

100  
203



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA  
DIVISION DE INGENIERIA ELECTRICA ELECTRONICA  
Y COMPUTACION

"DISEÑO Y CONSTRUCCION DE PROTOTIPO  
DE ELECTROCARDIOGRAFO DE UN CANAL"

## T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE  
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA

P R E S E N T A :

RICARDO LOPEZ LENA ESTRADA

DIRECTOR: ING. JOAQUIN ZARCO RABAGO

CO-DIRECTOR: ING. RICARDO GARIBAY JIMENEZ

FACULTAD DE  
INGENIERIA



U N A M MEXICO, D. F.,

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

1994



Universidad Nacional  
Autónoma de México



## **UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso**

### **DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

Deseo dedicar este trabajo a  
mi maravillosa familia  
por el equipo que  
hemos sido  
durante  
años  
..  
..

## INDICE TEMATICO

### Reconocimiento.

<b>INTRODUCCION:</b>	<b>1</b>
<b>Capitulo I VISION GENERAL (definición del problema).</b>	<b>12</b>
<b>I.1 Características de electrocardiógrafos         de acuerdo a normas</b>	<b>12</b>
<b>I.2 Problemas frecuentemente encontrados en         electrocardiografía médica</b>	<b>17</b>
<b>I.3 El electrocardiógrafo ECG-CEDAT</b>	<b>22</b>
<b>I.3.1 Características deseables y mejoras                 con base en modelos anteriores.</b>	<b>22</b>
<b>I.3.2 Diagrama de bloques propuesto.</b>	<b>23</b>
<b>Capitulo II Procesamiento analógico de las señales</b>	<b>26</b>
<b>II.1 Necesidad de un mejor amplificador.</b>	<b>26</b>
<b>II.2 Acerca de la corrección de la línea base.</b>	<b>26</b>
<b>II.3 Detección de electrodo         desconectado (lead - fall - off).</b>	<b>29</b>
<b>II.4 Sistema pierna derecha controlada         (driven-right-leg)</b>	<b>34</b>
<b>II.5 Selección de derivaciones, sistemas de         filtrado y cambio de ganancia.</b>	<b>40</b>
<b>II.5.1 Selección de derivaciones.</b>	<b>40</b>
<b>II.5.2 Sistemas de filtrado.</b>	<b>41</b>



V.1 Necesidad de una fuente de poder de modo conmutado.	74
V.2 Consideraciones tomadas en el diseño:	75
V.2.1 Selección de tipo de convertidor DC-DC	76
V.2.2 Características del transformador	77
V.2.3 Determinación del valor del inductor	82
V.2.4 Compensación del regulador	85
V.3 Acerca de la batería.	86
CAPITULO VI PRUEBAS	90
VI.1 Alcance y limitaciones.	90
VI.2 Prueba de respuesta en frecuencia	91
VI.3 Prueba del error total del sistema	92
VI.4 Prueba de corrientes en electrodos de paciente.	93
CONCLUSIONES.	94
BIBLIOGRAFIA.	95
APENDICES:	98
A) DIAGRAMAS ELECTRONICOS.	
B) LISTA DE COMPONENTES.	
C) DISTRIBUCION DE COMPONENTES EN TARJETAS.	
D) PROGRAMA ENSAMBLADO COMPLETO.	
E) CONJUNTO DE INSTRUCCIONES 8051.	
F) LISTA DE COMANDOS MODULO AND-491.	
G) LISTA DE COMANDOS MODULO MFE-9240.	

## RECONOCIMIENTO:

Deseo asentar mi agradecimiento a todas las personas que colaboraron de alguna u otra forma en el desarrollo de este trabajo dentro y fuera del Centro de Desarrollo y Aplicaciones Tecnológicas de la Secretaría de Salud (CEDAT), lugar donde se realizó este trabajo de tesis.

Particularmente, deseo agradecer su colaboración al director del centro Dr. Hector Brust Carmona, al jefe de la Subdirección de Ingeniería y Diseño Ing. Joaquín Zarco Rábago, por tantas facilidades e interés, y a su diligente grupo de colaboradores: Ing. Moisés Gutiérrez G., Ing. Juan Antonio Calderón B, Ing. Maribel Cruz , Ing. José Alberto Ríos, Ing. Eduardo Acosta, y al Sr. Fulgencio Castro.

Así mismo, deseo agradecer al Ing. Ricardo Garibay Jimenez por la revisión del trabajo en su papel de co-director.

Ricardo Lopezlena Estrada

## INTRODUCCION:

Las enfermedades asociadas al corazón han sido desde hace mucho tiempo una de las mayores preocupaciones de la medicina debido a que son una de las más frecuentes causas de muerte del hombre. En todos los países, médicos e investigadores realizan grandes esfuerzos para entender y atender mejor estos padecimientos.

Una de las herramientas básicas para la detección de males cardíacos es el electrocardiógrafo. El valor de esta herramienta para el especialista radica en que es posible apreciar una gran cantidad de alteraciones del corazón en forma no invasiva --es decir sin exponerlo--.<sup>(1)</sup>

### Síntesis histórica:<sup>(2)</sup>

El electrocardiógrafo fué el primer dispositivo eléctrico que encontró uso generalizado en diagnósticos médicos y todavía sigue siendo la herramienta más importante para el diagnóstico de desordenes cardíacos.

Aunque éste provee información invaluable de diagnóstico, especialmente en el caso de arritmias e infarto al miocardio, algunos problemas, -- por ejemplo aquellos relacionados con las



válvulas del corazón --, no pueden ser diagnosticados del electrocardiograma.

Los primeros electrocardiógrafos aparecieron en hospitales alrededor de 1910 y aunque las máquinas de ECG han sido beneficiadas debido a las innovaciones tecnológicas a lo largo de los años, poco ha cambiado en lo básico de la técnica.

El descubrimiento de que las contracciones musculares envuelven procesos eléctricos data del siglo XVIII . En ese tiempo, la tecnología no era lo suficientemente avanzada como para permitir un estudio cuantitativo de los voltajes eléctricos generados por la contracción del músculo cardiaco. No fué hasta 1887 que el primer electrocardiograma fué registrado por Waller. El dispositivo usado para el registro,--el así denominado electrómetro capilar--, era frágil y difícil de ajustar, lo cual limitó el uso de la técnica.

El galvanómetro de resorte , que Einthoven introdujo en la electrocardiografía en 1903, fué una mejora considerable . Las contribuciones de Einthoven a la electrocardiografía, no obstante, no se limitaron a la introducción de este dispositivo. El explicó también la relación entre las varias fases de la contracción del corazón y las excursiones de la traza registrada así como posiciones sugeridas para la colocación de los electrodos que son usados aún hoy en día. Por esta razón , Einthoven puede correctamente ser considerado el padre de la electrocardiografía. Dispositivos tales como el ECG de galvanómetro de resorte de Einthoven carecían de amplificación

electrónica y la corriente para deflecar el galvanómetro tenía que ser provista por los electrodos . Consecuentemente electrodos de inmersión con una impedancia muy baja fueron necesarios. La traza del ECG era registrada en una película fotográfica que tenía que ser procesada antes de que el electrocardiograma pudiera ser leído. Puesto que la sensibilidad dependía de el ajuste del galvanómetro y de la resistencia de los electrodos , un voltaje de calibración de 1 mV era insertado antes de que cada electrocardiograma fuera tomado para poder estandarizar el registro.

Alrededor de 1920, electrocardiógrafos con amplificación electrónica se encontraron disponibles. La sensibilidad incrementada de estos dispositivos hizo posible el reemplazar los electrodos de inmersión con los más convenientes electrodos de pequeñas placas todavía en uso hoy en día. Esto también permitió el uso de galvanómetros de tipos más robustos en vez de los delicados galvanómetros de resorte.

No obstante las mejoras anteriores, los ECG todavía usaban película fotográfica o papel fotográfico como medio de registro. Esta desventaja fué resuelta con la introducción de registradores de escritura directa,-- alrededor de 1946-- , los cuales usaban tinta o la transferencia de pigmento de un hule para grabar la traza del ECG en una tira de papel móvil donde fuera inmediatamente visible sin procesamiento alguno. Después , un papel especial sensible al calor fué desarrollado . Sin embargo , los antiguos registradores de escritura directa no

eran capaces de reproducir detalles finos como lo hacían los fotográficos . Por ello, no obstante su inconveniencia, los registradores fotográficos continuaron siendo usados por algunos médicos. Mejoras técnicas durante los años posteriores han hecho disponibles máquinas de ECG de escritura directa que muestran todos los detalles de la señal de ECG que son necesarias para el diagnóstico médico.

Un dispositivo electrocardiográfico, ( ECG ), -- electrocardiógrafo--, es un instrumento o sistema que sensa la actividad eléctrica del corazón, por medio de electrodos colocados en la superficie de el cuerpo del paciente, y proporciona una gráfica observable y medible de la actividad eléctrica sensada<sup>(3)</sup>.

El corazón funciona como una bomba de cuatro cavidades ( los ventrículos y dos aurículas o atrios) en el sistema circulatorio. La función principal de bombeo es proporcionada por los ventrículos, y los atrios son simplemente precavidades para almacenar sangre durante el tiempo en que los ventrículos estan bombeando. La contracción coordinada de los atrios y los ventrículos es establecida por un patrón específico de activación eléctrica en las fibras musculares de estas estructuras.<sup>(4)</sup>

Corrientes eléctricas son asociadas entonces, a la contracción del músculo cardiaco que produce un campo eléctrico variante en el tiempo, con lo que se generan potenciales en la

piel. Los potenciales generados son detectados por medio de electrodos y amplificadas por el electrocardiógrafo.

Desde el punto de vista de electrocardiografía, el corazón es visto como el equivalente a un generador eléctrico . Comúnmente se asume que a cada instante del tiempo en la secuencia de activación ventricular , la actividad eléctrica del corazón puede ser representada por un "dipolo equivalente de corriente", localizado en un punto que se denomina centro eléctrico del corazón. Este centro se encuentra supuestamente dentro de los límites anatómicos del corazón.

#### Sistemas de derivaciones:

Los Cardiólogos, médicos especializados en el estudio del corazón y sistemas relacionados , han estandarizado diversas formas para apreciar esta actividad eléctrica. Este enfoque se basó en el trabajo del fisiólogo alemán Willem Einthoven quien concibió primero a la señal eléctrica del corazón como un vector. Si se colocan dos electrodos en diferentes líneas equi-potenciales del campo eléctrico del corazón, una diferencia de potencial,--diferente de cero--, es medida. Diferentes pares de electrodos en diferentes posiciones generalmente proporcionan diferentes resultados debido a la dependencia espacial del campo eléctrico del corazón.

#### Derivaciones en el plano frontal:

El corazón genera un campo eléctrico que puede ser

representado matemáticamente como un vector teniendo magnitud y dirección . Las mediciones del plano frontal o derivaciones bipolares, son derivadas de las varias permutaciones de los pares de electrodos cuando un electrodo es localizado en el brazo derecho, el brazo izquierdo y la pierna izquierda. Los vectores correspondientes formados pueden ser aproximados como un triángulo equilátero conocido como "triángulo de Einthoven". Estas son comúnmente denominadas derivaciones I II y III.

Ver figura 1

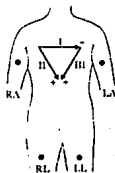


FIGURA 1 El triángulo de Einthoven

#### Derivaciones unipolares aumentadas:

Existe un conjunto de derivaciones adicionales denominadas derivaciones unipolares que consisten de señales obtenidas de más de un par de electrodos. Tienen ese nombre debido a que consisten de potenciales que aparecen en un electrodo tomadas con respecto a un electrodo equivalente de referencia, el cual es el promedio de las señales vistas en dos o más electrodos ( una de esas referencias es la denominada terminal central de Wilson, que une los tres vértices del triángulo de Einthoven con

tres resistencias de igual valor ).

Otro conjunto de mediciones conocidas como derivaciones unipolares aumentadas miden el potencial en los vértices del triángulo de Einthoven con respecto al promedio de las otras dos, aumentando con esto en un 50% la amplitud de la señal. Usualmente estas son identificadas como: aVR, aVL, y aVF.

