



**UNIVERSIDAD
NACIONAL
AUTONOMA DE
MEXICO.**

Facultad de Ingeniería.

Sistema de Telemetría Biomédica.

T E S I S

Que para obtener el Título de

**INGENIERO
MECANICO ELECTRICISTA**

Presenta:

José Ismael Martínez López

**Director de Tesis:
Ing. Jorge Rodríguez Cuevas.**

México, D. F.

1993

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Indice.

INTRODUCCION.	1
CAPITULO 1.	
Conceptos Generales y Consideraciones de Diseño.	3
CAPITULO 2.	
Aspectos Fisiológicos y Generación de Biopotenciales Eléctricos	13
CAPITULO 3.	
Transducción y Acondicionamiento de las Señales.	19
CAPITULO 4.	
Procesamiento.	42
CAPITULO 5.	
Comunicación por Radiofrecuencia.	46
CAPITULO 6.	
Despliegue de la Información.	54
CAPITULO 7.	
Resultados y Conclusiones.	58
BIBLIOGRAFIA.	62

Introducción.

Hoy en día, el desarrollo alcanzado en la ciencia y la tecnología, ha representado un cambio significativo en el curso de vida de la humanidad. El impacto tanto positivo como negativo ha dejado huellas muy profundas, incluso, en la historia humana. Basta recordar hechos como el bombardeo atómico a Hiroshima y Nagasaki o el viaje del hombre a la luna, entre otros muchos ejemplos que podrían citarse, para darnos cuenta que el mundo en el cual vivimos es tan diferente al de no hace mucho tiempo, y es que aquello que hace algunos años era posible únicamente en obras de ciencia ficción, hoy representa una realidad cotidiana.

La misma historia se encargará de juzgar el efecto neto de esta revolución tecnológica en un sentido global, dado que los efectos a largo plazo resultan difíciles de predecir. Mientras tanto resulta necesario encauzar todo este conocimiento al beneficio del hombre.

Son muchos los factores que han contribuido en mayor o menor medida a alcanzar tal avance tecnológico, pero sin duda, uno muy importante es el gran desarrollo en la electrónica. Por otra parte, la ingeniería tiene como misión importante en su objetivo, modificar la naturaleza en la búsqueda de soluciones a los problemas que el hombre enfrenta, los cuales muchas veces son cambiantes, o bien, son generados día a día debido a la misma complejidad de la vida actual; sin embargo, existen problemas que siempre han existido y se relacionan fundamentalmente con la supervivencia del hombre sobre la tierra. La aplicación de la ingeniería y la electrónica ha cooperado significativamente en el mejoramiento de las condiciones de vida existentes, creando soluciones y alternativas a muchos de los problemas que afectan al hombre tanto individual como colectivamente.

La necesidad existente de contar con servicios médicos de buena calidad representa una prioridad en cualquier parte del mundo. La aplicación de la ingeniería electrónica a las ciencias médicas ha contribuido al mejoramiento de los servicios de salud, dado que el médico puede disponer de herramientas tecnológicas para un mejor desempeño en su actividad. Son diversas las áreas en las que existe un apoyo importante, una de las cuales es la instrumentación médica, la cual permite al médico obtener información del estado de salud del paciente, para así poder interpretarla y emitir un diagnóstico fundamentado en la observación directa de los signos vitales; de esta forma, existe una gran diversidad de equipos dedicados a este propósito, teniendo todos ellos un papel decisivo en los servicios médicos. Cabe señalar que todo este apoyo, ha dado como resultado un incremento en la esperanza de vida, además de crear, si se pudiera llamar, una situación de comodidad al paciente en el tratamiento de sus enfermedades.

Sin embargo, desafortunadamente el nivel de desarrollo alcanzado en esta área, ha sido desigual entre las naciones desarrolladas y las subdesarrolladas. La carencia de equipo médico representa un problema serio que afecta significativamente la calidad en la asistencia médica. La falta de equipo que auxilie al médico en su trabajo, muchas veces trae como resultado consecuencias graves, e incluso fatales, lo que representa un costo muy alto dado que la pérdida de una vida humana simplemente no puede ser cuantificada.

Dentro de los diversos equipos de apoyo al médico, un grupo importante es el dedicado al análisis de la información y se clasifican en equipos de diagnóstico y de monitoreo, los primeros se utilizan para determinar el carácter de una enfermedad mediante el análisis de las diferentes señales biomédicas que aportan información al respecto; los últimos tienen como objetivo registrar las constantes vitales del organismo para ser observadas y de esta forma llevar un seguimiento del estado clínico del paciente.

Existen situaciones en las cuales se requiere información sobre el estado de salud de una persona, no con fines de diagnóstico, sino con el propósito de llevar un monitoreo, el cual resulta indispensable en situaciones de emergencia o en la evaluación de enfermos que convalecen. En muchos de estos casos es posible contar con la asistencia de un médico, el cual puede manipular el equipo a fin de obtener la información requerida e interpretarla para tomar decisiones en su auxilio al paciente; sin embargo, existen muchos otros casos en donde por razones de diversa índole, se carece de la presencia física de un médico, imposibilitándose así la atención al paciente. En base a este problema surge la necesidad de contar con un equipo que permita al médico obtener remotamente la información necesaria del paciente, que corresponde a sus signos vitales, en tanto es posible la asistencia directa, para de esta forma ahorrar tiempo muy valioso y al mismo tiempo facilitar al médico su intervención.

En base a lo anterior, se propone el desarrollo de un sistema de telemetría biomédica y la construcción de un prototipo.

En el capítulo 1 se dan los conceptos generales del sistema, así como las consideraciones que se tomaron en cuenta para su diseño; en el siguiente capítulo se habla de los conceptos fisiológicos fundamentales relacionados con las señales biomédicas de interés; de los capítulos 3 a 6 se describe modularmente al sistema, y en el último capítulo se presentan los resultados obtenidos, así como las conclusiones. Finalmente se presenta la bibliografía empleada en el desarrollo del presente trabajo.

Capítulo 1.

CONCEPTOS GENERALES Y CONSIDERACIONES DE DISEÑO.

CONCEPTO DE TELEMETRIA BIOMEDICA.

La telemetría biomédica es la técnica de medición y transmisión de eventos fisiológicos a una distancia arbitraria, desde un lugar remoto en donde ocurre la detección, hasta el lugar en donde se requiere la información para ser observada o registrada para su evaluación. Existen diferentes significados cuando nos referimos al término "información", pero para nuestro propósito, la información puede ser identificada con el signo vital en el que estamos interesados, y su variación con respecto al tiempo, así bien, puede ser representado por una señal analógica o por una digital.

De tal forma, es conveniente abordar el proceso de telemetría biomédica en tres áreas. La primera considera el proceso de transducción, aquí se convierte el evento fisiológico desde su estado original a una señal técnicamente utilizable; así, la señal biomédica que puede tener diversa naturaleza (biopotencial, temperatura, flujo, entre otras), es convertida a una señal eléctrica (voltaje, corriente, etc.), teniendo una variación dependiente al evento fisiológico de interés.

La segunda área es el procesamiento de la señal, aquí se acopla la salida del transductor con la entrada de la etapa siguiente; es común que dicha salida no posea las características apropiadas para ser directamente conectada a la etapa subsecuente, y esto puede deberse a muchas razones: ruido, magnitud e impedancia inadecuadas, entre otras; por lo que es forzoso llevar a cabo un acondicionamiento de la señal, modificándola mediante amplificación, filtraje, etc, para minimizar señales indeseadas así como adecuarla en el acoplamiento con la etapa posterior.

La tercer área tiene que ver con el proceso de comunicación, es decir, la transmisión y recepción de la información, así como el despliegue de la misma en un formato conveniente para su análisis. Este proceso lleva a cabo la conversión de la información contenida en la señal biomédica en otra señal con formato compatible con el sistema de transmisión a utilizar. Mediante un transmisor se envía la información a través de un medio o canal de comunicación; en un puesto remoto y mediante un receptor es recuperada la

señal y convertida a su forma original, de tal forma que pueda ser desplegada para su interpretación.

De tal manera, podemos enmarcar un sistema de telemetría biomédica de acuerdo al diagrama a bloques de la figura 1.1.

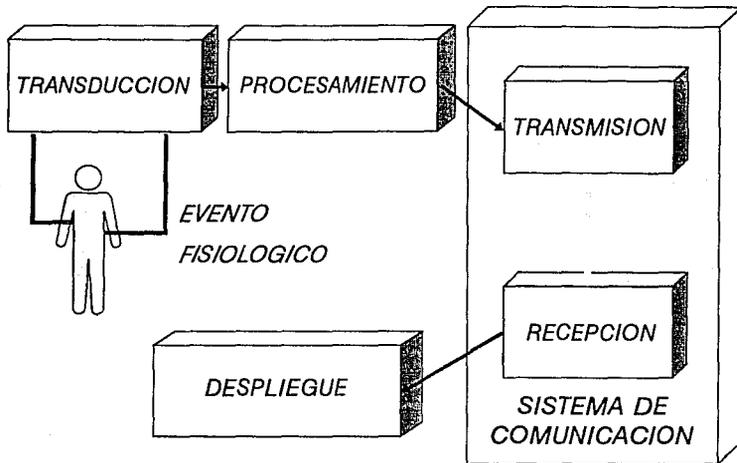


Figura 1.1. Diagrama a bloques de un sistema de telemetría biomédica.

CONSIDERACIONES DE DISEÑO.

Un punto que tiene que ser abordado con detalle es el que respecta a las consideraciones en el diseño del proyecto, ya que precisamente aquí es donde se plantean sus alcances así como sus limitaciones. Sin embargo, existirán factores que serán despreciados, dado que no se pretende un desarrollo comercial del proyecto, sino desarrollar una investigación en el área de instrumentación biomédica, que podrá ser modelo en investigaciones posteriores.

A continuación se presentan las consideraciones de diseño del Sistema de Telemetría Biomédica desarrollado en el presente trabajo:

a) SEÑALES BIOMEDICAS.

Existe una gran variedad de eventos fisiológicos en el cuerpo humano, los cuales pueden ser evaluados, cuando se obtienen señales biomédicas relativas a dichos eventos; el análisis de estas señales permite obtener un juicio sobre el estado de salud del paciente, asimismo, en caso de no ser satisfactorio, proporciona información sobre la naturaleza y la localización de una enfermedad.

A continuación se enlistan algunas de las señales biomédicas comúnmente consideradas en telemetría biomédica:

- Electrocardiograma (ECG).
- Fonocardiograma.
- Frecuencia cardíaca.
- Electromiograma (EMG).
- Electroencefalograma (EEG).
- Potenciales nerviosos.
- Presión sanguínea.
- Flujo sanguíneo.
- Señal de respiración.
- Temperatura.
- Impedancia neumográfica.

Ahora bien, en el diseño de equipo de monitoreo, es necesario tomar en cuenta aquellas señales que proporcionan información sobre el estado general de salud del paciente, si bien es cierto que muchas de ellas pueden ser útiles para este propósito, es conveniente instrumentar aquellas que aportan mayor información; de esta forma las señales instrumentadas son las siguientes:

- a) Electrocardiograma (ECG).
- b) Flujo sanguíneo.
- c) Señal de respiración.
- d) Frecuencia cardíaca.
- e) Temperatura corporal.

b) METODOS DE MEDICION.

Para llevar a cabo la conversión de un evento fisiológico a una señal eléctrica, es necesario determinar el tipo de métodos de medición a utilizar, éstos se clasifican en dos grupos, invasivos y no invasivos. Los métodos de medición invasivos usan transductores colocados en la superficie del cuerpo o insertados dentro de él; mientras que los métodos no invasivos utilizan transductores que no entran en contacto ni penetran la superficie del cuerpo, esto los hace fáciles de utilizar, además de representar un menor riesgo al paciente.

Para efectos del presente trabajo, consideraremos como invasivos aquellos que penetran la superficie del cuerpo, y como no invasivos aquellos que pueden tener un contacto directo con la superficie, pero nunca traspasarla.

Así, tenemos que los transductores a utilizar son del tipo no invasivo, esto agrega a las ventajas mencionadas anteriormente, una menor incomodidad al paciente cuando éste se conecta los transductores en el cuerpo para llevar a cabo una medición.

c) ENLACE DE COMUNICACION.

La telemetría puede llevarse a cabo mediante un enlace alámbrico, o bien, inalámbrico. El primero presenta limitantes en cuanto a su operatividad; primeramente es menos versátil en cuanto a la ubicación espacial, es decir, una vez diseñado para ser utilizado en una aplicación específica, acepta una escasa modificación, además, se presentan problemas en el aislamiento del paciente con fuentes de energía eléctrica, como se verá posteriormente.

Por otra parte, el enlace inalámbrico ofrece ventajas significativas; utilizando la transmisión por radiofrecuencia se pueden obtener resultados incluso, en pacientes móviles. En cuanto al problema del aislamiento, éste será tratado en el punto de seguridad del paciente.

De acuerdo a lo anterior, se diseña el sistema telemétrico en base a una transmisión inalámbrica por radiofrecuencia (RF).

d) ESQUEMA DE MULTIPLEXAJE Y MODULACION.

Con objeto de llevar a cabo la transmisión de las señales biomédicas, es necesario efectuar un proceso de modulación. La modulación consiste en alterar sistemáticamente las características de una onda llamada portadora, como pueden ser: amplitud, frecuencia o fase; mediante una señal llamada moduladora. Para nuestro propósito, la onda portadora es una señal senoidal en el rango de radiofrecuencia, mientras que la señal moduladora es la

información biomédica a transmitir. El proceso inverso es denominado demodulación o detección y consiste en recuperar la información de la señal modulada de radiofrecuencia.

Un sistema de comunicación por RF está formado generalmente por una fuente de información, un generador de RF, un modulador, un canal de comunicación, un demodulador y un despliegue de la información.

El propósito ideal sería el diseño de un sistema de bajo costo, que cumpla las especificaciones legales referentes a potencia de transmisión, frecuencia de portadora y ancho de banda; con objeto de no invadir el espectro de frecuencias ya utilizado. Sin embargo, dado que esto resulta complejo, además de no pretendese una comercialización (donde sería necesario apegarse a normas y reglamentaciones específicas), el desarrollo se lleva a cabo de una forma experimental. De esta manera, los circuitos de transmisión y recepción se construyen en forma discreta, utilizando componentes de fácil adquisición y/o construcción.

Dado que se necesitan transmitir cinco señales simultáneamente, éstas deben ser multiplexadas para poder ser transmitidas en una misma señal portadora. Existen dos métodos básicos de multiplexaje, en frecuencia y en tiempo. En la figura 1.2. se ilustra un sistema multiplexado en frecuencia de tres canales. En el transmisor las señales de interés modulan tres diferentes subportadoras ubicadas a diferentes frecuencias, de tal forma que las señales moduladas no traslapen entre sí sus espectros; a continuación se suman para obtener una señal compuesta, que modula la señal portadora de RF, para después ser radiada por un amplificador de potencia.

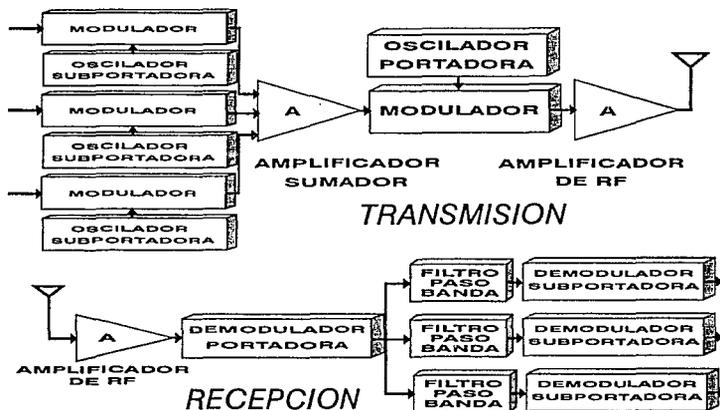


Figura 1.2. Sistema multiplexado en frecuencia de tres canales.

En el receptor, la señal de RF es amplificada y demodulada para obtener una señal equivalente a la suma de las tres subportadoras moduladas, las cuales son separadas mediante filtros paso banda sintonizados en las respectivas frecuencias de las subportadoras. Las señales separadas son demoduladas y enviadas a la etapa de despliegue.

El segundo esquema de multiplexaje es en tiempo; en la figura 1.3. se muestra un sistema de tres canales. En este caso, las señales de interés son enviadas a un circuito de conmutación, el cual se encarga de conmutar, por un tiempo determinado al circuito modulador de RF, a cada una de las señales, así como también una señal de referencia. En la recepción la señal es demodulada y mediante un circuito dedicado a demultiplexar las señales, son separadas y enviadas respectivamente a diferentes circuitos para su despliegue.

