de manera que ningún pulso del cronómetro pase hacia el contador cuando el pulso START es ALTO.

2. Con el contador en cero, $V_A = 0$, de modo que la salida del comparador es ALTA (supóngase que V_A es algún voltaje positivo).
3. Cuando el pulso START retorna a BAJO, la compuerta AND es activada y se permite a los pulsos entrar en el contador.
4. A medida que el contador avanza, la salida V_A del D/A crece en etapas de voltaje iguales a su resolución.
5. Esto continúa hasta que V_A llega a una etapa que excede a V_A en una cantidad igual a V_T o mayor. En este punto, la salida del comparador pasa a BAJA, inhibiendo los pulsos que van al contador de manera que éste se haya detenido en un conteo que sea la representación digital deseada de V_A . El proceso de conversión ahora está completo. La transición de ALTA a BAJA en la salida del comparador señala el final de la conversión. A la señal a menudo se le llama EOC (fin de conversión).

Transmisión masiva de información (multiplexación)

Cuando las entradas analógicas de varias fuentes van a ser convertidas, se puede usar una técnica de selección de información de manera que un convertidor A/D pueda compartir su tiempo. El esquema básico se ilustra en la figura 9.39 para un sistema de adquisición de tres canales. Los interruptores S_1 , S_2 y S_3 sirven para cambiar cada señal lógica en forma secuencial para el convertidor A/D. Los circuitos de control controlan el funcionamiento de estos interruptores, los cuales son generalmente interruptores semiconductores, de manera que sólo uno de ellos esté cerrado a la vez. Los circuitos de control también generan la pulsación START para el ADC. La operación continúa en la forma siguiente:

1. El circuito de control cierra S_1 , que conecta V_{A1} a la entrada del ADC.
2. Se genera una pulsación START y el ADC convierte V_{A1} en su equivalente digital. S_1 permanece cerrado lo suficiente para permitir que se complete la conversión.
3. Las salidas del ADC que representan V_{A1} ahora pueden transferirse a otra localidad. En muchos casos esta localidad sería en la memoria de una computadora.
4. El circuito de control abre S_1 y cierra S_2 para conectar V_{A2} a la entrada del ADC.
5. Se repiten los pasos 2 y 3.
6. S_2 se abre y S_3 se cierra para conectar V_{A3} a la entrada del ADC.
7. Se repiten los pasos 2 y 3.

El reloj de selección controla la intensidad a la cual las señales analógicas son secuencialmente cambiadas en el ADC. La tasa máxima se determina por la demora de los interruptores y el tiempo de conversión del ADC. El tiempo de demora del interruptor puede ser minimizado utilizando interruptores semiconductores como los interruptores bilaterales CMOS. Puede necesitarse conectar un circuito de muestreo y contención en la entrada del ADC si las entradas analógicas cambian en forma significativa durante el momento de conversión del ADC.

Muchos ADC integrados contienen los circuitos de multiplexación en el mismo integrado como el ADC. Por ejemplo, el ADC 0808 puede multiplexar ocho entradas

analógicas diferentes en un ADC. Utiliza un código de entrada de selección de 3 bits para determinar qué entrada analógica se conecta al ADC.

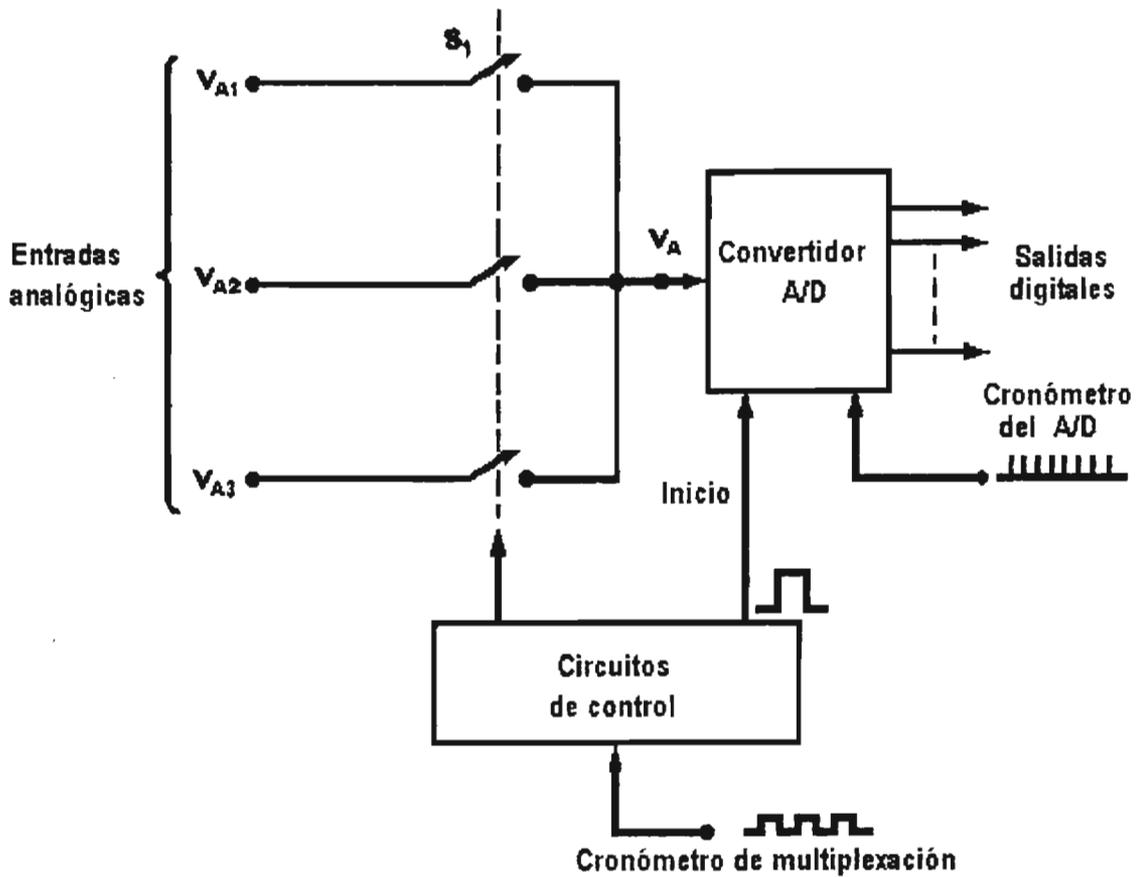


Figura 9.39. Conversión de varias entradas analógicas por multiplexación a través de un convertidor A/D.

Bibliografía

Caupolicán Muñoz Gamboa
Manual de instrumentación electrónica y biomédica
U.A.M. Iztapalapa. México. 1997.

Enrique Mandado
Sistemas electrónicos digitales
Alfaomega-marcombo. México. 1991.

José Mompín Poblet (coord.), Varios
Introducción a la bioingeniería
Marcombo. Serie mundo electrónico.

Geddes, L.A.
Principles of applied biomedical instrumentation
Wiley Interscience. New York. 1989.

Leslie Cronmwell
Biomedical instrumentation and measurements
Prentice-Hall, 1973.

Ma. Teresa García González
Potenciales bioeléctricos: origen y registro
U.A.M. Iztapalapa. México, 1998.

North American Dräger, Inc.
Narkomed biomedical advanced course 215
NAD educational services. Telford, Pennsylvania. 1994.

Rafael Sánchez López
Fundamentos y sistemas electrónicos para señales analógicas
Marcombo. México. 1988.

X SEGURIDAD ELÉCTRICA

Resumen

En este capítulo, se presentan temas muy importantes para garantizar la seguridad de los pacientes, usuarios e instalaciones. Aunque son muchas las medidas de seguridad que existen en los hospitales, la seguridad eléctrica es sin duda la más importante, debido a que los pacientes están en contacto con diversos aparatos constantemente y por lo tanto existe el riesgo de electrocución. El primer tema de este último capítulo explica el modelo físico del riesgo de electrocución. El riesgo de electrocución consiste en la posibilidad de circulación de una corriente eléctrica a través del cuerpo y surge cuando éste forma parte de un circuito eléctrico cerrado donde exista una diferencia de potencial.

Las corrientes eléctricas producen tres tipos de efectos en el cuerpo humano: Alteraciones funcionales por estimulación de células excitables, destrucción irreversible de tejidos por efecto joule y quemaduras químicas. En el tema, efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano, se explica lo relacionado a estas alteraciones. En el tema que se denomina, realización de la seguridad en el equipo, se plantea la forma de reducir el riesgo de electrocución en el diseño, utilización y mantenimiento, además, se explican las distintas clases de equipos definidas en las normas internacionales. Por último, se explica el tema realización de la seguridad eléctrica en la instalación. Como la incorporación en la seguridad de los equipos no es suficiente, especialmente ante la posibilidad de un microchoque, se requiere una instalación que tenga una estructura bien realizada y que cuente con dispositivos de seguridad y vigilancia. Ningún esfuerzo es suficiente si se tiene como objetivo garantizar la seguridad de los pacientes, operadores e instalaciones.

Introducción

La creciente disponibilidad de equipos eléctricos para diagnóstico, monitorización y terapia, plantea problemas de seguridad nuevos para los que la propia técnica ofrece soluciones. La comprensión de éstas es esencial en el diseño, fabricación, instalación, utilización y mantenimiento de la instrumentación médica, y afecta así, en mayor o menor grado a todas las áreas de la actividad dentro de la bioingeniería. En este apartado se ofrece una visión general de la problemática de la seguridad de la instrumentación.

El objetivo de la seguridad es reducir el riesgo para el paciente, el operador, el entorno, el equipo y/o la instalación. Los riesgos pueden ser debidos a las energías puestas en juego durante el funcionamiento normal o cuando el equipo presenta una falla y la interrupción del funcionamiento del mismo. La eliminación total de estos riesgos sería económicamente inviable, pero es posible reducirlos a niveles razonables de acuerdo con los beneficios esperados por el empleo de la tecnología que los origina.

El origen del riesgo puede ser eléctrico, por la interacción directa de las corrientes eléctricas con el cuerpo humano o a través de otras radiaciones generadas a partir de la

energía eléctrica; puede ser debido a fuerzas mecánicas: por ejemplo, caídas de equipos o sujeciones de pacientes inseguras; puede resultar de explosiones (en quirófano con anestésicos o productos de limpieza inflamables); puede ser debido a temperaturas excesivas o a condiciones ambientales; pueden producirlo las esterilizaciones defectuosas, los errores humanos en general, las averías de componentes, las fallas de alimentación, etc.

En la instrumentación médica, la situación puede venir agravada por alguna de las circunstancias siguientes: En primer lugar, el paciente suele ser muy sensible a determinadas formas de energía, porque la realización de una medida o un tratamiento pueden privarle de sus defensas naturales, como es el caso de un contacto eléctrico debajo de la piel. En segundo lugar, el personal médico puede estar sometido a exposiciones repetidas, en el caso de la radiología, de modo que una situación que en sí no encierra gran riesgo puede ser peligrosa si se repite frecuentemente. En tercer lugar, dado que el cuerpo humano representa una capacidad limitada de absorción de energía en todas sus formas, para cada acción no debe usarse más que la adecuada a la finalidad pretendida. Es por ello muy importante que el equipo indique correctamente la cantidad de energía que suministra.