Ver figuras 2 y 3

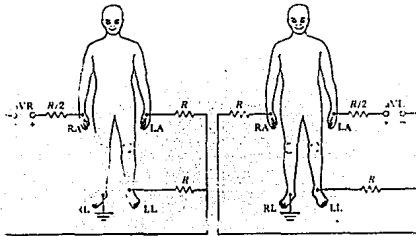


FIGURA 2 disposición de derivaciones unipolares aumentadas aVR y aVL

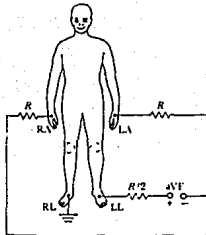


FIGURA 3 Disposición de deriv. unipolar aumentada aVF

### Derivaciones unipolares precordiales o torácicas:

Las derivaciones descritas previamente sólo examinan el vector cardiaco en el plano frontal. Seis mediciones más , denominadas derivaciones "V", unipolares precordiales o torácicas, examinan el vector cardiaco en el plano transversal. Ver figura 4

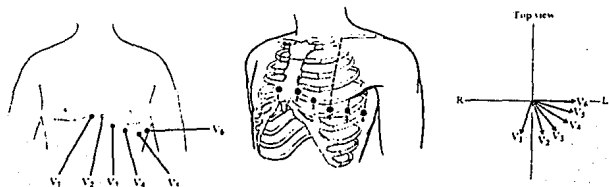


FIGURA 4 Las derivaciones torácicas y su disposición en el plano transversal

Un cardiólogo normalmente toma electrocardiogramas de las doce derivaciones mencionadas : I , II, III, aVL, aVR, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, y V6. Si se considera la dirección de la derivación aVR invertida, entonces vectorialmente se puede apreciar que los seis vectores ( a saber: aVL, I, -aVR, II, aVF, y III ) se encuentran igualmente espaciados a 30 grados. Esto permite al cardiólogo observar un electrocardiograma con cada una de estas seis derivaciones y estimar la posición del ciclo cardiaco observando cual de las seis derivaciones tiene la mayor amplitud de señal en ese punto en el ciclo.

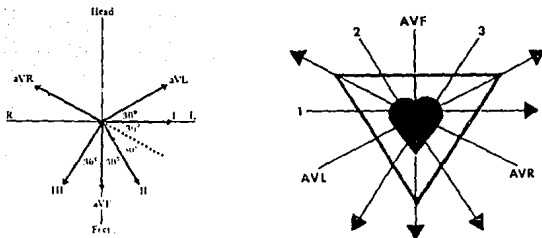


FIGURA 5 Disposición vectorial de las derivaciones

#### El electrocardiograma:

El sistema de conducción eléctrico del corazón inicia un impulso eléctrico en el nodo sinusal (SA) localizado en el atrio (parte superior del corazón). Una onda de excitación es transmitida por el atrio produciendo la onda P y provocando la contracción del atrio. Al contraerse el atrio, la sangre es forzada a pasar de este a los ventrículos. La excitación es entonces retrasada en el nodo atrioventricular (AV), resultando en el intervalo P-R. En ese momento la onda de excitación se distribuye en los ventrículos haciendo que estos se contraigan y produzcan el complejo QRS. La contracción de los ventrículos causa el bombeo del corazón. La recuperación o repolarización ventricular produce la onda T.

Ver figura 6



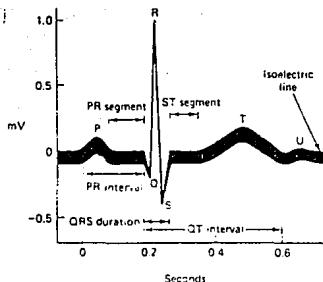


FIGURA 6 Onda QRS "normal".

Se dice que el corazón tiene un ritmo normal sinusal ( Normal Sinus Rithm ), cuando formas de onda, duraciones, intervalos, segmentos y frecuencias permanecen en los límites establecidos como normales.

El amplificador de biopotenciales:

Un amplificador de este tipo de señales eléctricas debe cubrir con ciertas características: debe asegurar la seguridad del paciente, debe tener una alta impedancia de entrada , debe operar en la porción del espectro de frecuencias en los que la señal de ECG exista, y debe tener medios que permitan una rápida calibración del equipo.

En el caso de señales de ECG, puesto que se manejan señales obtenidas de electrodos bipolares, el amplificador más apropiado es el diferencial. Este amplificador debe tener una gran

relación de rechazo de modo común (CMRR).

-----  
Notas:

(1) Thompkins, W. Webster, J. Design of microcomputer-based medical instrumentation, pag 5.

(2) Tomado de Cromwell, Leslie; Arditti, Mortt; Weibell, Fred; Et al; Medical Instrumentation for health care, Prentice Hall, USA, 1976, pag 127

(3) AAHI. American National Standard for diagnostic Electrocardiographic devices, pag 25.

(4) Webster, et al, op cit.

CAPITULO I  
VISION GENERAL  
(DEFINICION DEL PROBLEMA)

Este capítulo está dedicado a entender las normas, necesidades y problemas comunes en electrocardiografía que motivaron las características del diseño.

I.1 Características de electrocardiógrafos de acuerdo a las principales normas electrocardiográficas.

Debido a que no se encontró una norma mexicana para equipos de ECG, se decidió apoyarse en las normas de otros países, específicamente de Estados Unidos (AAMI), Japón (JSA), Francia (norme française) e India (Indian Standards Institution). Debido a que la norma AAMI es la más rigurosa y específica, el diseño siguió preferentemente a esta.

Algunas de las características más importantes desde el punto de vista eléctrico son las siguientes, (Tomadas de la norma AAMI):

REQUERIMIENTOS DE DESEMPEÑO: ( 1 )

REQUERIMIENTO	MIN/MAX	UNIDAD	VALOR (MIN/MAX)
<b>RANGO DINAMICO DE ENTRADA:</b>			
Rango de operaciones lineales			
de señal de entrada	min	mV	+ -5
Cambio slew rate	max	mV/seg	320
Rango voltaje de offset DC	min	mV	+ -300
Variación permitida de			
amplitud con offset DC	max	%	+ -5
<b>CONTROL DE GANANCIA, PRECISION Y ESTABILIDAD:</b>			
Selecciones de ganancia	min	mm/mV	20, 10, 5
Error de ganancia	max	%	5
Cambio de ganancia			
tasa/minuto	max	%/min	+ -0.33
Cambio de ganancia			
total por hora	max	%	+ -3
<b>SELECCION DE BASE DE TIEMPO Y PRECISION:</b>			
Selecciones de base de tiempo	min	mm/seg	25, 50
error de base de tiempo	max	%	+ -5
<b>DESPLIEGUE DE SALIDA:</b>			
Ancho del despliegue	min	mm	40
visibilidad de trazo			

(tasas de escritura)	max	mm/seg	1600
ancho de trazo (sólo en registro permanente)	max	mm	1
Desalineación del eje del tiempo	max	mm	0.5
División en papel prereticulado	min	mseg	10
error de reticulado	min	div/cm	10
error de marcador de tiempo	max	%	+2

PRECISION DE REPRODUCCIÓN DE LA SEÑAL DE ENTRADA:

Error total para señales	max	%	10
Hasta $\pm 5$ mV y 125 mV/seg	max	$\mu$ V	$\pm 50$
Frecuencia superior de corte (3dB)	min	Hz	100 ( 2)
Sobrepaso permisible a respuesta escalón	max	%	10
Constante de decaimiento después de entrada escalón	min	seg	3
Error en factores de ponderación de derivación	max	%	5
Histéresis después de 15mm de deflexión de línea base	max	mm	0.5

**VOLTAJE DE CALIBRACION (Standardizing):**

Valor nominal	-	mV	1.0
tiempo de ascenso	max	mseg	1
tiempo de decaimiento	min	seg	100
error de amplitud	max	%	+ -5
Impedancia de entrada a 10 Hz cada derivación	min	megaohms	2.5
Corriente DC (cualquier derivación).	max	microA	0.2

**RECHAZO DE MODO COMUN:**

Ruido permisible con 20v,

60Hz y 300 mV DC y	max	mm	10
51 Kohm de desbalance	max	mV	1
Ruido del sistema	max	microV	40
cruzamiento multicanal	max	%	2

**CONTROL DE LINEA BASE Y ESTABILIDAD:**

Tiempo de retorno

después de reencendido	max	seg	3
tiempo de retorno después de conmutación de derivación	max	seg	1
tasa de corrimiento de línea base	max	microV/seg	10
Corrimiento total de línea base (T=2min)	max	microV	500

**PROTECCION DE SOBRECARGA:**

Sin daño de voltaje diferencial de 60 Hz,

1 Vpp, aplicación de 10seg      min      V      1

Sin daño de descargas de desfibrilador simulado

Descargas de:

sobrevoltaje      -      v      5000

energía      -      J      360

Despliegue de ECG en presencia de pulsos de marcapaso

amplitud      rango      mV      2 a 250

duración de pulso      rango      mseg      0.1a2.0

tiempo de ascenso      max      microseg      100

frecuencia      max      pulsos/min      100

Salida Auxiliar (si se provee):

Sin daño debido a un cortocircuito.

---

## I.2 Problemas frecuentemente encontrados en electrocardiografía médica.

Es frecuente que los electrocardiogramas presenten algunas imprecisiones en la obtención de los patrones de las señales eléctricas del corazón y estos pueden ocurrir en cualquier punto entre el paciente , los electrodos , el cable del paciente o el ECG. ( 3)

Cuando estas perturbaciones son registradas, se produce una traza difícil de interpretar. Las causas principales de estas perturbaciones se listan enseguida:

a) Movimiento involuntario: El movimiento muscular cerca de los electrodos genera mioelectricidad. Esto puede ser debido a enfermedades como la enfermedad de Parkinson, o a incomodidad del paciente. Ver figura I.2.1a

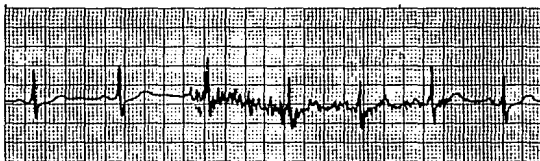


FIGURA I.2.1 a) Traza debido a un movimiento involuntario

b) Movimiento voluntario: Movimientos bruscos del cuerpo pueden causar severas desviaciones de la línea plana (base-line). También, pacientes muy obesos pueden mostrar



movimientos corporales que pueden ser imposibles de corregir.  
Ver figura I.2.1b

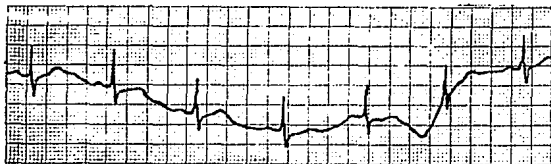


FIGURA I.2.1 b) Traza debida a un movimiento voluntario

c) Preparación pobre de la piel: Fallas debidas a que la piel del paciente se encuentre grasosa en el momento de la prueba causará una línea base errática, traza de baja amplitud, e interferencia de 60Hz. Usualmente esto se elimina con limpieza de la piel de grasa y tejido muerto. Ver figura I.2.1c.

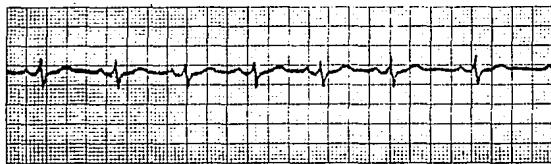


FIGURA I.2.1 c) Traza cuando hubo preparación pobre de la piel

d) Electrodo mal colocado: Un electrodo conectado en una región ósea mostrará una desviación abrupta de la línea base o una completa pérdida de señal. Los electrodos deben ser conectados en áreas de tejido blando (muscular) que permitan una señal adecuada. Ver figura I.2.1d.

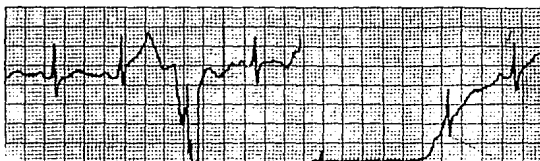


FIGURA I.2.1 d) traza debida a electrodo mal colocado

e) Electrodo seco: Esta señal usualmente degenera con el tiempo. Características tales como baja amplitud, complejos QRS difásicos, interferencia de 60 ciclos, y línea base errática pueden estar presentes. La traza en vez de ser consistente es intermitentemente pobre. Ver figura I.2.1e.

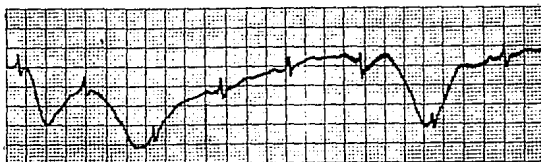


FIGURA I.2.1 e) Traza cuando los electrodos estan secos.

f) Conexión pobre con el equipo: Una conexión pobre puede aparecer como en el inciso a), durante toda la prueba. Es recomendable verificar las conexiones. Ver figura I.2.1f.

