

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA



"MANTENIMIENTO A EQUIPOS DE ELECTROCARDIOGRAFIA"

INFORME DE INGENIERÍA

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE

INGENIERO ELECTRONICO

PRESENTADO POR

CARLOS ROBERTO SUÁREZ ACOSTA

PROMOCION

1979 - II

LIMA - PERÚ

2005

**MANTENIMIENTO A EQUIPOS DE
ELECTROCARDIOGRAFIA**

A mi Padre y en memoria de mi Madre, por su amor y esfuerzo.

A mi familia Graciela, Pavel y Zaira, estímulos de mi superación.

SUMARIO

El presente trabajo tiene por finalidad exponer los criterios de diagnóstico para lograr la mayor eficiencia y operatividad de los equipos Biomédicos: Electrocardiógrafo, Monitor Cardíaco y Desfibrilador.

En el Capítulo I se detalla los aspectos generales y/o más relevantes de los equipos Biomédicos, en lo que respecta a funcionamiento, especificaciones técnicas, los métodos de diagnóstico frente a fallas posibles, así como las características que mejor particularizan a cada equipo.

En el Capítulo II se detalla los métodos de Mantenimiento Preventivo con la rutina más apropiada para dejar operativo los sistemas una vez presentada la falla. Igualmente detallo las averías típicas y como elemento fundamental se detalla el modo de funcionamiento del circuito electrónico de los que trata en el presente trabajo.

Finalmente se da las conclusiones de trabajo y anexos sobre los equipos Biomédicos.

INDICE

SUMARIO

INTRODUCCION

1

CAPITULO I – GENERALIDADES DE LOS EQUIPOS BIOMEDICOS

1.1.	Electrocardiógrafo	2
1.1.1.	El corazón como fuente de potencial	2
1.1.2.	El sistema estándar de derivaciones	2
1.1.3.	Características de las formas de onda del electrocardiograma	6
1.1.4.	Amplificadores bioeléctrico	6
1.1.5.	Funcionamiento del electrocardiógrafo en diagrama de bloques	19
1.1.6.	Colocación de los electrodos para las derivaciones precordiales	23
1.1.7.	Diagnóstico general en función del registro de señales del Electrocardiógrafo	23
1.2.	Monitor Cardíaco	28
1.2.1.	Introducción	28
1.2.2.	Medida de sonidos cardíacos	31
1.2.3.	Funcionamiento de un Monitor Cardíaco en diagrama de bloques	34
1.3.	Desfibrilador	36
1.3.1.	Introducción	36
1.3.2.	Funcionamiento de un Desfibrilador en diagrama de bloques	36
1.3.3.	Instrucciones generales para la corriente directa del desfibrilador	38

CAPÍTULO II – MANTENIMIENTO

2.1 Mantenimiento preventivo	40
2.1.1 Introducción	40
2.1.2 Rutinas	40
2.2 Mantenimiento correctivo	41
2.2.1 Introducción	41
2.3 Funcionamiento del equipo biomédico de Electrocardiografía	42
2.4 Funcionamiento del sistema en diagrama de bloques	44
2.4.1 Sección de la fuente de alimentación	46
2.4.2 Sección del desfibrilador	48
2.4.3 Sección del aislamiento	50
2.4.4 Sección del Monitor	54
2.5 Diagnóstico de fallas menores	61
2.6 Diagnóstico de fallas mayores	64
CONCLUSIONES	75
ANEXO	77
BIBLIOGRAFÍA	89

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de los métodos de medida de los equipos Biomédicos son realizados sobre seres vivos. El método puede ser directo o indirecto dependiendo de que el parámetro a medir sea el que modifique directamente la salida del transductor o bien sea un efecto de la variación de parámetros que hagan cambiar efectivamente la salida del transductor.

Una posible clasificación de los transductores Biomédicos es aquella que tiende a que las medidas se realicen sobre el paciente, ó sobre una muestra de materia tomada de él. Se puede dividir en dispositivos para medidas ocasionales y otros utilizados para monitoreo o medidas continuas durante período de tiempo más o menos largo.

En función de lo indicado efectuaré la descripción general de los equipos Biomédicos: Electrocardiógrafo, Monitor Cardíaco y Desfibrilador; indicando las variables de medida, funcionamiento de cada equipo biomédico, procedimiento de uso diagnóstico de averías típicas y el mantenimiento preventivo de cada uno de ellos.

Estas descripciones técnicas han permitido hacerse de una idea clara de los procesos funcionales normales que presenta estos equipos Biomédicos.

El presente trabajo pretende ofrecer una ayuda al describir en forma concreta la importancia de algunos equipos Biomédicos para la salud. No se pretende reemplazar los manuales científicos correspondientes.

Deseo expresar mi agradecimiento al Ingeniero Dario Utrilla Salazar por su continua asesoría y por sus constructivos comentarios para mejorar esta presentación.

CAPITULO I

GENERALIDADES DE LOS EQUIPOS BIOMEDICOS

1.1. Electrocardiógrafo:

Es un equipo biomédico que registra los potenciales bioeléctricos generados por las fuentes bioeléctricas presente en la actividad muscular cardiaca que dan lugar a señales características que son detectadas a través de electrodos situados en la superficie corporal.

1.1.1. El Corazón como Fuente de Potencial

El corazón es un músculo formado de tal forma que permite actuar como una bomba de sangre. El corazón bombea la sangre cuando las células musculares que conforman las paredes del corazón se contraen, generando un potencial eléctrico.

Estos potenciales crean corrientes eléctricas que se esparcen del corazón al cuerpo. Las corrientes eléctricas esparcidas crean diferencias de potenciales eléctricos entre varios puntos del cuerpo; los mismos que pueden ser detectados y registrados mediante electrodos conectados a la piel.

La importancia de esta medida permite detectar anomalías en el funcionamiento de las diferentes zonas del corazón. Al equipo que permite captar y registrar estos potenciales se le denomina Electrocardiógrafo.

1.1.2. El Sistema Estándar de Derivaciones

En el registro estándar del electrocardiograma hay diez electrodos conectados al paciente tal como indico a continuación:

- a) Brazo derecho (RA)
- b) Brazo izquierdo (LA)
- c) Pierna derecha (RF)
- d) Pierna izquierda (LF)
- e) Pecho (V1, V2, V3, V4, V5, y V6)

Estos electrodos están conectados a la entrada de un amplificador de aislamiento diferencial por medio de un interruptor selector de terminales.

Los registros obtenidos por medio de diferentes pares de electrodos nos permiten registrar diferentes formas de ondas y su respectiva amplitud. Estas diferentes vistas son llamadas derivaciones. Cada derivación permite obtener una información particular del corazón, que no son disponibles en otras derivaciones.

La figura 1.1., muestra los ejes eléctricos del corazón que se examinan por medio de las seis derivaciones estándar: I, II, III, AVR, AVF y AVL.

El médico puede diagnosticar los tipos y lugares de las enfermedades que puede adolecer el corazón examinando estas diferentes vistas. Las conexiones eléctricas para las doce derivaciones estándar son mostradas en la figura 1.2. El equipo biomédico del Electrocardiógrafo usa la pierna derecha como el electrodo común, mientras que el selector de derivaciones se encarga de conectar los apropiados electrodos de extremidades o del pecho (tórax) a las entradas del amplificador de aislamiento diferencial.

Las derivaciones bipolares de extremidades son aquellas denominadas por I, II, III y forman lo que se llama triángulo de Einthoven.

Las derivaciones unipolares de extremidades o también denominadas derivaciones aumentadas, examinan los potenciales desde los tres miembros simultáneamente.

En las tres derivaciones la señal proveniente de dos miembros son sumadas en una red resistivas y aplicada a la entrada inversora del amplificador.

Las derivaciones unipolares torácicas (desde V1 a V6) son señales provenientes desde ciertos puntos del tórax y son aplicados a la entrada no inversora del amplificador (Ver figura 1.2).

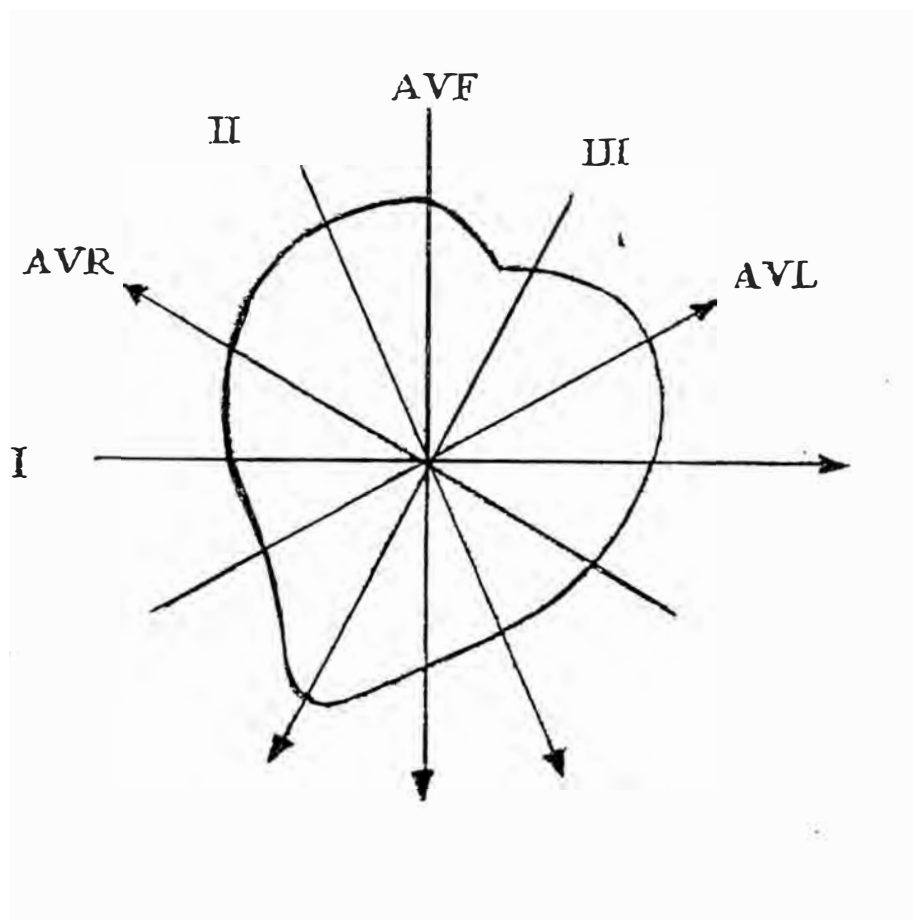
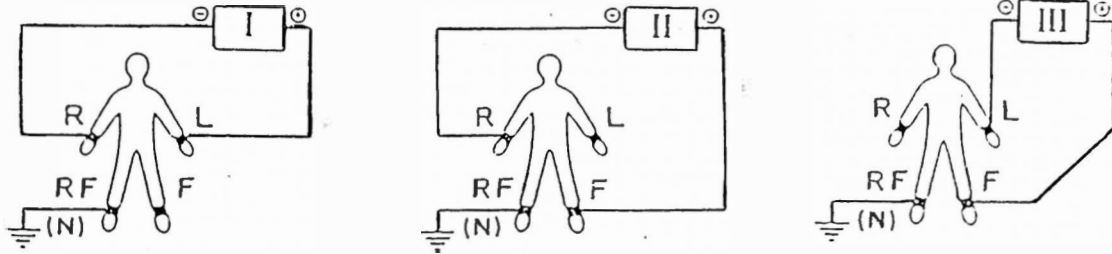
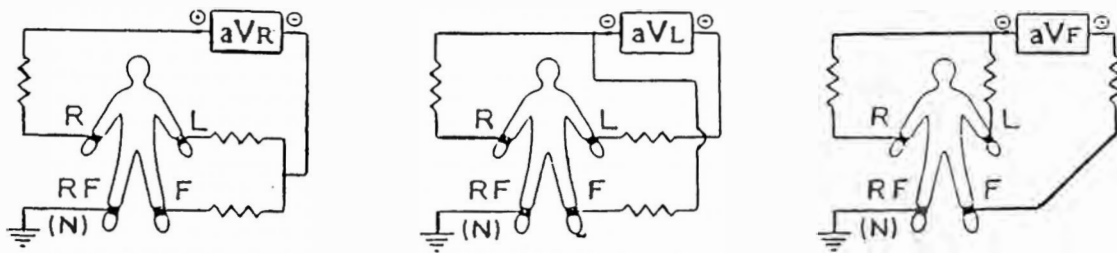


Figura 1.1. Ejes Eléctricos del Corazón vistos por las diferentes derivaciones.

Derivación Bipolar Estándar I, II, III (Einthoven)



Derivaciones Unipolares o Torácicas



Derivaciones Unipolares o Aumentadas

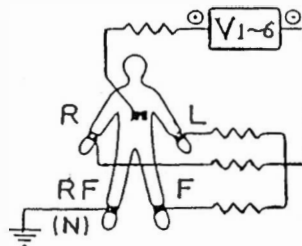


Figura 1.2. Derivaciones Estándar

1.1.3. Características de las Formas de Onda del Electrocardiograma (ECG.)

En el trazado gráfico de las corrientes eléctricas producidas por la acción de músculo cardíaco, y que se descubren en su superficie corporal.

El electrocardiograma normal muestra deflexiones que resultan de la actividad auricular y ventricular. La primera deflexión P, depende de la excitación de las aurículas, las deflexiones QRS resultan de la excitación (despolarización) de los ventrículos.

La Onda T depende de la recuperación de los ventrículos (repolarización). Ver figura 1.3.

En la mayoría de los electrocardiógrafos se registran a una velocidad de papel estándar de 25 mm/seg., la que produce una forma de onda legible en la mayoría de los casos.

Sin embargo en ocasiones es difícil medir la duración de ciertos tipos de forma de onda.

Si se desea expandir el trazado es necesario ponerlo a 50 mm/seg., para que el operador pueda regular los parámetros en casos difíciles. Ver figura 1.4.

1.1.4. Amplificadores Bioeléctricos

Los amplificadores usados para procesar biopotenciales son llamados amplificadores bioeléctricos. Para los electrocardiógrafos el ancho de banda a utilizar debe ser de 0.05 Hz. a 100 Hz. con el objetivo de obtener una buena información de la señal proveniente del corazón (ver Figura 1.5.).

Para algunos casos es necesario amplificar señales desde DC o cercana a ella hasta 100hz.

En muchos casos es necesario no amplificar la DC ya que la conexión piel - electrodo produce un potencial de offset que se superpone a la señal DC y puede saturar a los amplificadores bioeléctricos.

Los niveles de señales que captan los electrodos en un electrocardiógrafo son del orden de los mV. (Generalmente de 1 a 5 milivoltios).

Las principales características que debe reunir un amplificador bioeléctrico, son:

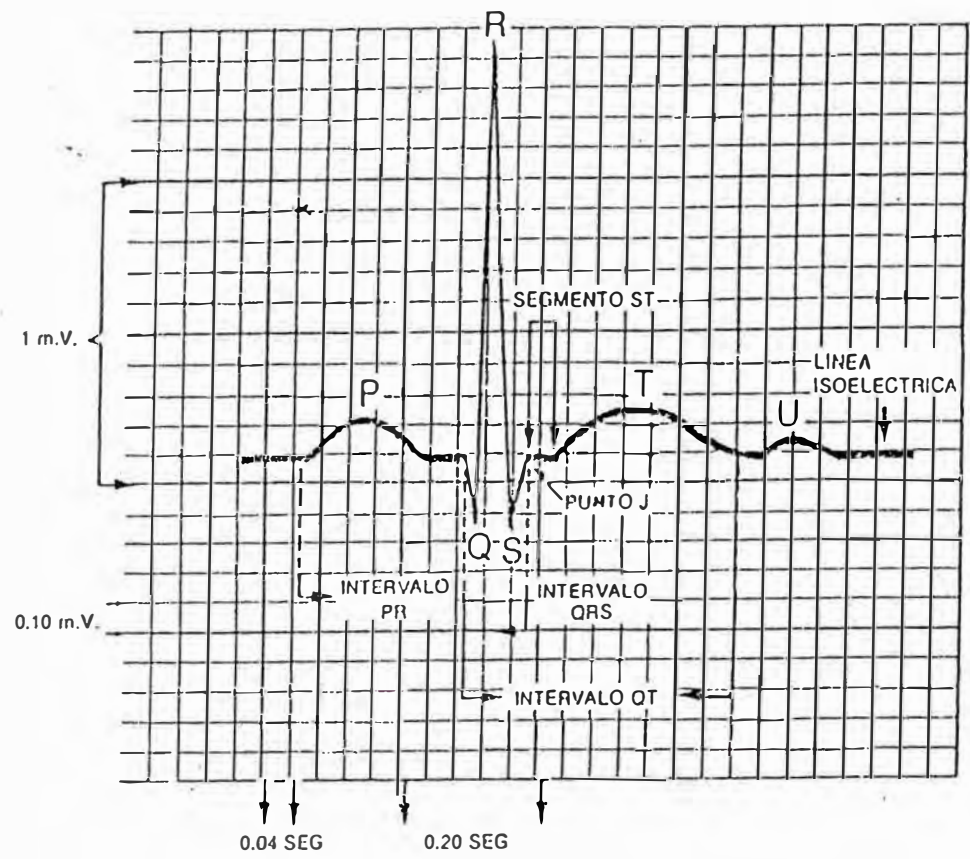
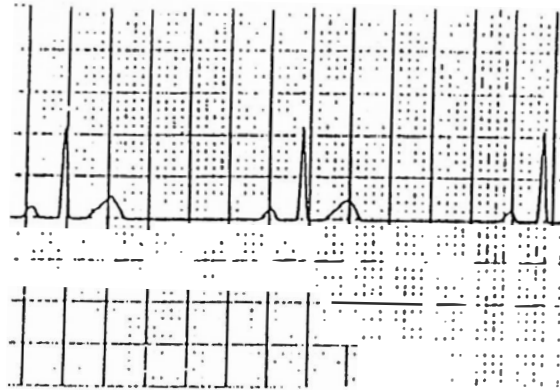
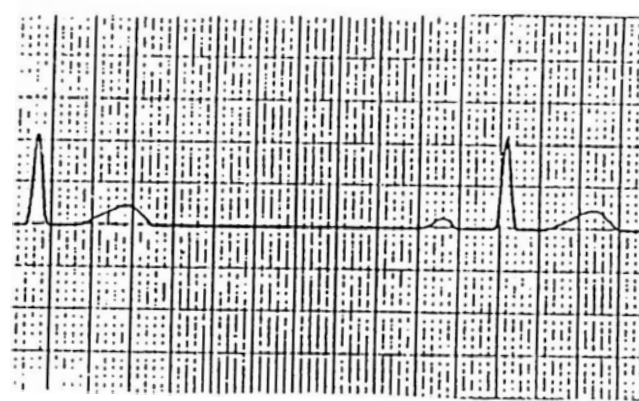


Figura 1.3. Forma de Onda Normal en el Electrocardiograma.



a) ECG a 25 mm/sg



b) ECG a 50 mm/sg

Figura 1.4. Comparación de las líneas del Electrocardiograma (ECG).

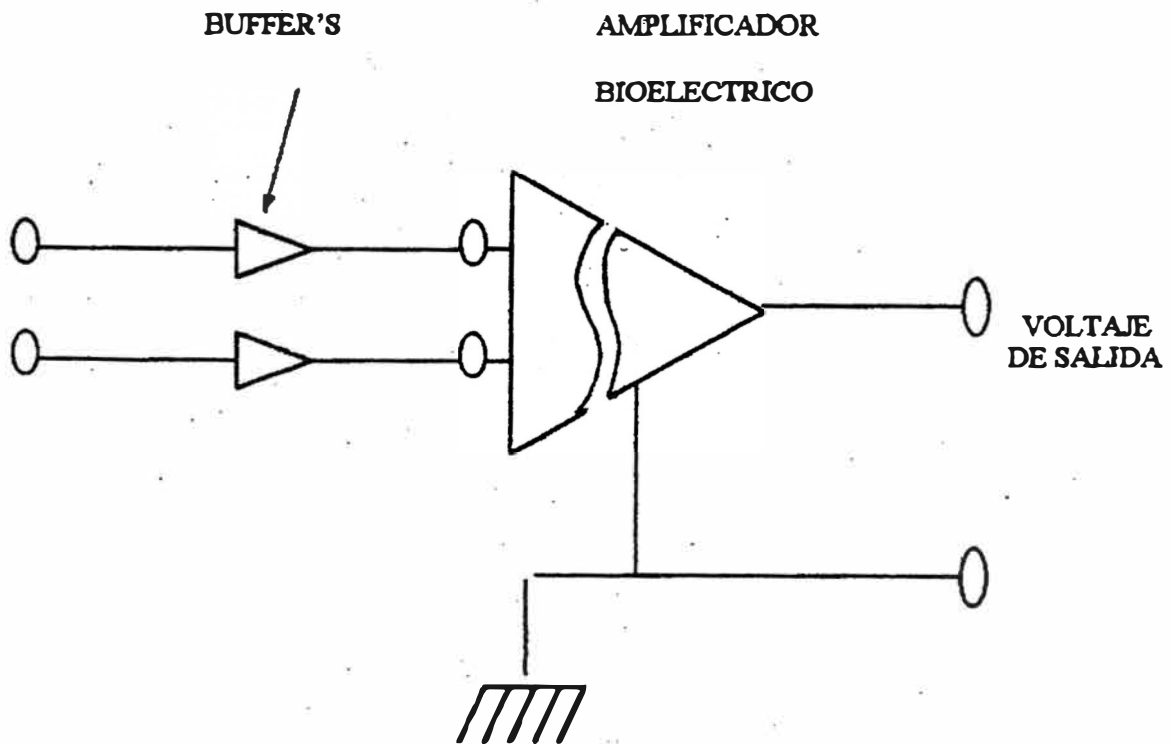
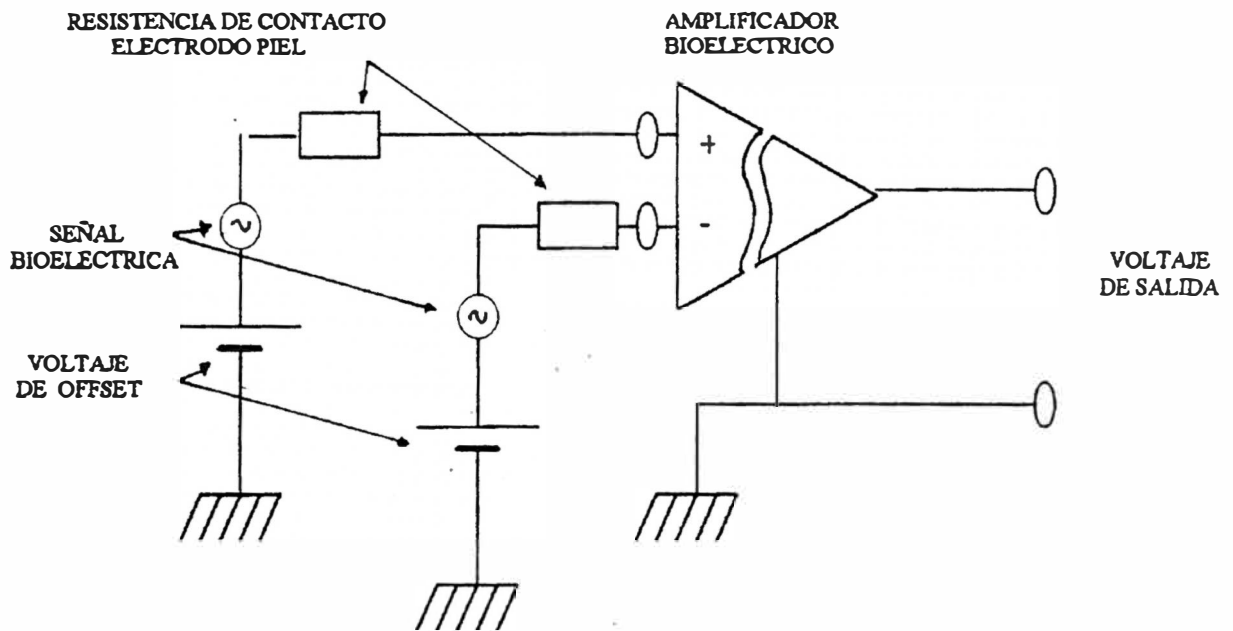


Figura 1.5 Amplificadores bioelctricos de entrada

- a) Entrada diferencial o sencilla de acuerdo al caso
- b) Muy alta impedancia de entrada
- c) Alto rechazo de modo común
- d) Ganancia variable de acuerdo a su utilización
- e) Respuesta de frecuencia apropiada de acuerdo a su utilización.
- f) Supresión de cero. Existen varios métodos, pero en muchos casos es muy necesario eliminar los componentes directo de las señales ya que constituyen señales indeseables.

En muchas ocasiones y de acuerdo al fabricante, a los amplificadores bioeléctricos, fundamentalmente cuando son los amplificadores de entrada, se hace necesario conectarle una red que proteja al amplificador de altos voltajes provenientes de desfibriladores o de electro-cirugías.

Los altos voltajes que estos suministran pueden dañar seriamente a los componentes electrónicos de los amplificadores bioeléctricos (ver Figura 1.6.).

También en otros casos y con el objetivo de garantizar un total aislamiento entre el paciente y las líneas de alimentación de corriente alterna del equipo, se utilizan amplificadores bioeléctricos flotantes, que permiten un aislamiento del orden de los teraohmios y así cualquier fuga de corriente que pueda provocar un daño al paciente (ver figura 1.7.). Como un alcance para una mejor comprensión se describirá al circuito integrado 284J en forma referencial.

