

UNIVERSIDAD DON BOSCO  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



**“DISEÑO DE UN EQUIPO PARA TRANSMITIR SEÑALES  
ELECTROCARDIOGRÁFICAS POR MEDIO DE UNA LÍNEA TELEFÓNICA”**

TRABAJO DE GRADUACIÓN  
PREPARADO PARA LA FACULTAD DE INGENIERIA

PARA OPTAR AL GRADO DE:  
INGENIERO EN ELECTRÓNICA.

TRABAJO PRESENTADO POR:  
HERUBEY ANTONIO CANJURA CHÁVEZ  
CESAR AUGUSTO MELGAR ACOSTA

ASESOR:  
ING. WENCESLAO RIVAS.

ABRIL DEL 2005, SOYAPANGO, EL SALVADOR, CENTRO AMERICA



RECTOR:

ING. FEDERICO MIGUEL HUGUET RIVERA

SECRETARIO GENERAL:

LIC. MARIO RAFAEL OLMOS, SDB

DECANO DE LA FACULTAD DE INGENIERIA:

ING. GODOFREDO GIRÓN

ASESOR DE TRABAJO DE GRADUACIÓN:

ING. WENCESLAO RIVAS.

TUTOR DE TRABAJO DE GRADUACIÓN:

ING. EDGARDO CRUZ ZELEDÓN.

JURADOS:

ING. JORGE LÓPEZ  
ING. GODOFREDO GIRÓN  
ING. EDUARDO RIVERA



## INDICE.

Contenido	Pág.
INTRODUCCIÓN.....	1
1. LA SEÑAL DEL ELECTROCARDIOGRAMA.....	9
1.1. ELECTROCARDIOGRAFÍA.....	9
1.2. DESCRIPCIÓN DE LAS CÉLULAS CARDÍACAS.....	10
1.3. INSCRIPCIONES ELECTROCARDIOGRÁFICAS.....	11
1.4. PROCESO APLICADO AL USUARIO.....	19
1.5. LOS INSTRUMENTOS.....	20
1.6. APARATOS Y SISTEMAS DE ANÁLISIS: ELECTROCARDIÓGRAFO.....	23
1.6.1. EJEMPLOS DE APARATOS.....	23
1.6.2. OBSERVACIONES ELECTROCARDIOGRAFICAS.....	23
1.7. ELECTRÓNICA DEL ECG. ADQUISICIÓN SEÑALES BIOELÉCTRICAS.....	27
1.7.1. RUIDO EN LA ETAPA DE AMPLIFICACIÓN.....	28
1.7.2. INTERFERENCIA CAPACITIVA.....	30
1.7.3. INTERFERENCIA INDUCTIVA.....	30
1.7.4. POTENCIALES DE CONTACTO.....	30
1.7.5. POTENCIALES BIOELÉCTRICOS.....	31
2. ELECTROCARDIÓGRAFO.....	32
2.1. ELECTRODOS.....	34
3. SEGURIDAD ELECTRICA DE LOS EQUIPOS ELECTROMEDICOS...35	
3.1. SEGURIDAD ELECTRICA.....	35
3.2. LIMITES DE CORRIENTES RECOMENDADAS.....	36
3.3. RECOMENDACIONES ATENDIENDO A LA APLICACIÓN DEL EQUIPO.....	37
3.4 NORMAS.....	38
3.5. ESPECIFICACIONES DE LA NORMA IEC 601 -1.....	39
3.6. CLASIFICACIÓN DE LOS EQUIPOS ELECTROMEDICOS....	40
3.7. PROTECCION CONTRA RIESGOS DE DESCARGA ELECTRICA.....	41
3.8. PRESCRIPCIONES GENERALES DE SEGURIDAD ELECTRICA PARA SEGURIDAD.....	52
3.9. PRUEBA DE SEGURIDAD ELECTRICA.....	53
3.10. CLASIFICACIÓN DEL EQUIPO DISEÑADO SEGÚN NORMA IEC 601 -1.....	55
3.11. PRUEBA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN REALIZADA AL EQUIPO.....	57
4. HARDWARE.....	60
4.1 COMUNICACIONES POR MODEM.....	60
4.1.1. LAS COMUNICACIONES ENTRE ORDENADORES.....	60
4.1.2. NATURALEZA DE LA INFORMACIÓN.....	61
4.1.3. MODULACIÓN DE LA INFORMACIÓN. EL MÓDEM.....	62

4.1.4.	LIMITACIÓN FÍSICA DE LA VELOCIDAD DE TRANSMISIÓN EN LA LINEA TELEFÓNICA.....	64
4.1.5.	ESTÁNDARES DE MODULACIÓN.....	65
4.1.6.	TÉCNICAS DE MODULACIÓN.....	66
4.1.7.	BITS DE DATOS, PARIDAD, BITS DE PARADA.....	68
4.1.8.	CONTROL DE FLUJO DE DATOS.....	68
4.1.9.	CADENA DE INICIALIZACIÓN.....	68
4.1.10.	CODIFICACIÓN DE LA INFORMACIÓN.....	69
4.1.11.	ESTÁNDARES DE CONTROL DE ERRORES... ..	70
4.1.12.	ESTÁNDARES DE COMPRESIÓN DE DATOS.....	71
4.2.	CONEXIÓN RS232 ENTRE PC Y MODEM.....	71
4.2.1.	TRANSMISIÓN SINCRONA Y ASÍNCRONA.....	72
4.2.2.	CONTROL DE FLUJO.....	74
4.2.3.	MODOS DE OPERACIÓN DEL MODEM.....	74
4.2.4.	FORMATO DE COMANDOS HAYES.....	75
4.2.5.	CÓDIGOS DE RESULTADOS.....	75
4.2.6.	COMANDOS AT MÁS UTILIZADOS.....	76
4.2.7.	PROGRAMACIÓN DE LOS REGISTROS S.....	77
4.2.8.	COMANDOS MÚLTIPLES.....	78
4.2.9.	PERFIL DE PARÁMETROS DE USUARIO.....	78
4.3.	TELEMETRIA.....	78
4.4.	BIOTELEMETRÍA.....	79
4.4.1.	PARTES DE UN SISTEMA DE BIOTELEMETRIA.....	80
4.4.2.	MONITORIZACIÓN DE PACIENTES ENLACES TELEFONICOS.....	81
4.5.	PRESENTACIÓN DEL PROYECTO.....	81
4.5.1.	PRIMERAS PRUEBAS REALIZADAS.....	81
4.5.2.	ALTERNATIVA IMPLEMENTADA.....	83
4.6.	DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PROYECTO.....	84
4.7.	CIRCUITOS UTILIZADOS EN EL PROYECTO.....	86
4.7.1.	EXPLICACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL HARDWARE.....	86
4.7.1.1.	ETAPA ANALOGICA.....	86
4.7.1.2.	ETAPA DIGITAL.....	87
4.7.1.3.	CIRCUITOS OSCILADORES.....	88
4.7.2.	ETAPA DEL ADC.....	88
4.8.	SELECTOR DE DERIVACIONES.....	90
4.8.1.	DISEÑO DE DERIVACIONES Y CONEXION EN LOS CIRCUITOS.....	91
4.9.	ETAPA DE AISLAMIENTO.....	92
4.10.	AMPLIFICADOR DIFERENCIAL.....	94
4.11.	INTEGRADO AD620.....	96
4.12.	CIRCUITOS DE FILTRADO.....	98
4.12.1.	FILTRO PASABANDA.....	98
4.12.2.	FILTRO PASA BAJOS.....	101
4.13.	CIRCUITO DE AISLAMIENTO DE SEÑALES.....	104
4.13.1.	AISLAMIENTO ELECTRICO DEL AMPLIFICADOR ECG.....	104
4.14.	ETAPA FINAL.....	107
4.15.	CRITERIOS DE DISEÑO DEL ELECTRCARDIOGRAFO.....	109

5. CHASIS DEL PROYECTO.....	112
5.1. CHASIS.....	112
5.1.1. DIMENSIONES DEL CHASIS.....	112
5.1.2. UBICACIÓN INTERNA DE LOS ELEMENTOS.....	113
5.1.3. UBICACIÓN INTERNA DE LOS CABLES DE DERIVACIÓN.....	114
5.1.4. UBICACIÓN INTERNA DEL ADQUISITOR.....	114
5.2. MANUAL DEL USUARIO DEL EQUIPO ECG.....	115
6. SOFTWARE.....	119
6.1. EL PROGRAMA.....	119
6.1.1. ETAPA DE CAPTACIÓN Y GUARDADO DE LA SEÑAL.....	119
6.1.2. GUARDA DE DATOS DEL PACIENTE.....	121
6.1.3. ABRIR ARCHIVO DEL PACIENTE.....	123
6.1.4. CONFIGURACIÓN DEL NÚMERO TELEFÓNICO A ENVIAR.....	125
6.1.5. ETAPA DE TRANSMISIÓN DE LA INFORMACIÓN.....	125
6.1.6. ETAPA DE RECEPCIÓN DE LOS DATOS.....	126
6.1.7. GUARDA DE LOS DATOS RECIBIDOS.....	128
6.1.8. APERTURA DE LOS ARCHIVOS RECIBIDOS PARA SU VISUALIZACIÓN.....	129
6.1.9. IMPRESIÓN DE LOS DATOS RECIBIDOS...	130
6.1.10. MENU DE ABRIR Y SALIR.....	130
6.1.11. MENU DE AYUDA.....	131
7. CRITERIOS DE DISEÑO DEL SOFTWARE.....	132
8. CARACTERISTICAS DEL SISTEMA.....	133
9. COMPARACION DE PRECIOS CON EQUIPOS EN EL MERCADO...	134
10. SUGERENCIAS A TENER EN CUENTA.....	134
CONCLUSIONES.....	135
BIBLIOGRAFIA.....	136
ANEXOS	

## INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia han surgido personajes que con su sabiduría, estudios y la adecuada utilización de la tecnología, han dado muchos aportes a la superación del hombre en diversos campos.

Uno de esos campos es la biomédica y en especial el área que corresponde al corazón. En dicha área se han implementado cada vez más, una cantidad variable de instrumentos y equipos cuyo objetivo es efectuar diagnósticos, así como contribuir al restablecimiento de la salud de las personas.

En este trabajo, se desarrolla la construcción de un proyecto cuyo nombre es: "DISEÑO DE UN EQUIPO PARA TRANSMITIR SEÑALES ELECTROCARDIOGRAFICAS POR MEDIO DE UNA LINEA TELEFONICA", con el cual se obtendrán señales que permitirán efectuar diagnósticos.

El documento contiene información sobre los primeros intentos realizados los cuales no fueron exitosos. También se presenta información sobre la señal cardíaca, su proceso de medida y sus características.

En la parte del hardware se muestra la forma de comunicación por medio de los MODEM<sup>1</sup>, sus dificultades de comunicación y sincronismo; al igual que la construcción del electrocardiógrafo, el cual involucra el diseño del amplificador, del adquirente, del aislador, del selector, etc.

Describe también las normas de seguridad de los equipos biomédicos y la clasificación a la que corresponden.

Así mismo se presenta una parte para el programa (software) del proyecto el cual viene a ser como el cerebro que maneja todo el hardware. En esta parte

---

<sup>1</sup> La palabra módem deriva de su operación como MODulador o DEModulador. Un módem por un lado recibe información digital de un computador y la convierte en analógica, apropiada para ser enviada por una línea telefónica, por otro lado, de esta última recibe información analógica para que la convierta en digital, para ser enviada al computador.

se plasma todo lo referente al diseño, forma de uso, características y flujogramas.

Se ha realizado también un presupuesto del proyecto, atendiendo a los componentes utilizados, tiempo invertido en la realización del programa y en la construcción del equipo.

Por último se detallan los diagramas de los circuitos realizados en el equipo junto con los impresos.

## **JUSTIFICACIÓN.**

La tecnología aplicada a la medicina va en aumento. Un ejemplo de esto es el uso del láser para extirpar tumores, operaciones en los ojos, borrar tatuajes etc., también el uso de cámaras de video para la exploración y operaciones en el interior del cuerpo humano.

En el ámbito de la tecnología cardiovascular, existen también avances, de los cuales algunos ya están en el país. Hasta donde se sabe, la transmisión o envío de señales electrocardiográficas no se tiene. Esto crea una cierta desventaja con otros países en los cuales ya existe y se está utilizando con buenos resultados; algunos son: Chile, México, España y Estados Unidos.

Teniendo en cuenta lo anterior, se desea proponer el diseño e implementación de un equipo que pueda transmitir señales fisiológicas por medio de la línea telefónica. Este trabajo ayudará en el país a que las personas con problemas cardíacos logren controlar su estado de salud sin salir de la casa; esto evita gastos innecesarios de tiempo y dinero. Es decir, que una persona del interior del país o incluso de la capital, puede enviar su reporte al médico para que éste analice las gráficas y luego sacar sus conclusiones.

Otra motivación consiste en, que este proyecto puede ser usado como un prototipo, en los laboratorios de la Universidad Don Bosco, y específicamente en el área de biomédica o en materias afines con la especialidad de electrónica, cuya finalidad sea demostrar la transmisión de información o datos, en este caso, señales electrocardiográficas, por medio de la línea telefónica.

Al cumplir la normas de seguridad, puede ser reproducido y comercializado de inmediato para ser usado en las diversas clínicas u hospitales y tener un control de los pacientes.

## **ALCANCES.**

- Acondicionar la señal que procede del cuerpo humano de paciente a través de circuitos amplificadores.
- El requisito mínimo que debe cumplir el electrocardiógrafo son: impedancia de entrada mayor de 5 M ohmios, corriente a través del paciente inferior a 1 microA, ganancias en tensión de 1000 o superiores, respuesta frecuencial plana de 0.14 Hz a 25 Hz y con atenuación inferior a 3dB a 100 Hz.<sup>1</sup>
- Para el envío de la señal, se utilizará una tecla no válida en el sistema telefónico del país, los cuales habilitarán la señal de envío, es decir, que fungirá como un desviador de la señal con la finalidad de no afectar la señal normal del teléfono.
- El equipo que se construirá será, desde la etapa receptora de señales (cuerpo del paciente con electrodos), amplificadores, moduladores, protección, aislamiento, transmisión de señal, hasta la etapa de demodulación, protección, aislamiento, visualización e impresión de la señal.
- La señal analógica extraída será digitalizada y enviada por la línea telefónica.
- Los rangos de trabajo que garantizan los operadores telefónicos se sitúa entre los 300 y los 3,800 Hz, rango en el que debe estar operando la señal electrocardiográfica, en la línea telefónica.
- El rango aproximado de trabajo del modem estará entre los 14.4 kbps a los 33.6 kbps.

---

<sup>1</sup> AMERICAN HEART ASOCIATION.

- Enviar la señal por la línea telefónica por medio de sistemas de modulación desde un punto transmisor a uno receptor.
- Deberá cumplir con las normas de seguridad y protección que requieren los equipos médicos y pacientes a ser evaluados.
- Construir un equipo que adquirirá información desde el paciente y la transmitirá por la línea telefónica, luego será recibida por un equipo adecuador y será visualizada en un monitor.
- Seleccionar una derivación a la vez y de forma manual para tener un control y visualización de la señal deseada.

### **LIMITACIONES.**

Se ha estimado que el diseño tendrá las siguientes limitaciones:

- El equipo a implementar deberá funcionar bajo condiciones normales de una llamada telefónica de El Salvador. Esto debido a que las líneas telefónicas en el país, no son muy estables; por ejemplo se detectan variaciones en los picos de voltaje cuando cae un rayo. Lo que implica que deberá llevar protecciones a lo largo de la transferencia de la señal.
- Cuando el paciente presente alteraciones en su estado de ánimo, lo cual generará ruido que puede ser mal interpretado por el equipo en general y por el médico. Lo que conlleva a que el paciente debe de controlar su estado de ánimo y luego proceder al examen.

## 1. LA SEÑAL DEL ELECTROCARDIOGRAMA.

El origen de la electrocardiografía, es decir, las primeras investigaciones de la corriente eléctrica que se origina en el corazón, data del siglo XIX. El primer aparato fue un electrómetro capilar. Posteriormente, Willhem Einthoven<sup>1</sup> fue el encargado de desarrollar el galvanómetro de cuerda que supuso el comienzo de la electrocardiografía.

Los servicios electro-médicos, permiten la adquisición de datos médicos, así como el análisis y estudio de los resultados obtenidos. La electrocardiografía (ECG) permite monitorizar los signos vitales. El aparato construido presenta además, flexibilidad de transporte, pues permite conectarse a un PC y enviar la señal vía MODEM por la línea telefónica hasta otra PC remota, siempre y cuando se tenga el software.

Definiendo lo que es un electrocardiograma, que se denomina brevemente como ECG. Éste permite obtener un registro de información de la función del corazón, registrando los impulsos eléctricos que estimulan el corazón y que producen su contracción. Estos impulsos representan varias etapas de la estimulación del corazón.

### 1.1. ELECTROCARDIOGRAFÍA. [1]

Es el campo de la medicina encargada del estudio del registro de la actividad eléctrica cardiaca. Se muestra como una línea delgada que presenta distintas inflexiones, que corresponden a parámetros de información del estímulo eléctrico del corazón. Dicho estímulo es originado por el nodo sinusal llegando hasta los ventrículos a través del SEC (Sistema específico de conducción). Éste está compuesto por el nodo sinusal, las vías de conducción internodal e interauricular, el nodo auriculoventricular(AV), el haz de His, las dos ramas del haz de His junto a sus divisiones y sus respectivas células de Purkinje. En el

---

<sup>1</sup> Einthoven, Willem. (Semarang, actual Indonesia, 1860-Leiden, Países Bajos, ) Fisiólogo holandés. Se graduó en la Universidad de Utrecht e ingresó como profesor de fisiología en la de Leiden, donde permaneció desde 1886 hasta su muerte. En 1903 desarrolló el galvanómetro que lleva su nombre, gracias al cual logró medir las diferencias de potencial eléctrico experimentadas por el corazón durante las contracciones sistólicas y diastólicas y reproducirlas gráficamente.

momento en el que el estímulo llega a dichas células es cuando se produce el acoplamiento de excitación-contracción.

## 1.2. DESCRIPCIÓN DE LAS CÉLULAS CARDÍACAS. [2]

Existen diferentes tipos de células cardiacas importantes para el campo de la electrocardiografía:

- Células de actividad automática, eléctricas.
  - Generan corrientes de bajo voltaje.
- Células de actividad contráctil, o de trabajo.
- Células del tejido conectivo, entramado.
  - Generan corrientes de bajo voltaje.
- Células de los vasos sanguíneos.

Las células de actividad automática permiten generar un potencial de tipo diastólico de reposo, al activarse se produce la contracción de células de actividad contráctil *Fase Sistólica*. Para ello es imprescindible un buen tejido conectivo. Las células de actividad automática tienen mayor despolarización que las de actividad contráctil. Las corrientes de bajo voltaje son generadas fundamentalmente por los movimientos iónicos tanto del  $K^+$  como del  $Na^+$ , también influye aunque con menor importancia el  $Cl^-$  y  $Ca^{++}$ . Produciendo un flujo bidireccional que atraviesa la membrana celular que se refleja en la superficie del cuerpo con el nombre de *Electrocardiograma*. En la figura 1.1, se representa la fase sistólica y diastólica del flujo cardíaco.

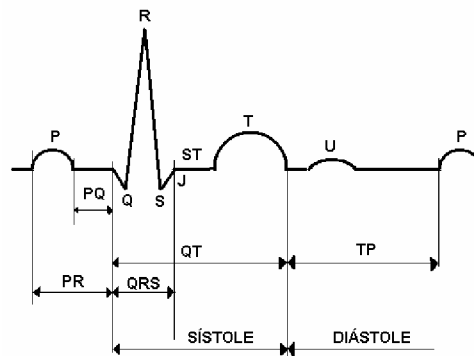


Figura 1.1. Señal cardíaca.

La señal de salida del sistema dependerá de la calidad de información de entrada suministrada y de la rapidez con la que los datos sean obtenidos. Por dichos motivos existen ciertos parámetros destacados sobre la adquisición, acondicionamiento y conversión, con el fin de que la información obtenida sea de la mejor calidad posible.

### 1.3. INSCRIPCIONES ELECTROCARDIOGRÁFICAS. [3]

A continuación, en la figura 1.2, se describen las distintas ondas en el ECG.

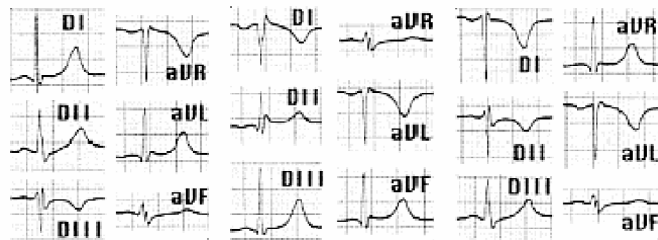


Figura 1.2. Distintas formas que pueden tomar las ondas

#### Onda P

Representa la actividad eléctrica de la contracción de ambas aurículas. Después de la onda P el impulso llega al nodo AV produciéndose una pausa de unos 1/10 seg, en ese instante, la sangre llega a los ventrículos, la aurícula se contrae expulsando la sangre por las válvulas AV, ya que se requiere cierto tiempo para que pase por las válvulas y llegue a los ventrículos.

Después de la pausa el nodo AV se encuentra estimulado y se inicia el impulso eléctrico que se dirige hacia abajo por el haz de His y las ramas del mismo. A medida que éste se va alejando se produce la llamada *Despolarización ventricular*, la cual tiene las características siguientes:

- NS es irreconocible en un ECG normal. Dicha onda representa la despolarización de ambas aurículas.
- Primera onda del ciclo electrocardiográfico.
- Sístole eléctrica y mecánica de ambas aurículas.
- De forma redondeada.
- Esta onda suele ser en la mayoría de los casos monofásica.

- Su eje suele coincidir con el segmento QRS.
- Puede tener dos componentes difásicos (+/-) en las siguientes derivaciones: D1, VL, D3, VF.
- Duración: 100 mseg.
- Voltaje: 2,5 mV.
- Al crecer una cavidad  $\Rightarrow$  Aumenta el voltaje y su duración varía en función de su eje.

## Intervalo PR

Características relevantes.

- Isoeléctrica, que indica que la corriente se mantiene constante entre el final de P e inicio de QRS.
- El trazado de este segmento debe superponerse a la línea isoeleétrica.
- Inicio de la actividad auricular hasta la despolarización ventricular.
- Al final de la Onda P existe un período de inactividad eléctrica, este período representa el retraso fisiológico sufrido por el estímulo hasta que llega al nodo AV.
- Duración: entre 120 y 220 mseg. Ver tabla 1.2.

## Complejo QRS.

Contracción ventricular. Características relevantes.

- Despolarización ventricular, es decir, *Sístole eléctrica*.
- Podemos añadir dos conceptos más:
  - *Corazón vertical*: AQRS está situado a  $90^\circ$ .
  - *Corazón horizontal*: AQRS a más de  $0^\circ$ .
- Impulso eléctrico que se aleja del nodo AV y pasa a las fibras de Purkinje y a las células del miocardio. Éstas fibras, transmite el impulso eléctrico a las células del miocardio, produciendo la contracción simultánea de los ventrículos.
- Se produce la actividad eléctrica que conlleva a la estimulación de los ventrículos.
- En este intervalo se produce una inflexión de mayor voltaje.

- La duración de este intervalo es de 60 y 100 mseg.
- El eje AQRS varía ampliándose con la edad.
- Recién nacido: Duración menor. Oscilación  $+120^\circ$ .
- Ancianos: Duración mayor. Oscilación  $-10^\circ$ .
- Adulto-joven: Oscilación entre  $+40^\circ$  y  $60^\circ$ .

### Onda Q

Primera deflexión negativa del complejo QRS.

- Anchura en las derivaciones D1, aVL, V5 y V6 no superior a 40 mseg.
- Está vinculada a la necrosis miocárdica.
- A menudo esta onda suele no visualizarse en el ECG, cuando existe siempre es la primera en el complejo QRS.

### Onda R

Primera deflexión positiva del complejo QRS.

- Voltaje entre 6-8mV, como máximo 25mV (casos excepcionales).
- TDI: Tiempo de medición intrínseco (código intrínseco). Este tiempo es el resultado que se encuentra entre *Zenir* (principio de R) y *Nadir* (final de R). - En la derivación V5 el TDI es menor o igual a 45mseg.

### Onda S

Deflexión negativa que sigue a la onda R. Características de esta onda.

- No siempre presente.
- En las precordiales derechas: se detecta la onda S cuando se produce el alejamiento del gran vector del ventrículo izquierdo.
- En V5, y V6: el resultado de los terceros vectores de las porciones cardíacas póstero-basales<sup>2</sup>.

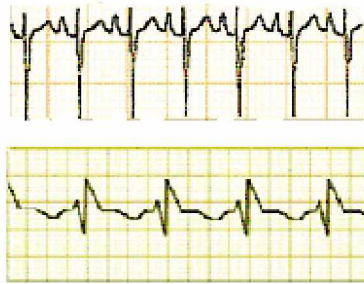
### Segmento ST

Pausa producida después de QRS.

---

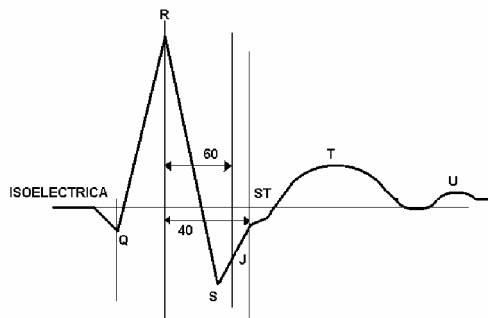
<sup>2</sup> Sectores del corazón, ubicados en los ventrículos.

- Deflexión positiva, negativa e isoeólica que une QRS con la onda T.



**Figura 1.3. Taquicardia sinusal. Se muestran cambios en la repolarización de la taquicardia.**

- Nivelado de la línea isoeólica:
  - Suele supradesnivelarse con la bradicardia y la vagotonía.
  - Sufre un declive en el nivel, es decir, se infradesnivele con la taquicardia, mostrado en la figura 1.3.
- Aumentos de 2mm ó inferiores a 1mm en relación a la isoeólica, esto suele darse por trastornos isoquémicos miocárdicos.
- Desde el final del complejo QRS (punto J) hasta el inicio de onda T.
- Medida del ST, según el desplazamiento de J con respecto a la línea isoeólica, ver figura 1.4.



**Figura 1.4. Forma de medir el segmento ST.**

**Onda T**

Representa la repolarización ventricular, permitiendo que todas las células cardíacas recobren su carga positiva y poder despolarizar de nuevo.

- Deflexión positiva o negativa, se dibuja suavemente tras el segmento ST.
- Repolarización ventricular, de modo que se le pueda volver a estimular.
- Inscripción más lenta y asimétrica.
- Es positiva en las derivaciones D1, D2, VL, aVF, V3, V6.
- Negativa en las derivaciones de V1 a V4.
- Esta onda aparece al final del segmento ST.
- Posee una polaridad positiva en todas las derivaciones. Aunque surgen excepciones en las derivaciones VR, V1 y D3.
- Con una amplitud variable, no debería exceder de los 6 mm. Aunque dependiendo de la edad de la persona esto puede variar, por ejemplo: - **Recién nacidos**: onda invertida de V1 con respecto a V3/V4. - **Adultos**: La onda suele ser positiva con la madurez.
- La parte ascendente de la onda es mucho más lenta; mientras, la descendente es más rápida. Por ello, suele tener una forma asimétrica.

### Intervalo QT

Se define como la expresión eléctrica de toda la sístole ventricular.

- Su amplitud abarca desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda T.
- En este intervalo se produce la despolarización y repolarización ventricular.
- Su duración varía en función de la frecuencia cardíaca, suele ser  $\approx$  300 y 440 msec., ver tabla 1.1.

### Onda U

Pequeña deflexión positiva obtenida tras la onda T.

- Inscripción de pequeño voltaje Tabla 1.1.
- Deflexión de muy bajo voltaje.
- Misma polaridad que onda T, pero sólo en las derivaciones de D4 y D5.
- La amplitud de dicha onda suele ser de  $\approx 0.3 - 2\text{mm}$ , Ver tabla 1.1.

Onda	Duración	Amplitud
P	$\leq 100$ mseg	$\leq 2,5$ mm
Segmento PR	120-220 mseg	-
Complejo QRS	60-100 mseg	$\leq 25$ mm en V5
Segmento ST	-	$\leq -1$ mm
T	-	$\leq 6$ mm
Intervalo QT	300-400 mseg	-
U	-	0.3-2 mm

**Tabla 1.1. Tiempos de voltaje y medidas de las ondas.**

Frecuencia(latidos/min)	Intervalo QT(segundos)	Segmento PR(segundos)
150	0.25	0.17
140	0.26	0.17
130	0.27	0.18
120	0.28	0.18
110	0.29	0.19
100	0.30	0.19
90	0.32	0.20
80	0.34	0.20
70	0.35	0.20
60	0.36	0.20
50	0.38	0.20
45	0.42	0.21
40	0.47	0.22

**Tabla 1.2: Tabla de correlación de la frecuencia.**

## Derivaciones electrocardiográficas.

La actividad eléctrica generada por el corazón se puede captar desde cualquier punto de la superficie corporal. Pero, existen 3 derivaciones estándar que recogen esta medida, esto se muestra en la figura 1.5.

### Derivaciones de los miembros.

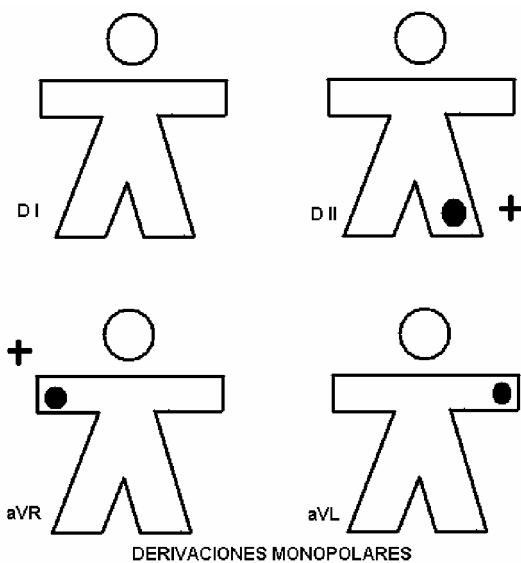


Figura 1.5. Derivaciones principales.

Derivaciones bipolares de Einthoven, abarca tres derivaciones denominadas DI, DII, DIII.

Derivaciones monopoles de Goldberger, también son tres derivaciones aVR, aVL y aVF.

### Derivaciones precordiales

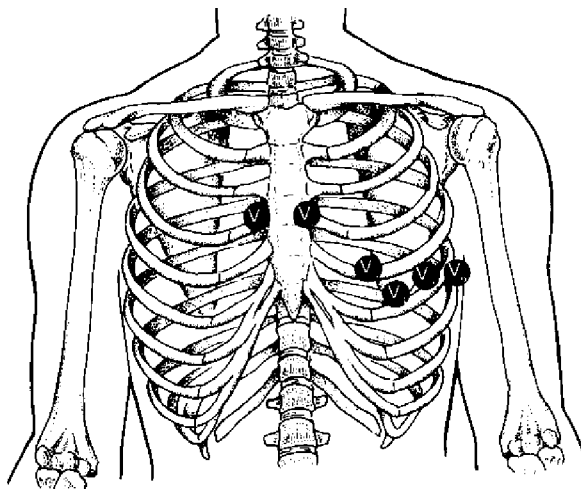
Derivaciones unipolares torácicas de Wilson, llegan a 6 derivaciones.

*Derivaciones bipolares de los Miembros.* Recogen las diferencias de voltaje en el plano frontal de las extremidades. La disposición de los electrodos se ha

denominado *Triángulo de Eindhoven*, en el centro de éste se encuentra ubicado el corazón.

*Derivaciones monopolares de los miembros.* Las monopolares son las encargadas de registrar las diferencias de voltaje en el plano frontal de cada miembro por separado, según un electrodo indiferente ( $V=0$ ). La relación que deben cumplir las tres derivaciones es la siguiente:  $aVR + aV1 + aVF = 0$ .

*Derivaciones unipolares torácicas.* Estas derivaciones también denominadas *precordiales*, ver figura 6. Permiten explorar la actividad eléctrica en el plano horizontal. Para registrarlas se procede colocando un electrodo positivo en seis puntos diferentes del tórax.



**Figura 1.6. Derivaciones precordiales**

En todas las derivaciones precordiales de la figura 1.6, el electrodo colocado sobre el pecho se considera positivo. Como el electrodo de las derivaciones precordiales siempre es positivo, una onda de despolarización que avance hacia ese electrodo produce una deflexión positiva o hacia arriba del brazo. Las derivaciones precordiales se proyectan a través del nódulo AV hacia la espalda del paciente, que constituye el extremo negativo de cada derivación precordial.

V1: Cuarto espacio intercostal. External derecho.

V2: Cuarto espacio intercostal. External izquierdo.

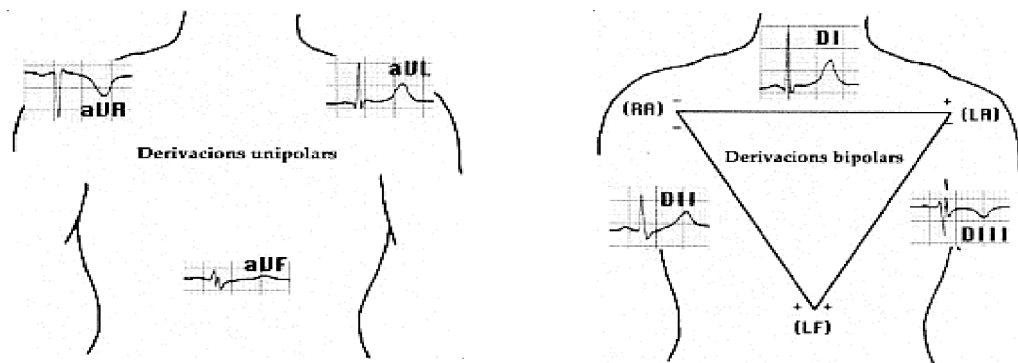
V3: Intermedio entre V2 y V4.

V4: Quinto espacio intercostal izquierdo. Línea medioclavicular.

V5: Quinto espacio intercostal izquierdo. Línea auxiliar anterior.

V6: Quinto espacio intercostal izquierdo. Línea auxiliar media.

*Nota: Estas 12 derivaciones pueden ser incrementadas a 15, 3 adicionales pueden tomarse a través del quinto espacio intercostal izquierdo; o bien, en el hemitórax derecho, siendo esto de uso restringido. Las de Nehb, de exploración precordial bipolar. Esofágicas. Intracavitarias. En la figura 1.7, se muestran los ejemplos de estas señales.*



**Figura 1.7. Ejemplo de visualización de las distintas derivaciones de un ECG**

#### **1.4. PROCESO APLICADO AL USUARIO. [4]**

A continuación, se explica cómo se debe preparar al paciente para que el electrocardiograma resultante sea lo más satisfactorio posible.

- a) Rasurar el vello de la zona donde se aplicarán los electrodos.
- b) Preparar la piel con los siguientes elementos: Con pasta conductora especializada para los electrodos utilizados.
- c) Aplicar sobre la piel una solución alcohólica rebajada.
- d) El paciente debe encontrarse relajado, con las palmas de las manos mirando hacia el glúteo.
- e) Se procede a colocar los electrodos en las zonas donde se analizarán las diferentes derivaciones. Para cada registro de una derivación se emplean aproximadamente 5 segundos.

## **1.5. LOS INSTRUMENTOS. [5][6]**

Una de las características de los aparatos que captan señales fisiológicas, es que deben ser automáticos e la mayoría de las funciones.

### **Proceso en la toma de un ECG.**

En el punto anterior, se han citado algunos de los pasos necesarios para la recogida de un electrocardiograma. A continuación, se detalla de un modo más exhaustivo como debe ser este proceso.

#### **Paso A**

.- Correcta colocación de los electrodos. Los puntos a tener en cuenta en este paso son los siguientes: - La superficie de contacto debe ser lo más amplia posible. - Utilizar una solución conductora para aplicarla sobre los electrodos y la piel del paciente. - Frotar la piel con alcohol. - Rasurar el vello de la zona donde se vayan a colocar los electrodos para la toma de las muestras.

#### **Paso B**

.- Obtener la estabilidad de la línea base, de modo que no se distorsione la visión de la onda T.

#### **Paso C**

.- Se debe procurar tener al paciente en un ambiente adecuado y relajado; puesto que, evita las interferencias y un incorrecto trazado de P, Q, R, T, S y U. Incluso si no se cumple este punto también pueden variar el resto de ondas. Por tanto, el electrocardiograma resultante no sería válido.

#### **Paso D**

.- Evitar interferencias de corriente alterna que pueden producir deflexiones de alto voltaje dando lugar a ondas sinusoidales.

#### **Paso E**

.- Solicitar al paciente los datos personales.

Los pasos que se deben seguir como rutina para la interpretación del electrocardiograma se citan a continuación:

### **Paso 1**

.- Visualización global del registro ECG resultante de los pasos anteriores.

### **Paso 2**

.- Estudiar el ritmo cardíaco. Para ello se debe estar atento en los siguientes aspectos del ritmo sinusal y no sinusal. - *Ritmo sinusal* donde la onda P es positiva en las derivaciones D2, D3 y aVF, siendo isodifásica<sup>3</sup> en la derivación V1. Además, su morfología sugiere un crecimiento auricular izquierdo. - *Ritmo no sinusal* Permite verificar si el ritmo se ha perdido (arritmia) o no, simplemente estudiando las derivaciones D1 y D2.

### **Paso 3**

.- Estudio de la frecuencia cardíaca.

### **Paso 4**

.- En este paso se debe proceder a la medición de las ondas y los segmentos, para ello debemos estudiar las características de las ondas, que se citan a continuación, y asociarlas a las que se aprecian en el electrocardiograma. Onda P. De bajo voltaje y con aspecto redondeado en las siguientes derivaciones: D2, D3, aVF, V4, V5, V6. Siendo de tipo isodifásico en V1. Otra característica importante que no se debe olvidar, es el tamaño de esta onda. El voltaje máximo no debe ser superior a 2,5 mm; y la anchura inferior, debe ser inferior a 0,12 seg. Intervalo PR. Es de tipo isoeléctrico, y su duración suele estar comprendida entre los 0,12 y 0,22 seg.

---

<sup>3</sup> Significa que el voltaje de la onda R es numéricamente igual al de la onda S.

Complejo QRS. No debe superar los voltajes establecidos por el criterio de la hipertrofia ventricular; su duración, debe estar recogida entre los 0,06 y los 0,08 seg. Por último, su eje se encuentra comprendido entre 0° y los 90°.

El Segmento ST será de tipo isoeléctrico.

Onda T. Ésta debe aparecer en las derivaciones de D1, aVL, D2, aVF y las precordiales izquierdas. Suele ser positiva y con las ramas asimétricas. Onda U. Es una onda que siempre debe estar presente, pues sino sería un mal síntoma. Se puede observar en las precordiales V4, y V5.

### **Paso 5**

.- En este paso, se procederá a estudiar las derivaciones en el plano frontal: D1, D2, D3, aVR, aVL, aVF. Permitiendo determinar el complejo QRS. También, se deberían estudiar el resto de las ondas para conseguir un estudio más exhaustivo.

### **Paso 6**

.- Por último, se estudiarán las derivaciones precordiales determinando sus características y su morfología.

### **Diagnóstico clínico del ECG.**

La tabla 1.3, organiza los diferentes detalles para el diagnóstico clínico de un electrocardiograma.