Para alcanzar la seguridad eléctrica deseada es necesaria una o más de las siguientes acciones: incorporar protecciones en el equipo, emplear medidas suplementarias externas, y adoptar precauciones en la instalación o utilización. La forma exacta de estas acciones depende del tipo de riesgo que se desea reducir.

En este capítulo, se plantea la importancia que tiene la seguridad tanto de pacientes como de los usuarios, en especial la seguridad eléctrica, ya que es a la que más están expuestos por la conexión y operación de los equipos. Es decir, cuando existe la posibilidad de circulación de una corriente eléctrica a través del cuerpo humano, existe el riesgo de electrocución, cuando el cuerpo humano llega a formar parte un circuito eléctrico cerrado, es decir, donde exista una diferencia de potencial.

Los efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano, se manifiestan como alteraciones funcionales por estimulación de células excitables, destrucción irreversible de tejidos por el efecto Joule y quemaduras químicas, y las consecuencias dependen de las características del cuerpo humano y de la duración del paso de la corriente. Al efecto fisiológico producido se denomina choque eléctrico y depende de la intensidad de la corriente.

Para reducir el riesgo de electrocución, se requiere adoptar una serie de medidas en el diseño, operación y mantenimiento de los equipos. Cada forma de realizar la seguridad caracteriza a las distintas clases de equipos definidas en las normas internacionales como clase I, clase II, clase III y equipos con alimentación interna.

Un equipo clase I tiene como medida de protección, además del aislamiento básico, un medio para conectar a tierra todas sus partes conductoras accesibles, por medio del conductor de protección de la instalación eléctrica.

Un equipo se considera clase II, cuando su protección se basa en la presencia de un aislamiento doble o reforzado, además del aislamiento, sin necesidad de una puesta a tierra de seguridad.

En los equipos clase III, la seguridad se realiza a base de emplear un voltaje de alimentación pequeña, sin que se generen voltajes mayores en su interior.

Un equipo se considera de alimentación interna cuando no requiere una conexión a la red para su funcionamiento o bien cuando no puede funcionar si se conecta la fuente de alimentación interna a la red.

Los equipos clases I, II, III y con alimentación interna, que presentan un grado de protección contra los choques eléctricos adecuado se consideran equipos de clase B. Si tienen una parte aplicada al paciente flotante, se consideran BF. Se consideran de tipo H, a los equipos de clase I, II, III o con alimentación interna, que ofrezcan un grado de protección comparable al de los electrodomésticos.

En este capítulo, se da una explicación más amplia de estos equipos, también se explica brevemente la realización de la seguridad eléctrica en la instalación. Entendiéndose que, la instalación comprende al conjunto de conductores, interruptores, contactos, transformadores y todo lo necesario para suministrar de energía al equipo.

Modelo físico del riesgo de electrocución

El riesgo de electrocución consiste en la posibilidad de circulación de una corriente eléctrica a través del cuerpo humano. Surge cuando éste entra a formar parte de un circuito eléctrico cerrado, donde exista una diferencia de potencial. Las consecuencias de este riesgo dependen de las características del cuerpo humano y de la duración del paso de la corriente. El efecto fisiológico producido se denomina choque eléctrico y depende de la intensidad, mejor, de la intensidad de la corriente. Se habla de macrochoque cuando el contacto se produce con la superficie del cuerpo, mientras que si se trata de un contacto con el interior (bajo la piel), se habla de un microchoque.

En la figura 10.1, se presenta un modelo físico y su circuito equivalente, donde se señalan los parámetros que determinan la intensidad de la corriente de contacto (a través del cuerpo), cuando la fuente del riesgo es directamente la red de distribución eléctrica. Si se denomina Z_A a la impedancia de aislamiento, Z_{C1} y Z_{C2} a las impedancias de contacto, Z_H a la impedancia del cuerpo humano, Z_S a la impedancia del suelo, y Z_N a la toma de tierra del neutro, dicha corriente está dada por:

$$I = \frac{E_{red}}{Z_A + Z_{C1} + Z_H + Z_{C2} + Z_S + Z_N} \quad 10.1$$

A la frecuencia de 60 Hz, la impedancia del cuerpo humano, la del suelo y la de toma de tierra del neutro, son resistivas. Las de aislamiento y las de contacto dependen de la situación: un defecto franco reduce el aislamiento a una resistencia de pocos ohms,

mientras que si no hay contacto con el suelo Z_{C2} viene determinada por la capacidad cuerpo-tierra (100 pF a 1 nF).

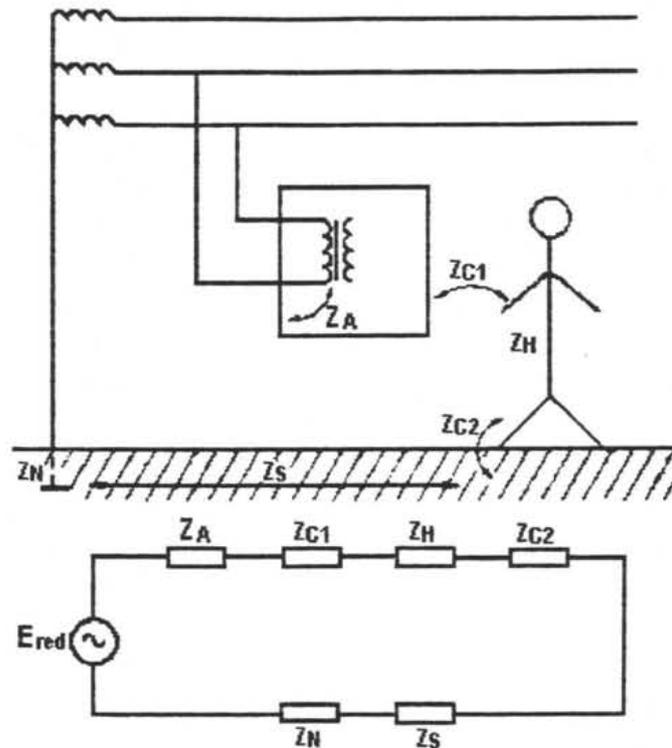


Figura 10.1. Modelo y circuito eléctrico equivalente para el riesgo de electrocución.

La resistencia del cuerpo humano no es constante sino depende de la trayectoria de la corriente, de la superficie de contacto, de la humedad de la piel, de la magnitud y frecuencia del voltaje, de la edad, del peso y también del estado fisiológico. En función del voltaje, los valores de la resistencia para la corriente continua y para corriente alterna hasta 100 Hz, con piel húmeda y para la trayectoria mano-mano o mano-pie son: 2500Ω a 25 V, que se reducen a 2000 y 1000Ω , a 50 V y 250 V respectivamente. El valor asintótico para voltajes mayores es de 650Ω .

Con la piel seca, los valores mínimos son del doble. También aumentan si el área de contacto es pequeña. Por el contrario, si la trayectoria no es a través de las extremidades, la resistencia es menor.

Si el contacto es con el interior del cuerpo (bajo la piel) la resistencia es mucho menor, incluso para voltajes muy pequeños. Esto se debe a que, mientras la piel sea aislante, el interior del cuerpo no lo es, debido a la presencia de los electrolitos. Se toma como valor límite 1000Ω , con independencia del voltaje. Hay que destacar que un contacto que inicialmente sea externo puede convertirse en interno si por una quemadura u otra causa se rompe la barrera que ofrece la piel.

Efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano

Las corrientes eléctricas producen tres tipos de efectos en el cuerpo humano:

- Alteraciones funcionales por estimulación de células excitables (tejidos nervioso y muscular).
- Destrucción irreversible de tejidos por efecto Joule.
- Quemaduras químicas.

Los dos primeros suelen ser los más graves, y no dependen del origen de las corrientes (por contacto o inducidas por campos eléctricos o magnéticos variables). Las quemaduras químicas se producen al reaccionar con la piel los electrolitos liberados por el paso de una corriente continua o de muy baja frecuencia (menos de 0.1 Hz). Para evitarlas hay que limitar su valor a $10 \mu\text{A}$.

En los tejidos excitables se ha encontrado experimentalmente que hay una relación entre la intensidad y la duración de la corriente necesarias para que se produzca la estimulación, y que varía según los tejidos. En la figura 10.2 se presenta un ejemplo. Se observa que el umbral para el nervio es mucho menor, por lo que en pocas ocasiones se produce la activación directa del músculo. Además, y a diferencia de lo que sucede en una contracción voluntaria, la activación de las diversas unidades motrices puede ser aquí sincrónica, resultando en contracciones mayores.

Se observa también que para estímulos cortos hace falta más corriente, y por ello al aumentar la frecuencia es mayor la amplitud necesaria para lograr la estimulación. Las peores frecuencias resultan ser precisamente las de 50-60 Hz. Por otra parte, por debajo de una intensidad mínima (denominada reobase) no hay estimulación aunque esté aplicada durante mucho tiempo. Por último, hay que destacar que el parámetro de interés no es el voltaje sino la intensidad de corriente, aunque, como el área de contacto puede ser muy variable, los límites se dan como valores de intensidad de corriente.

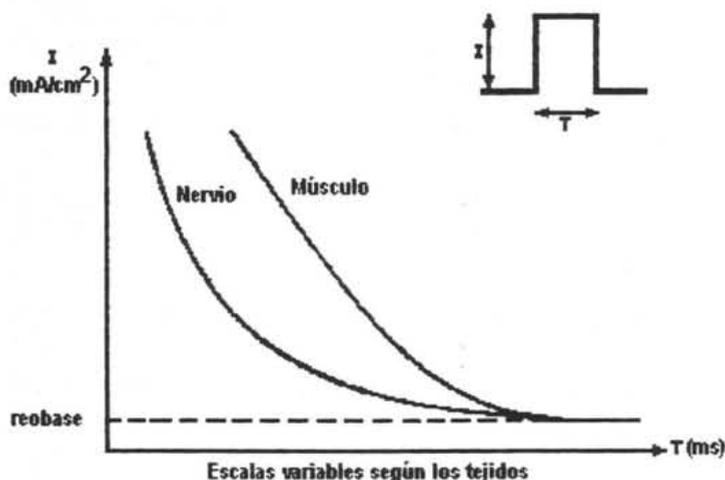


Figura 10.2. Curvas intensidad-duración.

El nivel mínimo en el que una persona puede detectar conscientemente si hay o no un estímulo presente (cosquilleo), define el umbral de percepción. Depende sobre todo de la zona del cuerpo y del área de contacto, del sexo y de la frecuencia. Para frecuencias de

50-60 Hz, para hombres y agarrando un conductor con la mano, el valor medio es de 1.1 mA. Si sólo se apoya ligeramente el dedo, es de 0.36 mA, mientras que deslizando es de 10 μ A. Con la lengua el valor mínimo es de 4 μ A y el valor medio 43 μ A. Para las mujeres, los valores al tocar o agarrar con la mano es del 67% de los del hombre. A frecuencias menores y mayores, el umbral aumenta. El valor medio para hombres, agarrando con la mano, es de 5.2 mA en continua y de 12 mA a 10 kHz. Cuando el nivel de la corriente aumenta se alcanza un punto en el que la sensación es irritante si se va repitiendo.