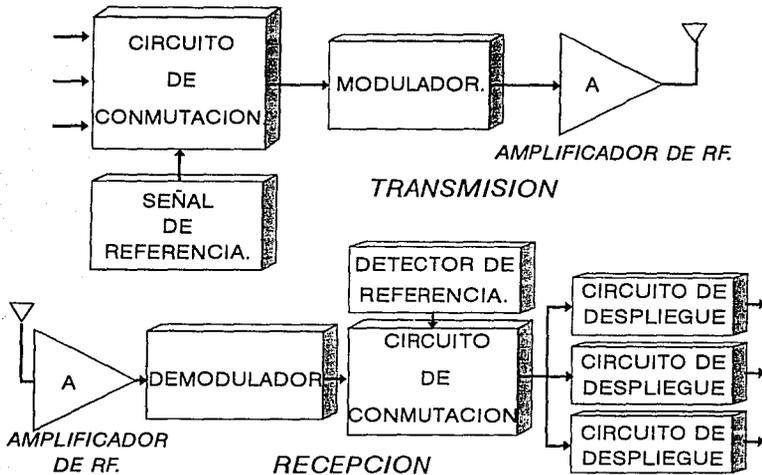


Figura 1.3. Sistema multiplexado en tiempo de tres canales.

Como el primer esquema presenta mayor complejidad al implementarse, dado que para cada señal es necesario generar una subportadora, realizar una modulación en la etapa de transmisión, y un filtraje en la etapa de recepción, se plantea entonces, efectuar un multiplexaje en tiempo. Por otra parte, la transmisión de la información es en forma digital, para hacerla menos susceptible al ruido. Se decidió utilizar una modulación en amplitud, debido a la sencillez en la implementación de los circuitos.

En lo que respecta a la elección de la frecuencia de portadora, se tomaron en cuenta dos aspectos fundamentales: primero, es inversamente proporcional a la dimensión física de la antena, por lo que para obtener dimensiones prácticas en la misma es necesario trabajar a frecuencias elevadas; por otro lado, los efectos parásitos en los componentes de los circuitos se hacen evidentes a medida que la frecuencia aumenta, esto afecta considerablemente cuando no es posible contar con componentes de alta calidad, dado que las no idealidades de los mismos, constituyen un serio problema en el desempeño del circuito.

Dado que resulta en verdad difícil el poder conseguir oportunamente componentes caracterizados, además de no contar con equipo adecuado para caracterizar los componentes disponibles, pesó mucho más el segundo punto, por lo que se plantea el diseño en baja frecuencia; aunque la banda utilizada es la llamada de "alta frecuencia" (High Frequency:HF), relativamente hablando, representa una banda baja. Se diseñó entonces con una frecuencia de portadora de 20 MHz.

e) SEGURIDAD DEL PACIENTE.

Una de las consideraciones más importantes en el diseño, es salvaguardar la seguridad física del paciente, a fin de evitarle cualquier tipo de riesgo. Las consideraciones de seguridad deberán enfocarse primordialmente en los dispositivos que entran en contacto directo con el paciente. Existen básicamente tres tipos de riesgo cuando nos referimos a instrumentos que interactúan con el paciente, estos son: biológicos, químicos y eléctricos; por lo que se requiere tomar medidas de precaución para minimizarlos de tal forma que no representen un riesgo potencial.

Las medidas de tipo biológico, son aquellas que aseguran la ausencia de microorganismos en los dispositivos que se conectan al paciente; las de tipo químico evitan la intoxicación del medio del paciente provocado por la actividad química ocasionada por el dispositivo, y por último, las medidas de tipo eléctrico, aíslan al paciente de cualquier posible descarga eléctrica de las fuentes de suministro de energía de los equipos.

Son precisamente estas últimas medidas, las que revisten una mayor importancia, ya que por un lado, existe una actividad eléctrica asociada a eventos fisiológicos, siendo ambos interdependientes. Por otro lado, el medio interno del organismo humano está constituido en gran parte de agua con diversas sustancias iónicas en disolución, representando así un excelente conductor eléctrico. Cuando corrientes ajenas interactúan con el organismo, los eventos bioeléctricos pueden ser alterados peligrosamente.

Los riesgos biológicos y químicos son prácticamente cancelados al utilizar transductores no invasivos, y aunque también ayudan a minimizar los riesgos eléctricos, es necesario tomar en cuenta otras medidas, dado que las fuentes de alimentación de los equipos,

poseen alto contenido energético, y una eventual falla en el circuito podría producir efectos fatales al paciente.

Los efectos nocivos no son medidos en términos de voltajes, dado que la impedancia existente entre dos puntos cualesquiera del organismo oscila en un amplio margen, siendo dependiente de la ubicación, humedad del ambiente, temperatura, sudoración e incluso, del estado anímico del paciente. Dependiendo del valor de impedancia, puede producirse un efecto letal con niveles de voltaje que van desde los milivolts hasta miles de volts. Así resulta entonces apropiado definir los efectos nocivos en términos de corrientes de pico que atraviesan el organismo; las magnitudes de estas corrientes se han obtenido de forma empírica. Un caso es la mínima magnitud de corriente que es perceptible cuando se toca con los dedos un conductor eléctrico, que se define como el umbral de sensibilidad eléctrica; aproximadamente este umbral es de 1 mA desde corrientes continuas hasta valores de 100 Hz; sin embargo, a partir de este valor, a medida que la frecuencia aumenta, el umbral aumenta en mayor proporción.

Existe otro término comúnmente empleado en protecciones eléctricas, la corriente de reacción involuntaria, si bien no provoca graves efectos nocivos, da lugar a ligeras contracciones musculares que pueden producir movimientos involuntarios con peligro de ocasionar algún accidente secundario. La magnitud de estas corrientes es variable, debido a que su efecto depende de la región donde circule la corriente, siendo más grave en las proximidades de cualquier nervio sensitivo o motor. Para frecuencias de 60 Hz el rango se ubica entre 2 y 10 mA.

A medida que la corriente aumenta se sitúa la llamada corriente de pérdida de control muscular, esta corriente inhibe los músculos próximos a los puntos de entrada y salida, haciendo que se pierda la posibilidad de contracción voluntaria, imposibilitando al paciente el liberarse por sí mismo de las conexiones que causan el trastorno. El valor de esta corriente también es variable, situándose por lo general en los 18 mA a frecuencias de 60 Hz.

Por otra parte, es necesario tener en cuenta cuales son los órganos que son más susceptibles al efecto nocivo de las corrientes eléctricas. Dado que la sangre es muy buen conductor, las zonas más regadas por el flujo sanguíneo concentrarán más las líneas de corriente. El corazón es un órgano muy vascularizado que encierra una cantidad considerable de sangre, por lo que representa un camino idóneo al paso de la corriente eléctrica. Existe también un funcionamiento sincrónico del corazón, teniendo asociado un elaborado sistema bioeléctrico que hace contraer las cavidades cardíacas en los momentos precisos. El paso de corriente eléctrica a través del corazón puede alterar por completo el funcionamiento normal de dicho órgano, haciendo que las diferentes cavidades se contraigan en forma desordenada y ocasionando que el bombeo de sangre pierda su eficacia, a este trastorno se le llama fibrilación.

Para corrientes aplicadas externamente y mayores a la de fibrilación, ocurren fenómenos proporcionales a la magnitud de la corriente, tales como el paro cardíaco, la inhibición de la respiración, la paralización de centros nerviosos, quemaduras en los puntos de entrada y salida de la corriente, quemaduras internas e incluso, pérdida de la vida, estos tipos de accidentes se dan con corrientes de 60 Hz que van desde mA hasta varios amperes.

Sin embargo, se pueden producir situaciones críticas de fibrilación ventricular, con magnitudes de corriente mucho menores a las expresadas anteriormente, cuando la corriente circula directamente a través del corazón; tal situación se puede presentar cuando se conectan microelectrodos directamente en el músculo cardíaco, produciéndose trastornos graves a niveles de magnitud tan bajos como 20 μ A.

Una característica del sistema que contribuye favorablemente en las medidas de seguridad de tipo eléctrico, es la transmisión por radiofrecuencia, esta técnica provee una transmisión inalámbrica entre el paciente y la mayoría de los componentes del sistema (Figura 1.4); ofreciendo al mismo tiempo el mejor método de aislamiento al paciente del equipo de registro y de las líneas de alimentación, ya que los circuitos con los que el paciente entra en contacto, son alimentados por una fuente independiente, que para nuestro caso son baterías de bajo voltaje, las cuales representan un mínimo riesgo al paciente en caso de presentarse alguna descarga eléctrica.

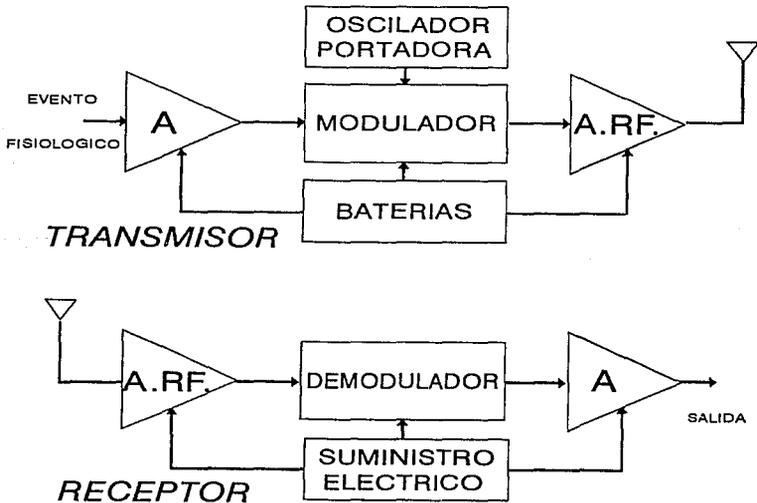


Figura 1.4. Sistema de telemetría por radiofrecuencia.

f) CONSUMO DE ENERGIA.

Dado que se menciona en el punto anterior la necesidad de utilizar baterías para el suministro de energía a parte del sistema, resulta necesario también, efectuar el diseño en baja potencia, con objeto de prolongar al máximo la vida útil de las baterías. Por otra parte, resulta benéfico por lo que respecta a las medidas de seguridad de tipo eléctrico, el trabajar en niveles de potencia de baja magnitud.

De esta forma se diseña en baja potencia, para lo cual se seleccionan circuitos que operan con dicha característica. En el desarrollo se utilizan amplificadores operacionales de bajo consumo de potencia, así como circuitos digitales de tecnología HCMOS, los que poseen ventajas importantes como son: tamaño reducido, alta velocidad, bajo consumo de energía y alta inmunidad al ruido.

g) DESPLIEGUE DE LA INFORMACION.

La información requiere de cierto formato para poder ser interpretada; para facilitar al médico el análisis de los diferentes eventos fisiológicos, es necesario que el formato de presentación de los mismos tenga un formato convencional dentro del medio clínico.

Por las características propias de las señales biomédicas, en tres de ellas (ECG, flujo y respiración), se necesita conocer su forma de onda; para llevar a cabo el despliegue de las mismas se plantea el uso de un osciloscopio con memoria, en donde dependiendo del número de canales que éste tenga, puedan ser visualizadas las señales biomédicas. La propiedad de almacenamiento del osciloscopio es necesaria debido a la característica de baja frecuencia de las señales involucradas.

Las dos señales restantes sólo necesitan ser cuantificadas por un valor numérico, por lo que su despliegue se plantea mediante exhibidores luminosos de siete segmentos.

Otro requerimiento de importancia es la presentación de información en tiempo real; por lo que se utilizan arquitecturas basadas en microcontroladores, los cuales administran el sistema efectuando el multiplexaje y demultiplexaje de las señales para su visualización en tiempo real.

Capítulo 2.

ASPECTOS FISIOLÓGICOS Y GENERACION DE BIOPOTENCIALES ELÉCTRICOS.

Es conveniente, antes de abordar cualquier planteamiento en la parte de instrumentación, el conocer ciertos aspectos relacionados con la naturaleza del problema al que nos estamos enfrentando. Resulta pues apropiado, el conocer la fisiología básica de la célula, del corazón, del sistema respiratorio, así como la actividad eléctrica relacionada con estos sistemas vivos.

BIOPOTENCIALES ELÉCTRICOS

La célula es el origen básico de todos los potenciales bioeléctricos. Un potencial bioeléctrico puede ser definido como la diferencia de potencial entre el interior y el exterior de una célula; en otras palabras, la diferencia de potencial existente a través de la membrana celular. Una célula consiste en un conductor iónico separado del ambiente exterior por una membrana celular semi-impermeable.

La bioelectricidad es estudiada desde dos puntos de vista, desde el punto de vista del origen de energía eléctrica dentro de la célula y también desde el punto de vista de las leyes del flujo relativo de corrientes electrolíticas de los campos iónicos producidos por la célula. En electrofisiología, es posible en algunos casos, penetrar a una célula para conocer su potencial interno, sin embargo, comúnmente se hacen mediciones externas a un grupo de células, mientras éstas suministren un flujo de corriente.

Investigaciones experimentales con microelectrodos han mostrado que el potencial en reposo en el interior de una célula, es aproximadamente - 90 mV con referencia al exterior de la célula, este potencial cambia aproximadamente + 20 mV por un corto período durante la actividad celular.

La teoría de Hodgkin-Huxley, inicialmente postulada en los años cincuentas, está generalmente considerada como la mejor explicación del origen de los potenciales y provee ecuaciones que dan una correspondencia matemática empírica para datos experimentales. Esta teoría es descrita brevemente a continuación.

El interior de una célula contiene principalmente concentraciones de sodio y potasio, estas concentraciones dentro de la célula difieren considerablemente de las concentraciones de estos iones en el espacio exterior de la célula. figura 2.1.

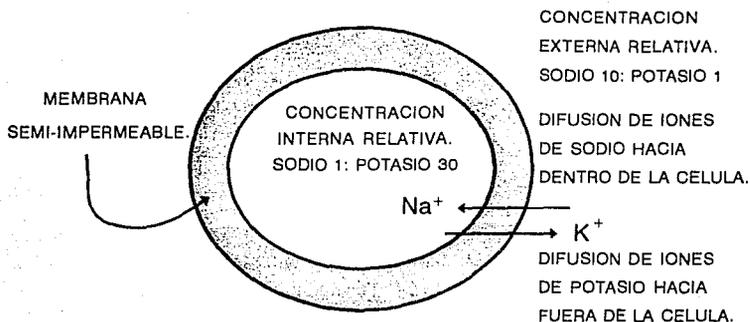


Figura 2.1. Concentraciones típicas de iones de sodio y de potasio dentro de la célula.

La teoría iónica elemental establece que, bajo condiciones adecuadas, cualquier distribución desigual de concentración iónica en una solución acuosa dará como resultado una diferencia de potencial entre las regiones de diferente concentración; si estas regiones son separadas a través de una membrana semi-impermeable a estos iones, una diferencia de potencial aparecerá a través de la membrana. Este potencial, el cual es referido como un gradiente químico, es dado por la relación de Nerst.

$$\text{Potencial (mV)} = 61.6 \log \frac{C1}{C2}$$

Donde

C1= Concentración de un lado de la membrana.

C2= concentración del otro lado de la membrana.

o para soluciones iónicas univalentes, la relación de Nerst se simplifica a:

$$\text{Potencial (mV)} = 61.6 \frac{u - v}{u + v}$$

Donde

u= movilidad de los iones negativos a través de la membrana.

v= movilidad de los iones positivos a través de la membrana.

Para una relación de concentración de 10:1 a 37°C, la movilidad relativa de los iones de cloruro y sodio son 65.4 y 43.6 respectivamente, tal como se muestra en la figura 2.2. Aplicando estos valores a la relación de Nerst tenemos:

$$\text{Potencia (mV)} = 61.6 \frac{65.4 - 43.6}{65.4 + 43.6} = 12 \text{ mV}$$

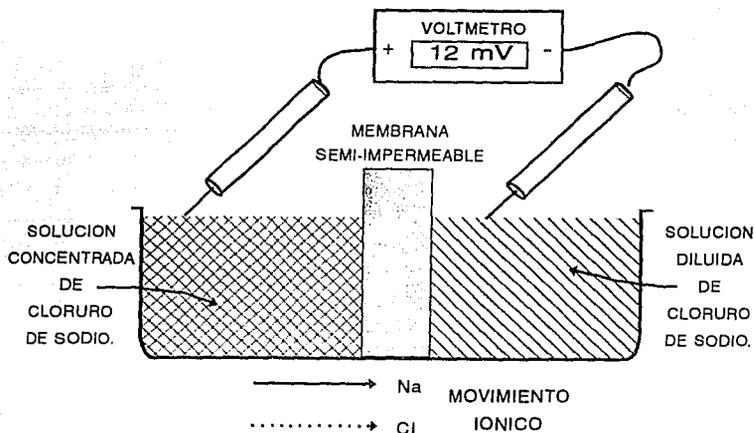


Figura 2.2. Potencial generado por la diferencia de concentraciones iónicas entre dos soluciones.