<b>CLÍNICOS</b>	<b>ELECTROCARDIOGRÁFICOS</b>
Edad y sexo	Ritmo y frecuencia cardíaca.
Peso y altura	Ejes eléctricos.
Presión arterial	Onda P y segmento PR.
Otras enfermedades	Complejo QRS.

Patología actual	Onda U.
------------------	---------

Tabla 1.3: Tabla de diagnóstico clínico.

## 1.6. APARATOS Y SISTEMAS DE ANÁLISIS: ELECTROCARDIOGRAFO. [7]

### 1.6.1. EJEMPLOS DE APARATOS.

#### a) Electrocardiograma de esfuerzo

Utiliza los parámetros hermodinámicos, duración del ejercicio y capacidad aerodinámica (máximo consumo de oxígeno). Bicicleta ergométrica y la cinta sin fin: subir y bajar escalones.

#### b) Holter

La historia comenzó en 1961. El físico Norman Holter inventó un electrocardiógrafo que permitía un registro continuo del ECG aunque era una cinta magnética. En la actualidad, ha pasado a un soporte sólido.

#### c) Electrocardiografía transtelefónica.

Los parámetros biomédicos pueden ser transferidos en señales capaces de ser transmitidas por un canal de comunicación.

### 1.6.2. OBSERVACIONES ELECTROCARDIOGRÁFICAS.

#### a) Frecuencia.

La frecuencia es el primer parámetro que debemos medir. Se mide en ciclos/minuto. La frecuencia de los latidos cardíacos depende del nodo SA. Cuando el nodo SA falla otras regiones del corazón son capaces de iniciar el latido del corazón. Se denominan *Marcapasos ectópicos*<sup>4</sup>, estos, se encuentran en todas las regiones del corazón -aurículas, ventrículos y nodo AV-; sin embargo, sólo funcionan en caso de emergencia, es decir, cuando deja de funcionar correctamente el nodo SA.

---

<sup>4</sup> Los latidos ectópicos son una arritmia con pequeñas variaciones en los latidos cardíacos que, a excepción de esto, son normales.

*En las aurículas* tienen una frecuencia de 75 ciclos/minuto; en casos de urgencia, 150-250 ciclos/minuto. Al dejar de funcionar el nodo SA, este marcapasos auricular puede encargarse de la actividad automática. Cuando el estímulo es normal en la aurícula, el nodo AV tiene una frecuencia de 60 ciclos/minuto.

*En los ventrículos* el ritmo idioventricular es de 30-40 ciclos/minuto. Se pueden detectar múltiples enfermedades según la frecuencia cardíaca, sobre todo cuando se encuentra entre los 51-52 ciclos/minuto.

### **b) Medida de la frecuencia cardíaca.**

Primero se localizará en el electrocardiograma la onda R, que deberá coincidir con la línea gruesa. Posteriormente, para cada línea después de la segunda onda R, se cuenta para cada 4 cuadritos pequeños 300, 150, 100, 75, 60 y 65 numerándolos según estos valores. En el momento en el que se llegue a la segunda onda R esa será la frecuencia.

#### **b.1) Ritmo.**

- *Ritmo cardíaco.*

El impulso del marcapasos en el nodo SA se extiende por ambas aurículas como una onda de despolarización. El nodo SA (seno auricular) manda impulsos regulares que producen la contracción de la aurícula.

La onda de estimulación producirá la despolarización y se extenderá desde el nodo SA como una onda y formando la onda P del ECG. El sistema de conducción de las aurículas tiene tres vías de conducción:

- Internodal anterior.
- Internodal media.
- Internodal posterior: Thorel.

El impulso eléctrico llega al nodo AV, produciendo una pausa de 1/10 segundos antes de que se estimule el nodo -esto se visualiza en el segmento que ocurre entre la onda P y el segmento QRS-. Entonces, el nodo AV transmite el estímulo eléctrico por las ramas derecha e izquierda del haz de His

produciendo la consecuente estimulación de ambos ventrículos. Un ritmo cardíaco normal es aquel en el que la distancia de las ondas suele ser constante.

### **b.2) Ritmos variables.**

Se puede definir un ritmo variable como aquel en el cual se observa el orden normal de (P-QRS-T) de las ondas, aunque se observan cambios continuos de ritmo. Ya que los intervalos entre dichos ciclos cambian constantemente. Se citan 3 tipos:

- **Arritmia sinusal**

Se caracteriza principalmente por las ondas P idénticas puesto que todos los impulsos nacen en el nodo SA (nodo sinusal). El tamaño entre los ciclos es irregular. Suele deberse a lesiones de arterias coronarias.

- **Marcapaso migratorio**

La onda P cambia de forma, debido a que la actividad automática cambia con bastante frecuencia de lugar.

- **Fibrilación auricular**

No se observan fácilmente las ondas P, sino que hay muchas espigas auriculares ectópicas. Esto es debido a que aparecen múltiples focos ectópicos en la aurícula, emitiendo constantemente impulsos eléctricos; esto conlleva, a que como ningún impulso aislado llega a despolarizar ambas aurículas, no se puede observar con facilidad la onda P.

- **Extrasístoles y fallas**

En este apartado, citaremos una breve descripción de ambos conceptos, suelen ser arritmias que no pueden reconocerse a simple vista.

- **Extrasístoles**

Normalmente, este tipo de sístoles, suelen provenir de focos ectópicos creando ondas que aparecen más pronto de lo normal.

*Auricular* Estas tiene como origen el foco ectópico de la aurícula, afectando a la onda P. Ésta, aparece más pronto de lo esperado.

*Nodal* Nacen en el foco del nodo AV, disparándose antes de que llegue a funcionar el nodo SA; esto produce que no aparezca la onda P aunque sí se encuentra con normalidad QRS.

*Ventricular* Su origen se encuentra en el ventrículo, como su nombre indica. El complejo QRS es demasiado ancho, esto se explica por el hecho de que el impulso nace en el miocardio (que se encuentra fuera del sistema de conducción nervioso), sus células conducen dicho impulso muy lentamente. Se la denomina E.S.V en el electrocardiograma, después de su aparición el corazón se queda eléctricamente inactivo.

- **Sístoles de escape**

En el momento en el que el marcapaso normal deja de producir estímulos durante uno o varios ciclos, se activa un foco ectópico denominado *sístole de escape* debido a que el corazón permanece inactivo. Esta sístole puede ser de dos tipos:

*Auricular* Después de producirse la pausa, un foco ectópico localizado en la aurícula es el encargado de mandar un impulso estimulando las aurículas. Esto conlleva a que la conducción se produzca de forma normal por el nodo AV.

*Nodal*. Estas, tal como su nombre lo indica, nacen en el nodo AV estimulando los ventrículos por el sistema de conducción normal. El complejo QRS aparece con un aspecto normal, esto es debido a que los ventrículos se despolarizan del mismo modo que si el nodo AV hubiese recibido un estímulo normal por despolarización auricular.

*Ventricular*. Las sístoles ventriculares de escape se originan en un foco ectópico ventricular, mandando un impulso por la falta de actividad eléctrica cardíaca de las regiones altas. Aparece así un complejo del tipo E.S.V.

- **Paro sinusal**

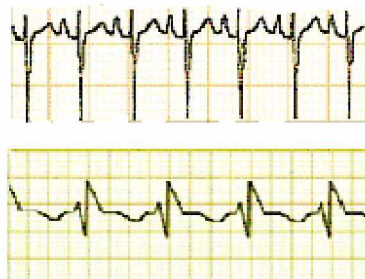
Es debido a la suspensión de la actividad automática del nodo SA. Entonces, otro foco debe volver a asumir la actividad automática, y empieza a mantenerse un ritmo regular debido a un foco auricular ectópico vecino o bien otra región del nodo SA. La nueva frecuencia que se observa no suele coincidir con lo anterior.

**c) Despolarización y Repolarización.**

Tanto la repolarización como la despolarización, son dos actitudes que toma el corazón en el funcionamiento y de vital importancia para el estudio de un electrocardiograma. Cuando un músculo cardíaco se estimula eléctricamente se contrae. Aunque en un sentido estricto, una célula polarizada en reposo tiene cargas negativas en su interior, y positivas en su exterior.

El corazón es recorrido por una onda progresiva de estimulación, lo que se denomina *despolarización*, que produce la contracción del miocardio. La despolarización, se puede considerar como una onda de cargas positivas dentro de la célula. Además, estimula las células del miocardio y hace que se contraiga cuando la carga en la célula queda positiva.

Se puede explicar ese agudo pico que se aprecia en la figura 1.8 debido a que cuando la onda positiva de despolarización, en las células cardíacas, se acerca a un electrodo positivo que se encuentra sobre la piel, el electrocardiograma registra una deflexión positiva hacia arriba.



**Figura 1.8. Repolarización y despolarización**

La repolarización, por el contrario, permite la recuperación de la célula de sus cargas negativas. Es un fenómeno estrictamente eléctrico, el corazón no

presenta ningún movimiento durante esta actividad. Como se muestra en la figura 1.8, que permite visualizar el estado de despolarización y repolarización.

## **1.7. ELECTRÓNICA DEL ECG. ADQUISICIÓN SEÑALES BIOELÉCTRICAS.**

**[8]**

El principal objetivo es conseguir un sistema con muy poco ruido para la adquisición de la señal electrocardiográfica. La presencia de ruido en el registro de este tipo de señales, es prácticamente inevitable. Ya sea por causas ajenas o propias del sistema. El conocimiento acerca del ruido, y las causas que lo propician, ayudarán al procesamiento y eliminación de éste.

En primer lugar, se cita el concepto de **ruido**, que se define como una señal ajena a la señal de estudio, provocando errores en el sistema de medida. El termino **interferencia**, también es utilizado en este documento, para referirse a las señales externas al sistema, presentando una evolución temporal en el tiempo y espacio. Se destaca la red eléctrica y aparatos como luces fluorescentes y motores.

Se destaca el problema que conlleva la amplitud tan pequeña de las señales bioeléctricas. Los potenciales bioeléctricos del ser humano son magnitudes que varían con el tiempo. Los valores de dicha medida pueden variar entre distintos individuos por diversos factores. Por ejemplo, en un ECG la magnitud de un paciente puede variar entre 0.5mV-4mV.

### **1.7.1. RUIDO EN LA ETAPA DE AMPLIFICACIÓN.**

Debido al bajo nivel de la señal es preciso amplificarla, pero para conseguirlo de manera correcta para futuros tratamientos de dicha información es preciso tener en cuenta distintos factores que pueden dar lugar a señales de ruido que interfieren con la señal deseada. Se citan los siguientes:

*a) Ruido provocado por el exterior.* La principal causa a destacar es producida por el contacto entre el electrodo y la piel del paciente. Se añaden las

inductivas así como, las capacitivas como son el acoplamiento con el paciente y entre los conductores y el equipo. También se pueden citar otros motivos como la red o cargas electrostáticas entre otros.

La red puede llegar a generar hasta 50Hz siendo muy responsable de las alteraciones del equipo. También se pueden descartar otros aspectos bioeléctricos o fisiológicos, como puede ser la respiración, movimiento del paciente, etc.

*b) Ruido provocado por el interior.* En este apartado se cita la fuente de alimentación, rizado, la transmisión de la parte digital añade también ruido a la parte analógica, e incluso el ruido generado por los propios componentes.

### **1.7.2. INTERFERENCIA CAPACITIVA.**

*Cuerpo del paciente.* Es el efecto negativo más destacado, responsable de la mayor parte del ruido. Por ello, es un punto a destacar en el desarrollo del amplificador. El cuerpo se puede considerar como un conductor bastante amplio. Éste se encuentra separado por el aire que proviene de la corriente eléctrica. La consecuencia de ello es que se forman dos condensadores por encima y debajo del paciente de modo que el aire tiene un comportamiento dieléctrico. La impedancia del cuerpo humano se ha despreciado debido a la baja resistencia de la piel.

La ecuación 1.1, muestra el valor de tensión con respecto a la tierra producido por el divisor de tensión formado.

$$V_{pp} = \left[ V_{red} \times \left( \frac{C_r}{C_r + C_m} \right) \right] = 2 \times 220 \times \sqrt{2} \times \frac{2}{522} \quad \text{Ecuación.}$$

**(1.1)**

$\approx 2.40V$ . Este valor es perjudicial puesto que la señal de ECG se encuentra entre 1mV y 10mV.

*Equipo de medida.* Debido al suministro de la red eléctrica la señal captada del paciente puede tomar un desplazamiento. La consecuencia de ello es que aparecen unas corrientes de 50 Hz que viajarán a tierra a través de los electrodos, la piel y el cuerpo del paciente produciéndose *tensiones en modo común y diferencial*. La solución a ello podría ser utilizar un cable apantallado, sin embargo se degrada la impedancia en modo común, y también se puede producir un desajuste que conlleva a una tensión diferencial errónea. La explicación reside en que dichos cables tienen una capacidad entre el conductor interno y la pantalla de  $\approx 30-100$  pF/m quedando en paralelo con la impedancia del amplificador. A ello se debe añadir que las capacidades de cada cable que va a cada electrodo son distintas produciendo un desajuste de tensión. El resultado es que se generan una tensión diferencial proporcional a la tensión común que puede tener más influencia en la disminución de la impedancia citada. Para evitarlo se conectará el apantallamiento de los cables a la tensión en modo común de este modo evitamos que el acoplamiento se produzca con el conductor interno y sí con la pantalla, así conseguimos que las corrientes eléctricas de 50Hz deriven a masa evitando su circulación por los cables.

### **1.7.3. INTERFERENCIA INDUCTIVA.**

Causadas por la red eléctrica, conllevan a la aparición de campos magnéticos variables en el tiempo, induciendo tensiones de 50Hz proporcionales al bucle formado, según dice la ley de Faraday Lenz, ecuación 1.2:

$$V = - \frac{d}{dt} \int_s B ds \quad \text{Ecuación.}$$

**(1.2)**

Para solventar este problema se utiliza un cable trenzado. Esto permite que disminuya la superficie de flujo, también debería tenerse en cuenta en la placa que utilizamos para el sistema.

### **1.7.4. POTENCIALES DE CONTACTO.**

El hecho de colocar un electrodo en contacto con la piel a través de un electrolito conlleva a una distribución de cargas entre el interfaz electrodo-electrolito dando lugar a la aparición de un potencial.

En el momento en que la posición del electrodo se mueve respecto al electrolito producirá una alteración en la distribución de la carga alterando la señal del ECG. La solución sería fijar bien los electrodos, limpiar la superficie con alcohol, y que el paciente se encuentre en un perfecto estado de reposo.

#### **1.7.5. POTENCIALES BIOELÉCTRICOS.**

Este problema surge por el movimiento del sujeto en estudio, de la masa muscular, etc. Para ello debemos respetar los siguientes puntos: Reposo del paciente, relajación y ambiente adecuado para estas dos condiciones.

**Respiración.** Provoca cambios de amplitud que alteran el registro del ECG.

**Cargas electrostáticas.** Causadas por la circulación sanguínea, provocan alteraciones en la línea e incluso saturaciones en los amplificadores.

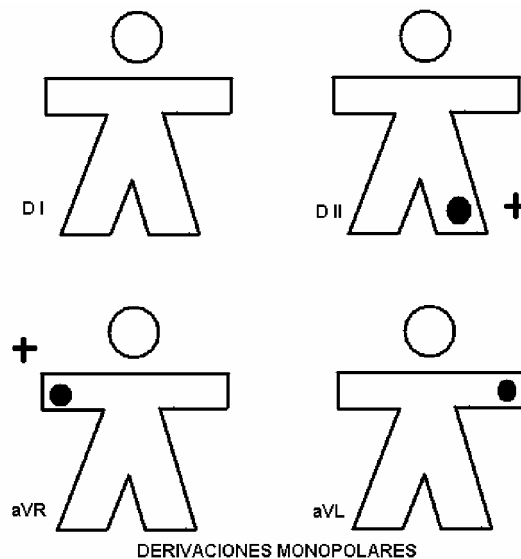
**Fuentes internas de ruido.** Causadas por la fuente de alimentación y los propios componentes eléctricos.

**Fuente de alimentación.** Para solventar este problema se deberían utilizar componentes de calidad debido al limitado ancho de banda del sistema y baterías que reducen el ruido además de aumentar la seguridad del paciente.

## 2. ELECTROCARDIOGRAFO. [9][10]

La función de un sistema de adquisición ECG es la de amplificar las señales eléctricas que llegan del corazón, suprimiendo otras señales no deseadas o ruidos. Para esto, se utilizan amplificadores diferenciales con impedancia de entrada elevada y alta relación de rechazo de la señales de modo común.

A la etapa diferencial de entrada le sigue una etapa final que realiza una selección de frecuencias y permite el gobierno de los dispositivos de visualización: pantalla e impresoras. El sistema de adquisición ECG tiene que utilizarse también en pacientes en condiciones de peligro como los que están en condiciones de cura intensiva.



**Figura 2.1. Conexiones con tres derivaciones**

Por consiguiente, el amplificador está diseñado para limitar los riesgos de corrientes que pueda pasar a través del cuerpo del paciente, lo que se obtiene diseñando al efecto el amplificador y aislando eléctricamente la parte hacia el paciente. Otra consideración especial concierne a la protección de los circuitos electrónicos.

En condiciones de cuidados intensivos o de cirugía, es posible que se tenga que utilizar el ECG cuando en el paciente ya está conectado también un

desfibrilador. Por lo tanto, hay que prever un circuito de protección hecho de diodos, resistencias.

Otros circuitos y dispositivos generalmente presentes se refieren a la detección del fallo de los contactos de los electrodos, rechazo de los disturbios de los marcapasos y restablecimiento del cero en caso de saturación del amplificador. La figura 2.1 muestra el esquema de bloques de un sistema ECG de 3 derivaciones. Los electrodos están conectados al cuerpo del paciente en cada una de las cuatro extremidades.

El sistema típico de 12 derivaciones utiliza 3 derivaciones en las extremidades, 3 derivaciones aumentadas y 6 derivaciones precordiales. El electrodo de referencia generalmente se conecta a la pierna derecha del paciente. Un circuito de gobierno de la señal en la pierna derecha puede utilizarse para disminuir las interferencias eléctricas. El mismo aumenta el rechazo de las señales en modo común.

Las señales procedentes de los electrodos RA; LA y LL son llevadas a una red resistiva denominada Terminal Central de Wilson. Generalmente las señales ECG se visualizan 3 por vez. Las derivaciones se reúnen al efecto en 4 grupos:

- terminaciones normales: I, II, III
- terminaciones aumentadas: VL, VR, VF
- terminaciones derechas precordiales en el pecho: V1, V2, V3
- terminaciones izquierdas precordiales en el pecho: V4, V5, V6

Cada derivación de un grupo se envía a un amplificador separado a través de un circuito análogo de interruptores de modo que, en cada instante se encuentran tres derivaciones conectadas al mismo tiempo a los tres canales del instrumento.

## 2.1. ELECTRODOS.

Para la detección de los potenciales en las distintas derivaciones se pretende utilizar electrodos al efecto. En la Figura 2.2 se muestran los que más se utilizan.

La figura 2.2.a muestra un electrodo de ventosa que generalmente se utiliza en las aplicaciones de diagnóstico en caso de posicionamiento en el pecho del paciente.



**Figura 2.2. a) Electrodo de ventosa, b) Electrodo de pinza, c) Electrodo desechable.**

Normalmente, antes de la aplicación del electrodo, sobre la piel del paciente se pone un gel conductor para facilitar la conexión eléctrica.

El electrodo de placa que se muestra en la figura 2.2.c generalmente se utiliza para los brazos o las manos y se fija a través de una cinta elástica. Cada tipo de electrodo se puede utilizar varias veces. En la figura 2.2.b se muestra un electrodo de pinza para el dedo.

La figura 2.2.c muestra un electrodo de tipo desechable. Estos electrodos son muy utilizados debido a su bajo coste, facilidad de manejo y por no precisar mantenimiento.

Los mismos se caracterizan por tener una forma circular que comprende una sección adhesiva y un elemento conductor. Este elemento conductor se pone en contacto con la piel a través de un gel conductor que forma parte del electrodo mismo.



### **3. SEGURIDAD ELECTRICA DE LOS EQUIPOS ELECTROMÉDICOS. [11] [12] [13]**

#### **3.1. SEGURIDAD ELÉCTRICA.**

Desde 1970 se han conseguido grandes avances que han permitido proporcionar, controlar y demostrar la seguridad que tienen los equipos empleados en el cuidado del paciente. Ha sido cuestión prioritaria para ello resolver los problemas de seguridad eléctrica asociados con los equipos electromédicos; se crearon normas y especificaciones de obligado cumplimiento, surgieron nuevos campos profesionales (Bioingeniería, Ingeniería Clínica y Electromedicina).

Hoy en día, los hospitales han llegado a comprender la necesidad que tienen del apoyo de la Electromedicina para el cuidado del paciente; abordando cuestiones tan importantes como son la emisión de juicios técnicos en asuntos de compras y de mantenimiento de los equipos electromédicos.

Con respecto a la seguridad eléctrica en los hospitales, existen hoy en día, una reglamentación y una normativa adecuada, que junto con la disponibilidad de equipos que verifican los requisitos de dichas normas, han capacitado al personal de Electromedicina para establecer inspecciones periódicas y protocolizadas.

Para poder calificar y cuantificar los niveles de riesgo causados por problemas de seguridad eléctrica en los hospitales, es necesario conocer las especificaciones de la normativa vigente.

Y por ello, este procedimiento está encaminado a controlar la existencia de aquellas pequeñas corrientes que puedan causar shocks eléctricos. Un micro-shock es producido cuando una pequeña corriente (muy pequeña) es aplicada directamente (o pasa) cerca del corazón. Esta corriente puede producir fibrilación ventricular, y como consecuencia causar la muerte o daños cerebrales irreversibles en el paciente si no son rápidamente corregidos. La experiencia demuestra que le resulta más fácil comprender al personal del

hospital lo que son los riesgos de shocks eléctricos de segunda categoría – macro-shocks–, y para evitar los mismos, la necesidad de que exista una normativa que obligue a la inspección de los equipos médicos (ej: roturas en el aislamiento, deterioro de enchufes, etc).

Los macro-shocks son producidos por el paso de corrientes relativamente grandes a través del cuerpo humano, pueden ocurrir, por ejemplo, si se tocan los cables de potencia del equipo.

Quemaduras eléctricas, espasmos musculares, parálisis, problemas respiratorios, cese del ritmo cardiaco (fibrilación ventricular), pueden ser asociados a los macro-shocks.

### **3.2. LÍMITES DE CORRIENTE RECOMENDADOS.**

Los límites de corriente eléctrica están basados en la experiencia medida de los valores admitidos por el cuerpo humano y de los resultados obtenidos en las pruebas realizadas a animales (aplicando las corrientes necesarias para causar la fibrilación ventricular).

Con base en los estudios realizados y a la obtención de los valores necesarios para que se produzca la fibrilación, se han establecido los límites tomados como aceptables, y se han determinado los factores de seguridad. Una corriente de  $50 \mu\text{A}$ <sup>1</sup> que fluye a través de un conductor en contacto directo con el corazón humano, es generalmente considerada como de mínimo riesgo. También, hay que notificar que pequeñas desviaciones, como por ejemplo en unos pocos microamperios por encima de los límites aceptables no hacen a un equipo que de repente sea inseguro.

Comparadas con las personas que están sanas, los pacientes de los hospitales pueden estar expuestos a mayores riesgos cuando están sometidos a

---

<sup>1</sup> AMERICAN HEART ASOCIATION, la cual ha determinado los rangos de corrientes que pueden causar daños en los signos vitales del ser humano.

corrientes de fuga. Por ejemplo, algunos pacientes pueden tener problemas de respuesta cuando reciben un shock eléctrico en situación de enfermedad o de anestesia, además, también desequilibrios electrolíticos pueden hacer al paciente más susceptible al shock eléctrico. Por otra parte los equipos invasivos pueden proporcionar conductividad directa hacia el corazón, haciendo al paciente vulnerable a la fibrilación ventricular inducida por corrientes eléctricas; por lo que es preciso prestar gran atención a la seguridad eléctrica de los equipos usados en el cuidado de pacientes. Por este motivo surgen las recomendaciones y las normas, para servir de guía práctica a todos los hospitales.

### **3.3. RECOMENDACIONES ATENDIENDO A LA APLICACIÓN DEL EQUIPO.**

Para cuantificar o determinar los riesgos y los criterios apropiados de seguridad eléctrica, definimos las siguientes recomendaciones en función de la posible aplicación con respecto al paciente que pueda tener el equipamiento médico encontrado en los hospitales.

***Equipos que no van a ser usados en la proximidad del paciente.-*** Son equipos que deben estar conectados a tierra o poseer doble aislamiento. Para ellos, es recomendable, que la corriente de fuga medida no exceda de 500  $\mu$ A (valores superiores pueden ser admitidos cuando no existen otros requerimientos o riesgos especiales).

***Equipos que no siendo usados con el paciente están cerca de él.-*** El mantenimiento de los equipos que pueden ser usados en las áreas de cuidados de pacientes deberían ser conectados a tierra (o con doble aislamiento) y tener una corriente de fuga inferior a 500  $\mu$ A.

***Equipos de pacientes sin conexiones a pacientes.*** - Los equipos destinados al cuidado del paciente, donde el contacto con el paciente es fortuito, debería estar conectado a tierra o tener doble aislamiento, y la corriente de fuga por el chasis no debería exceder de 500  $\mu$ A.

***Equipos en contacto con pacientes.*** - Equipos con partes que pueden ser aplicadas a pacientes (ej: electrocardiógrafos) deben cumplir criterios adicionales para controlar posibles corrientes de fuga a esas partes aplicadas.

Los equipos diseñados para tener conexiones aisladas, deben pasar pruebas de aislamiento de la conexión del paciente (ej: electrodos). La prueba consiste, por ejemplo, en aplicar un voltaje referenciado a tierra a cada una de las conexiones de paciente y medir la corriente resultante.

Cualquier equipo que esté (o pueda estar) sujeto a ser una posible vía o camino hacia el corazón, que pueda ser aplicado directamente o cerca del corazón, debería estar diseñado para cumplir los requerimientos de aislamiento.

### **3.4. NORMAS.**

Es conveniente conocer las normas internacionales destinadas a desarrollar los requisitos de seguridad eléctrica para los equipos electromédicos.

ANSI: American National Standards Institute.

AAMI: Association for the Advancement of medical Instrumentation. (ES1-1993, Safe Current Limits for Electromedical Apparatus). Esta norma establece los límites y los métodos de prueba para riesgos producidos por la corriente.

NFPA: National Fire Protection Association. (99-1993) Entre otros puntos, esta norma está encaminada, en general, a la seguridad eléctrica en hospitales. También incluye una sección para los sistemas de potencia eléctrica, requisitos para los fabricantes de equipos médicos, periodos de inspección para uso en hospitales, y los límites de corriente de fuga y métodos de pruebas.

IEC: International Electrotechnical Commission. (601-1) Requisitos generales de seguridad eléctrica para equipos electromédicos. Los criterios de seguridad eléctrica en esta norma son los más comúnmente aplicados

internacionalmente. La mayoría de los países han adoptado o adaptado los requerimientos de la IEC. Los criterios de análisis de las corrientes de fuga para todas estas normas son similares aunque con algunas diferencias. Por ejemplo, la IEC es generalmente menos restrictiva que las normas americanas (Estados Unidos) con respecto a las corrientes de fuga por el chasis.

También, según la categoría del equipo y las condiciones de prueba son diferentes en la IEC. Recientemente, las normas americanas (Estados Unidos) han sido revisadas para aumentar los límites de las corrientes de fuga para hacerlas más consistentes con la IEC 601-1 (pero todavía no son las mismas).

La NFPA99 difiere de otras normas en que están fundamentalmente establecidas para ser aplicadas en hospitales. Especifica criterios de seguridad eléctrica para hospitales y fabricantes de equipos electromédicos.

### **3.5. ESPECIFICACIONES DE LA NORMA IEC 601-1.**

Las siguientes especificaciones están sacadas del texto integro de la norma (IEC 601-1), y se han seleccionado algunas que fundamentalmente hacen referencia a la seguridad eléctrica de los equipos electromédicos. Han de servir como referencia a fabricantes y técnicos que deben diseñar, fabricar o verificar el estado de los equipos electromédicos.

**Requerimientos Generales de Seguridad.-** Es un documento que proporciona los requerimientos y los métodos de pruebas para comprobar un determinado rango de características de los equipos electromédicos, incluyendo resistencias mecánicas, estanqueidad a los líquidos, y seguridad eléctrica. Estos y otros requerimientos proporcionan a los fabricantes pautas a cumplir en el diseño de sus equipos y sirven a los laboratorios para determinar qué puntos se deben seguir para elaborar sus pruebas de inspección y de control. Por ejemplo, para la determinación de los requerimientos de la seguridad eléctrica se va más allá de comprobar la corriente de fuga y el aislamiento a tierra: especificación de las distancias para las partes eléctricas con probabilidad de quedar energizadas, se detallan pruebas para comprobar

el estado de las partes accesibles al usuario y al paciente y que se ven sometidas a voltajes peligrosos, y los criterios de revisión de la rigidez dieléctrica. También, la medida de las corrientes de fuga se realiza bajo un número de circunstancias controladas, incluyendo el uso de una tensión en línea de un voltaje del 110% superior al nominal.

**Adopción de esta norma como Norma Nacional.-** En muchos países la IEC 601-1 ha sido adoptada como norma nacional, y algunas veces son también incluidas otras normas nacionales. Entre todas ellas dictaminan o proporcionan las guías de inspección y criterios a ser usados en las pruebas de rutina de los hospitales. Estas otras normas adicionales incluidas, a menudo especifican pruebas para medir las corrientes de fuga y los límites establecidos; los cuales están básicamente fundamentados en la norma IEC 601-1 y generalmente suelen ser de formas de desarrollos más prácticos (ej: pueden no especificar todas las condiciones de las pruebas contenidos en la IEC 601-1). En otros casos, las pruebas pueden variar considerablemente respecto a la 601-1. Por ejemplo, la norma alemana DIN 751 tiene un criterio diferente para determinar el método de medir la corriente de fuga.

### **3.6. CLASIFICACIÓN DE LOS EQUIPOS ELECTROMÉDICOS.**

#### **- Según el tipo de protección contra descargas eléctricas**

- a) Equipo alimentado internamente
- b) Equipo alimentado por una fuente externa de energía eléctrica.

**Equipo de clase I** (equipo en el que la protección contra descargas eléctricas no descansa únicamente en el aislamiento básico, sino que incluye una medida de seguridad adicional consistente en el conexionado del equipo conductor de protección a tierra, que forma parte del cableado fijo de la instalación, de forma que las partes accesibles no puedan hacerse activas en caso de fallo del aislamiento básico).

**Equipo de clase II** (equipo en el que la protección contra descargas eléctricas no descansa únicamente en el aislamiento básico, sino que incluye medidas de

seguridad adicionales tales como aislamiento doble o aislamiento reforzado, no existiendo provisión de puesta a tierra y confiando en las condiciones de la instalación.

**- Según el grado de protección contra descargas eléctricas**

**Equipo de Tipo B** (protección contra descargas eléctricas, particularmente con la corriente de fuga permisible y la fiabilidad de la conexión a tierra si la hubiese).

**Equipo de Tipo BF** (equipo de tipo B con parte aplicable de tipo F, flotante, parte aplicable aislada de todas las otras partes del equipo).

**Equipo de Tipo CF** (equipo que proporciona un mayor grado de protección contra descargas eléctricas que el equipo tipo BF, particularmente en relación con la corriente de fuga permisible y dispone de una parte aplicable tipo F).

### **3.7. PROTECCIÓN CONTRA RIESGOS DE DESCARGA ELÉCTRICA.**

El equipo deberá diseñarse de tal forma que el riesgo de descarga eléctrica en utilización normal y en condición de primer defecto sea evitado en la medida de lo posible. Un equipo se considera conforme si satisface los requisitos correspondientes.

**- Requisitos relativos a la clasificación**

Equipos de Clase I pueden tener aislamiento doble o aislamiento reforzado o partes funcionando a muy baja tensión por seguridad o partes accesibles protegidas por una impedancia de protección, si tiene aislamiento entre las partes de la red de alimentación y las partes metálicas accesibles. Equipos de Clase II con envolvente aislante, la envolvente habrá de ser duradera y prácticamente continua, de material aislante que rodee todas las partes conductoras.

**Equipos de Clase III con envolvente metálica, envolvente conductora prácticamente continua.**

**- Equipos alimentados por fuente externa**

Los equipos especificados para ser alimentados mediante una fuente de alimentación externa de corriente continua (ej: ambulancias), no deberán presentar ningún riesgo de seguridad cuando se realice una conexión con la polaridad equivocada.

#### **- Equipos alimentados internamente**

Los equipos alimentados internamente previstos para ser conectados a una red de alimentación deberán cumplir los requisitos para equipos de clase I o equipos de clase II mientras estén conectados.

#### **- Equipos de tipo CF**

Los equipos y partes de equipos previstos para aplicación cardiaca directa deberán ser de tipo CF y podrán tener, si las necesitan, partes aplicables de tipo B y BF.

#### **- Limitación de tensión o energía**

Los equipos destinados a ser conectados a una red de alimentación mediante una clavija deberán ser diseñados de tal forma, que después de un segundo de la desconexión de la clavija de tensión entre los contactos de la clavija y entre cualquier contacto y la envolvente no excedan de 60 voltios. Habrán equipos que permanezcan con carga después de haber sido conectados (grandes acumulaciones de condensadores). Si la descarga automática no es razonablemente posible, y las cubiertas de acceso pueden ser retiradas únicamente mediante el uso de una herramienta, es aceptable que se incluya un dispositivo que permita la descarga normal y los condensadores o los circuitos a los que se conectan deberán ir marcados.

#### **- Envoltentes y Cubiertas de Protección**

El equipo deberá estar construido y contenido de forma que exista una protección adecuada contra los contactos con partes activas, y con partes que puedan llegar a ser activas en caso de fallo de aislamiento básico. Las partes aplicables deberán estar eléctricamente separadas de las partes activas del

equipo en condición normal y en condición de primer defecto, de tal forma que las corrientes de fuga admisibles no sean superadas.

Este requisito puede ser satisfecho por alguno de los siguientes métodos:

1.- La parte aplicable está separada de las partes activas mediante un aislamiento básico únicamente, pero tiene una toma de tierra de protección y la parte aplicable tiene una baja impedancia interna a tierra, de manera que las corrientes de fuga no exceden los valores admisibles en condición normal y en condición de primer defecto.

2.- La parte aplicable está separada de las partes activas mediante una parte metálica con una toma de tierra de protección que puede ser una pantalla metálica envolvente.

Corriente	Tipo B c.n.	Tipo B c.p.d.	Tipo BF c.n.	Tipo BF c.p.d.	Tipo CF c.n.	Tipo CF c.p.d.	
Corriente de fuga tierra general	0.5	1 <sup>4</sup>	0.5	1 <sup>4</sup>	0.5	1 <sup>4</sup>	
Corriente de fuga a tierra para equipos (2 y 4)	2.5	5 <sup>4</sup>	2.5	5 <sup>4</sup>	2.5	5 <sup>4</sup>	
Corriente de fuga a tierra para equipos (3)	5	10 <sup>4</sup>	5	10 <sup>4</sup>	5	10 <sup>4</sup>	
Corriente de fuga de la envolvente	0.1	0.5	0.1	0.5	0.1	0.5	
Corriente de fuga de paciente	0.1	0.5	0.1	0.5	0.01	0.05	
Corriente de fuga de paciente (tensión de alimentación en la parte de entrada de señal o en la parte de salida de señal)	-	5	-	-	-	-	
Corriente de fuga de paciente (tensión de alimentación en la parte aplicable)	-	-	-	5	-	0.05	
Corriente auxiliar de paciente	c.c.	0.01	0.05	0.01	0.05	0.01	0.05
	c.a.	0.1	0.5	0.1	0.5	0.01	0.05

c.n.: condición normal

c.p.d.: condición de primer defecto

**Tabla 3.1. Valores admisibles de corriente de fuga permanente y de corriente auxiliar de paciente en miliamperios.**

3.- La parte aplicable no está conectada a una toma de tierra protectora pero está separada de las partes activas mediante un circuito intermedio con toma

de tierra de protección que, en caso de cualquier fallo del aislamiento, no puede producir una corriente de fuga de la parte aplicable que supere el valor admisible.

4.- La parte aplicable está separada de las partes activas mediante un aislamiento doble o reforzado.

5.- Las impedancias de los componentes evitan que el flujo a través de la parte aplicable de una corriente de fuga de paciente y una corriente auxiliar de paciente superen los valores admisibles.

Si las líneas de fuga y las distancias en el aire entre la parte aplicable y las partes activas no cumplen con los requisitos de la Tabla 3.1, tales líneas de fuga y distancias en el aire deberán ser cortocircuitadas. La corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente no deberán superar los límites para condición normal dados en la Tabla 3.1.

1) La única condición de primer defecto para la corriente de fuga a tierra es la interrupción de uno de los conductores de alimentación, uno cada vez.

2) Equipos que no tienen partes accesibles con toma de tierra de protección ni ningún medio para la protección de tierra de otros equipos y que cumplen con los requisitos de la corriente de fuga de la envolvente y de la corriente de fuga de paciente (si es aplicable).

Ejemplo: los ordenadores con la parte de red de alimentación apantallada.

3) Equipos especificados para instalarse permanentemente con un conductor de protección a tierra que está eléctricamente conectado de forma que la conexión solamente pueda quitarse con la utilización de una herramienta y que está fijado, o de otra forma, asegurado mecánicamente en una localización específica de manera que pueda ser movida solamente después del uso de una herramienta.

Ejemplos de tales equipos:

- Los componentes principales de una instalación de Rayos X tales como un generador de rayos X y la mesa de examen o de tratamiento.
- Equipos con calentadores con aislamiento mineral.
  - Equipos con una corriente de fuga a tierra más alta que la establecida en la Tabla 3.1 línea primera, que es debida al cumplimiento con los requisitos para la supresión de radiointerferencias.

#### 4) Equipos móviles de Rayos X y equipos móviles con aislamiento mineral.

Si la inspección de la parte aplicable de la parte metálica con toma de tierra de protección y el circuito intermedio dan lugar a dudas concernientes a la efectividad de separación bajo condición de primer defecto, la corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente deberán ser medidas después de cortocircuitar el aislamiento entre partes activas y la parte aplicable o entre las partes activas y el circuito intermedio. Las corrientes transitorias que ocurran durante los primeros 50 ms siguientes al cortocircuito deberán ser desestimadas. Después de los 50 ms la corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente no deberán superar el valor admisible para la condición de primer defecto.

Adicionalmente el equipo y sus circuitos son examinados para determinar si la limitación de corriente de fuga y de corriente auxiliar de paciente a los valores prescritos, depende de las propiedades aislantes de las uniones en dispositivos semiconductores que son impuestos entre la parte aplicable y las partes de la red de alimentación, entre la parte aplicable y otras partes activas y, para las partes aplicables tipo-F, entre la parte aplicable y las partes puestas a tierra.

En el caso de que tales dispositivos semiconductores sean así definidos, deberán ser considerados para simular la perforación de la unión crítica, uno cada vez, para establecer que las corrientes de fuga y la corriente auxiliar de paciente admisibles no son superadas.

Una parte aplicable no deberá tener una conexión conductora a partes metálicas accesibles que no están conectadas a una toma de tierra de protección. El cumplimiento se verifica mediante inspección y mediante el ensayo de corrientes de fuga. Los ejes flexibles sostenidos con la mano de

equipos de Clase I, y que durante la utilización normal estén previstos para tener contacto directo con un operador o paciente, y que no pueden ser conectados a una toma de tierra de protección, deberán ser aislados del eje del motor mediante al menos un aislamiento suplementario capaz de soportar el ensayo de rigidez dieléctrica apropiado al valor asignado de tensión del motor, y deberán tener una rigidez mecánica adecuada.