Con niveles de corriente mayores se producen contracciones musculares involuntarias. Si el estímulo ocurre de forma inesperada, produce un reflejo muscular involuntario (susto). Como resultado, se deja de hacer contacto, y esto es de por sí una protección. Sin embargo, algunos movimientos involuntarios pueden ser peligrosos. Piénsese por ejemplo, en un cirujano durante una intervención.

Con intensidades mayores se alcanza la corriente límite de control muscular. Para estos valores, una persona no puede soltar un conductor agarrado mientras persista el estímulo. Se queda agarrado, y no se suelta, porque los músculos flexores son más potentes que los extensores. Como resultado, se prolonga el tiempo de paso de la corriente. Para corrientes de 60 Hz, el valor medio de la corriente necesaria en hombres es de 16 mA. En sí no es un peligro, pero si se prolonga, puede producir asfixia. Para corrientes de 23 mA, aparecen dificultades respiratorias en el 50% de los hombres.

La frecuencia de la corriente influye en los niveles necesarios para tener los efectos anteriores. Para la corriente continua, la intensidad I_{CC} que produce el mismo efecto que una corriente alterna (50-60 Hz) I_{CA} , para tiempos entre 10 ms y 10 s, es

$$I_{CC} = I_{CA} \cdot \log t \quad 10.2$$

cuando la corriente es mayor, si el camino de la corriente incluye el corazón hay peligro de fibrilación auricular o ventricular, con la consiguiente pérdida de eficiencia en el bombeo. A diferencia de los efectos anteriores, la fibrilación no desaparece al cesar el estímulo, y sólo se puede detener mediante una descarga intensa (con un desfibrilador). Los umbrales de la intensidad necesaria han sido extrapolados a partir de experimentos en animales. Se ha encontrado que el umbral de fibrilación es aproximadamente proporcional a la raíz cuadrada del peso (de hecho, la desfibrilación es más difícil en pacientes obesos), y que decrece al aumentar el tiempo de aplicación de la corriente. Para 70 Kg y 3 s, el valor de 0.5% se estima en 100 mA. En el caso de un contacto directo con el miocardio 100 μ A pueden ser ya fatales.

El tiempo de aplicación de la corriente influye en estos efectos, aumentando el umbral para tiempos breves. Para corrientes de 50-60 Hz, en personas con peso mínimo 50 Kg, y paso de corriente entre extremidades, se acepta la relación

$$I = 10(1 + 1/t) \text{ mA} \quad 10.3$$

donde t está expresado en segundos.

Para corrientes mayores de 100 mA se puede producir tetanización muscular – parálisis respiratoria si quedan afectados los músculos del tórax-, y quemaduras externas si la densidad de corriente es suficiente, con independencia de su frecuencia en este caso. Con necesidades menores de 1 mA/mm² es difícil tener quemaduras, pero se han observado al pasar 5 mA/mm² durante 10 s.

Realización de la seguridad en el equipo

Para reducir el riesgo de electrocución hay que adoptar, en primer lugar, una serie de precauciones en el diseño, utilización y mantenimiento de los equipos. Las alternativas en el diseño de los equipos, en cuanto a su seguridad, pueden comprenderse fácilmente examinando el circuito de la figura 10.3, que es una versión simplificada de la 10.1 y con una resistencia R_T adicional. Las resistencias del cuerpo humano y de contacto se han agrupado, y las del suelo y de tomas de tierra del neutro se han considerado mucho menores que ésta. En ausencia de R_T la corriente a través del cuerpo viene dada por

$$I = \frac{E}{R_A + R_H} \quad 10.4$$

suponiendo que la impedancia de aislamiento viene determinada por la resistencia de los materiales aislantes. Una falla en éstos puede reducir el valor de R_A a menos de 1Ω, por lo que, si la cubierta externa del equipo es metálica, el valor de la corriente vendrá fijado por la resistencia del cuerpo humano. Con E = 220 V y R_H = 1000Ω, se obtiene I ≈ 220 mA, suficiente para provocar una fibrilación cardíaca.

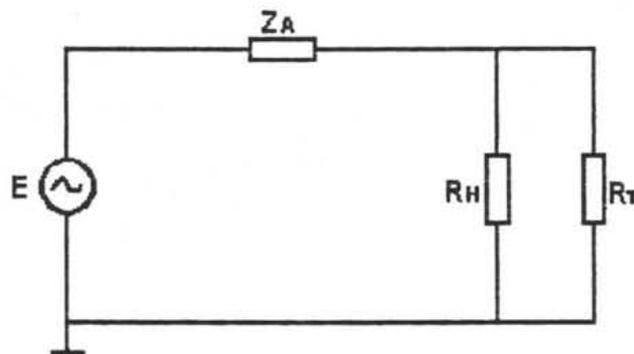


Figura 10.3. Circuito equivalente para un equipo electrónico en cuanto a su seguridad.

De la expresión 10.4 y la figura 10.3, se deducen directamente las vías de solución. La corriente se puede reducir aumentando R_A o disminuyendo E. Como alternativa, si se conecta la cubierta del equipo a tierra mediante un conductor con baja resistencia, R_T, en caso de defecto la fracción de corriente que pasa por R_H (usuario o paciente) es pequeña, y el valor total es suficiente para activar un cortacircuito fusible. Cada una de estas formas de realizar la seguridad caracteriza a las distintas clases de equipos definidas en las normas internacionales: clase I, clase II, clase III y equipos con alimentación interna.

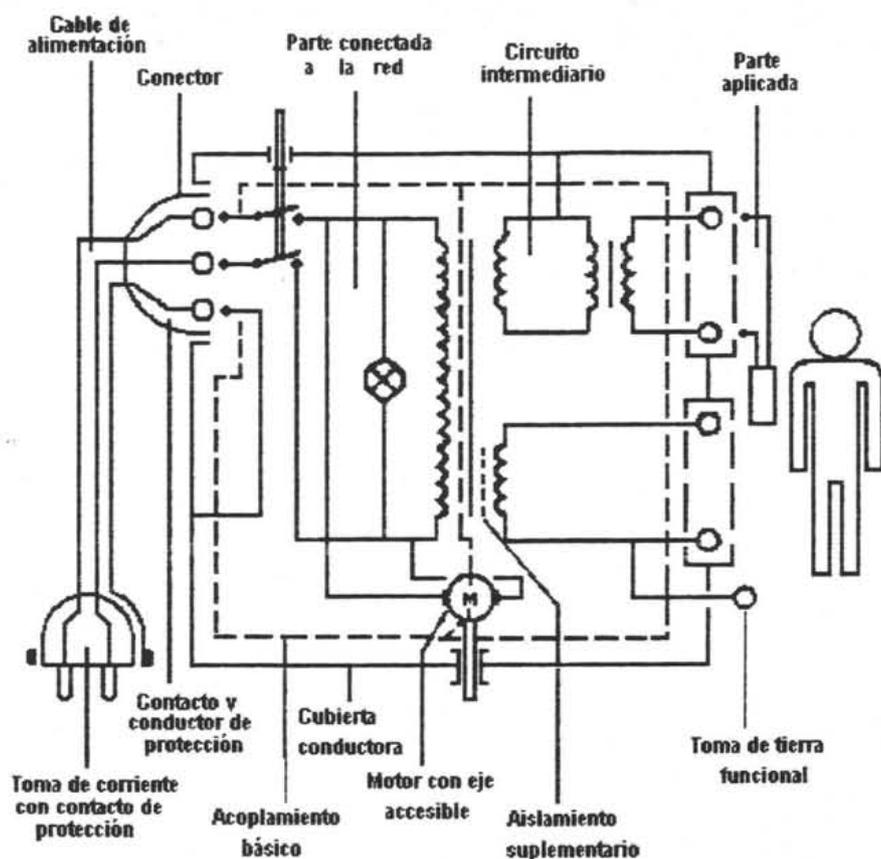


Figura 10.4. Ejemplo de equipo clase I.

Un equipo clase I tiene como medida de protección, además del aislamiento básico, un medio para conectar a tierra todas sus partes conductoras accesibles (figura 10.4), por medio del conductor de protección de la instalación eléctrica. Esta conexión drena a tierra las corrientes de fuga debidas a los acoplamientos capacitivos entre las partes internas sometidas a tensión y las partes conductoras accesibles. Por esta razón, su integridad es muy importante ya que puede ser una fuente de microchoque incluso en ausencia de otros defectos.

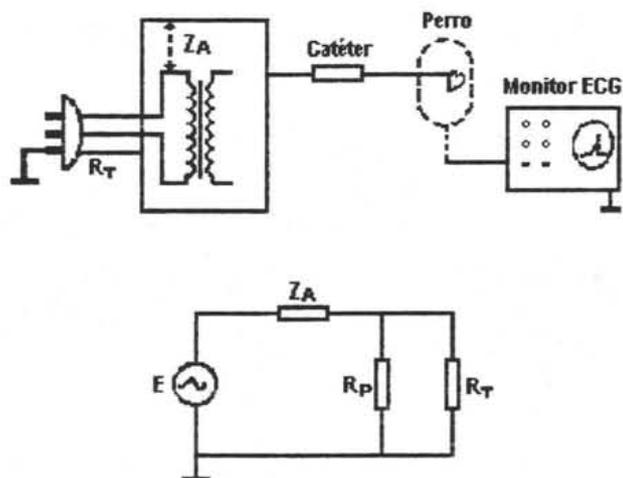


Figura 10.5. Accidente por ruptura del conductor de puesta a tierra.

En la figura 10.5 se presenta el esquema y circuito equivalente de un caso real que ilustra este hecho. Durante una arteriografía coronaria en un perro, se monitorizaba el ECG mediante conexiones a las cuatro extremidades, con una de ellas conectada a la cubierta del monitor. Se introdujo un catéter con una solución salina por vía de la arteria femoral, y al llegar a la aorta se produjo una fibrilación ventricular. Posteriormente se descubrió que la puesta a tierra del monitor de ECG era defectuosa, y que su cubierta estaba a 100 V. este voltaje se reducía a 45 V cuando se conectaba al perro con el catéter o bien, cuando se ponían 260 K* en su lugar. El voltaje de la red era de 110 V. De la primera situación se deduce

$$100 = \frac{E}{(Z_A^2 + R_E^2)^{1/2}} R_T \quad 10.5$$

y de ahí $R_T = 2.18Z_A$. de la segunda situación se obtiene

$$45 = \frac{E}{(Z_A^2 + R_E^2)^{1/2}} R_E \quad 10.6$$

y de ahí, $Z_A = 2.23R_E$, donde R_E es equivalente paralelo de R_T y 260 K*. Se obtiene finalmente, $Z_A = 461 \text{ K}^*$ y $R_T = 1 \text{ M}^*$. La corriente a través del perro fue, entonces $45 \text{ V}/260 \text{ K}^* = 173 \text{ :A}$. Una inspección del monitor antes de utilizarlo hubiera evitado el accidente. Este tampoco se hubiera producido si el perro no hubiese estado conectado directamente a tierra, a través del monitor, o si Z_A hubiera sido mayor. Los equipos de clase II realizan su seguridad de esta forma.