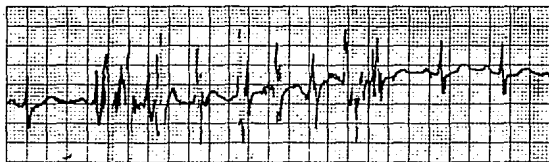


FIGURA I.2.1 f) Traza cuando la conexión es deficiente

g) Cable de derivación roto: Un cable de derivación roto o completamente separado causará interferencia de 60Hz pura. El complejo QRS estará casi completamente enmascarado por la línea base extremadamente amplia. Ver figura I.2.1.g.



FIGURA I.2.1 g) Traza debida a cable de derivación roto.

h)Mal aterrizamiento: Un mal aterrizamiento puede causar interferencia de 60Hz, la cual se puede distinguir por la línea base demasiado amplia. Televisores, cables de conexión eléctrica cerca de la cama y lámparas fluorescentes pueden causar también interferencia de 60Hz. Un mal aterrizamiento puede provocar también microchoques en el paciente. Ver figura I.2.1 h.

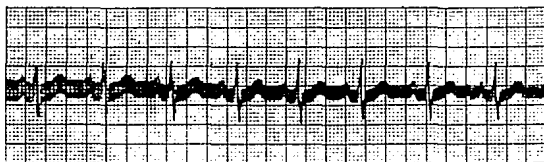


FIGURA I.2.1 h) Traza debida a mal aterrizamiento.

i)Electricidad estática: La electricidad estática puede desviar la traza abruptamente. Esta puede ser debida a la ropa de cama y/o del paciente, cuando son debidas a fibras sintéticas. Esta situación se facilita si se usan cables con conectores expuestos. Por lo mismo es recomendable el blindaje de los cables y el uso de fibras naturales como el algodón. Una gráfica similar se observa cuando se aplica al paciente equipo como un desfibrilador que somete al paciente a voltajes de alrededor de 5 kilovoltios.

Ver figura I.2.1.i.

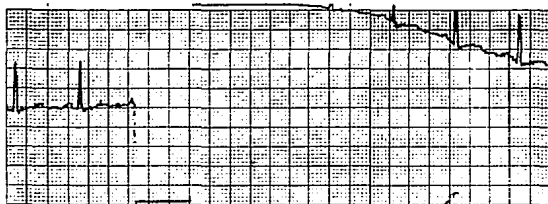


FIGURA I.2.1 i) Efecto en la traza de descarga electrostática.

### I.3 El electrocardiógrafo ECG-CEDAT:

El propósito de este trabajo fué el desarrollo de un prototipo de electrocardiógrafo cuya producción conduzca a cubrir las necesidades de equipo de registro electrocardiográfico mínimo necesario en nuestro país, con mejoras sobre su predecesor, de material de fácil adquisición en México y que mantenga un precio razonablemente económico.

I.3.1 Características deseables y mejoras con base en modelos anteriores.

Además de cubrir las características operativas y de seguridad mencionadas en las normas de electrocardiografía es

deseable que el electrocardiógrafo pueda cubrir con las siguientes propiedades adicionales:

- Capacidad de realizar el sondeo de las 12 derivaciones electrocardiográficas principales de forma totalmente automática.

- Ser un sistema totalmente portátil.

- Que pueda aceptar los dos tipos de papel disponible: con reticulado impreso de fábrica, y papel blanco.

- Que imprima en papel información tal como: velocidad de impresión, derivación , ganancia etc.

- Que despliegue en forma sencilla y accesible derivación, ganancia, velocidad, activación de filtros etc. y que sea fácil entender y operar sus funciones.

- Que presente una mínima desviación de la línea isoelectrica.

- Que tenga modo de detectar cuando un electrodo se encuentra mal colocado de manera que se interrumpa la impresión si el registro no es de buena calidad (lo cual colabora al ahorro en el consumo del papel termosensible).

### I.3.1 Diagrama a bloques propuesto del ECG-CEDAT.

Con el objeto de facilitar el entendimiento de los diversos módulos interconectados del ECG-CEDAT se muestra el siguiente diagrama a bloques:

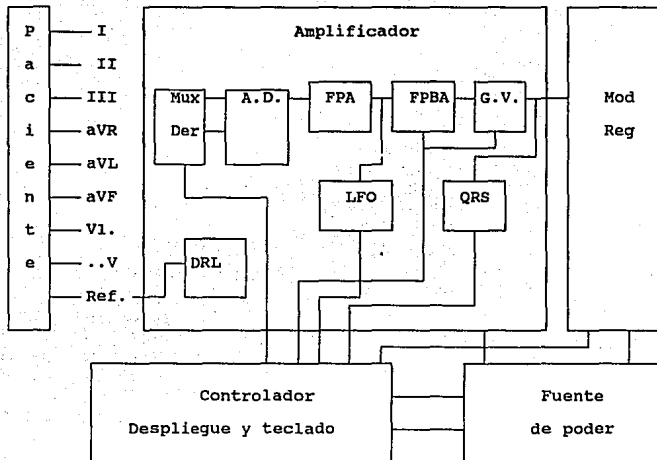


FIGURA 1.3.1 Diagrama de bloques ECG-CEDAT

**Definiciones:**

Mux der: Multiplexor analógico de derivaciones.

A.D.: Amplificador diferencial.

FPA: Filtro paso altas.

FPBA: Filtro paso bajas alterable.

G.V.: ganancia variable.

DRL : Sistema de pierna derecha controlada.

LFO: Sistema de detección de electrodo suelto.

QRS: Sistema de detección de complejo QRS.

Mod Reg: Módulo de registro.

-----  
Notas:

(1) tomado de AAMI, American national standard for diagnostic electrocardiographic devices, pag 15.

(2) Según la norma francesa, pag 12, el ancho de banda debe ser de 0.5 Hz. a 25 Hz para monitoreo y para diagnóstico debe ser de 0.5 Hz. a 75 Hz.

(3) Algunas ideas tomadas de :Graphic Controls, Let's plug in the heart. MFD 1190 01/88, New York.



## CAPITULO II

### PROCESAMIENTO ANALOGICO DE LAS SEÑALES

#### II.1 Necesidad de un mejor amplificador:

Como se mencionó en el capítulo I, existen diversos problemas típicos en los amplificadores utilizados en electrocardiografía asociados a movimientos musculares del cuerpo, y a interferencias electromagnéticas del medio principalmente. Tradicionalmente y por norma se han utilizado filtros específicos para eliminar interferencias de alta frecuencia y desviaciones.

El objetivo de este capítulo es explicar las etapas de procesamiento de la señal cardíaca y discutir cómo se intentó atenuar el efecto de interferencias para obtener electrocardiogramas de mejor calidad en este sistema.

#### II.2 Acerca de la corrección de la línea base ( línea isoelectrica o 'baseline').

Suele suceder que en algunas situaciones el electrocardiógrafo es sometido en sus electrodos a voltajes que

provocan que los amplificadores se saturen y las etapa acopladas capacitivamente permanezcan cargadas durante un periodo de tiempo, interrumpiendo el funcionamiento adecuado del electrocardiógrafo. Interferencias de este tipo pueden ser debidas a la aplicación de un desfibrilador al paciente estando conectado el ECG , a movimientos involuntarios del paciente ya sean momentáneos o continuados como en el mal de Parkinson, movimiento de los electrodos, cargas electrostáticas, etc.

Usualmente se resuelve este problema con el uso de circuitos de protección a la entrada del ECG para voltajes altos (consistiendo de lámparas neón ), y para voltajes pequeños ( diodos ), y un capacitor ( para contribuir a minimizar interferencia electromagnética <sup>(1)</sup> ) en cada cable de conexión al paciente. Además --como se verá mas adelante--, se utilizan sistemas de realimentación de corriente en el paciente para proporcionar una referencia o tierra y evitar desviaciones ( driven-right-leg o también conocido como "tierra impulsada" ) y el uso de filtros paso altas de muy baja frecuencia de corte (  $f_c = 0.05 \text{ Hz}$  ) para eliminar la componente de corriente directa (CD).

Sin embargo, una vez que la entrada manda a saturación al amplificador, este tarda un periodo relativamente largo de tiempo en salir de saturación, periodo en el cual, por supuesto, no es posible observar señal.

En nuestro caso, el control debería realizarse de modo automático, i.e., el propio sistema debe mantener a la señal

electrocardiográfica dentro de una parte central del papel.

Para tratar de resolver este problema ,podría parecer una buena solución el aumentar el grado del filtro pasoaltas de frecuencia de corte de 0.05 Hz por norma, sin embargo al entrar en saturación el problema se agrava debido a que ahora mayor cantidad de elementos capacitivos deben ser descargados y el tiempo en salir de saturación es mayor.

Entre los intentos que se realizaron , se agregó una malla de realimentación para mantener la componente de C.D. en un valor central. Para detectar esta señal se utilizó un filtro de muy baja frecuencia pasobajas a la salida, el cual corregiría la desviación de la línea isoelectrica de su valor central, al restarse en el amplificador de instrumentación. Además se verificó que el ancho de banda no se viera alterado por la retroalimentación. Después de realizarse las pruebas correspondientes, se llegó a la conclusión de que aunque la señal parece mantenerse mas estable si las desviaciones son pequeñas, en desviaciones grandes parece presentar retrasos mayores que el sistema sin este tipo de control (lo cual parece plausible si se considera el comportamiento del control ante una no linealidad como la saturación de los dispositivos). En consecuencia se optó por no utilizarlo. Sin embargo este problema proviene más propiamente de la incapacidad del sistema drenador de corriente de absorber toda la corriente que motiva el offset o desviación de voltaje en los electrodos. En ese caso el problema no tendría solución debido a que las normas

estipulan una corriente máxima en el paciente. Es posible --no obstante--, asegurar que las partes en que haya saturación en el amplificador no serán registradas en papel si se detecta que hay alguna situación anormal y se interrumpe la impresión aprovechando el sistema de detección de falla de electrodo.

### II.3 Detección de electrodo desconectado (Lead-Fall-off).

Frecuentemente durante la toma de electrocardiogramas, los electrodos de desconectan o empobrecen su conexión debido a que la solución electrolítica se seca. En esos casos los electrocardiogramas presentan gráficas como la mostrada en el capítulo I.

EL electrocardiógrafo diseñado presenta también un sistema para la detección de este tipo de problemas.

EL principio de funcionamiento es el siguiente:

Se hace pasar una corriente alternante, a 50khz cuando menos, con una fuente de corriente de alta impedancia a través de los electrodos. Las amplitudes pico de corriente pueden ser de cientos de microamperes sin riesgo alguno para el paciente porque la sensibilidad debida a microshocks en tejido excitable decrece conforme la frecuencia aumenta por encima de los 50kHz. <sup>(2)</sup>

Ver gráfica II.3.a

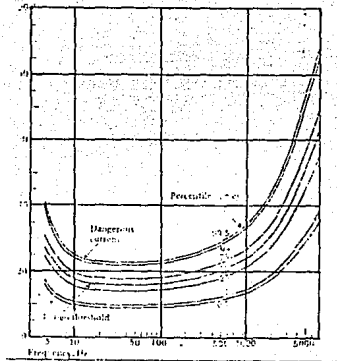


FIGURA II.3.a La sensibilidad del cuerpo humano varía dependiendo de la frecuencia conforme a la gráfica. (tomado de Webster et al, op cit).

En este sistema se usó una señal a 60 kHz.

La implementación del circuito consistió de dos partes: La fuente de corriente que proporciona la señal de 60 kHz (que es generada con un oscilador astable 555 y atenuada posteriormente), y el circuito detector en el cual se separa la señal deseada y se establece un umbral de magnitud en el cual se considera que la resistencia excede a valores normales. Por supuesto este valor de resistencia excesivo no implica que se haya perdido forzosamente el electrodo, pero si implica que las

condiciones de la conexión no son las óptimas. Más aún, si no existiera señal en absoluto, se podrían esperar dos situaciones: que haya desconexión total de electrodo o que el amplificador sea incapaz de proporcionar señal alguna, como cuando se encuentra saturado.