El cumplimiento es verificado mediante inspección y ensayos de aislamiento entre los ejes flexibles sostenidos con la mano y las partes metálicas accesibles de los equipos de Clase I, y los ejes de los motores. Los ensayos especificados para el aislamiento suplementario deberán ser aplicados.

El cumplimiento con los requisitos de líneas de fuga y distancias en el aire también es verificado. Las partes accesibles que no sean una parte aplicable deberán estar eléctricamente separadas de las partes activas en condición normal y en condición de primer defecto de tal forma que las corrientes de fuga admisibles no sean superadas.

Este requisito puede ser satisfecho mediante uno de los siguientes métodos:

1.- La parte accesible se separa de las partes activas mediante un aislamiento básico solamente, pero teniendo una toma de tierra de protección.

2.- La parte accesible se separa teniendo las partes activas mediante una parte metálica con toma de tierra protectora, que puede ser una pantalla conductora envolvente.

3.- La parte accesible sin una toma de tierra de protección se separa de las partes activas mediante un circuito intermedio con toma de tierra de protección, que en caso de cualquier fallo del aislamiento no pueda producir una corriente de fuga de envolvente que supere los valores admisibles.

4.- la parte accesible se separa de las partes activas mediante un aislamiento doble o reforzado.

5.- Las impedancias de los componentes evitan que el flujo a través de la parte accesible de una corriente de fuga de envolvente supere el valor admisible.

El cumplimiento se verifica mediante la inspección de la separación requerida a fin de encontrar donde un fallo de aislamiento podría causar un riesgo de la seguridad.

Si las líneas de fuga y las distancias en el aire entre una parte accesible y las partes activas no cumplen con los requisitos (ver Tabla 3.1) deberán ser cortocircuitadas.

La corriente de fuga de la envolvente deberá, en consecuencia, no superar los límites en condición normal (ver Tabla 3.1).

Si la inspección de la parte metálica con toma tierra de protección y del circuito intermedio da lugar a dudas sobre la falta de efectividad de la separación bajo condición de primer defecto, la corriente de fuga de la envolvente deberá ser medida cortocircuitando el aislamiento entre las partes activas y el circuito intermedio. (Las corrientes transitorias que ocurran durante los 50 ms siguientes a la aplicación del cortocircuito deberán ser despreciables).

Después de 50 ms, la corriente de fuga de la envolvente no deberá superar el valor admisible en condición de primer defecto. Adicionalmente los equipos y sus circuitos deberán ser examinados para determinar si la limitación de las corrientes de fuga, y de las corrientes auxiliares de paciente a los valores prescritos dependen de las propiedades aislantes de las uniones de dispositivos semiconductores interpuestos entre las partes accesibles y las partes activas.

En el caso de que tales dispositivos semiconductores sean así identificados, deberán ser cortocircuitados para simular una rotura de la unión crítica, uno cada vez, para determinar que no sean superadas las corrientes de fuga y las corrientes auxiliares de paciente admisibles.

**- Puesta a tierra de protección, puesta a tierra funcional y equipotencialidad.**

Las partes accesibles de equipos de Clase I (ver tabla 3.2), separadas de las partes activas mediante un aislamiento básico, deberán estar conectadas a un terminal de protección de tierra de impedancia suficientemente baja. (El cumplimiento se verifica mediante inspección).

El terminal de protección de tierra deberá ser adecuado para la conexión de un conductor de protección de tierra del sistema en un cable de alimentación y, cuando sea apropiado, una clavija adecuada, como si es un conductor de protección de tierra fijo y permanentemente instalado. (El cumplimiento se verifica mediante inspección).

Si el equipo está provisto de medios para la conexión a un conductor de equipotencialidad esta conexión deberá cumplir con los siguientes requisitos:

- Ser fácilmente accesible.
- Estar prevista una desconexión accidental en utilización normal.
- El conductor podrá ser desconectable sin el uso de una herramienta.
- El cable de alimentación no deberá incorporar un conductor de equipotencialidad.
- Los medios de conexión deberán incorporar un conductor de equipotencialidad. (El cumplimiento se verifica mediante inspección).

Para equipos sin cable de alimentación, la impedancia entre el terminal de protección de tierra y cualquier parte metálica accesible que esté conectada a una toma de tierra de protección no deberá superar  $0.1 \Omega$ . Para equipos con una base o conector del equipo, la impedancia entre el contacto de protección en la misma y cualquier parte metálica accesible que esté conectada a una toma de tierra de protección no deberá superar  $0.1\Omega$ .

Para equipos con un cable de alimentación no desconectable, la impedancia entre el contacto de protección en la clavija de toma de corriente y cualquier

parte metálica accesible que esté conectada a una toma de tierra de protección no superará  $0.2 \Omega$ .

El cumplimiento se verificará mediante el siguiente ensayo:

Una corriente no inferior a 10 A y que no supere 25 A, producida por una fuente de corriente de frecuencia de 50 ó 60 Hz con una tensión en vacío no superior a 6 V, se inyecta durante al menos 5 s a través del terminal de protección de tierra del contacto de protección de tierra en la base del conector del equipo, o del contacto de protección de tierra de la clavija de toma de corriente, y cada parte accesible que pudiera hacerse activa en caso de fallo del aislamiento básico.

Se mide la caída de tensión entre partes descritas y se determina la impedancia a partir de la corriente y de la caída de tensión. La impedancia no deberá superar los valores indicados en este apartado.

La impedancia de las conexiones de tierra de protección, distintas de aquellas descritas en el apartado anterior, puede superar  $0.1 \Omega$ , si la corriente de defecto en régimen permanente, que circule por una parte accesible en caso de fallo del aislamiento básico de tal parte, o de un componente conectado a esa parte, está limitada de tal forma que no se supere el valor admisible de la corriente de fuga de la envolvente en condición de primer defecto.

El cumplimiento se verifica mediante inspección y mediciones de la corriente de fuga de la envolvente en condición de primer defecto. Los terminales funcionales de tierra no deberán ser utilizados para asegurar la tierra de protección.

El cumplimiento se verifica mediante inspección.

Si un equipo de Clase II con pantallas internas aisladas es suministrado con un cable de alimentación que tenga tres conductores, el tercer conductor (conectado al contacto de tierra de protección de la clavija de toma de

corriente) se deberá usar únicamente como tierra funcional para esas pantallas y deberá ser de color verde y amarillo.

El aislamiento de tales pantallas internas y de todo el cableado interno conectado a ellas deberá ser aislamiento doble o aislamiento reforzado. En tal caso el terminal funcional de tierra del equipo deberá ser marcado de manera que se distinga del terminal de protección de tierra y adicionalmente deberá existir una explicación en los documentos de acompañamiento. El cumplimiento se verifica mediante inspección y mediciones.

### **- Corrientes de fuga permanentes y corrientes auxiliares de paciente**

#### **Requisitos Generales:**

El aislamiento eléctrico previsto para protección contra choques eléctricos deberá ser de tal calidad que las corrientes que fluyan a través de él estén limitadas a los valores especificados.

Los valores permanentes especificados de la corriente de fuga a tierra, de la corriente de fuga de la envolvente, de la corriente de fuga de paciente y de la corriente auxiliar de paciente se aplican en cualquier combinación de las siguientes condiciones:

- A la temperatura de operación y tras el tratamiento de preacondicionamiento de humedad.
- En condición normal y en las condiciones de primer defecto especificadas.
- Con el equipo alimentado en condición de espera y funcionando totalmente y con cualquier interruptor en las partes de la red de alimentación en cualquier posición.
- Con el más alto valor asignado de frecuencia de alimentación.
- Con una alimentación igual al 110% del más alto valor asignado de tensión de alimentación.

Los valores medidos no deberán superar los valores admisibles establecidos (ver Tabla 3.1).

Los equipos especificados para conectarse a una fuente MBTSM solamente pueden cumplir con los requisitos de esta norma si tales fuentes cumplen con esta norma y si el equipo, ensayado en combinación con dicha fuente, cumple con los requisitos concernientes a corrientes de fuga admisibles. La corriente de fuga de la envolvente de tales equipos y de los equipos alimentados internamente deberá ser medida.

La medición de la corriente de fuga de la envolvente de los equipos de Clase I se deberá realizar solamente:

- A tierra desde cada parte si existe de la envolvente no conectada a una toma de tierra de protección.
- Entre partes de la envolvente no conectadas a una toma de tierra de protección, si es que existen. La corriente de fuga de paciente deberá ser medida:
- En equipos de Tipo B, desde todas las conexiones de paciente conectadas entre sí o con las partes aplicables cargadas de acuerdo con las instrucciones del fabricante. (ver tabla 3.2).
- En equipos de Tipo BF, desde y hacia todas las conexiones de paciente de cada función de la parte aplicable conectadas entre sí o con las partes aplicables cargadas de acuerdo con las instrucciones del fabricante.
- En equipos de tipo CF, desde y hacia cada conexión de paciente por turno.

Si el fabricante especifica alternativas para una parte desconectable de la parte aplicable (por ejemplo cables y electrodos de paciente), las mediciones de la corriente de fuga de paciente se deberán realizar con la parte desconectable especificada menos favorable.

La corriente auxiliar de paciente se deberá medir entre cualquier conexión de paciente y todas las otras conexiones de paciente conectadas entre sí.

**Condiciones de primer defecto:**

La corriente de fuga a tierra, la corriente de fuga de la envolvente, la corriente de fuga de paciente y la corriente auxiliar de paciente se deberán medir bajo las siguientes condiciones de primer defecto:

- La interrupción de cada conductor de alimentación, uno cada vez.
- La interrupción del conductor de protección de tierra (no aplicable en el caso de la corriente de fuga a tierra). No se realizará si se especifica un conductor de protección de tierra fijo e instalado permanentemente. Adicionalmente la corriente de fuga de paciente deberá ser medida bajo las siguientes condiciones de primer defecto:

- Una tensión igual al 110% de más alto valor asignado de tensión de alimentación aplicado entre la tierra y cualquier parte de entrada de señal o parte de salida de la señal, sin toma de tierra de protección. Las partes de entrada de señal o las partes de salida de señales estén asignadas por el fabricante para la conexión exclusiva al equipo que cumple con los requisitos especificados en los documentos de acompañamiento para tales equipos.

Para equipos de Tipo B, a menos que la inspección de los circuitos y su disposición muestren que existe un riesgo de la seguridad. Para equipos de Tipo CF y BF:

- Una tensión igual al 110% del más alto valor asignado de tensión de alimentación aplicado entre cualquier parte aplicable Tipo F y tierra.

- Una tensión igual al 110% del más alto valor asignado de tensión de alimentación aplicado entre cualquier parte metálica accesible, sin toma de tierra de protección.

Este requisito no se aplica:

A equipos de Tipo B, a menos que la inspección de los circuitos y su disposición muestren que existe un riesgo de la seguridad.

A equipos de Tipo CF y BF. (ver tabla 3.2).

Seguridad, la corriente de fuga de la envolvente deberá ser medida con la tensión igual al 110% del más alto valor asignado de tensión de seguridad, aplicado entre la tierra y cualquier parte de entrada de señal o parte de salida de señal, sin toma de tierra de protección. (Este requisito no es aplicable cuando las partes de entrada de señal o las partes de salida de señal están designadas por el fabricante para la seguridad exclusiva de equipos que cumplen con los requisitos especificados en los documentos de acompañamiento para tales equipos).

**Valores admisibles:**

Los valores admisibles de las corrientes de fuga permanentes y de las corrientes auxiliares de paciente se establecen en la Tabla 3.2 para corriente continua y corriente alterna y para las formas de onda compuestas con frecuencias inferiores o iguales a 1 KHz. A menos que se especifique otra cosa los valores pueden ser de corriente continua o valores eficaces.

Para frecuencia por encima de 1 KHz, los valores permisibles de acuerdo con la Tabla 3.2 se deberán multiplicar por el valor numérico de la frecuencia en KHz. (Sin embargo, los resultados de la multiplicación no deberán superar 10 mA).

**3.8. PRESCRIPCIONES GENERALES DE SEGURIDAD ELÉCTRICA PARA SEGURIDAD.**

Con el fin de establecer la seguridad los españoles mantienen un nivel satisfactorio de seguridad eléctrica y de funcionamiento para los equipos electromédicos e instalaciones eléctricas de las áreas médicas; los requisitos para su diseño y construcción están especificados en las normas UNE correspondientes. Estas normas están destinadas a cubrir el diseño y la construcción de los nuevos equipos e instalaciones. Las normas están destinadas a reducir el riesgo a los pacientes, operadores y su seguridad, por previsión de un código de seguridad. Esta reducción del riesgo se suma a las asignadas por las medidas de seguridad incorporadas en las instalaciones y

equipos médicos. Cuando la vida del paciente depende del funcionamiento del equipo, la fiabilidad funcional de éste y de la instalación, se convierten en un factor de seguridad.

La energía aplicada al paciente durante el tratamiento, como función asignada al equipo, es parte de la responsabilidad del médico. No obstante, la seguridad o la indicación exacta de la cantidad de energía, ha de estar asegurada por el equipo, y el rendimiento evaluado de éste no debería exceder mucho del máximo requerido en los tratamientos para los cuales el equipo ha sido concebido.

### **3.9. PRUEBA DE SEGURIDAD ELÉCTRICA.**

En función de lo expuesto en los apartados anteriores, existen en el mercado equipos analizadores de seguridad eléctrica, diseñados para comprobar la seguridad del equipo electromédico. En ellos, el técnico introduce los datos del equipo y, el analizador somete al equipo electromédico a la serie de pruebas exigidas en la norma.

Prueba	Descripción de la prueba	Valores Limites			
		CLASE I	B	BF	CF
0	VOLTAJE SUMINISTRADO (V)				
1	PROTECCION CONTINUIDAD DE TIERRA (mΩ)	0.1	A	1.2	

RESISTENCIA DE AISLAMIENTO: (MΩ)							
2	Alimentación F1 a Revestimiento	2	2	20	7	7	70
3	Alimentación F2 a Revestimiento	2	2	20	7	7	70
4	Alimentación a partes aplicadas	7	7	70	7	7	70
5	Partes aplicadas a revestimiento	5	5	50	5	5	50

CORRIENTE DERIVACION A TIERRA: (μA)							
6	SFC Alimentación abierta	1000	1000	1000			
7	Condiciones normales	500	500	500			
8	SFC Alimentación invertida y abierta	1000	1000	1000			
9	Condiciones normales. Alimentación invertida	500	500	500			

CORRIENTE DERIVACION A CARCASA: (μA)							
10	SFC Alimentación abierta	500	500	500	500	500	500
11	Condiciones normales	100	100	10	100	100	10
12	SFC tierra abierta	500	500	500	500	500	500
13	SFC Alimentación invertida y abierta	500	500	500	500	500	500
14	Condiciones normales. Alimentación invertida	100	100	10	100	100	10
15	SFC tierra abierta y alimentación invertida	500	500	500	500	500	500

CORRIENTE DERIVACION A PACIENTE: (μA)							
16	SFC Alimentación abierta	500	500	50	500	500	50
17	Condiciones normales	100	100	10	100	100	10
18	SFC tierra abierta	500	500	50			
19	SFC Alimentación invertida y abierta	500	500	50	500	500	50
20	Condiciones normales. Alimentación invertida	100	100	10	100	100	10
21	SFC tierra abierta y alimentación invertida	500	500	50			
22	Alimentación en partes aplicadas	5000	50		5000	50	
23	Alimentación en partes aplicadas y alimentación invertida	5000	50		5000	50	

CORRIENTE AUXILIAR A PACIENTE: (μA)							
24	SFC Alimentación abierta	500	500	50	500	500	50
25	Condiciones normales	10	10	10	10	10	10
26	SFC tierra abierta	500	500	50	500	500	50
27	SFC Alimentación invertida y abierta	500	500	50	500	500	50
28	Condiciones normales. Alimentación invertida	10	10	10	10	10	10
29	SFC tierra abierta y alimentación invertida	500	500	50			
30	Consumo de corriente (mA)						

SFC condición fallo simple: V (voltios) para alimentación de tensión; Ω (ohmios) para protección continuidad a tierra; MΩ (megaohmios) para resistencia de aislamiento,

**Tabla 3.2. Pruebas de los equipos y su alimentación respectiva.**

### **3.10. CLASIFICACIÓN DEL EQUIPO DISEÑADO SEGÚN LA NORMA IEC 601-1.**

Teniendo en cuenta las normas antes expuestas para los equipos de uso biomédico, se presenta la clasificación y características del equipo montado.

*1. En primer lugar, el equipo se ubica en:*

- **Equipos en contacto con pacientes.** - Equipos con partes que pueden ser aplicadas a pacientes (ej: electrocardiógrafos) deben cumplir criterios adicionales para controlar posibles corrientes de fuga a esas partes aplicadas. Los equipos diseñados para tener conexiones aisladas, deben pasar pruebas de test de aislamiento de la conexión del paciente (ej: electrodos). La prueba consiste, por ejemplo, en aplicar un voltaje referenciado a tierra a cada una de las conexiones de paciente y medir la corriente resultante.

*2. El equipo según el tipo de protección contra descarga eléctrica se clasifica en:*

- **Equipo alimentado internamente:** Los equipos alimentados internamente previstos para ser conectados a una red de alimentación deberán cumplir los requisitos para equipos de clase I o equipos de clase II mientras estén conectados.
  - **Equipo de clase I** (equipo en el que la protección contra descargas eléctricas no descansa únicamente en el aislamiento básico (optoaisladores o aislamiento magnético), sino que incluye una medida de seguridad adicional consistente en el conexionado del equipo conductor de protección a tierra que forma parte del cableado fijo de la instalación, de forma que las partes accesibles no puedan hacerse activas en caso de fallo del aislamiento básico).

3. *Según el grado de protección contra descarga eléctrica, se clasifica en:*

- **Equipo B:** (protección contra descargas eléctricas, particularmente con la corriente de fuga permisible, y la fiabilidad de la conexión a tierra si la hubiese).

4. *Según la envolvente y la cubierta de protección:*

El equipo deberá estar construido y contenido de forma que exista una protección adecuada contra los contactos con partes activas, y con partes que puedan llegar a ser activas en caso de fallo de aislamiento básico. Las partes aplicables deberán estar eléctricamente separadas de las partes activas del equipo en condición normal y en condición de primer defecto, de tal forma que, las corrientes de fuga admisibles no sean superadas.

Este requisito puede ser satisfecho por alguno de los siguientes métodos:

- La parte aplicable está separada de las partes activas mediante un aislamiento básico únicamente, pero tiene una toma de tierra de protección y la parte aplicable tiene una baja impedancia interna a tierra de manera que las corrientes de fuga no exceden los valores admisibles en condición normal y en condición de primer defecto.
- La parte aplicable está separada de las partes activas mediante una parte metálica con una toma de tierra de protección, que puede ser una pantalla metálica envolvente.

5. *Puesta a tierra de protección, funcional y equipotencialidad.*

Las partes accesibles de equipos de Clase I deben estar separadas de las partes activas mediante un aislamiento básico, deberán estar conectadas a un terminal de protección de tierra de impedancia suficientemente baja. Por ser de clase I el equipo lo cumple.

El terminal de protección de tierra debe ser adecuado para la conexión de un conductor de protección de tierra del sistema en un cable de alimentación y, cuando sea apropiado, una clavija adecuada, como si es un conductor de protección de tierra fijo y permanentemente instalado.

Si el equipo está provisto de medios para la conexión a un conductor de equipotencialidad esta conexión deberá cumplir con los siguientes requisitos:

- Ser fácilmente accesible.
- Estar prevista una desconexión accidental en utilización normal.
- El conductor podrá ser desconectable sin el uso de una herramienta.
- El cable de alimentación no deberá incorporar un conductor de equipotencialidad.
- Los medios de conexión deberán incorporar un conductor de equipotencialidad.

#### *6. Protección contra descargas de la fuente de alimentación.*

Para lograr seguridad y protección de los equipos y que los pacientes puedan estar más seguros de las pruebas, se han colocado fusibles de 0.2 A., en las líneas de 12 VDC, 5VDC y 9VDC, los cuales se dispararán cuando la corriente sobrepase los 200 mA.

El chasis del aparato está conectado a tierra, es por eso que el cable de alimentación está polarizado.

### **3.11. PRUEBA DE SEGURIDAD Y PROTECCIÓN REALIZADA AL EQUIPO.**

Se realizó la prueba al equipo amplificador de señales fisiológicas. Dicha prueba se concretizó en el módulo BIO – TEK INSTRUMENT INC, el día 4 de abril del 2005, utilizando las normas IEC 601 -1, dando los resultados siguientes:

1. Resistencia de aislamiento: 372.1 M Ohm.

2. Consumo de corriente: 0.2 A

<b>Voltaje principal</b>	<b>Voltaje</b>
L1 - tierra	0.3 V
L2 - tierra	119.9 V
L1 – L2	119.8 V

**Tabla 3.3. Voltajes principales.**

<b>Lugar de prueba</b>	<b>Valor obtenido de prueba</b>	<b>Micro Amp</b>
Polarización normal	0.0	100
Neutro – L2	0.0	500
Polarización inversa	0.0	100
Neutro – L2	0.0	500

**Tabla 3.4. Corriente de fuga por el chasis**

<b>Lugar de prueba</b>	<b>Valor obtenido de prueba</b>	<b>Micro Amp</b>
Polarización normal	0.0	100
Neutro – L2	0.0	500
Polarización inversa	0.0	100
Neutro – L2	0.0	500

**Tabla 3.5. Corriente de fuga por paciente. Derivaciones con tierra**

<b>Lugar de prueba</b>	<b>Valor obtenido de prueba</b>	<b>Micro Amp</b>
RA - todas	1.2	10
RL - todas	0.0	10
LA - todas	1.2	10
LL - todas	1.2	10
V1-V6-todas	1.6	10

**Tabla 3.6. Corrientes de fuga por el paciente. Polarización normal**

<b>Lugar de prueba</b>	<b>Valor obtenido de prueba</b>	<b>Micro Amp</b>
RA - todas	1.2	500
RL - todas	0.0	500
LA - todas	1.2	500
LL - todas	1.2	500
V1-V6-todas	1.6	500

**Tabla 3.7. Corrientes de fuga por el paciente. Polarización normal, neutro – L2.**

<b>Lugar de prueba</b>	<b>Valor obtenido de prueba</b>	<b>Micro Amp</b>
RA - todas	1.2	10
RL - todas	0.0	10
LA - todas	1.2	10
LL - todas	1.2	10
V1-V6-todas	1.6	10

**Tabla 3.8. Corrientes de fuga por el paciente. Polarización inversa.**

<b>Lugar de prueba</b>	<b>Valor obtenido de prueba</b>	<b>Micro Amp</b>
RA - todas	1.2	500
RL - todas	0.0	500
LA - todas	1.2	500
LL - todas	1.2	500
V1-V6-todas	1.6	500

**Tabla 3.9. Corrientes de fuga por el paciente. Polarización inversa, neutro – L2**

*La Unidad aprobó las pruebas.*

*Tiempo de ejecución: 00: 03: 53*

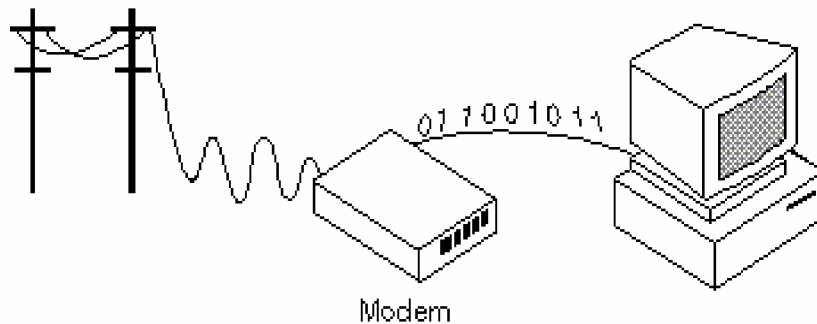
Los valores mostrados desde la tabla 3.3 hasta la 3.9, han sido comprobados en el equipo de pruebas, donde los mensajes últimos son colocados el equipo en un papel de impresión. *Ver anexo en prueba de equipo.*

#### 4. HARDWARE. [14] [15] [16]

##### 4.1. COMUNICACIONES POR MODEM. [17] [18]

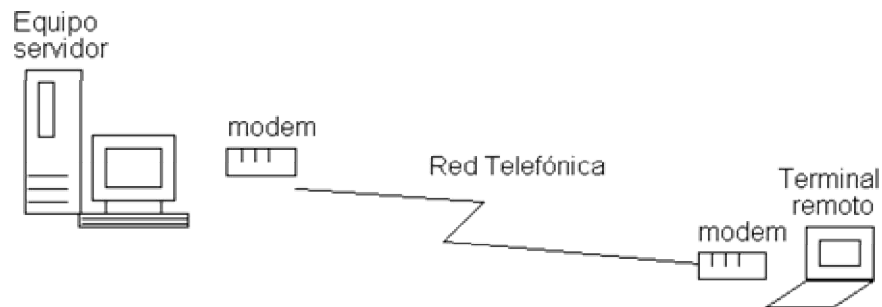
##### 4.1.1. LAS COMUNICACIONES ENTRE ORDENADORES. [19]

La utilización de módem es uno de los métodos mas extendidos para la interconexión de ordenadores por su sencillez y bajo costo. El módem convierte las señales digitales del ordenador en señales analógicas (tonos) transmisibles por una línea telefónica, y viceversa. Esto se representa en la figura 4.1.



**Figura 4.1. Conversión de señales analógicas a digitales por el MODEM.**

La gran cobertura de la red telefónica convencional posibilita la casi inmediata conexión de dos ordenadores si se utiliza módems, ver figura 4.2.



**Figura 4.2. Conexión entre computadores.**

Los datos pueden transmitirse entre una vía de acceso ("port") de E/S de un ordenador y un dispositivo periférico mediante modems simplex, semiduplex (HDX) o bidireccionales simultáneos (FDX). Los modems "simplex" permiten la transmisión únicamente en una sola dirección y, por tanto, no se emplean muy a menudo. En un sistema semiduplex, los datos pueden enviarse en las dos direcciones, pero no de forma simultánea. Con los modems bidireccionales simultáneos, la transmisión puede tener lugar en ambas direcciones al mismo

tiempo. En este último sistema se necesitan dos canales telefónicos, mientras que en el simplex y el semiduplex sólo se necesita uno. La mayor parte de modems se diseñan para trabajar en semiduplex o en sistema bidireccional simultáneo, ver figura 4.3.

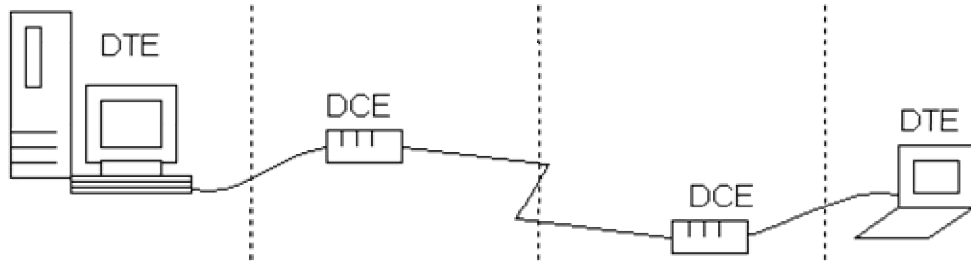


Figura 4.3. Conexión entre DTE y DCE<sup>1</sup>.

#### 4.1.2. NATURALEZA DE LA INFORMACIÓN.

La información que maneja el ordenador es digital, es decir está compuesta por un conjunto discreto de dos valores el 1 y el 0. Sin embargo, por las limitaciones físicas de las líneas de transmisión no es posible enviar información digital a través de un circuito telefónico.



Figura 4.4. Conversión de señales análogas a digitales por el MODEM.

Para poder utilizar las líneas de teléfono (y en general cualquier línea de transmisión) para el envío de información entre ordenadores digitales, es necesario un proceso de transformación de la información, ver figura 4.4. Durante este proceso la información se adecúa para ser transportada por el canal de comunicación. Este proceso se conoce como modulación-demodulación y es el que se realiza en el módem.

<sup>1</sup> DTE: Data Terminal Equipment o Computadora y DCE: Data Communication Equipment o modem.

### 4.1.3. MODULACIÓN DE LA INFORMACIÓN. EL MÓDEM.

Existen distintos sistemas de modular una señal analógica para que transporte información digital. En la figura 4.5 se muestran los dos métodos más sencillos: la modulación de amplitud (a) y la modulación de frecuencia (b).

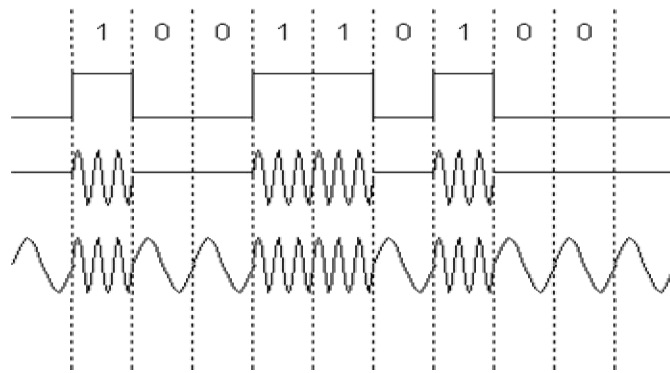


Figura 4.5. Modulación en el MODEM.

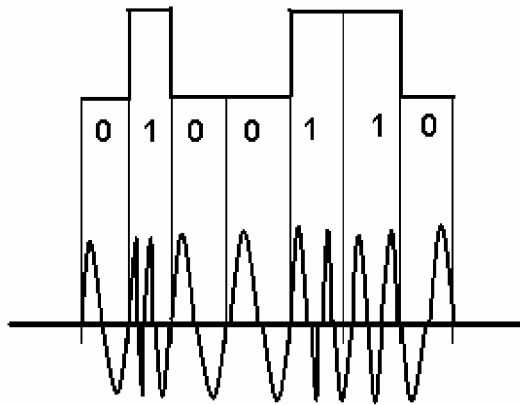
Otros mecanismos como la modulación de fase o los métodos combinados permiten transportar más información por el mismo canal.

Los módem envían datos como una serie de tonos a través de la línea telefónica. Los tonos se "encienden"(ON) o apagan (OFF) para indicar un 1 o un 0 digital. El baudio es el número de veces que esos tonos se ponen a ON o a OFF. Los módem modernos pueden enviar 4 o más bits por baudio. Un módem de 600 baudios puede transmitir a 1200, 2400 o, incluso a 9600 BPS. La señal está formada por diferentes tonos que viajan hasta el otro extremo de la línea telefónica, donde se vuelven a convertir a datos digitales. He aquí un ejemplo de cómo un módem transmitiría y recibiría datos en un sistema bidireccional simultáneo. Ver figura 4.6.

La salida ASCII del ordenador, convertida a forma en serie, se aplica al módem saliente, que convierte el estado lógico "0" a una frecuencia de 1.070 Hz y el estado lógico "1" a 1.270 Hz. Las señales desplazadas en frecuencia (o FSK)

se envían entonces a lo largo de las líneas telefónicas a un punto distante, donde un modem receptor acepta las señales de la línea telefónica a través de un filtro pasa-banda que deja pasar las señales comprendidas en el margen de 940 a 1.500 Hz y rechaza las demás frecuencias. Los tonos de 1.070 Hz vuelven a convertirse a "0" lógicos, y las señales de audio de 1270 Hz a "1" lógicos, restaurando la serie original de impulsos codificados en ASCII.

Después de esto, puede ocurrir que el operador, situado en el otro extremo de la línea, desee enviar datos o instrucciones al ordenador principal para responder. La salida del teclado, en forma de impulsos codificados en ASCII, se aplica al modulador del modem receptor, donde un estado lógico "0" genera un tono de audio de 2.025 Hz. y un "1" lógico desarrolla un tono de 2225 Hz. Estas señales de audio se vuelven a enviar, a lo largo de la misma línea telefónica, al ordenador principal. En éste, un filtro pasa-banda acepta las señales de 2.025 Hz y de 2.225 Hz y rechaza los demás tonos antes de que lleguen al demodulador.



**Figura 4.6. Modulación en frecuencia.**

En el demodulador, estos dos tonos vuelven a convertirse a los correspondientes "0" y "1". Como se emplean juntas dos series de frecuencias (1070-1270 Hz. y 2025-2225 Hz.), se necesitan unos filtros pasa-banda diseñados especialmente para que el sistema bidireccional simultáneo sea factible empleando sólo un juego de líneas telefónicas.

Algunos de los modems que hay en el mercado sólo pueden actuar, como origen o como sistema de respuesta. A pesar de que estas unidades son menos caras que los modems que contienen origen y respuesta, evidentemente, tienen unas prestaciones limitadas.

Un modem de sólo origen convierte los "1" y "0" lógicos en tonos de 1070/1270 Hz, que se envían por las líneas telefónicas. Sin embargo, no pueden recibir tonos en este margen de frecuencia. Sólo pueden recibir tonos de 2025/2225 Hz. por tanto, dos modems de sólo origen no pueden hablar entre sí. Este tipo de modem, probablemente, es el que empleará un usuario de ordenador personal.

Un modem de sólo respuesta convierte los "1" y "0" lógicos en tonos de 2025/2225 Hz, pero no puede recibirlos. Sólo puede recibir tonos de 1070/1270 Hz. Algunos modems de sólo respuesta tienen la capacidad de contestar al teléfono y conectar el ordenador a la línea telefónica. Un modem con posibilidad de origen y respuesta puede enviar y recibir datos en los dos pares de tonos. Por tanto, esta clase de modem puede sostener una comunicación siendo sólo de respuesta, ver figura 4.7.

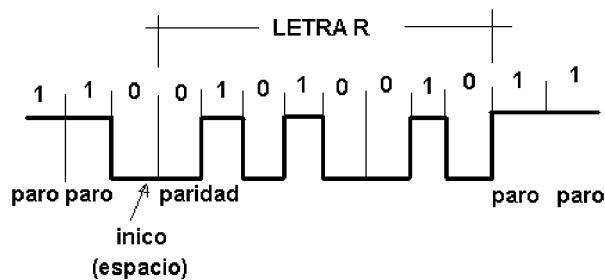


Figura 4.7. Protocolo del MODEM.

#### 4.1.4. LIMITACIÓN FÍSICA DE LA VELOCIDAD DE TRANSMISIÓN EN LA LINEA TELEFÓNICA.

Las leyes físicas establecen un límite para la velocidad de transmisión en un canal ruidoso, el cual posee un ancho de banda determinado. Por ejemplo en un canal de ancho de banda a 3000Hz y una relación señal a ruido de 30dB (que son parámetros típicos del sistema telefónico), nunca se podrá transmitir a

más de 30.000 BPS. Un módem de 9600 baudios puede tener un Throughput<sup>2</sup> distinto de 9600 BPS debido al ruido de la línea o a la compresión de datos (que puede incrementar la velocidad hasta 4 veces el valor de los baudios).

Para mejorar la tasa efectiva de transmisión o throughput se utilizan técnicas de compresión de datos y corrección de errores.

La compresión de datos se emplea para eliminar información redundante y para empaquetar caracteres empleados frecuentemente y representarlos con sólo uno o dos bits. Así mismo puede incluirse información redundante que permita además corregir los errores cuando se presenten.

#### **4.1.5. ESTÁNDARES DE MODULACIÓN.**

Dos módem para comunicarse necesitan emplear la misma técnica de modulación.

La mayoría de los módem son full-duplex (comunicación total), lo cual significa que pueden transferir datos en ambas direcciones. Hay otros módem que son half-duplex y pueden transmitir en una sola dirección al mismo tiempo. Algunos estándares permiten sólo operaciones asíncronas y otros síncronas o asíncronas con el mismo módem. Veamos los tipos de modulación mas frecuentes:

**Bell 103** Especificación del sistema Bell para un módem de 300 baudios, asíncrono y full-duplex .

**Bell 201** Especificación del sistema Bell para un módem de 2400 BPS, síncrono, y full-duplex.

**Bell 212** Especificación del sistema Bell para un módem de 2400 BPS, Asíncronos, y full-duplex.

---

<sup>2</sup> Tasa de transferencia, rendimiento o **throughput** es el término para todo el proceso - se refiere a cuántos datos se mueven durante una cierta cantidad de tiempo. Puesto que el módem es sólo una parte del proceso del movimiento de datos, adquirir un módem más rápido puede no resultar en conseguir acelerar el traslado de los datos.

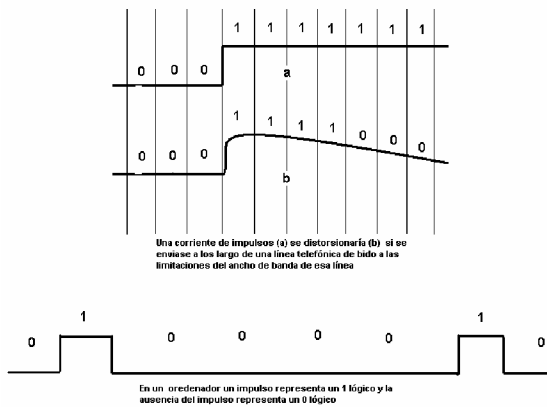
- V.22 bis** Módem de 2400 BPS, síncrono/asíncrono y full-duplex
- V.29** Módem de 4800/7200/9600 BPS, síncrono y full-duplex
- V.32** Módem de 4800/9600 BPS, síncrono/asíncrono y full-duplex
- V.32 bis** Módem de 4800/7200/9600/7200/12000/14400 BPS, síncrono/asíncrono y full-duplex.
- Hayes** Módem de 4800/9600 BPS, síncrono/asíncrono y half-duplex.
- Express** Sólo compatibles consigo mismo aunque los más modernos soportan V.32.
- USR-HST** Módem de USRobotics de 9600/14400 BPS. Sólo compatibles consigo mismo aunque los más modernos soportan V.32 y V.32bis.
- V34** Estándar del CCITT para comunicaciones de módem en velocidades de hasta 28.800 bps

#### 4.1.6. TÉCNICAS DE MODULACIÓN

Las tres técnicas empleadas para modular o alterar una señal de frecuencia fija (portadora) son: la modulación de amplitud (AM), la modulación de frecuencia (FM) o la modulación de fase (PM).

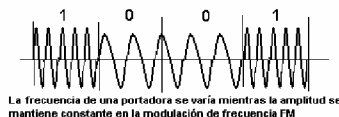
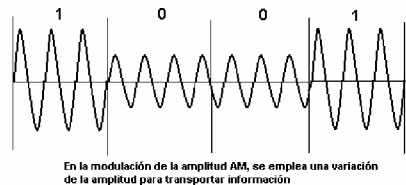
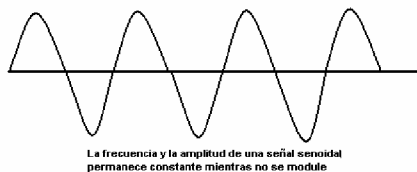
Con la modulación de amplitud se varía el nivel o la intensidad de una señal de frecuencia constante, por ejemplo, un aumento de amplitud podría significar un nivel lógico "1". Mientras que una disminución de amplitud podría significar un nivel lógico "0". Ver figura 4.8.

En modulación de frecuencia la amplitud de la señal se mantiene constante pero la frecuencia de la portadora se hace variar. Por ejemplo, un nivel lógico "1" podría representarse por una frecuencia de portadora de 1.270 Hz, y si el nivel lógico pasase a ser "0", podría generarse una frecuencia de 1.070 Hz. El término FSK (Frequency-Shift Keying = Variación de frecuencia mediante una señal digital) a menudo se emplea para indicar que la frecuencia de la portadora se hace variar entre dos frecuencias definidas y diferentes para designar los (1. y .0. lógicos).