El potencial decrecerá a medida que la difusión avance, a diferencia de una célula viva.

EL SISTEMA CIRCULATORIO.

En un organismo multicelular complejo, donde existe una alta densidad de células, el proceso de revitalización de las mismas es de suma importancia. El principal propósito del sistema circulatorio es el llevar a cabo esta revitalización, que consiste en proveer elementos nutrientes, así como desalojar productos de desecho. El órgano principal en el sistema circulatorio es el corazón, pues lleva a cabo el bombeo de la sangre hacia todas las regiones del cuerpo.

El corazón está situado en el centro de la cavidad torácica, desviado hacia la parte izquierda. Consta de tres capas: la externa o *pericardio*, la media o *miocardio* y la interna o *endocardio*. Es hueco, con dos cavidades superiores (aurículas) y dos inferiores (ventrículos); cada aurícula se comunica con su ventrículo correspondiente por un orificio, el izquierdo cerrado por la válvula bicúspide o mitral, el derecho por la tricúspide. Estas válvulas dejan pasar la sangre sólo en el sentido aurícula-ventrículo. Del ventrículo izquierdo sale la arteria aorta, del derecho la arteria pulmonar; en la aurícula izquierda desembocan las cuatro venas pulmonares; en la derecha las venas cavas superior e inferior.

El trabajo del corazón consta de contracciones y relajaciones de las aurículas y de los ventrículos, repetidas rítmicamente. La contracción se denomina *sístole* y la relajación *diástole*. La contracción y relajamiento de las distintas porciones del corazón son llevadas a cabo con una secuencia rigurosamente determinada.

Está aceptada la distinción de tres fases en la actividad cardíaca. Al principio se contraen conjuntamente las dos aurículas (1a. Fase) y con ello la sangre pasa de las aurículas a los ventrículos, estos últimos se relajan. Después viene la contracción conjunta de ambos ventrículos (2a. Fase) y, en este tiempo, las aurículas pasan al estado de relajamiento. La sangre durante la sístole de los ventrículos es rechazada con fuerza hacia la aorta y el tronco pulmonar. Después de la contracción de los ventrículos se inicia su relajamiento (3a. Fase). Esta tercera fase de la actividad cardíaca se denomina pausa total. Durante la pausa total, en las aurículas entra la sangre de los vasos venosos.

La sístole de las aurículas dura cerca de 0.1 segundos, la sístole de los ventrículos dura aproximadamente 0.3 segundos y la pausa total como 0.4 segundos. Por consiguiente un ciclo de trabajo cardíaco ocupa cerca de 0.8 segundos. Lo que constituye 75 contracciones por minuto. La cantidad de contracciones cardíacas en estado de reposo, oscila entre los límites de 60 a 80 por minuto.

La frecuencia de las contracciones y la intensidad de las mismas varía en dependencia de las diversas condiciones en que se encuentra el organismo. La frecuencia de las contracciones cardíacas depende también de la edad. En el recién nacido el corazón se contrae cerca de 140 veces por minuto. El aumento de la frecuencia de las contracciones cardíacas se observa también en los ancianos (de 90 a 95). En las enfermedades, acompañadas de un aumento de la temperatura corporal, las contracciones cardíacas se encuentran, por lo común, aceleradas (taquicardia). Sólo en algunas enfermedades se observa un descenso en la frecuencia (bradicardia). A veces se observan trastornos en la sucesión regular de las contracciones (arritmia).

La investigación clínica del corazón ha progresado significativamente mediante el registro de su actividad eléctrica. La excitación del músculo cardíaco y la contracción resultante de ella se acompañan de fenómenos bioeléctricos, de corrientes eléctricas de acción, que se conducen a la superficie del cuerpo y con la ayuda de equipos especiales, pueden ser detectadas y registradas para su estudio.

SISTEMA RESPIRATORIO.

Para la actividad vital del organismo son necesarias no sólo las sustancias alimenticias, sino también el oxígeno. Entre el organismo y el medio ambiente tiene lugar un intercambio gaseoso continuo, el hombre posee para este fin el sistema respiratorio.

La función primaria del sistema respiratorio es la oxigenación de la sangre, si ésta no es oxigenada, el contenido de oxígeno disminuirá rápidamente, ocasionando en poco tiempo la pérdida del conocimiento, para en poco tiempo después causar la muerte. El oxígeno participa en los procesos del metabolismo. En los tejidos tiene lugar un consumo ininterrumpido de oxígeno y la formación de anhídrido carbónico, el cese del ingreso de oxígeno conduce al fallecimiento de los tejidos y del organismo.

En dependencia de sus funciones los órganos respiratorios pueden ser clasificados en vías respiratorias y aparato respiratorio. La zona respiratoria son los alvéolos pulmonares, en ellos se realiza el intercambio gaseoso entre el aire y la sangre, todos los demás órganos del sistema son vías conductoras del aire y sirven para el transporte del aire inspirado y espirado.

La respiración pulmonar sólo es posible con la condición del ingreso en los pulmones de aire puro, procedente de la atmósfera ambiente y la eliminación del aire que se encuentra en los alvéolos, a este proceso se le llama ventilación pulmonar.

El acto de la respiración consta de la inspiración y la espiración repetidas rítmicamente. La inspiración se efectúa de la manera siguiente: Por influjo de los impulsos nerviosos se contraen los músculos participantes en el acto de inspiración: el diafragma, los músculos intercostales externos y otros músculos. El diafragma al contraerse, desciende, lo cual conduce al aumento de la dimensión vertical de la cavidad torácica, como resultado de esto, aumenta el volumen total de la cavidad torácica; junto con este aumento tiene lugar la dilatación de los pulmones, de esta forma, la presión del aire en el interior de los pulmones desciende (se hace más baja que la atmosférica) y el aire atmosférico irrumpe en los pulmones a través de las vías respiratorias. La espiración se produce a continuación de la inspiración, los músculos que participan en el acto de la inspiración se relajan, (el diafragma se eleva); las costillas, debido a la contracción de los músculos intercostales internos y de otros músculos, así como por su propio peso, descienden. El volumen de la cavidad torácica disminuye ocasionando que los pulmones se estrechen, de esta forma la presión en el interior de los mismos aumenta (se hace mayor a la atmosférica), y el aire es expelido hacia el exterior a través de las vías respiratorias.

Los movimientos respiratorios son rítmicos. En el adulto, en estado de reposo, tienen lugar de 16 a 20 movimientos por minuto, en los niños la respiración es algo más frecuente (en el recién nacido cerca de 60 por minuto). Como norma, la carga física, sobre todo en personas poco entrenadas, se acompaña de un aumento en la frecuencia de respiración. En

muchas enfermedades se observa también el aumento en la frecuencia de los movimientos respiratorios.

Estos conceptos expresados no pretenden explicar la naturaleza de los eventos fisiológicos que ocurren en el organismo, únicamente pretenden resaltar la importancia de tener una estimación de ellos mediante un monitoreo adecuado de las señales biomédicas que se relacionan con los mismos.

Capítulo 3.

TRANSDUCCION Y ACONDICIONAMIENTO DE LAS SEÑALES.

Las eventos fisiológicos que ocurren en el cuerpo humano son evaluados clínicamente mediante ciertas señales biomédicas relacionadas con dichos eventos. Las señales biomédicas pueden obtenerse directamente del paciente como un potencial eléctrico mediante el empleo de electrodos, o bien, pueden detectarse de alguna otra forma; de cualquier manera la señal eléctrica correspondiente a la señal biomédica es obtenida a partir de un transductor, el cual lleva a cabo una conversión de energía de una forma a otra, usualmente la última de tipo eléctrica. El transductor debe responder únicamente con la forma de energía de interés en la medición del evento. Así, el transductor es la interfaz entre el organismo vivo y el sistema de medición, cuidando que la energía que es extraída del primero sea minimizada de tal forma que no interfiera con el fenómeno en estudio. Usualmente la salida del transductor no puede ser directamente acoplada a las etapas siguientes; en el acondicionamiento se lleva a cabo la adecuación de las señales, llevando a cabo procesos de amplificación, filtraje, aislamiento, acoplamiento de impedancias, etc. De esta forma es posible obtener una señal eléctrica que reproduzca fielmente al evento fisiológico en el que estemos interesados.

En la tabla 1 se muestran algunos de los parámetros médicos y fisiológicos de interés cuando se requiere llevar a cabo un monitoreo clínico.

PARAMETRO FISIOLÓGICO	MEDICION REQUERIDA	MAGNITUD TÍPICA pp	FRECUENCIA FUNDAMENTAL Hz.	ANCHO DE BANDA Hz
SISTEMA CIRCULATORIO	ELECTROCARDIOGRAMA	2 mV	1.3	.05-100
	FRECUENCIA CARDIACA	-	-	60-120 cic/min
	PRESION SANGUINEA	120/80 mmHg.	1.3	DC-20
	FLUJO PERIFÉRICO	1000cc/min	1.3	DC-50

SISTEMA RESPIRATORIO	ESPIROGRAMA	4000cc	0.25	DC-2
	NEUMOGRAMA	500cc/(RESP)	0.25	.05-2
FUNCIONES CEREBRALES	ELECTROENCEFALOGRAMA	50 μ V	10	.05-100
FUNCIONES MUSCULARES	ELECTROMIOGRAMA	1mV	-	10-5000
SISTEMA NERVIOSO AUTONOMO	TEMPERATURA CORPORAL	36-40	-	-

Cabe señalar que todos estos valores dependen de la técnica de medición utilizada, así como del tipo de transductores empleados.

Se presenta a continuación la forma en que se obtuvieron las señales biomédicas incluidas en el presente trabajo.

1. Electrocardiograma.

En el registro de las corrientes eléctricas de acción del corazón, se obtiene un diagrama complejo, denominado electrocardiograma (ECG). El electrocardiograma es el registro de la diferencia de potencial determinada por la colocación de electrodos en la superficie del cuerpo; la gráfica de las variaciones de voltaje con respecto al tiempo, proporciona información sobre el ciclo cardíaco y es usada para determinar el estado clínico del corazón (Figura. 3.1.).

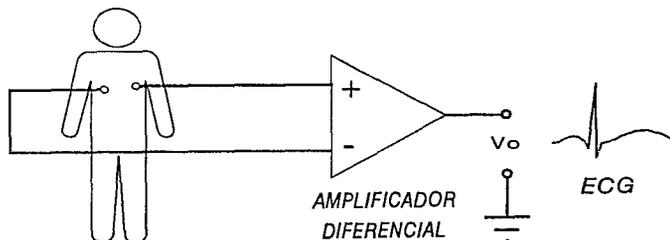


Figura 3.1. Registro electrocardiográfico simplificado.

En un electrocardiograma de un individuo sano se distinguen cinco ondas constantes, las ondas P, Q, R, S y T (Figura 3.2).

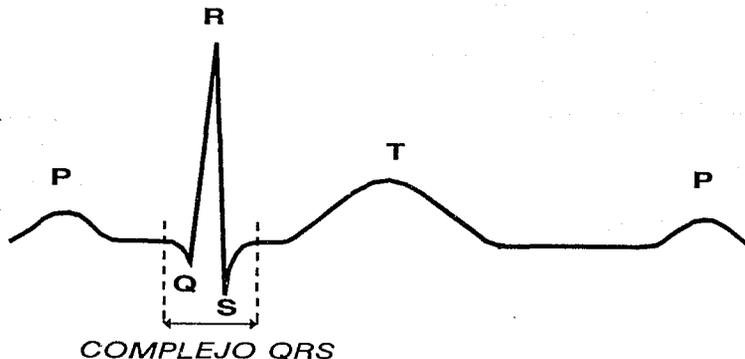


Figura 3.2. Electrocardiograma típico de una persona normal (Derivación II).

Cada una de las ondas está relacionada con la excitación y contracción de diferentes zonas del corazón. En las afecciones cardiacas se observan variaciones en el ECG, en dependencia del carácter de dichas variaciones, se puede juzgar sobre la existencia de determinada afección.

Así, tenemos que el ECG tiene valor especial en los siguientes estados clínicos:

- Hipertrofia auricular y ventricular.
- Isquemia e infarto al miocardio.
- Arritmias.
- Pericarditis.
- Padecimientos generalizados que afectan el corazón.
- Trastornos en el metabolismo electrolítico, especialmente las anomalías del potasio.
- Valoración de la función del marcapaso electrónico.

Los potenciales eléctricos generados por la actividad del corazón aparecen en toda la superficie corporal, y son proyectados en tres planos diferentes: frontal, transversal y sagital. La colocación de electrodos en diferentes sitios, ocasiona diferencias en los resultados, esto debido a la dependencia espacial con el campo eléctrico generado por la

actividad cardíaca, por lo que existen ciertas posiciones estandarizadas en la evaluación clínica del ECG.

El potencial eléctrico proyectado en el plano frontal es conocido como vector cardíaco del plano frontal. Desde el punto de vista matemático, para conocer la magnitud relativa de un vector, así como su posición angular, es necesario llevar a cabo dos mediciones, éstas determinan la proyección del vector a lo largo de dos ejes a 90° entre sí; sin embargo, en electrocardiografía, este vector es registrado a lo largo de dos ejes a 60° uno del otro, ya que la colocación de los electrodos en los miembros así lo permiten.

Es común registrar las tres proyecciones del vector del plano frontal. El triángulo formado por los tres ejes a 60° entre sí es conocido como el triángulo de Einthoven, que se muestra en la figura 3.3.

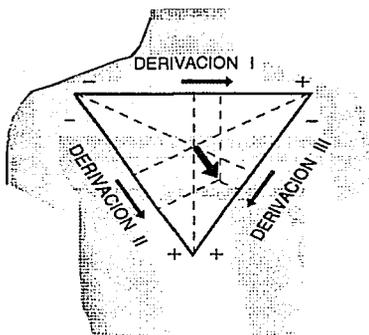


Figura 3.3. Triángulo de Einthoven.

Tres mediciones de diferencia de potencial son comúnmente usadas para determinar el vector del plano frontal en conjunción con el triángulo de Einthoven, éstas son obtenidas a partir de la combinación de pares de electrodos colocados alternadamente en brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda. Regularmente es colocado otro electrodo en la pierna derecha para ser aterrizado o conectado a circuitos especiales. Estas mediciones son:

- Diferencia de potencial entre el brazo derecho y el brazo izquierdo.
- Diferencia de potencial entre el brazo derecho y la pierna izquierda.
- Diferencia de potencial entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda.

Estas tres mediciones electrocardiográficas son conocidas como las derivaciones bipolares estándar del plano frontal, y son comúnmente referidas como derivaciones I, II y III respectivamente, tal como se muestra en la figura 3.4.

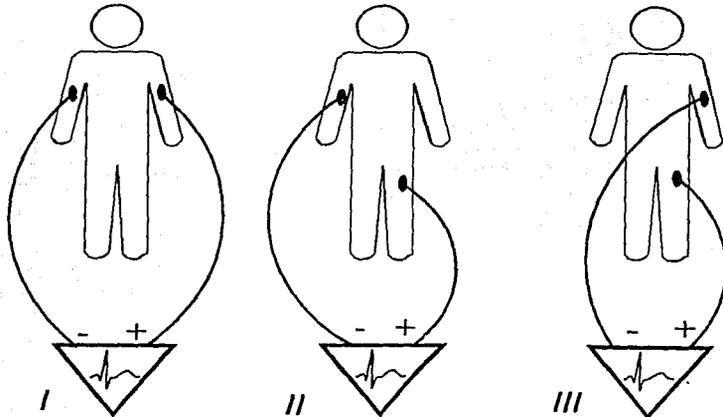


Figura 3.4. Derivaciones bipolares estándar del plano frontal.

En un electrocardiograma para diagnóstico más de una derivación es requerida para establecer completamente el estado clínico del corazón, sin embargo, para fines de monitoreo sólo es necesaria una derivación.

Para poder detectar los biopotenciales generados en el cuerpo, es necesario utilizar electrodos. Un electrodo efectúa la conversión de las corrientes iónicas en el cuerpo, en una corriente eléctrica en la terminal del cable.

Los electrodos pueden clasificarse como polarizables y no polarizables, sin embargo la mayoría de los electrodos comunes comparten en cierta forma ambas propiedades. Los electrodos polarizables presentan el comportamiento de un capacitor, una corriente constante fluyendo a través de ellos origina un incremento continuo de voltaje. Los electrodos no polarizables se comportan como una resistencia, donde al circular una corriente constante a través de ellos causará una diferencia de potencial.

Los electrodos utilizados en el sistema son del tipo plata-cloruro de plata (Ag-AgCl), que estarían incluidos en la clasificación de electrodos no polarizables; la elección de estos electrodos se debió a que son más inmunes a señales de interferencia por artefactos de movimiento. En la figura 3.5. se muestra el corte de un electrodo del tipo utilizado.