Como se verá en el sistema de tierra conducida, se alteró la configuración tradicional de fuente de corriente por otra topología de fuente de corriente que es función de dos voltajes diferenciales. De esta manera el circuito simultáneamente controla el nivel medio de la lectura y permite el sensado de mala conexión. La deducción del funcionamiento de la fuente se realizará en el punto II.4

Para la detección de la señal de 60 kHz se utilizó un filtro pasobanda con frecuencia central de ese valor y con un factor de calidad de 10. La configuración fué la siguiente: (figura II.3.1)

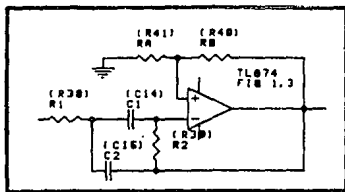


FIGURA II.3.1 Filtro pasobanda Delyiannis

La razón de utilizar este circuito,--denominado filtro Delyiannis por la persona que lo propuso--, en especial para

esta sección es debida a que este circuito proporciona gran facilidad para el diseño de filtros de alta Q.<sup>(3)</sup> bajo la técnica denominada "magnificación de Q". Su función de transferencia es:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-s}{R_1 C_2 (1 - 1/K)} \cdot \frac{1}{s^2 + \left( \frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1}{R_2 C_2} - \frac{1}{(K-1) C_2 R_1} \right) s + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

donde:

$$K = 1 + \frac{R_B}{R_A}$$

Para nuestro caso, 60 kHz y Q=1 se obtuvo la siguiente función de transferencia:

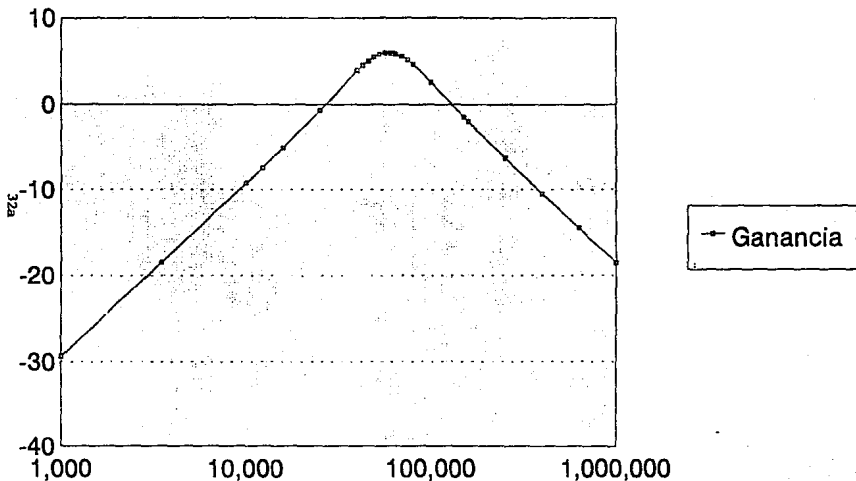
$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-740740.740 s}{s^2 + 370370.37 s + 1.37174211 \times 10^{11}}$$

La gráfica de respuesta en frecuencia del filtro implementado de  $f_c = 60$  kHz se muestra posteriormente.

La siguiente etapa de detección es el rectificado y promediado de la señal de salida del filtro para lo cual se usó el siguiente circuito <sup>(4)</sup> (fig. II.3.2 )

# RESPUESTA EN FRECUENCIA

FILTRO PASOBANDA  $f_c=60$  kHz



ECG-CEDAT FILTRO PARA DETECCION DE ELECTRODO



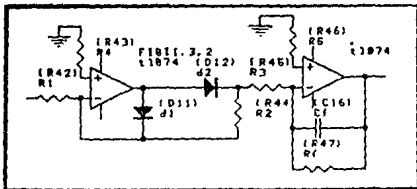


FIGURA II.3.2 Circuito promediador (rms).

Para decidir si se trata de un valor excesivo de resistencia o no es necesario establecer una comparación. El circuito siguiente es el comparador utilizado: (fig. II.3.3).

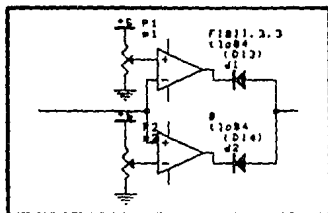


FIGURA II.3.3 Circuito comparador de ventana.

Como se observa se trata de un comparador de ventana en donde se mandará señal al UC en el caso de que no haya señal de 60 KHz o en el caso de que ésta sea excesiva.

## II.4 Sistema pierna derecha controlada ( driven-right -leg )

Este es un sistema ampliamente usado en electrocardiógrafos modernos <sup>(5)</sup> . En muchos sistemas modernos ECG el paciente no es aterrizado en absoluto. En vez de ello, el electrodo de la pierna derecha,--la referencia--, es conectado a la salida de un amplificador operacional auxiliar. Como se muestra en la figura II.4.1, el voltaje de modo común del cuerpo es sentido por los dos resistores promediadores , invertido , amplificado y retroalimentado a la pierna derecha a través de  $R_0$ . La finalidad de esta realimentación negativa es conducir el voltaje de modo común a un valor bajo. De esta manera, la corriente de desplazamiento no fluye a tierra, en vez de ello, fluye al circuito del amplificador operacional de salida.

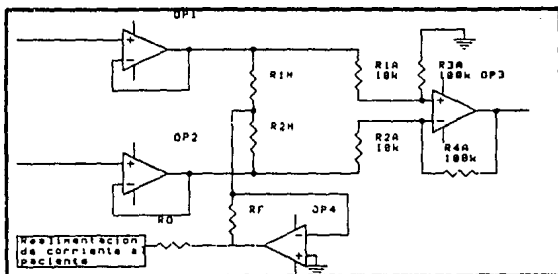


FIGURA II.4.1 Sistema convencional pierna derecha controlada.

Una variación de este sistema se da cuando en vez de conectar los dos resistores a las entradas diferenciales del amplificador, se conectan a la referencia central del triángulo de Einthoven con tres resistores de igual valor.

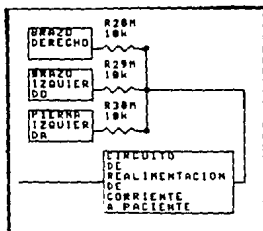


FIGURA 11.4.2 Sistema pierna derecha controlada  
con referencia a la terminal central de Wilson

Aunque ambos circuitos tienen la misma función, en la práctica su comportamiento resulta ligeramente diferente. Cuando la señal se encuentra disponible en los brazos del amplificador diferencial, parece ligeramente más ventajoso el uso de los dos resistores. Pero si se ha perdido la señal debido a la incapacidad de drenar la corriente de desplazamiento, el primer circuito tarda más tiempo en recuperar la señal que el circuito que toma como referencia al punto central del triángulo de Einthoven. Por ello se eligió el último circuito para éste diseño.

En este sistema se utilizó el siguiente circuito para proporcionar la corriente de realimentación al paciente, debido

a que en este caso fue necesario sumarle a la señal de retroalimentación la señal de falla de conector de 60 KHz.

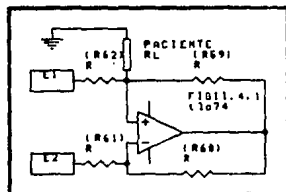


FIGURA 11.4.3 Fuente de corriente de Howland.

Como se aprecia éste consiste de una fuente de corriente dependiente de dos voltajes de entrada. Nótese que este cambio de circuito no altera la protección eléctrica que debe tener el paciente.

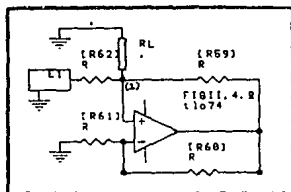


FIGURA 11.4.4 Diagrama de la fuente utilizada.

Las normas recomiendan un valor de corriente máximo en cualquiera de las derivaciones de 0.2 microA. en el caso de la norma AAMI y de 0.1 microA para la norma Hindú, No obstante, no es raro hallar que algunos fabricantes toman como valores adecuados hasta los 10 microA en las derivaciones y en el

circuito de tierra hasta 100 microA. (6)

La deducción de su función como fuente de corriente es como sigue: (7)

A la entrada inversora, figura II.4.4, los resistores forman un divisor de voltaje, de manera que :

$$V_1 = -\frac{V_0}{2}$$

Puesto que no hay caída de voltaje en ambas terminales de entrada (suponiendo un amplificador ideal), la terminal negativa está al mismo voltaje de la terminal positiva,  $V_L$ , y entonces  $V_1 = V_L$ . En consecuencia:

$$V_0 = 2 V_L$$

Si aplicamos la ley de voltajes de Kirchoff en el nodo (1), tenemos:

$$\frac{E_1 - V_L}{R} + \frac{V_0 - V_L}{R} = I_L$$

o bien:

$$\frac{E_1 - V_L + 2 V_L - V_L}{R} = I_L$$

es decir:

$$\frac{-E_1}{R} = I_L$$

En consecuencia  $I_L$  es constante y solo depende de  $E_1$  y  $R$  (no así de  $R_L$ ). Con ello se comprueba su funcionamiento como fuente de corriente dependiente de voltaje de entrada. Un razonamiento similar conduce a:

$$I_L = \frac{-E_2}{R}$$

Por superposición puede verificarse que:

$$I_L = \frac{E_1 - E_2}{R}$$

Existen diversos circuitos usados como circuitos de realimentación de corriente al paciente para producir la denominada tierra impulsada o "driven-right-leg". En algunas referencias bibliográficas aparece el siguiente circuito: (figura II.4.5)

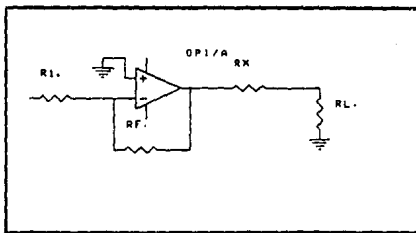


FIGURA II.5.5 circuito frecuente de tierra impulsada.

La realimentación de corriente se encuentra regida por la siguiente ecuación:

$$i_L = \frac{-R_f}{R_1(R_x + R_L)} V_i$$

Como se aprecia la corriente no es independiente de la carga, sin embargo si  $R_x \gg R_L$  puede considerarse como una fuente de corriente dependiente del voltaje de entrada.

Otro circuito utilizado con el mismo propósito es el usado en el ECG MEDI-CEDAT, cuyo circuito básicamente tiene la siguiente configuración: (figura II.4.6)

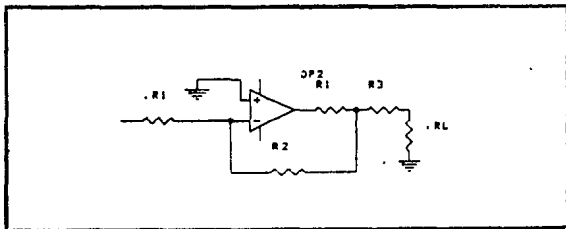


FIGURA II.4.6 Circuito de tierra impulsada MEDI-CEDAT.

En este circuito como en el caso anterior, puede minimizarse la dependencia de la corriente de carga de la carga fijando determinados valores de resistencia.

## II.5 Selección de derivaciones , sistemas de filtrado y cambio de ganancia por norma.

### II.5.1 Selección de derivaciones:

Una de las partes importantes del sistema es la correspondiente a la selección de las derivaciones mencionadas en la introducción. A partir de estas se puede generar la siguiente malla de resistencias de las cuales es posible obtener las señales de ECG:(figura II.5.1)

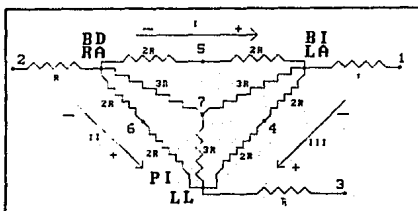


FIGURA II.5.1 Arreglo de resistores para derivaciones.

De este arreglo de resistores podemos obtener las seis primeras derivaciones ( I, II, III, aVR, aVL, aVF), con ayuda de la terminal central de Wilson. Con esta misma terminal y las seis señales provenientes de la región torácica podemos obtener las restantes ( V1, V2, V3, V4, V5, V6). El amplificador diferencial debe restar los voltajes flotantes, que auxiliados por los puntos señalados en el diagrama, definen las derivaciones:



(1) - (2)	I
(3) - (2)	II
(3) - (1)	III
(2) - (4)	aVR
(1) - (6)	aVL
(3) - (5)	aVF
torácica-i - (7)	Vi

Se hicieron previsiones para que la impedancia en cada brazo de entrada al amplificador diferencial sea la misma, así como de que no halla cruzamiento de señales. El multiplexor analógico resultante se encuentra en el apéndice A) y consiste de tres multiplexores analógicos ( dos 4051 y un 4052 ), cuyo control es llevado a cabo por el microcontrolador a través de los acoplamientos ópticos correspondientes.

Las normas establecen un valor de impedancia de entrada de cuando menos 10 Mohm (AAMI) , 5 Mohm (JIS), o 2.5 (norma Francesa). De cualquier modo para este diseño se utilizaron amplificadores operacionales con etapa de entrada J-FET, de manera que su impedancia de entrada típica es de  $10^{12}$  ohms (TL074)<sup>(8)</sup> superando ampliamente el valor mínimo.

#### II.5.2 Sistemas de filtrado:

El ancho de banda de un electrocardiógrafo desarrollado de acuerdo a la norma AAMI debe ser de 0.05Hz a 100Hz.

Sin embargo de acuerdo a la norma Francesa<sup>(9)</sup> se establece un ancho de banda de 0.5Hz. a 75Hz. Esta establece

también que la atenuación a frecuencias inferiores a 0.3 Hz. debe ser de un mínimo de 20 dB por década.