**Figura 4.8. Representaciones digitales.**

La modulación de fase se basa en variaciones instantáneas de la fase de la portadora en relación a un ángulo de fase de referencia. Una onda senoidal normal empieza con una amplitud nula y un ángulo de fase nulo, aumenta hasta una amplitud positiva de pico a 90 grados, disminuye a cero a los 180 grados y pasa por un mínimo negativo a los 270 grados antes de volver a pasar por cero a los 360 grados. Un nivel lógico "1" puede representarse como una señal que tiene un determinado ángulo de fase, y un nivel lógico "0", con una portadora de la misma frecuencia y amplitud pero con una fase desplazada 180 grados. Para detectar la fase de la portadora puede emplearse un circuito detector de fase y, por tanto, puede determinar si existe un nivel lógico "1" o un nivel lógico "0". Esta técnica se denomina PSK (phase-Shift Keying = Variación de fase mediante una señal digital).



#### **Figura 4.9. Diversas formas de modulación.**

Es posible combinar la modulación de amplitud (AM), que tiene dos estados (alto o bajo), con la modulación de fase, que puede ampliarse a cuatro variaciones de frecuencia para proporcionar ocho condiciones de estado de señal. Esta técnica se denomina modulación de fase en cuadratura. Empleando esta técnica, puede alcanzarse una velocidad de transmisión de datos elevada, de 9.600 bits por segundo. La modulación de frecuencia o FSK es la más empleada en los módem que trabajan a 300 bits por segundo o menos, ver figura 4.9.

#### **4.1.7. BITS DE DATOS, PARIDAD, BITS DE PARADA.**

Aparte de coincidir en la velocidad, los dos módems conectados deben estar de acuerdo en la forma de enviar los datos. Para ello deben estructurar la información transmitida en forma de paquetes: la forma más elemental consta de 1 bit de salida, 7-8 bits de datos, 1-2 bits de parada. Al contrario que la velocidad, que se ajusta automáticamente hasta encontrar la máxima admitida por ambos y por la línea, la estructura de estos bloques de datos debe ser definida previamente (y coincidir, claro). Otro parámetro que hay que definir explícitamente es la paridad, un sistema de control de errores muy básico que se remonta a los primeros módem (hasta 2400 baudios), y que consiste en incluir tras del bloque de datos un bit (1 ó 0) de tal forma que la suma de éste con el resto sea siempre par o siempre impar.

#### **4.1.8. CONTROL DE FLUJO DE DATOS.**

Conforme los módem se vuelven más rápidos, se incluye compresión de datos, sistemas de corrección de errores más complejos, etc., la necesidad de procesamiento de los datos recibidos desde el ordenador, antes de soltarlos en la línea telefónica es mayor. Con frecuencia el buffer del módem se satura no pudiendo recibir más datos desde el ordenador, por lo cual es necesario un control de flujo de datos.

#### **4.1.9. CADENA DE INICIALIZACIÓN.**

Para asegurar la compatibilidad de los distintos módems con el software utilizado para la conexión, con el módem al que se llama, etc., es necesario ajustar nuestro módem a una configuración básica previa, la cual no suele ser accesible a través de los menús. Para ello se utilizan los comandos Hayes o comandos AT (porque comienzan siempre por AT, abreviatura de ATtention: es la forma de decirle al módem que lo que se escriba a continuación va dirigido a él). El uso de comandos AT es bastante complejo y no se hablará de él en el documento. En principio lo mejor es utilizar la cadena de inicialización genérica (la que viene con el programa de conexión) y complicarse la vida sólo si se observa vemos que no es la correcta, es decir: si no se logra conectar y todo lo demás está bien. Existen en Internet unas cuantas bases de datos de cadenas para las distintas marcas y modelos de módems comercializados: una de las más completas es probablemente Ask Mr. Módem.

#### **4.1.10. CODIFICACIÓN DE LA INFORMACIÓN.**

La información del ordenador se codifica siempre en unos y ceros, que como se ha mencionado, son los valores elementales que el ordenador es capaz de reconocer. La combinación de 1 y 0 permite componer números enteros y números reales. Los caracteres se representan utilizando una tabla de conversión. La más común de estas tablas es el código ASCII que utilizan los ordenadores personales. Sin embargo existen otras y por ejemplo los grandes ordenadores de IBM utilizan el código EBCDIC.

La información codificada en binario se transmite entre los ordenadores. En las conexiones por módem los bits se transmiten de uno en uno siguiendo el proceso descrito en el apartado modulación de la información (4.1.3).

Pero además de los códigos originales de la información, los equipos de comunicación de datos añaden bits de control que permiten detectar si ha habido algún error en la transmisión. Los errores se deben principalmente a ruido en el canal de transmisión que provoca que algunos bits se mal interpreten. La forma más común de evitar estos errores es añadir a cada palabra (conjunto de bits) un bit que indica si el número de 1 en la palabra es par o impar. Según sea lo primero o lo segundo se dice que el control de paridad es par o impar. Este simple mecanismo permite detectar la mayor parte de errores que aparecen durante la transmisión de la información.

La información sobre longitud de la palabra (7 0 8 bits) y tipo de paridad (par o impar) es básica en la configuración de los programas de comunicaciones. Otro de los parámetros necesarios son los bits de paro. Los bits de paro indican al equipo que recibe que la transmisión se ha completado. (Los bits de paro pueden ser uno o dos).

#### **4.1.11. ESTÁNDARES DE CONTROL DE ERRORES.**

El problema de ruido puede causar pérdidas importantes de información en módem a velocidades altas, existen para ello diversas técnicas para el control de errores. Cuando se detecta un ruido en un módem con control de errores, todo lo que se aprecia es una breve inactividad o pausa en el enlace de la comunicación, mientras que si el módem no tiene control de errores lo que ocurre ante un ruido es la posible aparición en la pantalla de caracteres "basura" o, si se está transfiriendo un fichero en ese momento, esa parte del fichero tendría que retransmitirse otra vez.

En algunos casos el método de control de errores está ligado a la técnica de modulación:

**-Módem Hayes V-Serie:** Emplea modulación Hayes Express y un esquema de control de errores llamado Link Access Procedure-Módem (LAP-M).

**-Módem US Robotics con protocolo HTS:** Emplea una modulación y control de errores propios de US Robotics

Hay otras dos técnicas para control de errores bastante importantes:

**-Microcom Network Protocol(MNP-1,2,3,4) .**

**-Norma V.42** (procedente del CCITT e incluye el protocolo MNP-4)

**Norma MNP 10.** Corrección de errores recomendada para comunicaciones a través de enlaces móviles.

#### **4.1.12. ESTÁNDARES DE COMPRESIÓN DE DATOS.**

La compresión de datos observa bloques repetitivos de datos y los envía al módem remoto en forma de palabras codificadas. Cuando el otro módem recibe el paquete lo decodifica y forma el bloque de datos original.

Existen tres técnicas para la compresión muy extendidas:

**-Microcom Network Protocol (MNP-5,7):** Este protocolo permite compresiones de dos a uno, es decir podemos enviar el doble de información utilizando la misma velocidad de modulación.

**-Norma V.42 bis (procedente del CCITT):** Con esta norma de compresión se consiguen ratios de 4:1.

**-Norma MNP 10:** Corrección de errores recomendada para comunicaciones a través de enlaces móviles.

Estas tasas son las máximas que se pueden conseguir. Las mejores tasas se consiguen con ficheros de tipo texto o gráficos generados por ordenador. Si la

información está ya comprimida con alguna utilidad tipo arj o zip, estos protocolos no pueden ya comprimir más la información y en estos casos incluso se pierde capacidad. Si se envía información ya comprimida en el ordenador, el módem ya no podrá comprimirla más, y en estos casos los protocolos de compresión perjudican el rendimiento del módem.

#### 4.2. CONEXIÓN RS232 ENTRE PC Y MODEM.

Los módem se conectan con el ordenador a través de un puerto de comunicaciones del primero. Estos puertos siguen comúnmente la norma RS232.

A través del cable RS232 (ver figura 4.10), conectado entre el ordenador y módem éstos se comunican. Hay varios circuitos independientes en la interfaz RS232. Dos de estos circuitos, el de transmitir datos (TD) y el de recibir datos (RD) forman la conexión de datos entre PC y Módem. Hay otros circuitos en la interfaz que permiten leer y controlar estos circuitos.

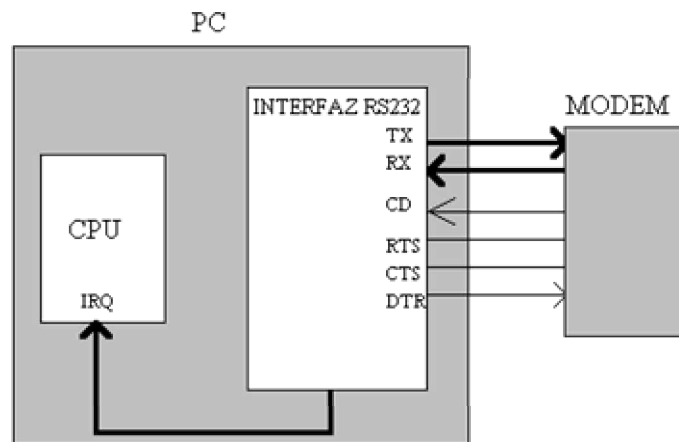


Figura 4.10. Conexión de las líneas del MODEM.

Utilización de las señales para conectarse con el módem:

**-DTR (Data Terminal Ready):** Esta señal indica al módem que el PC está conectado y listo para comunicar. Si la señal se pone a OFF mientras el módem esta en on-line, el módem termina la sesión y cuelga el teléfono.

**-CD (Carrier Detect):** El módem indica al PC que está on-line, es decir conectado con otro módem.

**-RTS (Request to send):** Normalmente en ON. Se pone OFF si el módem no puede aceptar más datos del PC por estar en esos momentos realizando otra operación.

**-CTS (Clear to send):** Normalmente en ON. Se pone OFF cuando el PC no puede aceptar datos del módem.

#### **4.2.1. TRANSMISIÓN SINCRONA Y ASÍNCRONA**

Los datos circulan por la línea telefónica como una corriente de "1" y "0" lógicos que representa letras, números y símbolos. Como se transmiten a lo largo de líneas telefónicas, es preciso emplear algún método de sincronización - ya sea síncrono o asíncrono - en los extremos de envío y de recepción para que se mantenga la correspondencia con el sistema de codificación.

La transmisión asíncrona define el principio y el final de cada carácter u octeto de 8 bits enviado por las líneas. La palabra asíncrono puede prestarse a confusiones ya que implica una no sincronización. En realidad, se inserta un bit de principio y otro de final (o de "inicio" y "paro") entre cada palabra de 8 bits para sincronizar el transmisor y el receptor. Se incluye un bit de paridad para detectar errores.

La transmisión asíncrona no requiere señales de temporización Individual para cada carácter sólo son necesarias señales de temporización para largos párrafos o bloques de datos. Por tanto, entre los caracteres no hay bits de "inicio" y "paro".

La transmisión de datos binarios puede expresarse como una de las dos condiciones, raya para un "1" binario y espacio para un "0" binario. En la transmisión asíncrona el transmisor sube a una condición de raya al final de cada octeto y permanece en este nivel hasta que se anuncia el siguiente octeto

mediante un espacio. Por tanto, la raya al final del octeto es el bit de paro y el espacio al principio del octeto es el bit de Inicio. Estos dos bits de sincronización permiten que el receptor del final de la línea quede fijado o sincronizado con el transmisor. Sin embargo, un octeto de 8 bits necesita dos bits adicionales para señalar cuándo llega un octeto y cuándo está completado: estos bits no transportan datos y, por tanto, el sistema es relativamente ineficaz. La señal serial de reloj o de temporización del transmisor y la del receptor quedan sincronizadas o fijadas cada vez que llega un octeto. Pueden existir largos períodos (siempre en el rápido mundo del nano segundo de los ordenadores) en que no se transmiten octetos. Sin embargo en cuanto aparece un octeto se produce de nuevo la sincronización. Si los bits de datos se enviasen en una corriente continua aumentaría la eficacia. Para datos de alta velocidad se emplea la transmisión síncrona, con la cual, el reloj transmisor dispara el reloj del receptor y permite que corra durante una larga secuencia de bits o bloques de datos. Los octetos se transmiten en una corriente rápida y fija; en el caso de que se produzcan vacíos en el flujo de datos el transmisor debe inyectar octetos vacíos para mantener el sincronismo. El sistema de transmisión síncrona se inicia mediante un formato de bits o código predeterminado que envía el transmisor.

#### **4.2.2. CONTROL DE FLUJO.**

El control de flujo es un mecanismo por el cual módem y ordenador gestionan los intercambios de información. Estos mecanismos permiten detener el flujo cuando uno de los elementos no puede procesar más información y permiten reanudar el proceso no mas vuelve a estar disponible. Los métodos más comunes de control de flujo son:

##### *Ø Control de flujo hardware:*

RTS y CTS permiten al PC y al módem parar el flujo de datos que se establece entre ellos de forma temporal. Este sistema es el más seguro y es el que soporta una operación adecuada a altas velocidades.

##### *Ø Control de flujo software: XON/XOFF:*

Aquí se utilizan para el control dos caracteres especiales XON y XOFF (en vez de las líneas hardware RTS y CTS) que controlan el flujo. Cuando el PC quiere que el módem pare su envío de datos envía XOFF. Cuando el PC quiere que el módem le envíe más datos envía XON. Los mismos caracteres utiliza el módem para controlar los envíos del PC. Este sistema no es adecuado para altas velocidades.

#### **4.2.3. MODOS DE OPERACIÓN DEL MODEM.**

El módem tiene dos modos de funcionamiento:

Cuando el módem está en "estado de comandos" el módem responde a los comandos que envía el ordenador. En este modo es posible configurar el módem o realizar las operaciones de marcado y conexión. Antes de que se puedan enviar un comando al módem éste debe estar en el "estado de comandos".

Cuando el módem se conecta con otro módem pasa al modo en línea. En este modo cualquier información que reciba del ordenador será enviada al módem distante. En este modo el módem no procesa la información y simplemente la transmite a través de la línea de comunicación.

Para salir del modo en línea y pasar de nuevo al modo comandos se envía al módem +++ (petición de atención) precedidos por un segundo de inactividad.

#### **4.2.4. FORMATO DE COMANDOS HAYES.**

Todos los comandos Hayes empiezan con la secuencia AT. La excepción es el comando A/. Tecleando A/ se repite el último comando introducido.

El código AT consigue la atención del módem y determina la velocidad y formato de datos.

Los comandos más simples:

**ATH:** Dice al módem que cuelgue el teléfono.

**ATDT:** Dice al módem que marque un número de teléfono determinado empleando la marcación por tonos.

**ATDP:** Lo mismo que ATDT pero la marcación es por pulsos.

Los comandos comienzan con las letras AT y siguen con las letras del alfabeto (A - Z). A medida que los módem se hicieron más complicados, surgió la necesidad de incluir mas comandos, son los comandos extendidos y tienen la forma AT&X (por ejemplo), donde el "&" marca la "X" como carácter extendido.

#### **4.2.5. CÓDIGOS DE RESULTADOS.**

Cuando envía un comando al módem, este responde con un código de resultado: "CONNECT", "OK" o "ERROR".

**ATV:** Determina el tipo de código de resultado que aparecerá:

**ATV0:** Respuesta numérica

**ATV1:** Respuesta de palabras

**ATQ1:** Inhibe los códigos de resultado, pone el módem en "estado silencioso"

**ATQ0:** Habilita los códigos de resultado, desconecta el modo silencioso

##### 4.2.5.1. Proceso de conexión.

El módem (a) -el de casa- llama al módem (b) -el del servidor-

El módem (b) descuelga el teléfono y emite un tono para identificarse a sí mismo como módem.

El mismo (b) cambia el tono, en función de la velocidad de transmisión con la que pretenda conectar:

(a) espera a oír un tono que se corresponda con una velocidad que reconozca

(b) va variando el tono hasta que (a) le conteste.

Una vez se han puesto de acuerdo en la velocidad, fijan el tono (carrier, o portadora) y empiezan a transmitirse datos en forma de pequeñas variaciones en la frecuencia de la portadora.

#### 4.2.6. COMANDOS AT MÁS UTILIZADOS.

Se han escogido los comandos que son más comunes a la mayoría de los módems compatibles con Hayes y los que más se usan.

##### 4.2.6.1. Accion realizada por el modem

**ATA:** 1) Se pone en modo respuesta y espera una señal portadora del Módem remoto.  
2) Espera S7 segundos y colgará si no se detecta Portadora.

**ATDnúmero:** 1) Descuelga y llama al número de teléfono solicitado.  
2) Espera un tono de llamada antes de marcar,  
2.1) Si no se detecta ese tono en S6 segundos, el módem devuelve código de resultado "no dial tone"  
2.2) Si se detecta el tono el módem espera S7 segundos.  
2.2.1) Si no establece conexión el módem vuelve al estado de comandos.  
2.2.2) Si se establece conexión el módem entra en el estado on-line.

**ATE:** Eco: Los comandos introducidos en el módem vuelven por eco al PC (por defecto).

**ATH:** Descuelga el teléfono: Normalmente se utilizan: 1) un segundo silencio  
2) +++ 3) ATH

**ATI:** Revisa la ROM del módem (checksum)

**ATL:** Programa el volumen del altavoz

**ATM:** Programa conexión/desconexión del altavoz

**ATO:** Vuelve a estado on-line desde el estado de comandos: permite retomar una conexión ya en marcha

**ATQ:** Programa los códigos de resultado a ON/OFF

**ATS:** Visualiza/cambia contenidos de los registros S.

**ATV:** Envía códigos de resultado en palabras o números

**ATW:** Envía "códigos del progreso de la negociación": progreso en control de errores y de las negociaciones de compresión entre los módems

**ATX:** Programa códigos de resultado: ATX0 emplea OK, CONNECT, RING, NO CARRIER y ERROR ATX1 emplea CONNECT velocidad

**ATZ:** Reset

**AT&C:** Programa detección de portadora

**AT&D:** Programa control de DTR

**AT&K:** Programa control de flujo

**AT&W:** Almacena perfil configuración del usuario

**AT&Y:** Especifica el perfil de configuración usuario de los almacenados se va a utilizar.

#### 4.2.7. PROGRAMACIÓN DE LOS REGISTROS S.

Los registros S contienen parámetros que controlan el funcionamiento del módem. Para programarlos se usa el comando ATS (Número\_registro)=(valor\_a\_establecer).

Ejemplo:

ATS0=9

Para revisar el contenido de un registro: ATS (Número\_registro)?

Ejemplo:

ATS11?<CR>

095

OK

#### 4.2.8. COMANDOS MÚLTIPLES.

Se puede enviar al módem, múltiples comandos en una sola línea.

Ejemplo

ATS7=90V1X4DT13055551234

Llama al número de teléfono indicado mediante la marcación por tonos

Programa los códigos de resultado extendidos, de modo que el modem pueda devolver varios tipos diferentes por su actividad

Programa el modem con el modo de respuesta verbal, por lo que el modem empleará palabras inglesas en lugar de números

Programa el registro S7 a 90 segundos, con lo que el modem espera una tiempo extra con la marcación

#### **4.2.9. PERFIL DE PARÁMETROS DE USUARIO.**

Se pueden programar distintas configuraciones del módem para operaciones en condiciones diferentes. Los módems Hayes pueden configurar hasta 4 conjuntos de configuraciones para sus parámetros:

- 1) configuración activa. La utilizada cuando se hace o se recibe una llamada (usada en el proyecto).
- 2) configuración de fábrica. La que está almacenada en ROM, ya contiene parámetros establecidos desde fábrica
- 3) perfiles de usuario. Son dos configuraciones almacenadas en NVRAM, permanecen intactas aun cuando se apaga el módem.

#### **4.3. TELEMETRIA.**

La telemetría es una manera avanzada y precisa de medir una planta a distancia donde al utilizar el término medir se refiere a verificar el estado presente o continuo de las variables en el funcionamiento de una planta es decir teniendo el dato de medición a verificar si existe algún porcentaje de error en la lectura y así poder mantener la planta en un continuo estado de medición. Hay que hacer notar que el término planta es sinónimo, en éste caso, de paciente por ser éste a quien se le aplique el diagnóstico.

La telemetría es más interesante cuanto más práctico sea el dispositivo de medida en el punto de control, para obtener rápidamente las informaciones hechas en la planta. Un sistema de telemedición está destinado a realizar mediciones de variables localizadas en un punto remoto, la forma en que estas mediciones son realizadas es lo que constituye la telemetría. La telemetría, por tanto, abarca disciplinas de diversos campos: Instrumentación, comunicación, teoría de información, procesamiento de datos, diagnóstico y verificación de datos.

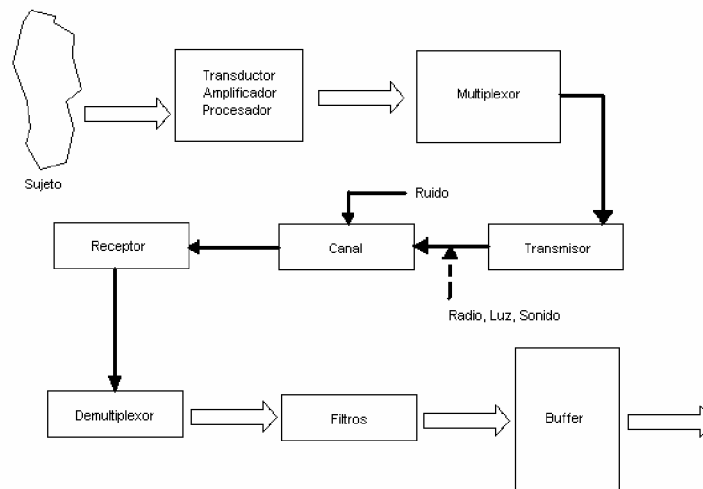
La telemedición se ha desarrollado específicamente para observar y medir diversas variables o fenómenos localizados en un punto distante al investigador. En la telemetría el investigador desea recoger por medio de una unión transmisor - receptor las numerosas medidas que se realizan a bordo de un modulo; con respecto a esto se detectan las magnitudes físicas perjudiciales durante la transmisión de los parámetros y se observa su influencia, es necesario marcar los diversos parámetros que transcurren durante la transmisión para luego hacer una muestra del comportamiento dinámico de la planta. Los criterios de la medida son: fidelidad, precisión y sensibilidad.

#### **4.4. BIOTELEMETRÍA.**

La biotelemedición es la medida a distancia de variables biológicas, siendo su objeto principal la monitorización de animales o seres humanos, evitando perturbar lo mínimo posible su actividad normal. Hasta la fecha han sido monitorizados todo tipo de seres, de tamaños tan dispares entre sí como las abejas y las ballenas; las distancias de transmisión han ido desde los centímetros hasta los miles de kilómetros, y las transmisiones han durado desde algunos minutos hasta varios años. Einthoven en 1903 transmitió un electrocardiograma desde un hospital hasta su laboratorio, situado a varias millas de distancia, empleando los hilos del sistema telefónico de Leiden. Puede afirmarse que prácticamente todas las variables biológicas han sido monitorizadas mediante sistemas de biotelemedición, aunque las más frecuentes son: el electrocardiograma (ECG), el electroencefalograma (EEG), el electromiograma (EMG), la presión, la temperatura, el flujo sanguíneo, el pH y la marcha. De las mencionadas anteriormente la más medida de todas es la del ECG, por ejemplo, ECG medido desde una ambulancia o un lugar alejado del hospital, medida del ECG en pacientes sometidos a ejercicio físico, medida del ECG en atletas, medida del ECG en investigaciones cardíacas animales, etc.

##### **4.4.1. PARTES DE UN SISTEMA DE BIOTELEMETRIA.**

En la figura 4.11 se tiene un esquema completo de un sistema de biotelemedicina en el que están contemplados todos los posibles casos en cuanto al medio de transmisión (denominado canal) y el tipo de energía transmitida. La energía puede ser de diversa naturaleza: radiofrecuencia, luz, ultrasonido, electricidad; mientras que el medio de transmisión puede ser el agua, el vacío, hilos conductores, etc. Lógicamente en toda transmisión hay ruido, el cual se entiende como toda señal no deseada y que no es posible eliminar ni filtrar por su carácter imprevisible.



**Figura 4.11. Modelo de un sistema de biotelemedicina.**

#### **4.4.2. MONITORIZACIÓN DE PACIENTES POR ENLACES TELEFONICOS.**

Se trata de sistemas de telemetría que emplean la línea telefónica como soporte físico. El acoplamiento entre el emisor y la línea telefónica suele ser acústico (lo mismo para el receptor). El tipo de modulación empleado suele ser FSK. La mayor parte de los equipos se emplean para la transmisión del electrocardiograma aunque existen también equipos multicanal para electroencefalografía. La ventaja de estos sistemas es su alcance: basta que el emplazamiento del emisor y el del receptor estén unidos por el teléfono.

Se suele emplear en zonas rurales y desde consultas particulares. El receptor suele estar en un hospital o en un centro privado de diagnóstico. Estos sistemas pueden ser muy útiles para monitorizar pacientes con marcapasos y conocer el estado del mismo, aunque es necesaria cierta electrónica extra para la amplificación y transmisión de la espícula<sup>3</sup> del marcapasos.

#### **4.5. PRESENTACIÓN DEL PROYECTO.**

##### **4.5.1. PRIMERAS PRUEBAS REALIZADAS.**

Antes de exponer el proyecto en sí, se presentarán las pruebas que se hicieron con anterioridad, con la finalidad de que partiendo de la experiencia, se pudiera tomar determinaciones más claras en la consecución y finalización del proyecto. A continuación se presentan las pruebas realizadas.

1. Envío de la señal utilizando la misma conexión del micrófono del teléfono.

Ésta prueba consistía en que se colocaba un interruptor a una de las líneas del micrófono del auricular para darle paso a la conexión de la señal ECG que venía del entrenador PCMI lineal, haciendo que la señal pasara por el circuito del teléfono.

Esta prueba no resultó debido a la gran cantidad de ruido que se introducía por la línea telefónica, incluso se descubrió que el mismo ventilador conectado a 110 VAC, producía señal de ruido la cual se detectaba en el osciloscopio.

También se notó que la señal se atenuaba en gran manera.

2. Conexión del equipo directamente a la línea telefónica aislado por capacitores, es decir, como un teléfono en paralelo.

---

<sup>3</sup> Organó pequeño en forma de aguja.

Con la intención de montar la señal en la línea telefónica, se colocaron capacitores aisladores entre la línea telefónica y la señal de ECG; lógicamente, para provocar una impedancia alta y crear un cierto aislante para que la señal no sufriera mucho cambio.

Con esta conexión no se logró ver la señal en ningún momento. Al parecer no se logró llegar a la frecuencia de la línea telefónica, que es de unos 3 kHz.

3. Conexión del equipo por medio de un modulador de anillo, con una portadora a alta frecuencia.

El aislamiento era muy bueno al utilizar este circuito, pero no se logró tener una buena modulación de la señal en ningún momento. Se trató de montar una señal de baja frecuencia de forma senoidal y también una señal cuadrada con una frecuencia de hasta 20 kHz., pero sin ningún resultado satisfactorio.

Al combinar las señales se notó que el modulador enviaba una señal diferente y nada parecida a la señal ECG, por esta razón se desechó ésta prueba.

4. Se utilizó un modem externo, sin el uso de una PC y haciendo uso de un protocolo externo (hardware).

Esta prueba fue la menos exitosa, pues en ella se descubrió que los niveles de voltaje del MODEM son de 12 voltios positivos y negativos y que también usa señales de voltaje mayores de 15 voltios y menores de 5 voltios.

Esto implicó que algunos niveles de voltajes dañarán los MODEM que se utilizaron, pues algunos voltajes eran para datos y otros de control del MODEM.

Esta opción fue rechazada ya que se necesitaba un protocolo más estable venido de una PC o un microcontrolador.

Durante el trabajo, se observó la señal en el analizador espectral y se comprobó que dicha señal del ECG oscila entre los 3kHz y los 80kHz. Esto

implicaba hacer uso de un aparato más preciso y estable. Esta opción es la que se propone a continuación:

#### **4.5.2. ALTERNATIVA IMPLEMENTADA.**

Esta opción se considera que es la más coherente y viable, debido a la complejidad de la señal ECG.

- Usar una computadora como procesador y transmisor de la señal.
- Introducir la señal por el puerto paralelo de la computadora, por medio de un ADC.
- Usar un modem transmisor y un receptor para lograr una comunicación y corrección íntegra de los datos.
- Mostrar en una computadora receptora la señal del paciente.

Teniendo en cuenta lo anterior, se procede a presentar el documento haciendo uso de la segunda opción.

Se ha implementado la segunda opción, antes mencionada; en ella se han tenido los siguientes avances:

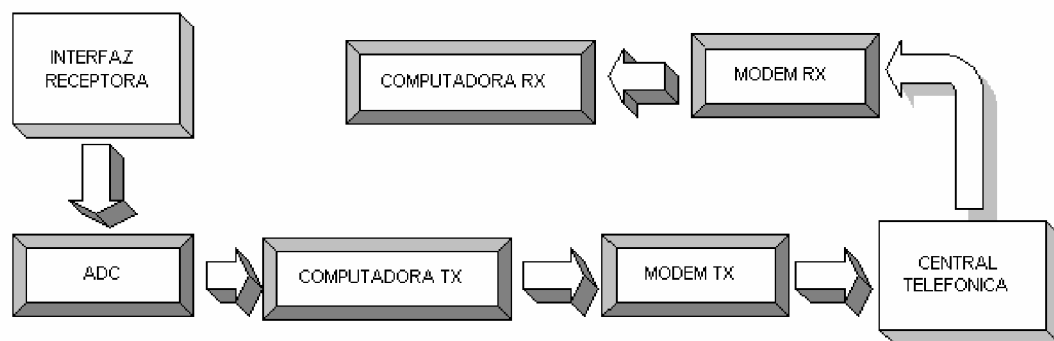
1. Se han diseñado y montado los circuitos, teniendo en cuenta las normas de seguridad eléctricas y las normas de diseño biomédico<sup>4</sup>.
2. Se ha logrado un filtrado y una nitidez en la presentación de la señal ECG, sin ruidos ni alteraciones externas
3. Se ha logrado realizar un software específico para el control de la señal ECG, adecuado al aparato construido.
4. Dicho programa se ha adecuado para que desde él mismo se pueda comunicar con la PC remota y así enviarse la información.
5. Se ha logrado enviar los archivos de las derivaciones de forma continua una vez se hayan capturado las gráficas.
6. Se ha logrado realizar un archivo en Excel para la guarda de los datos de la persona a la que se le toma el electrocardiograma.

---

<sup>4</sup> Normas de la IEC 601-1

7. Se ha construido un equipo que adquirirá información desde el paciente y la transmitirá por la línea telefónica, luego se recibe por un equipo adecuador y es visualizada en un monitor.
8. Se ha diseñado un equipo que seleccionará una derivación a la vez y de forma manual para tener un control y visualización de la señal deseada; dicha señal se enviará una a una y se guardará en la PC remota.

#### 4.6. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PROYECTO.



**Figura 4.12. Modelo del proyecto.**

Básicamente el proyecto se compone de las partes presentadas en el diagrama de bloques anterior. En primer lugar consta de una interfaz receptora, una etapa convertidora de analógico a digital, una computadora transmisora, un MODEM transmisor, la central telefónica (medio de envío de la señal), MODEM receptor y una computadora receptora de la señal, ver figura 4.12.

A continuación se estudiará cada bloque presentado:

1. Interfaz receptora: esta etapa está compuesta por todos aquellos elementos y circuitos que fungirán como captadores de la señal electrocardiográfica, es decir, que serán aquellos que se conectarán a la persona en estudio, se amplificará y se adecuará dicha señal.
2. Convertidor Analógico a digital: para que la señal que está siendo captada por la etapa anterior sea procesada, debe de convertirse a niveles de uno y ceros (digital) para que sea entendida por la computadora y sea enviada por el en un formato más manejable.
3. Computadora transmisora: luego de que la señal se ha adecuado a niveles de unos y ceros, se enviará a la visualización (monitor) y se retendrá por un tiempo en memoria para luego ser enviada a la próxima etapa.
4. MODEM transmisor: este MODEM tiene la función de convertir los niveles de voltaje, ya sea de 5 V o de +/- 12 V a niveles que pueden ser portados por la línea telefónica y sobretodo la misión es que los datos tienen que llegar de forma íntegra al MODEM remoto.
5. Central telefónica: la central hace las veces de canal de transmisión.
6. MODEM receptor: éste se encuentra pendiente de recibir la señal o datos enviados por el MODEM transmisor, en la manera de lo posible estará atento a que los datos lleguen en buen estado y los convertirá a niveles adecuados para la siguiente etapa.
7. Computadora receptora: esta computadora tiene la función de presentar la información igual que se presenta en la computadora transmisora. Dicha información se tendrá que visualizar en el monitor de forma estable.

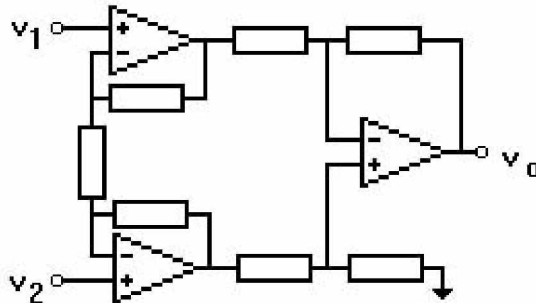
## **4.7. CIRCUITOS UTILIZADOS EN EL PROYECTO**

### **4.7.1. EXPLICACION DEL FUNCIONAMIENTO DE HARDWARE.**

#### 4.7.1.1. Etapa análoga:

##### **a) Amplificador.**

Su finalidad es amplificar la señal tomada por los electrodos. Este amplificador es un amplificador diferencial que básicamente se puede representar en la figura 4.13:



**Figura 4.13. Amplificador de instrumentación.**

a.1) Amplificador de instrumentación.

Este circuito está diseñado con 3 amplificadores. Los primeros dos son entradas de alta impedancia. Estas entradas y el amplificador diferencial tienen un alto rechazo de modo común. Los amplificadores operacionales que se han utilizado están contruidos con transistores de efecto de campo; esto ayuda a mejorar la amplificación y a eliminar el ruido que se pueda producir por interferencias externas. Ver figura 4.13.

Las consideraciones más importantes en el diseño del ECG se refieren a la realización de un amplificador que sea capaz de amplificar la señal de ECG sin distorsiones y, al mismo tiempo minimizando señales no deseadas como interferencias.

Las características fundamentales que tiene el amplificador a construir se muestran en la tabla 4.1:

Ganancia	1 – 1000
Ancho de banda	1.5 - 135 Hz (diagnostico)



**Figura 4.14. Reloj diseñado para generar 1MHz de frecuencia.**

#### 4.7.1.3. Circuitos Osciladores. [20]

Un circuito básico oscilador resonante serie utiliza un IC 555 (figura 4.14), que está diseñado para oscilar en su frecuencia resonante. La clave de la oscilación son los valores de la capacitancia y de las resistencias. Dicho circuito cuenta con dos potenciómetros de precisión los cuales están regulados a una resistencia base para que se pueda generar la frecuencia deseada. El circuito está conectado como astable, en donde se ha calculado la frecuencia partiendo de las fórmulas dadas para los IC 555 en configuración astable.

#### **4.7.2. ETAPA DEL ADC (CONVERTIDOR DE ANALÓGICO A DIGITAL).**

Esta etapa se encarga de la digitalización de la señal normalizada de ECG en el rango de 0 a 5 Vdc la cual posee un ancho de banda de 1.5 Hz a 135 Hz, para la elección del convertidor adecuado es necesario seguir la característica o parámetros de diseño expuestos.

Para determinar la selección de un ADC es necesario conocer las características de la señal a muestrear en el caso, la señal ECG la cual posee un ancho de banda de 1.5 Hz a 135 Hz y una amplitud de voltaje de 0.05 a 4 mV que introducida al ADC será de unos 0.05 a 4 V, donde la ganancia del amplificador es de 1000. Para hacer la selección se siguen los siguientes pasos:

- 1- Número de Bits
- 2- Velocidad de conversión
- 3- Exactitud de conversión

#### 4- Método de conversión

- 1- Número de Bits. Debe escogerse un valor de 8 bits debido que se necesita una alta resolución por el tipo de señal a manejar, y así podemos determinar el intervalo de cuantización que es:

$$\alpha = (V_{fs} / 2^n) \quad \text{ecuación} \quad (4.1)$$

Ya que el  $V_{fs}$  máximo a obtener a la entrada será de 5 voltios, debido a la etapa imitadora de amplitud.

$$\begin{aligned} \alpha &= (5 \text{ Vdc} / 2^8) = 5 \text{ Vdc} / 256 \\ \alpha &= 19.53 \text{ mV} \end{aligned}$$

Son los pasos entre cada cambio de bit.

- 2- Razón o frecuencia de muestreo. Aunque el ancho de banda de las señales de 1.5 a 135 Hz debido a las circunstancias de construir señal se sabe por Nyquist que la frecuencia de muestreo debe ser mayor o igual dos veces la frecuencia máxima de el ancho de banda de la señal a muestrear. Por lo tanto, la frecuencia de muestreo será de mayor o igual a 270 Hz.

En nuestro caso se escogió una frecuencia de 270 Hz que cumple con el criterio anterior, además el monitor de la PC solo restringe 500 puntos por pantalla.

Esta frecuencia de muestreo será determinada por software.

- 3- Exactitud de la conversión. Con una frecuencia de muestreo de 270 Hz se poseería una velocidad de conversión igual a  $1 / 270 \text{ Hz} = 3.7 \text{ ms.}$ , ejecutando 270 muestras por segundo.

Con un paso de cuantización de 19.53 mV y 8 bits de resolución, se sabe que posee un error de más menos 0.5 LSB a más menos 1 LSB según las especificaciones técnicas.

4- El método ADC de conversión. El método a utilizar será de aproximación sucesivas.

De entre los cuales se eligió el ADC 0808 que es un ADC de aproximación sucesivo CMOS de 8 bits que posee salida con características de Latch o sea que retiene los datos a su salida.

En la conexión del puerto paralelo, se utiliza únicamente la parte en donde se encuentra el ADC 0808 y que funciona como entrada de datos, la parte de la salida de datos no es usada para éste proyecto. La entrada analógica que se usa para el ADC 0808 es el pin 26 o el menos significativo; es por ésta entrada, que el ADC convierte la señal analógica a digital.

El dispositivo convertidor analógico digital se denomina convertidor por aproximaciones sucesivas. En este método de conversión se explora, sucesivamente, cada bit para determinar si su inclusión en el registro da lugar a que el valor de este exceda o no a la señal de entrada. Si no excede, ese bit particular se coloca a uno. Si ese bit hace que el valor del registro sea mayor que la señal de entrada, entonces se coloca a cero. El proceso empieza con el bit que representa al valor mayor (el bit más significativo) y continua de izquierda a derecha a través del registro. La ventaja de este tipo de sistema es que el tiempo de conversión es fijo y no depende de las señales de entrada.

El circuito que se ha utilizado para el proyecto se muestra *Anexo 1 a.*

*Amplificador del ECG.*

La conversión es sucesiva debido a que, por medio de la PC se verifica si ha terminado una conversión y así está lista para realizar la otra. El que controla la velocidad de conversión es el IC 555 conectado como astable con una frecuencia aproximada de 1 MHz.

#### 4.8. SELECTOR DE DERIVACIONES.

El selector de derivaciones se basa en la central terminal de Wilson. En la figura 4.15 se muestra la matriz diseñada para el selector de derivaciones. Dicho selector será giratorio. Revisar *Anexo 4 a. Selector de las derivaciones* en donde se muestra el diseño de las pistas.