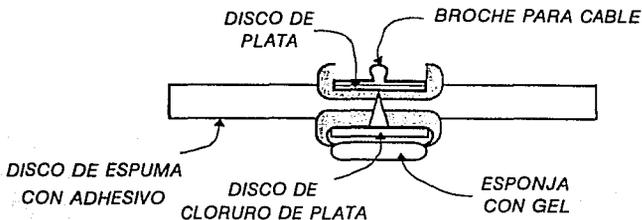


Figura 3.5. Corte de un electrodo del tipo Ag-AgCl.

En el monitoreo del electrocardiograma, existen diferentes arreglos en la colocación de los electrodos a fin de poder obtener una onda QRS de amplitud considerable, y además, libre de artefactos ocasionados por la acción muscular y el movimiento involuntario del paciente. Un arreglo utilizado comúnmente es el MX (*manubrium-xiphoid*), (Figura 3.6.), donde los electrodos son colocados en los límites del esternón, donde en esta zona no existe contracción de los músculos esqueléticos, además, los electrodos se sitúan cerca del corazón, proveyendo una amplitud grande del ECG; sin embargo, aunque el arreglo MX es conveniente para estimar el valor de frecuencia cardiaca, no es precisamente el mejor arreglo para identificar cambios metabólicos en los ventriculos, ya que la onda T que proporciona esta información, es de muy pequeña magnitud.

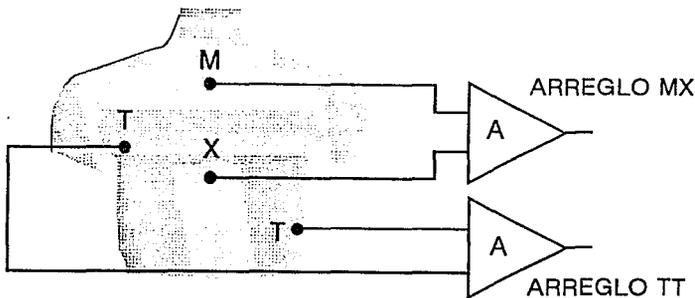


Figura 3.6. Colocación de electrodos para el registro del ECG.

Otro arreglo utilizado es el llamado TT (*transtorácico*) (Figura 3.6.). Los electrodos son colocados a través del tórax, uno de ellos es colocado justo abajo de la axila derecha; el otro se sitúa en el lado izquierdo del tórax sobre la línea media axilar, al nivel de la quinta o sexta costilla.

El arreglo transtorácico se aproxima a la derivación II y proporciona ventajas considerables: amplitud grande del ECG y magnitud adecuada de la onda T, además, el mismo par de electrodos puede ser usado para registrar la señal de respiración por el método de cambio de impedancia, que será descrito posteriormente.

Existen diferentes señales indeseables en el registro electrocardiográfico como son principalmente: interferencia a 60 Hz inducida por el campo eléctrico de las líneas de alimentación, interferencia ocasionada por artefactos y corrimientos en la línea de base; cada una de ellas debe ser tratada por separado, con el objeto de minimizarlas a límites en los cuales no afecten significativamente la calidad del electrocardiograma.

Cuando el paciente se encuentra cerca de las líneas eléctricas de alimentación, se presenta el fenómeno de interferencia electromagnética.

El campo electromagnético induce una corriente en el lazo formado por amplificador-electrodos-paciente, la cual fluye a través de las impedancias de los electrodos y del paciente, esto crea una caída de voltaje a través de ellos, este voltaje de interferencia aparece en las terminales del amplificador de entrada. Dado que este voltaje es común a ambos electrodos es referido como un voltaje de modo común V_c , una porción de V_c es transformado en un voltaje diferencial de interferencia por las propiedades no ideales del amplificador.

Para minimizar la interferencia a 60 Hz se consideraron los siguientes aspectos: La interferencia magnética puede ser reducida al torcer juntos los cables que conectan los electrodos al circuito para disminuir el área del lazo, y así el voltaje inducido. Los efectos de las corrientes inducidas son minimizados al blindar los cables apropiadamente.

Por otra parte, se requiere que la relación de rechazo de señales de modo común (CMRR) del amplificador sea adecuada, idealmente su valor es infinito, pero debido a las no idealidades del amplificador su valor se ubica entre los 60 y los 120 dB.

Para nuestro caso, en la etapa de entrada se utiliza una configuración correspondiente a un amplificador de instrumentación, tal como se muestra en la figura 3.7.

La entrada diferencial consiste en dos amplificadores de alta impedancia de entrada (TL062), directamente acoplados a otro amplificador operacional (TL061). Previamente se utiliza un filtro paso altas pasivo de primer orden, implementado mediante un circuito RC, cuya frecuencia de corte se sitúa en $f_c = 1/2\pi RC$.

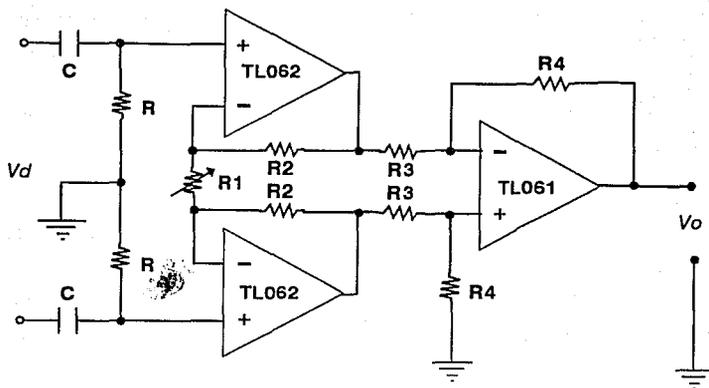


Figura 3.7. Amplificador de instrumentación utilizado en la etapa de entrada.

Un requerimiento importante en el amplificador diferencial es tener una elevada impedancia de entrada, tanto en modo diferencial como en modo común. Una elevada impedancia de entrada en modo diferencial minimiza los efectos de carga de la señal bioeléctrica, mientras que una elevada impedancia de entrada en modo común reduce el voltaje en modo diferencial que resulta de las señales de entrada de modo común, esta conversión de voltaje de modo común a voltaje de modo diferencial resulta por cualquier desbalance entre las terminales de entrada. En la figura 3.8. se muestra este desbalance.

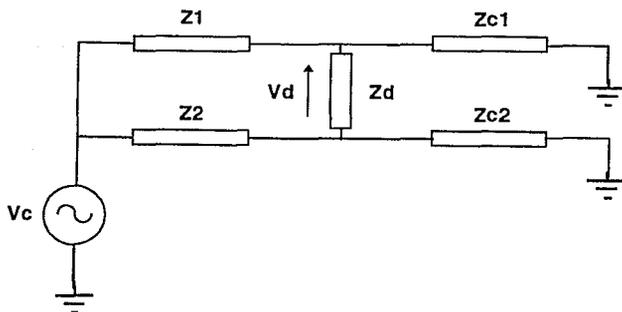


Figura 3.8. Circuito equivalente de la entrada del amplificador.

$Z1$ y $Z2$ son impedancias de frente al amplificador, siempre que $Z1 \neq Z2$ o $Zc1 \neq Zc2$, donde el primer caso es más común, entonces $v1 \neq v2$, apareciendo así un voltaje de interferencia. Las impedancias $Z1$ y $Z2$ son atribuibles principalmente a la impedancia formada por el electrodo y la piel. La interferencia puede ser reducida efectivamente por hacer $Zc1$ y $Zc2$ muy grandes.

En el circuito la resistencia R es de $2\text{ M}\Omega$, proviendo así una impedancia de entrada de $2R$ para el amplificador. C es calculada para obtener la respuesta en frecuencia deseada; como la frecuencia de corte inferior según los requerimientos de medición es de 0.05 Hz , C es entonces de $1.6\text{ }\mu\text{F}$. Este filtraje es de gran importancia, dado que muchas veces los electrodos tienen un voltaje de desajuste que llega a alcanzar los 300 mV , el cual lleva al circuito a la saturación. Filtrando frecuencias por abajo de los 0.05 Hz este nivel de desajuste es eliminado, permitiendo así una alta ganancia en el electrocardiógrafo.

Los circuitos TL061 y 62 son amplificadores operacionales de alta impedancia de entrada, de tipo J-FET y de bajo consumo de energía, con un consumo típico de $200\text{ }\mu\text{A}$ por amplificador. El TL062 contiene dos amplificadores y es por esta razón que se utiliza en la etapa de entrada, dado que al poseer características similares entre ellos al ser de una misma pastilla, ayudan favorablemente en la simetría del circuito.

Otra medida tomada para minimizar aún más la interferencia a 60 Hz , fue colocar un filtro de ranura sintonizado en dicha frecuencia. La mayor densidad de potencia espectral del ECG se ubica en el rango de 0.5 a 30 Hz , concentrándose en el complejo QRS, ubicado entre los 2 y 20 Hz con un valor máximo en los 12 Hz . Si bien es cierto que la señal de ECG contiene componentes de frecuencia a 60 Hz , éstas son pequeñas y el discriminarlas no repercute en la calidad de la señal; sin embargo, el filtro de ranura debe ser de alta calidad (Q), para atenuar mínimamente las demás componentes de frecuencia cercanas a 60 Hz . La caída recomendada es de 96 dB/octava ; así de esta forma, las atenuaciones ocasionadas por el filtro no influyen considerablemente en la información de la señal.

Con lo que respecta a la interferencia por artefactos, ésta es ocasionada por señales indeseables que se superponen en el ECG. Existen diferentes fuentes de artefactos, donde una importante es la inadecuada posición y colocación de los electrodos en la piel. Una colocación adecuada de electrodos en lugares donde sea mínima la actividad muscular dará como resultado un registro libre de artefactos ocasionados por la acción muscular y movimiento del cuerpo; como se mencionó anteriormente, el uso del arreglo TT provee esta ventaja.

La línea de base representa un voltaje determinado de componente directa, el cual corresponde al nivel de referencia de la señal medida. Cuando aparecen señales indeseables de muy baja frecuencia y son amplificadas, la línea de base es alterada y en algunos casos, dada la alta ganancia en la amplificación, puede llegar a la saturación. El sistema cuenta con un restablecedor de línea de base. En la figura 3.9. se muestra el diagrama a bloques

de la etapa de entrada del electrocardiógrafo incluyendo el circuito corrector de línea de base.

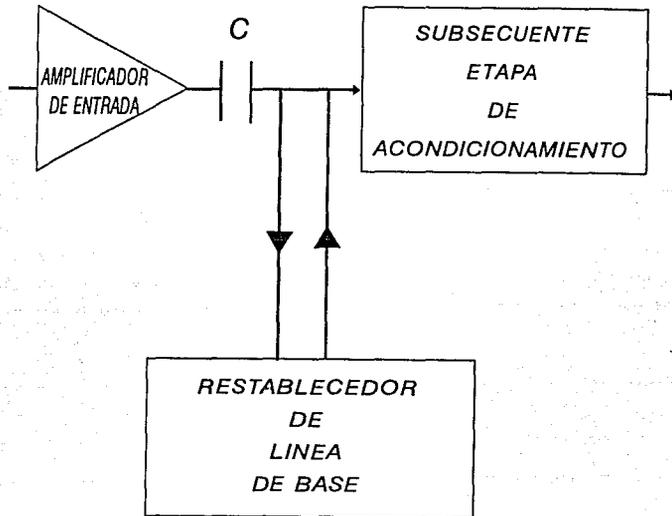


Figura 3.9. Etapa de entrada del electrocardiógrafo.

Como puede observarse, el circuito corrector es conectado a la salida del capacitor de acoplamiento C, localizado entre el amplificador de entrada y la siguiente etapa de acondicionamiento, es importante que ésta tenga también una alta impedancia de entrada.

La corrección de la línea de base parte de dividir la señal periódica del ECG en dos intervalos, T1 y T2. El primero se considera cuando está ausente la señal, es decir, cuando no existe información en la misma (Segmento T-P). En el segundo intervalo se considera que está contenida toda la información, o bien la mayor parte de ella (Segmento P-T); de esta forma es detectado el desajuste y la pendiente del corrimiento en el primer intervalo, y mediante esta información se lleva a cabo la corrección en el segundo intervalo.

El diagrama del circuito corrector de línea de base se muestra en la figura 3.10, así como su gráfica de respuesta a un pulso de entrada con pendiente constante.

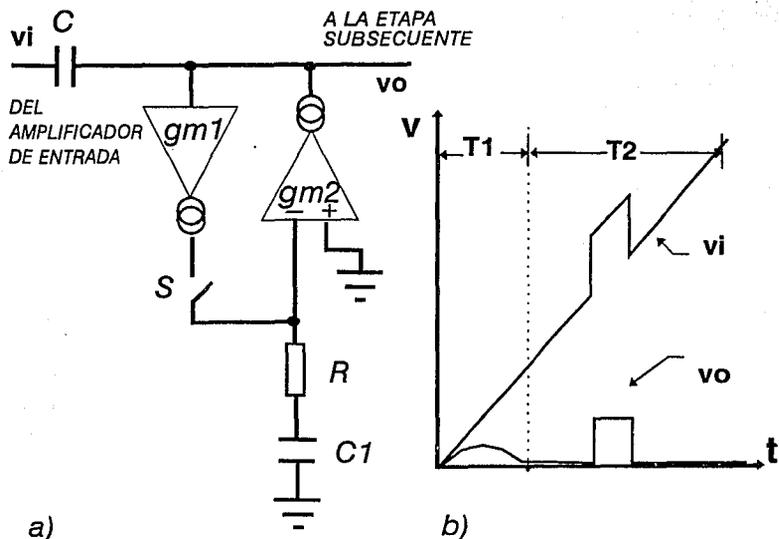


Figura 3.10. a) Diagrama del circuito corrector de línea de base. b) Funcionamiento cualitativo del circuito.

El interruptor S se cierra durante el intervalo T1, el desajuste y la pendiente del corrimiento son detectados y convertidos a un voltaje de directa al final del periodo T1; en el periodo siguiente T2, el interruptor S se abre y el amplificador de transconductancia gm2 alimenta con polaridad invertida un valor constante de corriente al capacitor C, compensando de esta forma el corrimiento en el periodo T1. Durante el periodo T2, la salida del capacitor C observa una elevada impedancia de entrada, permitiendo así una transmisión sin distorsión de la señal. El restablecer la línea de base evitará efectos de saturación en el procesamiento posterior de la señal.

Por otra parte, el ancho de banda de la señal de ECG está especificada en el rango de 0.05 a 100 Hz, por lo que para minimizar ruido e interferencia de frecuencias fuera de este rango, se diseñó un filtro paso banda, compuesto por un filtro paso altas con frecuencia de corte en 0.05 Hz, en serie con un filtro paso bajas con frecuencia de corte en 100 Hz, ambos de primer orden; este filtraje ayuda a minimizar los artefactos, dado que sus frecuencias se ubican entre los 30 y los 2000 Hz, aumentando de esta forma la relación señal a ruido.

En la figura 3.11. se presenta el diagrama a bloques del electrocardiógrafo.

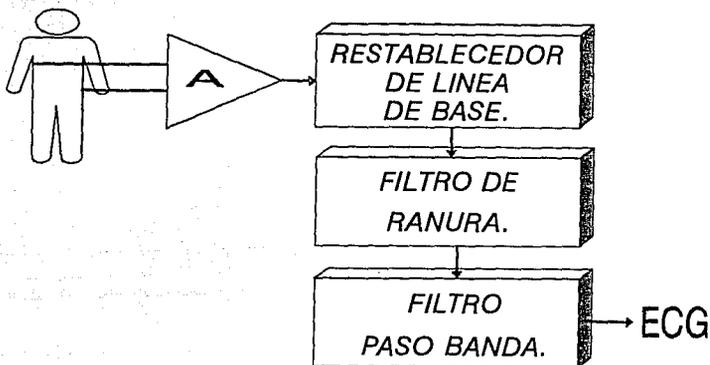


Figura 3.11. Diagrama a bloques para el registro de ECG.

2. Señal de respiración.

El volumen de aire en los pulmones es medido por un espirómetro y el registro de los cambios de volumen con respecto al tiempo es llamado espirograma. Los instrumentos que simplemente detectan la actividad respiratoria son conocidos como neumógrafos y el registro de los cambios de la actividad respiratoria se le denomina neumograma.

Un espirograma es utilizado únicamente cuando se requiere analizar el sistema respiratorio o para detectar alguna afección en este sistema, por lo que es raramente utilizado en propósitos de monitoreo; para esto último, se utiliza un neumograma, que, además de proporcionar la frecuencia de la actividad respiratoria, primordialmente indica el hecho de que el paciente esté respirando.