Por su parte la norma Japonesa establece el voltaje de salida deberá ser con respecto a la referencia del 90% o más en un rango de frecuencias de 0.14 Hz a 100 Hz. <sup>(10)</sup>.

La norma Hindú establece para equipos estacionarios ("más sofisticados") entre 0.05 Hz. y 90 Hz. a una atenuación de -3 dB <sup>(11)</sup>.

Como se aprecia existe una notable diferencia de criterios respecto al ancho de banda adecuado para un electrocardiógrafo especialmente en el caso de la norma francesa.

Para este diseño se decidió adoptar el ancho de banda de la norma AAMI, es decir de 0.05 Hz. a 100 Hz. Respecto al orden de los filtros usados. todas las normas parecen coincidir en una atenuación de 20 dB por década mínimo. En consecuencia se puede asumir el uso de ritros de segundo orden como adecuados ( a 40 dB por década).

Para cumplir con el ancho de banda deseado, se utilizaron dos filtros en cascada: un circuito pasoaltas con frecuencia de corte de  $f_c=0.05$  Hz tipo Sallen & Key y un circuito pasabajo también tipo Sallen & Key de  $f_c=100$  Hz. Opcionalmente, como se verá más adelante se implementó la posibilidad de recortar el ancho de banda para las frecuencias altas con frecuencias de corte de 45 Hz y de 25 Hz. En todos los filtros se trató de acercarse en la implementación a la aproximación tipo Butterworth o respuesta máximamente plana.

EL filtro pasoaaltas utilizado tiene la siguiente estructura:

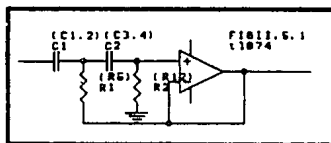


FIGURA 11.5.2.1 Filtro pasoaaltas Sallen & Key.

Su función de transferencia es:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{s^2}{s^2 + \left( \frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1}{R_2 C_2} \right) s + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

y en la implementación tomó la forma:

$$\frac{V_i}{V_o} = \frac{s^2}{s^2 + 0.425532 s + 0.096318}$$

Es importante mencionar la dificultad que adiciona el diseño de filtros de frecuencias tan bajas, pues la implementación de filtros como este con otros circuitos (vgr. topologías bicuad) genera valores de capacitores y resistores

francamente excesivos e inalcanzables. La topología Sallen & Key permite cuando menos valores realizables en bajas frecuencias.

Filtros pasobajas de 100 Hz, 45 Hz y 25 Hz:

Para estos filtros se utilizó el circuito siguiente:

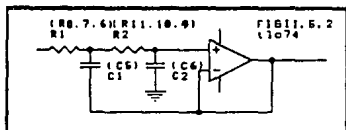


FIGURA 11.5.2.2 Filtro pasobajas Sallen & Key

Cuya función de transferencia es:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{s^2 + \left( \frac{1}{R_1 C_1} + \frac{1}{R_2 C_1} \right) s + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

Aunque las normas establecen un ancho de banda de 0.05 Hz hasta 100 Hz, es una práctica frecuente en muchos sistemas electrocardiográficos adicionar filtros para reducir el efecto de señales electromiográficas (tremores musculares involuntarios por ejemplo) y de los marcapasos (pacemakers). Por ello esto se conjuntó en un solo filtro pasobajas de

frecuencia de corte seleccionable por el usuario a través del uc.

Las implementaciones de cada filtro dan lugar a las siguientes funciones de transferencia:

filtro 100 Hz:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{527614.83}{s^2 + 1091.107 s + 527614.83}$$

filtro 45 Hz:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{80937.58094}{s^2 + 427.35 s + 80937.58}$$

filtro 25 Hz:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{24080.603}{s^2 + 233.1 s + 24080.603}$$

El circuito toma la forma:

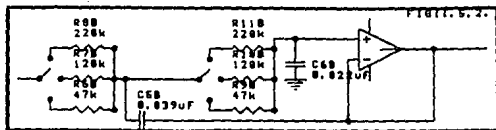
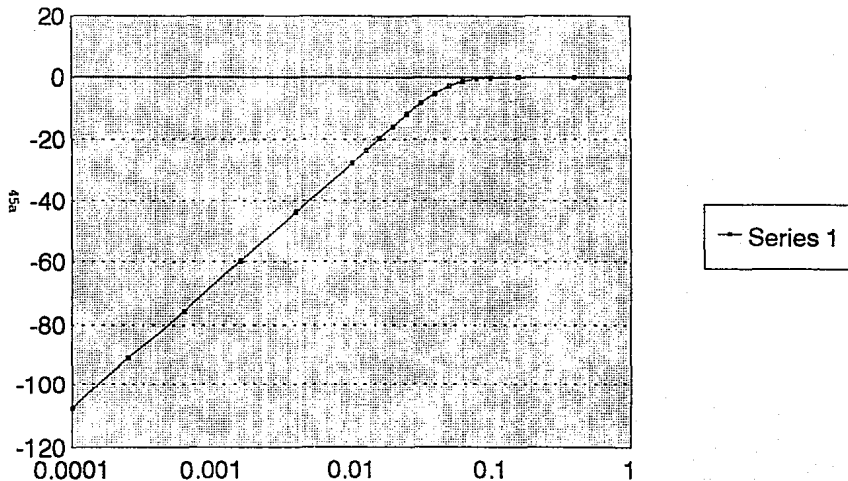


FIGURA 11.5.2.3 Filtro pasobajas con frecuencia de corte cambiable

La respuesta en frecuencia que tiene cada filtro se muestra enseguida:

# RESPUESTA EN FRECUENCIA

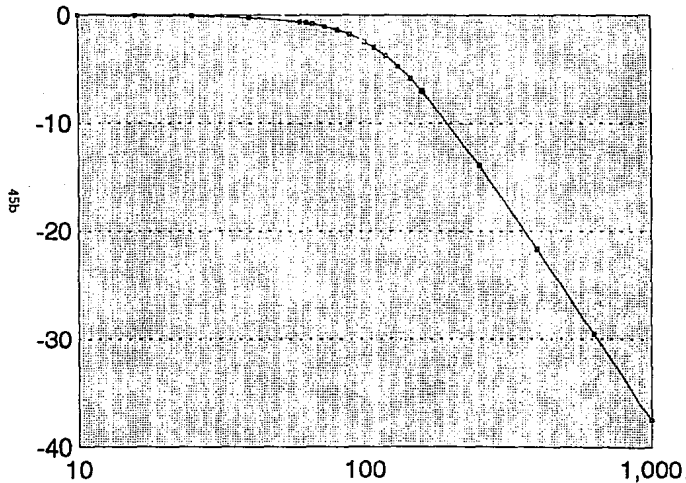
FILTRO PASOALTAS  $f_c=0.05$  Hz .



ECG-CEDAT

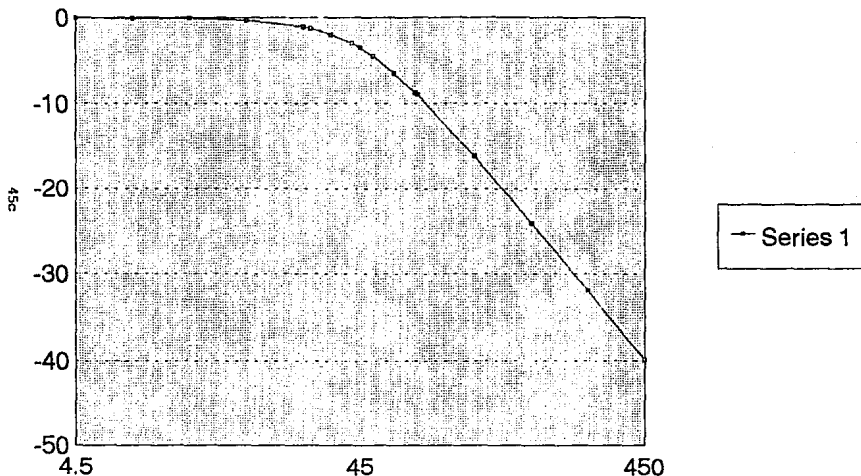
# RESPUESTA EN FRECUENCIA

FILTRO PASOBAJAS  $f_c = 100$  Hz



# RESPUESTA EN FRECUENCIA

FILTRO PASOBAJAS  $f_c=45$  Hz

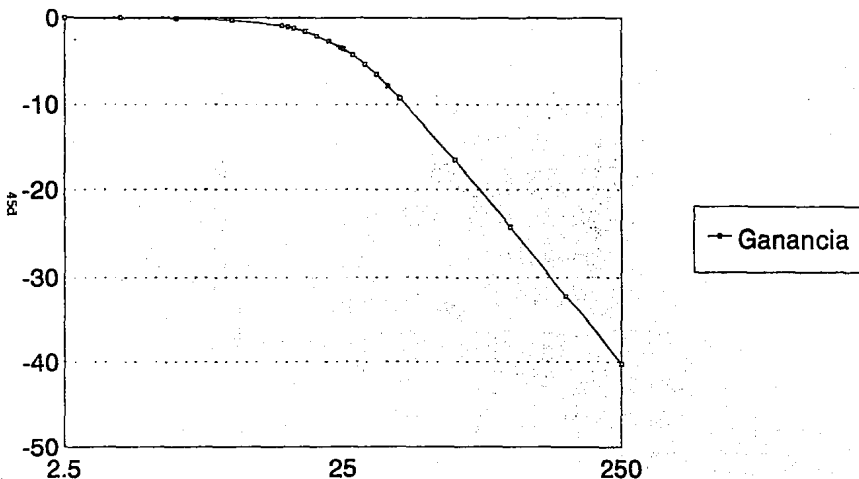


ECG-CEDAT FILTRO CONTRA PERTURBACIONES MUSCULARES



# RESPUESTA EN FRECUENCIA

FILTRO PASOBAJAS  $f_c=25$  Hz



ECG-CEDAT FILTRO PARA MARCAPASOS

### II.5.3 Control de ganancia:

De acuerdo a la norma AAMI <sup>(12)</sup>, el dispositivo debe poder proveer selecciones fijas de ganancia de 20 mm/mV, 10 mm/mV y 5 mm/mV con una precisión en la ganancia del  $\pm 5\%$ . Existen diversos modelos comerciales que tienen implementada la posibilidad de un ajuste de ganancia automático. En este diseño no se implementó un ajuste automático de ganancia, sin embargo es posible hacer el ajuste en cualquier momento, de manera que el ajuste es manual y opera al siguiente circuito a través del controlador:

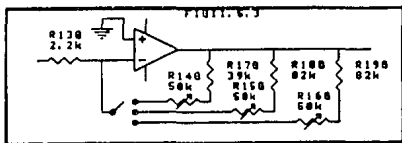


FIGURA 11.5.2.4 Amplificador con ganancia variable

### II.6 Sistema de detección del complejo QRS.

Para la medición de la frecuencia cardiaca el medio más usual es tomar como referencia un pulso generado a partir del complejo QRS que es la curva más notable en una señal normal de ECG. El procesamiento de la señal usualmente consiste de un detector de zona muerta, filtrado de la señal por un filtro pasobanda, rectificado y finalmente pasa por un comparador hasta

un monoestable que proporciona los pulsos al uC para su medición. El circuito que en este sistema se implantó es una adaptación del circuito conocido como filtro NASA <sup>(13)</sup> y es el siguiente:

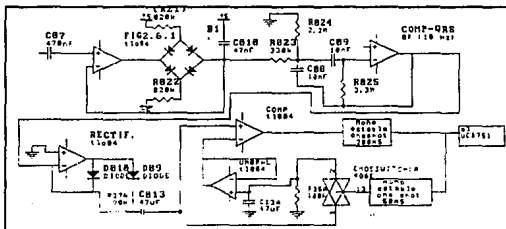


FIGURA II.6.1 Filtro Nasa.

Este circuito tiene la ventaja adicional de alterar el voltaje límite del comparador a partir de la última información disponible del pulso QRS, lo cual le permite ajustar el umbral de acuerdo a la magnitud del pulso.

Esta salida pasa ahora, a través de un acoplamiento óptico, como se verá adelante, a una interrupción del uC para cuantificar la frecuencia cardiaca.

-----

Notes:

(1) ver: Webster J, Medical Instrumentation Application and Design, op cit. En realidad se trata de un filtro pasobajas pasivo en cada entrada del cable de paciente del ECG.

(2) Webster, J (editor), Medical Instrumentation application and design, Houghton Mifflin Co., USA, 1978.

(3) Daryanani, C. Principles of active network synthesis and design, John Wiley & sons, USA, 1976., pag 314.