- Características Generales

1. Ganancia (G) (No invertida):

- Rango (carga 50k) : 1 a 10
- Fórmula : $G = [1 + 100k / (10.7k + R_i(k))]$
- Variación de la fórmula : $\pm 3\%$
- - vs. Tiempo : $\pm 0.001\%/1000$ horas

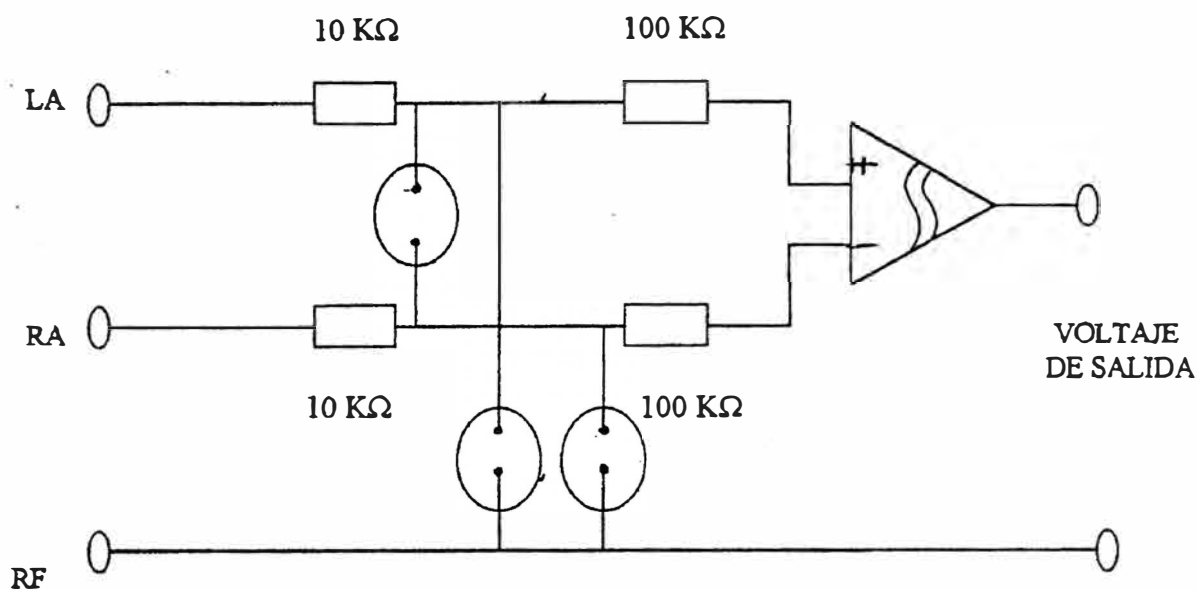


Figura 1.6. Protección de entrada en los amplificadores bioeléctricos

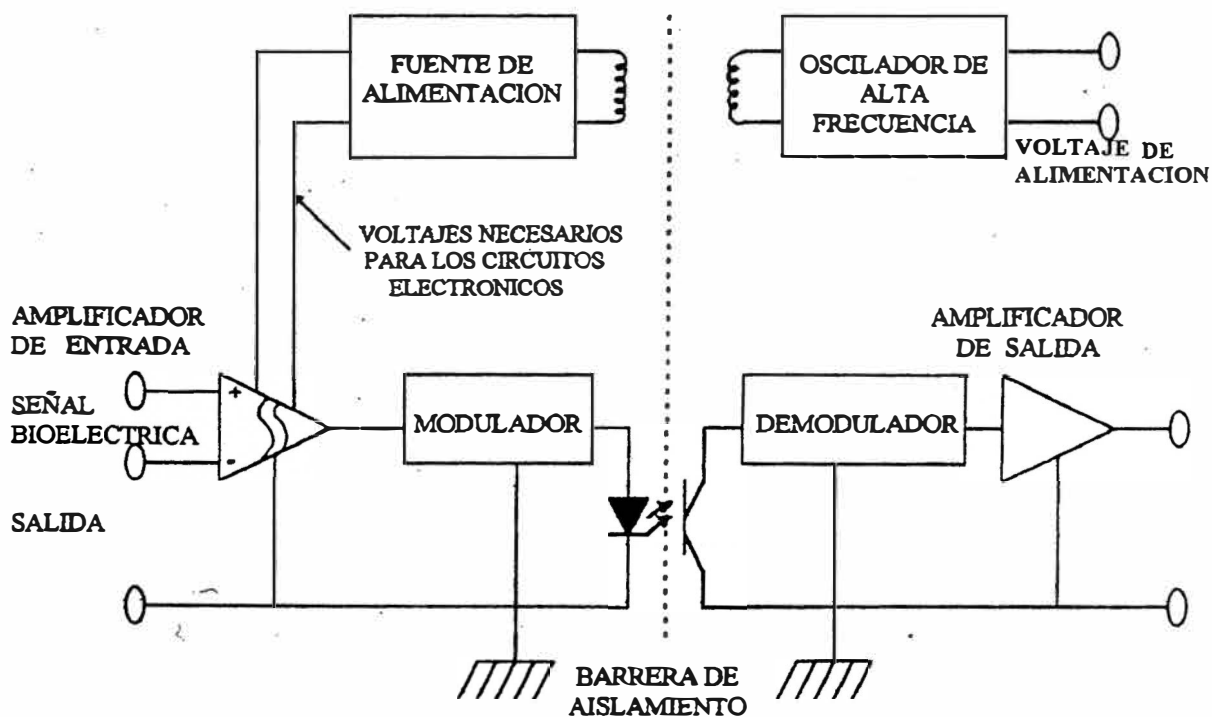


Figura 1.7. Amplificador Flotante

- - vs. Temperatura (0°C a 70°C) : $\pm 0.0075\% / ^\circ\text{C}$
- - No linealidad : $\pm 0.05\%$

2. Rangos de voltajes de entrada

- Rango diferencial, $G = 1$: $\pm 5 \text{ V}_{\text{min}}$
- Máxima entrada diferencial
- - Continuas : $240 \text{ V}_{\text{máx.}}$
- - Pulso, duración 10ms, 1pulso/10s : $\pm 6500 \text{ V}_p \text{ máx.}$

Máxima CMV, entrada a salida

- AC, 60Hz, duración 1 minuto : $2500 \text{ V}_{\text{r m s}}$
- Pulso, duración 10 ms, pulso/10s : $\pm 2500 \text{ V}_p \text{ máx.}$
- Con 510K en serie con el blindaje: $\pm 5000 \text{ V}_p \text{ máx.}$
- Continuo, AC o DC : $\pm 2500 \text{ V}_p \text{ máx.}$

CMR, entrada a salida, 60HZ , $R_s = 5\text{K}$

- Impedancia de la fuente estable : 114 dB
- Impedancia de la fuente inestable : $110 \text{ dB}_{\text{min}}$

CMR, entrada a blindaje, 60Hz:

- Impedancia de la fuente inestable
a 1 Kohm . : 78 dB
- Corriente de fuga máxima, entradas
a la potencia común. vs. 114 Vac , 60Hz : $2 \text{ uA}_{\text{r m s máx.}}$

3. Impedancia de entrada

- Diferencial : $10^8 // 70 \text{ pf}$
- Sobrecarga : 300 k
- Modo común : $5 \times 10^{10} // 20 \text{ pf}$

4. Corriente de entrada diferencial

- Inicial a 25°C : $\pm 7 \text{ nA max}$
- vs. Temperatura (0°C a 70°C) : $\pm 0.1 \text{ nA/}^\circ\text{C}$

5. Ruido de Entrada

- Voltaje, $G = 10$:
- 0.05 Hz a 100 Hz : 8 uV p-p
- 10 Hz a 1Khz : 10 uV r m s

Corriente:

- 0.05 Hz a 100 Hz : 5 pA p-p

6. Respuesta de frecuencia:

- Pequeña señal - 3dB, $G = 1$ a 10 : 1 KHz.
- Velocidad de variación : 25 mV / us

Potencial total, salida a 10V p-p:

- Ganancia = 1 : 700 Hz
- Ganancia = 10 : 200 Hz
- Tiempo de recuperación, a 100 uV después de la aplicación de 6500 Vp, con pulso de entrada diferencial : 200 ms

7. Voltaje de offset referido a la

- Entrada inicial a 25°C, ajustable a cero : $\pm (5+20/G) \text{ mV}$
- vs. Temperatura (0°C a 70°C) : $\pm (1+150/G) \text{ uV / }^\circ\text{C}$
- vs. Fuente de voltaje : $\pm 1 \text{ mV/\%}$

8. Rango de salida

- Voltaje, carga 50 Kohm : ± 5 V min.
- Impedancia de salida : 1 Kohm
- Salida ripple. Ancho de banda 1 Mhz : 5 mV p-p

9. Salida de potencia aislada

- Voltaje, carga 5mA : 8.5 V dc
- Precisión : 5%
- Corriente : 5 mA min.
- Regulación, sin carga y a plena carga : 0, -15%
- Ripple, ancho de banda de 100 Khz. : 100mV p-p

10. Fuente de poder, polaridad simple

- Voltaje rango de funcionamiento : ± 15 V dc
- Voltaje de operación : $\pm (8 \text{ a } 15.5)$ V dc
- Corriente fija : ± 10 mA

11. Rango de temperatura

- Rango de funcionamiento : 0°C a 70°C
- Operación : -25°C a +85°C
- Almacenado : -55°C a +85°C

- Descripción General

El modelo 284J es un amplificador con aislamiento, caracterizándose por suministrar una fuente DC de aislamiento, 8.5V dc .vs. 5mA de carga; 2500V dc aislamiento sobre tierra (CMV) y 110 dB mínimo del CMR a 60 Hz, 5 Kohm variable de la

fuente.

Este diseño baja la no-linealidad a 0.05 % .vs. 10 Vp-p de salida; ganancia estable de 0.0075 %/ °C e impulso de entrada de compensación de 15 uV/ °C a una ganancia de 10.

Usando técnicas de modulación con un transformador de aislamiento confiable, el modelo 284J interrumpirá los lazos a tierra, mostrando una trayectoria a los altos voltajes transitorios de 5 Vp (pulso de 10 ms) a condición de una respuesta DC a 1 Khz. (-3 dB) sobre un rango de ganancia regulable de 1 a 10.

Los modelos 284J's tienen su estado de entrada completamente flotante y las fuentes con aislamiento flotante para las entradas circuitales, facilita la versatilidad para aplicaciones en el área de la Medicina.

- Teoría de Operación

El desempeño del circuito integrado 284J se deriva en la técnica de aislamiento, el cual, es utilizado para transferir dos señales y la potencia entre la etapa de entrada del amplificador y el resto del circuito. En la figura 1.8. se muestra el diagrama de bloque del circuito integrado 284J.

La resistencia de protección de entrada de 320 Kohm limita la entrada de la corriente diferencial durante el período de saturación del amplificador y además limita su salida aproximadamente a 35 uA, en caso de que falle el preamplificador.

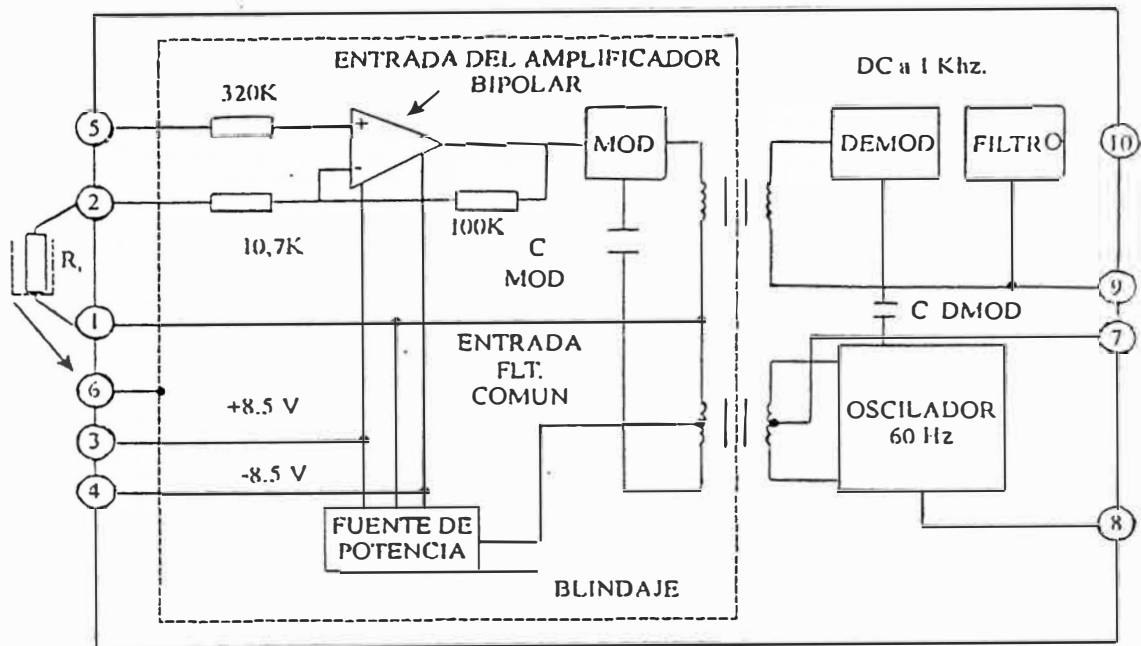
La entrada bipolar del preamplificador opera en el modo no inversor.

La ganancia puede ser de 1 a 10, cambiando el valor de la resistencia R_i . Para mantener el CMR alto, el valor de la resistencia deberá ser preciso.

El mejor funcionamiento es operando el circuito integrado 284J con una ganancia de 10; esto es, realizando la unión de los terminales 1 y 2.

Las fuentes con aislamiento flotante para las entradas de los circuitos como los amplificadores buffer, los amplificadores en la instrumentación, calibración de señales y los transductores están suministrado por V_{iso+} y V_{iso-} .

El aislamiento del CMV alto es realizado por el bajo filtraje del transformador conectado entre la entrada del preamplificador, la sección del modulador y la salida



$$\text{Ganancia} = \frac{100 \text{ K}}{(10.7 + R_i) \text{ K}} + 1 \quad (1 \text{ V/V a } 10 \text{ V/V})$$

Pines:

1. Entrada baja (LO IN) / Aislamiento común
2. Ganancia
3. Voltaje de aislamiento positivo (+ Viso)
4. Voltaje de aislamiento negativo (- Viso)
5. Entrada alta (HI IN)
6. Blindaje
7. Voltaje de alimentación (+Vs)
8. Borne común
9. Salida baja (LO OUT)
10. Salida alta (HI OUT)

Figura 1.8. Diagrama de Bloques del IC 264J

del circuito. Solamente la capacitancia del filtraje de 20 pF entre el blindaje de la sección de entrada y el resto del circuito mantiene el CMR a un alto valor.

- Aplicaciones en Diseños Biomédicos

En todo equipamiento biomédico y monitoreo como el diagnóstico y registro portátil del electrocardiógrafo, el circuito integrado 284J ofrece protección a una posible avería de sobre corriente originada por pulsos picos de entrada de los 5 KV del Desfibrilador.

El registro del bajo nivel de la señal bioeléctrica es corregida con los circuitos Integrados 284J. Además tiene bajo ruido de entre ($\mu\text{V p-p}$) y un alto CMR (mínimo 110 dB).

Siendo las aplicaciones generales:

a.- Monitor Cardíaco

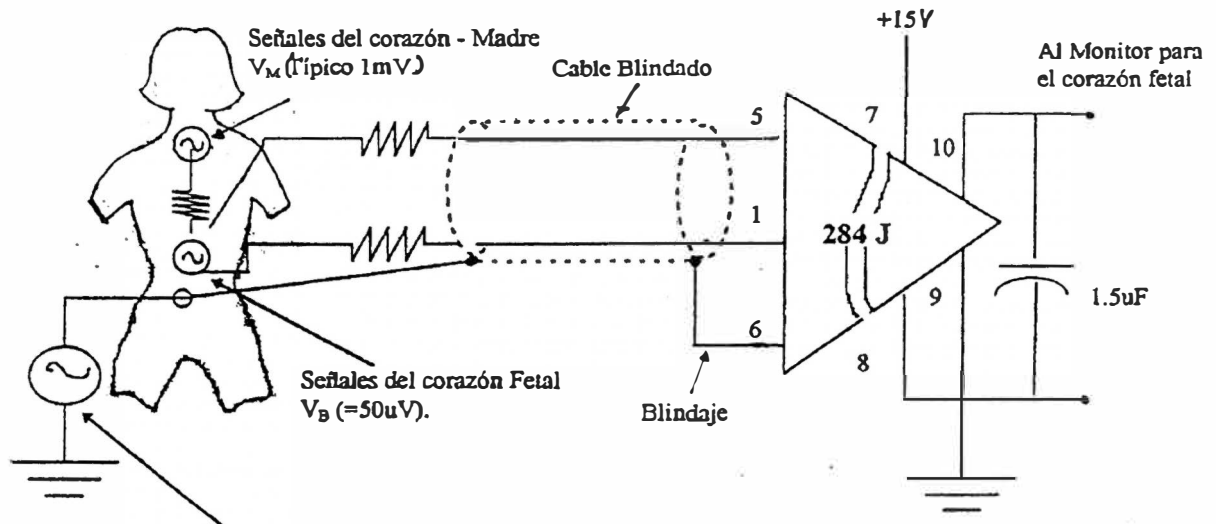
Las señales del corazón pueden ser enmascarados por el ruido muscular, ruido electroquímico, voltaje residual del electrodo, ruido de la línea de alimentación a 60 Hz.

Para conseguir un buen funcionamiento en el diseño del monitor cardíaco se puede emplear los circuitos integrados 284J's que tienen un alto CMR en el ancho de banda DC a 100 Hz y una impedancia de salida de 5 Kohm.

Una exigencia particular del electrocardiograma es su aplicación en el monitoreo del corazón fetal como se ilustra en la figura 1.9.

El bajo ruido de entrada del circuito integrado 284J y el CMR dual contribuye a mejorar esta aplicación para la obtención de las señales fetales en el electrocardiograma.

La separación entre los latidos del corazón de la madre y del feto es 78 dB dado por el CMR que ocurre entre la entrada de los electrodos y el pin de blindaje del circuito integrado, mientras los 110 dB del CMR se dan desde la entrada de tierra referencial del circuito integrado y la salida del cable blindado a 60 Hz.



Apagado - Voltaje en el modo común
Debido a ruidos, fugas, etc $V_{CM} (\approx 1mV \text{ a } 100mV)$

$$V_o = V_b + V_m / 78 \text{ dB} + V_{CM} / 110 \text{ dB}$$

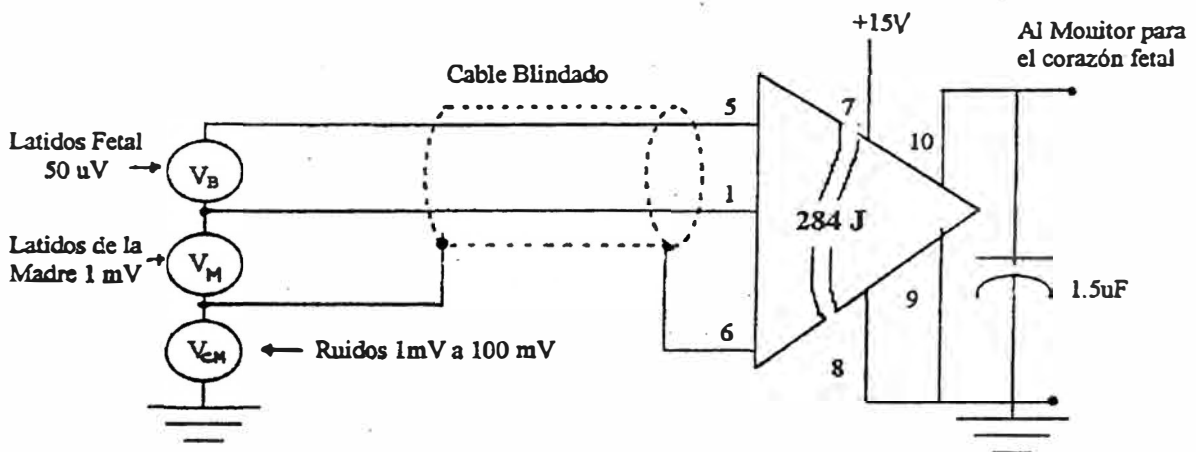


Figura 1.9. Amplificador 78 dB. Entrada a blindaje, CMR para separar el tiempo de los latidos fetales de la madre. 110 dB. Entrada a tierra, CMR atenúa a 60 Hz.

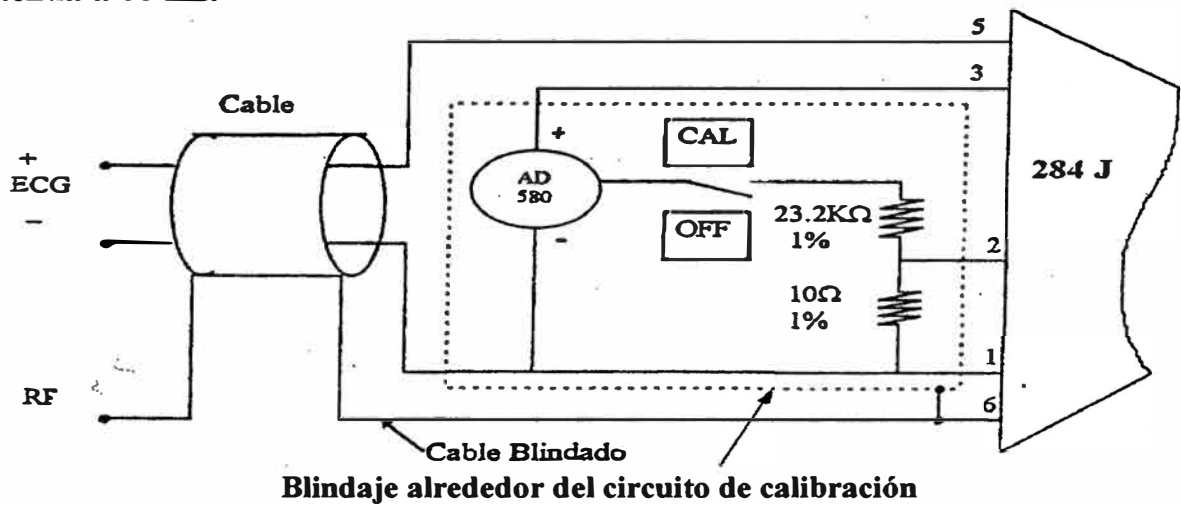


Figura 1.10. Electrocardiógrafo empleado en un electrodo con circuito de calibración 1 mV e impedancia de apagado

además de otras interferencias externas.

b.- Electrocardiógrafo empleando un electrodo

La aplicación de un electrodo para la obtención de la señal en el electrocardiógrafo; el circuito integrado 248J utiliza 2 cables de transmisión (Ver figura 1.10.).

La señal flotante puede ser conectada directamente a los terminales HI IN y LO IN, empleando el blindaje del circuito integrado enlazada en la pierna derecha del paciente para una mejor aplicación del CMR.

Utilizando las fuentes de aislamiento del circuito integrado 284J, la calibración de la señal es simple; así mismo, que la aplicación del electrocardiograma con este circuito Integrado tiene un modo sencillo de "apagado" siempre que exista condición en la entrada.

Un "apagado" con la condición ($R_s = \infty$) causará que el terminal HI OUT tenga un nivel de saturación negativa $e_o = (-8.5V \text{ a } -9.5V)$ a $V_s = +15V$.

c. Electrocardiógrafo empleando varios electrodos con referencia de la pierna derecha.

Un amplificador con aislamiento "Ideal" para la aplicación del electrocardiógrafo clínico es el empleado circuito integrado 284J que es pequeño y con gran nivel de aislamiento (Ver figura 1.11.), este aislamiento puede ser aprovechado para el buen funcionamiento de un electrocardiógrafo portátil.

En esta aplicación, la entrada del circuito integrado 284J es configurado como un amplificador con un CMR alto para una entrada flotante común.

La referencia de la pierna derecha mejora el CMR entre la entrada y el aislamiento común al poner a cero cualquier CMV existente entre estos puntos.

El voltaje de aislamiento (V_{iso}) es usada para poner la señal de calibración a 1 mV entre la carga del amplificador buffer y los terminales de los cables del paciente.

1.1.5. Funcionamiento del Electrocardiógrafo en Diagrama de Bloques

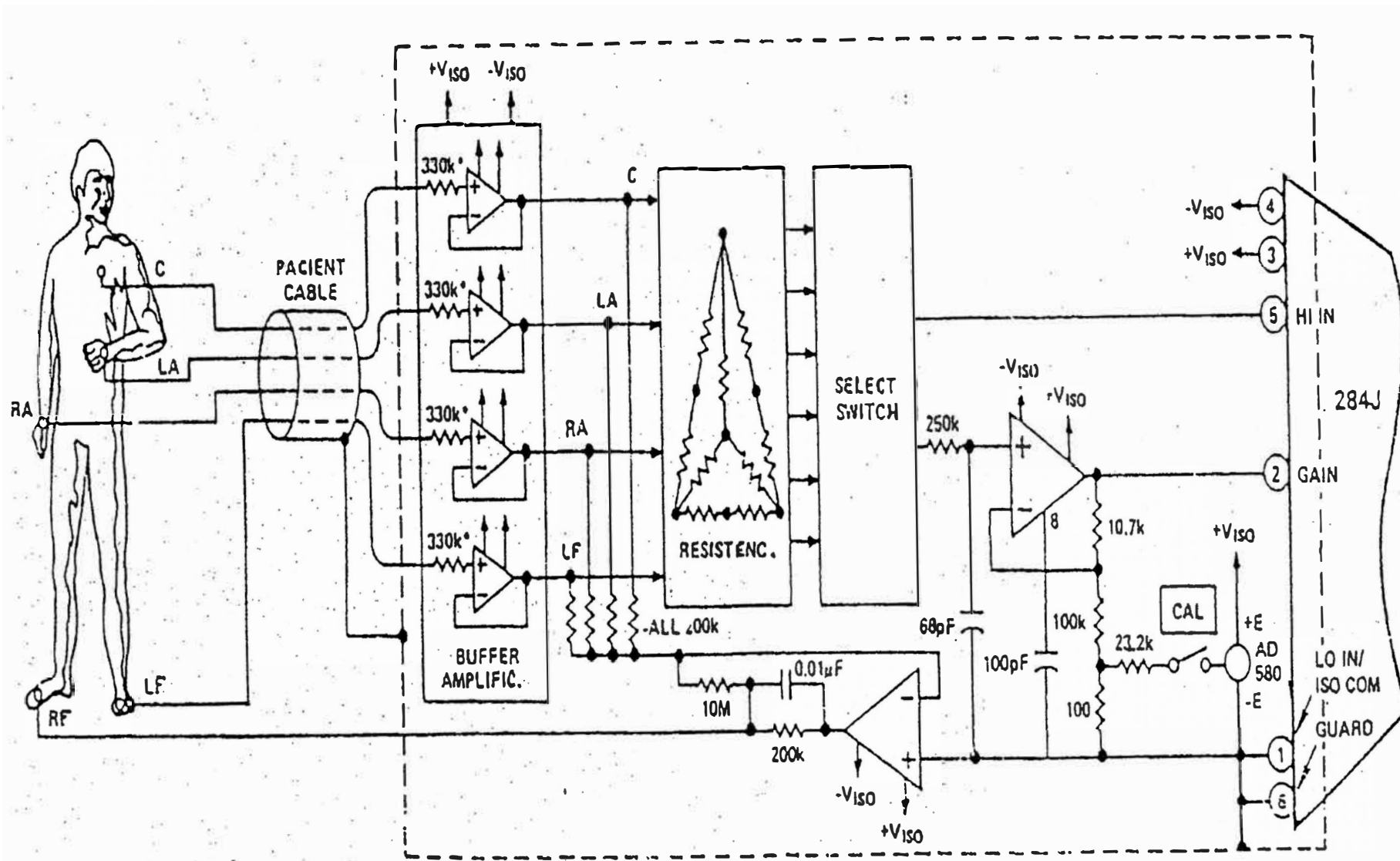


Figura 1.11. Aplicación en un electrocardiógrafo empleando el modelo 284J

El diagrama de bloques de un electrocardiógrafo se puede observar en la figura 1.12.

Los electrodos que van conectados al paciente (RA, LA, LF, V1-V6) van conectados a amplificadores buffer que permite alta impedancia de entrada y ganancia unitaria.

Los mismos se conectan a la red de resistencias, más conocido como red de Wilson a través de un interruptor que selecciona la derivación que se desea analizar y a su vez ésta se conecta al amplificador de aislamiento diferencial.