La medición de eventos fisiológicos mediante el cambio de impedancia es uno de los métodos no invasivos más utilizados, debido a que ofrece ventajas importantes al desplazar el uso de transductores especializados, los que muchas veces son difíciles de conseguir, o bien su costo es demasiado alto. Muchos eventos fisiológicos pueden ser detectados al causar variaciones de dimensión, dieléctrico, conductividad o bien una combinación de ellos. La sencillez del método permite utilizar como transductores dos o más electrodos; colocándolos en un lugar apropiado, la impedancia entre ellos puede reflejar variaciones temporales de: flujo sanguíneo, actividad cardíaca, actividad nerviosa, actividad respiratoria, etc. obteniéndose resultados sorprendentes en el registro.

Existen básicamente tres tipos de circuitos en la medición de eventos por cambio de impedancia: el puente, el bipolar y el tetrapolar.

El circuito puente (Figura 3.12.) es ajustado de tal forma que la salida de voltaje sea cero cuando la impedancia formada por el arreglo en paralelo de R y C sea equivalente a la impedancia basal Z_0 ; de esta forma, los desajustes debidos al cambio de impedancia ΔZ representarán variaciones de voltaje en la salida.

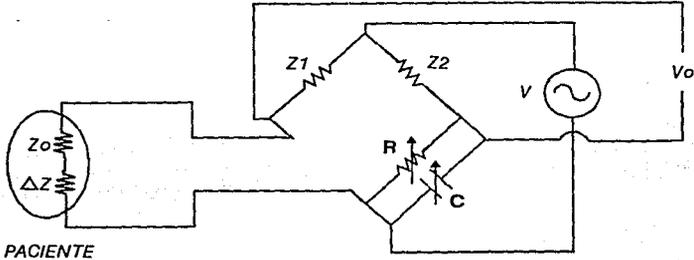


Figura 3.12. Diagrama eléctrico del circuito puente.

Con el circuito bipolar de corriente constante (Figura 3.13.), las dos resistencias (R,R) son de valor elevado con respecto a $Z_0 + \Delta Z$, esto hace posible una inyección de corriente constante, ya que la corriente que atraviesa al sujeto es independiente de la impedancia del sujeto (Z_0), proveyendo así un voltaje de salida proporcional a $Z_0 + \Delta Z$.

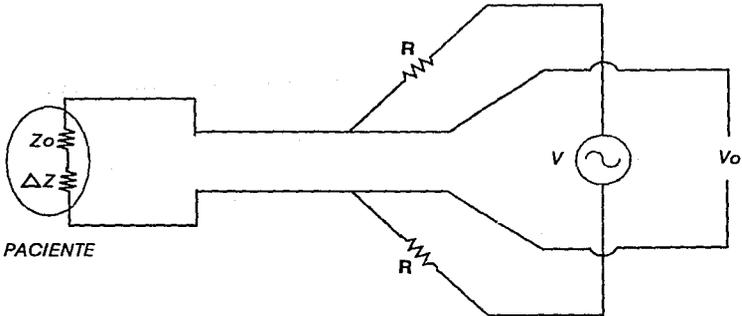


Figura 3.13. Diagrama eléctrico del circuito bipolar de corriente constante.

Con el circuito tetrapolar de corriente constante (Figura 3.14.), la corriente es administrada al sujeto mediante dos electrodos (1,4) conectados a una fuente de voltaje; aquí también se utilizan dos resistencias (R,R) de valor elevado con respecto a la impedancia en que están conectados los electrodos 1 y 4 para hacer constante el valor de la corriente. El voltaje de salida es obtenido a partir de los electrodos 2 y 3, dicho potencial es proporcional a $Z_0 + \Delta Z$.

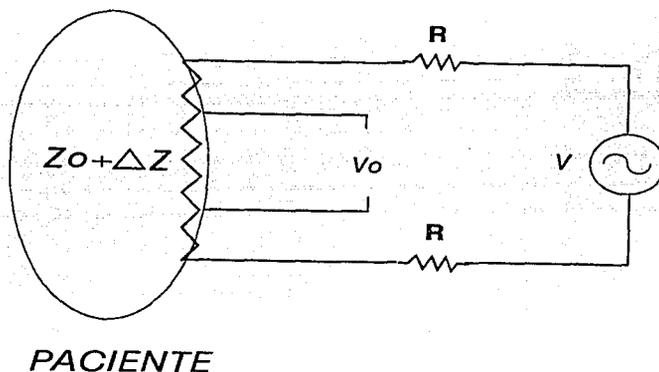


Figura 3.14. Diagrama eléctrico del circuito tetrapolar de corriente constante.

Muchos estudios se han efectuado en los que la respiración ha sido detectada por el método de cambio de impedancia: Goldensohn y Zablow (1959), Geddes et al. (1962), Robbins y Marko (1962), Hanish (1962), Allison (1962), Allison et al. (1963), Kubicek et al. (1963,1964), Ax et al. (1964) Baker y Geddes (1965,1966) Pallet y Scopes (1965) y Hamilton et al. (1965), entre otros.

Aunque el método de cambio de impedancia no es el adecuado para mediciones precisas de cambios de volumen pulmonar, puede ser usado para mediciones de cambios relativos. Durante la inspiración son llenados de aire los pulmones, esto ocasiona que las paredes del pecho se adelgacen y su circunferencia aumente, tales efectos originan un cambio en la impedancia a través del tórax.

En el presente trabajo la señal de respiración fue detectada por el método de cambio de impedancia transtorácica, mediante un arreglo bipolar. (Figura 3.15)

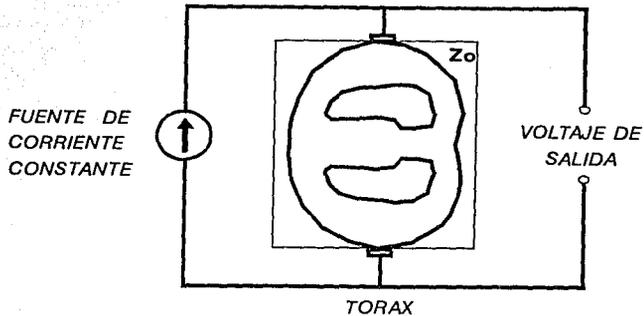


Figura 3.15. Arreglo bipolar para la detección de la señal de respiración.

La elección de este arreglo se debió a que por una parte, no requiere una calibración de impedancias para lograr el equilibrio, como sería el caso del arreglo puente, lo cual resulta complicado cuando se está trabajando con diferentes pacientes, dado que para cada uno en particular sería necesario efectuar una calibración. Por otra parte, en comparación con el arreglo tetrapolar, se requieren sólo dos electrodos para llevar a cabo la medición, lo cual representa una menor incomodidad al paciente al no tener que conectarse dos electrodos más.

El método consiste en inyectar una corriente constante por medio de un par de electrodos y a través de dos resistencias R , R , las cuales son de valor elevado con respecto a la impedancia total entre las terminales de los electrodos, conectados uno a cada lado del tórax; con esta configuración la corriente que circula en el sujeto es determinada por el valor de las resistencias y por el valor del voltaje del oscilador y es independiente del valor de la impedancia electrodo-sujeto ($Z_o + \Delta Z$), lo que provee un valor de corriente constante. El detector es conectado a través de los mismos electrodos y el voltaje presente es función de la impedancia basal (Z_o) y del cambio de impedancia (ΔZ).

El voltaje medido en las terminales de los electrodos esta dado por:

$$V_o = \frac{V(Z_o + \Delta Z)}{2R + Z_o + \Delta Z}$$

Si R es mucho mayor que ($Z_o + \Delta Z$), entonces tenemos:

$$V_o \approx \frac{V(Z_o + \Delta Z)}{2R} = \frac{VZ_o}{2R} + \frac{V\Delta Z}{2R}$$

La demodulación de estas señales proporciona una señal de amplitud constante ($VZ_o/2R$) y una señal ($V\Delta Z/2R$) proporcional a la actividad respiratoria.

Dado que es necesario amplificar estas señales antes de demodularlas y debido a la alta ganancia de la etapa de amplificación, se presentarán problemas de saturación que será necesario evitar, ya que la componente ($VZ_o/2R$) corresponde a un voltaje de directa y es de magnitud mucho mayor al término ($V\Delta Z/2R$). Cabe señalar que el primer término no proporciona información con respecto a la actividad respiratoria, en ocasiones es usado para llevar a cabo un diagnóstico sobre el estado clínico del sistema respiratorio, sin embargo, para nuestro propósito no es requerido, por lo que puede ser cancelado. Por otra parte, el segundo término corresponde a los cambios de impedancia torácica producidos por la actividad respiratoria; son precisamente estos cambios los que son de nuestro interés. Resulta entonces conveniente eliminar la componente de impedancia basal con el objeto de no interferir en el procesamiento posterior de la señal, sin embargo, la impedancia basal depende de la complejión física del paciente, así como de la localización de los electrodos, por lo que para cancelarla se debe particularizar en cada caso. Este proceso resulta complicado cuando la cancelación se lleva a cabo de una forma manual, ya que muchas veces es difícil contar con instrumentos de medición para tal efecto. Como solución se diseñó un circuito de cancelación automático, el cual determina el valor de la impedancia basal Z_o para después restarla del valor ($Z_o + \Delta Z$), para de esta forma obtener únicamente a la salida del circuito la componente ΔZ .

El diagrama a bloques del circuito se muestra en la figura 3.16.

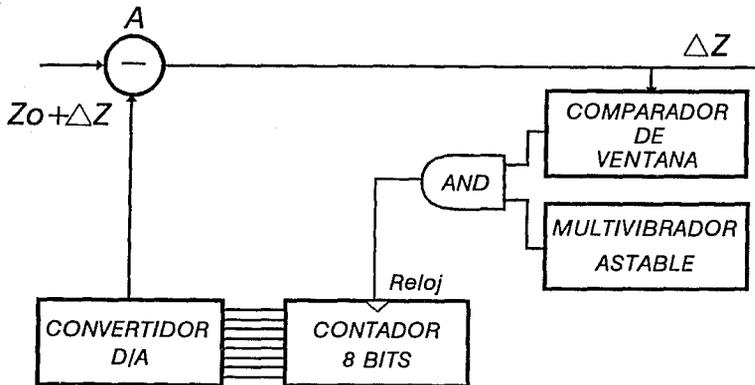


Figura 3.16. Diagrama a bloques del circuito para la cancelación automática de la componente de impedancia basal.

En el punto A se lleva a cabo la resta de la componente Z_0 de la señal ($Z_0 + \Delta Z$). El valor de Z_0 es obtenido indirectamente a partir de la conversión digital-analógica de la salida de un contador de 8 bits, cuya señal de reloj es el resultado de una operación AND entre la salida de un circuito multivibrador estable y la salida de un comparador de ventana, cuyos valores de umbral inferior y superior se encuentran en la proximidad de los 0 volts. La señal a comparar corresponde a la salida de A, de esta forma, el comparador de ventana indicará con un estado alto cuando la salida de A se encuentre fuera del rango especificado, la operación AND resultante corresponderá a la señal del multivibrador estable, que al actuar como reloj del contador ocasionará la generación de una rampa con pendiente constante a la salida del convertidor, este valor de voltaje es restado a la señal ($Z_0 + \Delta Z$) hasta conseguir que la misma se ubique en el rango especificado por la ventana, una vez esto, la salida del comparador será un estado bajo; el resultado de la operación lógica corresponderá a un cero, que detiene el valor de la cuenta, obteniéndose así un voltaje constante a la salida del convertidor D/A, proporcional a la componente Z_0 , dicho voltaje es restado a la señal ($Z_0 + \Delta Z$) para cancelar la componente basal. Cabe señalar que el intervalo de la ventana es mayor al máximo valor de ΔZ para no provocar que variaciones de ésta se salgan de la ventana de comparación.

El proceso de demodulación se llevó a cabo mediante procesos de rectificación y filtraje, la rectificación se realizó mediante un circuito rectificador de precisión de onda completa, mientras que el filtraje se llevó a cabo con un filtro paso bajas de primer orden con una constante de tiempo adecuada para seguir los cambios de voltaje producidos por el cambio de impedancia.

La estimulación por medio de la inyección de corriente eléctrica debe ser tratada cuidadosamente, ya que los efectos sobre el organismo pueden representar un riesgo cuando no se toman medidas de precaución.

La estimulación se lleva a cabo por medio de un oscilador, donde sus valores de magnitud y frecuencia deben asegurar no afectar la integridad física del paciente. Como se mencionó previamente en el capítulo 2, existe el llamado umbral de sensibilidad eléctrica, que es el valor mínimo de corriente que una persona puede detectar al tocar un conductor eléctrico con los dedos, aproximadamente este umbral es de 1 mA para corrientes continuas hasta valores de 100 Hz, sin embargo, a partir de esta frecuencia el umbral aumentará rápidamente, así se ubica en aproximadamente 120 mA a una frecuencia de 100 kHz. (Figura 3.17); por lo tanto, corrientes de magnitud baja y frecuencia alta no representan un peligro al paciente. En el presente proyecto se estimuló al paciente con una corriente constante de 0.1 mA a una frecuencia de 50 kHz. La elección de esta frecuencia se debió también a que el cambio en la impedancia transtorácica desde la inspiración completa a la máxima espiración es prácticamente la misma en el rango de 50 a 600 KHz, siendo el límite inferior el más adecuado al trabajar con los amplificadores operacionales, dado que a mayor frecuencia se hacen más evidentes las no idealidades de los mismos.

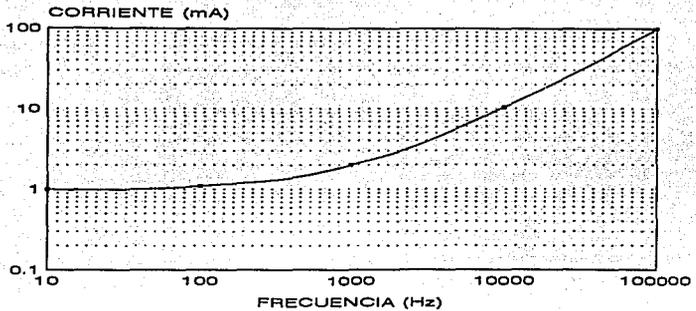


Figura 3.17. Gráfica de la corriente mínima perceptible con respecto a la frecuencia.

Otra medida de precaución fue aislar al paciente mediante un transformador, en donde la corriente de corto circuito a su salida es de 0.5 mA. Este valor de corriente no representa ningún riesgo en cualquier posible falla del circuito. El diagrama general se muestra en la figura 3.18.

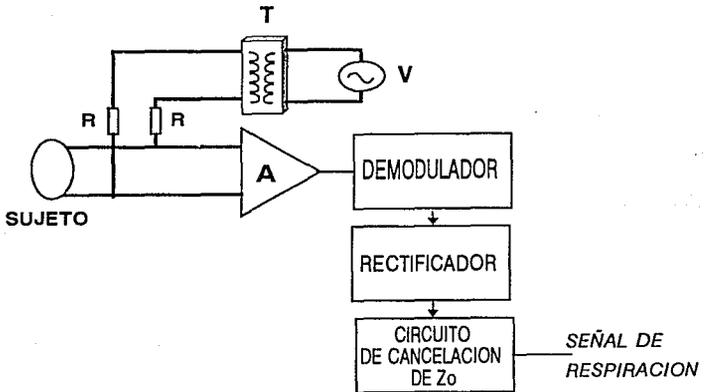


Figura 3.18. Diagrama del circuito para el registro de la señal de respiración.

Es posible también, optimizar el uso de electrodos, esto es, utilizar el mismo par de electrodos para registrar la señal de respiración y el ECG al mismo tiempo (Figura 3.19.). Para llevar a cabo esto, es necesario tomar en cuenta ciertas consideraciones: primero, se debe proveer una colocación adecuada de electrodos de tal forma que puedan ser detectadas ambas señales; segundo, el neumógrafo debe tener una alta impedancia de entrada para no cargar los biopotenciales generados por la actividad cardíaca; tercero, el electrocardiógrafo debe tener una alta impedancia de entrada para no cargar la señal de respiración, y por último, proveer el bloqueo de la frecuencia portadora de la señal modulada de respiración al canal del electrocardiógrafo. Estas consideraciones se cumplen en el diseño, esto es, es posible llevar a cabo la medición simultánea dado que la colocación de electrodos (arreglo transtorácico) lo permite; por lo que respecta a las impedancias de entrada, éstas son elevadas, del orden de $2\text{ M}\Omega$ para cada amplificador, y la última consideración se cumple dado que el alto valor de la frecuencia de portadora (50 kHz) en el espectro de la frecuencia está alejada del ancho de banda del ECG, además de que el electrocardiógrafo posee un filtro paso banda que limita componentes de frecuencia fuera del ancho de banda de la señal, por lo que la componente a 50 kHz es atenuada a valores que no interfieren en el registro del ECG.