(4) Wait, J. Huisman, L. et al. Introducción al amplificador operacional teoría y aplicaciones. (tr), Gustavo Gilli, Barcelona, 1983.

(5) Webster, op cit.

(6) Cabe mencionar algunos ejemplos como el ECG de Birtcher Corp. (USA) "Cardio-Tracer" que admite una corriente de fuga de 10 microA en el circuito de paciente y de menos de 100 microA en el circuito de tierra (cfr. Birtcher, "the first single-channel ECG to pay for itself in 50 minutes", 1989). Por otra parte el modelo MEDI-CEDAT especifica corriente de fuga de 0.1 milla, y corriente auxiliar al paciente de 50 microA.

(7) Ver: REA, The electronics problem solver, REA, USA, 1990, pag 930, prob 10.112. Esta "fuente de corriente de Howland" es raramente usada (ver Horowitz, PAUL. The art of electronics, Cambridge university Press, 1985, USA, pag 97). Sin embargo aquí fue empleada para mezclar las dos señales con un solo amp. operacional.

(8 ) TI, linear circuits amplifiers, comparators & special functions databook, vol 1, USA, Texas Instruments.

(9) Norme Française, op cit, sec. 201.6, pag 12.

(10) Japanese Standards Association. Japanese Industrial Standard Electrocardiographs (JIS T 1202-1984), JSA, 1985, Tokyo Japan, sec 5.11.3

(11) Indian standards Institution, Indian standard specification for electrocardiograph, (IS: 8048-1976 UDC 616.12-073.97-72), Indian standards Intitution, New Delhi, 1976., sec 6.8.1, pag 10.

(12) AAMI, op cit, pag 12, sec 3.2.4.1

(13) tomado de Tompkins, W. Webster, J, op. cit., pag 414.

CAPITULO III  
SISTEMA CONTROLADOR  
(HARDWARE)

**III.1 Necesidades específicas de control.**

El sistema completo --compuesto de amplificador, registrador, módulo de despliegue, teclado y fuente de poder--; para poder funcionar armónicamente requiere de un sistema de control lo suficientemente versátil como para poder cubrir las especificaciones propuestas en el punto I.2.1.

Para ello es necesario, por la complejidad del sistema, del uso de un sistema basado en microprocesador, además de que, como se verá mas adelante, el modo natural de interfaz con el módulo impresor que le dá el mejor desempeño , es con microprocesador.

Debido a que en el tipo de procesamiento de información que se requiere, la velocidad no resulta determinante. Y debido a que la extensión del programa de control no es realmente grande, se decidió que un microcontrolador de ocho bits podría desempeñar el trabajo adecuadamente. Adicionalmente, debido a que en el CEDAT, donde se desarrolló el presente trabajo tenia ya instalaciones para el desarrollo de sistemas basados en el microcontrolador 8051 de Intel, se decidió que este era el tipo de microcontrolador adecuado para el desempeño del control que

se requería.

Observando las características deseables del sistema, y desde el punto de vista de hardware, es importante que el microcontrolador pueda controlar los siguientes aspectos:

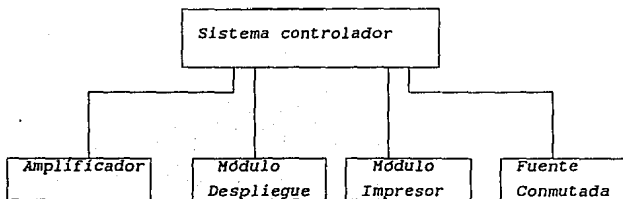
**Amplificador:** doce derivaciones de electrocardiografía, tres valores de ganancia, 3 anchos de banda (filtros), pulsos QRS para medición de frecuencia cardiaca, detección de desconexión de electrodo, pulso de calibración, etc.

**Registrador:** Modos de impresión, velocidad de impresión, avance de papel, tres modos de impresión secuencial de derivación en forma automática, señal de ocupado.

**Módulo de despliegue:** despliegue de derivación, modo manual automático, velocidad de impresión, ganancia, modo de operación, activación o no de tipo de filtro, y señal de ocupado.

**Teclado:** Selección de cada modo de operación de forma accesible al usuario.

**Fuente conmutada:** Apagado automático del sistema.



En consecuencia y tomando en cuenta que el uC8751 posee cuatro puertos totalmente bidireccionales e interrupciones, se llegó a la conclusión de que sería necesario extender el alcance de control de alguno de los puertos por medio de un selector de dispositivos.

Debido a que la información del teclado puede realizarse en cualquier momento se implementó su acceso en forma de rutina de interrupción.

### III.2 El microcontrolador 8751.

El microcontrolador 8751 forma parte de la familia de microcontroladores MCS51 de la compañía Intel. Hay básicamente tres miembros el 8051, el 8031 y el 8751.

El 8751 contiene 4 kilobytes de memoria ROM, 128 bytes de memoria RAM, 32 líneas de entrada / salida, dos contadores / temporizadores, cinco fuentes de interrupción (dos externas), un puerto serial duplex, y un procesador booleano a nivel de bits.

Memoria: En contraste con otros procesadores (por ejemplo, MC68hc11 de Motorola), el 8751 tiene espacios de direcciones de memoria separados: uno para almacenamiento de memoria de programa (ROM), y otro para almacenamiento de datos (RAM). En consecuencia, una dirección dada puede referirse a dos posiciones diferentes de memoria, dependiendo del tipo de instrucción que usa la dirección. Además, las instrucciones que



hacen referencia a memoria de programa sólo pueden leer. La estructura de almacenamiento de programa se muestra: <sup>(1)</sup>

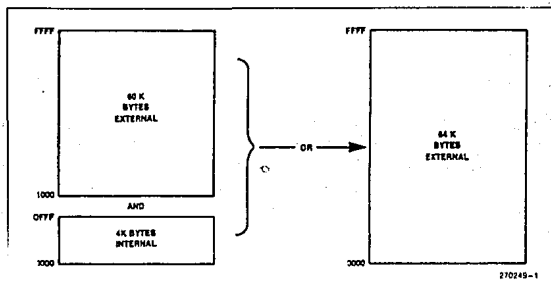


FIGURA III.2.1 Estructura de Memoria uC 8751

**Interrupciones:** El 8751 tiene cinco fuentes de interrupción: dos provenientes de puntas externas (INT0 e INT1), dos provenientes de los contadores/temporizadores (TF0 y TF1), y uno del puerto serie (TI o SI). Cada interrupción esta asociada a una dirección fija de memoria, de manera que con cada interrupción el uC salta a la localidad preestablecida. <sup>(2)</sup>

Como se verá más adelante, las interrupciones son utilizadas en este sistema con dos propósitos: para dar atención al usuario a través del teclado y para el cálculo de la frecuencia cardiaca (cardiotacómetro integrado).

**Registros de funciones especiales (SFR):** Como muchos otros

uC, el 8751 tiene un espacio en memoria reservado para funciones específicas en memoria RAM, denominado SFR (Special Function Register ), Con la característica de tener varios registros direccionables en forma de byte o en forma de bit.

Ver tabla (3)

8 Bytes							
F8							FF
F0	B						F7
E8							EF
E0	ACC						E7
D8							DF
D0	PSW						D7
C8	(T2CON)	(RCAP2L)	(RCAP2H)	(TL2)	(TH2)		CF
C0							C7
B8	IP						BF
B0	P3						B7
A8	IE						AF
A0	P2						A7
98	SCON	SBUF					9F
90	P1						97
88	(TCON)	(TMOD)	(TLO)	(TL1)	(TH0)	(TH1)	8F
80	P0	SP	DPL	DPH			87

FIGURA III.2.2 Tabla de registro especial de funciones (SFR).

Puertos entrada/salida: Una de las características más útiles del uC8751 es su conjunto de puertos de 8-bits completamente bidireccionales. El sistema de lectura / escritura resulta sumamente sencillo con respecto a otros uC como por ejemplo el MC68hc11, pues mientras que en este último para leer o escribir es necesario indicar la dirección del flujo de información por medio de un registro adicional de direcciones; en el primero esto resulta innecesario pues en cualquier momento es posible leer el puerto o escribirlo directamente.

En el caso específico de este sistema, como se verá más adelante, debido a la cantidad de sistemas que fué necesario interconectar, fué insuficiente el número de puertos del uC como tales, por lo que hubo de usarse un decodificador para resolver las necesidades de control del ECG.

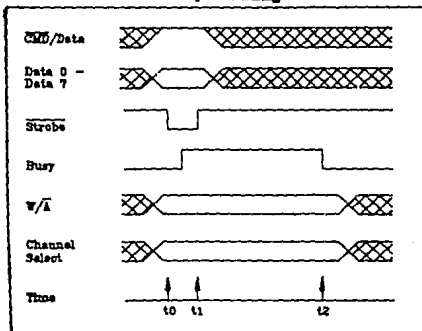
### III.3 El módulo de registro MFE-9240

El registrador de papel térmico MFE-9240, producto de la compañía MFE instruments, es un impresor de cabeza térmica basado en microcomputadora. Este esta compuesto de tres módulos básicos: transporte de papel, electrónica de control, y cabeza de impresión térmica. El transporte de papel consiste de un motor a pasos y del mecanismo asociado para el transporte del papel. La electrónica de control consiste de microprocesador, memoria y convertidores A/D integrados.

En lo concerniente a hardware, éste posee tres puertos: un puerto para acceso de la señal analógica a ser impresa ( p1), un puerto para proporcionar los voltajes de alimentación al sistema (p2), y un último puerto para la entrada de comandos y protocolo de comunicación con el impresor (p3) el cual ha sido separado conceptualmente por el fabricante en puerto M y puerto C/D.

El diagrama de tiempos para comunicación se muestra enseguida: <sup>(4)</sup>

### Data Byte Timing



### Command Byte Timing

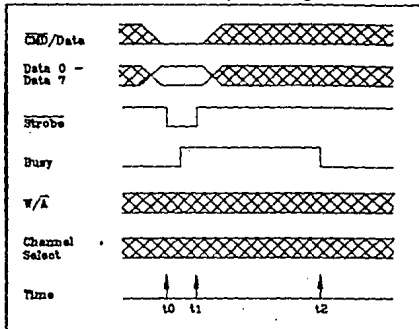


FIGURA 111.3.1 Diagrama de tiempos lectura/escritura NFE9240

### III.4 Interacción con el usuario:

Debido a que un instrumento médico de este tipo presenta una gran variedad de funciones y existe una gran variedad de equipos y de modos de operación, es importante por parte del diseñador que el sistema posea grandes facilidades para el usuario poco familiarizado con el equipo. Por ello se decidió utilizar un módulo de despliegue que muestre en una misma pantalla el modo de operación completo del sistema y para un manejo más directo se pensó en el uso de un teclado de dieciséis teclas para interactuar con el usuario.

#### III.4.1 Teclado de selección de operación.

Desde el punto de vista de hardware el manejo de un teclado para interconectarse a un sistema basado en microcontrolador, puede realizarse de diversas formas dependiendo de el número de teclas :

Interconexión directa a algún puerto de entrada en donde debe tomarse en cuenta el rebote del switch ya sea en hardware por medio de monoestables o en software por medio de rutinas de retraso en el caso de un número pequeño de teclas.

Otra forma alternativa es la lectura en forma secuencial de cada una de las teclas en un arreglo matricial. En este sentido existen varias formas de implementación ya sea con un puerto de salida y un puerto de entrada tomando la función de un

multiplexor y un decodificador en forma correspondiente, o bien usando efectivamente un multiplexor y un decodificador y fijando sus entradas al uC .

Sin embargo es importante tener en cuenta de que en estos sistemas existe la posibilidad de generar código erróneo al apretar dos teclas simultáneamente a menos de que cada tecla funcione en forma unidireccional (como un diodo).

La posibilidad de algún error de ese tipo estimula el uso de sistemas que realicen el rastreo de las teclas en forma automática y posean protecciones con diodos en forma integrada como el C.I 74C922 que proporciona facilidades como circuito antirebotes integrado, elimina el efecto de switches fantasma, tiene reloj integrado de rastreo, registro de la última tecla oprimida, puede usar switches de hasta 50 Kohm en estado encendido, y es capaz de controlar dieciseis teclas codificando en 4 bits, lo cual además ahorra espacio en los puertos del uC. El número resulta adecuado debido a que pueden usarse doce teclas para la selección de derivaciones y el resto para el control del acceso al resto de las opciones del sistema.