Al amplificador de aislamiento se le conecta un generador que proporciona un pulso de 1 mV con el objetivo de calibrar el electrocardiógrafo. A la señal de salida de este amplificador se le conecta en serie un condensador que permite desbloquear cualquier componente de corriente directa a la vez que deja pasar la corriente alterna (señal del electrocardiograma) garantizando el ancho de banda necesaria.

Conjuntamente con el condensador antes mencionado se conecta un interruptor que permita fijar cero voltios a la entrada del segundo amplificador. Esto es necesario puesto que al cambiar de una derivación a otra aparecen voltajes de offset que desplazan al puntero del electrocardiógrafo.

Posteriormente la señal es nuevamente amplificada y pasa a través de un potenciómetro que permite regular la ganancia total, la señal es enviada a un filtro superior de 60 Hz seleccionable a opción del operador y que permite reducir en gran medida toda interferencia de corriente alterna sobre-impuesta a la señal del electrocardiograma. Después de este bloque, la señal es enviada al amplificador de potencia, capaz de suministrar el suficiente voltaje y corriente del galvanómetro.

En este bloque de salida existe un circuito de realimentación negativa que mediante un potenciómetro se ajusta la respuesta de frecuencia del conjunto amplificador de salida - galvanómetro. Este potenciómetro se denomina ajuste del "Damper".

Paralelamente a lo anteriormente explicado existe un bloque que permite regular la temperatura del puntero, para así obtener y ajustar un correcto trazo del electrocardiograma.

También es necesario otro bloque para la regulación de la velocidad del papel. En muchos casos esta velocidad es seleccionable en tres rangos y se da en mm/seg.

Por último se encuentra el bloque de la fuente de voltaje encargado de suministrar

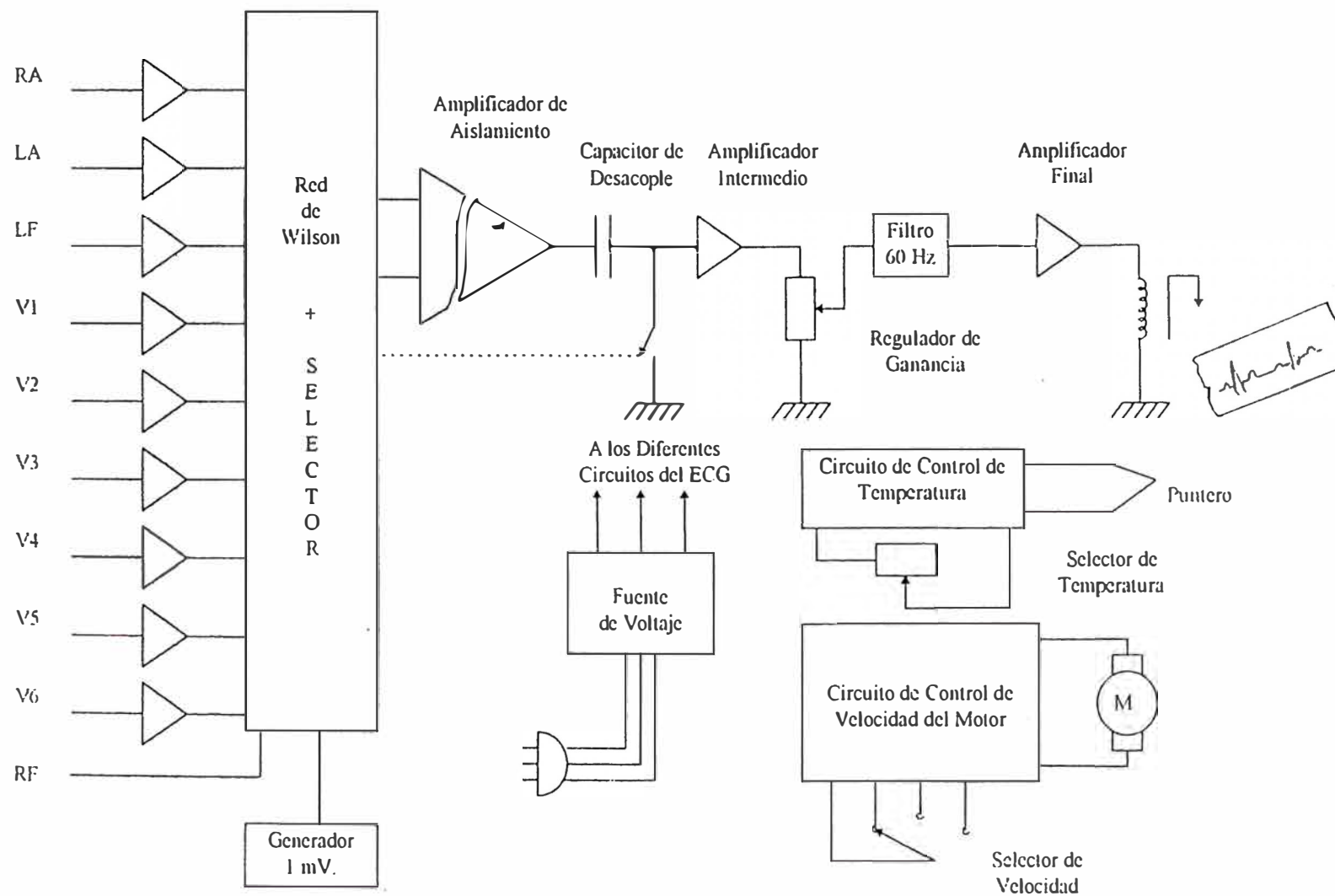


Figura 1.12. Diagrama de Bloque del Electrocardiógrafo.

todos los voltajes necesarios a los diferentes circuitos electrónicos que conforman el electrocardiógrafo.

1.1.6. Colocación de los Electroodos para las Derivaciones Precordiales o Torácicas

Para las derivaciones precordiales o unipolares de tórax o también conocidas como derivaciones de Wilson, se fija adicionalmente un electrodo al tórax con una cinta de goma perforada o una ventosa, cuando el cable del paciente es de cinco vías.

Cuando se usa un cable para paciente de diez vías se aplicará simultáneamente todos los electrodos al tórax.

Los puntos de derivaciones en la caja torácica para las derivaciones V1 hasta V6 de fijan de manera siguiente (Figura 1.13.):

- V1: Cuarto espacio intercostal derecho en el borde esternal derecho.
- V2: Cuarto espacio intercostal junto al borde esternal izquierdo.
- V3: En la quinta costilla equidistante entre V2 y V4
- V4: Quinto espacio intercostal sobre la línea medio claviclar izquierdo.
- V5: Entre V4 y V6 sobre la línea axilar anterior izquierda
- V6: Sobre la línea axilar central a la altura de V4.

1.1.7. Diagnóstico General en función del registro de Señales del Electrocardiógrafo (ECG)

La utilización de técnicas incorrectas es una de las causas más comunes de registros inadecuados en los electrocardiógrafos, resultando en errores y defectos que interfieren con la interpretación. Los errores más comunes son provocados generalmente por movimientos del paciente, temblores musculares, electrodos fijados incorrectamente

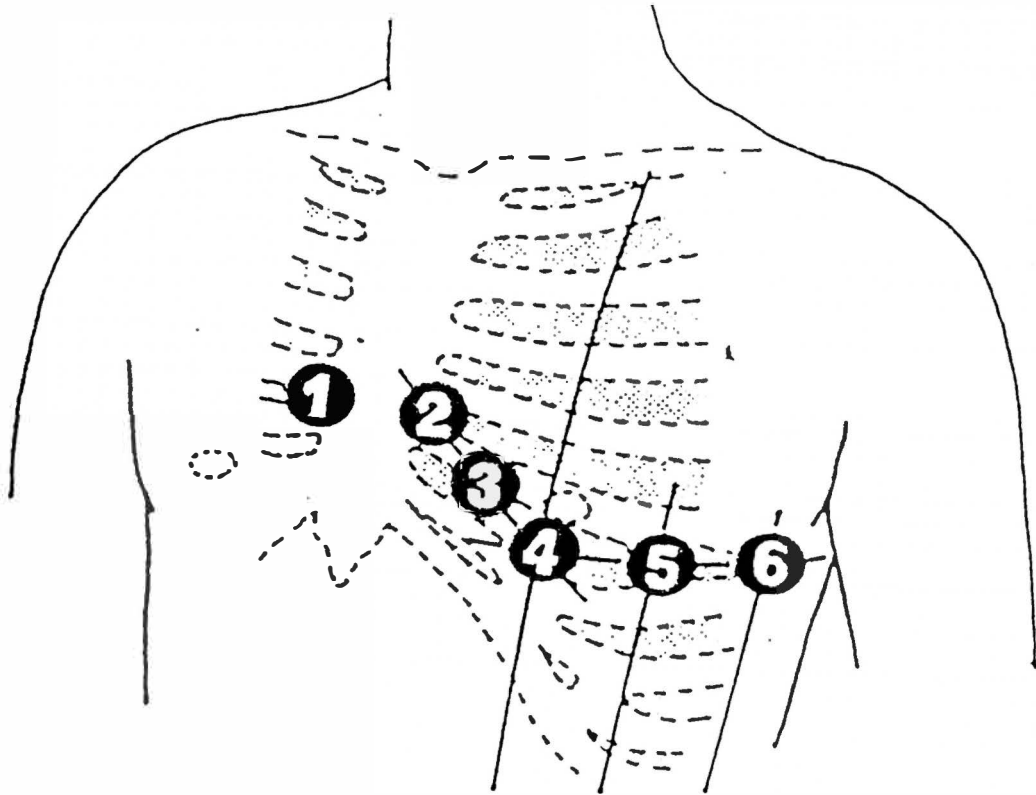


Figura 1.13. Colocación de los Electrodo para Derivaciones V1 – V6.

o interferencia eléctrica (CA).

a.- Indicación de sobrecarga

El electrocardiógrafo tiene un indicador para alertar al operador de la existencia de una condición de sobrecarga. Esta condición de sobrecarga puede ser causada por la polarización del electrodo debido a un impulso del Desfibrilador. Cuando ocurre dicha condición, la forma de onda en el electrocardiograma no proporcionará una indicación fiel de la actividad cardiaca del paciente. El usuario debe tener cuidado de no interpretar mal la condición del paciente durante una condición de sobrecarga.

b.- Movimiento del paciente

Los movimientos del paciente pueden provocar deflexiones anormales en el electrocardiógrafo que varían desde vibraciones irregular en la frecuencia y amplitud debido a contracciones o temblores musculares, a cambios violentos en la línea basal producidos por movimientos corporales o de los electrodos (Ver figura 1.14.). Para minimizar este tipo de error es necesario obtener una total cooperación del paciente.

Se puede entender con una simple explicación y por qué es necesario relajarse, o puede requerir una cama más grande o más cómoda. En algunos casos el temblor somático puede ser inevitable, pero se puede reducir sus efectos haciendo que el paciente ponga sus manos debajo de sus glúteos.

c.- Electrodo instalados incorrectamente

En la figura 1.15. se da un ejemplo de movimiento de la línea basal producidos por electrodos sueltos. Si la línea basal no se estabiliza cerca del centro del papel, dentro de varios segundos del primer intento de registrar un electrodo particular, es necesario verificar que el electrodo esté fijado correctamente. La línea se normalizará dentro de unos pocos segundos. Si la línea se mueve hacia arriba y hacia

abajo probablemente se debe a la respiración del paciente.

d.- Interferencia Eléctrica (CA)

La interferencia eléctrica puede destruir una gran porción de un registro del electrocardiograma al producir una línea basal ancha. Su amplitud depende de la intensidad de la fuente de CA y el electrodo que se está registrando. Normalmente en un electrodo particular la amplitud es constante. La frecuencia de la señal de interferencia corresponde a la frecuencia de alimentación (60 Hz). Ver Figura 1.16.

Reducción o eliminación de los efectos de la CA:

- Se ubica el instrumento de modo que el cable eléctrico de alimentación esté alejado del paciente y del cable del paciente. No pase el cable por debajo o cerca del paciente o la camilla.
- Se asegura que la unidad esté conectada a tierra correctamente a través del tomacorriente de la pared al cual está enchufado.
- Los cables de los electrodos del cable del paciente deben colocarse tan cerca uno de los otros como sea posible y deben seguir el contorno del cuerpo. No forme lazos con los excesos de los cables de los electrodos; refuézalos juntos para eliminar el exceso de longitud.
- Los equipos de Rayos X o Diatermias en salas adyacentes no deben estar funcionando. Otros equipos eléctricos, incluyendo camas de operación eléctrica y lámparas, también pueden crear interferencias, si estos aparatos causan el problema, deben desconectarse.
- La instalación eléctrica en las paredes y techo también es una posible fuente de interferencia. Frecuentemente, mover la camilla del paciente a una ubicación diferente dentro de la habitación resolverá el problema. En ocasiones, en casos muy severos, podría ser necesario colocar una pantalla conectada a tierra entre la fuente de CA y el paciente.

e.- Empleando un filtro para CA

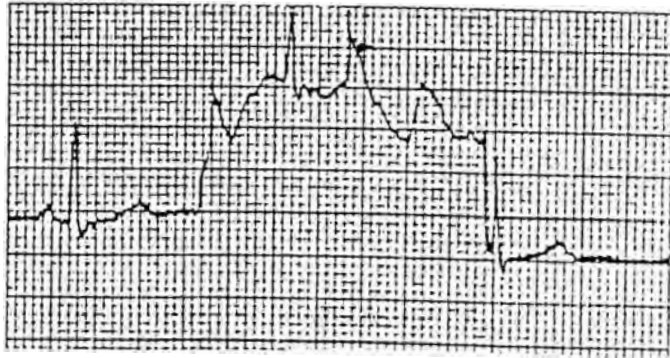


Figura 1.14. Temblor Somático y movimiento del Paciente.

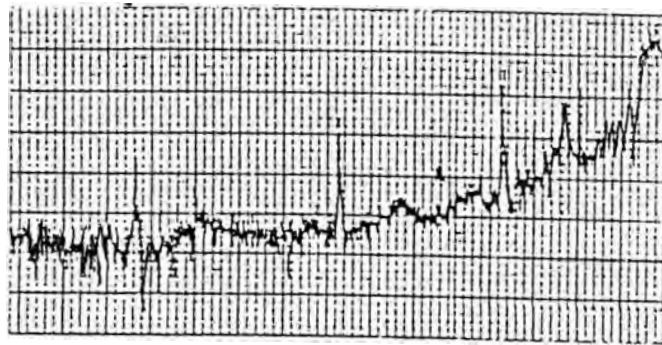


Figura 1.15. Electrodo Suelto.

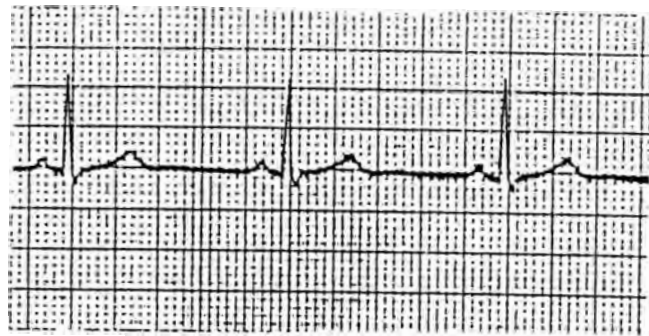


Figura 1.16. Corriente Alterna.

La selección de una respuesta de frecuencia filtrada o no filtrada esta determinada por los parámetros prefijados. Sin filtrado el pulso de calibración tiene una esquina relativamente cuadrada y un ascenso y caída instantánea para comenzar el trazado.

Con una respuesta filtrada las esquinas no son cuadradas y el ascenso y caída para comenzar el trazado tienen más pendiente.

Las líneas simuladas (Ver las figuras 1.17.a. y 1.17.b.) muestran ejemplos típicos de registros con o sin filtrado.

1.2. Monitores Cardíacos

1.2.1 Introducción

Los pacientes en estado grave fundamentalmente con problemas cardíacos, necesitan ser internados en salas especiales donde necesitan un esmerado cuidado por parte de los médicos y enfermeras. Tales salas se le denominan Salas de Cuidados Intensivos.

Los médicos necesitan un gran número de información del estado del Paciente. Estas informaciones vienen por varias vías; tales como: sus propios conocimientos, los análisis del laboratorio y mediante un gran número de aparatos electrónicos que conectados al paciente permiten obtener una gran información del enfermo.

Los datos comúnmente obtenidos son:

- Monitoreo de la forma de onda o actividad eléctrica del corazón y su ritmo cardíaco.
- Presión arterial.
- Temperatura
- Forma de onda de la respiración y el ritmo respiratorio.
- Electroencefalograma.

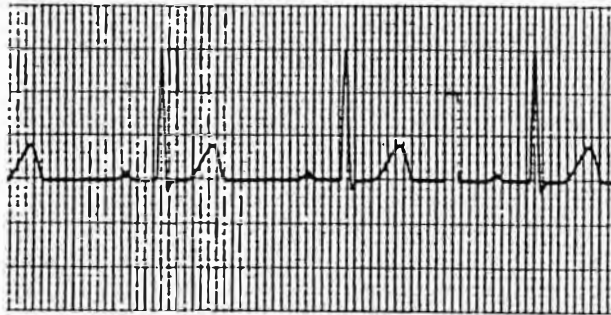
Estos parámetros se obtienen por medio de equipos llamados Monitores que generalmente se encuentran ubicados al lado del paciente y en algunos casos estos a



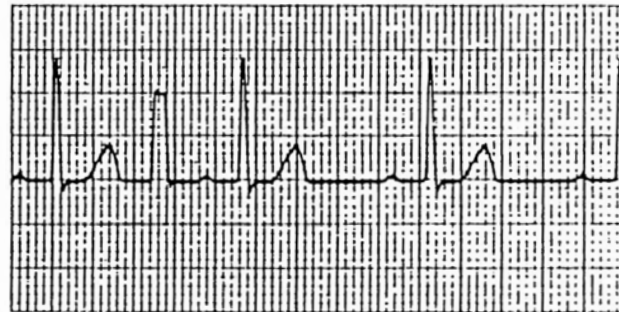
Temblo Somático sin Filtro



El mismo ECG con Filtro Encendido

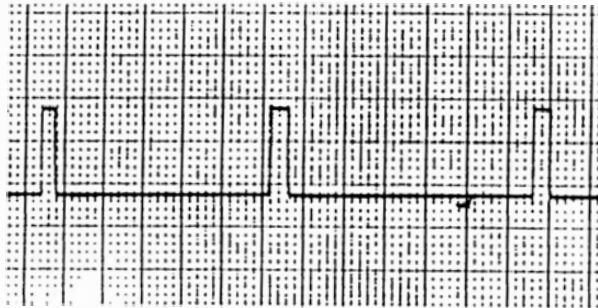


Complejos QRS (sin Filtrado)

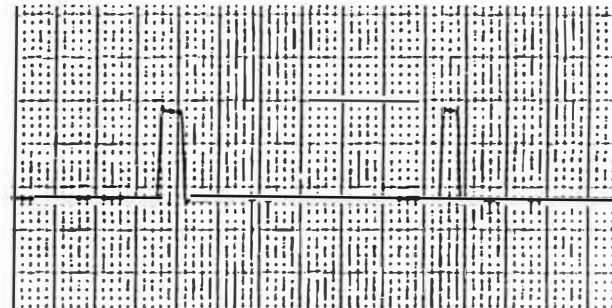


**El mismo ECG con Filtro Encendido,
Note la mínima pérdida de
amplitud de la onda R**

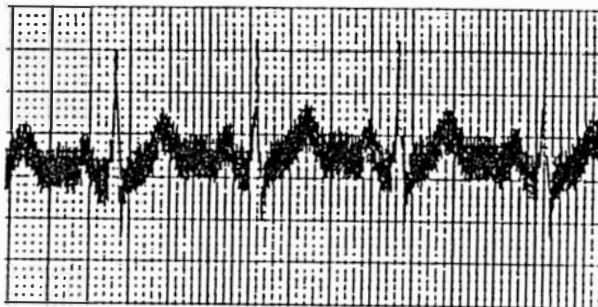
**Figura 1.17.a. Electrocardiograma típico con y sin Filtro –
Temblo Somático y Complejos QRS.**



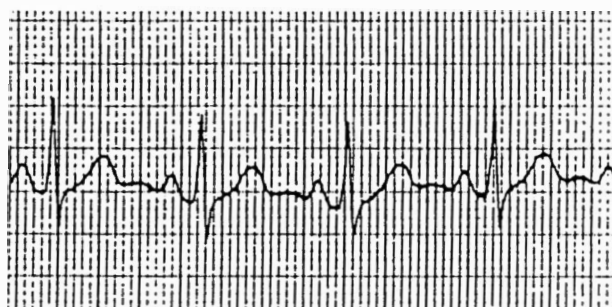
Calibración sin Filtro



Calibración con Filtro Encendido,
Note los pequeños sobrepulsos
en el borde delantero



CA Moderada sin Filtro



El mismo ECG con Filtro Encendido

**Figura 1.17.b. Electrocardiograma típico con y sin Filtro –
Calibración y CA moderada.**

su vez se encuentran conectados a una consola central (ver figura 1.18).

El monitoreo del paciente realiza de forma permanente o al menos mientras dure su estado crítico; permitiendo una información constante y brindando alarmas en el caso de que algún parámetro se desvíe de los valores permisibles.

1.2.2. Medida de Sonidos Cardíacos

En la actual práctica médica cotidiana la medida de los sonidos cardíacos y la valoración de las cardiopatías es un medio esencial de diagnóstico. Se conoce como sonidos cardíacos a las manifestaciones acústicas breves (hasta 0.12 segundos de duración) desencadenados por la actividad cardíaca e integrada por una mezcla de distintas frecuencias. Se distingue cuatro sonidos cardíacos normales básicos (Ver Figura 1.19.):

El primero se origina en el cierre de las válvulas mitral y tricúspide.

El segundo al cerrarse las válvulas aórticas y pulmonares, debido a su altura de sonido medio y a su intensidad sonora, estos dos sonidos pueden percibirse perfectamente en la auscultación.

Los sonidos cardíacos terceros y cuarto son por el contrario bajos graves, y por tanto difíciles de percibir por el oído humano.

El tercer sonido cardíaco se origina al penetrar la sangre en los ventrículos al iniciarse la diástole. Por ello se le da el nombre de sonido de repleción.

El cuarto sonido tiene su localización cronológica con la fase de contracción de las aurículas y por ese motivo se le conoce también como sonido auricular.

Siendo las pulsaciones / minuto referencial del paciente

Paciente	Pulsaciones / minuto
Recién nacido o Lactante	120 - 160
De 1 a 3 años	90 - 140
De 4 a 6 años	80 - 110
De 7 a 10 años	70 - 100

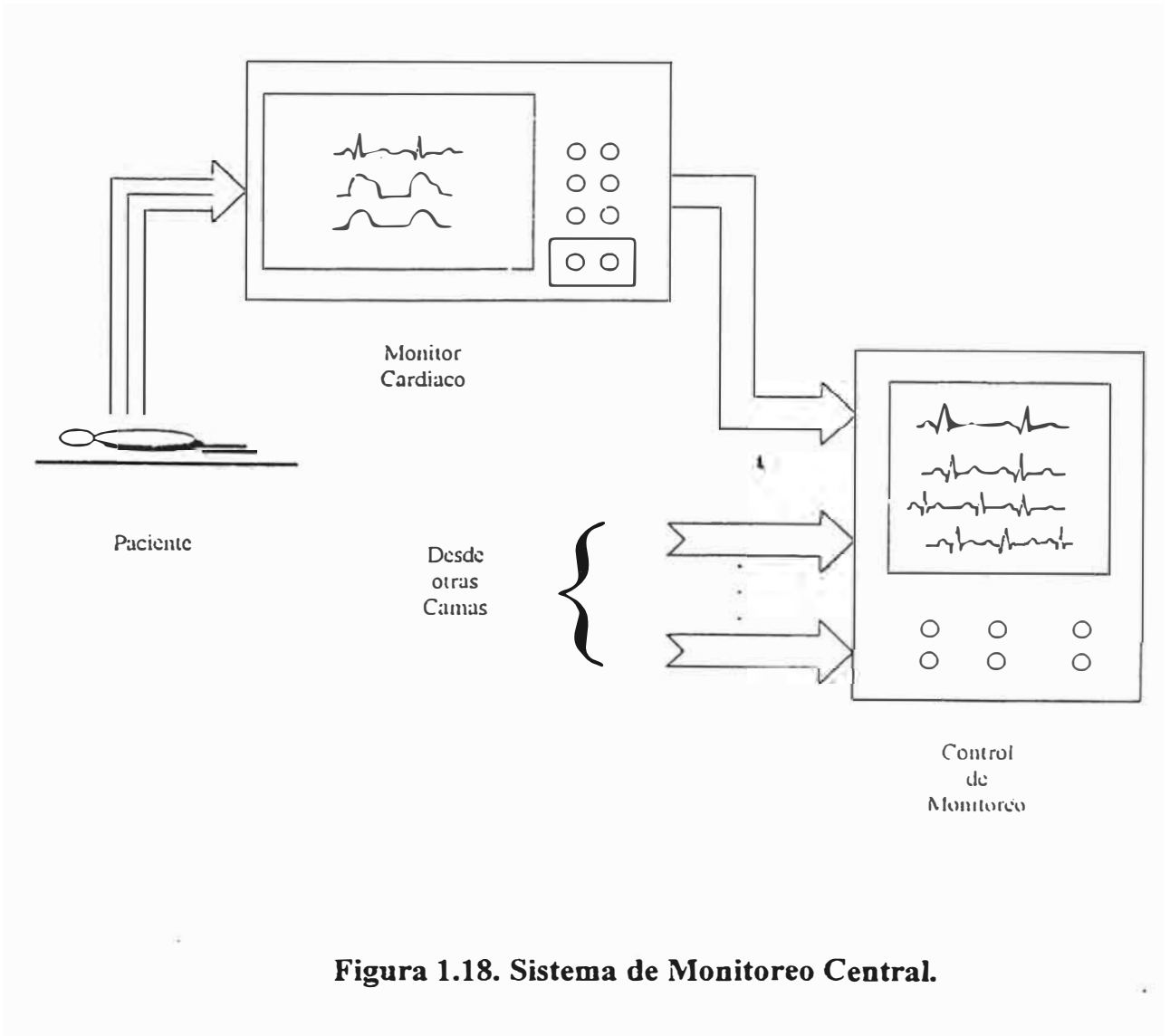


Figura 1.18. Sistema de Monitoreo Central.