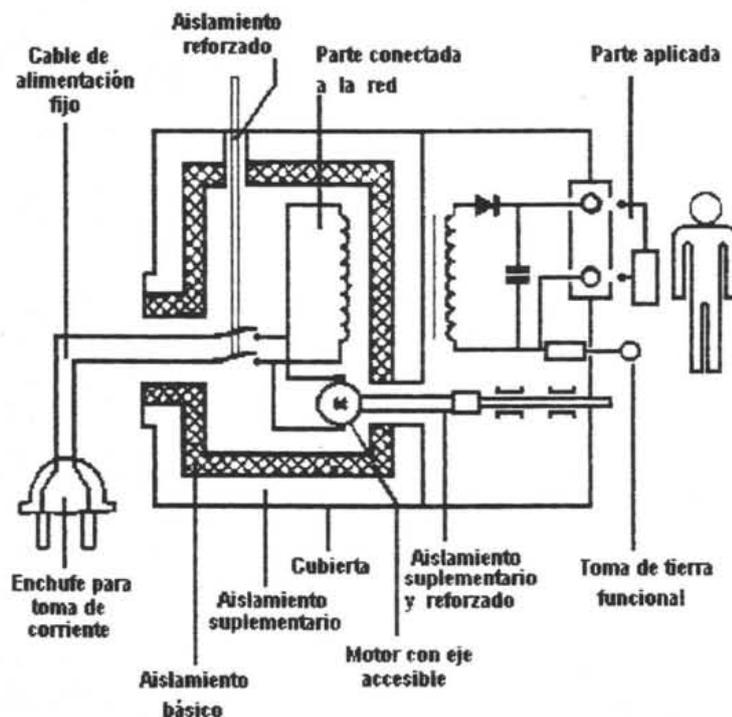


Figura 10.6. Ejemplo de equipo clase II.

Un aparato electromédico se considera de clase II cuando su protección se basa en la presencia de un aislamiento doble o reforzado, además del aislamiento, sin necesidad de una puesta a tierra de seguridad. Pueden tener, eso sí, un borne para realizar una conexión de equipotencialidad cuando su cubierta no sea completamente aislante. En la figura 10.6 puede verse un ejemplo de equipo de clase II. Obsérvese que, con respecto a la figura 10.4, además del doble aislamiento que afecta también al eje del motor, el cable de alimentación es fijo, y que hay una resistencia limitadora en la puesta a tierra funcional del paciente. el doble aislamiento eleva el valor de Z_A en la figura 10.3. Conviene recordar que las pinturas, lacas, barnices y similares no pueden considerarse como aislamiento.

En los equipos clase III la seguridad se realiza a base de emplear un voltaje de alimentación pequeña (hasta 24 V si es alterna y 50 V si es continua), sin que se generen voltajes mayores en su interior. Se tiene así una reducción de E en la figura 10.3. su cable de alimentación debe ser fijo y especial, tal como se indica en la figura 10.7. puede tener un borne de equipotencialidad.

Un equipo se considera con alimentación interna cuando no requiere una conexión a la red para su funcionamiento, o bien cuando no puede funcionar si se conecta la fuente de alimentación interna a la red (durante la recarga de baterías). En términos de la figura 10.3, esto supone abrir el circuito, ya que la fuente interna no está directamente a tierra. No obstante, no hay que olvidar que todo conductor tiene un acoplamiento capacitivo con el plano de tierra, por lo que en alterna siempre hay una impedancia finita entre ambos.

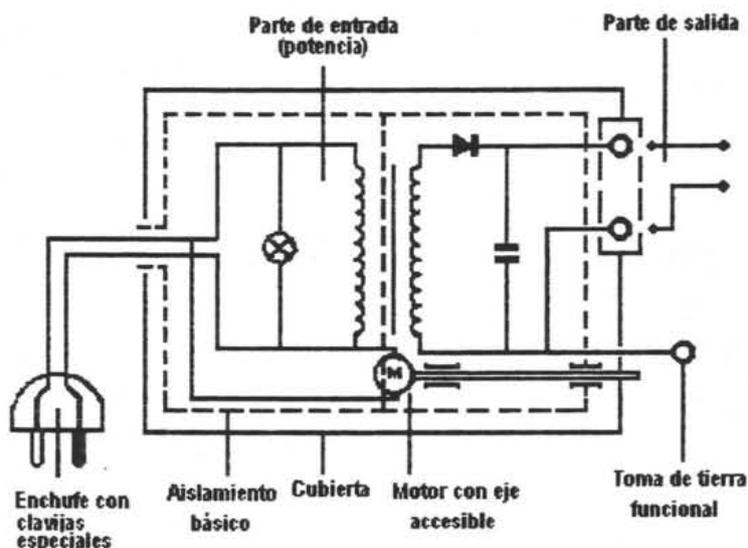


Figura 10.7. Ejemplo de equipo de clase III.

En la figura 10.8 se presenta una situación que ilustra claramente el peligro en un equipo a baterías, en este caso un monitor de ECG. Su diseño incluye filtros de radiofrecuencia para evitar la entrada de corrientes elevadas cuando se utiliza conjuntamente con un electrobisturí o un desfibrilador. Pero si el operador, o el propio paciente, entran en contacto con su cubierta metálica, pueden ofrecer un camino a tierra de baja impedancia para las corrientes funcionales (o de fuga) de los otros instrumentos. Con el circuito equivalente de la figura 10.8, si el acoplamiento capacitivo es de 50 pF (3 K* a

1 MHz), con los valores supuestos para las demás impedancias, resulta una corriente a través del operador de unos 35 mA, suficiente para producir una reacción o quemaduras. La solución estriba en reducir el valor de C a base de emplear cubiertas aislantes bien separadas de las partes activas internas, y sin elementos externos metálicos.

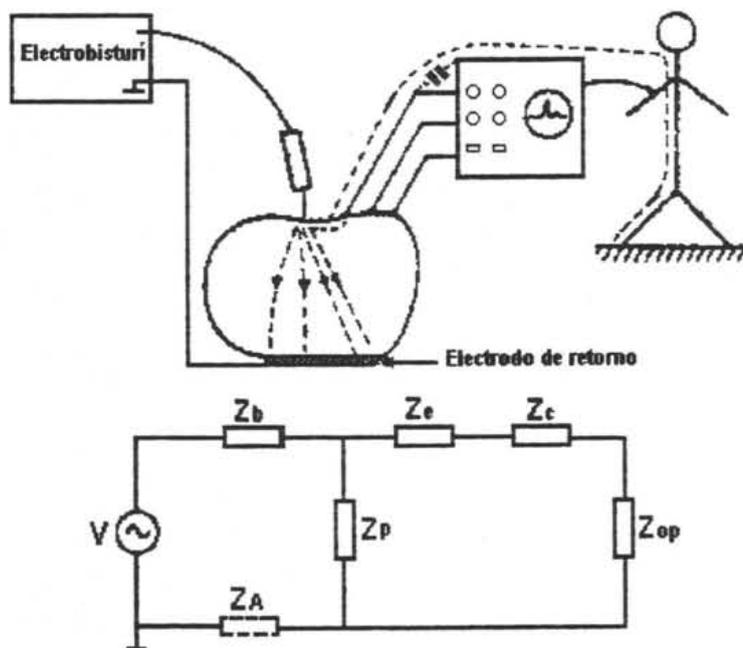


Figura 10.8. Accidente en un cardioscopio a baterías.

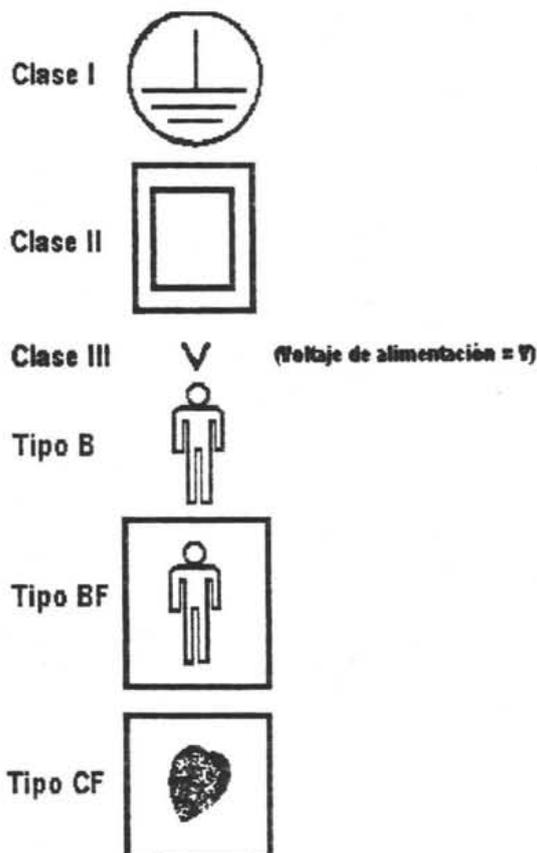


Figura 10.9. Símbolos para la clase y tipo de equipos de electromedicina.

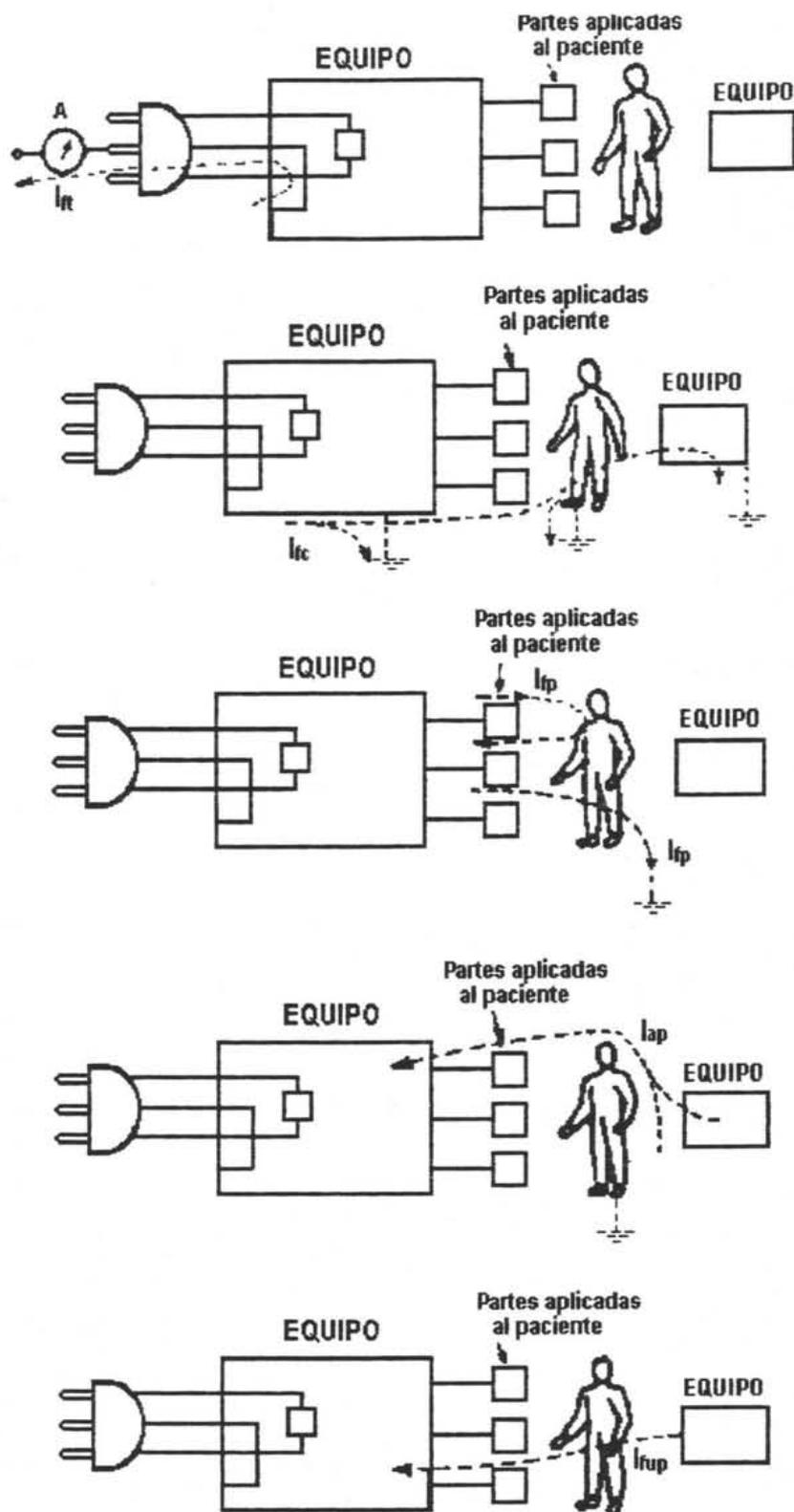


Figura 10.10. Corrientes de fugas definidas para los equipos electromédicos.