La configuración del teclado con el circuito es mostrado en la figura III.4.1:

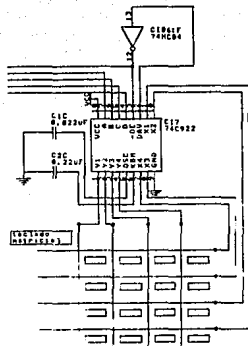


FIGURA III.4.1 Circuito codificador de Teclado y teclado matricial

### III.4.2 El módulo de despliegue AND-491

El módulo de despliegue inteligente de matriz de puntos AND-491 posee un controlador en tarjeta y controladores LSI que pueden exhibir caracteres alfanuméricos, caracteres japoneses Kata Kana y una variedad de otros símbolos en un arreglo de matriz de puntos de 5X7 por 16 caracteres.

Desde el punto de vista de hardware este módulo es interfazable a un microprocesador con un bus de 8 bits (o cuatro bits según sea programado) y tres bits adicionales para habilitación, y control de operación.

En el sistema este módulo se encuentra habilitado por

una de las salidas del decodificador (Y3).

El módulo debe ser polarizado a +5 voltios ( fuente sencilla). El circuito de control de contraste incluye un resistor variable en el rango de 1 a 10k ohm con el cursor en Vlc, de Vcc a tierra; lo cual es recomendable debido a que las fluctuaciones de temperatura alteran el ángulo de visión.

La esperanza de vida del módulo es de 50000 horas mínimo, no debe ser expuesto a la luz directa del sol y no debe someterse a temperaturas mayores de 60 grados C.

-----

notes:

(1) Tomado de Stewart, J. The 8051 microcontroller: Hardware , Software, and interfacing. Regenta/ Prentice-Hall, USA, 1993, pag 23.

(2) Stewart, op cit, pag 23.

(3) Stewart, op cit, pag 193.

(4) MFE, Manual for recorder model 9240, MFE Instruments, USA, 1992, pag 11.



## CAPITULO IV

### SISTEMA CONTROLADOR (SOFTWARE).

#### IV.1 Requerimientos del sistema.

El programa contenido en el microcontrolador debe encargarse de la interacción de todos los sistemas integrantes con el usuario de una forma armónica, simple y que permita el aprovechamiento de todos los recursos del ECG.

Es el programa el que debe permitir la escritura de letreros en el módulo de despliegue, la ejecución de los comandos del módulo impresor, el accionamiento de las funciones de la tarjeta del amplificador y el encendido y apagado del sistema.

#### IV.2 Diseño del software

Cuando se inició el uso de microprocesadores, un sistema podía tener algunos cientos de líneas de código, sin embargo en los últimos años los sistemas apoyados en microprocesador se han vuelto mucho más complejos de manera que es necesaria la aplicación de alguna técnica de diseño para reducir el tiempo de desarrollo, la eficiencia del programa, y facilitar la

corrección y expansión del mismo.<sup>(1)</sup> Usualmente se habla de dos tipos de diseño: "abajo a arriba" (bottom-up design) en el cual las partes del sistema son diseñadas conforme se van necesitando; y el diseño denominado "arriba a abajo" ( top-down ), el cual es más sistemático y es el que se trató de usar en el diseño del software de este sistema.

#### Diseño arriba-abajo (top-down):

El diseño top-down es una idea vieja que tiene un nuevo nombre al ser aplicado al diseño de sistemas. El diseño top-down simplemente dice obtener la visión global primero y luego considerar los detalles finos y más finos cada vez.<sup>(2)</sup>

Esta técnica en realidad abarca tanto software como hardware y consiste de los siguientes pasos:

Establecer los requerimientos del sistema: se describe exactamente las capacidades deseadas del sistema final tomando en cuenta todas las tareas que debe proporcionar al usuario final. En este caso esto se realizó consultando las normas sobre electrocardiografía, dos modelos diferentes de electrocardiógrafos comerciales y con la experiencia de los ingenieros del CEDAT.

Partición y modularización: Tanto en software como en hardware se dividen los procesos en módulos jerarquizados cada uno de los cuales realiza una función específica.

Pseudocódigo: El desarrollo del pseudocódigo permite definir específicamente la función de cada subrutina y además

las posibles relaciones entre cada una de ellas. Además es una forma de documentación que mejora la lectura, mantenimiento y expansión del programa.

Lenguaje ensamblador: Los programas en pseudocódigo son escritos en lenguaje ensamblador y se verifica su funcionamiento con herramientas como los simuladores etc. El programa debe estar bien documentado.

#### IV.2.1 Modularización y pseudocódigo:

Globalmente el sistema fué considerado dividido en tres partes básicas: el amplificador, el controlador (en dos aspectos hardware y software), y la fuente de poder. Existe una interdependencia entre cada módulo. En esta sección se desarrollará sólo el aspecto de software.

El programa en pseudocódigo se muestra enseguida:

-----  
;PROGRAMA EN PSEUDOCODIGO:

EL PROGRAMA NO SIGUE A ALGUN LENGUAJE DE ALTO NIVEL EN PARTICULAR EN SUS INSTRUCCIONES . SU FINALIDAD FUE UNICAMENTE DE FACILITAR LA PROGRAMACION DEL SISTEMA Y DOCUMENTAR MEJOR EL PROGRAMA .

;INICIALIZACION DE REGISTROS DE ESTADO:

;INICIALIZACION DEL DISPLAY:

ANDCOM( 038H )   Function set  
ANDCOM( 00BH )   display off  
ANDCOM( 001H )   clear display

```

ANDCOM( 004H )   entry mode set
ANDCOM( 00FH )   display on
;ENCABEZADO DEL DISPLAY:
LETRERO('ECG-CEDAT SS ')
;INICIALIZACION DEL REGISTRADOR:
MFECOM( 0F9H )   default conditions
MFECOM( 070H )   grid:5mm,1mm,chan0
DISPSTATE{}
principal:
  OFF()          Para esperar teclado o apagarse
  CASE:
  (  if    KEYBOARD=21H      incrementa ventana
    elseif KEYBOARD=22H      decrementa ventana
    elseif KEYBOARD=23H      acepta ventana
      goto continua
    elseif KEYBOARD=24H      rechaza ventana
    else                      asignación numérica de ventana
  )
continua:
  OFF()          Para esperar teclado o apagarse
  CASE:
  (  if    KEYBOARD=21H      incrementa opción
    elseif KEYBOARD=22H      decrementa opción
    elseif KEYBOARD=23H      acepta opción
      EJECUTA( VENTANA,OPCION )
    elseif KEYBOARD=24H      regresa menú ventanas
  )

```

```

                goto principal
    else                asignación numérica de opción
    )
    goto continua
end
EJECUTA( VENTANA, OPCION )
    if ventana=deriva
        (regder=opcion
        fijar amplificador con regder
        )
    elseif ventana=auto
        (regaut=opcion)
    elseif ventana=velocidad
        (regvel=opcion)
    elseif ventana=gain
        (reggain=opcion
        fijar ganancia en el puerto P0)
    elseif ventana=operacion
        (if opcion =parar                detener impresor
        elseif opcion =imprime          iniciar impresión
        elseif opcion=step              mover papel 1cm
        elseif opcion=con reticula      con cuadrículado
        elseif opcion=no reticula      sin cuadrículado
        )
    elseif ventana=filtro
        (if opcion=no                desactivar filtro

```

```

else                                activar filtro)
elseif ventana=pacemaker
    (if opcion=no                    desactivar filtro pace
     if opcion=pace                 activar filtro pace
    )
else return

```

---

Como se aprecia, una vez inicializados los dispositivos, el programa se dedica a contar el tiempo antes de apagarse, mientras señala la ventana en la que se encuentra haciendo oscilar el cursor. Si se presenta alguna interrupción durante ese tiempo, el programa salta al vector de interrupción e inmediatamente a la rutina del servicio de interrupción en donde espera la señal de dato disponible del controlador de teclado. Una vez detectado el código,-- que puede ser de dos tipos: señales de control o datos numéricos--, entra a una primera etapa de selección donde se elige la ventana en el display. En ese momento ,como aparece en el programa en pseudocódigo ,nuevamente espera una segunda interrupción del teclado que le indique --dentro de la ventana elegida--,la opción correspondiente.

El electrocardiograma no realizará operación alguna hasta que se acepte la opción por medio de la tecla de aceptación.

En cada momento en que se incremente o decremente la opción de la ventana, el módulo de despliegue mostrará la posible opción a ser seleccionada. Si la opción no es aceptada y se

cambia de ventana, la ventana mostrará la última opción elegida (es decir el estado actual del electrocardiógrafo ).

El funcionamiento del programa puede aclararse si se muestra el siguiente diagrama que es análogo a los diagramas de estado en circuitos digitales:

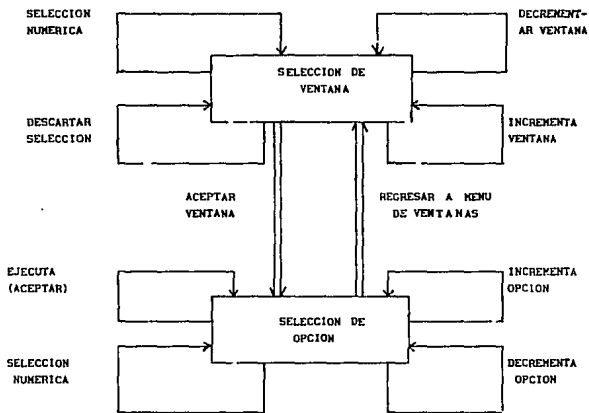


FIGURA IV.2.1 diagrama explicativo del funcionamiento del programa para selección de opciones.

#### IV.2.2 Programa en lenguaje ensamblador

En esta sección se va a discutir las características del programa ensamblado así como las diferentes subrutinas que se utilizaron para el manejo de cada módulo utilizado. A saber: módulo de despliegue, módulo impresor, amplificador, y teclado.

#### IV.2.2.1 Interacción con el teclado:

Como se ha mencionado antes, las grandes facilidades del c.i. 74c922 permiten reducir el control del teclado a una simple rutina de interrupción en la que se espera a que la señal de dato disponible (data available) de este c.i. haga la llamada de interrupción. Los datos son escritos en las siguientes líneas del puerto 2 del uC:p2.0,p2.1,p2.2,p2.3.

Debido a que la configuración de los teclados matriciales puede variar de acuerdo al fabricante, se utilizó una tabla de asignación de teclas, la cual permite que el teclado sea totalmente reconfigurable en el caso de que se use un teclado matricial diferente. En esa tabla los datos son reconfigurados en código ASCII. Ver anexo.

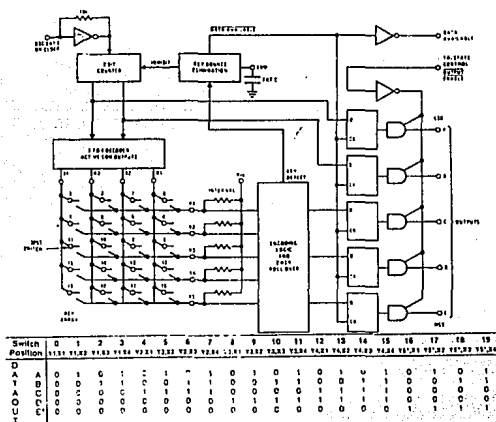


FIGURA IV.2.2.1 Diagrama del c.i. 74c922 y tabla de verdad.



#### IV.2.2.2 Interacción con módulo de despliegue:

El funcionamiento del controlador interno del módulo de despliegue está determinado por las señales mandadas por el microcontrolador en dos registros (rs y r/w):

RS	R/W	Operación
0	0	Escribir en IR como operación interna (limpiar disp, fijar DDRAM etc )
0	1	Leer BusyFlag y el contador de direcc.
1	0	Escribir DR como operación interna en DDRAM o en CGRAM
1	1	Leer DR como operación interna de DDRAM o de CGRAM

Diversas subrutinas son dedicadas al módulo de despliegue debido a que fue necesario su uso extensivo para el despliegue de diversos letreros ( que comparte con el impresor). Gran parte del consumo de la memoria del sistema es debido a los letreros. Para ahorrar espacio en memoria se usaron letreros de longitud variable. El final de cada letrero es reconocido con un último código ('@').

La operación básica de escritura de este módulo de despliegue es la selección de tipo de operación (rs y r/w) y la introducción de la dirección del display; seguida de el código en ASCII del simbolo a escribir. Los ciclos de escritura y

lectura se muestran a continuación:

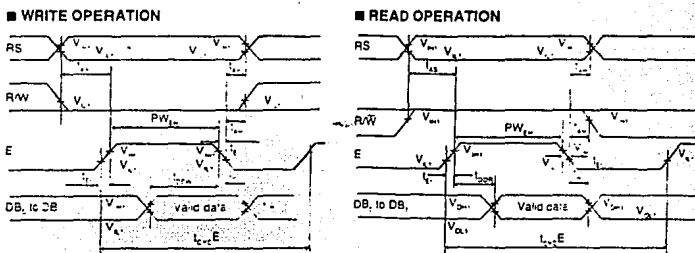


FIGURA IV.2.2.2 Diagramas de tiempo escritura y lectura AND-491

Las subrutinas fueron escritas desde diferentes niveles de complejidad: ANDBUSY revisa la condición de ocupado del módulo de despliegue; ANDCOM escribe comandos sencillos al módulo; ANDAVI escribe una letra a la vez al display; LETRERO toma de la lista de letreros cada una de las letras y las escribe en el display en función de la dirección de la primera letra y de la posición deseada en el display.