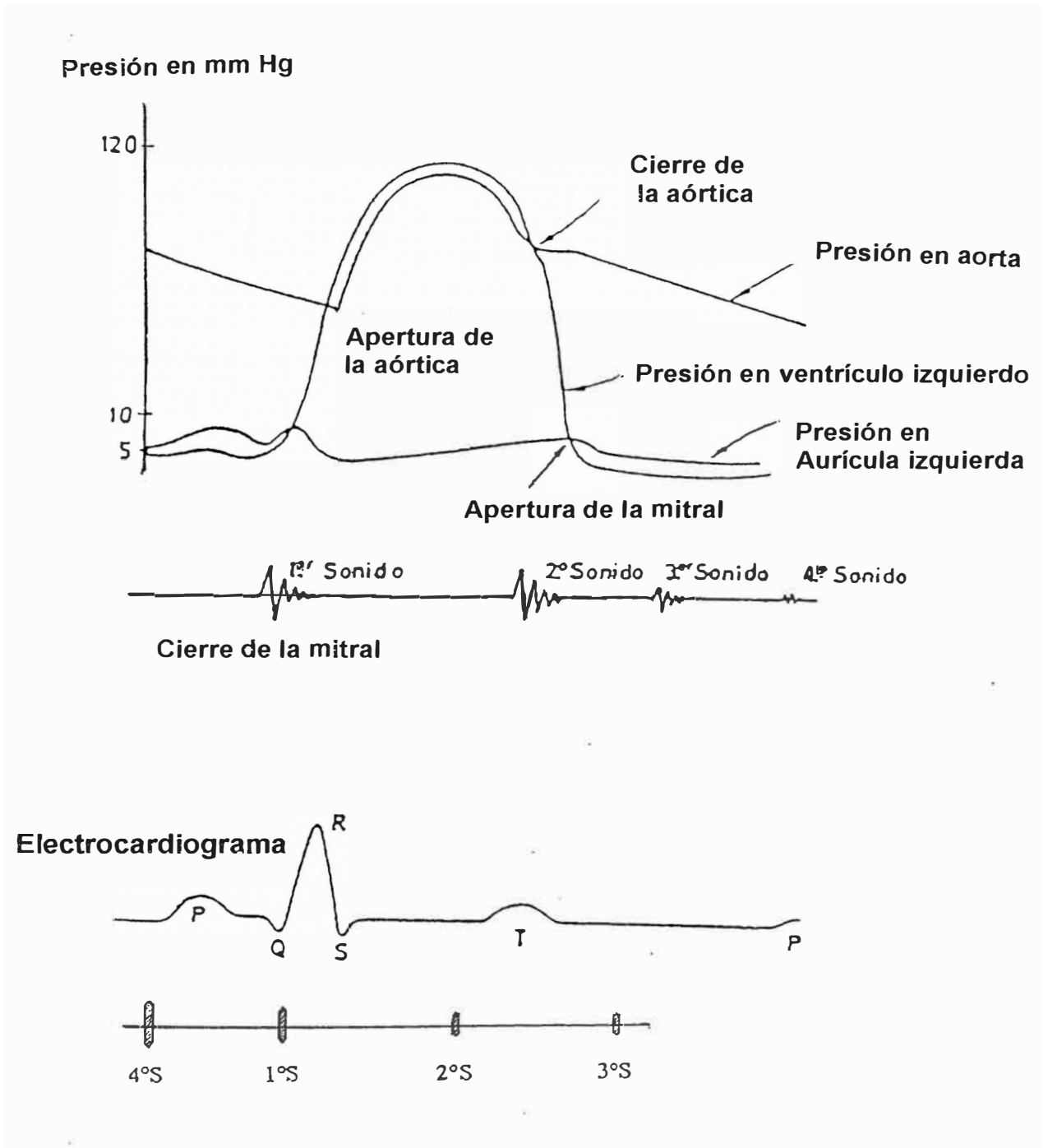


Figura 1.19. Relación de los sonidos cardiacos con el electrocardiografía y las presiones interesantes de corazón y aorta.

De 11 a 19 años	60 - 90
De 20 años adelante	60 – 80

-Monitores

Los monitores en las Unidades de Cuidados Intensivos pueden consistir de un simple amplificador de Electrocardiograma conectado a un osciloscopio para observar constantemente la señal del electrocardiograma, un medidor de ritmo cardíaco, un circuito para detectar la respiración del paciente y de transductores para medir la presión arterial.

A pesar de las muchas diferencias que se pueden encontrar en los monitores, todos cuentan con alarmas, al menos para el ritmo cardíaco, de tal manera que le avise al médico y enfermeras de que el paciente ha caído en algún problema.

1.2.3. Funcionamiento de un Monitor Cardíaco en Diagrama de Bloques

En esencia, una vez estudiado los electrocardiógrafos, los conocimientos adquiridos son válidos para el estudio de los monitores cardíacos.

Los monitores necesitan electrodos para recoger la actividad eléctrica del corazón. En algunos casos cuentan con la posibilidad de recoger todas las derivaciones estándar, pero en una gran mayoría vienen solo con tres electrodos para colocarlos sobre el pecho del paciente; también se hacen usos de amplificadores bioeléctricos para procesar las señales cardíacas y en lugar de papel cuentan con un osciloscopio para observar las diferentes señales. Existe un gran número de circuitos electrónicos con el fin de brindar las alarmas necesarias, así como para procesar cambios de impedancia en los electrodos y brindar una información, así como para monitorear la presión sanguínea.

En la figura 1.20. se puede observar el diagrama de bloque de un monitor cardíaco. Para medir la presión sanguínea se hace uso de transductores especiales compuesto fundamentalmente de un sensor Strain Gage. Un strain gage es un elemento resistivo

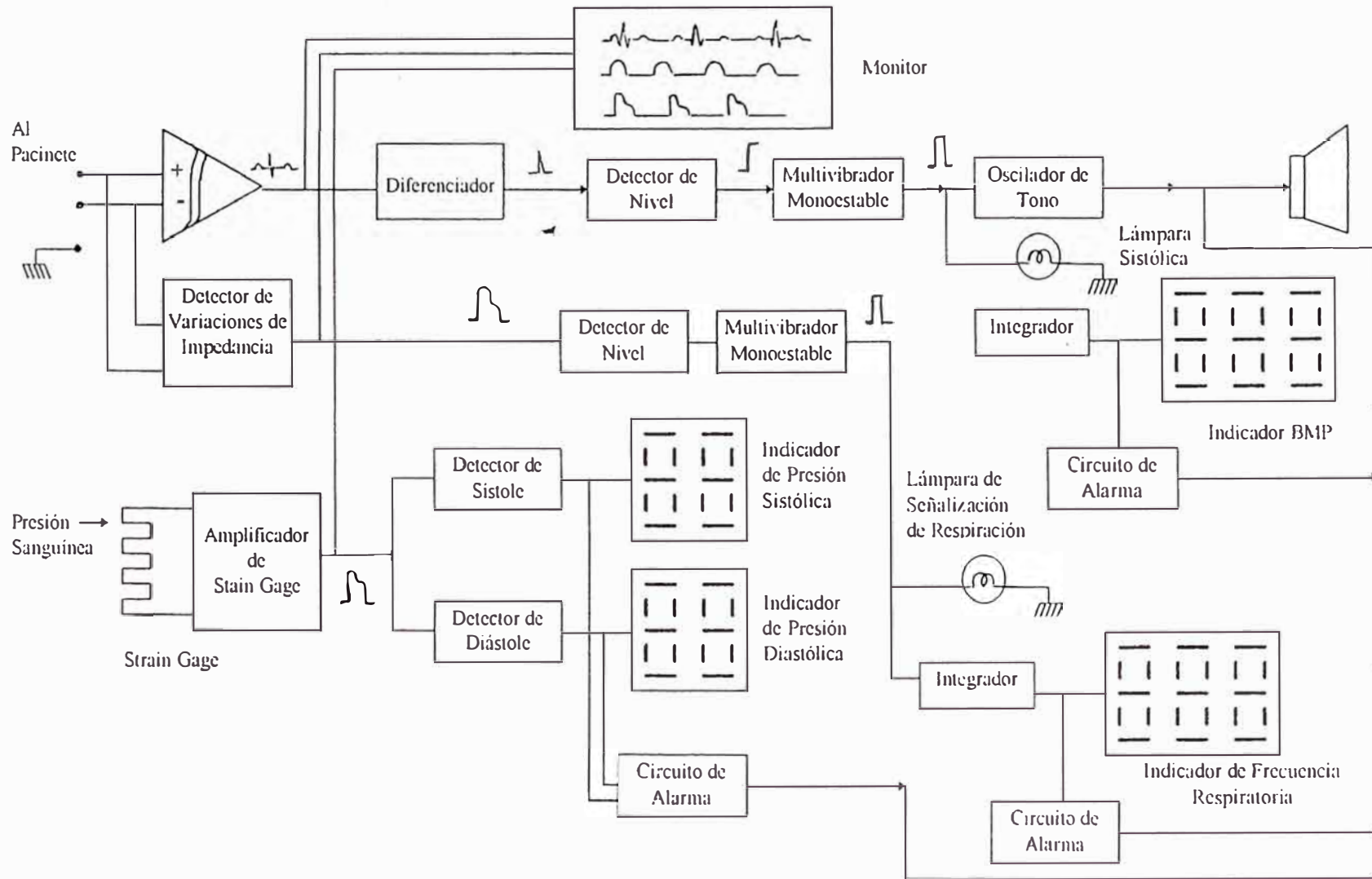


Figura 1.20. Diagrama de Bloque de un Monitor Cardíaco – Unidad de Cuidados Intensivos.

que produce un cambio de su resistencia, proporcional a un esfuerzo mecánico ejercido sobre él. De tal manera que si se introduce en la sangre una sonda o catéter y este a su vez se encuentra conectado a un strain gage, la presión sanguínea ejercida sobre él produce un cambio en su resistencia. Estos cambios son procesados convenientemente y se puede obtener en un display la información de la presión sistólica y diastólica, así como de la forma de onda de la presión.

1.3. Desfibriladores

1.3.1. Introducción

Las arritmias cardíacas peligrosas, especialmente fibrilaciones y Vibraciones (Flutter) de los atrios y ventrículos cardíacos; también determinadas taquicardias ventriculares, pueden interrumpirse por electrochoques.

El salto de corriente se dirige a través del corazón mediante dos electrodos de gran superficie, que se aplican sobre el tórax (descarga de condensador a través de una inductancia).

Los parámetros óptimos de los impulsos, según el campo de la Medicina son:

- a. Impulso eléctrico : De 4 a 10 milisegundos de ancho
- b. Energía de los impulsos : De 50 a 360 Joule en externa.
: De 10 a 70 Joule en interna.

1.3.2. Funcionamiento de un Desfibrilador en Diagrama de Bloques

En la figura 1.21. se muestra el círculo eléctrico básico de un Desfibrilador.

Además de los marcapasos biológicos internos del corazón (nódulo SA), existen también marcapasos potenciales que pueden trabajar cuando hay alguna falla.

Un disparo de varios de estos marcapasos en el ventrículo a una frecuencia mayor que la normal (por ejemplo de 200 a 300 pulsaciones/ minutos) produce un estado oscilatorio en el corazón conocido como fibrilación ventricular, la cual es

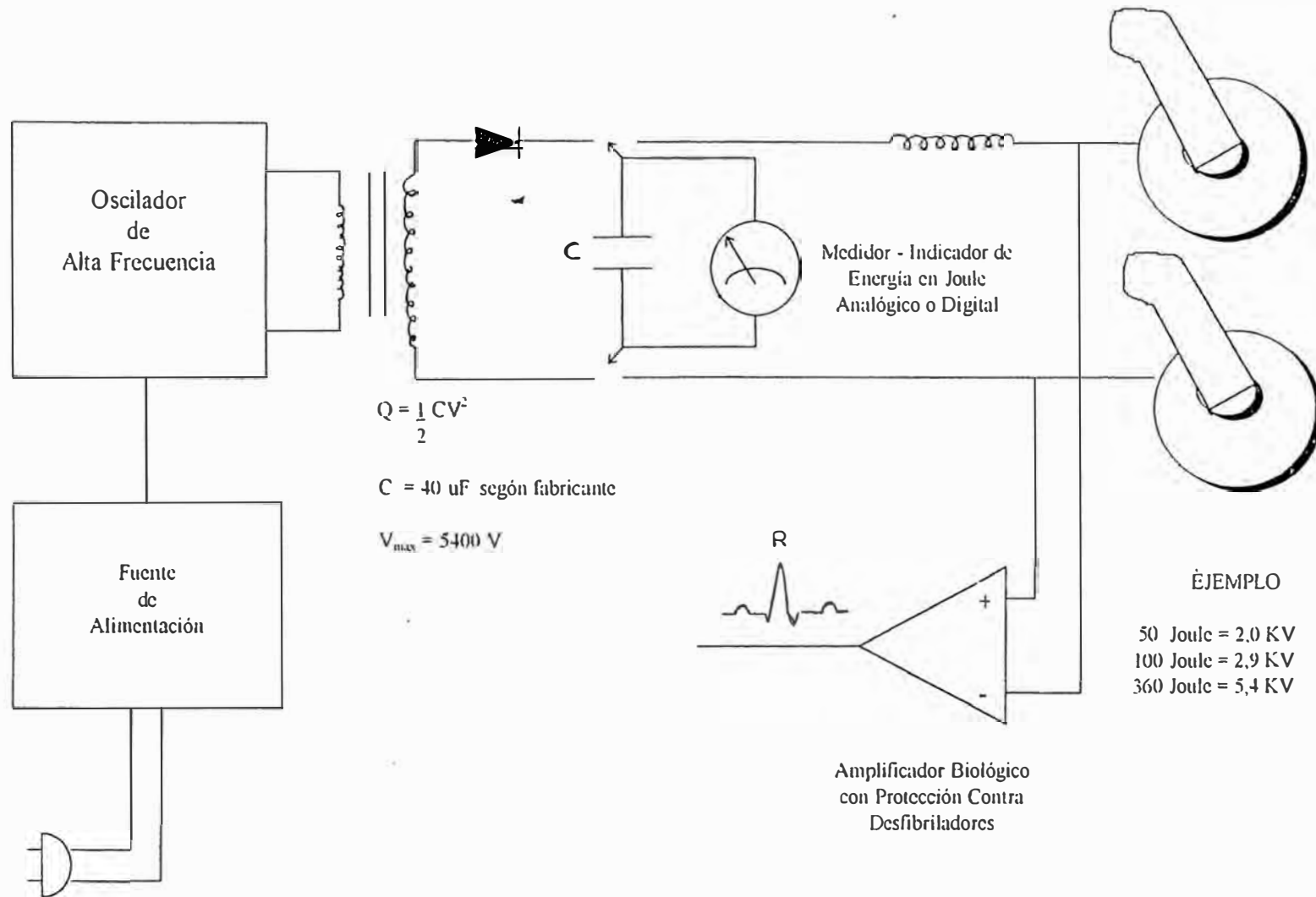


Figura 1.21. Diagrama de bloque de un Desfibrilador.

muy peligrosa. Para tratar de volver al corazón a su ritmo normal se usa el Desfibrilador.

De acuerdo a la figura 1.21. podemos observar que un condensador se carga a muy alto voltaje y después es descargado a través del paciente por los electrodos aplicados al tórax (desfibrilación externa) o con unas paletas o cucharas directamente al corazón cuando el tórax está abierto (desfibrilación interna).

La energía producida por el Desfibrilador es normalmente medida en Joules.

El Desfibrilador puede ser operado instantáneo (no sincronizado) o sincronizado.

Cuando se opera en el modo instantáneo, la energía del condensador es descargada a través del paciente en cuanto el interruptor de disparo se oprima.

Mientras que si opera sincronizado, ocurrirá el disparo cuando ocurra o reciba el equipo una onda R, proveniente del paciente, es decir, que el disparo esta sincronizado con la onda R del paciente.

1.3.3. Instrucciones Generales para la Corriente Directa del Desfibrilador

- a. Se recomienda familiarizarse con la técnica de operación.
- b. Conectar el cable de alimentación de potencia en tensión alterna. (CA).
- c. Se enciende el equipo y si el medidor es análogo se ajusta el control selector de energía en Joule a la descarga deseada y si es digital a la lectura deseada.
- d. Aplique una cierta cantidad de crema conductora (Gel) en las áreas de contacto con el metal de ambas paletas desfibriladora.
- e. La posición de las paletas desfibriladoras en el paciente debe ser tal que una paleta esté sobre el área derecha paraesternal en el tercer espacio intercostal y la otra paleta se situé en el área izquierda infraescapular en el nivel del quinto espacio intercostal.
- f. Se presiona el botón de carga del equipo para almacenar la energía prefijada (mostrada en Joule según el indicador del medidor).
- g. La descarga de la energía se realiza a través de las paletas desfibriladoras con firmeza presionando los interruptores correspondientes al mismo

tiempo (ver figura 1.22.).

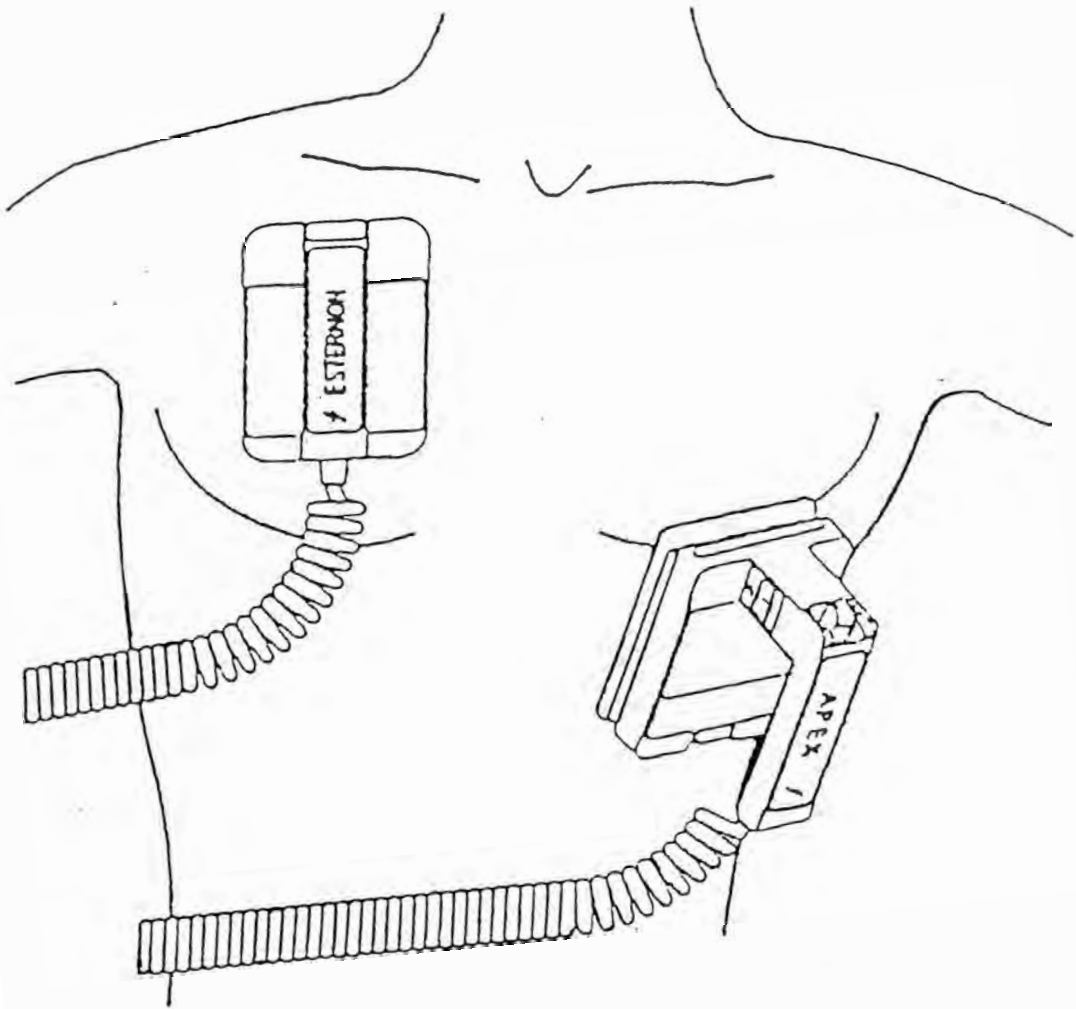


Figura 1.22. Posición de las Paletas

CAPITULO II

MANTENIMIENTO

2. Generalidades

Es necesario que en todo equipo biomédico se realice el mantenimiento de rutina mínimo para proporcionar largos períodos de utilización y asegurar un continuo alto nivel de prestaciones y seguridad de utilización.

2.1. Mantenimiento Preventivo

2.1.1. Introducción

En el área de mantenimiento preventivo es necesario realizar pruebas periódicas de operatividad dentro de los rangos que fueron diseñados los equipos Biomédicos.

Las actividades programadas de mantenimiento preventivo deben ser ejecutadas con escurpulosidad e íntegramente para garantizar una operación segura, eficiente y constante.

2.1.2. Rutinas

2.1.2.1. Electrocardiografos

- Calibración del damping y sensibilidad del estilete.
- Calibración de la tensión del estilete.
- *Revisión y limpieza del cabezal térmico de impresión, de los electrodos metálicos, brazaletes, correas, etc.*

- Revisión y comprobación de las derivaciones estándar.
- Revisión y limpieza de las tarjetas electrónicas.

2.1.2.2. Monitores Cardíacos

- Calibración de la frecuencia cardiaca
- Revisión de los controles de frecuencia, tubo de rayos catódicos (CRT), electrodos y display.
- Revisión del circuito de la pantalla y limpieza general de las tarjetas electrónicas y del equipo.
- En las centrales de monitoreo, verificar las conexiones entre la central y monitoreo.
- Revisión y mediciones en los puntos de prueba de las tarjetas electrónicas.

2.1.2.3. Desfibriladores

- Calibración de la descarga
- Calibración del "rate" de amplitud.
- Prueba de funcionamiento de las descargas sincronizada para la cardioversión.
- Revisión de las tarjetas electrónicas

2.2. Mantenimiento Correctivo

2.2.1 Introducción

Para una mejor comprensión se menciona el funcionamiento de un equipo biomédico de aplicaciones electrocardiográfica que tiene las funciones de Electrocardiógrafo, Monitor Cardíaco y Desfibrilador. A su vez se desarrolla el diagnóstico de fallas menores y en el caso de continuar las anomalías de averías en el equipo, se tomará

como referencia el diagnóstico de fallas mayores.

2.3. Funcionamiento del Equipo Biomédico de Electrocardiografía

Se realizará la descripción del funcionamiento del equipo biomédico de electrocardiografía (Electrocardiógrafo, Monitor Cardíaco y Desfibrilador) mediante Diagrama de Bloques:

2.3.1 Descripción del Sistema Básico

El equipo es un sistema portátil de emergencia que comprende un Electrocardiógrafo, Monitor cardíaco y Desfibrilador. Puede ser alimentado desde su propia batería o desde la línea de corriente alterna.

Las conexiones principales se encuentran en tres placas circuitales; la placa de la fuente de potencia, la placa del CPU y de onda R; y la placa de control (Ver figura 2.1.).

2.3.2. Descripción de las Placas Circuitales Electrónicas

a. Placa de la Fuente de Potencia

Genera todas las alimentaciones requeridas por el sistema y controla la función de carga de la batería. Además genera y controla las altas tensiones requeridas para la desfibrilación (Ver Anexo. Planos circuitales electrónicos 2, 3 y 4).

b. Placa del CPU y Onda R

La placa del CPU y Onda R contiene la lógica principal del sistema. Recoge y amplifica las señales del electrocardiógrafo (ECG), detecta las ondas R del monitor cardíaco y se comunica con los componentes periféricos para accionar el desfibrilador (Ver anexo . Planos circuitales electrónicos 5, 6, 7 y 8)

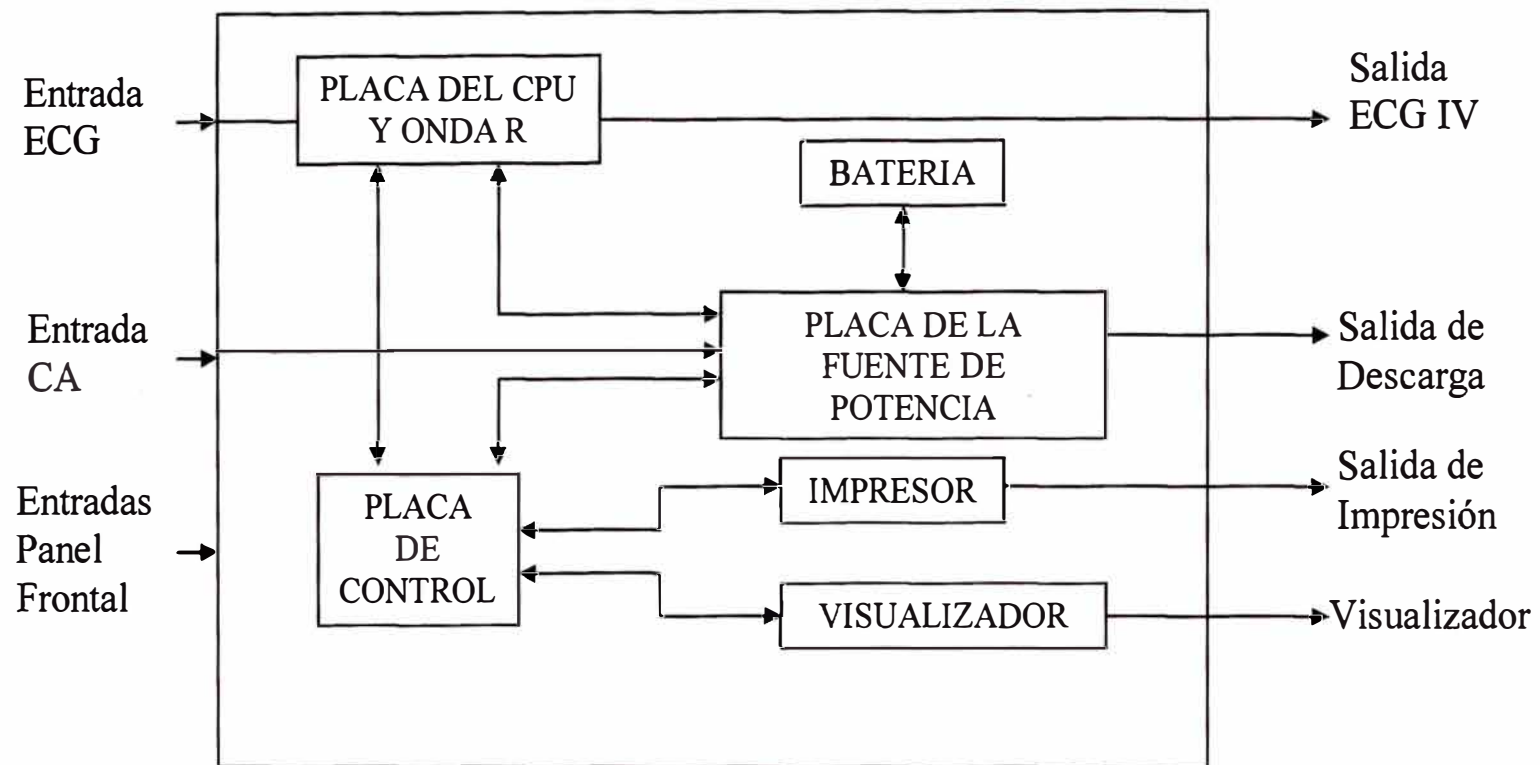


Figura 2.1. Diagrama de Bloques Del Sistema Básico

c. Placa de Control

Controla los circuitos para la impresión térmica, la velocidad del papel, el motor y la lectura digital a través del LCD incorporado al monitor (Ver anexo. Planos circuitales electrónicos 9, 10 y 11).

d. Accesorios

- **Batería:** Se utiliza para la alimentación del equipo.
- **Impresora:** Se emplea papel termo-sensor para la impresión de señales del electrocardiógrafo o del monitor cardíaco.
- **Entrada ECG:** Son las señales del paciente para su diagnóstico (Referencia: Capítulo I. Figura 1.2. Derivaciones estándar).
- **Entrada CA :** Es la señal de alimentación de la red eléctrica (220Vca, 60 Hz)
- **Entrada a través del Panel Frontal:** Se refiere a los elementos de mando indicadores del monitor y desfibrilador, mandos del registrador e indicadores alimentación eléctrica/ batería.
- **Salida 1V:** Es la señal de calibración del ECG.
- **Salida - Descarga:** Es la descarga eléctrica que se realiza a través de las paletas del desfibrilador.
- **Salida Impresora:** Da la impresión de las señales de derivación del ECG o del monitor.
- **Salida - Visualizador:** Da la lectura digital o gráfico de los parámetros que desea tener el usuario del paciente o anomalías en el equipo de diagnóstico.