Los medios de realización de seguridad expuestos no son en sí una garantía total, pues no dicen nada del nivel de seguridad obtenido. Desde este punto de vista, los equipos pueden ser de tipo B, BF, CF o H. Estos equipos no deben confundirse con los establecidos

para los aparatos de baja tensión en general (A. B. C). Pueden considerarse equipos de tipo B aquellos de clase I, II, III, o con alimentación interna, que ofrezcan un grado de protección contra los choques eléctricos adecuado. Si tienen una parte aplicada al paciente flotante, se consideran tipo BF. Una conexión es flotante si al conectar el voltaje de red a la parte aplicada no fluye por el paciente una corriente excesiva.

Para que un equipo pueda ser considerado tipo CF, debe ser de clase I o II, o con alimentación interna (pero no de clase III), con una parte aplicada flotante y un alto grado de protección. Son equipos de tipo H los de clase I, II, III o con alimentación interna, que ofrezcan un grado de protección comparable al de los electrodomésticos.

Los equipos B y BF pueden emplearse en pacientes para aplicaciones externas o internas excluyendo el corazón; por ejemplo en hemodiálisis. Para aplicaciones cardiacas directas (electrodos, catéteres, micrófonos y termistores intracardiacos), hay que emplear equipos CF. En el resto del hospital, los equipos basta que sean tipo H. Dada la importancia de esta clasificación para la seguridad, los equipos deben llevar en un lugar visible el símbolo que les corresponda, de acuerdo con su clase y su tipo, según el código de la figura 10.9.

El grado de seguridad alcanzado se evalúa a partir de las corrientes de fuga que posee finalmente el equipo, es decir, aquellas que circulan a través de los aislamientos. Se definen para ello las corrientes de fuga a tierra, de la cubierta y del paciente, y las corrientes auxiliar y funcional de paciente (figura 10.10).

La medida de las corrientes de fuga se hace de acuerdo con lo indicado en la norma propia de cada instrumento. El paciente se simula con una red como la de la figura 10.11 o similar, que tiene en cuenta la diferente peligrosidad de la corriente según sea su frecuencia. Para facilitar el conjunto de mediciones necesarias durante los programas de mantenimiento, se comercializan equipos que las automatizan en mayor o menor grado.

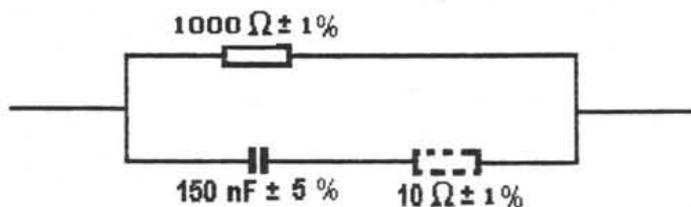


Figura 10.11. Red de simulación del paciente para la medida de las corrientes de fuga.

El diseño y el mantenimiento no son suficientes para la seguridad si la utilización del equipo es incorrecta. Uno de los ejemplos más frecuentes que lo demuestran son las quemaduras en el paciente al emplear electrobisturí. La acción de éste se basa en la concentración de la corriente en la zona deseada, pero evidentemente cualquier concentración de corriente en otra zona puede producir un efecto indeseado. La situación se puede examinar con ayuda de la figura 10.12. el monitor de ECG posee entrada flotante, es

decir, con gran aislamiento a 60Hz (pero no a 1 MHz), y con filtros de radiofrecuencia en serie para limitar las corrientes de entrada debidas al electrobisturí.

En el circuito equivalente de la figura 10.12 es fácil deducir la necesidad de los filtros de protección para no tener quemaduras bajo los electrodos de ECG. Pero esto no evita que si el área de contacto del electrodo de retorno es pequeña, se produzcan en él quemaduras, si se supera una densidad de 1 mA/mm^2 . lo importante no es pues, el tamaño del electrodo de retorno sino el área de contacto. Si en vez de estar puesto a tierra, el electrobisturí tiene salida flotante, ello sólo reduce las corrientes de retorno a tierra por vías alternas, pero no en el electrodo de retorno.

Realización de la seguridad en la instalación

La instalación comprende el conjunto de conductores, interruptores, transformadores y todo lo necesario para suministrar energía al equipo. Desde el punto de vista de la seguridad, recibió atención mucho antes que los equipos, en particular en lo relativo a los problemas de los suministros complementarios y de protección frente a las explosiones en los quirófanos. El riesgo de electrocución no recibió inicialmente más atención que la que se presenta en la industria.

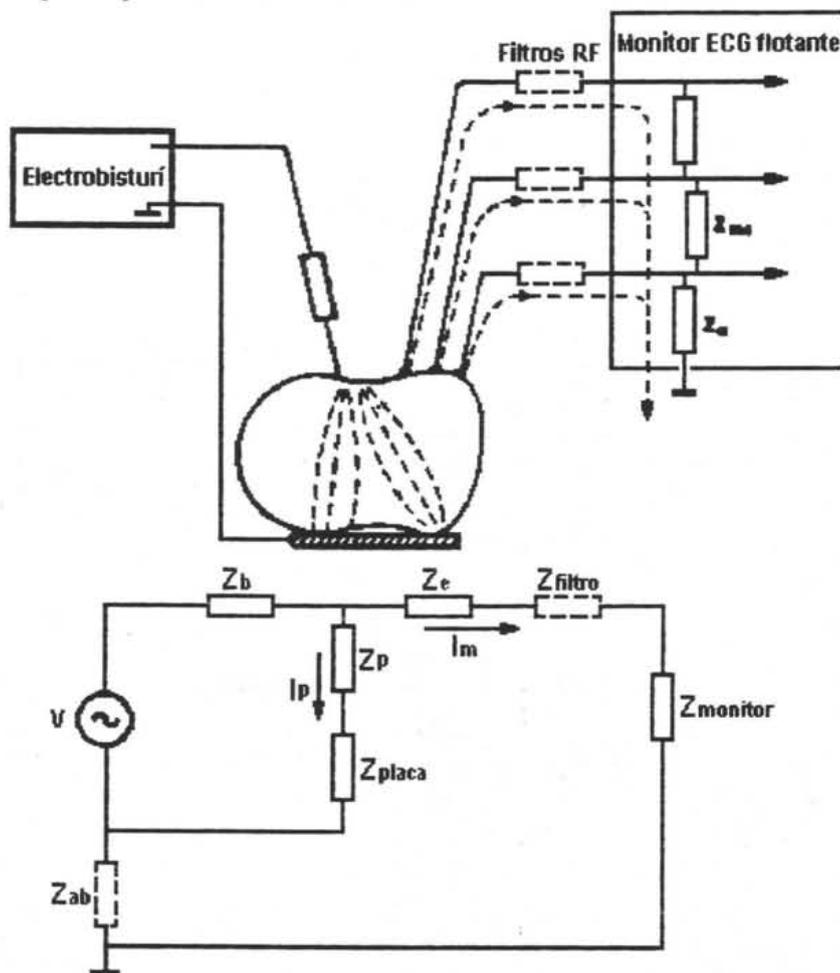


Figura 10.12. Peligro de quemaduras en un electrobisturí.

La profusión de equipos eléctricos y de técnicas de medida invasivas planteó la necesidad de protecciones específicas frente al choque eléctrico. La incorporación de medidas de seguridad en los equipos no es suficiente, en particular cuando se desea una protección frente el microchoque. Es necesario que la instalación tenga una estructura bien estudiada, y que incorpore dispositivos de seguridad y vigilancia. Además, todo esto debe ser controlado mediante un programa de mantenimiento adecuado. La protección frente a las explosiones es menos compleja y se basa en el empleo de materiales antiestáticos y la puesta en tierra de la tierra de los equipos.

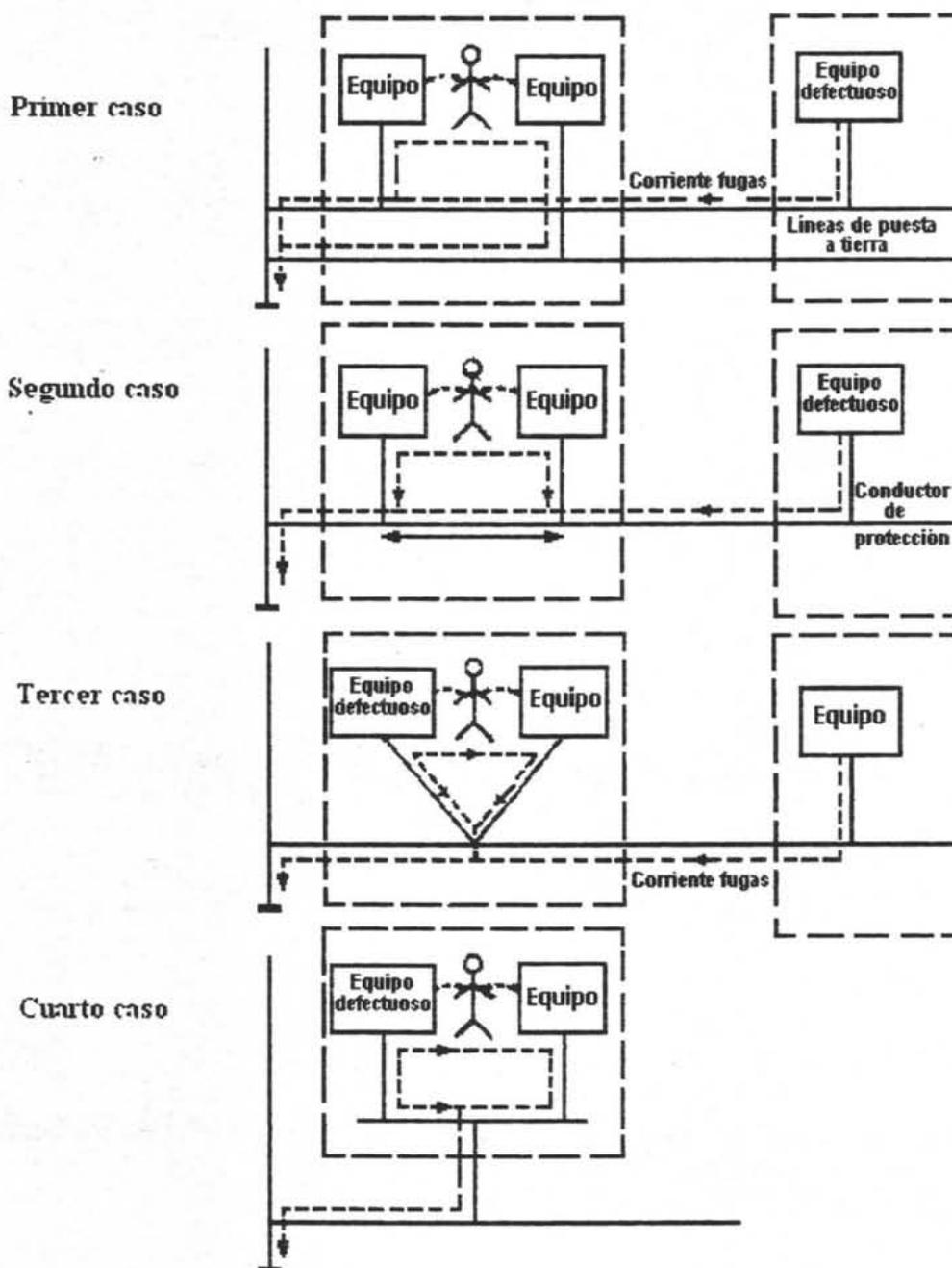


Figura 10.13. Influencia de la estructura de la instalación en el riesgo de microchoque.