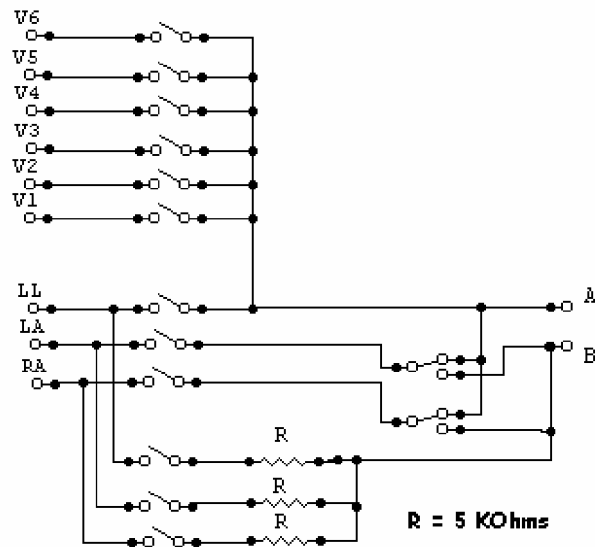


Figura 4.15. Selector de terminaciones.

#### 4.8.1. DISEÑO DE LAS DERIVACIONES Y CONEXIÓN EN LOS CIRCUITOS.

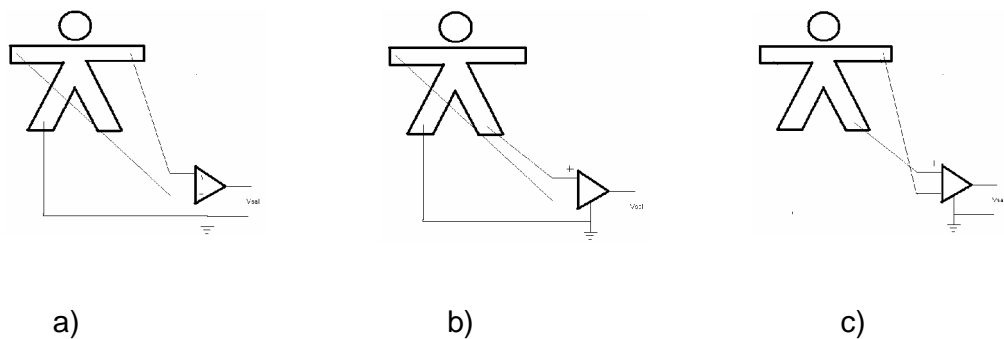
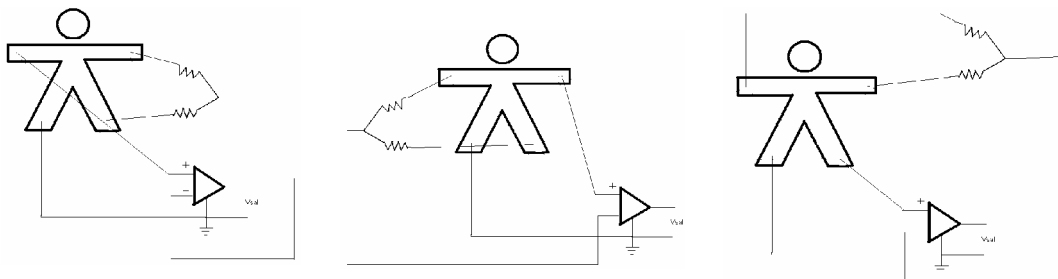
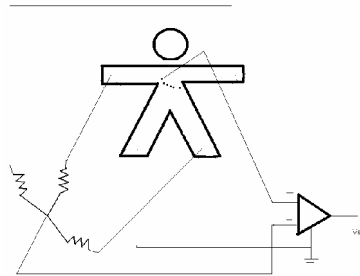


Figura 4.16. Derivaciones Bipolares A) Derivación I, b) Derivación II, c) Derrivación III.



a) b) c)  
**Figura 4.17. Derivaciones unipolares (aumentadas) de las extremidades. A) aVR, b) aVL, c) aVF.**

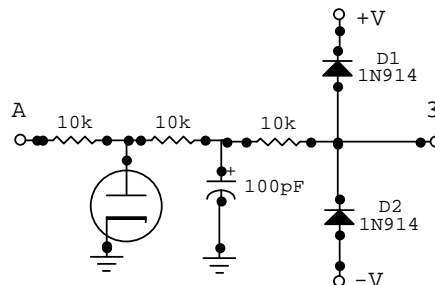


**Figura 4.18. Derivaciones unipolares del pecho.**

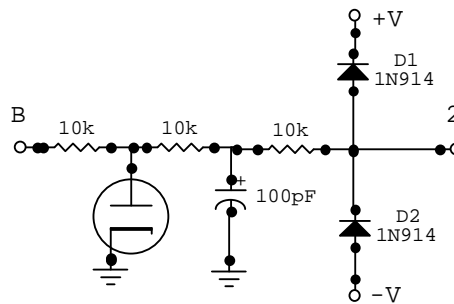
En las figuras se muestran las diferentes derivaciones que se aplican al cuerpo humano. Como se puede observar en las derivaciones aumentadas, figura 4.16 y figura 4.17 se han colocado resistencias, estas resistencias, por lo general son del valor de 5 k Ohmios. Estas tienen la función de delimitar la corriente hacia el cuerpo y aíslan de las demás derivaciones. Además aumentan la tensión medida en un 50 % sin que la forma de onda cambie apreciablemente. El circuito del selector de las derivaciones, se encuentra en el *Anexo 4 a. Selector de las derivaciones*, en él se han colocado resistencias de alta precisión para lograr mayor exactitud en la toma de la señal.

#### 4.9. ETAPA DE AISLAMIENTO.

Esta etapa es muy importante, ya que protege al aparato y al paciente, de un posible daño, que le pudiese ocurrir al realizar una descarga de voltaje, como la de un desfibrilador por ejemplo, ya que se debe considerar la posibilidad de que en un caso especial, se realice una descarga en un paciente, que esté conectado en ese momento a el electrocardiógrafo, la figura 4.19a y 4.19b muestra el diagrama de realización de esta etapa. Ver *Anexo 5 a. Optoaislador de señales*, donde se muestra el diseño de pistas.



**Figura 4.19 a. Primera etapa de protección contra alto voltaje.**



**Figura 4.19 b. Etapa complementaria de protección contra alto voltaje.**

Esta etapa, consiste en el uso de diodos para mantener una diferencia de potencial de +/- 7V máximo en las entradas de los amplificadores, por consiguiente la máxima diferencia de potencial permitida en los electrodos de pacientes, además se usan GDT (Gas Discharge Tube), tubos de descarga de gas que equivale a un neón, los cuales se encargan de eliminar cualquier transiente de alto voltaje que se pudiese dar en la entrada del electrocardiógrafo. Estos GDT no son usados en el proyecto.

Se pueden presentar dos tipos de situaciones peligrosas:

- El paciente puede accidentalmente tocar la alimentación de 110 ó 220Vac. Además de los riesgos en los que el paciente podría encontrarse esta situación puede provocar destrucción a nivel de componentes electrónicos del amplificador ECG.
- Si se usa un desfibrilador electrónico durante el ECG, a través de los electrodos entran el amplificador señales de tensión elevada. El

amplificador en general tiene que estar protegido contra transitorios de tensión de hasta 5000V.

A continuación se describe su funcionamiento, primero, una serie de resistencias en la entradas de cada electrodo limitan la corriente que entra al amplificador y reducen la tensión. La primera resistencia (10K) tiene que estar dimensionada para soportar altas tensiones y disipar potencia elevada.

Para intervenir de manera eficaz contra las descargas de tensión elevada se utilizan descargadores de gas (GDT, gas discharge tube)

Estos descargadores cortocircuitan hacia masa las tensiones superiores a 100V que llegan a las entradas, protegiendo de esta manera los componentes subsiguientes de la cadena de amplificación.

El amplificador se protege aún más para las tensiones más bajas utilizando en cascada las resistencias posteriores de 10 K, y los diodos D1 y D2.

En base a la polaridad de la descarga, conduce el diodo D1 cuando la tensión es superior a 10 V o el diodo D2 cuando la tensión es inferior a -10 V.

En condiciones normales, estos componentes no influyen sobre el funcionamiento de la corriente.

En efecto, para tensiones comprendidas entre  $-10$  v y  $+10$  v, los diodos resultan polarizados inversamente; por lo tanto, presentan impedancia elevada.

Además, está prevista la presencia de otro vaciador, generalmente con umbral de intervención a 500 V, que protege los circuitos de aislamiento.

#### **4.10. AMPLIFICADOR DIFERENCIAL.**

Al igual que la mayor parte de las señales biomédicas, la señal ECG procedente del corazón se detecta mediante dos electrodos conectados en el cuerpo. Por consiguiente, la señal ECG que se obtiene como diferencia de potencial entre dos puntos, por ejemplo entre el brazo derecho y la pierna

izquierda, por lo que para la detección de esta señal habrá que utilizar un amplificador diferencial,

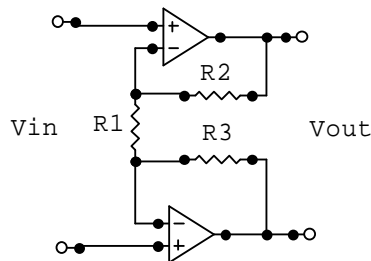
Otra característica que hay que tener en cuenta es que el cuerpo humano no es de potencial de tierra. Se precisa, por consiguiente otra conexión de referencia, a través de un tercer electrodo que tradicionalmente se coloca en la pierna derecha. Ya que el potencial del cuerpo humano no es igual al de tierra, se presenta una señal equivalente a cada uno de los electrodos en cuyos extremos se deberá medir la diferencia de potencial.

Por consiguiente, el amplificador tiene que presentar una ganancia muy baja para estas señales de modo común. Esta prestación coincide con un parámetro característico de los amplificadores diferenciales denominado relación de rechazo de modo común (CMRR), dado por:

$$\text{CMRR} = \text{ganancia diferencia} / \text{ganancia de modo común}$$

El CMRR de los amplificadores operacionales modernos alcanza valores típicos de 100000 ó 100dB. Un ejemplo de amplificador diferencial se muestra en la figura 4.20.

Amplificador diferencial  
double-ended



**Figura 4.20. Amplificador diferencial.**

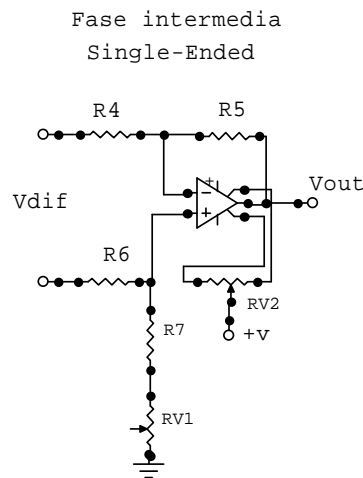
En esta configuración las dos entradas están conectadas directamente a las dos entradas no inversoras de los dos amplificadores operacionales. Por

consiguiente, la impedancia de entrada resulta siempre muy elevada. La ganancia diferencial de este amplificador está dado por:

$$G = 1 + [(2) \times (R2 \div R1)] \quad \text{ecuación (4.2)}$$

Considerando  $R2 = R3$  Ver figura 4.20.

Luego continua la etapa intermedia del amplificador, que transforma la señal de double-ended (doble salida) en single-ended (salida sencilla) como se muestra en la figura 4.21.



**Figura 4.21. Etapa sumadora de la señal.**

Se trata de un amplificador diferencial en el que una señal se lleva al pin del inversor y la otra al pin del no inversor. Si los dos pares de resistencia están perfectamente acoplados, o sea:

$$R5 \div R4 = [(R7 + RV1) \div R6] \quad \text{ecuación (4.3)}$$

La salida del amplificador resulta dada por:

$$V_{out} = [(R5 \times V_{dif}) \div R4]$$

**ecuación**  
**(4.4)**

Para evitar saturaciones de las etapas en continua, esta amplificación no tiene que resultar muy elevada.

El acople perfecto entre las resistencias que lleva a la supresión de las señales de modo común, se realiza a través del potenciómetro RV4; por lo tanto, su correcta regulación resulta muy importante. El potenciómetro RV5 sirve para poner a cero el offset del amplificador. *Anexo 1 a. Amplificador del ECG.*

#### **4.11. INTEGRADO AD620.**

El amplificador de instrumentación implementado en este prototipo está basado en el circuito integrado AD620, el cual nos permite una mayor precisión y otras ventajas que el amplificador diferencial no presenta y que se describen a continuación. Además a la etapa del amplificador diferencial hay que agregarle la etapa del sumador por lo que incrementa el tamaño del amplificador de señales.

El AD620 es un amplificador de instrumentación de alta precisión, el cual requiere solamente un resistor externo para poner la ganancia, la cual puede ser de 1 a 1000, con un encapsulado SOIC y DIP, los cuales ofrecen un consumo de potencia muy bajo 1.3 mA máximos, siendo excelente para sistemas alimentados por baterías.

##### a) Teoría de operación.

Los transistores de entrada (internos), Q1 y Q2, proveen un par diferencial bipolar, para alta precisión basada en la modificación de un circuito de tres OP AMP, los valores de las resistencias se han escogido lo más exactos posible para lograr una gran precisión. Las retroalimentaciones a través de Q1-A1-R1 y Q2-A2.R2 mantienen corrientes de colector constantes para los transistores Q1 y Q2.



La palabra filtro se refiere a la eliminación de una parte indeseable del espectro de frecuencia. Dos clases de filtros son usados en esta etapa, un filtro pasabanda y un filtro pasabajos. Los cuales se detallan a continuación:

La etapa final suministra la ganancia final y el ancho de banda deseado, para una señal de ECG utilizada en el diagnóstico. El esquema circuital se muestra en la figura 4.23a.

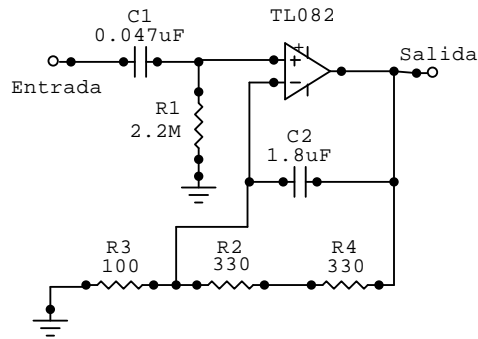


Figura 4.23a. Filtro pasa banda

Esta etapa suministra la ganancia final (de modo que el total sea equivalente a 1000) y el ancho de banda deseado. La amplificación de la etapa resulta dada por las leyes de corrientes de Kirchoff, desarrollando su análisis así:

**Aplicando la ley de corriente de Kirchoff (LCK):**

**Nodo V- :**

$$[(V- - 0) / R3] + [(V+ - Vo) / (R2 + R4)] = 0$$

**Ecuación**

**(4.6)**

Simplificando la ecuación, se tiene:

$$V- \times [(1 / R3) + (1 / (R2 + R4))] - [Vo / (R2 + R4)] = 0$$

$$[Vo / (R2 + R4)] = V- \times [(1 / R3) + (1 / (R2 + R4))]$$

$$[V_o / (R_2 + R_4)] = V_- \times \{[(R_2 + R_4) + R_3] / [R_3 \times (R_2 + R_4)]\}$$

se despejara  $V_o$ :

$$V_o = V_- \times \{[(R_2 + R_4) + R_3] / [R_3 \times (R_2 + R_4)]\} \times (R_2 + R_4) \quad \text{Ecuación (4.7)}$$

Simplificando la ecuación 4.7 se obtiene:

$$V_o = V_- \times \{[(R_2 + R_4) + R_3] / [R_3]\} \quad \text{Ecuación (4.8)}$$

Como  $V_- = V_+$  y  $V_+ = V_{in}$

Se procederá a sustituir  $V_{in}$  en ecuación 4.8

$$V_o = V_{in} \times \{[(R_2 + R_4) + R_3] / [R_3]\}$$

y como la ganancia de voltaje ( $G$ ), esta dada por:

$G = V_o / V_{in}$ , entonces:

$$G = V_o / V_{in} = [(R_2 + R_4) + R_3] / [R_3]$$

Por tanto la ganancia es:

$$G = [(R_2 + R_4) + R_3] / R_3 \quad \text{Ecuación (4.9)}$$

$$G = [(330 + 330) + 100] / 100$$

$$G = 7.6$$

El filtro de pasa alta está dado por:

C1 y R1

Si se asume un valor de  $C1 = 0.047\mu\text{F}$  y una frecuencia de corte inferior de  $F_{ci} = 1.5\text{Hz}$ .

Si la frecuencia de corte inferior está dada por la ecuación 4.10:

$$F_{ci} = 1/(2 \times \pi \times R1 \times C1) \quad \text{Ecuación (4.10)}$$

**Entonces se despeja R1:**

$$R1 = 1/(2 \times \pi \times C1 \times F_{ci})$$
$$R1 = 1/(2 \times \pi \times 0.047\mu\text{F} \times 1.5\text{Hz})$$
$$R1 = 2.26\text{M}\Omega$$

Por lo que se tomará un valor de  $R1 = 2.2\text{M}\Omega$

El filtro de pasa bajo está formado por:

$C2$ ,  $R2$  y  $R4$

Si se asume un valor de  $C2 = 1.8\mu\text{F}$  y una frecuencia de corte superior de  $F_{cs} = 135\text{Hz}$ .

Si la frecuencia de corte superior está dada por la ecuación 4.11:

$$F_{cs} = 1/(2 \times \pi \times R2 \times C2) \quad \text{Ecuación (4.11)}$$

**Entonces despejemos R2:**

$$R2 = 1/(2 \times \pi \times C2 \times F_{cs})$$
$$R2 = 1/(2 \times \pi \times 1.8\mu\text{F} \times 135\text{Hz})$$

$$R6 = 655\Omega$$

Como  $R6 = R2 + R4$

Por lo que se tomará valor de  $R6 = 660\Omega$ , haciendo que  $R2 = R4 = 330\Omega$

Por lo tanto, se puede determinar su ancho de banda (BW):

$$BW = F_{cs} - F_{ci} \tag{4.12} \quad \text{Ecuación}$$

$$BW = 135 - 1.5$$

$$BW = 133.5\text{Hz}$$

La respuesta en frecuencia de este filtro es el deseado para un amplificador de ECG utilizado para el diagnostico. Pero por el nivel de ruido presente en la seña de ECG obliga a realizar otro filtrado a baja frecuencia.

#### 4.12.2 FILTRO PASABAJOS

El circuito en la figura 4.23b es uno de los filtros pasabajos de uso más común. Produce atenuación de  $-40\text{ dB / década}$ ; esto es, después de la frecuencia de corte, la magnitud de  $A_{cl}$  (ganancia en lazo cerrado) decrece  $40\text{ dB}$  cuando la frecuencia angular ( $\omega$ ) aumenta a  $10\omega_c$ .

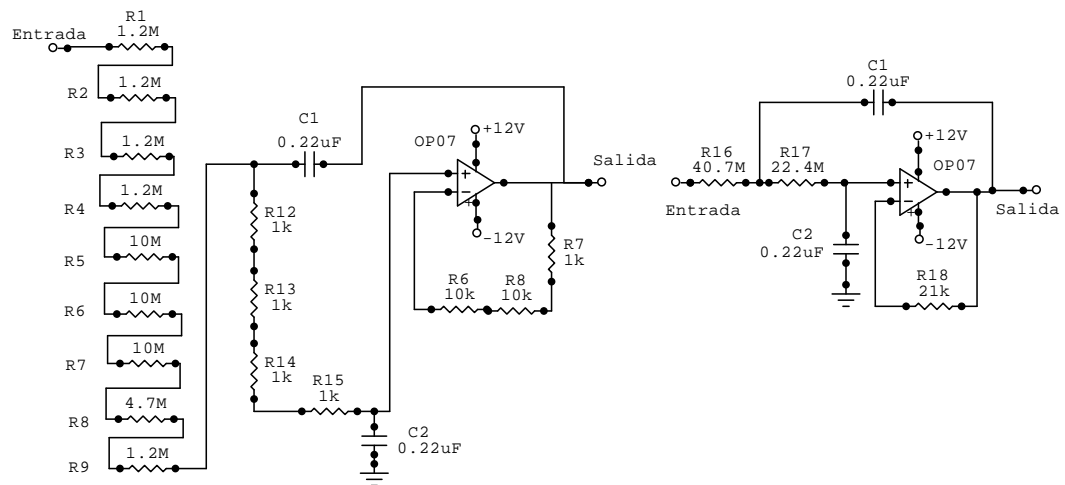


Figura 4.23b. Filtro pasabajos

Figura 4.23c. Filtro pasabajos

En la figura 4.23c se muestra el circuito simplificado de la figura 4.23b, para proceder a realizar los cálculos de diseño del filtro.

**Procedimiento de diseño:**

Se seleccionará una frecuencia de corte de  $F_c = 0.018\text{Hz}$

Luego se tomará el valor de R17 entre un valor adecuado de  $10\text{M}\Omega$  y  $100\text{M}\Omega$ .

Se toma  $R_{17} = 22.4\text{M}\Omega$

Luego se toma que  $R_{16} \cong 2R_{17}$ , por lo que se asume un valor de  $R_{16} = 40.7\text{M}\Omega$

Ahora se procederá a calcular el valor de C, que viene dada por la ecuación:

$$R = 1/(2 \times \pi \times F_c \times C), \text{ se obtiene que:}$$

$$C = 1/(2 \times \pi \times F_c \times R)$$

$$C = 1/(2 \times \pi \times 0.018 \times 40.7\text{M})$$

$$C = .217\mu\text{F}$$

Por lo que se asume un valor de  $C_1 = C_2 = 0.22\mu\text{F}$

Simplificación:

En la entrada de la figura 4.23b, se puede determinar su resistencia equivalente:

$$R_{16} = [R_1 + R_2 + R_3 + R_4 + R_5 + R_6 + R_7 + R_8 + R_9] \quad \text{Ecuación (4.13)}$$

$$R_{16} = 40.7\text{M}\Omega$$

También, se puede determinar R17 que en equivalente de resistencias en conexión serie:

$$R_{17} = [R_{12} + R_{13} + R_{14} + R_{15}] \quad \text{Ecuación}$$

**(4.14)**  
 $R_{17} = 22.4\text{M}\Omega$

Y por ultimo, se puede simplificar la resistencia de retroalimentación:

$$R_{18} = [R_6 + R_7 + R_8] \quad \text{Ecuación}$$

**(4.15)**  
 $R_{18} = 21\text{K}\Omega$

Por lo cual, se obtiene el circuito mostrado en la figura 4.23c, a través de la simplificación del circuito en la figura 4.23b, con sus respectivos valores.

Ahora, teniendo el circuito simplificado se utilizará la ecuación 4.16:

Para lo cual se tomará los valores de  $R_{16}$  y  $C_1$ , para determinar su valor de frecuencia de corte ( $F_c$ ).

$$F_c = \frac{0.707}{2 \times \pi \times R \times C} \quad \text{Ecuación}$$

**(4.16)**  
 $F_c = \frac{0.707}{2 \times \pi \times 40.7\text{M}\Omega \times 0.22\mu\text{F}}$   
 $F_c = 0.0177\text{Hz}$

Con esta frecuencia de corte se logra tener una calidad de señal ECG muy buena, para su posterior aislamiento eléctrico

#### 4.13. CIRCUITO DE AISLAMIENTO DE SEÑALES. [21]

##### 4.13.1. AISLAMIENTO ELÉCTRICO DEL AMPLIFICADOR ECG.

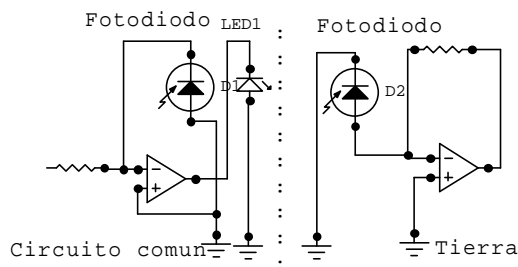
La protección del paciente bajo prueba es una de las consideraciones más importantes que hay que tener en cuenta durante el diseño de un amplificador ECG. Las normas al respecto son muy rigurosas. Peden cruzar el paciente sólo corrientes inferiores a  $10 \mu\text{A}$ .

Hay que tener en cuenta que el paciente puede tocar de manera accidental un punto de alta tensión o una masa, además, cada instrumento puede tener corrientes de pérdida, también de valor notable, debidas a no perfecto aislamiento del transformador separador de alimentación. Si la corriente de pérdida es suficientemente elevada, un valor letal de corriente podría cruzar el cuerpo del paciente. Para evitar que el paciente corra riesgos, las corrientes que lo pueden cruzar tienen que permanecer dentro de valores limitados.

La defensa principal contra las corrientes eléctricas de pérdida es el uso del aislamiento eléctrico. Los circuitos de aislamiento eléctrico introducen una impedancia elevada y una corriente de pérdida baja entre la parte del amplificador conectada al paciente y los circuitos de salida que se conectan a los instrumentos de monitorización. Los circuitos de aislamiento protegen al amplificador de las altas tensiones presentes en el cuerpo del paciente. Las técnicas que más se utilizan principalmente son dos:

- aislamiento de tipo óptico fotoacopladores
- aislamiento de tipo magnético con transformadores.

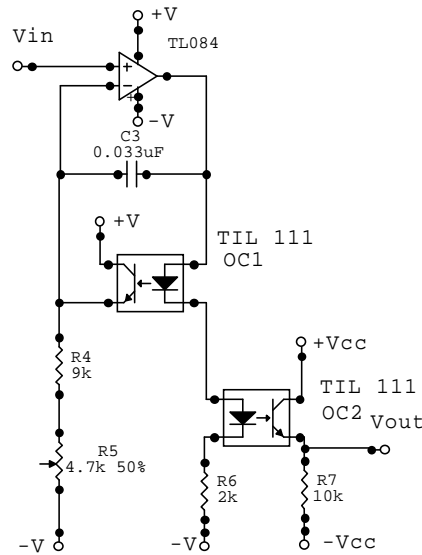
En tal caso, del proyecto a montar, se implementará el aislamiento óptico, ya que es el más sencillo en caso de señales de tipo no sinusoidal. Se utilizan fotoacopladores para transmitir las señales entre dos circuitos eléctricamente desconectados entre sí. El circuito se muestra en la figura 4.24.



Barrera de aislamiento

**Figura 4.24. Etapa de aislamiento óptico.**

La señal eléctrica en la salida del amplificador se convierte en señal luminosa mediante el LED; luego, la señal luminosa es reconvertida en señal eléctrica por el fotodiodo y amplificada posteriormente. El problema de este circuito simple se debe al hecho de que el dispositivo óptico no es lineal. Para obviar este problema se utiliza un circuito de realimentación que incorpora el primer fotodiodo, que tiene que ser idéntico y debe estar perfectamente acoplado al igual que el segundo fotodiodo. El de la figura 4.25.



**Figura 4.25. Etapa de aislamiento óptico a implementar.**

En este diagrama se puede observar la presencia del fotoacoplador OC2, que realiza es aislamiento eléctrico y la transmisión óptica de las señales entre las dos parte electrónicas optoaisladas. Ya que el fotoacoplador no es un elemento lineal, habrá que efectuar una linealización de su característica de transferencia utilizando otro fotoacoplador (OC1, idéntico al anterior) que realiza una realimentación y corrige la no linealidad. Anexo 5 a. Optoaislador de señales.

El AMP OP gobierna los dos fotoacopladores y recibe en las dos entradas la señal principal  $V_{in}$  a transmitir y la señal de realimentación desde el fotoacoplador OC1.

El análisis del circuito es:

Las corrientes  $I_a$  e  $I_b$  se obtienen de:

$$I_a = V_i / (R_4 + R_5)$$

$$I_b = V_o / (K \times R_7)$$

Ya que los dos fotodiodos se suponen perfectamente iguales se tiene.

$$I_a = I_b$$

$$\text{Por lo tanto: } V_o = [k \cdot X (R_b / R_a) \times V_i]$$

La tensión de salida  $V_o$  resulta por lo tanto directamente proporcional a la de entrada  $V_i$ . La constante de proporcionalidad depende de las resistencias externas  $R_a$  y  $R_b$ , y es independiente de las características de los fotoacopladores.

Haciendo referencia al diagrama eléctrico descrito, se observa la presencia del potenciómetro  $R_5$ , que permite la regulación del nivel en continua de la señal de salida; en efecto, la componente en continua de la señal en salida resulta independiente de la señal de entrada. El potenciómetro  $R_5$  se tiene que utilizar de modo que el nivel de la señal de salida sea nulo en ausencia de señal de entrada

#### **4.14. ETAPA FINAL**

Esta etapa final corresponde a una etapa de atenuación y de filtrado, ya que se hace necesario realizar una etapa de atenuación por la interface que realiza la adquisición de datos y mantener un nivel de +5 Vdc. Además, como se esta

trabajando con señales de baja frecuencia y amplitudes bajas, el ruido eléctrico se transmite a través de la etapa de aislamiento, por lo cual se ve en la necesidad de filtrar otra vez la señal de ECG por medio de un filtro pasabajos., como se muestra en la figura 4.26. Como está etapa solo es de filtrado no se necesita amplificar la señal por lo que su ganancia de voltaje es unitaria.

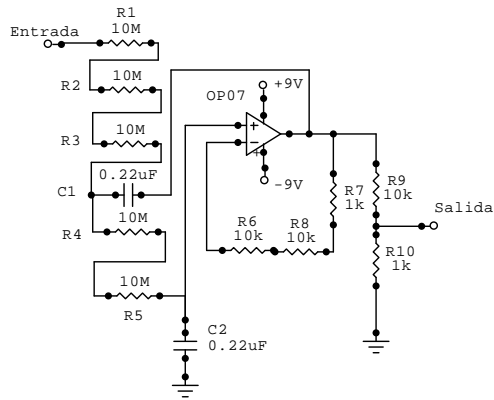


Figura 4.26a Filtro pasa bajos

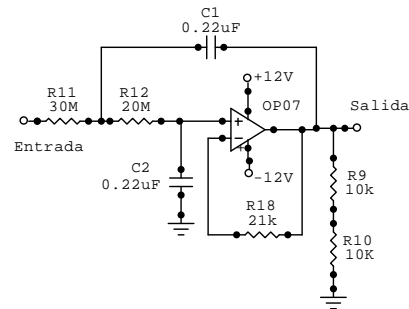


Figura 4.26b Filtro pasa bajos

En la figura 4.26b se muestra el circuito simplificado de la figura 4.26a, para proceder a realizar los cálculos de diseño del filtro.

**Procedimiento de diseño:**

Se seleccionará una frecuencia de corte de  $F_c = 0.024\text{Hz}$

Luego se tomará el valor de R12 entre un valor adecuado de  $10\text{M}\Omega$  y  $100\text{M}\Omega$ .

Se toma

$$R_{12} = 15\text{M}\Omega$$

Luego se toma que  $R_{11} \cong 2R_{12}$ , por lo que se asume un valor de  $R_{11} = 30\text{M}\Omega$

Ahora se procederá a calcular el valor de C, que viene dada por la ecuación:

$$R = 1/(2 \times \pi \times F_c \times C), \text{ se obtiene que:}$$

$$C = 1/(2 \times \pi \times F_c \times R)$$

$$C = 1/(2 \times \pi \times 0.024 \times 30\text{M})$$

$$C = .22 \mu\text{F}$$

Por lo que se asume un valor de  $C1 = C2 = 0.22 \mu\text{F}$

Simplificación:

En la entrada de la figura 35a, se puede determinar su resistencia equivalente:

$$R_{11} = [R1 + R2 + R3] \quad \text{Ecuación}$$

**(4.17)**

$$R_{16} = 30\text{M}\Omega$$

También, se puede determinar  $R_{12}$  que en equivalente de resistencias en conexión serie:

$$R_{12} = [R4 + R5] \quad \text{Ecuación}$$

**(4.18)**

$$R_{17} = 20\text{M}\Omega$$

Y por último, se puede simplificar la resistencia de retroalimentación:

$$R_{18} = [R6 + R7 + R8] \quad \text{Ecuación}$$

**(4.19)**

$$R_{18} = 21\text{K}\Omega$$

Simplificación:

En la entrada de la figura 4.26a, se puede determinar su resistencia equivalente:

$$R_{11} = [R1 + R2 + R3] \quad \text{Ecuación}$$

**(4.20)**

$$R_{16} = 30\text{M}\Omega$$

También, se puede determinar  $R_{12}$  que en equivalente de resistencias en conexión serie:

$$R12 = [R4 + R5]$$

**(4.21)**  
 $R17 = 20M\Omega$

**Ecuación**

Y por último, se puede simplificar la resistencia de retroalimentación:

$$R18 = [R6 + R7 + R8]$$

**(4.22)**  
 $R18 = 21K\Omega$

**Ecuación**

Por lo cual, se obtiene el circuito mostrado en la figura 4.26b, a través de la simplificación del circuito en la figura 4.26a, con sus respectivos valores.

Ahora, teniendo el circuito simplificado se utilizará la ecuación siguiente:

Para lo cual se tomará los valores de R11 y C1, para determinar su valor de frecuencia de corte (Fc).

$$F_c = \frac{0.707}{2 \times \pi \times R \times C}$$

**(4.23)**  
 $F_c = \frac{0.707}{2 \times \pi \times 30M\Omega \times 0.22\mu F}$   
 $F_c = 0.0241Hz$

**Ecuación**

Con esta frecuencia de corte y nivel de voltaje, se obtienen los resultados satisfactorios de eliminación del ruido presente en la señal de ECG y poder ser mostrada en un computador para su posterior análisis y diagnóstico del paciente.

#### **4.15. CRITERIOS DE DISEÑO DEL ELECTROCARDÍOGRAFO.**

Para el diseño del electrocardiógrafo, se han tenido en cuenta los siguientes puntos sugeridos en el anteproyecto, los cuales se consideran que se han cumplido basados en un rango de trabajo.

Los logros son:

- Se realizó la construcción de un equipo con 10 derivaciones conectadas al cuerpo del paciente.
- Se realizó la amplificación de la señal electrocardiográfica. El voltaje de alimentación para la amplificación es de +12 VDC y – 12 VDC, el voltaje de alimentación 120 VAC y el de alimentación digital + 5 VDC.
- Se envía la señal a través de la línea telefónica, utilizando modems y sistemas de modulación y demodulación, haciendo uso de las computadoras.
- Se adaptó la señal que viene de la línea telefónica, por medio de modems y demoduladores.
- Se creó una interfase para que la señal digital pueda ser interpretada por la computadora.
- Se ha detectado la señal en la interfase y por medio del software verificar si dicha señal ha llegado cuando se ha solicitado tono.
- Se presenta la señal en formato digital para que pueda ser analizada por personal cualificado.
- Se Incluye el estudio de costo – beneficio al final del proyecto.

Los criterios de diseño son:

- Se creó un sistema de protección eléctrica que implique: una conexión de polarización a tierra; un sistema aislado, que no tiene referencia directa a tierra, o que no está conectado con tierra; se aisló la etapa de amplificación con la etapa de acoplamiento al ADC por medio de optoaisladores.
- Se diseñó un sistema de masas equipotenciales para reducir las corrientes de fuga por debajo de los 10 micro Amperios. Parte de esto son las mallas realizadas en el diseño de los circuitos impresos, el trenzado de los cables y la colocación de ferritas en las entradas analógicas del circuito.
- La máxima impedancia de tierra permisible es de 0.2 a 1.2 ohmios.
- Se ha aislado eléctricamente los amplificadores de entrada del resto de los instrumentos utilizando acoplamiento óptico.

- Se selecciona una a una y de forma manual, desde la etapa amplificadora, las diversas señales electrocardiográficas provenientes de las 10 derivaciones, con la finalidad de dar libertad de observar cualquiera de las señales y dejar por lo menos un tiempo de impresión en pantalla de unos 2.5 seg., aproximadamente.
- Se ha diseñado un equipo teniendo en cuenta los siguientes criterios:
  - Control, exactitud, estabilidad de la sensibilidad y amplitud de la onda R cuyo valor deberá ser:  $\pm 10\%$ .
  - Error total de sistema deberá ser:  $\pm 10\%$ .
  - Respuesta en frecuencia deberá ser de: 1.5 a 135 Hz.
  - Ruido del sistema deberá ser:  $< 28$  micro V.
  - Corrientes de fuga permanente deberá ser:  $< 100$  micro A.
  - Ganancia de entrada deberá tener una salida de 1V por 1 mV de entrada,  $\pm 10\%$ .
  - Voltaje/frecuencia de la red deberá ser: 100 – 120 VAC  $\pm 10\%$ ; 50/60 Hz  $\pm 3\%$ .
  - Clasificación del equipo por IEC 601 – 1.
  - Velocidad de procesamiento de modem deberá ser de 9,600 baudios, con un rango de frecuencia de trabajo de 14.4 kbps a los 33.6 kbps.
  - Humedad óptima para electrodos deberá ser de: 5 a 95 %.
  - La frecuencia de trabajo de la línea telefónica deberá estar por los 300 y los 3800 Hz.
  - El requisito mínimo que debe cumplir el electrocardiógrafo son: impedancia de entrada mayor de 5 M ohmios, corriente a través del paciente inferior a 1 microA, ganancias en tensión de 1000 o superiores, respuesta frecuencial plana de 0.14 Hz a 25 Hz y con atenuación inferior a 3dB a 100 Hz.



## 5. CHASIS DEL PROYECTO. [22] [23] [24]

A continuación se presentan de forma detallada, las partes que componen el chasis del proyecto.

### 5.1. CHASIS.

#### 5.1.1. DIMENSIONES DEL CHASIS.

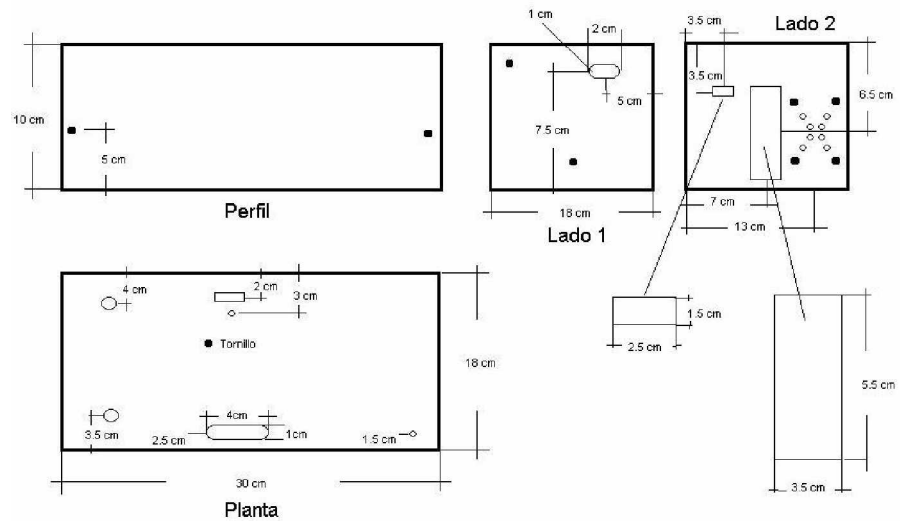
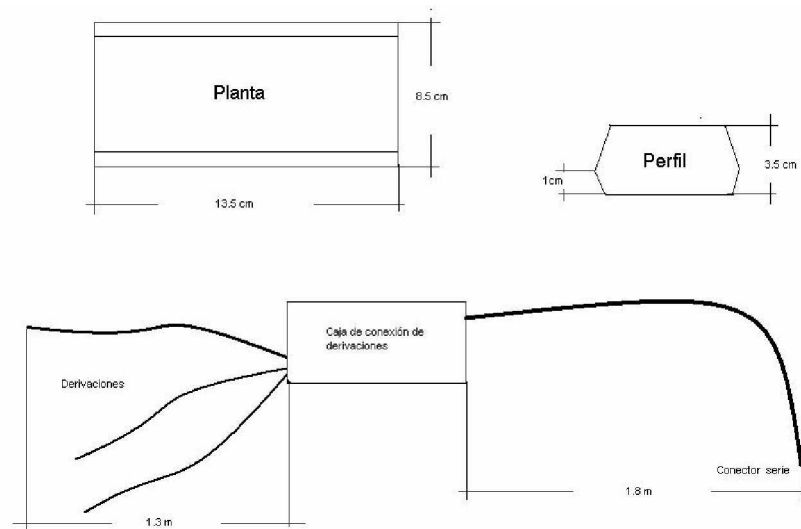


Figura 5.1. Medidas del chasis y ubicación de algunos elementos.