2.4. Funcionamiento del Sistema en Diagrama de Bloques

Tomando como referencia el diagrama de bloques del sistema básico se describirá las etapas circuitales que comprende el equipo ya mencionado. (Ver Figura 2.2.).

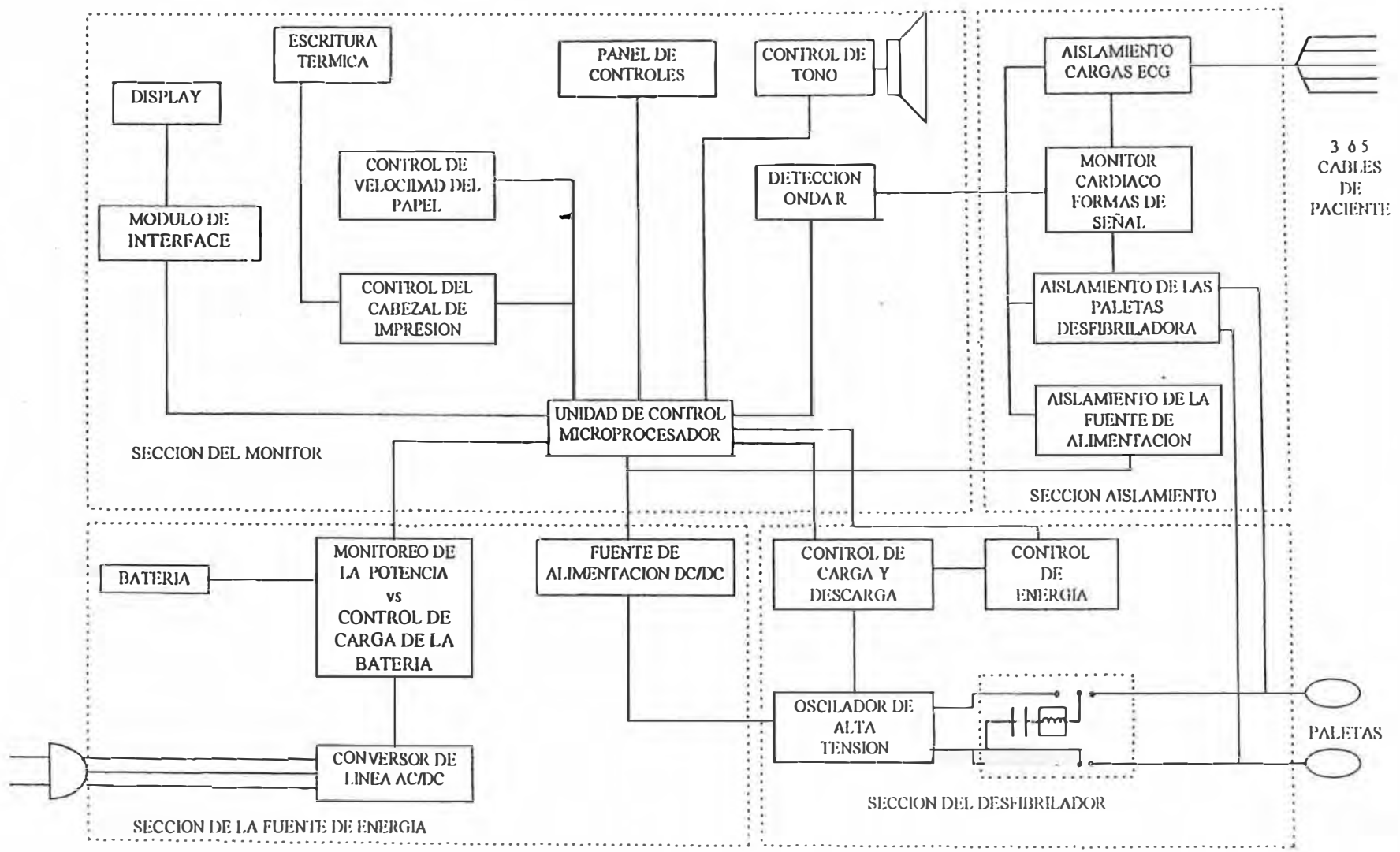


Figura 2.2. Diagrama de Bloques del Sistema Básico.

2.4.1. Sección de la Fuente de Alimentación

a. Conversor de Línea AC/ DC

La función de este bloque es convertir la entrada de la línea de potencia de la red eléctrica (220Vca/60Hz) a tensiones continuas.

La señal de entrada de la red eléctrica es rectificadora de onda completa alimentando a un transformador de dos etapas (A y B).

La señal de salida de la etapa B del transformador tiene un control de comparación con una tensión referencial de la red eléctrica, acoplado a un circuito regulador de frecuencia cuya salida genera una compensación de voltaje ante las variaciones de tensiones e ingresa a un circuito snubber para reducir los transitorios en el primario del transformador en la etapa A, completándose un lazo cerrado.

La señal en el secundario del transformador en la etapa A, es rectificadora de onda completa y filtrada para obtener una tensión continua referencial.

Otra señal del secundario del transformador en la etapa B es rectificadora de onda completa y filtrada para obtener otra tensión continua que sumada a la tensión continua referencial nos da una tensión continua resultante, la cual va a cargar a la batería.

Otra vía de salida de la tensión continua obtenida del secundario (etapa B) del transformador, va a un comparador diferencial donde la otra entrada es una fracción sensada de esta tensión a través de un potenciómetro (ajuste de calibración de la fuente de tensión continua).

La salida del comparador diferencial se conecta a un opto aislador que sensa la existencia de variaciones de tensión que pueda ocurrir, y acoplada al circuito regulador de frecuencia originan un cierre temporal e inactiva el encendido del equipo.

Ante una sobre tensión en la entrada de la línea de potencia de la red de alimentación eléctrica, la señal es rectificadora de onda completa y filtrada, que junto a los termistores limitan la corriente que alimenta a un transistor de control.

Al entrar en corte este transistor inhabilita al circuito regulador de frecuencia

haciendo que se inactive en forma temporal el encendido del equipo

b. Monitoreo de la Potencia .vs. Control de carga de la batería

Las señales de la etapa anterior son examinadas a través del monitoreo del microprocesador, que actúa en un modo multiplexado con el bus de datos bajo el control de dirección del pin strobe a través de un puerto de entrada donde se va a sensar las señales:

- La activación de la potencia de corriente alterna (CA)
- La sobrecarga en el encendido del equipo.
- De que se esta cargando la batería.
- La energía almacenada de la batería a los parámetros deseados.

Cualquier variación de las señales diagnosticada, el microprocesador envía un mensaje de diagnóstico de la variable defectuoso.

c. Batería

En un tiempo programado de carga de la red eléctrica la batería debe tener una tensión y una carga plena.

Además hay un circuito limitador en caso de que una celda esté malograda y se envíe una señal al microprocesador para que resetea el proceso de carga.

Activada la batería; esta es la fuente de alimentación de los circuitos del equipo para ser utilizado como un equipo de diagnóstico auxiliar portátil para el médico en la atención de pacientes ambulatorios.

d. Fuente de alimentación DC/ DC

Esta etapa de fuente de alimentación DC alimenta a varias etapas de reguladores de tensión continua estabilizada que tienen salidas a filtros formados con inductancia y

condensadores (L, C).

Estos a su vez van a funcionar como reguladores de tensión a determinadas frecuencias patrones (Khz.) y que van a ser monitoreados por el microprocesador.

Estos reguladores de tensión continua alimentan varias etapas de entrada de la placa del CPU/ Onda R y la placa de control.

En las placa del CPU/ Onda R se controlan las señales del Electrocardiógrafo, Monitor Cardíaco y Desfibrilador que son comparadas con las señales patrones que se encuentran en la placa de control y que nos darán la visualización, lectura e impresión de las señales que desea el usuario para su diagnóstico.

2.4.2. Sección del Desfibrilador

a. Oscilador para la Potencia de Alta Tensión

La fuente de alimentación DC/ DC a través de la línea principal alimenta al sistema oscilador (Khz.) para la potencia de alta tensión.

Este oscilador regula en forma constante los anchos de pulsos que llegan al primario del transformador de alta tensión.

La señal de salida del transformador pasa por una etapa multiplicadora para elevar la tensión manteniendo una corriente constante para el almacenamiento de energía en el condensador ($\mu\text{F} / \text{KV}$) del desfibrilador.

La señal de tensión a la salida del transformador de alta tensión permite la monitorización independiente de la carga de voltaje que en el caso de deterioro es detectado por el microprocesador a través de un circuito conversor análogo/digital

El microprocesador envía una orden para inhabilitar el oscilador deteniéndose el proceso de almacenaje al condensador.

b. Control de Carga y Descarga

La carga es iniciada cuando el microprocesador esta en la orden de carga y activa una señal de muestreo.

El voltaje de almacenamiento sobre el condensador es continuamente monitoreado por el microprocesador a través de una señal que sensa una fracción de voltaje.

Cuando se llega al valor correspondiente de la energía almacenada en el condensador el microprocesador en su señal de carga va al estado bajo e inhabilita al oscilador.

Si una carga es requerida (descarga) el microprocesador envía una señal alta que corresponde al almacenaje de energía, entonces la señal de alto voltaje es activada, que a su vez activa un dispositivo conmutador (generalmente relé) desconectando los terminales del almacenaje del condensador.

Si el Software u otro desperfecto es asociado con la señal de almacenaje de energía o con la señal de alto voltaje, el dispositivo conmutador permanece cerrado; el Hardware activa otro circuito de control que va a dar una señal de inhabilitación al circuito oscilador.

c. Control de Energía

Si el condensador se mantuviera cargado; y este voltaje de carga es más alto respecto al requerido para la energía máxima seleccionada para la desfibrilación; una fracción de voltaje de la etapa multiplicadora de alta tensión será comparada con la tensión referencial a través de un comparador obteniéndose una salida de cero voltios que desenergizará el dispositivo conmutador (relé) de transferencia a las paletas desfibriladora anulándose la carga del condensador.

La interfase del microprocesador se da en el circuito oscilador a través del puerto de salida y un circuito integrado (flip flop tipo D, con disparo de flancos positivo) de forma que presionando simultáneamente los interruptores de descarga en las paletas desfibriladora originan que el microprocesador active la señal de descarga eléctrica en las paletas y la energía almacenada en el condensador es transferida al paciente a través de los electrodos de las paletas desfibriladora.

Un sensor de corriente produce un voltaje proporcional a la corriente de descarga; esta señal es amplificada y filtrada de forma que el circuito de medición de tiempo permita al microprocesador leer y procesar la señal.

El ancho de los pulsos de salida es de algunos milisegundos programado y son

protegidos de voltajes transitorios.

Cuando el desfibrilador se está cargando, el tono de los pulsos se da por el beeper en forma oscilante y en forma continua cuando esta completamente cargado.

Si el desfibrilador no es descargado después de un breve tiempo programado en segundos el tono del beeper avisa al operador durante unos segundos.

Si no se descarga después de los segundos programados el dispositivo conmutador (relé) es desconectado y el desfibrilador es inhabilitado.

2.4.3. Sección de Aislamiento

Como referencia ver la Figura 2.3. Diagrama de Bloques de la Sección de Aislamiento.

a. Aislamiento de la Fuente de Potencia

El aislamiento, para la fuente de Potencia, de las cargas de entrada a las etapas circuitales tiene un ensamblaje de doble toroide con aislamiento y con cable de alta tensión.

La entrada de esta fuente de alimentación tiene un circuito oscilador que da una frecuencia determinada al transformador, determinado por el flujo de saturación del núcleo de ferrita.

La señal es inducida al núcleo del secundario y rectificado para alimentar la fuente DC/DC que alimenta a los reguladores de frecuencia y estos a las etapas circuitales de la placa del CPU/ Onda R (donde se encuentra los circuitos electrónicos de detección y control de señales del Electrocardiógrafo, Monitor Cardíaco y de los amplificadores de las paletas del Desfibrilador) y la placa de control (donde se controla las impresiones y visualización de variables del equipo).

b. Aislamiento de cargas del Electrocardiógrafo

Las señales de entrada al electrocardiógrafo se obtienen a través de los electrodos.

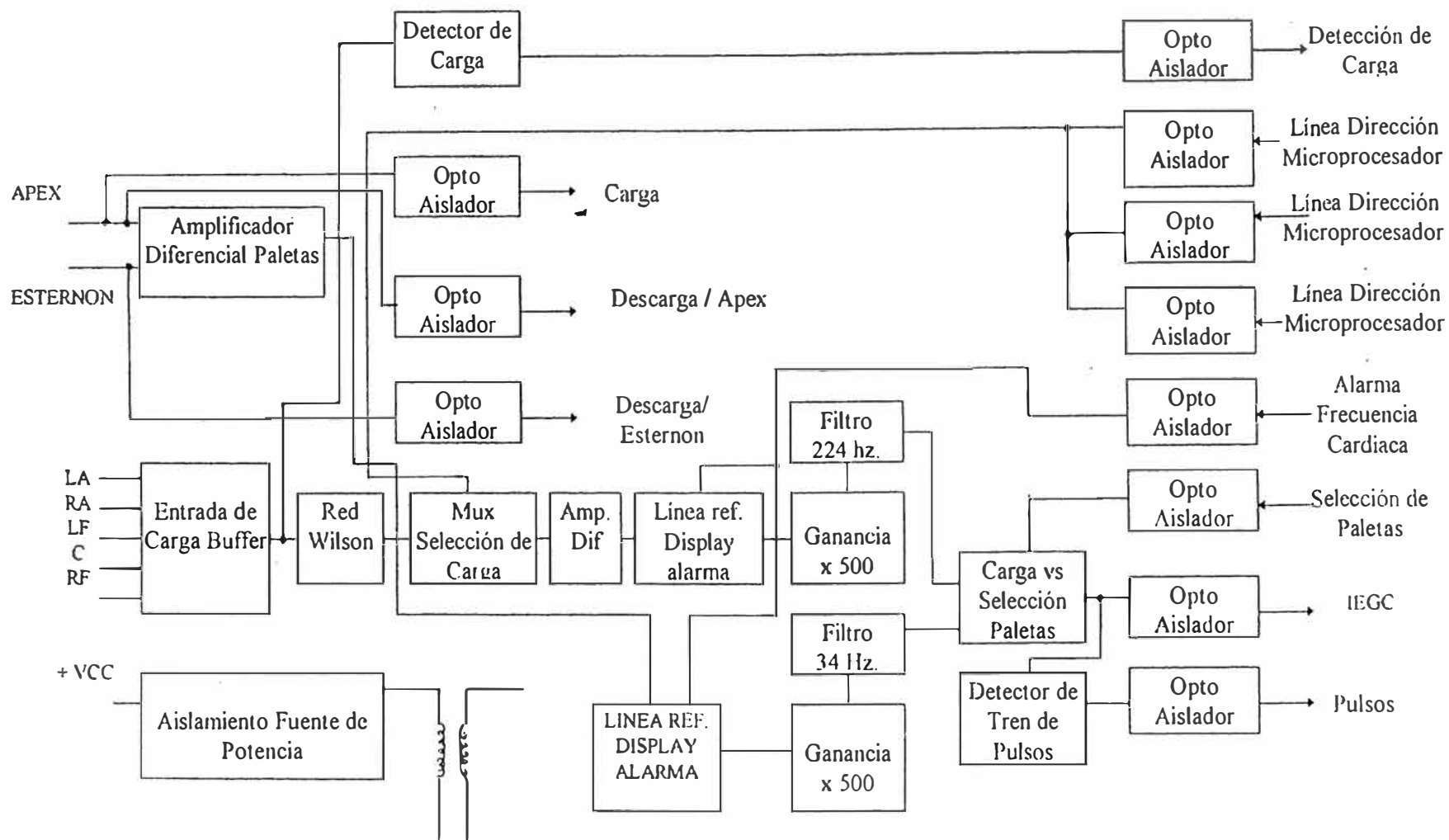


Figura 2.3. Diagrama de Bloques de la Selección de Aislamiento.

Adicionalmente a los electrodos, las señales pasan por un circuito simple (formado por diodos para cada entrada) que reducen las variaciones de voltaje y limitan al máximo los voltajes de entrada.

La limitación de corriente de entrada se da a través de resistencias para proteger a los electrodos de los voltajes del desfibrilador.

Estas señales van a los amplificadores buffer que condiciona una alta impedancia de entrada para las conexiones de los electrodos y reducen los efectos de alta impedancia de los contactos entre electrodos y piel.

Luego las señales se amplifican e invierten las salidas amplificadas de forma que la intensidad de corriente que fluye hacia el paciente sea aproximadamente ± 1 micro-amperio.

Si cualquiera de los electrodos es separado o mal conectado, la señal es amplificada (con referencia a la señal del electrodo RF) y produce la condición de apagado en el microprocesador a través de un opto-aislador. Los ruidos son filtrados en la etapa de detección de carga (cuando se da la señal de separación del electrodo) para evitar falsos disparos de la señal de apagado.

Las salidas de las señales de los electrodos están conectadas a una red de Wilson (constituido por resistencias).

La red permite obtener el promedio del par de señales de cada electrodo.

Las señales del electrocardiógrafo son multiplexado para seleccionar que señal del paciente son presentadas a las entradas del amplificador diferencial del sistema controlando así la selección de la combinación de las tres señales que van a las salidas de los opto-aisladores.

Los amplificadores diferenciales del sistema forman un amplificador de ganancia 573.

La salida de otro amplificador diferencial hace decaer el offset dc a cero que relacionado al sistema de amplificadores tienen una realimentación equivalente a un filtro pasa - alto con una frecuencia de corte de 0.05HZ.

Una recuperación rápida del sistema se realiza a través de dispositivos pasivos que garantizan la acción rápida de la señal del electrocardiógrafo después del transitorio del desfibrilador.

Esto permite una recuperación rápida de la señal de la línea referencial del display (lectura). La señal del amplificador diferencial pasa por un filtro pasa bajo con frecuencia de corte 224 Hz.

Esta señal va a un multiplexor cuyos pulsos activan un opto-acoplador que elimina cualquier offset debido a la variación de ganancia.

Luego la señal del electrocardiógrafo es multiplexado por un circuito detector de tren de pulsos que pasa por un filtro pasa-banda (esta señal atenuada del electrocardiógrafo es realizada para cualquier entrada de los picos del tren de pulsos a través de un amplificador diferencial polarizado con dispositivos pasivos que garantizan que el sistema sea de recuperación rápida, cuando no son disparados por pulsos sincronizados) y amplificado en función de sus pendientes de tiempo que minimiza la resonancia.

Estas señales finalmente son tratadas en el microprocesador para su proceso.

c. Aislamiento de las Paletas Desfibriladora

Tomando como referencia lo descrito en el aislamiento de cargas del ECG. La recuperación rápida de la señal referencial del display (lectura) que se enlaza con la señal de los amplificadores diferencial que hacen decaer el offset a cero, la señal de las paletas desfibriladora es amplificada por el sistema que forman los amplificadores que dan una elevada ganancia que pasando por un filtro pasa bajo de 34Hz van a seleccionar el estado de los controles del desfibrilador (carga y descarga).

Presionando el interruptor de las paletas se envíe una señal al opto-aislador que alerta al microprocesador a través del puerto de entrada.

Si ambos interruptores no son presionados al mismo tiempo la salida de este disparo es inhabilitado por el microprocesador de forma que no se active la señal de carga de energía.

d. Monitor Cardíaco / Formas de señal

La señal del paciente es detectado en la etapa circuital electrónica del

electrocardiógrafo a través de tres electrodos que pasa por un tren de pulsos, disparando al circuito detector formado por amplificadores diferenciales y componentes que son filtrada a través de un filtro pasa-bajo con una frecuencia central de 8.8 Hz, esto acentúa el complejo QRS y se atenúa las bajas frecuencias de las ondas P y T que son condicionadas a una corta duración.

La máxima amplitud de onda T (definida por la American National Standard For Cardiac Monitor, Heart Rate Meters and Alarms) que no afecta la precisión del medidor de frecuencia cardiaca es de 1.4 mV con sensibilidad de 10 mm / mV.

Una cadena de amplificadores y componentes forman un rectificador de onda completa de precisión agregándose a su salida un offset de -0.5V para evitar que los pulsos de paso u otro pico de ruido no causen falsos disparos.

Los disparos de pulsos de salida son enlazados con un multivibrador monoestable de período de 165 milisegundos.

Esto asegura que solamente un pulso sea detectado en el complejo QRS y puede disparar al contador de pulsos del corazón.

2.4.4. Sección del Monitor

Como referencia ver las Figuras 2.4. Diagrama de Bloques del CPU.

a. Unidad de Control-Microprocesador

Está compuesto por un microprocesador que opera a la frecuencia de (2.1MHz) en modo multiplexado. Las líneas de dirección son multiplexado con el bus de datos bajo control de la señal "strobe".

El monitoreo del desfibrilador es controlado por una serie de puertos entrada/salida, algunos están en el microprocesador.

Los puntos externos aparecen en el microprocesador como posiciones de memoria, el cual, puede ser leído o escrito.

A través del microprocesador se examina las direcciones de los accesos a los puertos externos de entrada/salida (I / O) y de los circuitos del monitor.

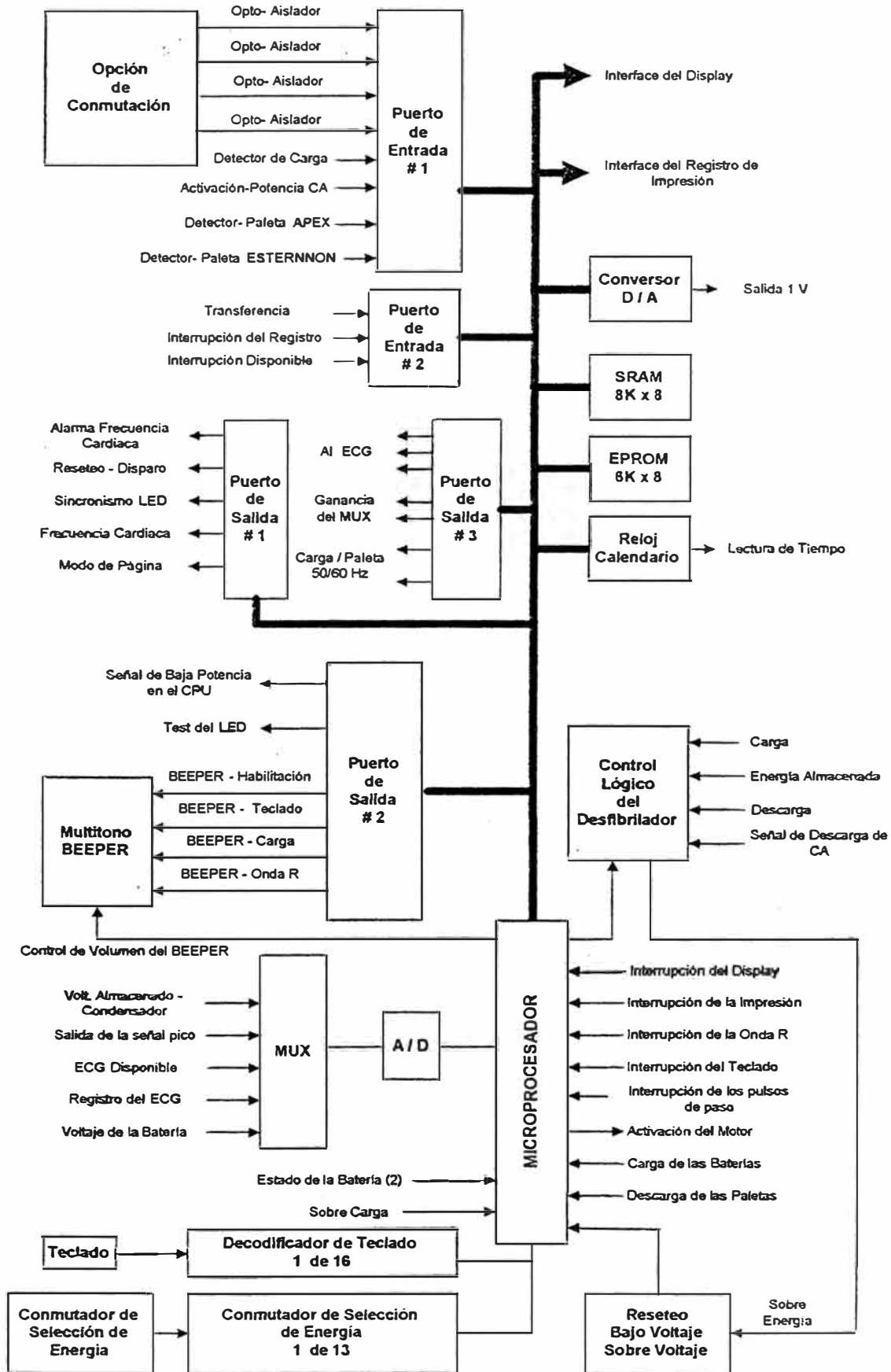


Figura 2.4 Diagrama de Bloque del CPU

Al encender el equipo se resetea el microprocesador, los puntos de salidas son cerrados por un tiempo de 50 milisegundos.

Cuando el microprocesador recibe la señal de reseteado las posiciones internas de la memoria se esta comprobando; si encuentra valores aleatorios, en estas posiciones el microprocesador inicializa los valores, verifica el sistema RAM, si es detectado una falla en cualquiera de las paletas conmutadas; todos los controles del desfibrilador estarán inhabilitado, excepto el monitoreo.

Cuando el desfibrilador se descarga, ocurre un reseteo. El microprocesador comprueba la posición de la memoria y determina que el valor no sea aleatorio.

Por lo tanto, continúa la misma condición de organización y una posición previa de la desfibrilación.

La operación del software es examinado continuamente por el microprocesador. El tiempo examinado tienen entrada por el procesador, si ocurre una falla, el examinador no tiene una entrada correcta y se genera el reseteo.

La protección de sobrevoltaje es realizado a través de una muestra de voltaje de operación con el de referencia.

Si el voltaje de operación es igual al voltaje de referencia se origina el reseteo.

Con los circuitos periféricos (Decodificador / Demultiplexor) al microprocesador se decodifica las direcciones para las memorias, puertos de interfase, control de teclado, registro, selección de los periféricos de entrada/salida y selección del display.