Para reducir el riesgo de macrochoque se emplea un conductor de protección y también interruptores automáticos y diferenciales. Para reducir el riesgo de microchoque debe cuidarse la distribución de las tomas de tierra, crear una zona equipotencial en las proximidades del paciente. En ambos casos, el empleo de transformadores de aislamiento ofrece una seguridad adicional.

La distribución de la energía eléctrica en el hospital se realiza mediante cinco hilos, cuatro de los cuales son activos (tres fases y uno neutro), y el quinto es un conductor de protección. Todos deben ser identificables por el color de su cubierta. El conductor neutro está conectado a tierra en el centro de generación, en los de transformación y en otros puntos a lo largo del transporte. La conexión a tierra de todas las masas conductoras por medio del conductor de protección es una forma habitual de protección frente al macrochoque, pues se deriva fuera del paciente la mayor parte de corriente de defecto (figura 10.13) y al estar el neutro también puesto a tierra, la corriente de defecto puede disparar un interruptor automático. Esto limita la duración de la corriente y con ella el peligro.

Los interruptores automáticos de tipo térmico interrumpen el circuito eléctrico a la carga cuando hay una sobrecarga. El tiempo de intervención depende de la cuantía de ésta. Puede ser, por ejemplo, de una hora si supera un 30% la nominal, y de 5 a 2 si es tres a cinco veces mayor. Los de tipo electromagnético, en cambio, intervienen rápidamente cuando la corriente excede en mucho al valor nominal (sobrecorriente). Combinado con el anterior, podría ser inferior a 2 segundos cuando la corriente fuera superior a seis veces la nominal. Obviamente, ninguno de estos interruptores debe interrumpir al conductor de protección.

Los interruptores diferenciales cortan el circuito eléctrico a la carga cuando la corriente de fuga a tierra excede de un valor predeterminado (inferior al capaz de accionar los interruptores de sobrecorriente). La corriente de fuga a tierra se determina a partir de la diferencia entre las corrientes de los dos conductores conectados a la carga, de forma que no requieren la existencia del conductor de protección. Son necesarios cuando la protección se basa exclusivamente en la combinación de puesta a tierra de las masas y dispositivos de corte por intensidad de defecto. Si por ejemplo, se desea limitar el potencial de contacto a 25 V (10 mA a través del cuerpo), la resistencia a tierra de las masas R , será

$$R = 25/I_{\max}$$

donde I_{\max} es la corriente de intervención en 5 segundos. Si I_{\max} es del orden de cinco veces la nominal, resulta que si ésta es de 6 A, R debe ser de 0.83Ω , mientras que si es de 32 A, viene limitada a 0.16Ω . Estos valores tan pequeños son prácticamente irrealizables, pues, el conductor de protección por si solo tiene ya $0.001 \Omega/m$, a los que hay que añadir las resistencias de los electrodos y empalmes.

Si en cambio, se emplea un interruptor diferencial de sensibilidad I_s , la resistencia a tierra máxima vendrá dada por $R = 833\Omega$. De todas formas, no es recomendable superar las decenas de ohms.

La protección obtenible mediante interruptores diferenciales es limitada por varias razones. Por una parte, hay un compromiso entre la sensibilidad mínima y la corriente nominal, que no permite tener alta sensibilidad para cargas elevadas. Debe cumplirse también que la corriente total de fuga de la instalación sea menor que la corriente de no intervención. Además, limitan la duración de la corriente pero no su magnitud y por último, no protegen de un contacto con dos conductores activos.

La sensibilidad de los interruptores automáticos es insuficiente para evitar el riesgo de microchoque. Tampoco es suficiente la conexión de todas las masas metálicas al conductor de protección. Las caídas de voltaje en éste debidas a las corrientes de fuga, o de defecto en su caso, de todos los equipos que comparten una misma línea de puesta a tierra, hacen que las distintas tomas de tierra de una instalación y las masas tengan potenciales distintos. Si se desea limitar la posible corriente a través del paciente a $10 \mu\text{A}$, dicha diferencia de potencial no debe exceder los 10 mV .

La repercusión de este hecho en la estructura de la instalación, se describe en la figura 10.13. en el primer caso, la existencia de dos líneas de conexión a tierra en el mismo recinto hacen que las corrientes de defecto a tierra de una pasen a la otra a través del paciente, si éste entra en contacto con dos masas a la vez. Puede tratarse de las cubiertas metálicas de los dos equipos y de un contacto involuntario o por medio de una tercera persona. Si se deja una sola línea de toma de tierra pero la conexión de cada equipo se hace en puntos distintos (segundo caso), el paciente queda expuesto a la caída de potencial que exista entre estos dos.

Si todos los equipos están conectados a tierra en el mismo punto, las corrientes a tierra procedentes de otros recintos no afectan al paciente (tercer caso). Pero si este punto está alejado del paciente, éste queda expuesto a parte de las corrientes a tierra originadas en su entorno inmediato. La solución consiste en poner un sistema de barras de puesta a tierra de protección cercano al paciente y con baja impedancia (cuarto caso). Las masas metálicas que no formen parte de los equipos deben unirse también a este sistema o bien a uno de equipotencialidad conectado al anterior. Se logra así que en un radio de 2 metros alrededor del paciente todas las masas tengan así el mismo potencial. En cualquier caso, el empleo de equipos con pocas fugas contribuye siempre a la equipotencialidad de forma favorable.

Aislando la instalación respecto a tierra se obtiene una limitación adicional de las corrientes de fugas, a la vez de que aumenta la fiabilidad del suministro ya que, al limitar las sobrecorrientes, se evita el disparo de los interruptores automáticos. El fundamento de su acción viene indicado en la figura 10.14. si la continuidad óhmica de los conductores activos se interrumpe mediante un transformador, la corriente que puede circular desde la fuente de energía a tierra, a través del paciente, viene limitada por la impedancia parásita entre primario y secundario, siempre y cuando los conductores del secundario estén efectivamente aislados a tierra. Es por esto necesario vigilar continuamente dicho aislamiento de acuerdo con ciertas reglamentaciones. Esta solución no es efectiva si la potencia del transformador es alta, caso de los equipos de rayos X ya que entonces, las fugas propias alcanzan valores inaceptables.

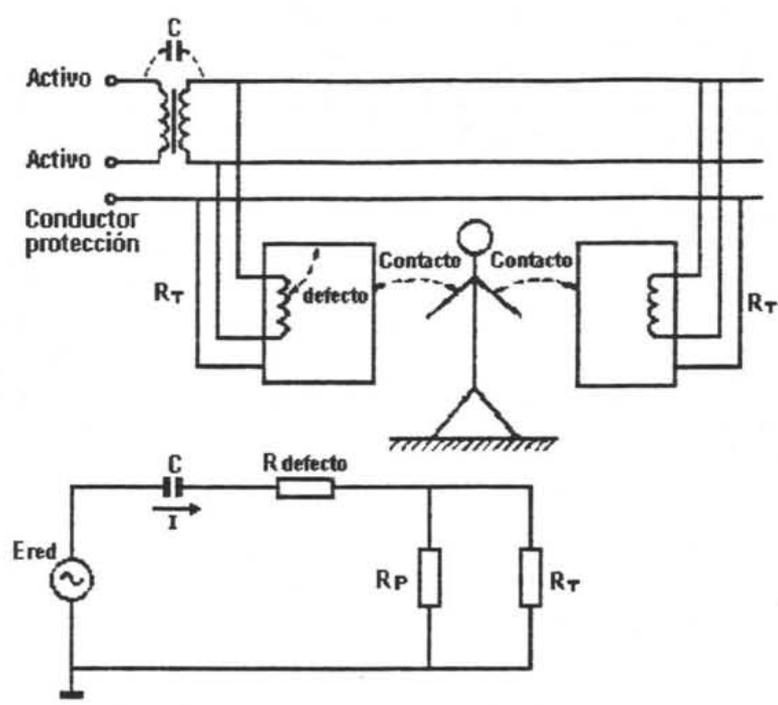


Figura 10.14. Protección obtenida mediante un transformador de aislamiento.

Bibliografía

José Mompín Poblet (coord.), varios
Introducción a la bioingeniería
Marcombo. Serie mundo electrónico.

Leslie Cromwell
Biomedical instrumentation and measurements
Prentice-Hall. 1973.

CONCLUSIONES

En el capítulo uno, se desarrolló una historia breve así como la explicación de algunos factores de la instrumentación. Como se observó, un instrumento biomédico no es tan diferente de un instrumento que se utiliza en la industria pues deben cumplir con ciertas condiciones de sensibilidad, linealidad, estabilidad etc. Solo que en los instrumentos biomédicos, el hombre forma parte del sistema de medición, además de que en estos últimos se debe garantizar la seguridad del paciente y del usuario.

El capítulo dos, es un poco difícil de entender para el ingeniero mecánico electricista, porque se analiza la célula desde un punto de vista fisiológico, pero el estudio de la función celular es necesario para comprender los capítulos que le siguen. Dentro de las propiedades físicas de la célula se trataron la de transporte, osmosis y difusión, donde se muestra la existencia de los electrolitos y de cómo atraviesan la membrana celular, además a partir de esto se comprende en que consiste la corriente iónica. Pero la propiedad que más atención requiere es la de excitabilidad de la membrana celular, principal propiedad de las células excitables, ya que su comportamiento eléctrico es descrito mediante un circuito con las cargas de los electrolitos cuya característica eléctrica principal es que se comporta como un condensador. Por último después de leer este capítulo, se conocen las características del estímulo y su propagación, la forma en la que el cuerpo controla las señales incrementando o disminuyendo la frecuencia de los potenciales de acción, es decir que el cuerpo utiliza un sistema de frecuencia modulada en su propagación.