La figura 5.1 muestra las vista de Planta, perfil, lado 1 y lado 2, en las que se notan las dimensiones de la caja, la ubicación de los agujeros en el espacio y el tamaño de estos.

Dimensiones del módulo de derivaciones

La figura 5.2 presenta la pequeña caja en donde se unen los conectores de las derivaciones con el conector serial.

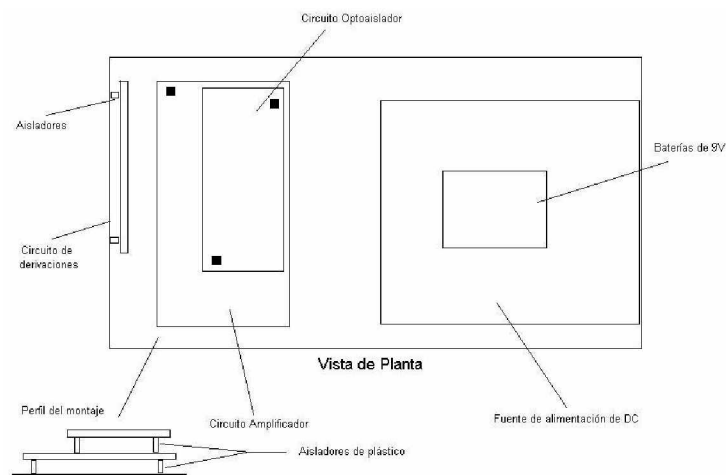


**Figura 5.2. Módulo de derivaciones.**

Aparte de las dimensiones del módulo se muestra la longitud de los cables de conexión.

### 5.1.2. UBICACIÓN INTERNA DE LOS ELEMENTOS.

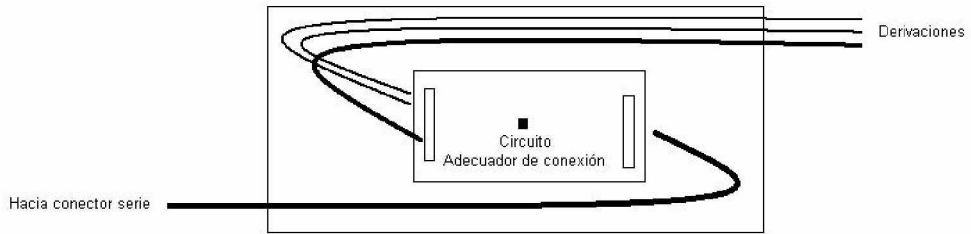
La ubicación de los elementos se muestra en la figura 5.3, de igual forma el montaje de los circuitos en el chasis. Hay que hacer notar que el tierra de los circuitos se encuentra conectado al chasis del aparato, con esto se asegura la polarización a tierra de todo el proyecto.



**Figura 5.3. Ubicación interna de elementos.**

### **5.1.3. UBICACIÓN INTERNA DE LOS CABLES DE DERIVACIONES.**

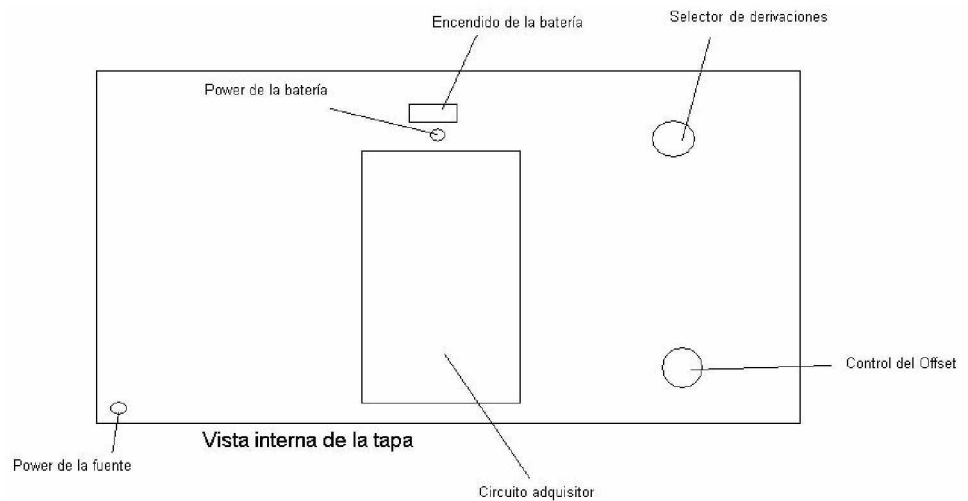
La figura 5.4 muestra la ubicación de los cables de las derivaciones y la del adecuador de los conectores.



**Figura 5.4. Ubicación interna de los cables de derivaciones.**

### **5.1.4. UBICACIÓN INTERNA DEL ADQUISITOR.**

La figura 5.5 muestra la ubicación interna en la tapa del circuito adquisitor y los demás componentes, como selector, control del offset, indicadores de encendido y conector paralelo.



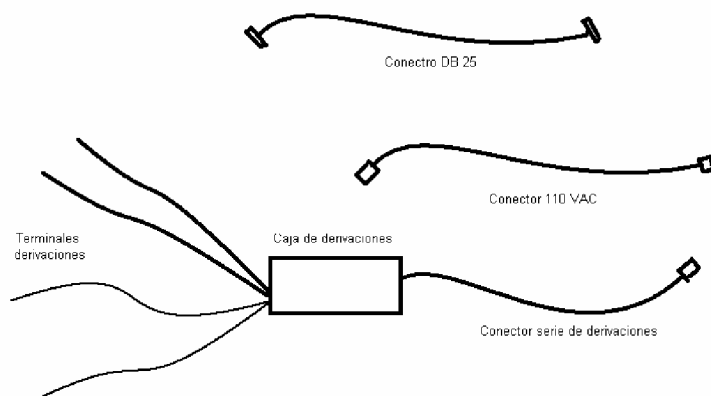
**Figura 5.5. Ubicación del circuito adquisitor.**

El circuito adquisitor tiene una conexión con el puerto paralelo (conector DB 25), el cual sale por la tapa de la caja, éste también se puede ver en la figura 5.3 (vista de planta). De igual forma el conector de las derivaciones va hacia la caja por el Lado 1 (figura 5.1), que es un conector RS 232 (serie).

## 5.2. MANUAL DE USUARIO DEL EQUIPO ECG.

El equipo del electrocardiógrafo consta de las siguientes partes:

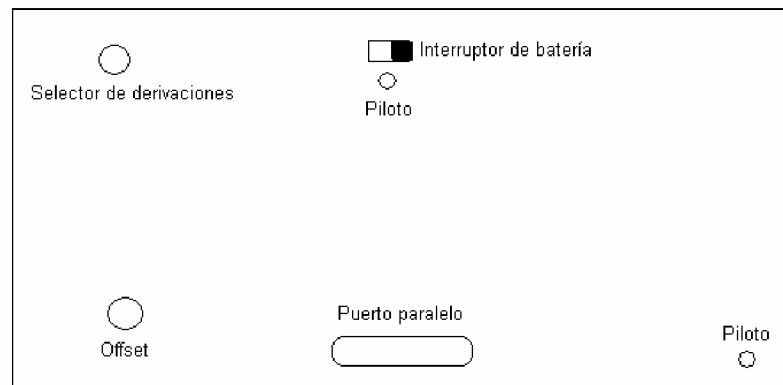
1. Tres cables de conexión, un cable de alimentación de 110 VAC polarizado que alimenta a la fuente de 12 VDC positiva y negativa y a los 5 VDC positivos, cuya longitud es de 1.20 m; un cable DB 25, macho por un lado y hembra por el otro que va conectado al puerto paralelo, los 25 cables van conectados pin a pin, con la finalidad de asegurar los contactos, la longitud de este es de 1.24 m; cable DB 9 serial hembra, que va conectado a la caja de las derivaciones, cuya longitud es de 1.65 m y viene con ferrita en un extremo para aislarlo del ruido. Los cables están trenzados y divididos en dos: 4 cables para derivaciones principales y cable con 6 líneas para la derivaciones precordiales, los cables tienen una longitud de 1.1 m y en los extremos van conectados con broches para afianzarse de los electrodos. Ver figura 5.6.



**Figura 5.6. Cables del electrocardiógrafo.**

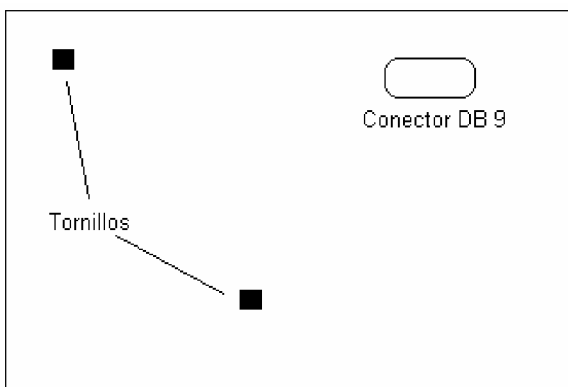
2. La caja del electrocardiógrafo posee tres caras que se constituyen de la siguiente forma:
  - a. Vista de planta: está conformada por un interruptor de la batería de 9V, la cual alimenta la etapa de optoaislamiento, con su led indicador de encendido, ambos colocados en la

parte superior central del aparato; un selector de derivaciones, el cual se encuentra en la parte superior izquierda del panel; siempre en la parte izquierda pero inferior, se encuentra la perilla que funciona como regulador del offset del circuito y controla la posición vertical de la señal en la pantalla, posiciona a la gráfica en un valor de cero y de 30 en la gráticula; en la parte inferior central se encuentra el conector DB 25 macho del puerto paralelo y en la parte inferior derecha, se encuentra el led indicador de encendido de la fuente de DC. Todo esto lo presenta la figura 5.7.



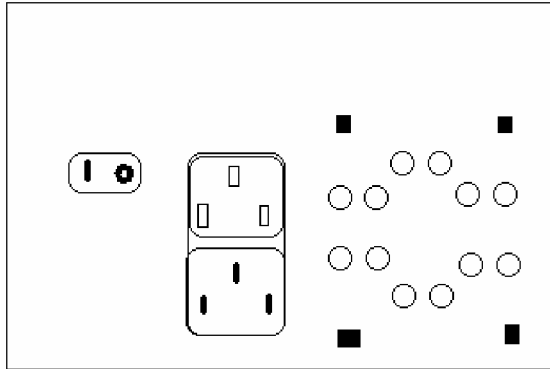
**Figura 5.7. Vista de planta del electrocardiógrafo.**

- b. En la parte de perfil izquierda, se encuentra el conector DB 9 o serial, el cual va conectado a la caja de derivaciones. Esto lo muestra la figura 5.8.



**Figura 5.8. Vista de perfil izquierda.**

- c. Opuesto al cara anterior (perfil derecho), se encuentra el conector de alimentación de la fuente de DC. En ese lado, sobresale el conector de alimentación macho y hembra, el interruptor de la fuente y se le han hecho agujeros para que entre aire para el ventilador. La muestra de lo anterior se presenta en la figura 5.9.



**Figura 5.9. Perfil derecho del electrocardiógrafo.**

Forma de conexión y de uso del equipo.

Los pasos son los siguientes:

1. Conectar el cable de alimentación de la fuente de DC a 110 VAC, que se encuentra ubicado en la parte lateral derecha del aparato.
2. Conectar el cable DB 9 de las derivaciones al electrocardiógrafo, ubicado en la parte lateral izquierda.
3. Conectar el cable DB 25 al conector macho del aparato y el otro extremo al puerto paralelo de la PC Tx.
4. Encender el interruptor de las baterías de 9VDC, hasta que se encienda el piloto, ubicado en la parte central del aparato.
5. Encender la fuente de alimentación de DC, donde el interruptor se ubica en la parte lateral derecha del aparato.
6. Regular el offset del aparato y verificar si se encuentra en una buena posición.

7. Revisar que el selector de las derivaciones se encuentre en la inicial que es la Deriv I.
8. Girar la perilla del selector de derivaciones para verificar las diversas figuras del ECG.
9. Una vez conectado todo, será necesario que se coloquen los electrodos en las posiciones ya conocidas para la toma de las señales. Se puede verificar los nombres de las derivaciones observando la leyenda en cada cable delgado o terminal.
10. El uso del aparato se complementa con el uso del software en la toma de cada derivación.

Para finalizar el uso del aparato se procederá de la siguiente forma:

1. Primero se Interrumpirá el paso de corriente al circuito apagando en interruptor de las baterías.
2. Luego se apagará la fuente de alimentación de DC.
3. Posteriormente se retirarán los cables del aparato y las derivaciones.

## **6. SOFTWARE**

### **6.1. El programa.**

El programa es el cerebro del proyecto ya que con él se pueden controlar todos los dispositivos externos a la computadora. La forma de comunicarse la realiza por medio de unas direcciones de memoria y de unas direcciones de puertos los cuales aceptan datos de entrada; los datos de salida son enviados por medio del MODEM. Para este caso, se usa el puerto paralelo como entrada de datos y las localidades del puerto son &H378 como datos y &H379 como control.

El programa está hecho en Visual Basic y en ambiente de ventanas para agradar la vista del que los usa. El programa se explicará en varias partes:

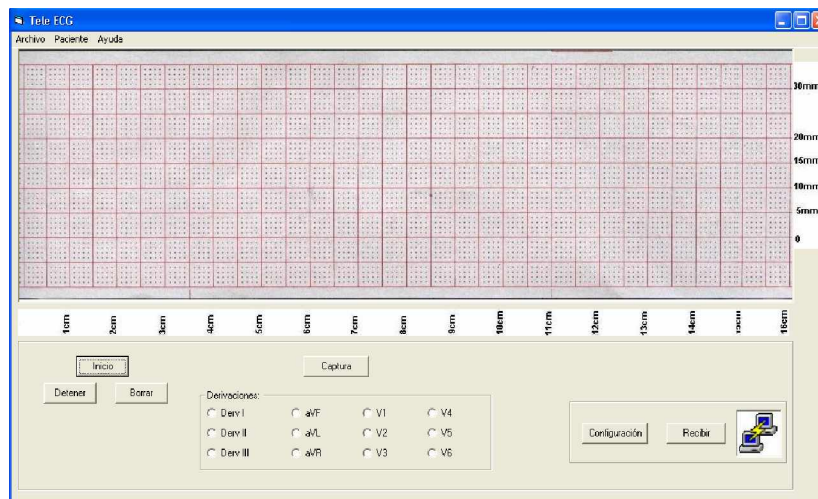
1. Etapa de captación y grabado de la señal.
2. Guarda de datos del paciente.
3. Abrir archivo del paciente.
4. Configuración del número telefónico a enviar.
5. Etapa de transmisión de la información.
6. Etapa de recepción de los datos.
7. Guarda de los datos recibidos.
8. Apertura de los archivos recibidos para su visualización.
9. Impresión de los datos recibidos.
10. Menú de abrir y salir.
11. Menú de Ayuda.

#### **6.1.1. Etapa de captación y grabado de la señal.**

En la figura 6.1, se muestra la pantalla principal del proyecto; en ella se encuentran un menú con Archivo, Paciente y Ayuda; el primero tiene las opciones de *Abrir* y *Salir*, también presenta unos botones de Inicio, Detener, Borrar, Capturar, Configurar y Enviar.

Para poder obtener las diferentes derivaciones, es necesario haber colocado todos los electrodos en el paciente, encender el equipo ECG, presionando el

interruptor de la fuente de voltaje y el interruptor de las baterías. De igual forma controlar el offset de la señal movilizándolo el potenciómetro hasta lograr una buena señal; debe verificar que el selector esté en la posición deseada, en este caso, la primera derivación. Si se desea comprobar el funcionamiento del equipo, se debe presionar el botón *Inicio* con el cual se verifica si hay alguna señal en el ECG, si no existe señal, será necesario revisar las conexiones, de lo contrario se puede proceder a la captación de las señales.



**Figura 6.1. Pantalla principal del programa.**

Para obtener una señal se procederá así: primero se selecciona la derivación a obtener, luego se presiona Capturar y luego Inicio. Se dejará que la gráfica haya iniciado por segunda vez en la pantalla, luego se detendrá y se borrará, posteriormente se realizará el mismo procedimiento anterior para obtener las demás derivaciones.

Cada señal se va almacenando una a una en un archivo llamado "derivación.txt", cuyos datos son valores numéricos que son leídos desde el puerto paralelo.

La figura 6.2 muestra el archivo .txt que se forma al guardar los datos de cada derivación.

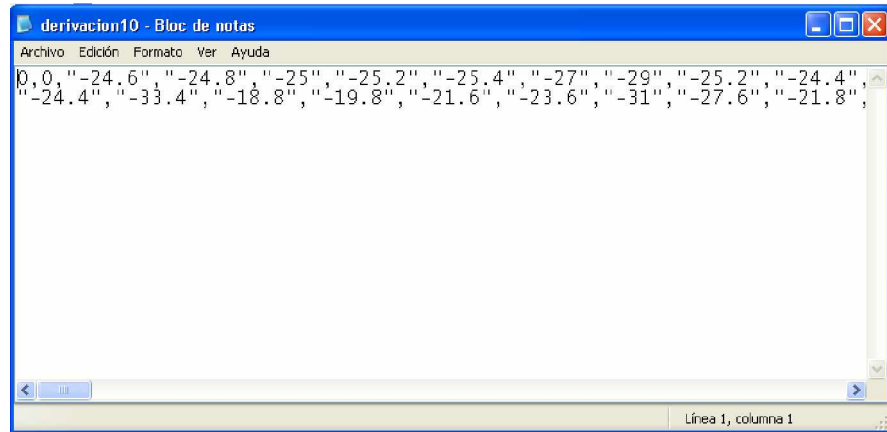


Figura 6.2. Datos obtenidos del puerto y guardados en un archivo de texto.

### 6.1.2. Guarda de datos del paciente.

Estos datos se pueden introducir en una ventana especial que se encuentra en el menú principal. Al presionar, en la pantalla principal, Paciente, se despliega la palabra Datos, que al darle un clic se despliega la ventana de con el formatos de llenado de los datos del paciente. La figura 6.3 muestra el lugar en donde se encuentra dicha opción y la figura 6.4 muestra la ventana de los datos.

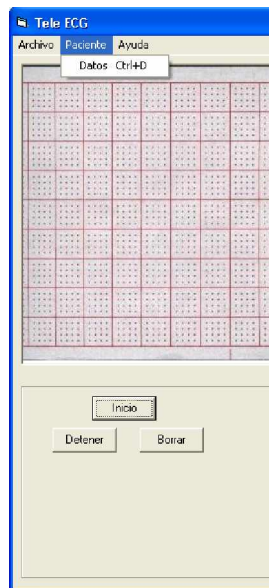


Figura 6.3. Menú Paciente.

Datos del Paciente

Nombre:

Edad:  Teléfono:

Peso:

Dirección:

Sexo  
 Masculino  Femenino

Doctor

Fecha

Observaciones:

**Figura 6.4. Ventana de los datos del paciente.**

Este archivo se crea también en un formato de texto, es decir que se, almacena en un archivo “datos.txt” y de Excel, junto con las derivaciones obtenidas anteriormente.

En la figura 6.5, se muestra la forma en cómo se llena la ventana de datos del paciente y la figura 6.6 muestra el aviso que se presenta cuando no se ha completado el llenado de la información.

Datos del Paciente

Nombre:

Edad:  Teléfono:

Peso:

Dirección:

Sexo  
 Masculino  Femenino

Doctor

Fecha

Observaciones:

**Figura 6.5. Forma de llenado de los datos del paciente.**

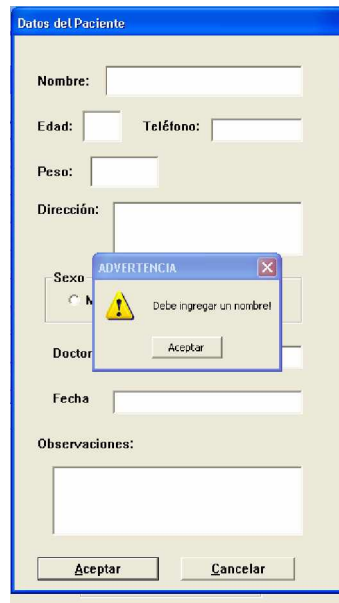


Figura 6.6. Aviso que no se ha completado el llenado de los datos.

### 6.1.3. Abrir archivo del paciente.

Cuando se desea abrir un archivo que anteriormente se ha cargado, para volverlo a enviar, se podrá visitar los archivos que se han creado. Estos archivos se grabarán en una carpeta con el nombre del paciente y a la vez se creará un archivo con la extensión ".ecg". En la carpeta se creará el archivo de los datos del paciente y sus derivaciones. La figura 6.7 muestra algunos archivos creados al escribir los datos.

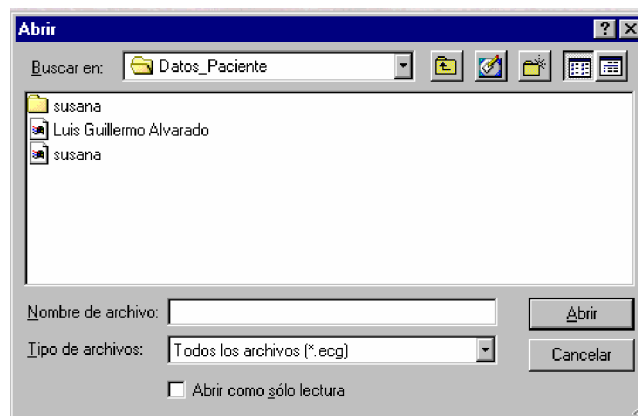


Figura 6.7. Apertura de archivos guardados con anterioridad.

Al crear el archivo, automáticamente se crea un archivo en Excel y de extensión “.txt “. Dicho archivo de Excel se visualiza en la figura 6.8.


	A	B	C	D	E	F	G	H
1								
2			SALESIANOS UNIVERSIDAD DON BOSCO FACULTAD DE INGENIERIA DEPARTAMENTO DE ELECTRONICA					
3			DATOS DEL PACIENTE					
4			PROYECTO		TELE		ECG	
5								
6								
7								
8								
9			NOMBRE: Luis Guillermo Alvarado					
10			EDAD: 23					
11			TELEFONO: 291-8663					
12								
13		DIRECCION: Col. Maquishuat, C/le 1 av. central 2-B casa No. 2						
14								
15								
16		SEXO: Masculino						
17								
18								
19								
20								
21		OBSERVACIONES:						
22								
23								
24		Ninguna						
25								
26		DOCTOR: Beltra Fuentes						
27								
28								
29		FECHA: 07-12-03						
30								
31								
32								

Figura 6.8. Archivo de datos del paciente de Excel.

Cuando se crea el archivo, el nombre del paciente se escribe en el formulario, específicamente en la parte superior izquierda, la figura 6.9 muestra lo anteriormente dicho.

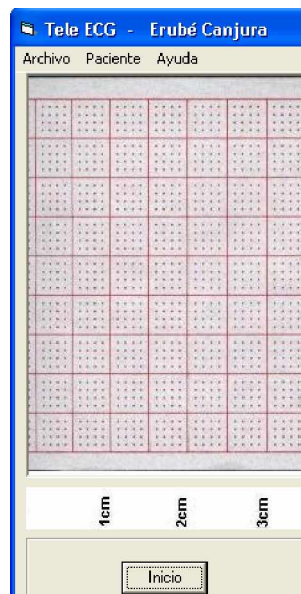
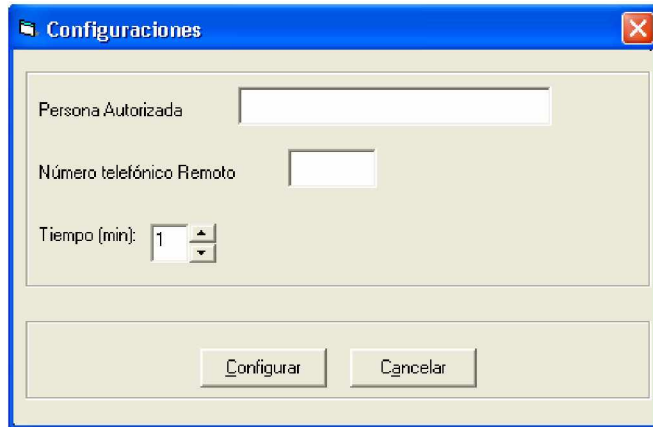


Figura 6.9. Forma con nombre del paciente.

#### 6.1.4. Configuración del número telefónico a enviar.

Esta ventana se presenta al presionar el botón Configuración presente en la pantalla principal. La figura 6.10 muestra la ventana que se ve cuando se desea enviar la información a un teléfono remoto o a una extensión remota.



**Figura 6.10. Ventana de configuración.**

En la ventana anterior, también es necesario llenar los ítems solicitados, como son: Persona autorizada, # telefónico remoto y tiempo de conexión, una vez hecho esto, se habilitará el botón Configurar.

#### 6.1.5. Etapa de transmisión de la información.

Realizados los pasos anteriores y habiendo cargado la derivaciones y los datos del paciente, se procederá al envío de la información.

En la pantalla principal, se encuentra un botón llamado Enviar, que al presionarlo, aparecerá un ventana, como la figura 6.11, indicando que enviará todos los datos.

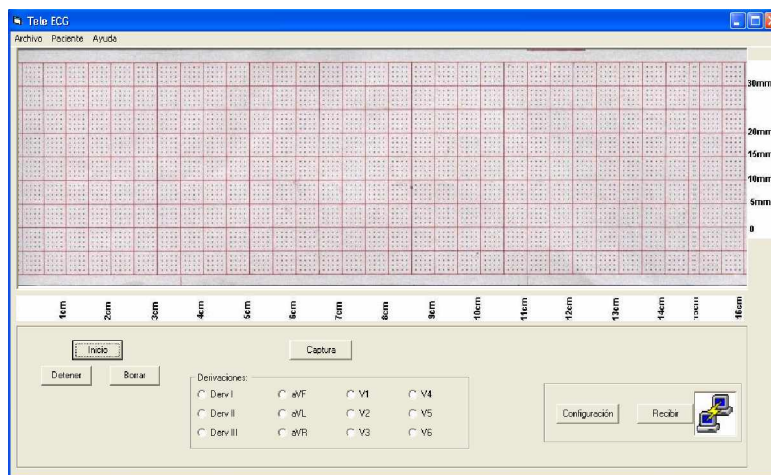


**Figura 6.11. Ventana de envío de datos.**

En dicha ventana se presentan dos botones, uno se lee, Enviar y el otro Detener y regresar al menú principal. Una vez que se ha completado la conexión de los MODEM, se procederá a presionar el botón de Enviar, si hay problemas en la transmisión o se da otro problema se presiona el botón de Detener. Al final de la transmisión se desaparecerá la ventana de forma automática.

### 6.1.6. Etapa de recepción de los datos.

La figura 6.12 muestra la pantalla de la PC receptora. Como se puede ver es parecida a la de transmisión, con la única diferencia que el botón de Enviar ahora es de Recibir.



**Figura 6.12. Pantalla receptora de datos.**

Cuando se desea recibir los datos, se presiona el botón Recibir y aparecerá la ventana de la figura 6.13.



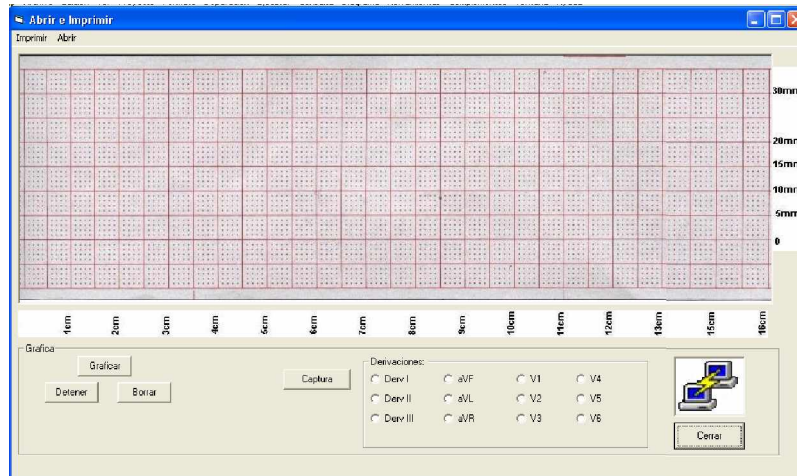
**Figura 6.13. Ventana indicadora de recepción de datos.**

En la figura 6.13 se puede ver, varias informaciones; la primera se lee Derivación enviada la que indica la derivación que se está obteniendo, la segunda se lee, Verificación de envío, que indica, en la primera casilla, el nivel numérico de la señal enviada y la segunda dice la cantidad de valores enviados.

Antes de que los datos se envíen, es necesario presionar el botón que se lee Activar, con el cual se coloca en espera al MODEM. Este puede dejarse presionado por largo tiempo hasta que la señal de tono sea detectada. En la primera ventana, aparecerán ciertos códigos que indican los momentos en que está pasando el MODEM para conectarse; por ejemplo, se visualizará la palabra RING luego se mostrará la palabra CONNECT, que indica que el MODEM ya está conectado.

Cuando los datos han llegado al final de la recepción, aparecerá un aviso

que se lee: “La transmisión ha sido finalizada”, se debe presionar Aceptar y de forma automática desaparece la ventana de recepción y se carga la pantalla del gráfico de las derivaciones, esta se observa en la figura 6.14.



**Figura 6.14. Pantalla del gráfico de las derivaciones.**

El procedimiento para visualizar las derivaciones se explica a continuación:

1. Se selecciona la derivación que se desea ver, haciendo clic en cualquiera de ellas.
2. Se presiona el botón Capturar.
3. Luego se presiona el botón Graficar.

Automáticamente aparecerá la derivación seleccionada.

### **6.1.7. Guarda de los datos recibidos.**

Los datos que se han enviado, uno a uno se van almacenando en archivos con el nombre de derivacion.txt, los cuales serán visualizados en la pantalla del gráfico. La figura 6.15 muestra la forma en que se almacena la información.

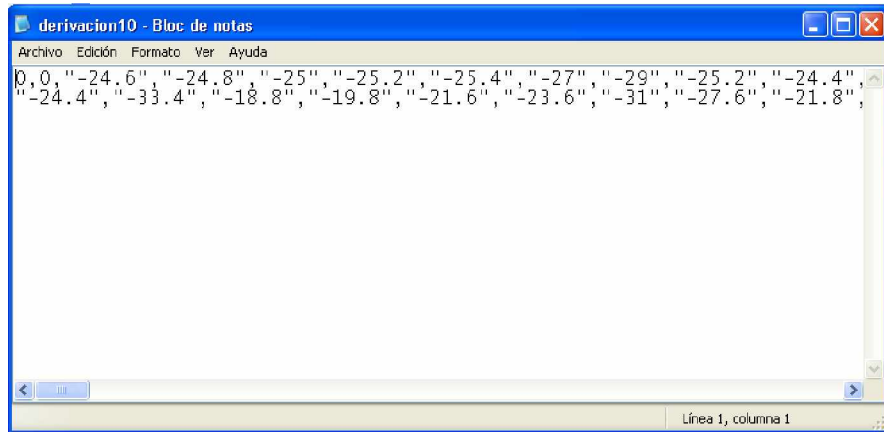


Figura 6.15. Datos recibidos en la PC receptora.

### 6.1.8. Apertura de los archivos recibidos para su visualización.

Cuando los datos ya han sido recibidos, se procede a visualizarlos. La forma de verlos se presentó el paso 5. La figura 6.16 muestra la forma en que se ven al ser extraídos del archivo de texto.

Hay que hacer notar que la pantalla del gráfico presenta una graduación numérica para que el lector del ECG pueda dar con certeza su diagnóstico.

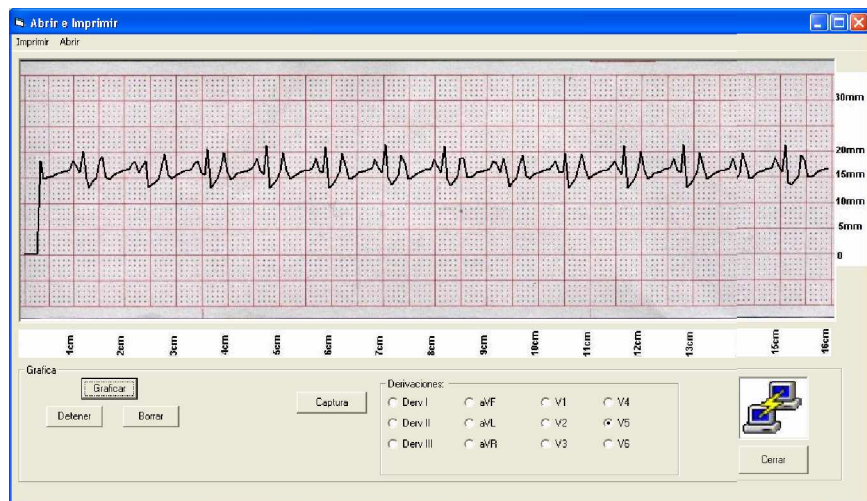
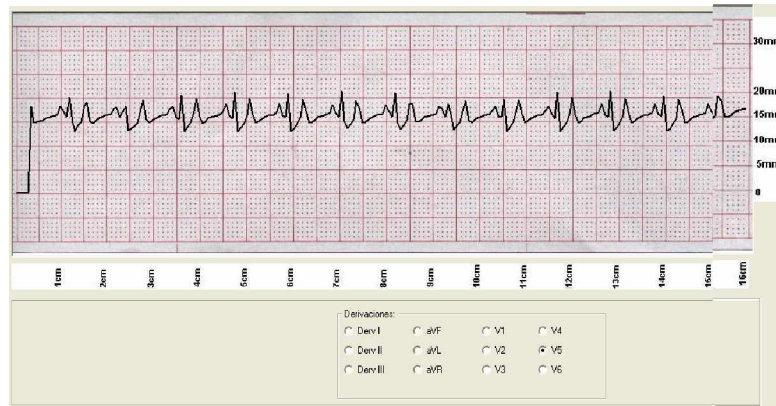


Figura 6.16. Gráfica de la señal ECG de la derivación V5.

### 6.1.9. Impresión de los datos recibidos.

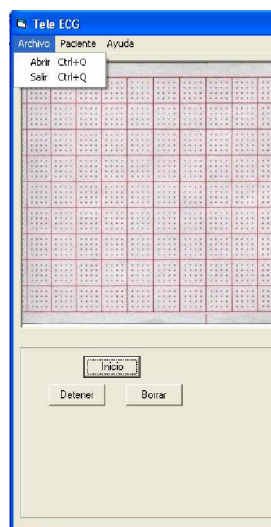
En la pantalla anterior, se puede ver el menú de Impresión, al presionarlo, se presentará el módulo de impresión de la señal. La figura 6.17 muestra la forma en que saldrá la señal en la impresión.



**Figura 6.17. Forma impresa de la señal.**

#### 6.1.10. Menú de abrir y salir.

La figura 6.18 muestra las opciones de Abrir y de Salir. Cuando se escoge Abrir, aparecerá la pantalla de la gráfica, es decir, la pantalla de apertura de archivos, la cual cargará las señales que se han enviado actualmente. Y la opción Salir que al presionarla se sale del programa.

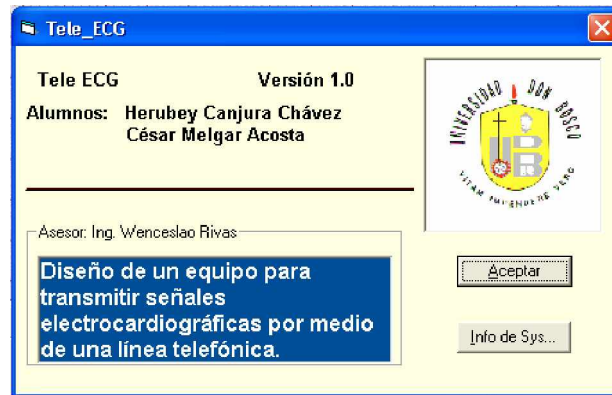


**Figura 6.18. Menú Abrir y Salir.**

#### 6.1.11. Menú de Ayuda.

En la pantalla principal de la transmisión y la recepción, se encuentra en el menú la ayuda. En la primera opción se presenta los que han realizado el proyecto y la segunda opción el manual del proyecto.

La figura 6.19 muestra la ventana de Acerca de.



**Figura 6.19. Ventana informativa de los creadores del proyecto.**

## **7. CRITERIOS DE DISEÑO DEL SOFTWARE.**

Así como en el hardware se aplicaron algunos criterios de diseño en la elaboración de prototipo, así también en la construcción del software se tuvieron en cuenta ciertos aspectos:

1. Usar como pantalla graficadora el papel adecuado en la aplicación de un electrocardiograma.
2. En la pantalla principal, se colocará la mayor cantidad de información acerca del sistema.
3. Guardar los archivos de las gráficas como documentos de texto (archivos.txt), logrando con ello una mejor manipulación de los datos, tanto en la PC Tx y la PC Rx.
4. De igual forma se manejará la información de los datos del paciente, en archivos de texto.
5. Al guardar la información de datos de las gráficas en un archivo de texto, se asegura en la PC Rx que se tendrán los datos en buen estado y no graficando en tiempo real. La impresión se hará únicamente del papel electrocardiográfico presentado en la pantalla.
6. Se ha usado la menor cantidad de botones posibles a la hora de graficar una señal.