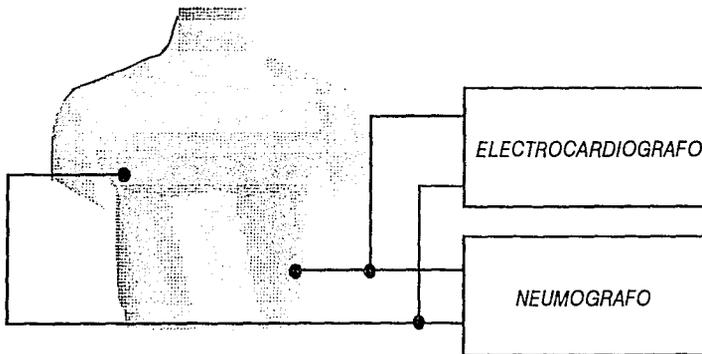


Figura 3.19. Registro simultáneo del ECG y la señal de respiración mediante un mismo par de electrodos.

3. Frecuencia cardíaca.

El dato de frecuencia cardíaca se obtiene a partir del ECG obtenido previamente. La frecuencia cardíaca corresponde directamente con la del ECG. Para obtener el dato se

debe medir la frecuencia tomando como referencia la onda R, de esta forma la frecuencia cardíaca asociada al intervalo R-R posee un error menor al $\pm 1\%$. (Figura 3.20).

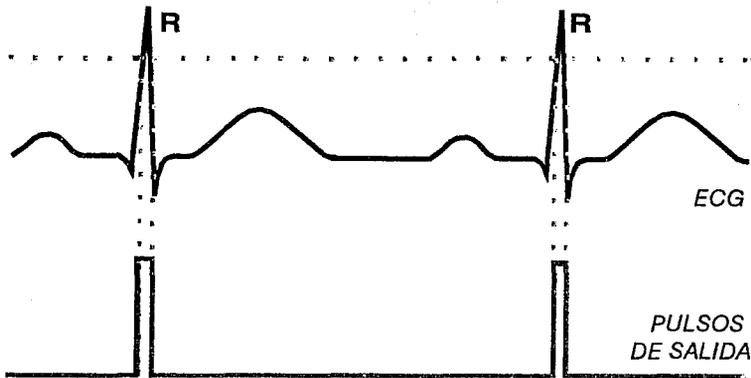


Figura 3.20. Detección de frecuencia cardíaca a partir del ECG.

Fue necesario detectar el complejo QRS de la señal mediante un filtro paso banda con una frecuencia central ubicada en 17 Hz con un factor de calidad de 5; comparando su salida con un voltaje de referencia, se obtuvo la detección de la onda R. A continuación en la figura 3.21 se presenta el diagrama a bloques.

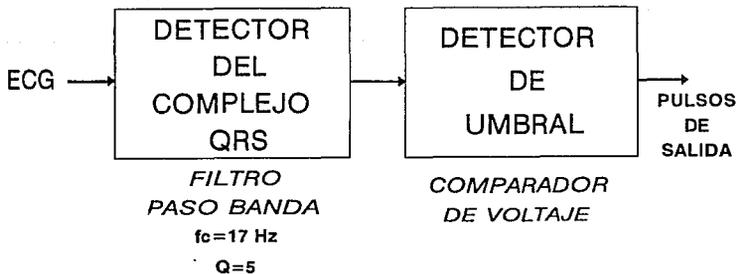


Figura 3.21. Diagrama a bloques para la detección de la frecuencia cardíaca.

Los pulsos de salida son enviados al contador de eventos del microcontrolador, donde con la programación de interrupciones en tiempo real, se contabilizan los pulsos y mediante cálculos numéricos, es determinado el dato de frecuencia cardiaca.

4. Flujo sanguíneo.

En muchas aplicaciones no es necesario medir el valor absoluto de la presión arterial, sino únicamente indicar la existencia de flujo sanguíneo a través del cuerpo. Si el flujo sanguíneo disminuye por alguna razón, las principales áreas que serían privadas del mismo son los pies y los dedos, por lo que el monitorear la presencia de flujo en estas áreas asegurará que exista flujo en el resto del cuerpo.

La técnica más sencilla para registrar el flujo sanguíneo en las arterias periféricas es la pletismografía, que consiste en monitorear los cambios físicos en dimensión de alguna parte del cuerpo, producidos por la variación de flujo en su interior. Varios procedimientos son usados para detectar este cambio en dimensión; uno que resulta sencillo de instrumentar es con el auxilio de un dispositivo fotoeléctrico.

Así, la pletismografía fotoeléctrica es un método no invasivo para detectar cambios relativos de volumen sanguíneo en la circulación periférica. Esta técnica consiste en colocar una fuente luminosa y un detector de luz incidentes en la piel, la cantidad de luz reflejada que se detecta es proporcional al cambio de volumen sanguíneo, el que a su vez es dependiente del flujo.

Los transductores convencionales utilizan una pequeña lámpara de tungsteno y una celda fotoconduktiva, sin embargo, la presencia de luz externa afecta significativamente su desempeño, por lo que para el presente trabajo se utilizó un emisor de luz infrarroja. Un diodo emisor infrarrojo de Arseniuro de Galio (LED) se utilizó como fuente luminosa, mientras que un fototransistor NPN de silicio fue utilizado como detector.

La emisión espectral pico del LED ocurre a la longitud de onda de 940 nm, mientras que la sensibilidad del fototransistor abarca el rango de 0.4 a 1.1 μm . La gran ventaja de este arreglo radica en la banda angosta de radiación del LED y en la alta sensibilidad del fototransistor a dicha banda. (Figura 3.22). Las ventajas resultan ser significativas: menor interferencia por parte de fuentes luminosas externas, mayor eficiencia en la potencia consumida y reducción de calor producido por parte de la fuente luminosa.

La superficie emisora de luz del LED y la superficie receptora de luz del fototransistor son posicionadas de tal forma que únicamente la luz reflejada pueda ser detectada.

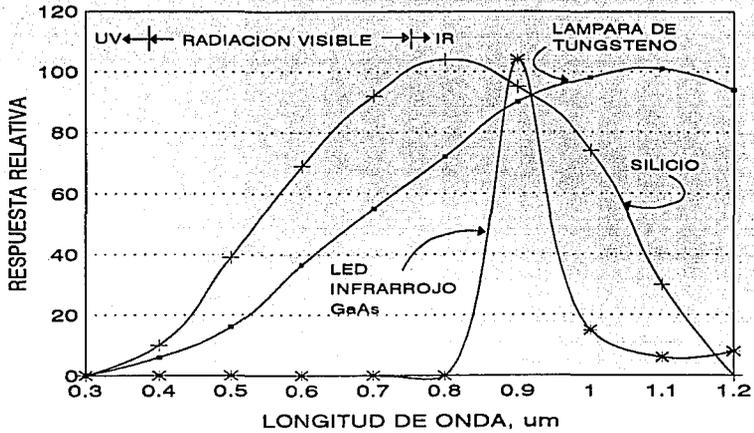


Figura 3.22. Respuesta espectral relativa del fototransistor y distribución espectral de radiación del LED.

En la figura 3.23. se ilustra el arreglo así como su colocación en el dedo.

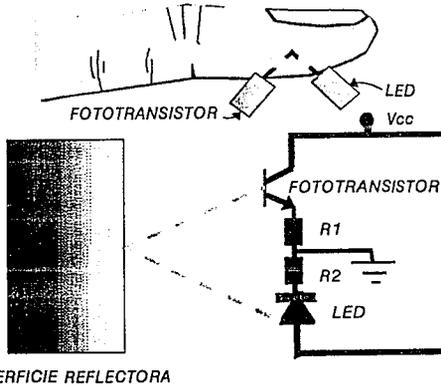


Figura 3.23. Detección de cambios de volumen sanguíneo utilizando la técnica de pletismografía fotoeléctrica.

En el acondicionamiento de la señal de salida del fototransistor se utilizó un amplificador y un filtro paso banda compuesto por dos filtros en serie de primer orden de tipo polo simple, un paso altas y un paso bajas con frecuencias de corte en 1 y 50 Hz respectivamente, correspondientes al rango de frecuencia de la señal de flujo. Este filtro elimina también el nivel de directa producido por la línea de base presente en la salida del transductor. El diagrama a bloques se ilustra en la figura 3.24.

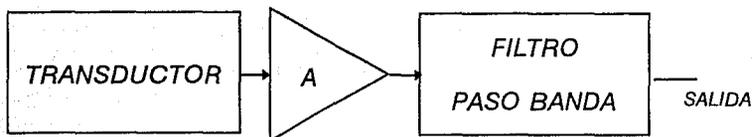


Figura 3.24. Diagrama a bloques para la detección del flujo sanguíneo.

Cabe señalar que la señal de salida únicamente proporciona información cualitativa del evento, que será utilizada en un trabajo de investigación posterior para determinar la presión sanguínea, que dará al médico mayor información sobre el estado de salud del paciente.

5. Temperatura.

En la medición de temperatura se utilizó un sensor de precisión, el circuito integrado LM35, que proporciona a su salida 10 mV/°C. Este circuito ofrece ventajas importantes como son: tamaño reducido, linealidad y bajo consumo de energía, además de no requerir ninguna calibración o arreglo externo.

El rango de temperatura corporal se ubica entre los 32 y los 40°C, que corresponden a una variación del voltaje de salida del circuito de 80 mV. Dado que es una variación pequeña, fue necesario restar el nivel de directa que corresponde al límite inferior de temperatura, para no provocar saturación en la siguiente etapa, donde se amplifican únicamente las variaciones de voltaje para así obtener un rango mayor de variación a la salida; esta señal se conectó a un canal del convertidor analógico-digital del microcontrolador, donde mediante la comparación del valor digital con una tabla, se obtuvo el valor correspondiente de temperatura.

Capítulo 4.

PROCESAMIENTO.

Una vez realizado el proceso de transducción y acondicionamiento de las señales biomédicas, éstas deben poder ser transmitidas simultáneamente y en tiempo real al lugar remoto en donde son requeridas. Dada la naturaleza de las señales a transmitir, puede observarse que se ubican cerca del origen del espectro de frecuencias y sus anchos de banda no sobrepasan los 100 Hz, ocurriendo en muchas de ellas un traslape en frecuencia; debido a esta característica, las señales biomédicas no pueden ser transmitidas en su forma original sobre una trayectoria común de transmisión, dado que no sería posible separarlas en el extremo receptor. Resulta poco práctico el utilizar canales de transmisión dedicados exclusivamente a cada una de las señales, además de representar un costo económico elevado; por esta razón, el sistema de comunicación debe proporcionar un medio para la transmisión simultánea de las señales biomédicas por un sólo canal, ya sea ubicándolas en diferentes partes del espectro de frecuencias, o bien enviando muestras de ellas a base de tiempo compartido, este proceso es denominado multiplexaje. El esquema de multiplexaje utilizado en el sistema de telemetría biomédica es en tiempo, según se discutió en el capítulo 2. Ahora bien, de acuerdo con el planteamiento descrito en las consideraciones de diseño, la información a ser transmitida es de tipo digital, por lo que es necesario llevar a cabo un procesamiento de las señales biomédicas para darles esta forma. Para ello es necesario utilizar un microcontrolador, el cual se hará cargo de dicho procesamiento y del multiplexaje; además de administrar las funciones y el funcionamiento del sistema. A continuación se describe el microcontrolador utilizado, así como el criterio para su elección.

Partiendo de los requerimientos propios del sistema, se requieren ciertas características fundamentales, sobre todo, contar con determinados circuitos periféricos integrados y ser de bajo consumo de energía.

La primera característica representa el principal parámetro de elección, dado que el poder contar con circuitos auxiliares incluidos en el mismo circuito (necesarios en el procesamiento) proporciona las ventajas de la operación en modo simple. El no tener que utilizar circuitos externos trae como resultado un ahorro de espacio y de energía, siendo éstas dos características importantes en el sistema, dado que se requiere que sea portatil y de bajo consumo de energía.

Otra ventaja importante es la velocidad de operación del microcontrolador, que en este modo de operación ofrece la más alta, necesaria sin duda en la aplicación en tiempo real. Tal velocidad es alcanzada gracias a que el microcontrolador no tiene que efectuar accesos a memoria externa, lo cual hace que el sistema reduzca su velocidad.

Existen en el mercado muchos microcontroladores con las características requeridas, entre los que se encuentran los fabricados por compañías como Intel, Signetics, Siemens y Motorola, entre otras.

La experiencia en el manejo de los microcontroladores fabricados por Motorola, así como el contar con sistemas de desarrollo y software, inclinó la decisión de utilizar un microcontrolador de la familia 68HC11, donde la versión MC68HC811E2, ofrece todas las ventajas para el desarrollo del proyecto.

La alta densidad de integración de la tecnología HCMOS proporciona un microcontrolador de 8 bits con funciones periféricas sofisticadas como son: cinco puertos (tres de ellos bidireccionales), ocho canales de conversión analógico-digital, sistema de temporización e interrupción en tiempo real, acumulador de pulsos, memorias internas EEPROM y RAM de 2 k y 256 bytes respectivamente, interfaz de comunicación serial asíncrona, etc.

Por otra parte, el consumo de energía es otra de sus ventajas, que como se discutió anteriormente, es un requerimiento indispensable, sobre todo en la etapa de transmisión, la cual es alimentada por baterías.

El modo de operación fue entonces en modo simple, de esta manera, no se requiere manejar externamente funciones asociadas al bus de datos y al bus de direcciones; así quedan disponibles para ser usados los puertos B y C al no estar dedicados a direccionar memoria externa, ya que además el programa monitor queda contenido dentro de la memoria EEPROM interna del circuito.

La transmisión de datos es en forma digital, el procesamiento gira en torno a llevar a datos digitales la información contenida en las diferentes señales biomédicas y en efectuar el proceso de multiplexaje; para tal efecto, se utilizan cuatro canales del convertidor analógico-digital, cuatro de las señales son convertidas a su correspondiente valor digital, donde una de las consideraciones de importancia es la adecuada selección de la frecuencia de muestreo, para esto se tomó en cuenta el ancho de banda de las señales involucradas, correspondiendo la mayor a el ECG, y siguiendo flujo sanguíneo, respiración y temperatura. Para cumplir con el teorema de muestreo, la frecuencia de muestreo debe ser mayor a dos veces la frecuencia máxima, sin embargo esta consideración se cumple sobradamente, ya que como se verá posteriormente, la frecuencia de muestreo es proporcional a la velocidad de transmisión del sistema, siendo esta última de valor elevado.

Por lo que respecta a los datos de ECG, flujo sanguíneo y respiración, son transmitidos digitalmente sin ningún procesamiento adicional; mientras que para el caso de frecuencia cardíaca y temperatura es necesario realizar un procesamiento suplementario con el objeto de optimizar las líneas del microcontrolador receptor en el proceso de despliegue.

El sistema de conversión analógico-digital del microcontrolador cuenta con ocho canales de conversión de 8 bits, por aproximación sucesiva con una exactitud de $\pm \frac{1}{2}$ bit menos significativo, sobre todo el rango de temperatura.

La técnica de conversión es mediante la redistribución de carga capacitiva, la cual facilita el proceso, ya que no requiere de circuitos muestreador-retén (sample and hold), minimizando aún más la utilización de circuitos adicionales.

La conversión A/D es radiométrica, es decir, para un voltaje de entrada igual al voltaje de referencia bajo (V_{rl}), el resultado de la conversión es \$00, mientras que para un voltaje de entrada igual al voltaje de referencia alto (V_{rh}), el resultado de conversión es \$FF. No existe indicación en caso de presentarse sobreflujo.

A fin de iniciar el proceso de conversión, es necesario habilitar primero la bomba de carga del convertidor, para esto, es necesario escribir un uno en el bit de control ADPU del registro de control OPTION; una vez escrito es necesario un retardo a fin de estabilizar la bomba de carga y los circuitos de comparación antes de utilizar el sistema de conversión.

El puerto E se deshabilita y es usado entonces como entrada al convertidor A/D, Las señales biomédicas ECG, flujo sanguíneo, respiración y temperatura son conectadas a las líneas AN0, AN1, AN2 y AN3 respectivamente.

Existe un selector interno a fin de poder especificar los canales que serán objeto del proceso de conversión, para tal efecto existen cuatro bits del registro ADCTL, que son CD, CC, CB y CA. Fue utilizado el modo de operación de canal múltiple, el cual lleva a cabo la conversión de cuatro canales, para esto, es necesario escribir un uno en el bit MULT, un cero en el bit SCAN a fin de efectuar sólo cuatro conversiones y se debe también seleccionar los canales a convertir por los bits CD y CC del registro ADCTL, siendo en este caso ambos igual a cero. El resultado de la conversión es almacenado en los respectivos registros asociados a cada canal de conversión, ADR1, ADR2, ADR3 y ADR4.

El dato de frecuencia cardíaca es obtenido a partir de contabilizar los pulsos que fueron obtenidos a partir de la detección de la onda R del ECG. Aquí se utilizó el acumulador de pulsos del microcontrolador, este subsistema posee un contador de 8 bits, el cual puede ser configurado como contador de eventos, o bien, como una compuerta para acumulación de pulsos. Este contador puede leerse o ser escrito en cualquier instante. El bit 7 del puerto A es configurado para funcionar como reloj del contador (Modo contador de eventos).