El conocer la existencia de las corrientes iónicas y su comportamiento dentro y fuera de las células, permitieron en el capítulo tres tratar la parte más fundamental del principio de los potenciales evocados. El intercambio de sodio y potasio entre el interior y el exterior de la célula dan lugar a la polarización y repolarización de las células excitables es decir la generación de biopotenciales o potenciales bioeléctricos. Estos potenciales bioeléctricos forman el fundamento del electrocardiograma, electroencefalograma, electromiograma y otros potenciales evocados que son muy importantes para el diagnóstico de muchas enfermedades cardiovasculares y neurológicas entre otras. Se explico también y en detalle en que consiste precisamente el electrocardiograma, sus características y partes que lo conforman desde el punto de vista eléctrico y la representación de su grafica con las partes del corazón.

A partir de los dos capítulos anteriores, concluimos que los potenciales bioeléctricos generados en el organismo, son potenciales iónicos, producidos por flujo de corrientes iónicas. La medida de tales potenciales bioeléctricos requiere que sean convertidos en potenciales electrónicos antes de medirlos con métodos convencionales. En el capítulo cuatro, se trataron los dispositivos que convierten los potenciales iónicos en potenciales electrónicos, dichos dispositivos se denominan electrodos. En este capítulo, se trató la teoría básica de los electrodos, así como de los transductores bioquímicos donde se aplica esta misma teoría, circuitos equivalentes de los electrodos, así como de los distintos tipos utilizados en la instrumentación biomédica.

En el capítulo cinco, se revisó en forma muy sencilla la anatomía del corazón y el sistema vascular, se analizó el sistema desde el punto de vista de la ingeniería, el sistema de conducción eléctrica del corazón, así como la presión sanguínea.

Una vez que se establecieron los conceptos fundamentales de la instrumentación biomédica, fuentes de potenciales bioeléctricos, electrodos y conceptos básicos del sistema cardiovascular en los capítulos anteriores, se establecieron las bases para comprender los sistemas que permiten efectuar medidas. Dichas medidas cardiovasculares, se utilizan para realizar una valoración cardiovascular más integral y establecer un diagnóstico más preciso de diversas enfermedades, así como para efectuar un mejor monitoreo en pacientes en hospitalización, cirugía y terapia intensiva. En el capítulo seis, se analizó más a fondo el electrocardiograma, las derivadas que se utilizan para realizar las medidas, así como el instrumento que se utiliza para este fin; el electrocardiógrafo. Se explicaron algunas enfermedades cardíacas más comunes con objeto de que el ingeniero no confunda las señales de las mismas con ruido o señales no determinadas. En este capítulo, también se analizaron otras medidas como el flujo sanguíneo, de presión sanguínea, gasto cardíaco y de pletismografía además se hace mención de los aparatos que se utilizan para realizar dichas mediciones.

Un buen funcionamiento del sistema cardiovascular, asegura que las células reciban adecuadamente los nutrientes y se eliminen los desechos de las mismas. Pero sobre todo se asegura una eficiente oxigenación a todas las células del organismo. En quirófano, terapia intensiva y hospitalización, se requiere de una buena oxigenación. En cierto tipo de padecimientos, algún barotrauma, después de una cirugía muy grande o en pacientes con acidosis o alcalosis es imprescindible proporcionarles asistencia ventilatoria. Por tal circunstancia, en el capítulo siete se analizaron los aspectos más importantes de las medidas en el aparato respiratorio. Se revisó en forma sencilla y breve la anatomía y fisiología de la ventilación, el intercambio gaseoso, el transporte y se establecieron los conceptos de ventilación, difusión, perfusión y espacio muerto. Se analizaron algunas formas de medida con dispositivos diseñados para tal fin como ciertos transductores, neumotacógrafos, espirómetro y pletismógrafo además de una descripción sencilla de la mecánica respiratoria.

En el capítulo ocho, se analizaron tres diferentes tipos de monitores de signos vitales o monitores de cabecera. El término monitoreo se puede entender como el dar seguimiento a un padecimiento o una realización continua de observaciones para detectar algún hecho específico que tenga importancia clínica o bien, evaluar la respuesta a un tratamiento terapéutico. En un quirófano y en las terapias es necesario realizar un buen monitoreo y una asistencia lo más completa posible. Los equipos que tienen la función de monitoreo miden diversas variables como, el electrocardiograma, presión sanguínea, temperatura, saturación de oxígeno entre otros es precisamente, el monitor de cabecera o de signos vitales. Dentro del quirófano como en las terapias también es importante para monitoreo el gasómetro, para evaluar el pH, pO_2 , pCO_2 , saturación de oxígeno y medida del ácido carbónico así como de los electrolitos. Pero también se requiere de equipos para suministrar asistencia o soporte de vida como los ventiladores volumétricos y los desfibriladores. En este capítulo se analiza un modelo comercial de ventilador volumétrico

y se establece el concepto del desfibrilador. Estos análisis contemplan la teoría de funcionamiento y la descripción de algunos circuitos de sus diagramas.

El primer contacto, entre un instrumento biomédico y la variable física a medir, se realiza mediante un transductor bioeléctrico. Los transductores en general, convierten la señal de una forma física en otra señal correspondiente de forma física distinta. Los transductores bioeléctricos, ofrecen a su salida una señal eléctrica en respuesta a una señal de entrada en un ser vivo. Pero esta señal puede ser voltaje o corriente de salida o bien una amplitud muy pequeña o alta impedancia, algunos son resistivos, capacitivos o inductivos y que además requieran de una linealización, por lo que se requiere hacer un acondicionamiento de señal, es decir un proceso analógico de señales, que consiste en efectuar operaciones de dicha señal en su forma original utilizando circuitos electrónicos específicos. Para un proceso posterior de la señal, o para dar una presentación numérica ya sea gráfica o visual o bien para transmisión a la base de datos, se requiere el uso de conversión analógica a digital. Es necesario amplificar y filtrar la señal a convertir, así como adaptar impedancias. En el capítulo nueve, se explicó en que consiste un transductor, específicamente los transductores bioeléctricos, además, se revisaron algunos tipos más comunes, se explicó en forma sencilla su teoría de funcionamiento. Posteriormente, se repasó el amplificador operacional ideal, el amplificador diferencial y se analizó al amplificador de instrumentación entre otros. Se realizó un repaso de los filtros activos pasa-altas, pasa-bajas, pasa-banda y rechaza-banda. En la última parte de este capítulo nueve, se dió una explicación de la conversión analógico-digital y digital analógica con algunos convertidores de ejemplo.

En el capítulo uno, se puso en claro que en ingeniería biomédica, el hombre forma parte del sistema de medición, dicho sistema quedo definido como un sistema hombre-instrumento. Por tal motivo, la seguridad en este tipo de instrumentos es de vital importancia, es decir se debe garantizar la seguridad del paciente así como del operador del instrumento. En el capítulo seis, se trato este tema y se analizaron algunos circuitos de protección, de pierna derecha y aislamiento. En el capítulo diez, se recalca la importancia de la seguridad eléctrica, se analizó un modelo físico del riesgo de electrocución, se explicaron los efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano, se revisaron las clases de equipo de acuerdo a sus medidas de seguridad y se explicó la seguridad en la instalación.

El campo de la instrumentación médica comprende diversas áreas, las cuales se desarrollan paralelamente y todas han tenido avances muy importantes. Tal es el caso de la imagenología, donde se han desarrollado equipos cada vez más complejos como la tomografía computarizada, resonancia magnética, ultrasonidos y los ya muy conocidos pero cada vez más modernos y complejos equipos de rayos X. En el laboratorio se han desarrollado diversos equipos de alta tecnología para química clínica, hematología, banco de sangre, bacteriología, etc. En electrodiagnóstico también se han desarrollado diversos equipos para establecer un diagnóstico más rápido y certero. Para dar soporte o asistencia de vida a los pacientes hospitalizados o en unidades de cuidados intensivos también se han diseñado un sin número de modernos y sofisticados equipos. Pero para dar tratamientos a cierto tipo de pacientes se ha demandado equipamiento específico por ejemplo los equipos para radioterapia en pacientes oncológicos.

Existen numerosos equipos en el mercado y se siguen desarrollando muchos más y cada vez más sofisticados, pero todos tienen elementos en común. Por ejemplo, en todos se requiere el conocimiento elemental de fisiología, el comportamiento de cierta enfermedad pero sobre todo, que la electrónica utilizada en todos ellos es la misma, y si dentro de la electrónica existen avances, estos son aplicados a la instrumentación biomédica, siendo este, otro campo de desarrollo para los ingenieros mecánicos electricistas así como para los ingenieros en computación.

Glosario

Acidosis	Trastorno caracterizado por disminución del pH sanguíneo, a causa de exceso de ácido o pérdida de base en el organismo, donde hay aumento de concentración de iones hidrógeno.
Aferente	Que trae un líquido hacia un órgano.
Albúmina	Proteína plasmática a la que se debe en gran parte la presión osmótica de la sangre.
Alveolo	Cavidad pequeña; generalmente se refiere al saco de aire en los pulmones. Donde se lleva a cabo el intercambio gaseoso.
Anestesia	Pérdida total o parcial de la sensibilidad general o de la sensibilidad de un órgano en particular, producida por una enfermedad o por un anestésico.
Anestesiología	Especialidad médica que estudia la anestesia.
Angiografía	Radiografía de los vasos sanguíneos.
Anión	Ión cargado negativamente.
Ánodo	Polo positivo de un generador de electricidad. Polo o electrodo positivo hacia el que se dirige el anión o ión con carga negativa.
Aorta	Vaso principal que se origina en el ventrículo izquierdo a partir del cual se inicia la circulación arterial.
Apnea	Cesación transitoria del impulso de respiración que sigue a una respiración forzada.
Arritmia	Toda variación del ritmo normal del latido cardiaco.
Arteria	Vaso que conduce sangre del corazón hacia las diversas partes del cuerpo.
Arteriola	Rama arterial diminuta, sobre todo la que está inmediatamente cerca del capilar.

Asfixia	Supresión de la función respiratoria por cualquier factor que oponga al cambio gaseoso en los pulmones. entre la sangre y el medio ambiente.
Aurícula	Cámara o cavidad; generalmente las cámaras superiores del corazón.
Axial	De, o relativo al eje de una estructura o parte.
Axón	Proyección neuronal que conduce impulsos procedentes del cuerpo celular.
Bacteriología	Parte de la microbiología que estudia especialmente a las bacterias.
Barorreceptores	Receptores que responden a cambios en la presión arterial, localizados en el rayado aórtico y arterias carótidas internas.
Basico	Lo contrario de ácido, caracterizado por exceso de ión OH, y pH mayor de siete.
Bradycardia	Disminución anormal de la frecuencia cardíaca, a 60 latidos por minuto o menos.
Bronquio	Una de las dos ramas principales de la traquea.
Bronquiolo	Una de las subdivisiones más finas del árbol bronquial ramificado de los pulmones.
Capilar	Cualquiera de los pequeños vasos que comunican con las arteriolas y las vénulas, y que forman una red en casi todas las partes del organismo.
Cardiología	Parte de la medicina que trata del corazón.
Cardiopatía	Enfermedad del corazón.
Cardiovascular	Relativo o perteneciente al corazón y a los vasos sanguíneos.
Catéter	Sonda.
Cateterismo	Exploración con catéter en algún conducto del cuerpo.
Catión	Ión con carga positiva.