## 8. CARACTERÍSTICAS DE SISTEMA.

### Electrocardiógrafo.

Descripción	Información.
Clasificación	Aparato de funcionamiento con pilas y fuente de DC, Tipo B
Impedancia de entrada diferencial y modo común	> 6.6 Mohm y 2.83 MOhm
Protección del circuito de entrada	Protección de desfibrilación.
Factor de rechazo de modo común	> 130000 a 60 Hz
Tensión de polarización	>+- 100mV
Tensión de calibración	1mV dentro de +- 5%
Constante de tiempo	20 mm/s +-5 %
Sensibilidad	10 mm/V +- 5%
Filtros	Supresor pasa bajos 50/60 Hz
Nivel de entrada de ruido	+ - 10 mV
Estabilidad de línea de referencia	< 10uV p-p
Linealidad de las características de amplitud	< 10 % en todo el campo de registro
Respuesta de frecuencia	0.05 – 300 Hz
Error de lectura en pantalla	+/- 2% de lectura en la gráticula.
CPU y sección de procesado	Pentium 1, 64 RAM, 10 GB Microsoft Windows 98 4.10.1998 Instalación nueva usando CD OEM lleno /T:C:\WININST0.400 /SrcDir=F:\WIN98 /I/ /S /IQ /IT /II /NR /II /C /U IE 5 5.00.2314.1003 Tiempo de actividad: 0:00:03:43 Modo normal  GenuineIntel Pentium(r) I ó II Processor Intel MMX(TM) Technology 384Mb RAM 80% de los recursos del sistema libres Archivo de intercambio gestionado por Windows en la unidad C (561MB libres) Espacio disponible en la unidad C: 561 MB de 3569 MB (FAT32) Espacio disponible en la unidad D: 3548 MB de 3562 MB (FAT32)
Conversión A/D, velocidad de muestreo	100 us
Definición	8 bit
Amplitud de registro	1 canal, 10mm/V
Barrido de frecuencia	20mm/s
Alimentación eléctrica	2 Baterías de 9 V y 500 mAh
Tiempo de funcionamiento	>120 minutos de funcionamiento continuo
Pila interna	Pila de 9 V de uso corriente, duración aprox. 5 horas continuas
Temperatura ambiental	+ - 10° C a 40° C
Humedad	10 -95 % de humedad relativa
Dimensiones	Altura 10 cm; anchura 30 cm; profundidad 18 cm;
Peso	1 kg
<b>Fuente</b>	
Clasificación	Clase II
Tensión de red	110 VAC
Consumo eléctrico	0.2 A

**Tabla 8.1. Características del sistema.**

## 9. COMPARACIÓN DE PRECIOS CON EQUIPOS EN EL MERCADO

<b>Marca</b>	<b>Modelo</b>	<b>Costo</b>
Siemens	Cardiostat 11	\$ 3084.56
Cardiocard	Holter	\$ 2775.00
Forest medica trillium	Holter 3000	\$ 2875.00
ECG portable	Holter	\$ 2100.00
QRS CARD <sup>1</sup> [25] [26]		\$ 4500.00
ECG prototipo		\$ 800.00

**Tabla 9.1. Comparación de precios del ECG.**

---

<sup>1</sup>NOTA: Los equipos descritos anteriormente toman únicamente la señal del paciente, no la transmiten. El único equipo descrito que posee transmisión vía teléfono es el QRS CARD cuyo costo es presentado en la tabla 9.1

## **10. SUGERENCIAS A TENER EN CUENTA.**

Como en todo proyecto, existen ciertos ajustes que siempre es necesario efectuar para que todo funcione de forma efectiva; a continuación se presentan algunos aspectos a tener en cuenta a la hora de montar el proyecto.

- Construir un módulo de amplificación que tenga medidas más pequeñas.
- Mejorar la velocidad de transmisión de los datos, utilizando un protocolo de transmisión más efectivo.
- Verificación de errores por cada derivación, por medio de condiciones predeterminadas.

## **CONCLUSIÓN.**

Como se ha podido verificar, todo el trabajo anterior ha sido complemento de varias competencias, como son: electrónica, biomédica, computación y transmisión de datos, todas ellas unidas para formar un solo proyecto.

Es notorio que la evolución de la medicina va cada vez más en aumento aunada a la demanda de mejorar las curaciones y el análisis del ser humano en todos los ámbitos.

Como un aporte a la investigación, el presente documento quiso mostrar una de tantas formas de cómo la tecnología puede complementarse con la medicina para lograr analizar el cuerpo humano de forma adecuada y exacta, y así poder prolongar su bienestar.

Se efectuaron pruebas antes de seleccionar la que se presentó en este documento (apartado 4.5.1). Dichas pruebas fueron efectivas, pues de ellas se inició un proceso de búsqueda con la finalidad de encontrar la mejor opción.

Luego de las pruebas anteriores, se concluyó que era más factible utilizar para la transmisión, una computadora con el hardware necesario y crear el software que manejara el MODEM y su protocolo y de esta forma poderse comunicar con la computadora remota a través de una línea telefónica

Es por eso que se optó por utilizar dos computadoras, con la finalidad de mantener una comunicación más estable, confiable y en la que se pueda mantener satisfechos a ambas partes, el paciente y el personal que usa el sistema.

El proyecto fue concluido de forma satisfactoria pues se ha cumplido con el cometido de enviar la señal cardíaca para luego ser guardada e imprimirla para su posterior análisis.

## BIBLIOGRAFIA

[1] BERMÚDEZ ARIAS, Fernando.

Electrocardiografía diagnóstica. Ed. Mc Graw Hill. Venezuela. 1998. Pp. 396.

[2] Tema: Descripción del sistema electrocardiográfico.

Autor: Cristina Rodríguez. Fecha de consulta: 2 de septiembre del 2004.

[http://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina\\_rodriguez/node1.html](http://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina_rodriguez/node1.html)

[3] MORAN ROMERO-RODRÍGUEZ CAMPOS-VILLEDA GALDAMEZ, F.A.- F.A.- R. H.

Implementación de un electrocardiógrafo monocanal. Facultad de Ingeniería biomédica.

Tesis para optar a técnico en Ingeniería Biomédica. Número de tesis: 610.28 M829 1997. Pág. 30-39.

[4] CROMWELL – WEIBELL – PFEIFFER- USSELMAN, Leslie – Fred – Erich – Leo

Instrumentación y medidas biomédicas. Ed. Marcombo, Barcelona, 1980, Pág. 427.

[5] AA VV

Introducción a la bioingeniería. Ed. Marcombo, Barcelona, 1998. Pág.316. Serie Mundo electrónico.

[6] Tema: Descripción del sistema electrocardiográfico.

Autor: Cristina Rodríguez. Fecha de consulta: 2 de septiembre del 2004.

[http://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina\\_rodriguez/node1.html](http://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina_rodriguez/node1.html)

[7] Tema: Diseño y construcción de un electrocardiógrafo a distancia. Autores de la tesis:

Helder Molina y Julder Uzcategui. Venezuela, 20 de diciembre de 1999. Fecha de consulta: 7 de enero de 2004.

[www.angelfire.com/la/hmolina/tesis.htm](http://www.angelfire.com/la/hmolina/tesis.htm)

[8] AA VV

Introducción a la bioingeniería. Ed. Marcombo, Barcelona, 1998. Pág.316. Serie Mundo electrónico.

[9] Tema: Descripción del sistema electrocardiográfico.

Autor: Cristina Rodríguez. Fecha de consulta: 2 de septiembre del 2004.

[http://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina\\_rodriguez/node1.html](http://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina_rodriguez/node1.html)

[10] DUNN – LIPMAN, Marvin – Bernard.

Clinical Electrocardiography. Ed. (YBMP) Year Book Medical Publisher Inc. USA. Octava edición. 1989. Pp. 620.

[11] Tema: Seguridad eléctrica de los equipos electromédicos. Autor: Hospital clínico

Universitario Lozano Blosa – Zaragoza. Fecha de consulta: 16 de noviembre del 2004.

[http://salud.zaragoza\\_lozano\\_blosa.html](http://salud.zaragoza_lozano_blosa.html).

[12] Tema: La telemetría endovascular puede mejorar el seguimiento tensional. Autores: Toni González. Fecha de consulta: 18 de agosto de 2004.  
<http://www.diariomedico.com/angiologia/n190301.html>

[13] IEC 60601-1 (Second edition, 1988, Amendement 1 1991-11, Amendemet 2 1995-03) - Medical electrical equipment. Part 1: General requirements for safety.

[14] Tema: Red de ordenadores/computadoras. Autores Varios.  
Fecha de consulta: 8 de agosto del 2004  
[http://es.wikipedia.org/wiki/Red\\_de\\_ordenadores](http://es.wikipedia.org/wiki/Red_de_ordenadores)

[15] Tema: EI MODEM. Autores: Varios. Fecha de consulta: 5 de junio del 2004.  
<http://www.cablemodemhelp.com/>

[16] Tema: MODEM y FAX. Autores: Daniel Detona. Fecha de consulta: 5 de junio del 2004.  
<http://www.monografias.com/trabajos/modemyfax/modemyfax.shtml>

[17] Tema: Red de ordenadores/computadoras. Autores Varios.  
Fecha de consulta: 8 de agosto del 2004  
[http://es.wikipedia.org/wiki/Red\\_de\\_ordenadores](http://es.wikipedia.org/wiki/Red_de_ordenadores)

[18] Tema: EI MODEM. Autores: Varios. Fecha de consulta: 5 de junio del 2004.  
[http://www.ipn.mx/sitios\\_interes/sanlovdra/modem.htm](http://www.ipn.mx/sitios_interes/sanlovdra/modem.htm)

[19] SAVANT-RODEN-CARPENTER.  
Diseño electrónico. Circuitos y sistemas. Ed. Prentice Hall , México. 3º edición. Pp. 934.

[20] Tema: Diseño y construcción de un electrocardiógrafo a distancia. Autores de la tesis: Helder Molina y Julder Uzcategui. Venezuela, 20 de diciembre de 1999. Fecha de consulta: 7 de enero de 2004.  
[www.angelfire.com/la/hmolina/tesis.htm](http://www.angelfire.com/la/hmolina/tesis.htm)

[21] TEXAS INSTRUMENT  
The optoelectronics Data Book. Ed. Texas Instrument, 1976, Edición 4º, Pp., 385.

[22] Tema: Diseño y construcción de un electrocardiógrafo a distancia. Autores de la tesis: Helder Molina y Julder Uzcategui. Venezuela, 20 de diciembre de 1999. Fecha de consulta: 7 de enero de 2004.  
[www.angelfire.com/la/hmolina/tesis.htm](http://www.angelfire.com/la/hmolina/tesis.htm)

[23] Tema: Electrocardiógrafo por línea celular. Autores del artículo: David Sandoval Moran. Juan Luis Villafaña de Anda. Carlos A. Prado Avila. Miguel Salazar Gudiño.  
Fecha de consulta: 5 de julio del 2004.  
<http://proton.ucting.udg.mx/expodec/sep98/memoria/e17/e17.html>

**[24]** Tema: Teleasistencia. Electrocardiogramas por vía telefónica. Un proyecto del Hospital General de Galicia e Iberia analiza el valor del electrocardiógrafo en los aviones. Fecha de consulta: 12 de agosto del 2004.

<http://www.el-mundo.es/salud/277/22N0141.html>

**[25]** Tema: Cardio Card QRS CARD. Consulta 26 de Abril de 2005.

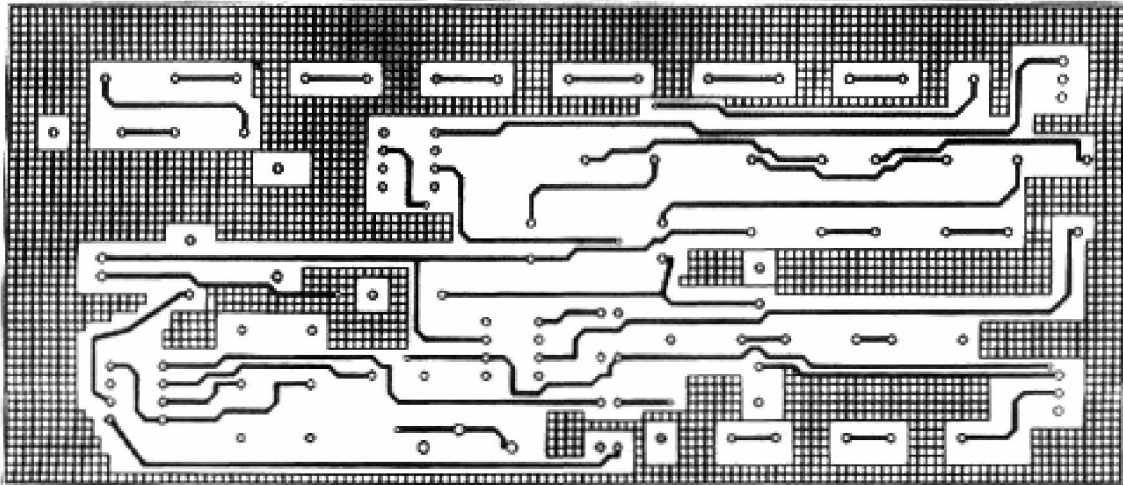
<http://www.qrscard.com/espanol/html/faq.htm>

**[26]** Tema: Monitorización del ECG con 12 derivaciones. Consulta 26 de Abril de 2005.

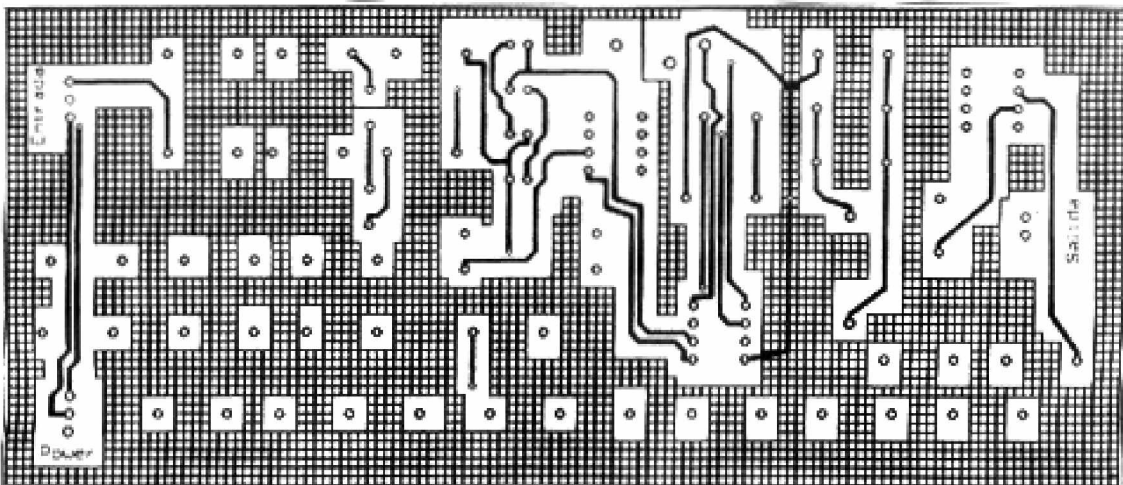
[http://www.zoll.com/docs/9650-0215-10\\_RevB.pdf](http://www.zoll.com/docs/9650-0215-10_RevB.pdf)

**ANEXOS**

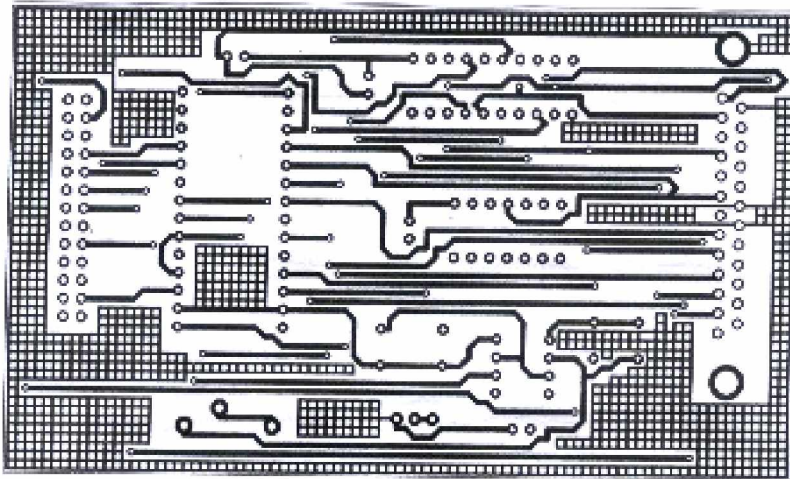
## Anexo 1 a. Amplificador del ECG.



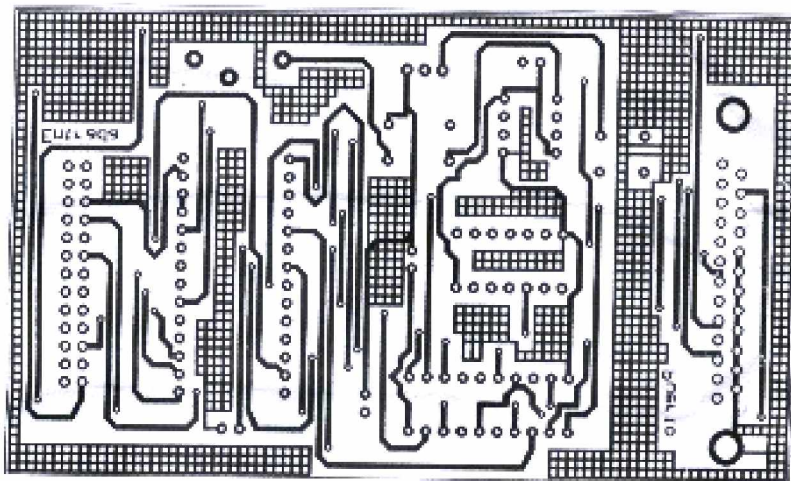
## Anexo 1 b.



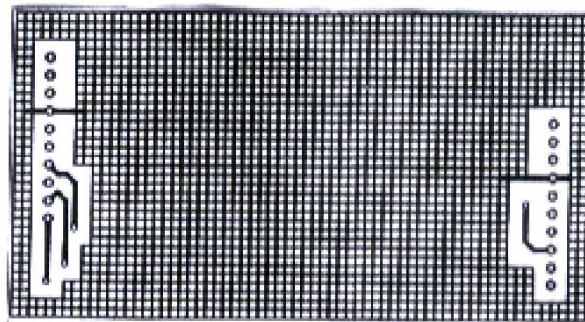
**Anexo 2 a. Adquisitor de datos. ADC.**



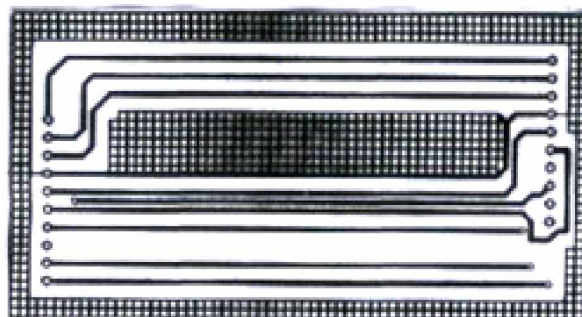
**Anexo 2 b.**



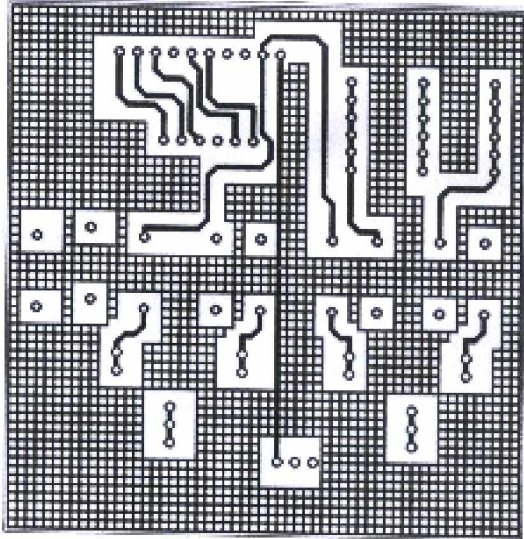
**Anexo 3 a. Adecuador de derivaciones.**



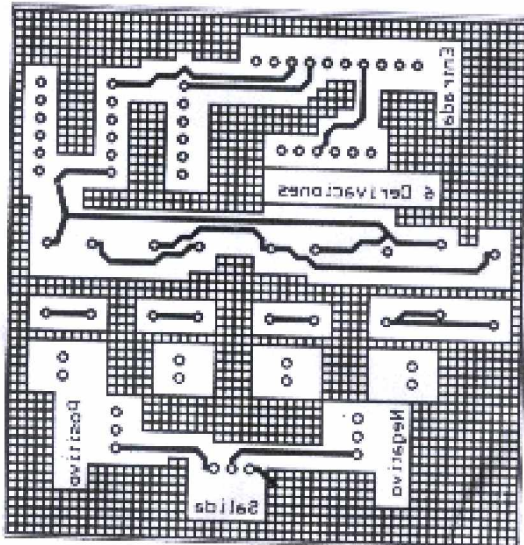
**Anexo 3 b.**



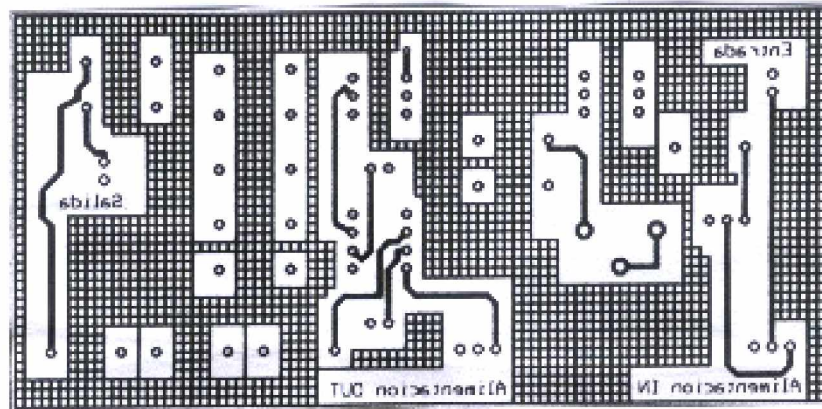
**Anexo 4 a. Selector de las derivaciones.**



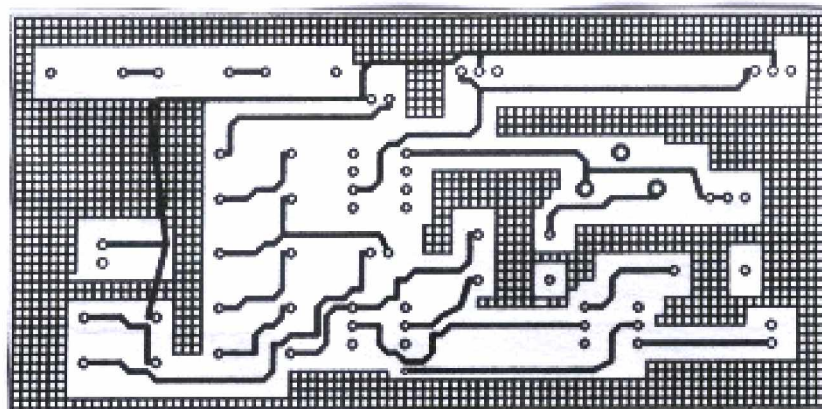
**Anexo 4 b.**



## Anexo 5 a. Optoaislador de señales.

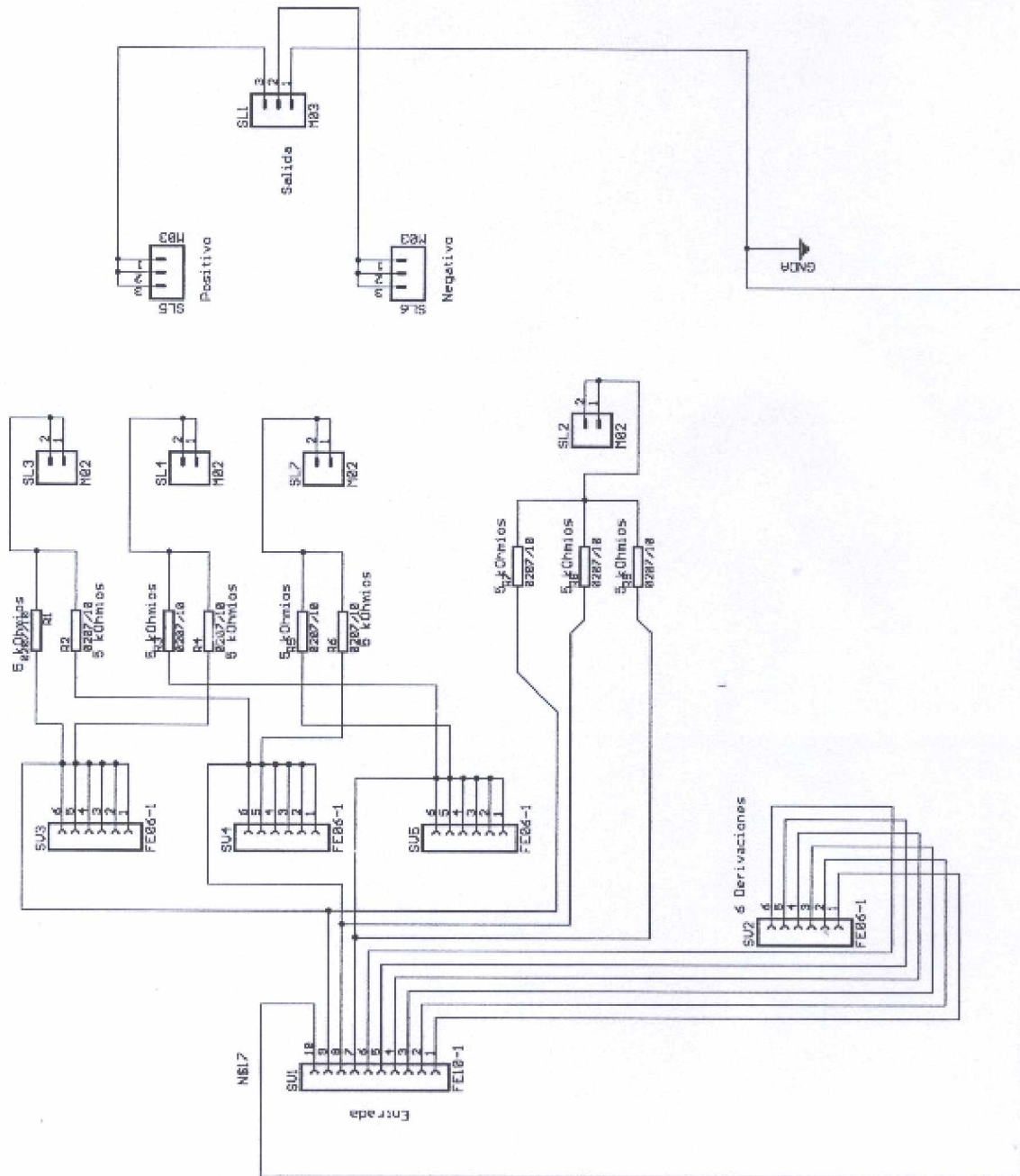


## Anexo 5 b.





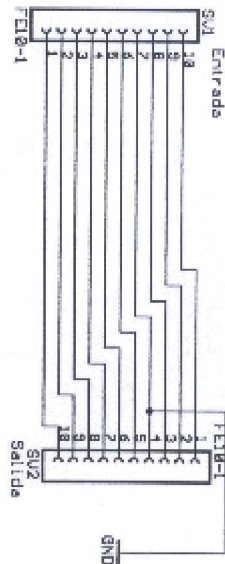
# Anexo 7. Diagrama del circuito de derivaciones.





# Anexo 9.

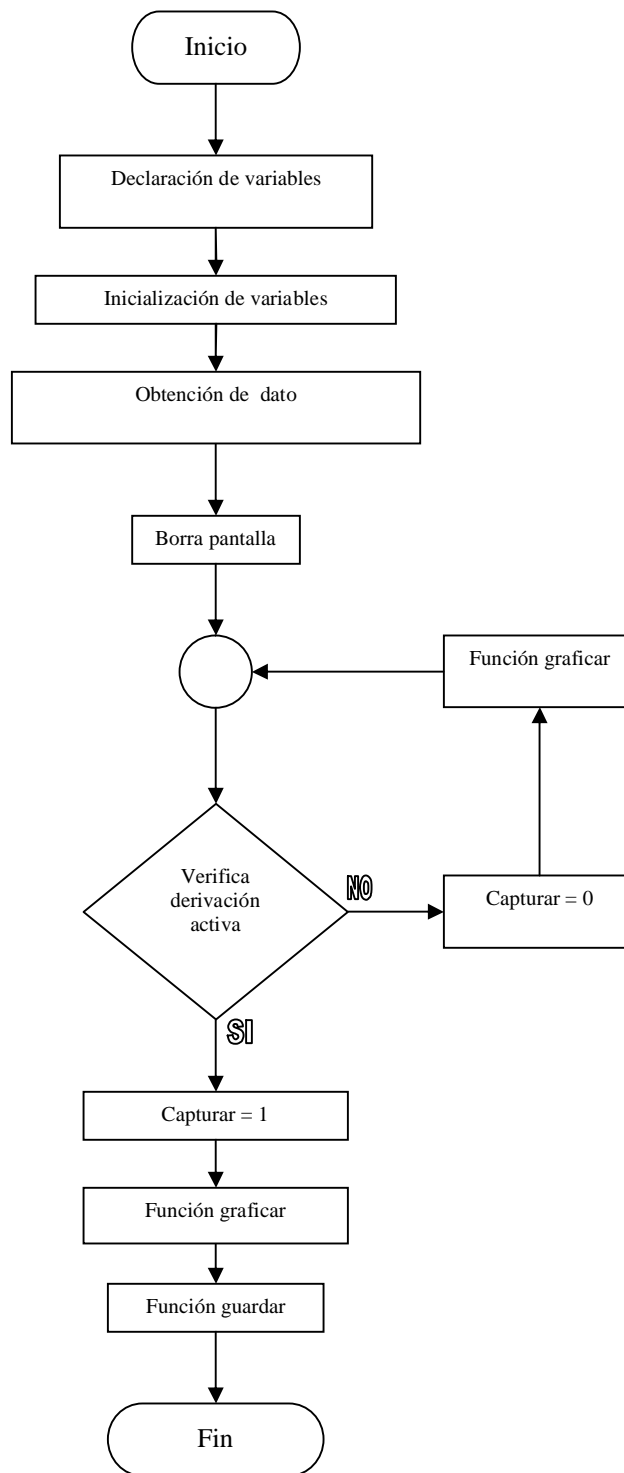
## Diagrama del circuito adecuador de derivaciones.