Fue necesario programar interrupciones de tiempo real, con objeto de definir un periodo fijo en el que se lleve a cabo la contabilización de los pulsos. El dato de frecuencia cardiaca convencionalmente es presentado en número de pulsaciones por minuto, por lo que la interrupción se programó en dicho periodo de tiempo.

Debido a que la máxima interrupción de tiempo real que puede ser programada es de 32.77 ms, es necesario entonces, efectuar por programación una lectura del contador cada 1831 interrupciones; esto es llevado a cabo almacenando en una localidad de memoria el valor del número de interrupciones requeridas y decrementándolo cada vez que se presenta una interrupción, de este modo es posible obtener una lectura del dato de frecuencia cardiaca cada minuto.

Una vez procesadas las señales biomédicas, los datos digitales correspondientes son transmitidos a través de un subsistema del microcontrolador, la interfaz de comunicación serial asincrona (SCI), el cual es uno de los dos subsistemas de comunicación serial del microcontrolador.

El SCI es un sistema de transmisión y recepción universal asincrono (Universal Asynchronous Receiver Transmitter: UART), el cual utiliza el formato estandar de no retorno a cero (NRZ), un bit de inicio, ocho o nueve bits de información y un bit de paro; contiene además un generador de baudaje interno, donde es posible programar la velocidad de transmisión.

El proceso de transmisión se efectúa al escribir un uno en el bit TE del registro SCCR2, que habilita el transmisor del SCI. La transmisión se inicia al escribir el dato a transmitir en el registro de datos de comunicación serial SCDR, de donde pasa a un registro de corrimiento; inmediatamente un cero es cargado al bit menos significativo del registro de corrimiento para operar como bit de inicio, y un uno es cargado en el bit más significativo, actuando como bit de paro. La transmisión se realiza a la velocidad previamente programada por el generador de baudaje y una vez concluida se enciende la bandera de término de conversión TDRE, la que indica que un nuevo dato puede ser escrito en el registro SCDR para ser transmitido. El bit M del registro SCCR1 es cargado con un cero para indicar el número de bits del dato a transmitir, que corresponde a 8 bits para nuestro caso.

Los datos son transmitidos a la siguiente etapa que corresponde a un transmisor de radiofrecuencia.

Capítulo 5.

COMUNICACION POR RADIOFRECUENCIA.

El subsistema de comunicación para la transmisión de la información representa un importante eslabón dentro del sistema de telemetría biomédica; aquí es donde el mensaje original es convertido en una señal adecuada para ser transmitida en un canal de comunicación previamente determinado.

En la figura 5.1. se presenta el diagrama a bloques del subsistema de comunicación por radiofrecuencia.

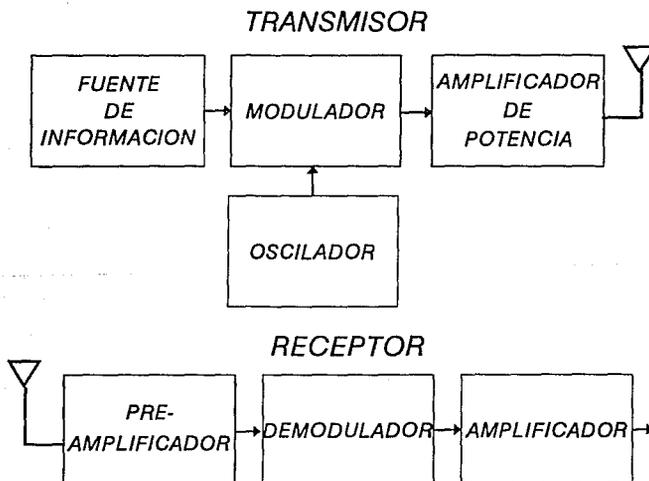


Figura 5.1. Diagrama a bloques del subsistema de comunicación del STB.

A continuación se da una descripción de los bloques que integran el sistema:

La fuente de información corresponde a la señal de salida de la interfaz de comunicación serial asincrónica del microcontrolador, que corresponde a las señales biomédicas procesadas y multiplexadas; cabe recordar que esta salida corresponde a una transmisión digital, en formato NRZ, con un bit de inicio, ocho bits de información y un bit de paro, a una velocidad de transmisión de 32 k bauds.

El oscilador de RF es un circuito que genera la onda portadora para el proceso de modulación a una frecuencia fija, para nuestro caso una onda senoidal con una frecuencia de 20 MHz. El tipo de oscilador utilizado es un Colpitts, donde su salida senoidal es obtenida a partir de amplificación y retroalimentación en el circuito, siendo el elemento activo un transistor (2N3904), la frecuencia de oscilación es determinada por un circuito sintonizado. El diagrama eléctrico es mostrado en la figura 5.2.

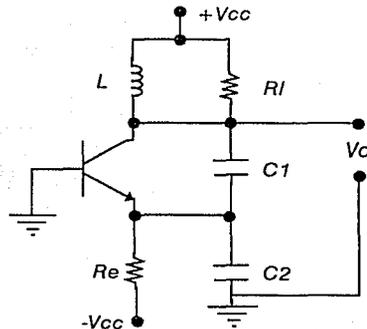


Figura 5.2. Oscilador Colpitts.

La frecuencia de oscilación esta dada por:

$$f_o = \frac{1}{2\pi\sqrt{L C}} \quad (1)$$

Donde:

$$C = \frac{C1 C2}{C1 + C2} \quad (2)$$

El modulador ocasiona que la amplitud de la señal portadora de 20 MHz. se desvie de su amplitud no modulada en una cantidad proporcional al valor instantáneo de la señal moduladora (información); así, el contenido del mensaje original se corre a la porción del espectro de frecuencias en la vecindad de la frecuencia portadora, siendo ésta de alta frecuencia para hacer eficiente la transmisión.

La ecuación 3 corresponde a una señal modulada en amplitud.

$$s(t) = g(t) \cdot \text{sen } w_c t \quad (3)$$

Donde $g(t)$ es la señal moduladora (información) y $\text{sen } w_c t$ es la señal portadora.

Otra forma de la ecuación está dada por la ecuación 4.

$$s(t) = A[1 + mf(t)] \text{sen } w_c t \quad (4)$$

Donde: $A \text{ sen } w_c t$ es la señal portadora; m es el índice de modulación y $f(t)$ es la señal de información.

Si consideramos como un caso particular un mensaje de la forma

$f(t) = \cos w_m t$, tenemos:

$$s(t) = A[1 + m \cos w_m t] \text{sen } w_c t \quad (5)$$

Desarrollando la ecuación 5 se obtiene:

$$s(t) = A \left[\text{sen } w_c t + \frac{m}{2} [\text{sen}(w_c + w_m)t + \text{sen}(w_c - w_m)t] \right] \quad (6)$$

Finalmente tenemos:

$$s(t) = A \text{sen } w_c t + \frac{A \cdot m}{2} \text{sen}(w_c + w_m)t + \frac{A \cdot m}{2} \text{sen}(w_c - w_m)t \quad (7)$$

El primer término de la ecuación 7 corresponde a la señal portadora, que no se ve afectada por el proceso de modulación; los términos segundo y tercero son denominados bandas laterales superior e inferior respectivamente, sus amplitudes son proporcionales al índice de modulación y sus frecuencias difieren de la portadora en igual medida que la frecuencia de la moduladora. Por lo anterior, la señal es denominada: señal modulada en amplitud con portadora y doble banda lateral.

Para efectuar la modulación se utilizó un modulador de ley cuadrática, el cual emplea como elemento activo un transistor de efecto de campo (FET). La elección del modulador corresponde a que las distorsiones por intermodulación quedan limitadas a un tercer orden.

La ley cuadrática del FET aparece en el término i_D , como se puede observar en la ecuación 8.

$$i_D = I_{DSS} \left(1 - \frac{V_{GS}}{V_{po}}\right)^2 \quad (8)$$

Si consideramos el circuito de la figura 5.3.

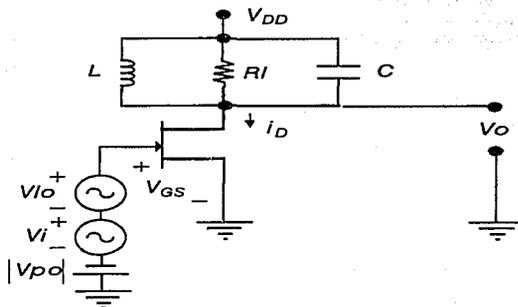


Figura 5.3. Circuito modulador a FET.

Tenemos que: $V_{gs} = V_i + V_{lo} - |V_{po}|$ (9)

Al introducir la ecuación 9 en la ecuación 8 se obtiene:

$$i_D = I_{DSS} \left[\frac{V_i + V_{lo}}{V_{po}} \right]^2 \quad (10)$$

Si consideramos:

$$V_i = V_{in} [1 + m_f(t)] \quad (11)$$

$$V_{lo} = V_l \cos \omega t \quad (12)$$

Al introducir las ecuaciones 11 y 12 en la ecuación 10 y al desarrollar se obtiene:

$$i_D = \frac{2I_{DSS}V_L V_m}{V_{po}^2} [1 + mf(t)] \cos \omega_c t \quad (13)$$

El voltaje $V_o(t)$ está dado por:

$$V_o(t) = i_D Z \quad (14)$$

Donde Z corresponde a la impedancia del filtro a la salida.

Considerando la impedancia Z a la frecuencia de resonancia tenemos:

$$V_o(t) = i_D R_l \quad (15)$$

Donde finalmente se obtiene:

$$V_o = \frac{2I_{DSS}V_L V_m R_l}{V_{po}^2} [1 + mf(t)] \cos \omega_c t \quad (16)$$

que corresponde a la forma de la ecuación general de una señal de amplitud modulada.

La etapa siguiente corresponde a la amplificación de potencia de la señal modulada. Existen diferentes clasificaciones cuando nos referimos a tipos de amplificadores, una de ellas es de acuerdo al ángulo de conducción de la señal de entrada. La distorsión generada tiene que ver inversamente con el ángulo de conducción, así tenemos, que para amplificadores cuyo ángulo de conducción cubre los 360° de la señal de entrada (Clase A), no existe distorsión; sin embargo, la eficiencia del amplificador es muy baja. Existe entonces una relación entre la distorsión producida y la eficiencia en la amplificación, siendo inversamente proporcionales entre sí.

Para nuestro caso, no es requerida una amplificación lineal en RF y por el contrario, si es importante obtener una alta eficiencia. El amplificador clase C es aquel que conduce para menos de 180° de la señal de entrada, produciendo una alta distorsión pero siendo también muy eficiente. La distorsión es eliminada con un filtro de alta calidad sintonizado a la salida. La salida del amplificador es acoplada a una antena para ser radiada en forma de campo electromagnético.

En el extremo receptor, la señal es captada por una antena y alimentada a un circuito preamplificador, el cual se encarga de llevarla a niveles de magnitud en los cuales se pueda llevar a cabo la demodulación.

El preamplificador está compuesto por un amplificador sintonizado, el cual se muestra en la figura 5.4.

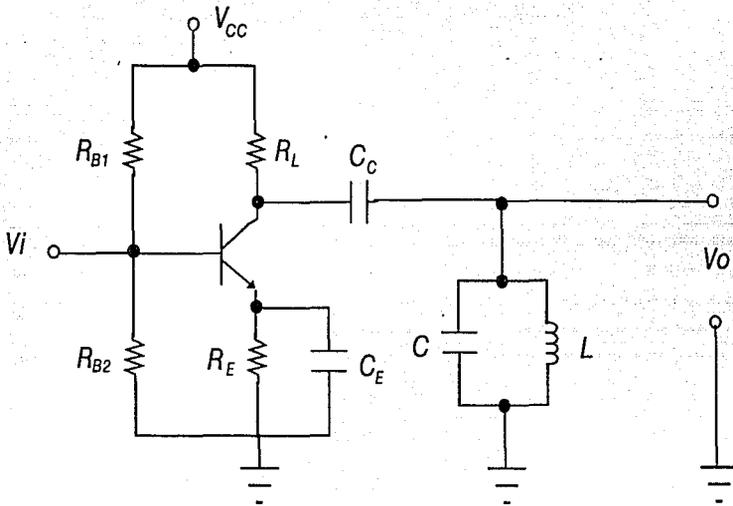


Figura 5.4. Diagrama eléctrico del preamplificador sintonizado.

Existen dos clases de detección para una señal de AM: las detecciones síncrona y asíncrona. En el primer caso se requiere tener en el receptor una sincronización con respecto a la señal portadora del transmisor; en el segundo caso, tal sincronización no es requerida.

La detección utilizada en el sistema es la asíncrona, dado que por una parte existe la condición para poder realizarla y por otra, representa mayor simplicidad al implementarse. La condición necesaria para poder efectuar una detección síncrona es que la frecuencia de la portadora sea mucho mayor que la máxima frecuencia de la señal moduladora.

El diagrama a bloques del proceso de demodulación, así como la gráfica de la salida se muestran en la figura 5.5.

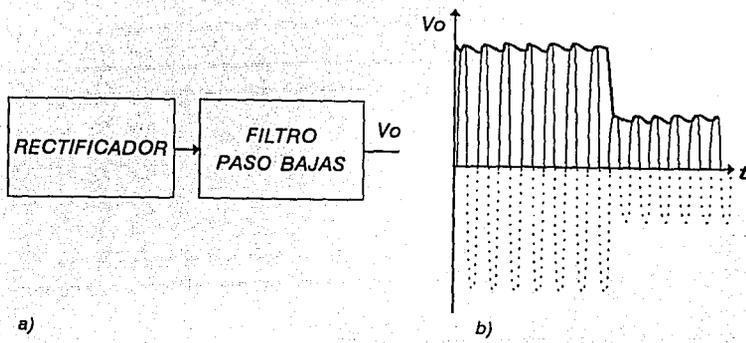


Figura 5.5. a) Diagrama a bloques del demodulador. b) Gráfica de la salida del circuito.

Dado que la información demodulada es digital, no es requerido un circuito de control automático de ganancia, ya que el quitar la componente de directa y posteriormente amplificar con una alta ganancia, llevará a la saturación positiva y negativa a los niveles lógicos uno y cero respectivamente.

La etapa de amplificación (Figura 5.6.) está compuesta de circuitos amplificadores en configuración emisor común, conectados en cascada y acoplados capacitivamente entre sí. El acoplamiento capacitivo es para eliminar las componentes de directa y así no provocar efectos de saturación hacia un sólo nivel.

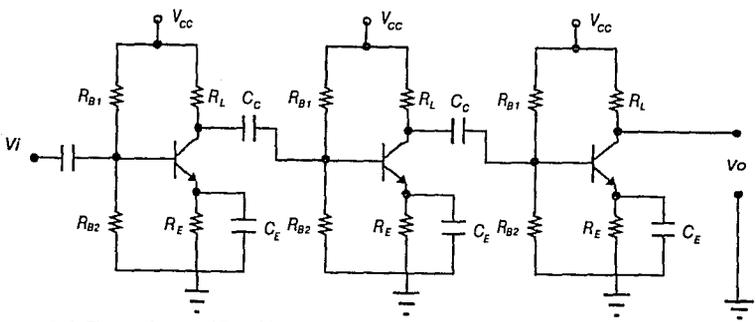


Figura 5.6. Etapa de amplificación.

Los valores de los voltajes de saturación positiva y negativa son 5 y 0 Volts respectivamente, con objeto de hacerlos compatibles con la siguiente etapa, que corresponde a la interfaz de comunicación serial asíncrona del microcontrolador receptor.

Capítulo 6.

DESPLIEGUE DE LA INFORMACION.

Una vez recibida la información en forma digital, es necesario procesarla nuevamente, a fin de recuperar la forma original de las señales y así poder ser presentadas para su análisis.

Es necesario entonces, llevar a cabo un proceso inverso en cierta forma al descrito en el capítulo 4, es decir, demultiplexar las señales y procesarlas nuevamente para llevarlas de su formato digital a la forma adecuada para su despliegue. Dadas las características propias de las señales biomédicas, en tres de ellas se requieren señales analógicas, mientras que para las dos restantes son requeridos valores numéricos.

En esta etapa, al igual que en la descrita en el capítulo 4, para llevar a cabo este proceso, así como para manejar los circuitos de despliegue se utiliza un microcontrolador, del mismo tipo que el utilizado en la etapa de procesamiento, el MC68HC811E2; aquí también la elección del microcontrolador, así como el modo de operación simple utilizado, se debieron a las mismas razones expresadas en la selección anterior.

La información llega al microcontrolador por la interfaz de comunicación serial asíncrona (SCI), por la terminal RXD. Existe un programa monitor dedicado a sincronizarse con el microcontrolador transmisor, es decir, cada dato que llega pertenece a una de las cinco señales transmitidas y el microcontrolador receptor conoce a cual de las cinco pertenece; así, la información entrante es demultiplexada y posteriormente enviada a sus respectivas unidades de despliegue.