Además se decodifica las dos direcciones más significativa puesta en el EPROM y en la RAM estática.

b. Control del Cabezal de Impresión

Los datos de transferencia entre el microprocesador y el cabezal térmico del registro es enviado a un procesador a través de la línea de interrupción.

El procesador es un ASIC (aplicación específica del circuito integrado), el cual maneja la carga y control de impresión.

Tiene diferentes y distintos controles, registros de datos y maneja la data de las

formas de onda. El texto manejado es conectado a una RAM estática que retiene la información y a un EPROM que contiene el bit patrón para el texto pila.

c. Escritura Térmica

La tecla de impresión se utiliza para la puesta en marcha manual o automática el registrador gráfico en el modo de tiempo real. En estos modos el electrocardiógrafo imprime las señales derivadas tal como se requiere.

El registro puede pasar de una derivación a otra sin parar el motor DC.

Cuando se realiza esta operación aparece en el registro una deflexión positiva (3 mm a 10 mm) la cual indica el cambio de la misma.

Se puede detener el proceso cuando esta en forma manual. La calibración se realiza de 1 mV, 200 ms de duración al indicador del monitor y a la copia impresa del registro gráfico respectivamente.

Los datos impresos en el registrador gráfico son los mismos que los presentados en el monitor.

d. Control de velocidad del papel

Se da a través de un motorcito de tensión continua que recibe la señal que es generada por el microprocesador a través de la línea de interrupción que pasa por el procesador (ASIC) que va a controlar las velocidades programadas del motorcito para que arrastre el papel termo sensor en función de los parámetros de las señales derivadas del electrocardiógrafo.

Existe un potenciómetro que condiciona el ajuste de la velocidad del papel.

e. Módulo de interfase

Esta conformada por una serie de circuitos integrados controlados por el microprocesador donde las memorias EPROM y RAM'S procesan los datos para el display.

El EPROM también genera las señales de control para el display junto con la RAM

de video y la RAM de control de video.

El RAM de video contiene texto e información gráfica que permite cubrir las funciones entre los planos gráficos controlados por la RAM de control de video.

f. Display

Los datos de transferencia entre el microprocesador y el display del panel frontal son enviados al procesador (ASIC) a través de la línea de interrupción.

El microprocesador identifica la interrupción y las variables que deben salir en pantalla. El display aparece como una memoria localizada en el microprocesador.

g. Panel de controles

El teclado (flip-flop) se implementa con la lógica necesaria para enlazar la matriz de membrana del panel de pulsadores y la energía seleccionada, esto hace interfase con las líneas de dirección del microprocesador para el procesamiento de señales activando el menú.

Presionado la energía seleccionada del panel, controla un código binario de 4 bit que permite el uso, selección, cambiar las direcciones y parámetros de registros.

El nivel de corriente dado por el menú se da como un byte en el RAM y los flip-flop, suministran un código de salida correspondiente a cada energía pulsada.

Los datos son asegurados en el circuito de tiempo de salida y en la salida análogo/digital (A/D) a través de los códigos de teclado; esto es señalado por el microprocesador a través de un puerto y el teclado (flip-flop).

h. Control de Tono

En esta etapa se ejecuta la selección de alarma, en el cual, se simboliza generalmente por una campanilla cuando están conectado o desconectado.

Las alarmas se activan dando un sonido audible y visual cuando la frecuencia cardiaca sobrepasa el límite superior e inferior programada por el usuario.

Estas alarmas se enclavan y siguen incluso cuando la frecuencia cardiaca vuelve nuevamente a situarse dentro de los valores límites.

En sí, el registro continúa durante varios segundos hasta que la frecuencia cardiaca vuelve a estar dentro de los límites establecidos.

Puede detenerse manualmente en cualquier momento.

i. Detector de la onda R

Tomando como referencia lo descrito para el funcionamiento del electrocardiógrafo y la figura 2.5. Diagrama de Bloques sin aislamiento de la onda R.

La señal del electrocardiógrafo pasa por un opto-aislador y a la salida del amplificador diferencial se hace el offset dc a cero; la realimentación del circuito es equivalente a un filtro pasa – alto con una frecuencia de corte de 0.05 Hz para evitar los transitorios del desfibrilador pasando a la selección de ganancia que se da a través de un multiplexor análogo y cuatro ganancias son aprovechables dependiendo del estado de las líneas seleccionadas (0.25, 0.5, 1.0, 2).

Una ganancia es filtrada por un filtro pasa-bajo a 100 Hz que va a un circuito detector del rango del corazón y detección de la onda R a través del complejo QRS.

Una etapa anterior es el filtro pasa-banda que limita el ancho de banda 0.5 Hz – 25 Hz; de este punto la señal del electrocardiógrafo es enviada al impresor térmico y a la pantalla en el panel frontal.

Para el display del panel frontal la señal del electrocardiógrafo es filtrada por un filtro pasa-bajo a 40 Hz. Para evitar la resonancia se pone un filtro de 60 Hz.

Cuando el desfibrilador opera en función no sincronizada se activara el disparo con la descarga de la energía almacenada del condensador al paciente.

Si el desfibrilador va a operar en forma de cardioversión sincronizada la energía descargada es sincronizada con el pulso de la onda R dado por el paciente.

Esta señal R es detectada por el microprocesador por un puerto de entrada el cual, habilita los circuitos de control para la descarga; el puerto de salida del microprocesador habilita el tono para la onda R y se activará el disparo del desfibrilador.

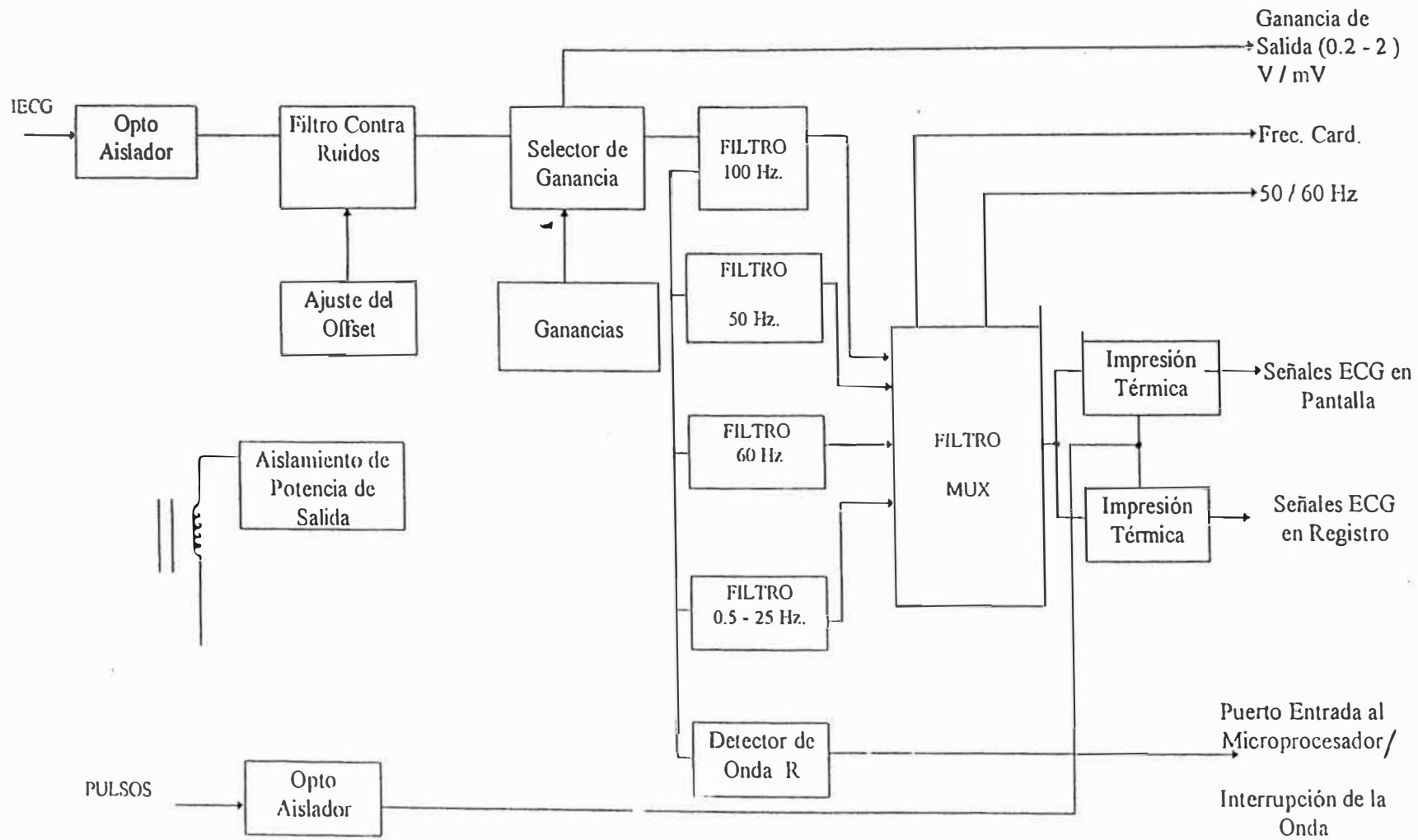


Figura 2.5. Diagrama de Bloques de la Onda R sin aislamiento.

El desfibrilador automáticamente revierte el modo no sincronizado después de cada carga sincronizada.

El modo sincronizado puede ser cancelado en cualquier tiempo presionando el botón SYNC.

2.5. Diagnóstico de Fallas Menores

Se describe las fallas menores que se presentan en cualquier equipo biomédico; sea Electrocardiógrafo o Monitor Cardíaco y Desfibrilador.

a. Fallas en el registrador

- No hay trazo de las señales

- Compruebe que el papel usado sea el apropiado para el cabezal térmico y no el que se usa para impresora con estilete
- Los rodillos giran en vacío sin hacer contacto con el papel. Ajuste los rodillos
- Un rodillo o ambos presentan desgaste en su cara lateral, reemplace el rodillo.
- El cabezal de la impresora (estilete) esta sucia. Limpie el estilete.
- Revisar la tapa de la cámara receptora del papel registro, esta puede estar floja y causar que la presión en el papel (ubicado entre el rodillo de arrastre y el cabezal término) no sea la adecuada.

- La calidad del trazo es de mala calidad.

- Limpie el cabezal de impresiones (estilete).
- Realice un ajuste de calibración en la resistencia del cabezal de Impresiones.

- La velocidad del registro es incorrecto

- Ajuste el potenciómetro que esta ubicado junto al motor DC en la tarjeta electrónica de control de impresión.
- Verifique si los electrodos de paciente están bien colocados

b. Fallas en el monitor cardíaco

- Sale una línea plana en el trazo del indicador.

- Mida la impedancia de cada línea del cable del paciente puede existir rotura o estar defectuoso, reemplace el cable del paciente.

- Excesiva señal de ruido.

- Revisar la impedancia del cable de alimentación
- Revise la línea a masa
- Mal contacto en el detector / electrodo. Corrija.
- Revise la impedancia del cable de paciente (electrodos) puede estar defectuoso. Cámbielo si es necesario.
- Revise la impedancia de su conexión a tierra debe ser menor a 3 Ohmios.

- No hay señalización de la frecuencia cardíaca.

- Los electrodos de paciente están mal colocados. Cambiar a la posición correcta de los electrodos.

- No hay sonido de los pulsos QRS.

- Seleccione una ganancia adecuada.

- El control de volumen QRS esta en su nivel bajo y si persiste mida el valor ohmico del potenciómetro y si el valor no es correcto reemplácelo.

c. Fallas en el Desfibrilador

- El desfibrilador no se carga.

- Revise la batería y compruebe los valores de voltaje y corriente.
- Los electrodos (situado en las paletas desfibriladoras) están mal conectados o deteriorados.
- Mida la continuidad del bus de interconexión entre las placas electrónicas del CPU (control) y de la fuente de alimentación y si existe deterioro cambie el bus.

- El desfibrilador tarda demasiado tiempo (>10sg.) en cargarse la máxima energía.

- Existe un bajo nivel de carga en la batería.
- La batería cumplió su tiempo de vida útil

- El desfibrilador no se descarga.

- Los pulsadores de las paletas desfibriladora son oprimido en diferente tiempo.
- La batería del desfibrilador todavía se esta cargando.

- Durante el proceso de evaluación el suministro de energía al desfibrilado es incorrecto.

- Verificar si los electrodos de las paletas desfibriladora están limpias
- Mida la impedancia de los cables de los electrodos de las paletas

desfibriladora pueden estar defectuosa.

- Los electrodos de las paletas desfibriladora no están puesta correctamente en su alojamiento.

d. Fallas en la fuente de alimentación

- La unidad de visualización se ilumina temporalmente.

- Verifique la impedancia del cable de alimentación puede existir un falso contacto.
- Revise la batería y compruebe los valores de voltaje y corriente para el monitoreo y registro. Si no cumple los parámetros deseados recargue la batería y si continua el error cambie la batería.

- El equipo no enciende.

- Revise la impedancia del cable de alimentación eléctrica.
- Revise los fusibles.
- El cable de alimentación eléctrica esta haciendo falso contacto.
- El voltaje de la línea de la red es demasiada baja.
- Verifique los valores de voltaje en los puntos de prueba TP o J o C sean correctos en la tarjeta electrónica de la fuente de alimentación (circuitos de potencia o interfase).

Corrigiendo todas las anomalías anteriores descrita en el diagnostico de fallas menores; y si el equipo no funciona correctamente, se tendrá fallas mayores.

Adicionalmente ver anexo (se muestran los planos electrónicos de un equipo biomédico que tiene los tres equipos descritos : Electrocardiógrafo, Monitor Cardíaco y Desfibrilador, para una mejor comprensión).

2.6. Diagnóstico de Fallas Mayores

a. El equipo no enciende

- Se debe revisar la impedancia del cable de alimentación y fusibles.
- Examine los pulsadores del panel de energía y limpie los contactos y reemplace si es necesario.
- Revise el cableado de conexiones de la batería y considere la vida útil de la batería de acuerdo al fabricante.
- La falla circuital se da en el mal funcionamiento del circuito de control de compensación que alimenta al circuito regulador de frecuencia para comparar las variaciones de voltaje en la red eléctrica. Como referencia vea el Anexo, plano N° 2 : Power supply en el circuito integrado LM 311 N (amplificador diferencial) situado en las coordenadas B-4. Si el amplificador da señales erráticas, reemplace el circuito integrado.
- Otra falla circuital es verificar el buen funcionamiento del opto aislador que *sensa las variaciones de tensión provocando que se inactive en forma temporal el encendido del equipo.* Una referencia se observa en el Anexo, plano N° 2: Power supply en el fototransistor que esta en las coordenadas 2-D y 9-B, si no *sensa las señales de tensión cambie el fototransistor.*

b. El equipo no enciende pero tiene un sonido continuado.

- Retire el conector de las paletas desfibriladoras. Verifique su impedancia de cada cable del conector a la base de las paletas desfibriladora (adulto y pediátrica). Si esta defectuosa reemplace las paletas.
- Los pulsadores de las paletas desfibriladoras están pegadas o los resortes desgastados o los contactos de membranas defectuosos, reemplace.
- Esta falla circuital se da por el sensor de corriente, que produce un voltaje proporcional a la corriente de descarga para la desfibrilación, que es comparada con un control de tiempo monoestable de precisión y permite al microprocesador leer y procesar la señal pico previo a la descarga del desfibrilador. Un error de la señal del sensor genera que el microprocesador

emita un sonido continuado de alarma. Como referencia circuital vea el Anexo, plano N° 04: Power supply, el sensor de corriente esta situado en la coordenada G-1 y la línea peak del microprocesador en la coordenada G-4. Si el sensor da señales erráticas, cambie el sensor.

c. El equipo no carga para el desfibrilador.

- Revisar el pulsador de carga del panel, si esta defectuoso reemplace la membrana de conmutación.
- Con el capacimetro compruebe el valor del condensador de alta tensión y reemplace si tiene diferente valor a lo especificado.
- Pruebe el almacenaje del condensador de alta tensión con un voltímetro de alto voltaje en los terminales del condensador y si esta defectuoso reemplace. Como referencia circuital ver el Anexo, el plano N° 04: Power Supply, el condensador de 42 MF/ 5 KV (coordenada C-10).
- La falla circuital se observa en el generador de frecuencia cuya salida debe dar una frecuencia y tensión adecuada (15 voltios) y si es menor no carga el condensador y no se activa el desfibrilador. Como aplicación referencial, vea el Anexo, plano N° 04: Power Supply y examine el circuito integrado IC 9-SG3525A (coordenada C-2) que es un generador de pulso de amplitud modulada; el pin 11, debe dar un voltaje de 15 voltios y si es menor no se va a cargar el condensador y el desfibrilador queda inactivo. Entonces reemplace el circuito integrado.
- Otro aspecto de falla circuital se da en el circuito de control de tiempo monoestable que junto con la señal de descarga del microprocesador por un tiempo determinado energizan el relé de transferencia para que el almacenaje de energía del condensador sea transferido al paciente a través de las paletas desfibriladora. La referencia circuital se da a través del Anexo, plano N°. 04 power supply al examinar el circuito integrado IC 11 B – 74HC453B (coordenada F-7) que es un multivibrador monoestable de precisión disparable en los flancos positivos o negativos y junto

con la señal del microprocesador CPUSHK (señal de descarga) energiza el relé de transferencia y el almacenaje de energía del condensador (5 KV) sea transferido al paciente vía los electrodos de las paletas desfibriladora.. Si no se activa el relé, cambie el circuito integrado.

d. El desfibrilador no descarga.

- Desmontar las paletas y verificar las conexiones (soldaduras) del cable y el electrodo (paleta) no esté corroído por el Gel usado para la desfibrilización, ya que éste es corrosivo. Limpiar y resoldar.
- Con el equipo destapado, comprobar las conexiones al circuito detector de “electrodos (paletas) desconectadas” no este haciendo falsos contactos con los pines del conector o descartar la existencia de un cable roto o deteriorado. Si hay falso contacto corregir el defecto limpiando y reajustando los pines.
- Si esta usando el modo cardioversión (SYNC), comprobar que en la pantalla aparezca una “marca” (como triángulo) en cada complejo QRS. Si no aparecen las “marcas” entonces las ondas R son muy pequeñas y el cardiotacómetro no detecta estas ondas. Corregir el defecto incrementando el tamaño (amplitud) de los complejos, ingresando al menú de ganancia.
- Como falla circuital es al examinar el relé de transferencia y probar su activación con el voltaje adecuado (24 voltios) y si esta defectuoso es necesario cambiarlo. Como referencia circuital ver Anexo, plano N° 04: Power Supply el relé de transferencia K4 (coordenada E-7).
- Otro aspecto de falla circuital se da en la no activación del relé con respecto a los terminales del almacenaje del condensador cuyo control se da a través de un transistor darlington y la señal de control del microprocesador. Como referencia vea el Anexo, plano N° 04 power supply y examine el transistor darlington Q12- BDX42 (coordenada D-4), y la señal del microprocesador DUMP (línea de señal de energía almacenada) para activar el relé K4 y se desconecte los terminales de almacenaje del condensador, si no se

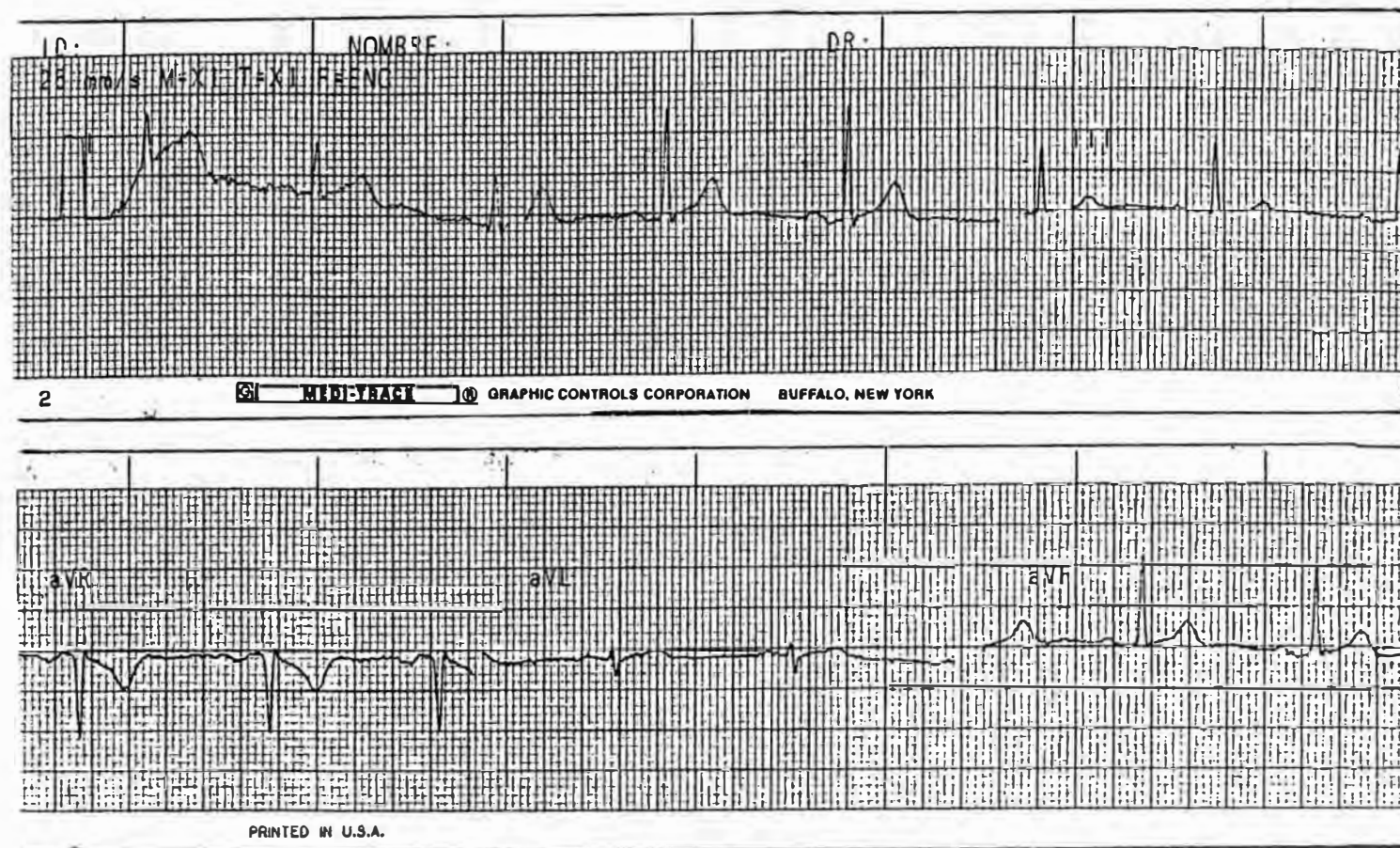
activa, reemplace el transistor.

e. El registro no opera.

- Mida la continuidad del bus de interfase de la tarjeta electrónica al motor de arrastre de papel y si esta defectuoso o averiado, reemplazarlo.
- Comprobar que el pulsador “record” en el panel frontal este operativo. Destapar el equipo y verificar la impedancia del pulsador. Esta debe ser aproximadamente entre 10 ohmios a 30 ohmios como máximo. Si es mayor esta resistencia, el circuito de activación del impresor no operará.
- Una falla circuital se observa en el mal funcionamiento de control de conmutación de giro del motor DC. Como referencia circuital vea el Anexo, plano N° 09: Control. La mala operación del circuito integrado U6 - TDA1154 (coordinada C-8), que es un control de conmutación de giro del motor (conformada por cuatro transistores mosfet, dos transistores de canal npn y dos transistores de canal pnp), origina este error. Reemplace el circuito integrado.

f. Las señales de las derivaciones complejas del electrocardiógrafo salen distorsionados.

- Tome como referencia básica las derivaciones estándar (figura 1.2.) y la colocación de los electrodos para las derivaciones V1 a V6 (figura 1.13.).
- Mida los voltajes de la red eléctrica puede estar oscilando.
- Revise los electrodos del paciente (son de 5 o 10 electrodos) puede tener Gel, limpie los contactos con alcohol de 96 °C o alcohol Isopropílico.
- Mida la impedancia de los cables del paciente con conexión a masa y tierra. Pueden estar quebrados o rotos, reemplace si es necesario.
- Tomar las señales estándar referencial de las doce derivaciones del electrocardiógrafo (ver las figuras 2.6.a y 2.6.b.).



**Figura 2.6.a. Señales estándar de las Derivaciones del Electrocardiógrafo:
I, II, III, aVR, aVL, aVF.**

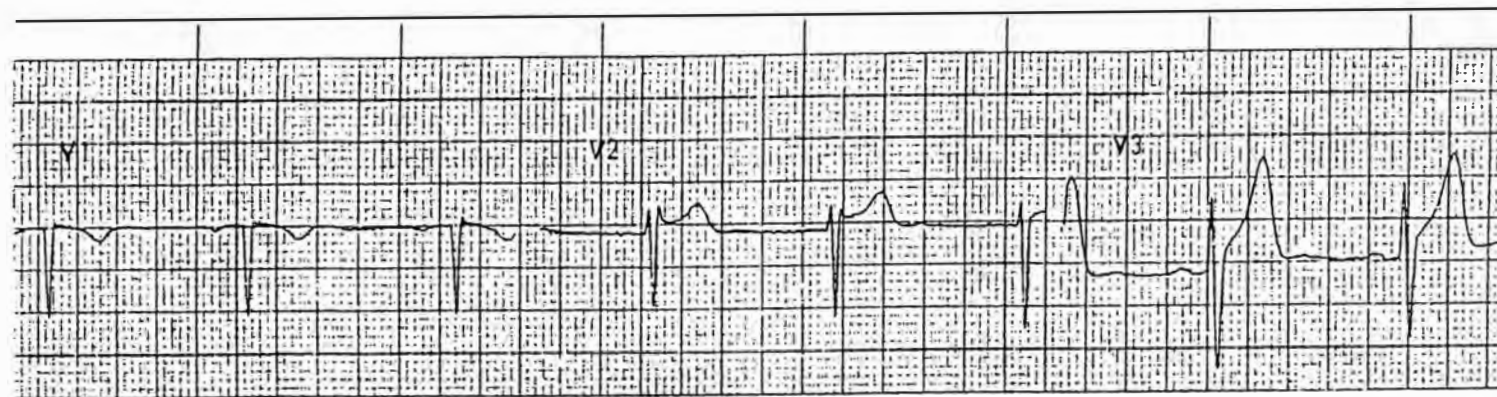
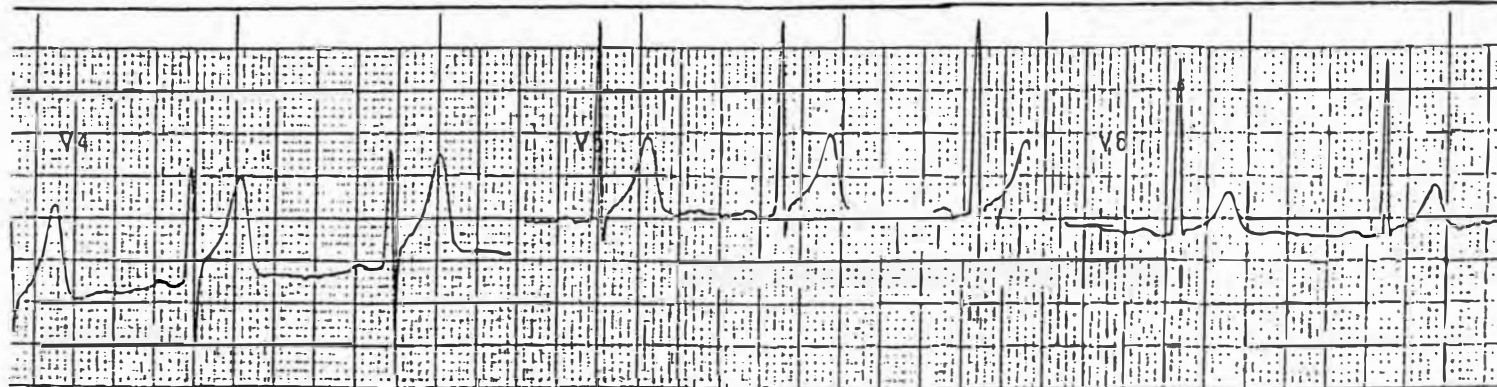


CHART NO. ELD K140



2

MEI-TRACE GRAPHIC CONTROLS CORPORATION BUFFALO, NEW YORK

Figura 2.6.b. Señales estándar de las Derivaciones del Electrocardiógrafo: V1 a V6

- Para una comprensión de esta falla circuital, ver el Anexo, plano N° 05: CPU & R Wave. Verificar las señales de los circuitos integrados U3 y U4 – 4051 (coordinada E-5 y G-5), que son multiplexores/ demultiplexores de 8 canales, que seleccionan la señal del paciente que son presentados a las entradas del amplificador diferencial del sistema. Si las señales son erradas, reemplace los circuitos integrados. En forma general se encuentran situados después de la red de resistencias – Wilson.

g. En la pantalla del Monitor no hay registro del ECG.