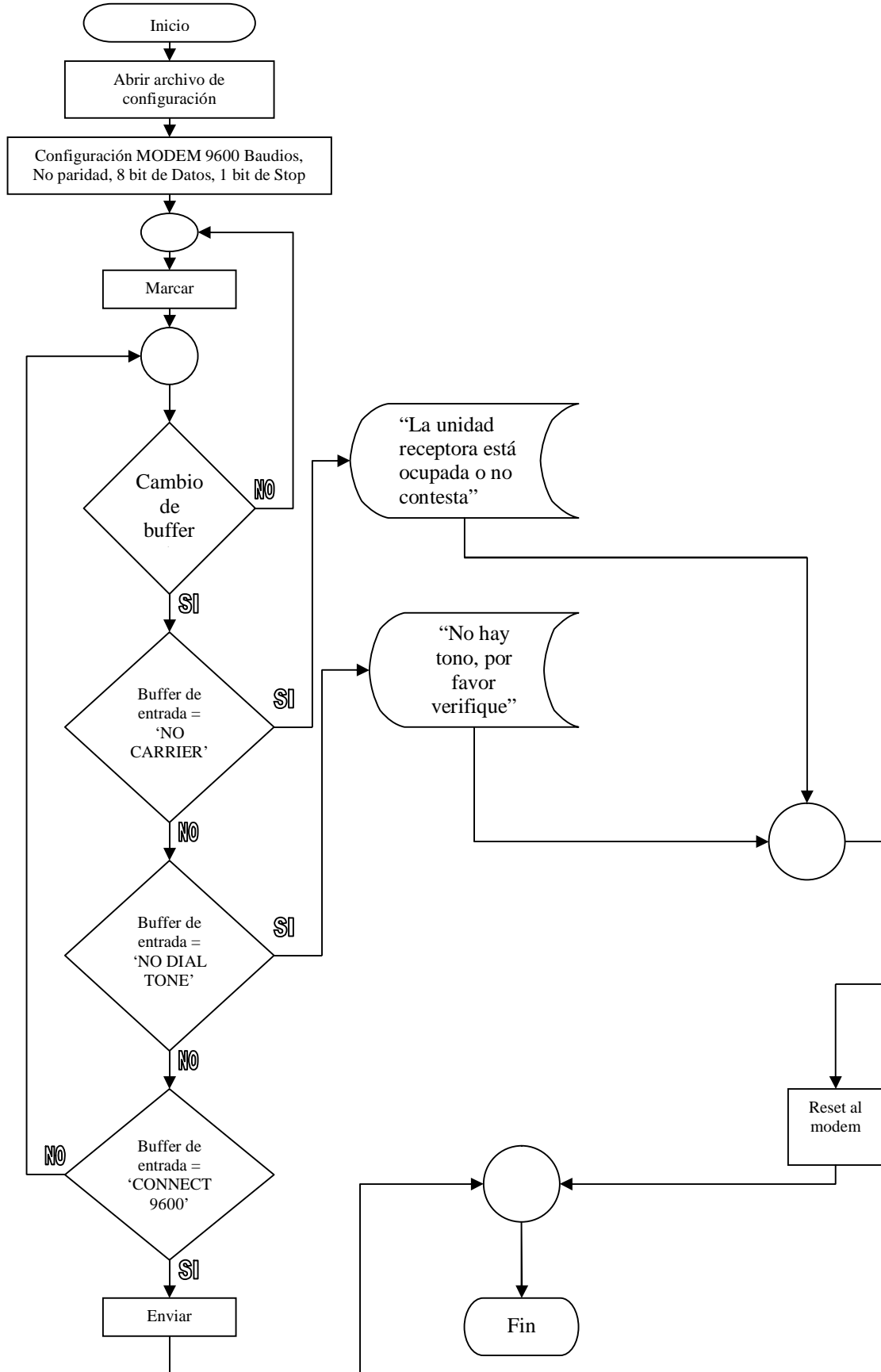


# **FLUJOGRAMAS**

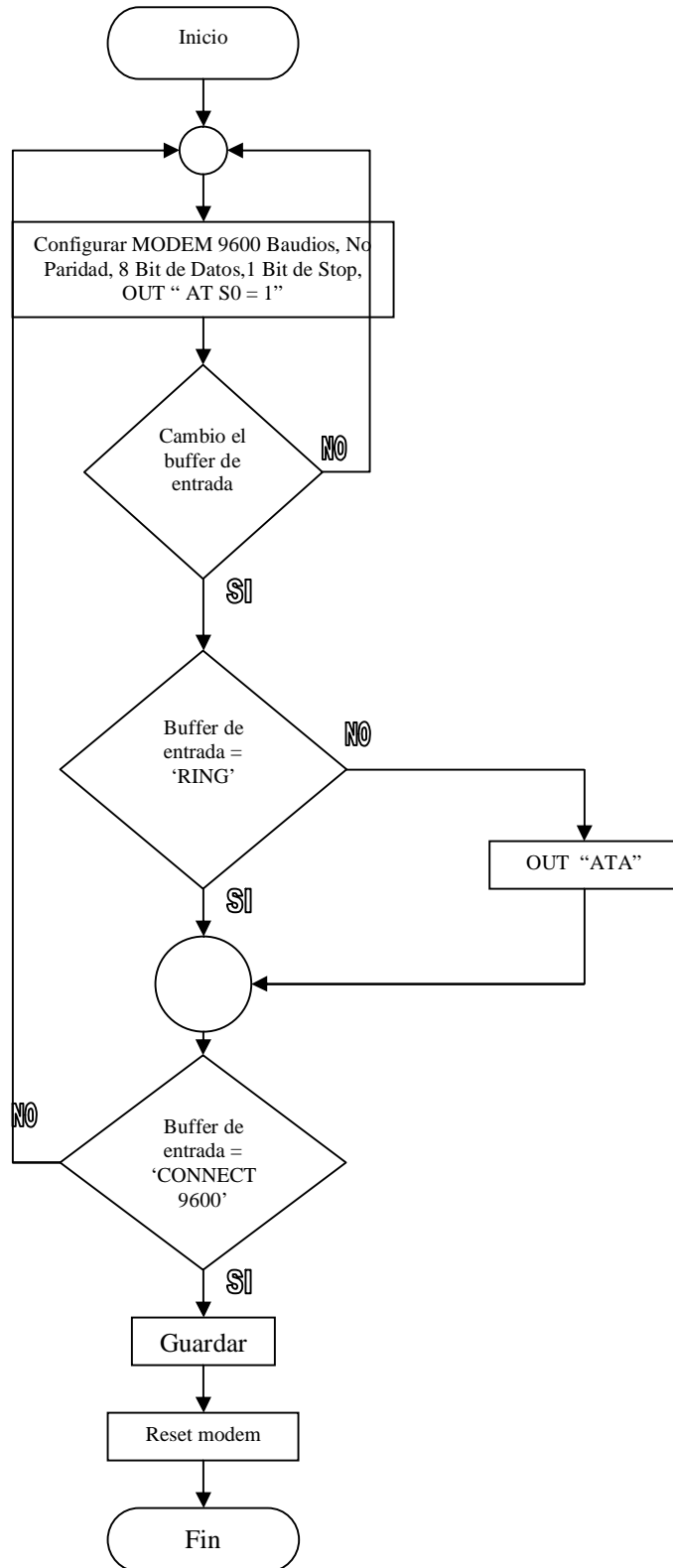
# Principal



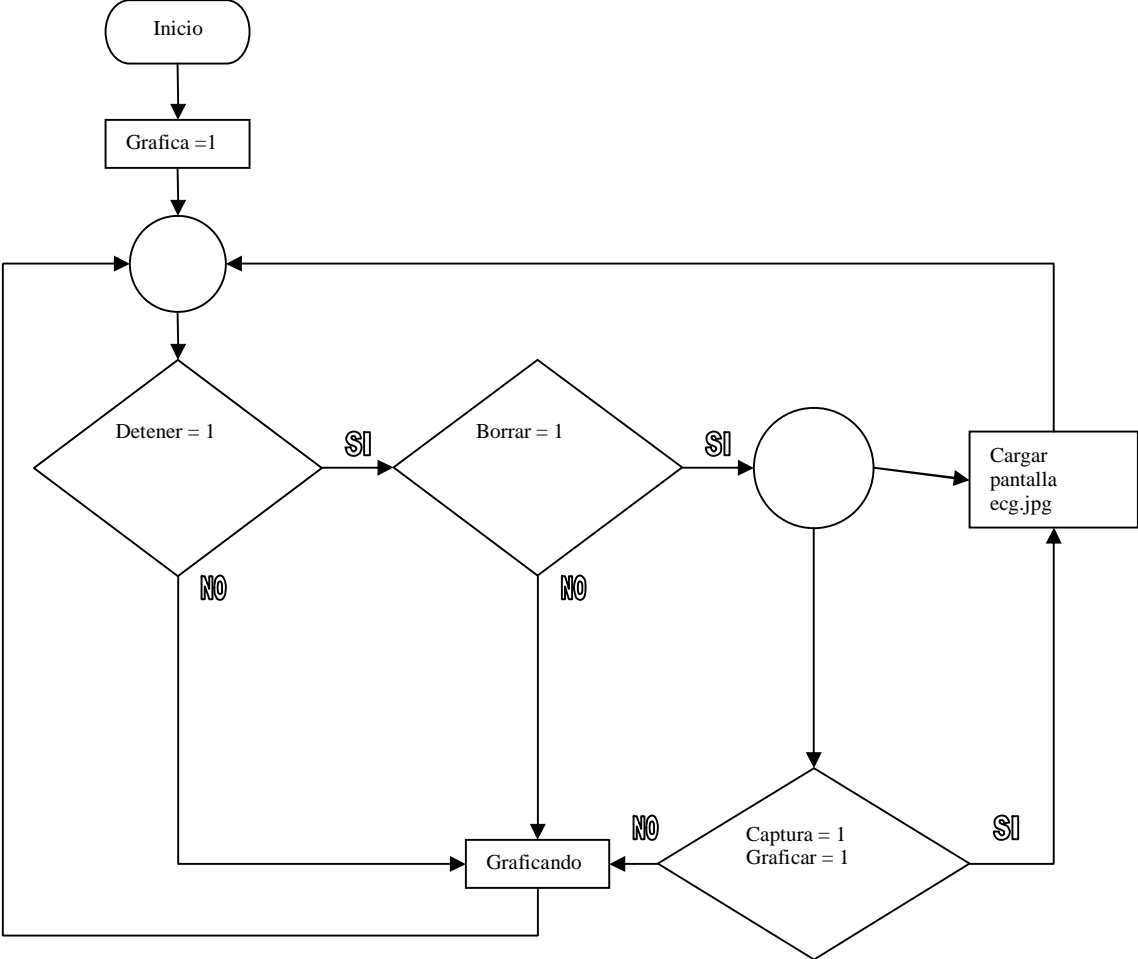
# Transmisión



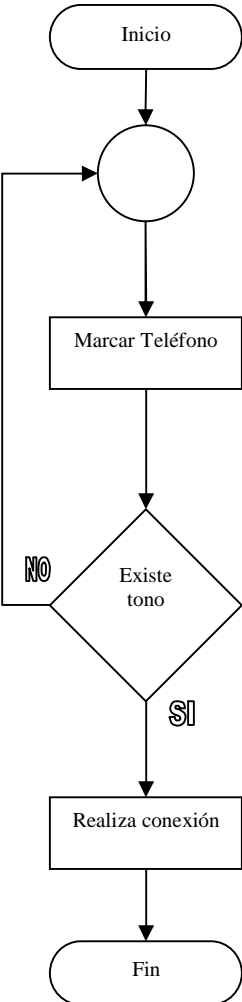
# Receptor



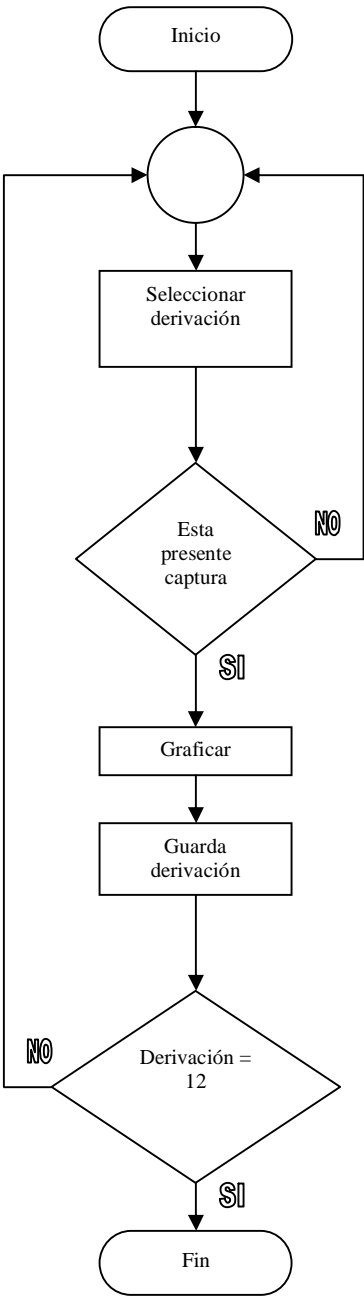
# Función Borrar



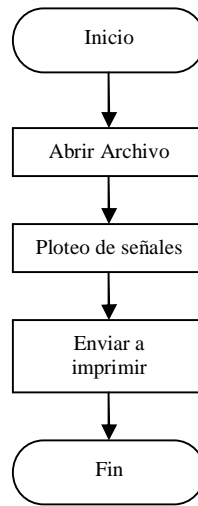
Función Marcar



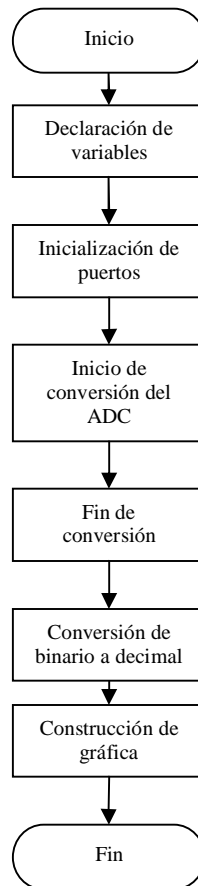
Función Guardar derivaciones



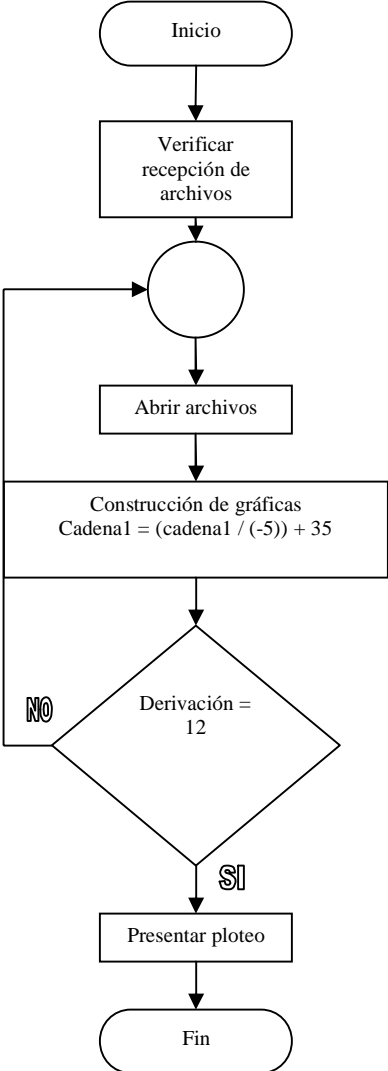
## Función Imprimir



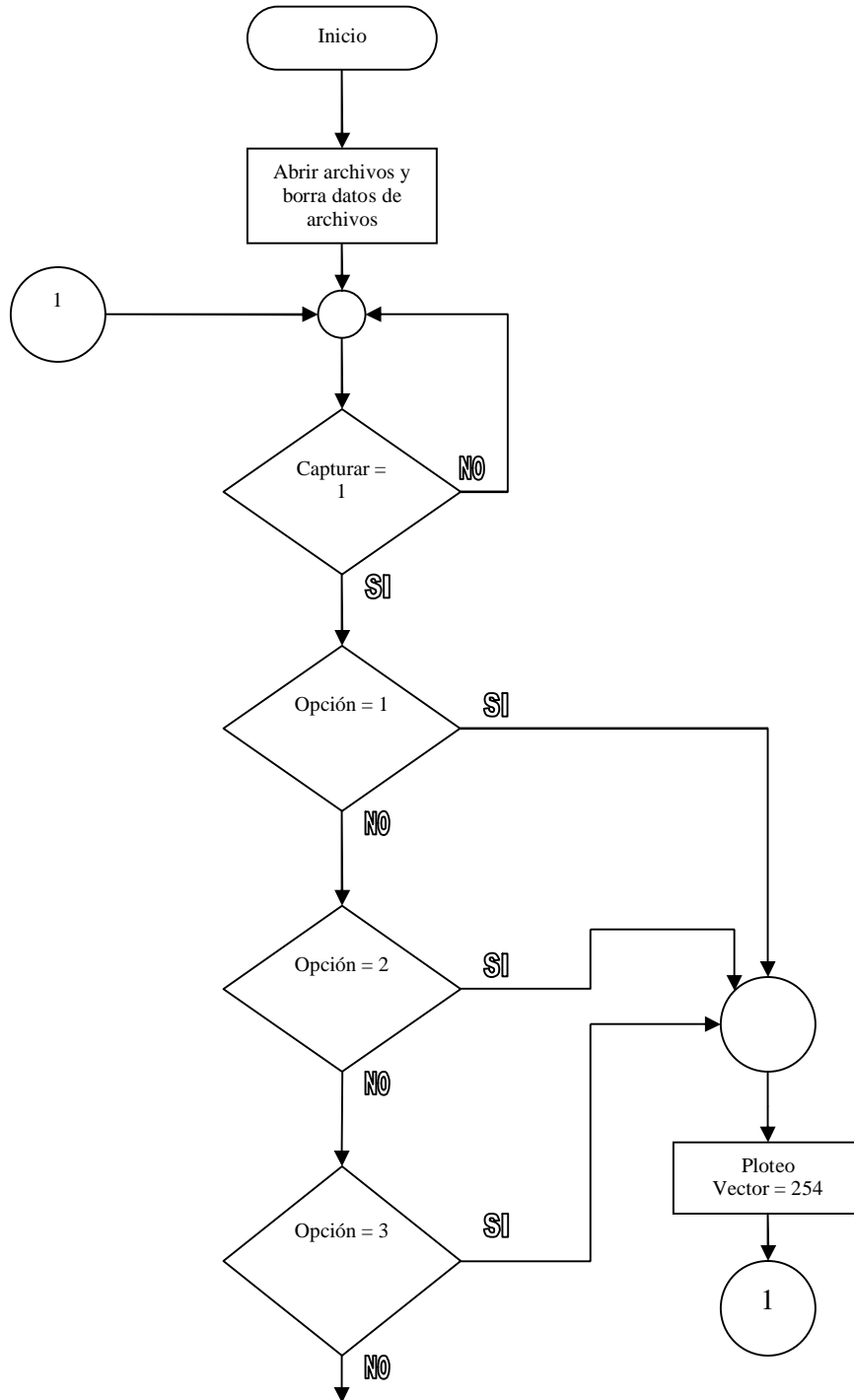
## Función Graficar



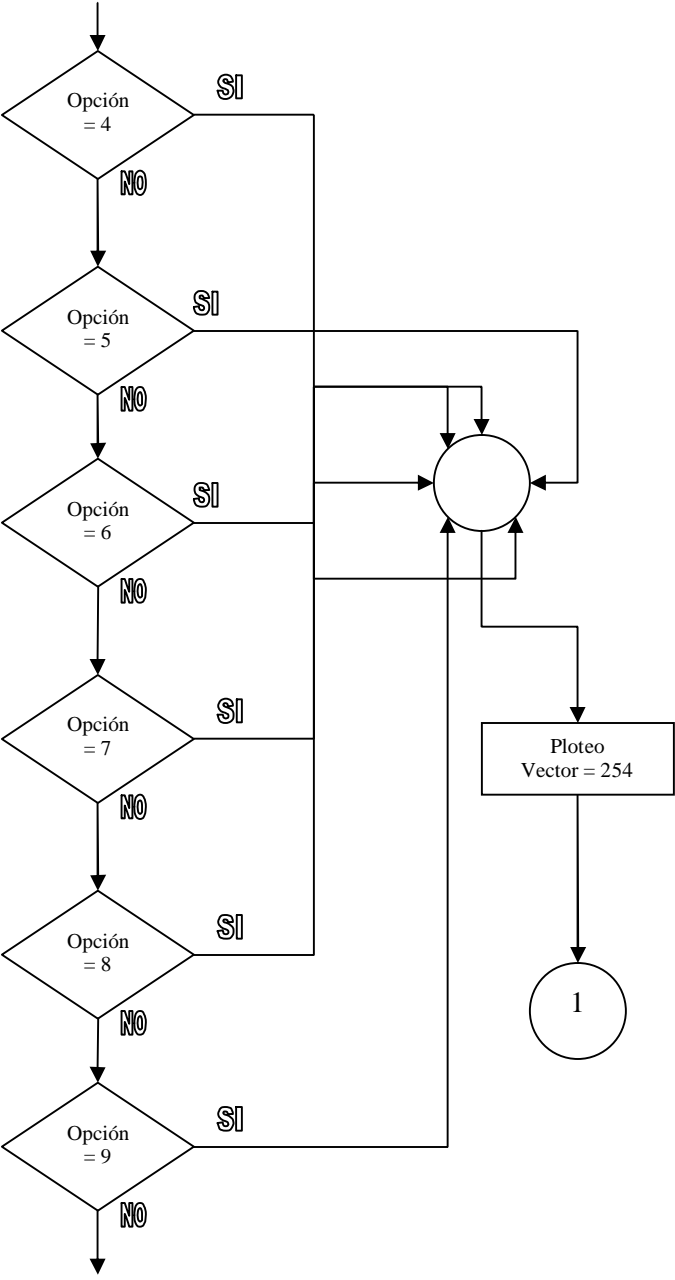
Función Graficar



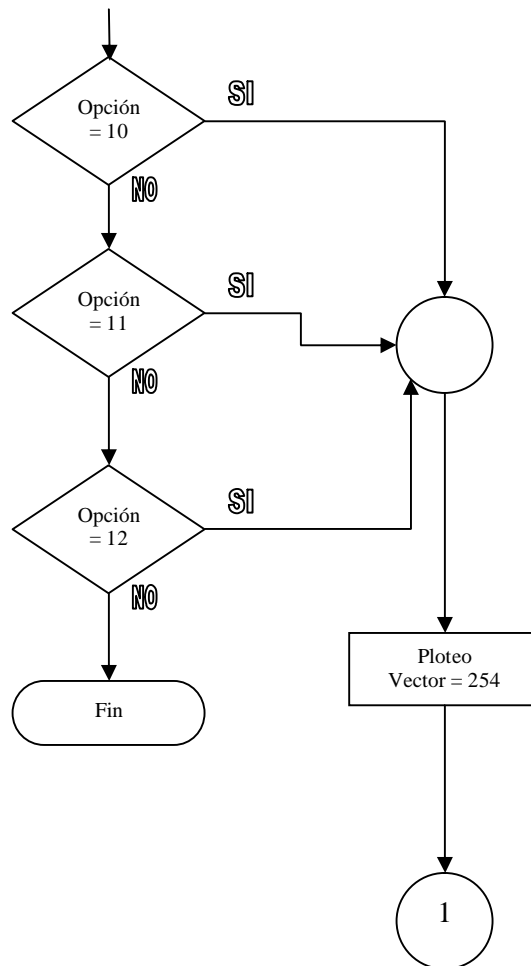
# Función Graficador



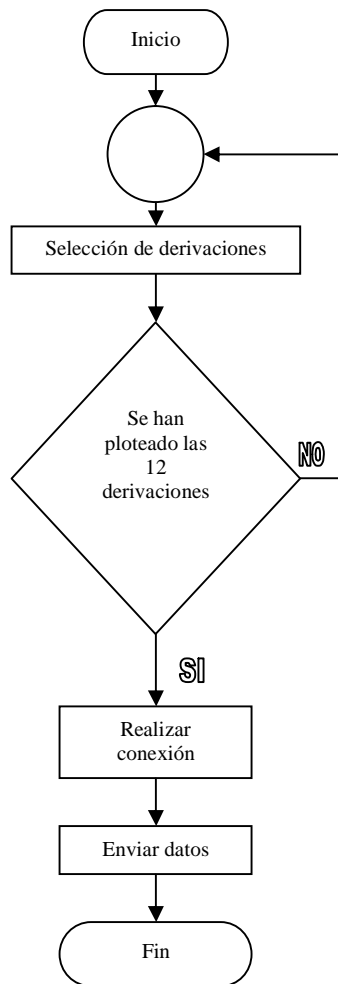
Continuación



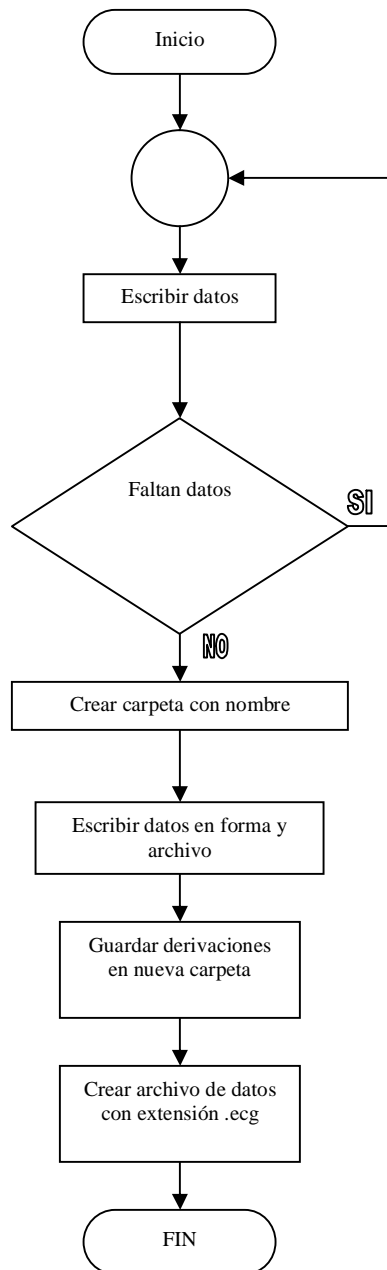
Continuación



## Función Enviar.



## Función guardar datos.



**PROGRAMA FUENTE**

## Pantalla principal

```
Private Declare Function OSWinHelp% Lib "user32" Alias "WinHelpA" (ByVal hwnd&, ByVal
HelpFile$, ByVal wCommand%, dwData As Any)
Dim xls As Object
Dim x As Double
Dim y As Double
Dim dato As Integer
Dim c As Variant
Dim w As Variant, z As Integer, g As Integer
Dim vector(300000) As Variant
Dim t%
Dim datotx As Variant
Const sinf = "00000001" 'Selecciona IN1 del DAC
Const sled = "00000000" 'Selecciona el IN0 del DAC
Const inf = "00001000" 'Enciende el Inf
Const led = "00000000" 'Enciende el led
Const start = "00100000" ' Para enviar un pulso de inicio de conversion al pin START del
DAC
Const ale = "00010000" ' Para habilitar la seleccion
Const lsb = "01000000" ' Para leer el latch, con este valor se habilita la salida para el nibble
LSB
Const msb = "00000000" ' Para leer el latch, con este valor se habilita la salida para el nibble
MSB
Const puertoa = &H378 ' Dir del Puerto pines de datos d0,d1,d2,d3,d4,d5,d6
Const puertob = &H379 ' Dir del puerto pines de Status s3-s7 s3-s6:entradas de datos del
DAC s7:EOC del convertidor
Const xmin = 0
Const xmax = 0.2
Const ymin = -250
Const ymax = 250
Const origenx = 96
Const origeny = 232
Const escalax = (xmax - xmin) / 664
Const escalay = (ymax - ymin) / 408
Public capturar As Variant
Public guiyo As String
Dim bandera As Integer, nibblelsb As Integer, nibblemsb As Integer
Dim valx, aux As Double "valx es la variable que lleva la cuenta del tiempo
Dim valy As Double "contiene el resultado de la ecuacion
Dim nombre As String
Dim coordx As Long, coordy As Long, coordxa As Long, coordya As Long
', Escala As Integer " Coordenadas con las que se dibuja la linea
Dim eoc As Integer, eocs As String " Variables para verificar el fin de conversion

!*****
Function to_bin(numero As Integer, band As Boolean) As String
```

```

' Si band es falso anula los bits no validos del dato que se leyo del puerto
' solo toma los bits S3-S6 ccrea un numero binario de esta forma 0000S6S5S4S3
' si band = true no realiza nada de lo anterior
Dim key As Boolean
Dim residuo As Integer
Dim binario As String
key = True
" Convierte de decimal a binario
Do While key And numero <> 0 'Lazo infinito
    residuo = numero \ 2
    If residuo < 0 Then
        key = False
    Else
        binario = Trim(Str(numero - residuo * 2)) + Trim(binario)
        numero = residuo
    End If
Loop

residuo = 8 - Len(binario)
If residuo <> 0 Then
    For i% = 1 To residuo
        binario = "0" + Trim(binario)
    Next
End If
If (Not band) Then
    binario = Mid(binario, 2, 4)
End If
to_bin = binario
End Function
Function to_dec(number As String) As Integer
    cont = 0
    " Conversion de una cadena binaria a decimal
    For i = Len(number) To 1 Step -1
        valor = valor + Val(Mid(number, i, 1)) * 2 ^ cont
        cont = cont + 1
    Next
    to_dec = valor
End Function
!*****

Private Sub Abrir_Click()
Dim sFile As String
With dlgCommonDialog
    .DialogTitle = "Abrir"
    .CancelError = False
    .Filter = "Todos los archivos (*.jpg)|*.jpg"
    .ShowOpen
    If Len(.FileName) = 0 Then

```

```

        Exit Sub
    End If
    sFile = .FileName
End With

Form1.Show
Form1.Picture1.Picture = LoadPicture(sFile)
Form1.Text1.Text = sFile

With dlgCommonDialog
    .DialogTitle = "Abrir"
    .CancelError = False
    .Filter = "Todos los archivos (*.rtf)|*.rtf"
    .ShowOpen
    If Len(.FileName) = 0 Then
        Exit Sub
    End If
    sFile = .FileName
End With
End Sub

Private Sub CMDSalir_Click()
End
End Sub

Private Sub Command1_Click()
Timer1.Enabled = True
If capturar = 1 Then
Option1.Enabled = False
Option2.Enabled = False
Option3.Enabled = False
Option4.Enabled = False
Option5.Enabled = False
Option6.Enabled = False
Option7.Enabled = False
Option8.Enabled = False
Option9.Enabled = False
Option10.Enabled = False
Option11.Enabled = False
Option12.Enabled = False
Command8.Enabled = False

guiyo = Form1.Caption
Text1.Visible = True
Form1.Caption = "Tele ECG" + "
guiyo = Mid(guiyo, 13, 50)
Text1.Text = guiyo
End If

```

End Sub

Private Sub Command2\_Click()

Timer1.Enabled = False

If capturar = 1 Then

Option1.Enabled = False

Option2.Enabled = False

Option3.Enabled = False

Option4.Enabled = False

Option5.Enabled = False

Option6.Enabled = False

Option7.Enabled = False

Option8.Enabled = False

Option9.Enabled = False

Option10.Enabled = False

Option11.Enabled = False

Option12.Enabled = False

Command8.Enabled = False

End If

End Sub

Private Sub Command3\_Click()

If capturar = 0 Then

Picture1.Picture = LoadPicture("C:\Archivos de programa\Microsoft Visual Studio\VB98\Tesis\ECGgrande.jpg")

x = 4

y = 0

End If

Option1.Enabled = True

Option2.Enabled = True

Option3.Enabled = True

Option4.Enabled = True

Option5.Enabled = True

Option6.Enabled = True

Option7.Enabled = True

Option8.Enabled = True

Option9.Enabled = True

Option10.Enabled = True

Option11.Enabled = True

Option12.Enabled = True

Command8.Enabled = True

If z = 0 And capturar = 1 Then

Close #1

End If

End Sub

```
Private Sub Command4_Click()  
Configuraciones.Show  
End Sub
```

```
Private Sub Command6_Click()  
Transmisor.Show  
End Sub
```

```
Private Sub Command7_Click()  
Receptor.Show  
End Sub
```

```
Private Sub Command8_Click()  
If Option1.Value = True Then  
Open "C:\derivacion1.txt" For Output As #1  
capturar = 1  
End If  
If Option2.Value = True Then  
Open "C:\derivacion2.txt" For Output As #1  
capturar = 1  
End If  
If Option3.Value = True Then  
Open "C:\derivacion3.txt" For Output As #1  
capturar = 1  
End If  
If Option4.Value = True Then  
Open "C:\derivacion4.txt" For Output As #1  
capturar = 1  
End If  
If Option5.Value = True Then  
Open "C:\derivacion5.txt" For Output As #1  
capturar = 1  
End If  
If Option6.Value = True Then  
Open "C:\derivacion6.txt" For Output As #1  
capturar = 1  
End If  
If Option7.Value = True Then  
Open "C:\derivacion7.txt" For Output As #1  
capturar = 1  
End If  
If Option8.Value = True Then  
Open "C:\derivacion8.txt" For Output As #1  
capturar = 1  
End If  
If Option9.Value = True Then
```

```
Open "C:\derivacion9.txt" For Output As #1
capturar = 1
End If
If Option10.Value = True Then
Open "C:\derivacion10.txt" For Output As #1
capturar = 1
End If
If Option11.Value = True Then
Open "C:\derivacion11.txt" For Output As #1
capturar = 1
End If
If Option12.Value = True Then
Open "C:\derivacion12.txt" For Output As #1
capturar = 1
End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Datos_Click()
frmDatos.Show
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Form_Load()
x = 4
y = 0
w = 0
cadena1 = cadena2 = 0
datotx = 0
capturar = 0
If transmision = 0 Then
borrar
Else
End If
End Sub
```

```
Private Sub Guardar_Click()
Dim sFile As String
With dlgCommonDialog
.DialogTitle = "Guardar"
.CancelError = False
.Filter = "Todos los archivos (*.jpg)|*.jpg"
.ShowSave
If Len(.FileName) = 0 Then
Exit Sub
End If
sFile = .FileName
End With
```

```
'Text6.Text = sFile
'SavePicture Picture1.Image, Text6.Text
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Imprimir_Click()
With dlgCommonDialog
    .DialogTitle = "Imprimir"
    .CancelError = True
    .ShowPrinter
End With
    Form1.PrintForm
End Sub
```

```
Private Sub Salir_Click()
End
End Sub
```

```
Private Sub Picture1_mousedown(Button As Integer, Shift As Integer, V As Single, z As Single)
    Dim Zi As Double
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Timer1_Timer()
```

```
num = to_dec(inf) " Se envia el dato de la const inf para encender el infrarrojo
num1 = num
Out puertoA, (num Or num1)
num = to_dec(sinf)
Out puertoA, (num Or num1)
num = to_dec(ale)
Out puertoA, (num Or num1)
num = to_dec(start)
Out puertoA, (num Or num1)
For i = 0 To 50
Next
Out puertoA, (8 And num1)
eoc = Inp(puertob)
eocs = to_bin(eoc, True)
Do While (Mid(eocs, 1, 1) <> "0")
    eoc = Inp(puertob)
    eocs = to_bin(eoc, True)
Loop
num = to_dec(lsb)
num1 = num
Out puertoA, (num Or num1)
niblelsb = Inp(puertob)
niblelsbs = to_bin(niblelsb, False)
```

```

num = to_dec(msb)
num2 = num
Out puertoa, (num Or num2)
niblemsb = Inp(puertob)
niblemsbs = to_bin(niblemsb, False)
"MsgBox (niblemsb + niblslsb)
cadena = to_dec(niblemsbs + niblslsbs)
"lectura del led rojo
.....

num = to_dec(led)
Out puertoa, (num)
num = to_dec(sled)
Out puertoa, (num)
num = to_dec(ale)
Out puertoa, (num)
num = to_dec(start)
Out puertoa, (num)
For i = 0 To 50000
Next
Out puertoa, (0)
eoc = Inp(puertob)
eocs = to_bin(eoc, True)
Do While (Mid(eocs, 1, 1) <> "0")
    eoc = Inp(puertob)
    eocs = to_bin(eoc, True)
Loop
num = to_dec(lsb)
Out puertoa, (num)
niblelsb = Inp(puertob)
niblelsbs = to_bin(niblelsb, False)
num = to_dec(msb)
Out puertoa, (num)
niblemsb = Inp(puertob)
niblemsbs = to_bin(niblemsb, False)
cadena1 = to_dec(niblemsbs + niblelsbs)
cadena1 = cadena1 / (-5)
'-----
If y = 0 Then
Picture1.Line (1, 59)-Step(3, 0), vbBlack
y = 3
x = 3
cadena2 = 30
End If
If y >= 3 Then

Picture1.DrawWidth = 2
'Picture1.PSet (X, cadena1 + 37), vbBlue

```

```
Picture1.Line -(x + 1, cadena1 + 59), vbBlack
x = x + 1
cadena2 = cadena1
vector(w) = cadena1
  If capturar = 1 Then
    archivotx
  End If
End If
```

```
If x >= 254 Then
Picture1.Picture = LoadPicture("C:\Archivos de programa\Microsoft Visual
Studio\VB98\Tesis\ECGgrande.jpg")
x = 3
y = 0
Close #1
z = 1
End If
```

```
Label5.Caption = x
Label4.Caption = cadena1
```

```
End Sub
```

```
Private Sub archivotx()
  datotx = vector(w)
  w = w + 1
  If z = 0 Then
    Write #1, datotx,
  End If
End Sub
```

```
Private Sub borrar()
Open "C:\derivacion1.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion2.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion3.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion3.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion4.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion5.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion6.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion7.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion8.txt" For Output As #1
```

```
Close #1
Open "C:\derivacion9.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion10.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion11.txt" For Output As #1
Close #1
Open "C:\derivacion12.txt" For Output As #1
Close #1
End Sub
```

## Configuraciones

```
'Option Explicit
Option Base 1
```

```
Dim narc1%
Dim narc2%
Dim temp1 As String, temp2 As String
```

```
Private Sub Command1_Click()
Unload Me
End Sub
```

```
Private Sub Configurar_Click()
Open "C:\Config.txt" For Output As #1
    nombre = Supervisor
    Telefono = MaskedTextBox1
    Tfrecuencia = frecuencia
    Write #1, nombre, Telefono, Tfrecuencia
Close #1
Unload Configuraciones
End Sub
```

```
Private Sub Form_Load()
Configurar.Enabled = False
MaskedTextBox1.Mask = "#####"
End Sub
```

```
Private Sub frecuencia_KeyPress(KeyAscii As Integer)

    If KeyAscii = 13 Then
        Configurar.SetFocus
    End If
```

```
End Sub
Private Sub MASKEDBOX1_KeyPress(KeyAscii As Integer)
```

```
    If KeyAscii = 13 Then
        frecuencia.SetFocus
        Configurar.Enabled = True
    End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub maskedbox1_LostFocus()
```

```
    frecuencia.SetFocus
    Configurar.Enabled = True
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Supervisor_Change()
```

```
    If IsNumeric(Supervisor) Then
        MsgBox "digite letras"
    End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub Supervisor_KeyPress(KeyAscii As Integer)
```

```
    If KeyAscii = 13 Then
        MaskEdBox1.SetFocus
```

```
    End If
```

```
End Sub
```

```
Private Sub UpDown2_Change()
```

```
    Static cont1
    Static cont2
```

```
    If Val(frecuencia) = 30 Then
        cont1 = cont1 + 1
        If cont1 = 2 Then
            frecuencia.Text = "1"
            cont1 = 0
        End If
```

```
    Else
        If Val(frecuencia) = 1 Then
```

```
        cont2 = cont2 + 1
    If cont2 = 2 Then
        frecuencia.Text = "30"
        cont2 = 0
    End If
End If
End If
```

```
Dim tlong As Single
tlong = Len(frecuencia)
frecuencia.SelStart = 0
frecuencia.SelLength = tlong
```

End Sub

Transmisor

```
Option Explicit
Option Base 1
Dim numero$, Modem$, rx$, tx$
Dim a$
Dim nfc%
Dim posicion As Integer, m As Integer, i As Integer, j As Integer
Dim vector(3000) As String
Public tnombre As String, Ttelefono As String
Public Tfrecuencia
Public progress As Integer
Public transmision As Variant
Dim mensaje As String
Dim marca As Variant
Dim c As Variant
```

```
Private Sub reset()
    MSComm1.Output = "ATH" + vbCr
    Timer1.Enabled = False
    esperar.Enabled = False
    MSComm1.PortOpen = False
    progress = 0
    Unload Me
```

End Sub

```
Private Sub marcar()
    Picture1.Visible = True
    MSComm1.InBufferCount = 0
    numero$ = Ttelefono
    MSComm1.RTSEnable = True
```

```
MSComm1.Output = "AT&D0 DT" + numero$ + vbCr
MSComm1.RTSEnable = True
MSComm1.InBufferCount = 0
Timer2.Enabled = True
Timer1.Enabled = True
End Sub
```

```
Private Sub Command3_Click()
MSComm1.Output = "ATH" + vbCr
If MSComm1.InBufferCount Then
    Modem$ = MSComm1.Input
End If
Timer1.Enabled = False
'retardo.Enabled = False
End Sub
```

```
Private Sub Enviar()
nfc = 1
If m = 0 Then
For i = 0 To 1 Step 1
MSComm1.Output = tx$
Next i
m = 1
End If
Text1.Text = ""
```

'-----

```
If m = 1 Then
    If MSComm1.InBufferCount Then
        Modem$ = MSComm1.Input
        c = Mid(Modem$, 1, 9)

        If c = rx$ Then
            Text1.Text = c
```

```
Select Case marca
```

```
Case 0
Open "C:\derivacion1.txt" For Input As #1
    vectores
marca = marca + 1
Close #1
```

```
Case 1
Open "C:\derivacion2.txt" For Input As #1
    vectores
marca = marca + 1
Close #1
```

Case 2

Open "C:\derivacion3.txt" For Input As #1

  vectores

  marca = marca + 1

Close #1

Case 3

Open "C:\derivacion4.txt" For Input As #1

  vectores

  marca = marca + 1

Close #1

Case 4

Open "C:\derivacion5.txt" For Input As #1

  vectores

  marca = marca + 1

Close #1

Case 5

Open "C:\derivacion6.txt" For Input As #1

  vectores

  marca = marca + 1

Close #1

Case 6

Open "C:\derivacion7.txt" For Input As #1

  vectores

  marca = marca + 1

Close #1

Case 7

Open "C:\derivacion8.txt" For Input As #1

  vectores

  marca = marca + 1

Close #1

Case 8

Open "C:\derivacion9.txt" For Input As #1

  vectores

  marca = marca + 1

Close #1

Case 9

Open "C:\derivacion10.txt" For Input As #1

  vectores

  marca = marca + 1

Close #1

```
Case 10
Open "C:\derivacion11.txt" For Input As #1
  vectores
  marca = marca + 1
Close #1
```

```
Case 11
Open "C:\derivacion12.txt" For Input As #1
  vectores
  marca = marca + 1
Close #1
```

```
End Select
```

```
    End If
```

```
  End If
```

```
End If
esperar.Enabled = True
End Sub
Private Sub vectores()
  For posicion = 1 To 230
    Input #1, vector(posicion)
    MSComm1.Output = vector(posicion)
  Next posicion
  m = 0
End Sub
Private Sub Command1_Click()
  reset
End Sub
```

```
Private Sub Command2_Click()
  m = 0
  Enviar
End Sub
```

```
Private Sub esperar_Timer()
  Enviar
  If MSComm1.InBufferCount Then
    Modem$ = MSComm1.Input
    If InStr(Modem$, "NO CARRIER") Then
      reset
    End If
  End If
End Sub
```

```
Private Sub Form_Activate()
```

```

tx$ = 123456789
rx$ = 987654321
transmision = 1
marca = 0
m = 23
  On Error GoTo mensaje1
  Open "C:\Config.txt" For Input As #1
  Input #1, tnombre, Ttelefono, Tfrecuencia
  Close #1
  On Error GoTo mensaje2
  nfc = 1
  Open "C:\Var.txt" For Input As nfc
  For posicion = 1 To 9
    Input #nfc, vector(posicion)
  Next posicion
  Close nfc
  inicializar
  marcar
Exit Sub

mensaje1:
  mensaje = MsgBox("No se han establecido las configuraciones...", vbOKOnly, "Error...")
  Unload Me
mensaje2:
  mensaje = MsgBox("No se ha Adquirido Ningun Dato Aún...", vbOKOnly, "Error...")
  Unload Me
End Sub

Private Sub inicializar()
  ' Al establecer 0 en InputLen se indica a MSComm que
  ' lea todo el contenido del búfer de entrada cuando
  ' se use la propiedad Input.
  MSComm1.InputLen = 0
  MSComm1.Settings = "115200,N,8,1"
  ' Abre el puerto de comunicaciones.
  On Error Resume Next
  MSComm1.PortOpen = True
  If Err Then
    MsgBox "COM4 no está disponible. Cambie la propiedad CommPort a otro puerto."
    End
    Exit Sub
  End If
  MSComm1.InBufferCount = 0
End Sub

Private Sub Timer1_Timer()
  'If MSComm1.InBufferCount Then

```

```

' Modem$ = MSComm1.Input
' If InStr(Modem$, "NO CARRIER") Then
'   MsgBox "La Unidad Receptora Está Ocupada o No Contesta...."
'   reset
'End If
'If InStr(Modem$, "NO DIALTONE") Then
'   MsgBox "No Hay Tono Por Favor Verifique"
'   reset
' End If
If InStr(Modem$, "CONNECT 9600") Or InStr(Modem$, "CONNECT 2400") Then
Timer1.Enabled = False
    Enviar
End If
If m = 0 Then
Enviar
End If
End Sub

```

```

Private Sub Timer2_Timer()
progress = (progress + 1) Mod 60
Label1.Caption = "Tiempo De Conexión Y Envío De Archivos..." & Str$(progress)
ProgressBar1.Value = progress
End Sub

```

Datos

```

Option Explicit
Dim xls As Object
Dim Archivo As String
Public guiyo As String
Dim sexo As String

```

```

Private Sub cmdAceptar_Click()
    Dim Message As String
    Dim ButtonAndIcons As Integer
    Dim Title As String

```

```

If txtName.Text = "" Then
    Message = "Debe ingresar un nombre!"
    ButtonAndIcons = vbOKOnly + vbExclamation
    Title = "ADVERTENCIA"
    MsgBox Message, ButtonAndIcons, Title
Exit Sub

```

```

End If
If txtEdad.Text = "" Then
    Message = "Debe ingresar la edad!"
    ButtonAndIcons = vbOKOnly + vbExclamation
    Title = "ADVERTENCIA"
    MsgBox Message, ButtonAndIcons, Title
    Exit Sub
End If
If optMale.Value = True Then
    sexo = "Masculino"
Elseif optFemale.Value = True Then
    sexo = "Femenino"
Else
    sexo = ""
End If
If sexo = "" Then
    Message = "Debe especificar el sexo!"
    ButtonAndIcons = vbOKOnly + vbExclamation
    Title = "ADVERTENCIA"
    MsgBox Message, ButtonAndIcons, Title
    Exit Sub
End If
If Text1.Text = "" Then
    Message = "Debe ingresar el teléfono!"
    ButtonAndIcons = vbOKOnly + vbExclamation
    Title = "ADVERTENCIA"
    MsgBox Message, ButtonAndIcons, Title
    Exit Sub
End If
If Text3.Text = "" Then
    Message = "Debe ingresar su dirección!"
    ButtonAndIcons = vbOKOnly + vbExclamation
    Title = "ADVERTENCIA"
    MsgBox Message, ButtonAndIcons, Title
    Exit Sub
End If

If Text3.Text = "" Then
    Message = "Debe ingresar su dirección!"
    ButtonAndIcons = vbOKOnly + vbExclamation
    Title = "ADVERTENCIA"
    MsgBox Message, ButtonAndIcons, Title
    Exit Sub
End If

If Text4.Text = "" Then
    Message = "Debe ingresar nombre del Doctor!"
    ButtonAndIcons = vbOKOnly + vbExclamation

```

```
Title = "ADVERTENCIA"  
MsgBox Message, ButtonAndIcons, Title  
Exit Sub  
End If
```

```
If Text5.Text = "" Then  
    Message = "Debe ingresar la fecha!"  
    ButtonAndIcons = vbOKOnly + vbExclamation  
    Title = "ADVERTENCIA"  
    MsgBox Message, ButtonAndIcons, Title  
    Exit Sub
```

```
End If
```

```
    Archivo = App.Path & "\base_de_datos_paciente.xls"  
    Set xls = CreateObject("Excel.Application")  
    xls.Workbooks.Open Archivo  
    xls.Visible = True  
    xls.Worksheets("hoja1").Activate  
    xls.Worksheets("hoja" & Trim(1)).Range("c" & Trim(9)).Value = txtName.Text  
    xls.Worksheets("hoja" & Trim(1)).Range("c" & Trim(11)).Value = txtEdad.Text  
    xls.Worksheets("hoja" & Trim(1)).Range("c" & Trim(13)).Value = Text1.Text  
    xls.Worksheets("hoja" & Trim(1)).Range("c" & Trim(16)).Value = Text2.Text  
    xls.Worksheets("hoja" & Trim(1)).Range("c" & Trim(19)).Value = sexo  
    xls.Worksheets("hoja" & Trim(1)).Range("c" & Trim(22)).Value = Text3.Text  
    xls.Worksheets("hoja" & Trim(1)).Range("c" & Trim(26)).Value = Text4.Text  
    xls.Worksheets("hoja" & Trim(1)).Range("c" & Trim(29)).Value = Text5.Text
```

```
guiyo = txtName.Text  
Form1.Caption = "Tele ECG - " + " " + guiyo
```

```
    frmDatos.Hide  
End Sub
```

```
Private Sub cmdCancelar_Click()  
    frmDatos.Hide  
End Sub
```