El receptor del SCI es configurado con los mismos parámetros con que lo fue el transmisor del SCI, referentes a velocidad de transmisión, longitud del dato, etc. Para activar el receptor se escribe el dato #04 en el registro de control SCCR2, una vez esto, el registro SCSR indicará mediante una bandera cada vez que un dato es recibido.

En dos de las señales, ECG y flujo, los datos recibidos son almacenados temporalmente en la memoria RAM interna, hasta que es recibido el dato de respiración, cuando esto ocurre, los tres datos son enviados a los puertos B, C y A respectivamente, donde se encuentran conectados respectivos convertidores digital-analógicos (DAC0832), con el propósito de que a sus salidas se obtengan las formas de onda de las correspondientes señales biomédicas.

El microcontrolador posee cuatro puertos que pueden operar como puertos de salida: A, B, C y D.

El puerto B opera como puerto de salida de 8 bits.

En los tres restantes se requiere configurarlos mediante programación para conseguir tal funcionamiento, esto es, programar las líneas bidireccionales como líneas de salida.

El puerto C es un puerto bidireccional de ocho bits. Para configurarlo como puerto de salida se escribe el dato #\$FF en el registro de control DDRD.

También es necesario configurar las líneas del puerto D; PDO se configura como línea de entrada, pues corresponde a la terminal de recepción RXD del SCI. Todas las demás líneas quedan configuradas como líneas de salida, para esto se escribe el dato #\$3E en el registro DDRD.

Para el puerto A, es posible configurar hasta cinco líneas de salida. Existen dos líneas bidireccionales que requieren ser configuradas como líneas de salida: PA3 y PA7. El registro asociado al control de dirección de las líneas del puerto A es el PACTL, el dato escrito para la configuración es #\$88.

Como puede observarse, de los cuatro puertos que pueden operar como puertos de salida, sólo en dos de ellos se pueden tener 8 bits, mientras que en los puertos A y D se pueden tener como máximo 5 y 6 bits respectivamente, sólo que en el puerto D, dado que una línea bidireccional es utilizada como receptor del SCI, también queda limitado a 5 bits.

Al conectar a los puertos B, C y A los correspondientes convertidores digital-analógicos se obtienen resoluciones de ocho bits en los dos primeros y cinco en el último.

Por la naturaleza de las señales biomédicas se asignan los puertos B y C a ECG y a la señal de flujo, dado que la información contenida en sus formas de onda requieren de una mayor resolución.

De acuerdo a los requerimientos de precisión para mediciones electrocardiográficas, 8 bits son suficientes. Ahora bien, dado que el ECG es la señal que requeriría de mayor resolución, ésta es adecuada por consiguiente para la señal de flujo.

El puerto A es asignado a la señal de respiración. Los cinco bits de salida fueron conectados a los cinco bits más significativos del convertidor D/A. Dado que la señal de respiración no posee mucha información en su forma de onda, en comparación con las dos señales anteriores, sino que únicamente es indicativa de que el paciente se encuentre respirando; cinco bits fueron suficientes para su despliegue.

Los convertidores D/A son configurados en el modo de operación *Flow -Through* el cual permite que su salida analógica refleje continuamente el valor digital instantáneo aplicado en su entrada.

Los dos datos restantes que corresponden a los valores numéricos de frecuencia cardíaca y temperatura son desplegados mediante dos circuitos integrados (ICM7217). El ICM7217 es un contador programable que al mismo tiempo maneja exhibidores luminosos de siete segmentos de cuatro dígitos; este circuito agrega a la ya importante ventaja de incluir una integración elevada de componentes, el multiplexar las salidas a los exhibidores, proporcionando de esta forma un moderado consumo de energía.

La operación del circuito es la siguiente: los datos son enviados en forma de pulsos por dos líneas del puerto D a las entradas respectivas de los contadores, actuando como señales de reloj; los valores de las cuentas corresponden a los datos biomédicos y son desplegados mediante un valor numérico.

Dado que la presentación de los datos es en tiempo real, nuevos valores son desplegados a cada instante, siendo mayor la frecuencia en el caso de las señales que cambian más rápidamente en el tiempo, como es el caso de ECG, flujo sanguíneo y respiración; las otras dos variables son actualizadas en un intervalo de tiempo mayor, así, en el caso del dato de frecuencia cardíaca, éste es presentado cada minuto. La temperatura es una variable que tiene muy poca variación en el tiempo, además de tener un intervalo de variación muy corto, por esta razón, el dato de temperatura es presentado cada 3 minutos.

Cada vez que es recibido un nuevo dato, el anterior es sustituido. Para el caso de ECG, flujo y respiración, cada vez que llega un nuevo dato, éste es escrito en los puertos B, C y A según corresponda, de esta forma se obtiene su correspondiente valor analógico a la salida del convertidor.

En el caso de frecuencia cardíaca y temperatura, cada vez que llega un nuevo dato, son activadas otras dos líneas del puerto D para limpiar la cuenta de los contadores, después de esto, se empieza una nueva cuenta correspondiente al nuevo dato; dado que la frecuencia de los pulsos es muy alta, la visualización de la cuenta es imperceptible al ojo humano, únicamente es percibido el valor final, el cual tiene un período de permanencia hasta la llegada del dato nuevo. Así el proceso se repite indefinidamente.

Las salidas de los convertidores D/A son conectadas a un osciloscopio con memoria, en donde de acuerdo al número de canales, se puede visualizar igual número de señales biomédicas. Como se mencionó anteriormente la característica de almacenamiento del osciloscopio es de suma importancia, dado que la baja frecuencia de las señales biomédicas dificultarían su observación en algún osciloscopio sin esta propiedad.

Dos de las señales fueron registradas en un osciloscopio Philips PM3335. Para visualizar la tercer señal se utilizó un osciloscopio adicional, un Tektronix 222.

Existe la posibilidad de que el ruido y la interferencia puedan provocar un error en la recepción, o que por alguna otra causa, el sistema llegue a perder la sincronía, alterando así la secuencia en el despliegue de información; a fin de evitar este problema, el sistema cuenta con un mecanismo de sincronización periódica. El microcontrolador transmisor después de enviar un determinado número de datos, envía un protocolo al microcontrolador receptor, mediante el cual se lleva a cabo la inicialización de las funciones, habilitando al microcontrolador receptor para el envío de nuevos datos.

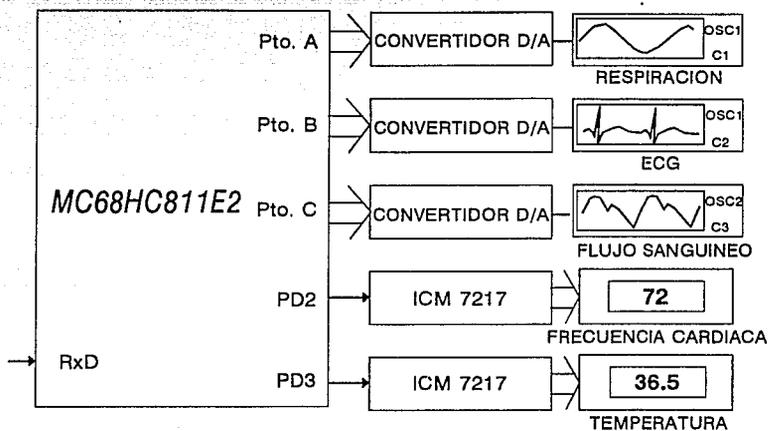


Figura 6.1. Diagrama a bloques del proceso de despliegue.

Capítulo 7.

RESULTADOS Y CONCLUSIONES.

En las siguientes figuras pueden observarse las gráficas obtenidas correspondientes a las señales biomédicas instrumentadas:

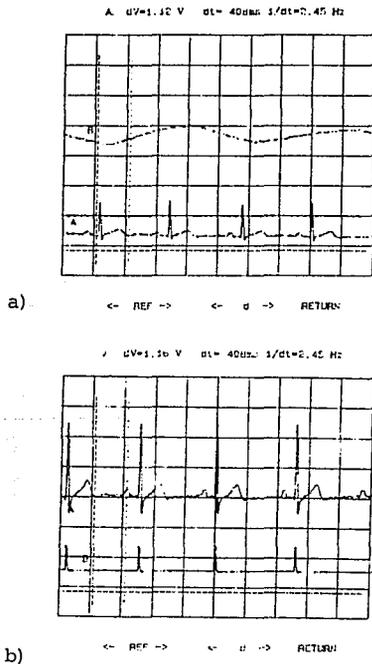


Figura 7.1. Registros de las señales instrumentadas. a) Señal de respiración y ECG. b) ECG y detección de frecuencia cardíaca.

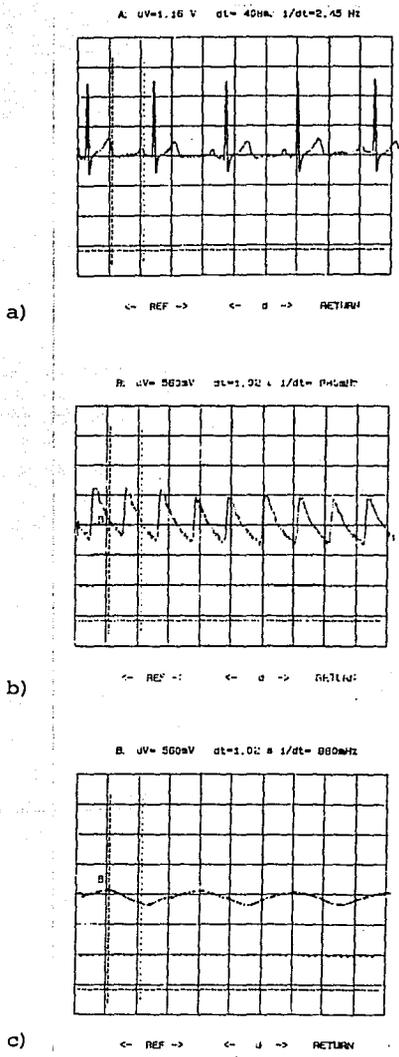


Figura 7.2. Registros correspondientes a los eventos fisiológicos. a) ECG. b) Flujo sanguíneo. c) Respiración.

Los resultados obtenidos resultan ser satisfactorios dadas las condiciones experimentales en las cuales el proyecto se llevó a cabo.

Existen puntos que son susceptibles a modificaciones en búsqueda de un funcionamiento óptimo. A continuación se expresan algunos de ellos, que por el momento resultan ser evidentes:

Por lo que respecta a las señales biomédicas instrumentadas, cabe señalar que una muy importante que está haciendo falta, es la presión arterial, indispensable quizá, en un monitoreo médico. La razón por la cual no se incluye es por la misma complejidad en su obtención por un método no invasivo; si bien es cierto que puede ser detectada por el método oscilométrico, éste resulta poco práctico en aplicaciones de monitoreo en tiempo real.

Existe un método en el cual se trabajará posteriormente a fin de obtener la presión arterial, sin embargo, para tal método es necesario disponer de la señal de flujo sanguíneo, que fue incluida en el presente trabajo como un primer paso en la obtención.

Referente al esquema de modulación empleado, hubiera resultado conveniente utilizar una modulación en frecuencia, dado que ofrece ventajas sobre el esquema de modulación empleado, como son una mayor inmunidad al ruido y un menor consumo de energía.

En lo que se refiere a la frecuencia de portadora, ésta debió haber sido mayor, para hacer más eficiente la transmisión, sin embargo, tal como se discutió en el capítulo 2, la dificultad a tener acceso a componentes especificados de alta calidad, así como la falta de experiencia en el área, influyeron en la decisión tomada. Uno de los objetivos actuales del proyecto es adquirir experiencia en el área de comunicación por radiofrecuencia, a fin de mejorar en futuras versiones el subsistema de comunicación por RF.

Para que el subsistema de comunicación por RF pueda ser utilizado en alguna aplicación específica, es necesario hacer la adecuaciones atendiendo los requerimientos particulares del lugar y de la forma en que el equipo va a operar. Es necesario efectuar un análisis espectral con el objeto de cumplir las normas respectivas, con el propósito de no interferir ni ser interferido, logrando así un desempeño óptimo del sistema.

Otro aspecto que está sujeto a modificarse es la velocidad de transmisión de los datos. Si bien es cierto que el utilizar una velocidad alta de transmisión favorece los requerimientos en lo que respecta a frecuencia de muestreo (característica particular de este sistema, ya que la frecuencia de muestreo depende directamente de la velocidad de transmisión), el ancho de banda de la información aumenta, aumentando por consiguiente el ancho de banda de la señal modulada. El tener un grande ancho de banda representa un problema dada la saturación en el espectro de frecuencias dedicadas a la transmisión por radio. Resulta conveniente entonces, el establecer el compromiso entre la calidad que resulta del utilizar una determinada velocidad de transmisión y del ancho de banda resultante.

Otro punto es el relacionado con la obtención del dato de frecuencia cardíaca, que como se recordará es adquirido mediante el conteo del acumulador de pulsos durante un intervalo de un minuto; resultaría conveniente reducir tal intervalo y efectuar el cálculo del dato por programación, con objeto de presentar un valor más cercano al instantáneo.

Estos y sin duda otros factores deben ser revisados posteriormente, a fin de efectuar las modificaciones en búsqueda de un mejoramiento al sistema. Sin embargo, dadas las condiciones de tipo operativo, económico e incluso de tiempo en las que el proyecto fue realizado, hicieron difíciles de ser tomados en cuenta en el presente trabajo.

Sin duda la mayor retribución en el desarrollo del Sistema de Telemetría Biomédica es la experiencia adquirida en el área de instrumentación biomédica, al ser ésta multidisciplinaria, requirió de un esfuerzo adicional en la comprensión de ciertos procesos que tienen lugar en un organismo vivo. Así, muchas veces el desarrollo se quiso abordar desde un punto de vista netamente electrónico, y fue la falta de resultados positivos lo que hizo dirigir la mirada primeramente, a la comprensión del evento fisiológico, para una vez esto, adecuar la electrónica al evento y nunca en sentido inverso. Sin duda alguna, el encauzar adecuadamente esta experiencia llevará a mejores resultados en futuros desarrollos.

Para concluir, es importante dejar en claro, que el Sistema de Telemetría Biomédica no pretende en ningún momento sustituir al médico, simplemente pretende ser una herramienta más a su disposición en el auxilio al paciente, siendo su objetivo el proporcionar al médico información de los eventos fisiológicos que tienen lugar en el organismo del paciente; una oportuna intervención efectuada por la toma de decisión del médico en un caso de anomalía detectada, justifica por completo al proyecto.

Bibliografía.

1. Caceres, C. A. 1965. *Biomedical Telemetry*. Academic Press. New York and London.
2. Webster, J. G. (ED). 1978. *Medical Instrumentation: Application and Design*. Houghton Mifflin, Boston.
3. Tompkins, W. J., J. G. Webster. 1981. *Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation*. Prentice Hall, New Jersey.
4. Geddes, L. A., L. E. Baker. 1989. *Applied Biomedical Instrumentation*. John Wiley & Sons, New York.
5. De Mare, D. A., D. Michaels. 1983. *Bioelectronic Measurements*. Prentice Hall, New Jersey.
6. Tatarinov, V. G. 1980. *Anatomía y Fisiología Humanas*. Mir. Moscú.
7. Gordon, David H, "Triboelectric interference in the ECG", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, May 1975.
8. Pallas-Areny., Colominas, J., and Rosell, "An improved buffer for bioelectric signals", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, April 1989.
9. Merri, Farden, Mottley and Titlebaum, "Sampling frequency of the electrocardiogram for spectral analysis of the heart rate variability", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, January 1990.

10. Rodríguez, C. J., J. I. Martínez. 1993. "Sistema de Telemetría Biomédica". Memorias del XV Congreso Nacional Académico de Ingeniería Electrónica "ELECTRO 93", 15: 485-496.
11. Rodríguez, C. J., J. I. Martínez. 1993. "Sistema de Biomonitorio Médico Personal". Memorias del XV Congreso Nacional Académico de Ingeniería Electrónica "ELECTRO 93", 15:475-484.
12. Geddes, L. A., and H. E. Hoff. 1963. "The measurement of physiological events by impedance change", Proc. San Diego Symp. Biomedical Eng. , 3:115-122.
13. Geddes, L.A., M. Partridge and H. E. Hoff, 1960. "An EKG lead for exercising subjects. J Appl. Physiol. 15:311-312.
14. Khalafalla, Stackhouse and Schmitt, "Thoracic impedance gradient with respect to breathing", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, July 1970.
15. H. Sherebrin and R. Z. Sherebrin, "Frequency analysis of the peripheral pulse wave detected in the finger with a photoplethysmograph", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, March 1990.
16. Lee, Tahmoush and Jennings, "An LED-Transistor photoplethysmograph", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, May 1975.