Cátodo	Electrodo negativo; polo negativo de un generador.
Contracción	Acortamiento, como de un músculo en respuesta normal a un estímulo nervioso.
Coronario	Que circunda a manera de una corona; término aplicado a vasos, nervios y ligamentos.
Cubierta de mielina	Cubierta lipoproteínica que está alrededor de las fibras nerviosas.
Dendrita	Prolongación protoplásmica ramificada y arboriforme de una célula nerviosa que conduce impulsos hacia el cuerpo celular.
Desfibrilador	Aparato que reestablece la función del músculo cardíaco (reanimación cardíaca).
Diafragma	Membrana o parte que separa una cosa de otra. Músculo ancho y delgado que separa el pecho del abdomen.
Diálisis	Análisis químico fundado en la propiedad que tienen algunos cuerpos de atravesar las membranas porosas. Método terapéutico para eliminar los desechos producidos por insuficiencia renal.
Diástole	Relajación y dilatación del corazón, sobre todo de los ventrículos, tiempo sobre el cual se llenan de sangre.
Difracción	Desviación de la luz al rozar los bordes de un cuerpo opaco.
Difusión	Transferencia neta de una sustancia de una región de elevada concentración a una de menor concentración, debido al movimiento libre de las partículas.
Disfunción	Trastorno parcial, alteración o anormalidad de la función de un órgano.
Disnea	Respiración difícil o forzada.
Eferente	Que aleja un líquido de un órgano.
Electrocardiografía	Técnica de la obtención e interpretación de los electrocardiogramas.
Electrocardiógrafo	Aparato que registra las corrientes eléctricas emitidas por el músculo cardíaco.

Electrocardiograma (ECG)	Gráfica obtenida eléctricamente que muestra el estado del corazón.
Electrocución	Nombre que se da a la muerte producida por una descarga eléctrica.
Electrochoque	Descarga eléctrica usada como medio terapéutico.
Electrodiagnóstico	Diagnóstico de las enfermedades nerviosas y musculares mediante la excitación de los tejidos nervioso y muscular.
Electrodo	En medicina, cuerpo conductor empleado en la aplicación de un tratamiento eléctrico en alguna parte del organismo o para recoger la corriente emitida por éste.
Electroencefalografía	Registro y estudio de las oscilaciones producidas por la actividad del encéfalo.
Electroencefalógrafo	Aparato que registra la corriente producida por el encéfalo.
Electroencefalograma (EEG)	Gráfica obtenida por el registro de la actividad eléctrica de los neurones encefálicos.
Electrolito	Cuerpo que se somete a la descomposición por la electricidad; cualquier solución que conduce electricidad por medio de sus iones.
Electromiografía	Método de registro de corrientes de acción espontánea en tejido muscular.
Electromiógrafo	Aparato para medir impulsos eléctricos en el músculo.
Electromiograma (EMG)	Gráfica que se obtiene de medir impulsos eléctricos en músculo.
Electroquímica	Parte de la química que estudia los fenómenos en que desempeña papel preponderante la electricidad.
Endocardio	Cubierta cardíaca interna (endotelio).
Endógeno	Que se desarrolla u origina dentro del organismo o que aparece por causas orgánicas internas.
Eritrocito	Célula sanguínea conocida también como glóbulo rojo.
Espirometría	Medida de la capacidad pulmonar.

Espirómetro	Aparato para medir la capacidad respiratoria.
Fibrilación	Paro parcial o total del músculo cardíaco.
Fisiología	Ciencia que estudia la vida y las funciones orgánicas.
Fosfolípido	Lípido unido al fósforo.
Funciones vitales	Funciones básicas del organismo que aseguran la vida, por ejemplo, respiración y regulación de la circulación.
Glándula	Órgano que produce una secreción o producto específico.
Hematología	Parte de la medicina que trata del estudio de la sangre.
Hemoglobina	Pigmento rojo portador de oxígeno o CO ₂ en los eritrocitos.
Hidrofílico	Soluble en agua; hidrosoluble.
Hidrofóbico	Soluble sólo en grasas.
Hidrólisis	Degradación causada por incorporación y eliminación de agua.
Hipercapnia	Aumento de la concentración de CO ₂ en sangre.
Hiperpnea	Aumento anormal en la profundidad y frecuencia de los movimientos respiratorios.
Hiperpolarización	Incremento del potencial de membrana.
Hipertensión	Presión normalmente elevada, sobre todo la presión arterial.
Hipotensión	Descenso de la presión, reducción de la presión sanguínea.
Hipotermia	Descenso de la temperatura del cuerpo.
Hipoxia	Bajo contenido de oxígeno en los tejidos.
Hipoxia	Reducción de oxígeno contenido en el tejido.
Homeostasia	Tendencia a la estabilidad o uniformidad del organismo.
Imagenología	Término que se le da en bioingeniería a las técnicas de diagnóstico por medio de imágenes; como los rayos X, ultrasonido, TAC, resonancia magnética, etc.

Impermeable	Que no permite el paso, por ejemplo, de un líquido.
In situ	En el lugar normal, o limitado al sitio de origen sin invasión de tejidos vecinos.
In vitro	Cuando se realiza en un tubo de ensayo.
In vivo	Dentro del organismo viviente.
Infarto	Área de necrosis tisular debido a interferencia completa del aporte sanguíneo.
Intravascular	Dentro de los vasos sanguíneos o linfáticos.
Intubación	La introducción de un tubo en la traquea para ventilación.
Invasivo	Que penetra la piel.
Ión	Átomo o grupo de átomos con carga eléctrica positiva o negativa, debido a la pérdida o ganancia de un electrón.
Isotónico	Que tiene la misma presión osmótica, como una solución salina fisiológica.
Isquemia	Reducción o supresión de sangre a un órgano debido a una deficiente suministro de sangre arterial.
Laringe	Caja de la voz localizada en la parte superior de la traquea.
Leucocito	Glóbulo blanco; los dos grupos principales son granuloso y no granuloso.
Lípido	Nombre dado a las sustancias orgánicas llamadas comúnmente grasas, insolubles en agua, solubles en benceno y en éter y formadas de ácidos grasos unidos a otros cuerpos.
Liposoluble	Soluble en las grasas o en los aceites.
Lisosoma	Partícula citoplásmica que contiene enzimas hidrolíticas.
Manómetro	Instrumento para medir la presión o tensión de líquidos o gases.
Membrana	Tejido delgado y flexible que forma, envuelve o cubre los órganos; continente de una célula u organito celular.

Microbiología	Parte de la biología que estudia los microorganismos.
Miocardio	Parte muscular del corazón. situada entre el pericardio y el endocardio.
Miscible	Que puede mezclarse para formar un conjunto homogéneo.
Mitocondria	Órgano celular que produce la mayor parte del ATP de la célula; conocida como la central energética de la misma.
Mitral	Que tiene forma de mitra; perteneciente a la válvula mitral o bicúspide, válvula AV situada en el lado izquierdo del corazón.
Necrosis	Muerte de una célula o grupo de células.
Nervio	Haz de fibras nerviosas fuera del cerebro o médula espinal.
Neurona	Célula nerviosa.
Neurona motora	Neurona eferente que lleva impulsos del cerebro y la médula espinal a músculos y glándulas.
Neurona sensitiva	Neurona aferente que lleva impulsos de la piel al cerebro y médula espinal.
Nodo sinoauricular	Tejido neuromuscular en aurícula derecha que genera impulsos eléctricos, los cuales dan principio a la contracción, (marcapaso).
Núcleo	Cuerpo esferoidal de la célula, que se diferencia del resto de la misma por su estructura más densa y por contener cromosomas; cúmulo de cuerpos de células nerviosas en el sistema nervioso central.
Ósmosis	Transferencia neta de agua cuando dos soluciones están separadas por una membrana de la solución mas diluida (donde las moléculas de agua están en mayor concentración) a la solución más concentrada.
Oxidación	Combinación con el oxígeno.
Oxihemoglobina	Hemoglobina combinada con oxígeno; combinación inestable de una molécula de hemoglobina y otra de oxígeno que da el color rojo vivo a la sangre que sale del aparato respiratorio.

Oximetría	Determinación de la cantidad de ácido libre contenido en una sustancia (en este caso de sangre).
Paramagnético	Dícese de una sustancia que se imanta en el mismo sentido del hierro, pero más débilmente.
pCO ₂	Presión parcial de dióxido de carbono.
Perfusión	Flujo de sangre a través del cuerpo o de un órgano, pero también al flujo artificial al corazón y pulmones por medio de una máquina.
Pericardio	Saco fibroso que rodea al corazón.
PH	(Potencial de hidrógeno). Coeficiente que caracteriza el grado de acidez de un medio.
Pinocitosis	Absorción de líquido por parte de las células, sobre todo el proceso en el cual se forman invaginaciones diminutas en la superficie de una célula y se cierran para formar vacuolas que contienen material extracelular.
Plaqueta	Elemento celular de la sangre que participa en la coagulación.
pO ₂	Presión parcial del oxígeno.
Potencial	Estado eléctrico de un conductor con respecto de otro.
Potencial de acción	Un cambio en el potencial de membrana de nervios y músculos; reversión localizada y después reestablecida del potencial eléctrico entre el interior y el exterior de las células nerviosas y musculares.
Potencial de membrana	Diferencia de voltaje el cual, por ejemplo, cuando una membrana se encuentra separada por dos soluciones de electrolito diferentes o concentraciones diferentes de electrolito una de otra.
Potencial evocado	La respuesta del sistema nervioso central a un estímulo y que se puede estudiar y analizar así como graficar la liberación de este estímulo.
Protoplasma	Sustancia esencial de toda célula vegetal y animal; la única forma conocida de materia en la cual la vida es manifiesta.

Quimiorreceptor	Receptor adaptado para excitación por medio de sustancias químicas.
Receptor	Terminación nerviosa sensitiva que responde a estímulos de diversas clases.
Reducción	Sustracción de oxígeno o adición de hidrógeno a una sustancia; en forma mas general la pérdida de cargas positivas y la ganancia de electrones.
Refracción	Inclinación de un rayo de luz a medida que pasa de un medio a otro de diferente densidad.
Respirador	Dícese de los músculos que sirven para respirar; dispositivo que proporciona mezcla de aire y oxígeno (ventilador).
Sinapsis	Región de contacto entre dos neuronas adyacentes, que forman el lugar en que se transmite el impulso nervioso de una neurona a otra.
Sistema de purkinje	Fibras que nacen en el nodo auriculoventricular.
Sistémico	Que pertenece o afecta al cuerpo como un todo.
Soluto	Sustancia que se disuelve en otra.
Tabique	Pared que divide o división.
Taquicardia	Rapidez excesiva de la actividad cardiaca.
Transporte activo	Todo movimiento de partículas a través de una membrana contra un gradiente de concentración, lo cual requiere gasto de energía.
Válvula	Pliegue membranoso en un conducto o paso que evita el reflujo de su contenido.
Vascular	Perteneiente a los vasos sanguíneos.
Vena	Vaso que conduce sangre hacia el corazón.
Ventilación	Volumen de aire que se intercambia en un minuto en los pulmones.