- Revise los conectores de entrada de los electrodos del paciente y si están defectuosos reemplace.
- Revise la etapa del pre-amplificador en los puntos de prueba en función de las tensiones establecidas.
- Para esta falla circuital se debe examinar que las señales sean correcta de la cadena de amplificadores operacionales que controlan las señales del corazón P, T y QRS.
- La referencia circuital se da en el Anexo, plano N° 06: CPU & R Wave, al examinar el circuito integrado IC 39 - TLD64 (coordinada G-1, 3, 4) que son amplificadores operacionales y que controlan la señal de los pulsos del corazón P, T y QRS. Si es errónea, reemplace el circuito integrado.

h. La señal compleja QRS tienen una trayectoria sinusoidal.

- Revisar el enchufe de la toma a tierra, puede estar haciendo falso contacto. Limpiar y reajustar el enchufe.
- Desconectar el cable de alimentación de la red y mida la resistencia entre la masa del equipo y el terminal a tierra, debe ser menor de 0.1 ohmio; en caso contrario revisar el cable puede estar haciendo falso contacto o estar averiado.

- Revisar el circuito pre-amplificador de ECG y la fuente de alimentación principal del equipo. Cambiar los condensadores electrolíticos, ya que éstas “envejecen” y se “secan” causando estas fallas.
- Los electrodos descartables están en falso contacto con la piel del paciente por estar más de 24 horas puestas en el paciente o los electrodos son de mala calidad. Limpiar la piel del paciente con alcohol para eliminar la grasa de la piel.
- El cable del paciente ECG esta defectuoso, ya sea en la troncal, en los ramales o en el conector. Comprobar la impedancia entre el terminal que se conecta al electrodo descartable y el pin del conector, esta debe ser de 1 Kohm y si es mayor el cable esta defectuoso. La impedancia entre los terminales del conector debe ser mayor de 20 Mohm. En cualquiera de estos casos reemplazar el cable del paciente.
- En este caso, una falla circuital se da en el circuito de control de tiempo que no controla que solo un pulso del complejo QRS es detectado. Una referencia circuital se observa en el Anexo, plano N° 06: CPU & R Wave, al examinar el circuito integrado U 41B- 4538 (coordenada G-9), que es un multivibrador monoestable de precisión dual, la cual genera un monoestable de corto tiempo (165 ms). Esto asegura que solamente un pulso es detectado del complejo QRS, si la señal es errónea, reemplace el circuito integrado.

1. No se obtiene el voltaje análogo de calibración de 1 voltio del Monitor Cardíaco.

- El pulsador tipo membrana está averiado.
- El bus del teclado a la tarjeta electrónica PCB (tarjeta Pre-amp / CPU) no tiene continuidad, cámbielo si es necesario.
- Para este tipo de falla circuital se da el error de conversión de la señal digital/ análogo que no da un voltaje análogo de un voltio a la salida del ECG. Como referencia circuital, ver el Anexo, plano N° 07: Pre-amp / CPU.

Examine el circuito integrado U52 – ZN42BEB (coordenada E-5) que es un convertidor digital/ análogo, que genera un voltio análogo a la salida del ECG. Si da lectura errónea, reemplace el circuito integrado.

j. No hay amplificación de los pulsos QRS

- El cable de paciente tiene pérdida de aislamiento (entre líneas) que produce una caída de tensión en el tamaño del pulso QRS. Cambie el cable de paciente.
- El bus del teclado a la tarjeta electrónica PBS (tarjeta CPU & R Wave) tiene continuidad errática. Cambie el bus.
- Como falla circuital se da en la etapa de ganancia de amplificación del complejo QRS. Como referencia circuital, ver el Anexo, plano N° 06: CPU & R Wave. Examine los circuitos integrados U38 – 4053 (coordenada F-2) y U43–4053 (coordenada F-4) que son triple multiplexor/ demultiplexor de 2 canales, que están relacionado con la ganancia de amplificación de la señal QRS. Si no tiene señal de salida, reemplace los 2 circuitos integrados.

k. El desfibrilador se carga más alto que la referencia de 360 Joule.

- Un aspecto de esta falla circuital se denota en examinar el circuito comparador de sobrevoltaje donde su salida debe ser cero voltios, caso contrario no activa el relé de desconexión de los terminales de almacenaje del condensador y el condensador se carga en forma continua mayor de 360 Joule. Como referencia circuital se observa en el Anexo, plano N° 04: Power Supply. Al examinar el circuito integrado IC10 – LM311N (coordenada D-7) que es un comparador diferencial de sobrevoltaje en el pin. 7. Este circuito integrado debe conmutar a un voltaje bajo (cero voltios) indicando al microprocesador a través de la línea de señal de sobrevoltaje – HIGHCHG (coordenada E-6) envíe una señal baja en DUMP (señal de energía almacenada – coordenada

D-5) para el control de cerrado al relé de transferencia K4, caso contrario cambiar el circuito integrado.

CONCLUSIONES

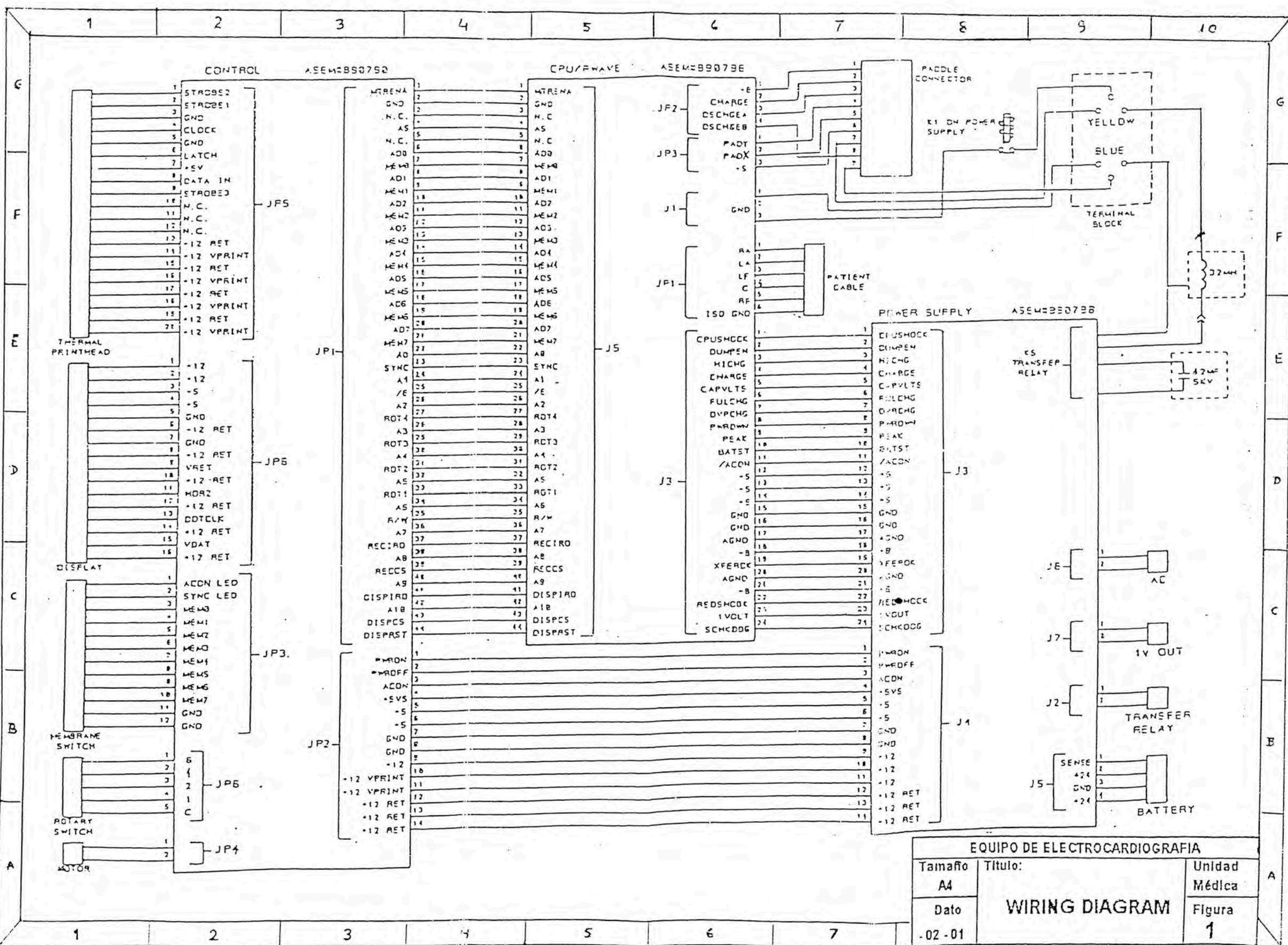
- a) Se describe el diagnóstico de fallas menores y fallas mayores en función de las diferentes etapas de control de variables.
- b) Los equipos biomédicos descritos (electrocardiógrafo, monitor cardíaco y desfibrilador) son necesarios para realizar las medidas biológicas corporal y no cometer aspectos inadvertidos de diagnóstico auxiliar que realiza el personal de salud sobre el paciente.
- c) Es necesario lograr eficiencia y eficacia en la calidad del mantenimiento preventivo programado para mantener en condiciones óptimas de funcionamiento los equipos biomédicos garantizando su uso interrumpido.
- d) Cuando se utilice el Electrocardiógrafo no se debe utilizar cerca o en sala contigua; el equipo de rayos X móvil, ultrasonido, electro- bisturí u otros, que pueden causar degradación en las señales del equipo en mención.
- e) Si se realiza la desfibrilación en bebés o niños, ajuste la salida a un nivel más bajo que el utilizado normalmente en un adulto, estando en función del aspecto corporal del paciente.
- f) Cuando utilice el Desfibrilador asegúrese que ninguna persona esté en contacto con el paciente o con un equipo conectado a él.
- g) Las descargas repetidas en las proximidades de los electrodos del Monitor Cardíaco, dañan el buen funcionamiento del equipo.
- h) Es necesario que se capacite cada cierto período de tiempo al personal de salud en el manejo y bondades que brinda los citados equipos biomédicos.
- i) Se debe cargar la batería rápidamente cuando el medidor o mensaje indique una baja de voltaje. Esto contribuye a aumentar la vida útil de la batería y evitar problemas fortuitos en el caso de reanimaciones cardíacas.
- j) Se debe conocer los aspectos técnicos generales para los equipos biomédicos

tales como:

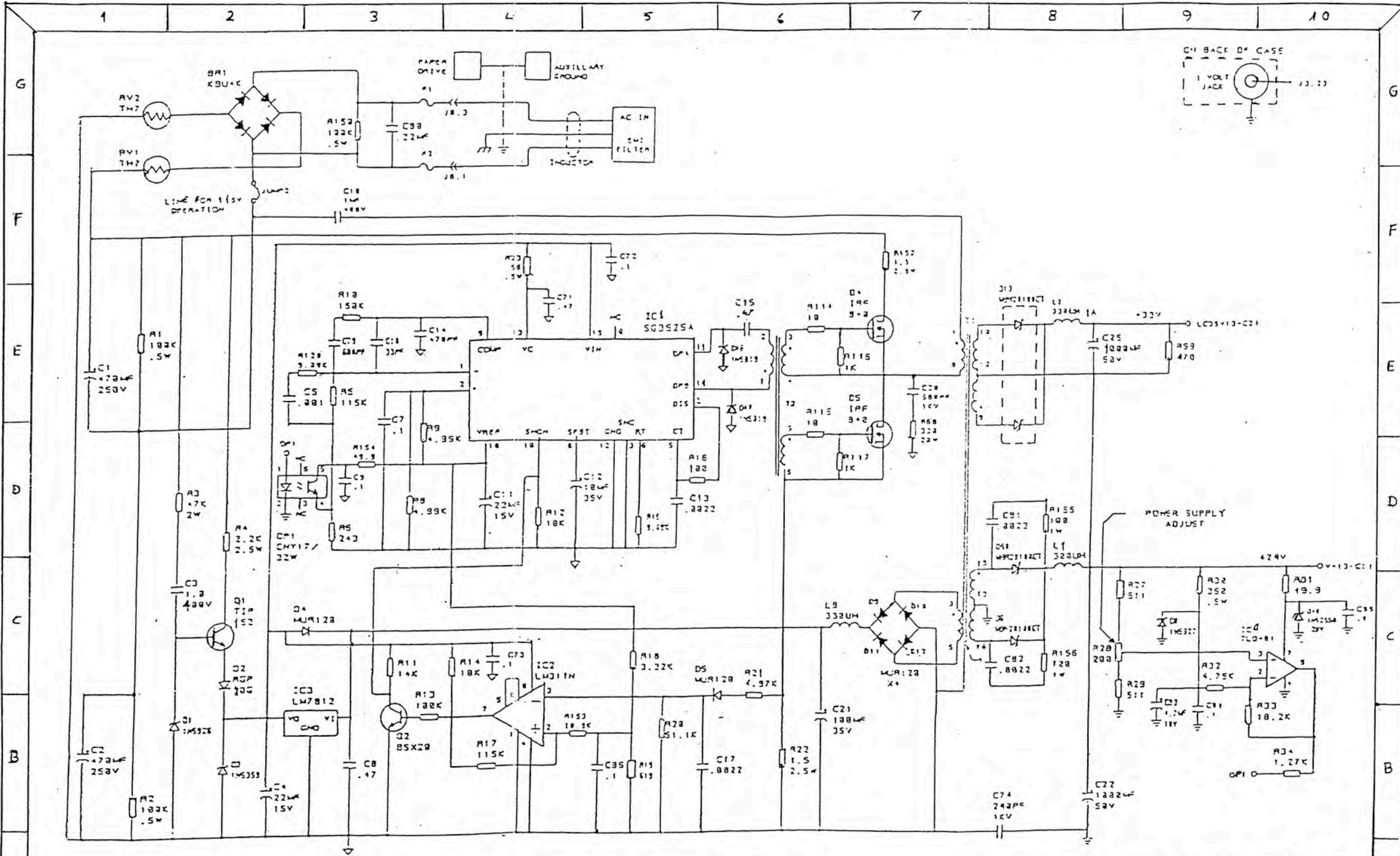
- Los equipos biomédicos deberán trabajar perfectamente en los rangos de humedad relativa del 40% al 90% y en el rango de temperatura ambiente de 10°C a 35°C.
 - Los circuitos electrónicos, eléctrico, neumático y de fluidos no deben estar sellados y deben tener las especificaciones técnicas del caso para facilitar su futuro mantenimiento preventivo y correctivo (en caso necesario).
 - Los equipos biomédicos deben tener soportes o similares graduables o ajustables para su nivelación. Además deben ser tropicalizados y las piezas expuestas deben estar protegidas contra el óxido (corrosión).
 - Los equipos biomédicos deberán cumplir con las normas ASA, DIN o similares; así, como las normas de recomendaciones de la OPS/OMS.
- k) Es necesario conocer la terminología médica y las aplicaciones de los equipos biomédicos para realizar un óptimo mantenimiento preventivo o correctivo.
- l) Cada cierto período de tiempo (estimado cada 6 meses) se debe revisar los pozos a tierra considerando su resistencia de puesta a tierra, el cual debe ser de 2 a 3 ohmios para evitar interferencia de la red u otros riesgos eléctricos en los equipos biomédicos.

ANEXO

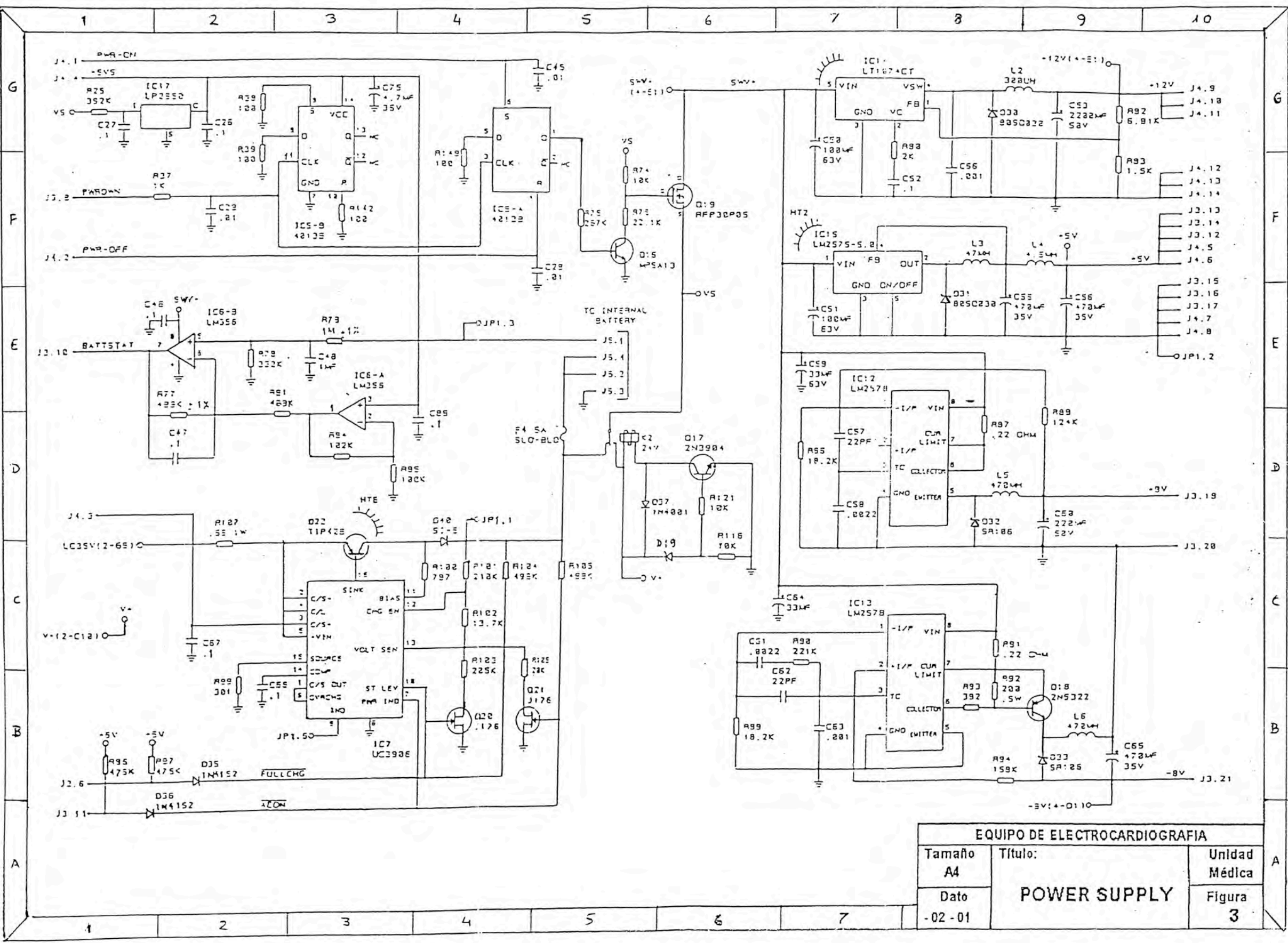
**ESQUEMAS ELECTRONICOS DEL
EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFO**



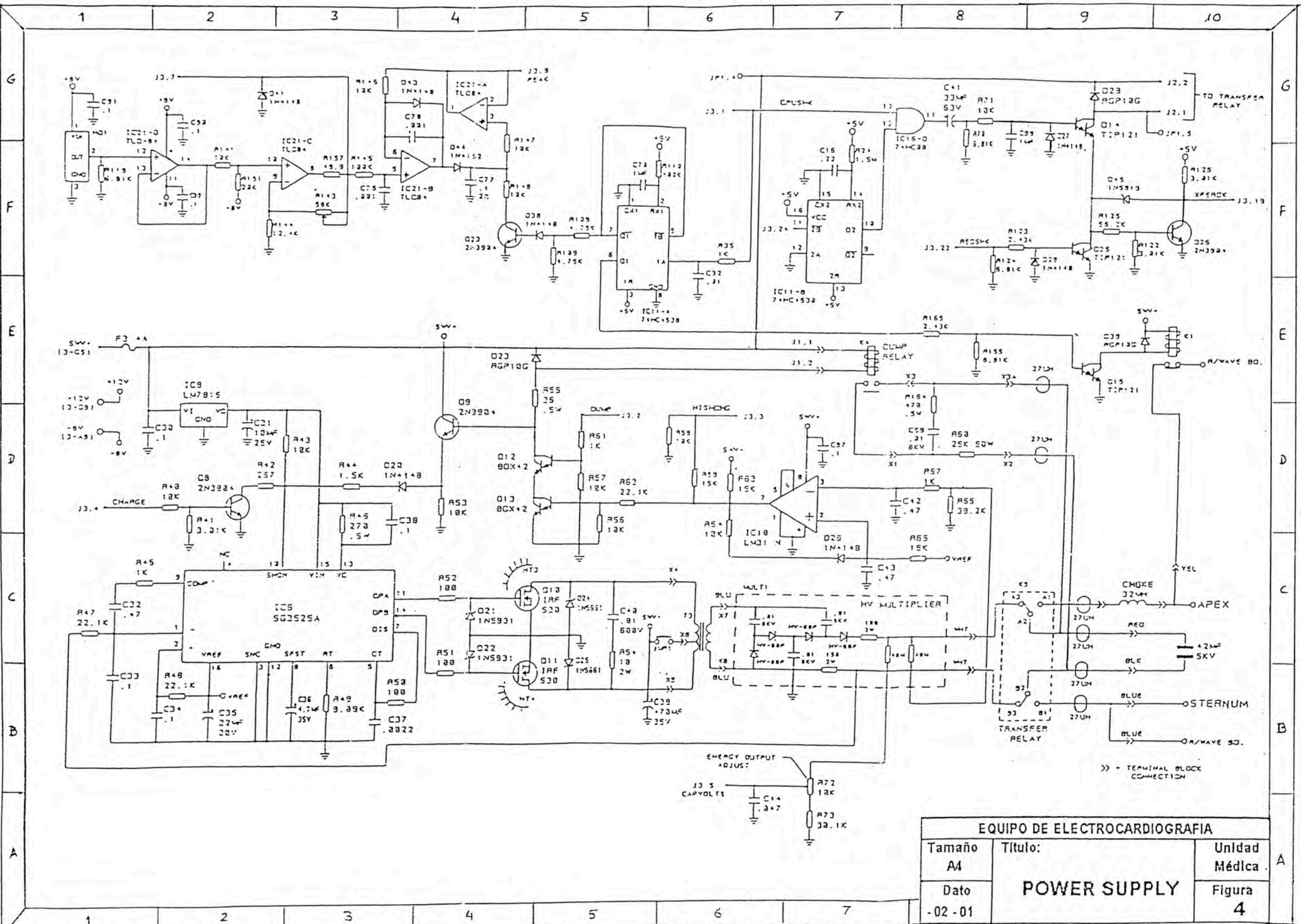
EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA		
Tamaño A4	Título: WIRING DIAGRAM	Unidad Médica
Dato -02 -01		Figura 1



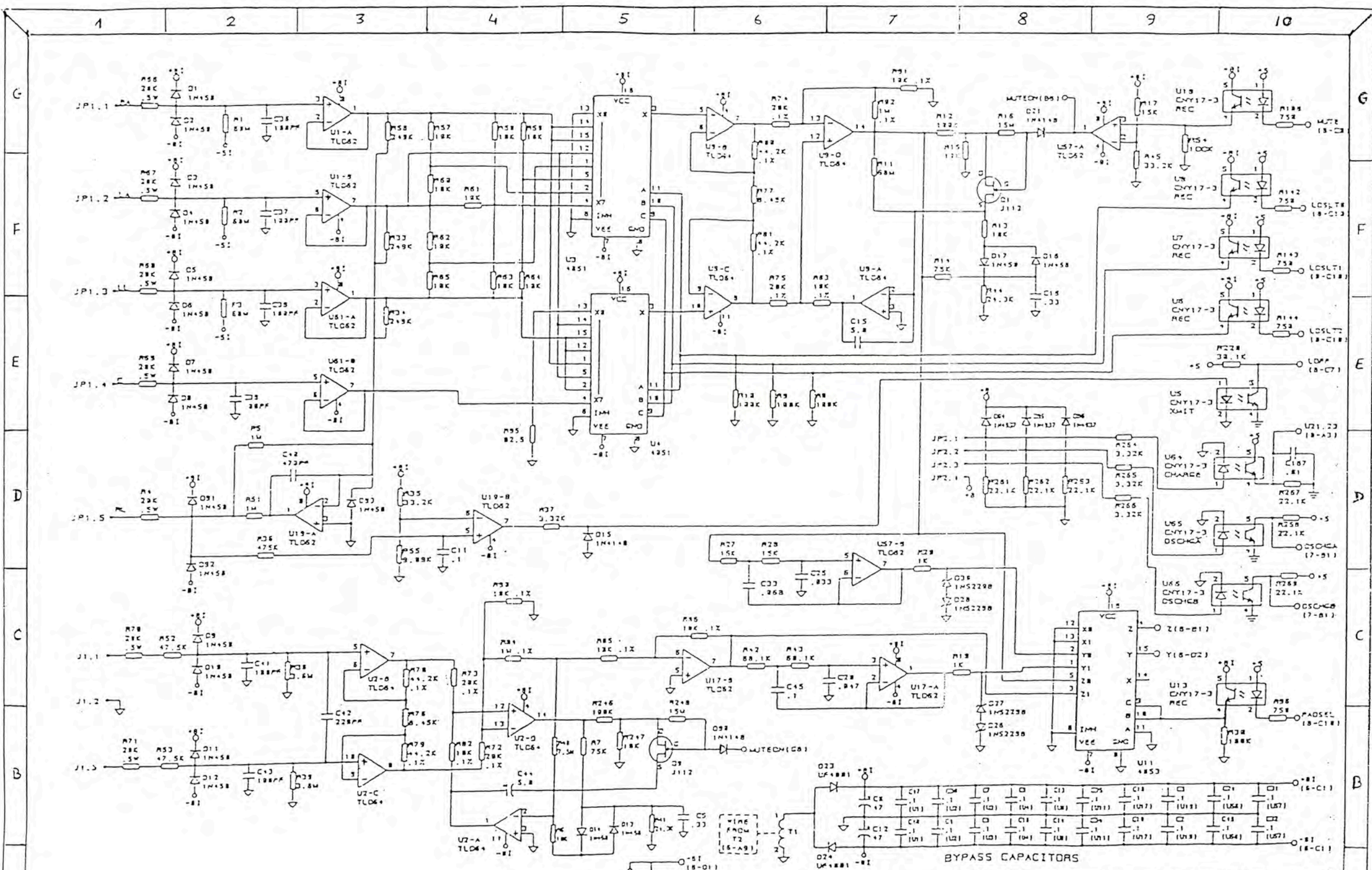
EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA		
Tamaño A4	Título:	Unidad Médica
Dato	POWER SUPPLY	Figura
.02-01		2



EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA		
Tamaño A4	Titulo: POWER SUPPLY	Unidad Médica
Dato -02-01		Figura 3

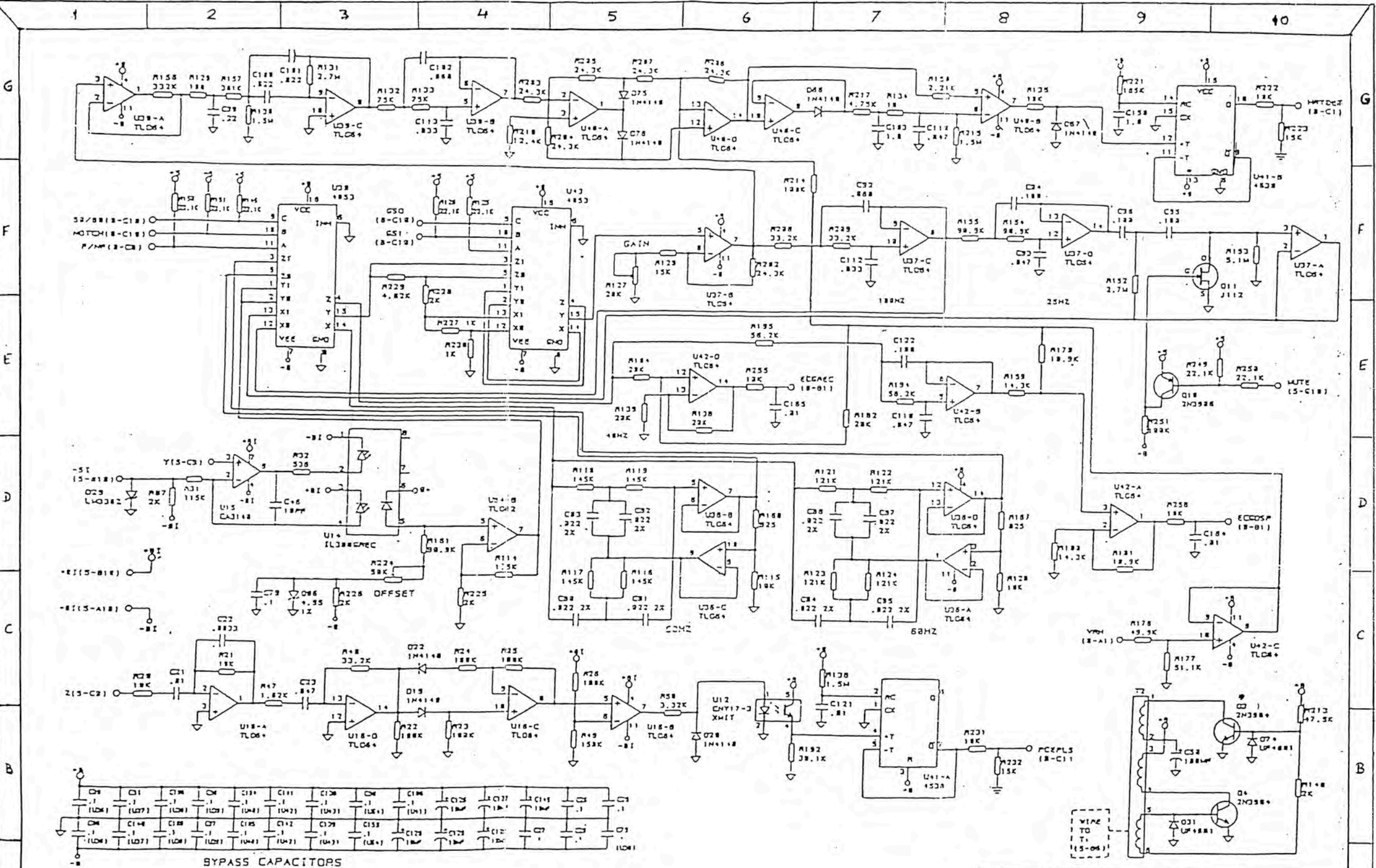


EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA		
Tamaño A4	Título: POWER SUPPLY	Unidad Médica
Dato -02 - 01		Figura 4

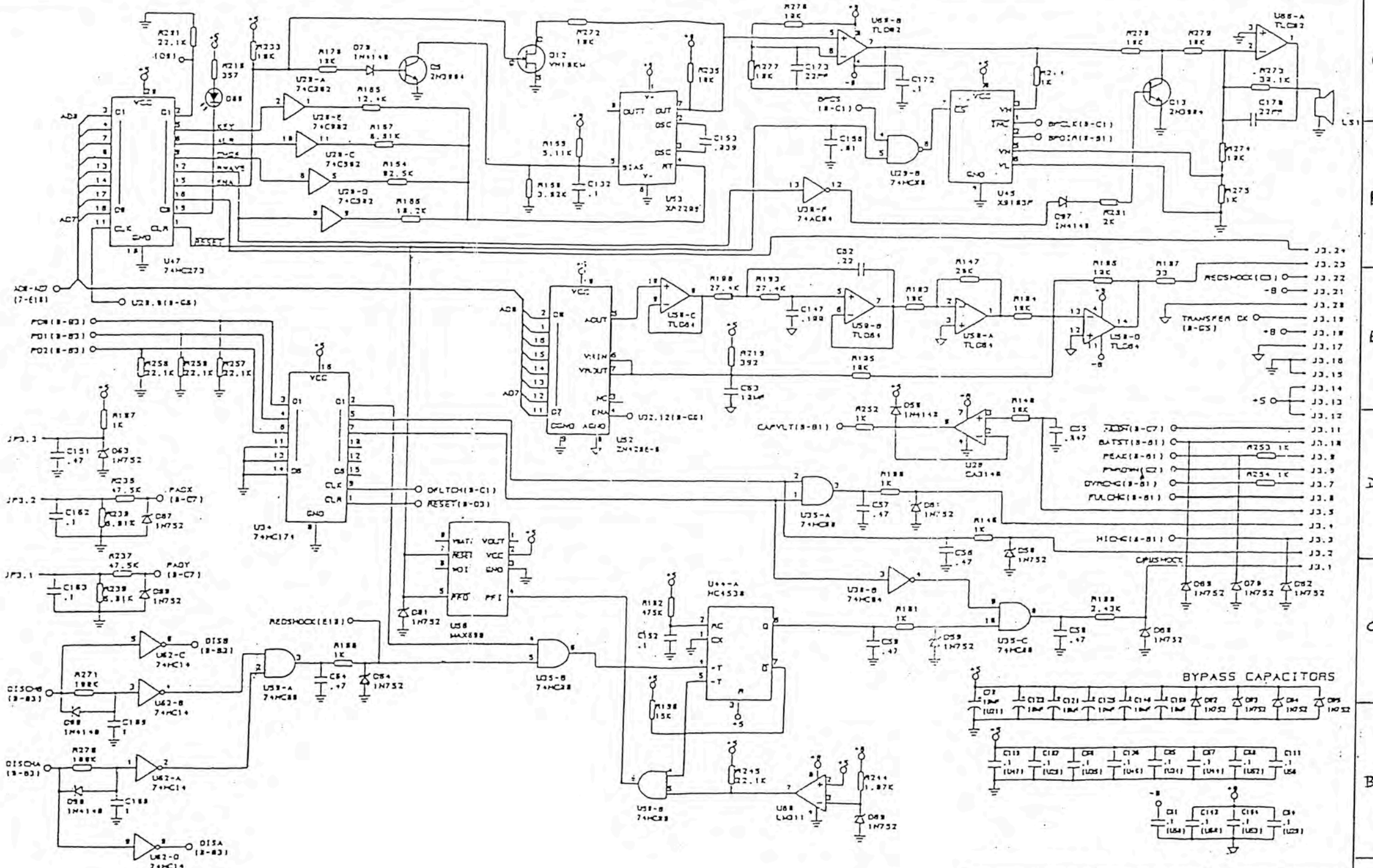


EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA

Tamaño A4	Título: CPU & R WAVE	Unidad Médica
Dato -02-01		Figura 5

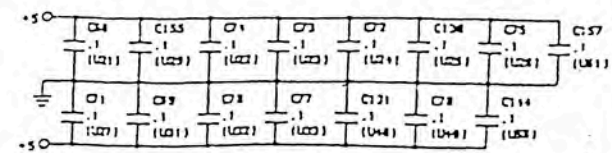
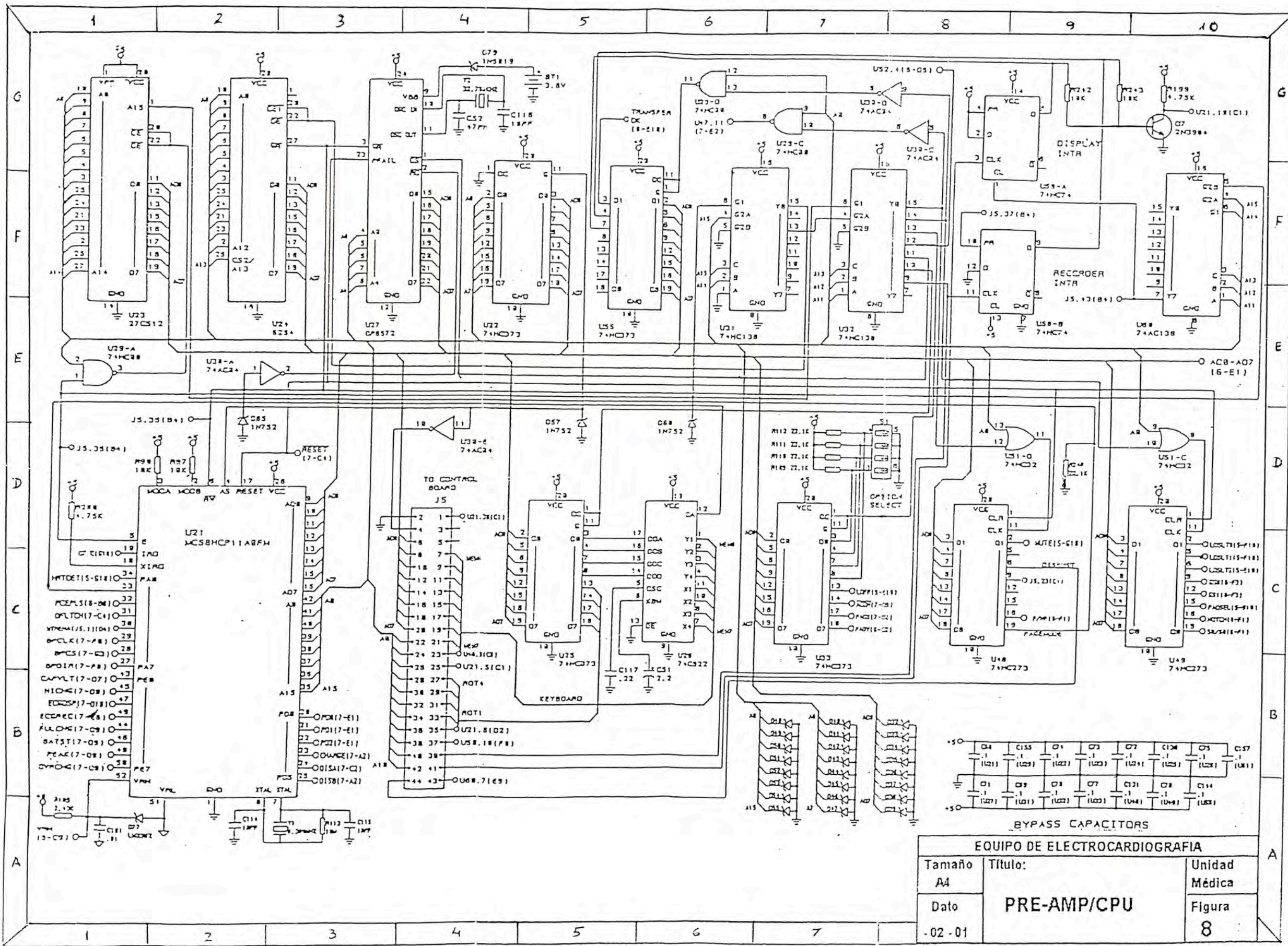


EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA		
Tamaño A4	Título: CPU & R WAVE	Unidad Médica
Dato -02-01		Figura 6

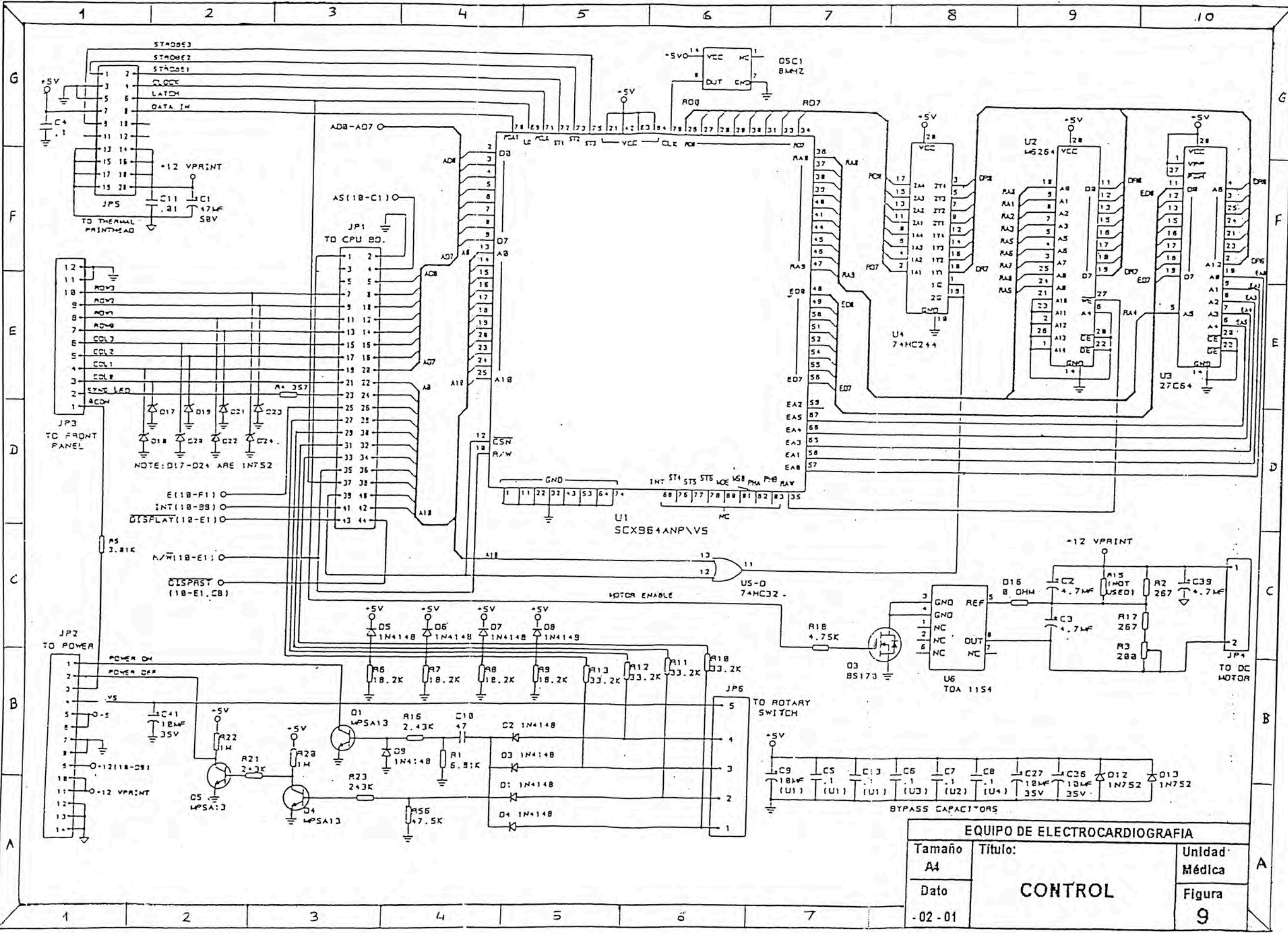


EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA

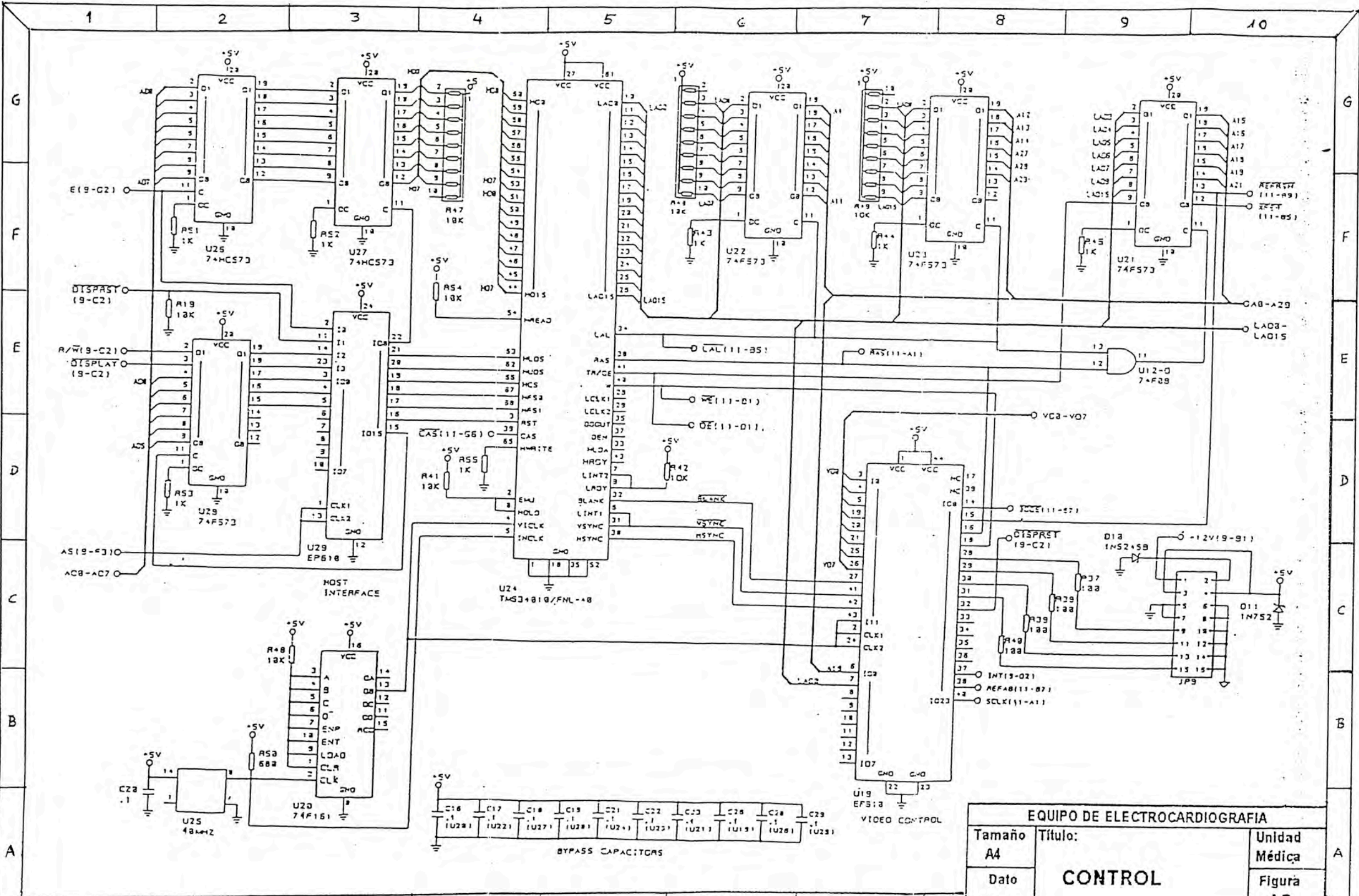
Tamaño A4	Título: PRE-AMP/CPU	Unidad Médica
Dato 02-01		Figura 7



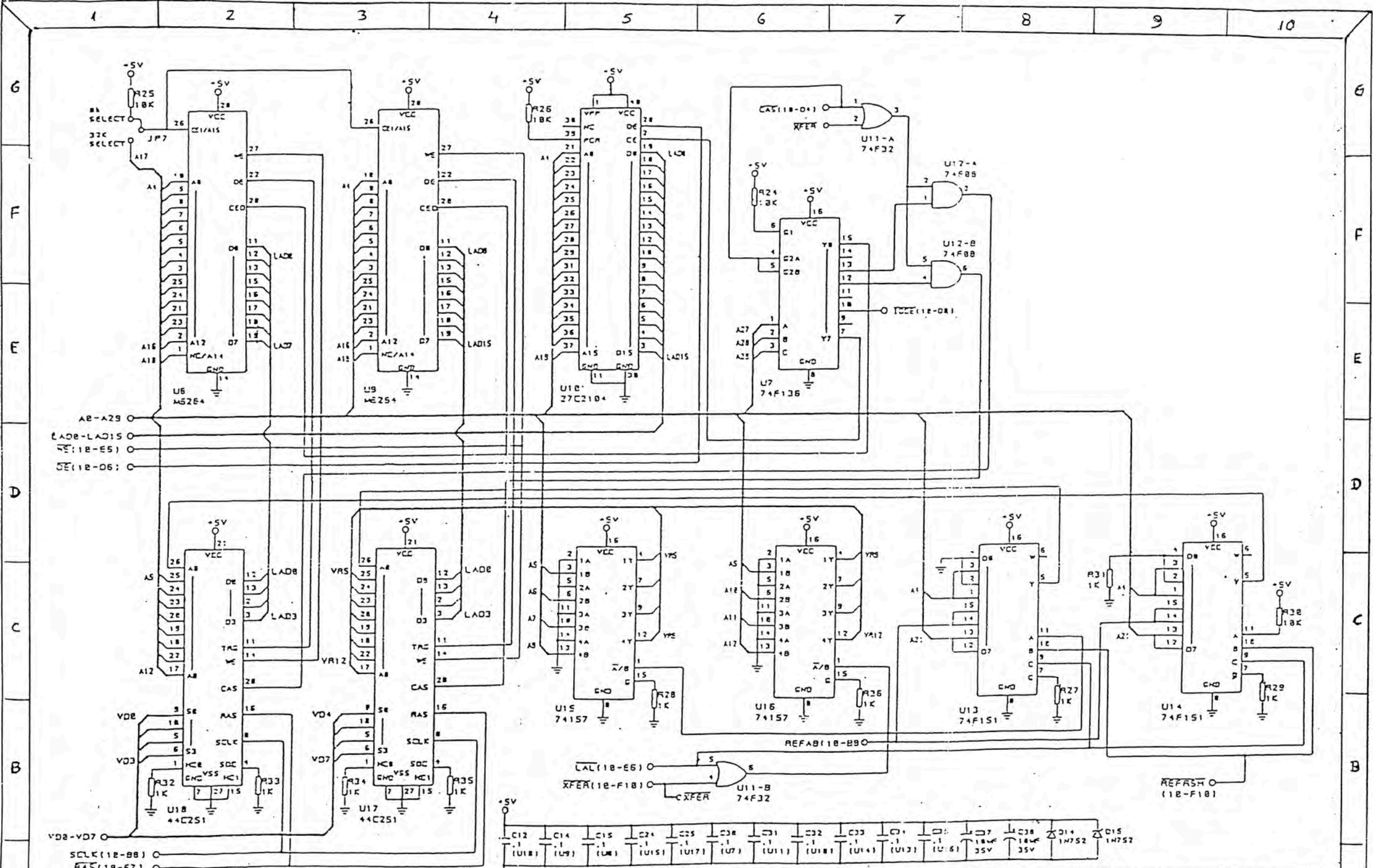
EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA		
Tamaño A4	Título: PRE-AMP/CPU	Unidad Médica
Dato -02-01		Figura 8



EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA		
Tamaño A4	Título: CONTROL	Unidad Médica
Dato -02-01		Figura 9



EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA		
Tamaño A4	Título: CONTROL	Unidad Médica
Dato -02-01		Figura 10



BYPASS CAPACITORS

EQUIPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA

Tamaño A4	Título: CONTROL	Unidad Médica
Dato .02.01		Figura 11

BIBLIOGRAFIA

1. **ANGULO USATEGUI, José** .“ Microprocesadores: Fundamento, diseño y aplicaciones en la industria y en los microcomputadoras“.Editorial. Paraninfo. Madrid. España. 4ta. Edición. 1985.
2. **BRENDAM PHIBBS, M.D., FACC.CP., IACC**. “ The Cardiac Arrytmias“. Editorial. The C.V. Morby company. Saint Louis, Missouri. 1988.
3. **D.W. HILL y A.M. DOLAN**. “ Intensive Care Instrumentation“. Editorial. Academic Press.1976.
4. **L. CROMWELL, F. J. WEIBULL, E. A. PFEIFFER y L. B. USSELMAN**. “Biomedical Instrumentation and Measurement“ . Editorial. Prentice Hall. New Jersey. 1983.
5. **HURST, J. WILLIS** . “ El Corazón, Arterias y Venas“. Editorial . Toray S.A. Barcelona. España. 1973.
6. **HORST.H, TOBIEN,BAD, WIESESSES**. “ Sintomas – Guia Cardíacos“ Editorial. C.H. Boehringer Sohn Ingelheim am Rhein. 1969.
7. **W. B. SAUNDERS**. “ Diccionario Enciclopédico Ilustrado de Medicina“.Editorial. Interamericana. Madrid.España. 1985.