La inicialización del display puede verse en el programa en pseudocódigo, así como en el programa ensamblado.

Los comandos pueden verse en el apéndice.

#### IV.2.2.3 Interacción con módulo registrador:

El módulo impresor posee una lista de comandos de 255 instrucciones para el control completo de sus modalidades (ver

apéndice). La secuencia de operaciones requeridas para fijar un byte sencillo de comando o dato se muestra en el siguiente diagrama de flujo:

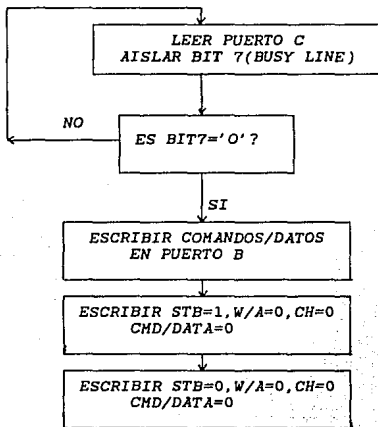


FIGURA IV.2.2.3 Diagrama de flujo que ilustra

la comunicación de datos o comandos al módulo registrador

Como se observa, debe revisarse primero la señal de ocupado, después fijarse el puerto de datos/comandos, posteriormente el puerto con el tipo de señal, para después fijar los datos con la señal de strobe; como se observó en el diagrama de tiempos de la sección III.3. Esto se puede observar en la subrutina MFECOM.

Las rutinas que se utilizaron fueron MFEBUSY para detección

de la señal de ocupado; MFECOM para introducción de comandos o datos; y MFEREG para introducción de letreiros completos.

El módulo tiene incluida una señal de alarma para el caso de algún problema en el impresor ( papel agotado etc.), la cual recibe el controlador en la rutina ALARMA.

La gran versatilidad de este módulo impresor permitió ofrecer muchas de las modalidades deseables en cualquier electrocardiógrafo y es alrededor del cual gira todo el sistema.

#### IV.2.2.4 Control del Amplificador:

EL amplificador esta controlado --a través de acoplamientos ópticos--, por uno de los puertos del microcontrolador. Cuatro bits para las doce derivaciones (p0.0-p0.3), dos bits para las tres ganancias (p0.5,p0.4), dos bits para las tres frecuencias de corte del fitro pasobajas (p0.6,p0.7), señal de calibración (std,p3.1,tdx), y señal de "corto circuito"(p3.6,-wr).

También a través de acoplamientos ópticos el uc recibe del amplificador las siguientes señales: pulso para medición de frecuencia cardiaca (qrs,p3.3,int1), y detección de falla de electrodo (lfo,p3.6,t1).

#### IV.2.2.5 Medición de la frecuencia cardiaca.

Se decidió integrar un cardiotaómetro al sistema debido a que la señal ya estaba disponible y sólo era necesario agregar un detector de QRS y el algoritmo de detección.

El tipo de cardiografómetro implementado es latido a latido. Un cardiografómetro latido a latido mide el tiempo entre cada latido, lo invierte, y lo presenta como una frecuencia cardiaca instantánea. (3)

La medición de la frecuencia cardiaca se realiza de la siguiente manera: con cada pulso de QRS se activa una rutina de interrupción en la cual se hace un cociente entre el número de bases de tiempo (variable tiempo) necesarias para hacer un minuto y el número de bases de tiempo que transcurrieron entre cada pulso qrs.

Debido a que el uC 8051 sólo tiene división de ocho bits, fué necesario implementar una subrutina para división de 16 bits y también una subrutina para la conversión de este resultado a los correspondientes caracteres en ASCII para ser escritos en el módulo de despliegue.

-----  
Notas:

(1) Stewart, op cit, pag 124

(2) Miller, Gene H, Microcomputer engineering, Prentice-Hall, USA, 1993, pag 172

(3) Tompkins, W, et al, op cit, pag 18.

## CAPITULO V

### FUENTE DE PODER

#### V.1 Necesidad de una fuente de poder de modo conmutado.

Una parte importante de las consideraciones que deben tomarse en el diseño de equipo médico es la referente a la protección del paciente contra macrochoques y microchoques que pudieran provocar los dispositivos. Hoy en día se considera el aterrizamiento directo del paciente inaceptable.<sup>(1)</sup> Por ello, en este diseño, el sistema que se encuentra directamente en contacto con el paciente tuvo que ser aislado eléctricamente ( estando conectado magnéticamente y ópticamente).

Dentro de las características deseables del sistema fué considerada la posibilidad de que éste fuera portátil, como otros equipos anteriores de estilete, con la clara ventaja de que el uso de una cabeza térmica es mucho menos sensible a vibraciones mecánicas que los anteriores. En el caso específico de este equipo deben tomarse en consideración varios aspectos importantes:

Son necesarios diferentes voltajes para el sistema: 18 voltios para la cabeza térmica ( @1 Ampere ) , 5 voltios para la lógica del registrador y para el control del sistema; y +5 y-5

voltios para el amplificador.

El voltaje de entrada preferentemente sería de 12 voltios debido a que es relativamente fácil disponer de una fuente de ese voltaje ya sean baterías o una conexión en un automóvil.

La polarización del amplificador conviene que sea de una fuente aislada eléctricamente, --como se dijo--, debido a seguridad del paciente y para evitar ruido debido a la circuitería digital.

Dentro de las opciones posibles para obtener esos voltajes, se consideró el uso de tres baterías de 6 voltios,--lo cual no garantiza una adecuada regulación de voltaje ni un aislamiento --. Otra opción podría ser el uso de fuentes lineales para los sistemas que requieren buena regulación. Sin embargo prevalece el problema del aislamiento del amplificador y un desperdicio adicional de energía debido a la baja eficiencia de las fuentes lineales. En consecuencia, parece natural el uso de un sistema que use una fuente conmutada de varias salidas y una de ellas aislada.

Por otra parte aunque existen en el mercado módulos de conversión DC-DC de tres salidas aisladas, no se encontró algún módulo que tuviera la versatilidad que se requiere para este sistema.

## V.2 Consideraciones tomadas en el diseño

Se diseñó entonces una fuente con un voltaje de entrada de 12 voltios que puede proporcionar 18 voltios de salida ( @

1 ampere) , 5 voltios ( @ 2.5 amperes ), y +5, -5 voltios aislados ( @ 1 ampere ), en una configuración 'push-pull'. Se decidió utilizar un modulador por ancho de pulso que fuera de fácil adquisición en el mercado mexicano y facilitara la configuración propuesta.

La fundamentación de este diseño en especial se menciona enseguida:

### V.2.1 Selección de tipo de convertidor DC-DC:

En realidad existen varias configuraciones posibles para generar varios voltajes de salida en fuentes conmutadas: convertidor 'forward', 'push-pull', de puente y de medio puente.

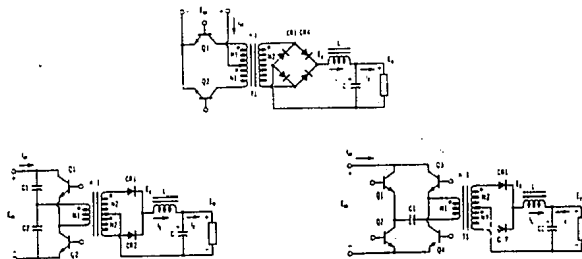


FIGURA V.2.1 diversas topologías de convertidores dc-dc:push-pull ,medio puente, y puente

Se eligió el uso de la configuración Push-Pull debido a



que en esta configuración la corriente es repartida entre los dos transistores y no es necesario el uso de 'diodos volantes' si el transformador de acoplamiento esta bien balanceado. (2)

#### V.2.2 Características del transformador:

Una vez elegida la configuración push pull mencionada, fué necesario establecer las características que debía tener. En esta sección se deducirán estas.

Sea  $d$  es ciclo de trabajo de cada transistor en el primario, de tal forma que  $0 \leq d < 0.5$ . Sea  $D$  el ciclo de trabajo a la salida de cada secundario.

Por ahora nos ocuparemos de la salida controlada de 5v:

Puesto que la configuración Push-Pull es esencialmente una configuración reductora (buck):

$$E_o = D E_s$$

La relación de transformación es:

$$a_1 = \frac{N_{s1}}{N_p}$$

y entonces

$$E_s = a_1 E_p$$

Para hallar el voltaje DC a la salida es necesario considerar las caídas de voltaje en los diodos ( $V_d$ ) y en los transistores de potencia ( $V_{sat}$ ):

$$E_o = D a_1 ( E_{in} - V_{sat} - \frac{V_d}{a_1} )$$

Despejando, podemos obtener la relación de transformación necesaria si conocemos el rango de voltaje de entrada ( y ocupamos el mínimo valor ) y fijamos el ciclo de trabajo deseado.

$$a = \frac{E_o + D V_d}{D ( E_{in} - V_{sat} )}$$

Si tomamos en cuenta que esta fuente está alimentada con una batería plomo-ácido y consideramos que el voltaje mínimo (end point voltage ) que debe poder proporcionar la batería antes de considerarse descargada y sin dañarse suele considerarse del 85% del voltaje nominal <sup>(3)</sup>, entonces para una batería de 12v, sería 10.2v.

Respecto al ciclo de trabajo, debemos tomar en cuenta que el modulador por ancho de pulso utilizado no alcanza el 100% de ciclo de trabajo máximo . Para el cálculo podemos considerar 75%. Bajo esas condiciones:  $a_1=0.9$  por lo que  $E_s=9v$ .

Para el segundo secundario necesitamos  $E_{o2}=12.5v$ . Esto es para permitir un poco de versatilidad en el voltaje del módulo impresor que dispone de dos modelos en los que la cabeza térmica utiliza 18v o 12v de acuerdo al modelo.

En ese caso  $a_2=2.078$  y entonces  $E_{s2} = 21 v$ .

La fuente puede proporcionar ambos voltajes dependiendo de donde se coloque la referencia a tierra de ese secundario. Si se colocara a tierra proporcionaría 12.5v y si se colocara a la salida de 5v regulados, la salida sería 17.5v cumpliendo razonablemente con ambos modelos pues en la cabeza la regulación no es crítica.

Para el tercer secundario no es tan crítico el cálculo de la relación de transformación, debido a que se encuentra regulado por una fuente lineal. Sólo es necesario asegurar que el voltaje  $V_{rms}$  sea mayor que el voltaje mínimo de los reguladores 7805 y 7905 que es 8.0v.

Material y configuración del transformador:

Una de las grandes ventajas del uso de fuentes conmutadas es la reducción del tamaño de los componentes debido a la frecuencia de trabajo de la fuente.

En el principio las fuentes conmutadas operaban a relativamente bajas frecuencias de 4 a 10 kHz. A esas frecuencias, las fuentes producían un ruido estridente. Diseños más recientes se encuentran entre los 20kHz y los 50kHz por encima del rango audible. Más aún, muchos nuevos diseños se encuentran rutinariamente en el rango de los 100 kHz a los 500 KHz, llegando algunos hasta frecuencias de los Megahertz<sup>(4)</sup>, e incluso a las decenas de megahertz<sup>(5)</sup>.

La densidad de flujo de un transformador esta determinada por el material del núcleo (core), y la frecuencia de operación principalmente. Hay cuatro tipos de materiales usualmente

utilizados en núcleos para transformadores e inductores:<sup>(6)</sup>

Núcleo de aire: Estos son usados cuando distorsiones en el campo magnético no pueden ser toleradas.

Hierro Laminado: Para rangos bajos de frecuencia.

Hierro pulverizado: Se puede usar en rangos de frecuencia de 5Hz a 500KHz aunque debe tenerse cuidado de las corrientes Eddy de pérdidas arriba de los 30 kHz.

Ferrita: Este tipo de núcleo posee gran permeabilidad magnética y alta resistividad para corrientes de Eddy, permitiendo su uso hasta frecuencias de 100 MHz. El flujo de saturación no obstante es considerablemente menor que los de núcleo laminado o hierro pulverizado, lo que restringe su uso en aplicaciones de alta corriente.

El material ferrita resulta claramente el material más adecuado para la frecuencia a la que se pretende que trabaje la fuente que es de 50 KHz.

La ferrita presenta diversas configuraciones o geometrías fabricadas por moldeado o sinterizado entre las que se pueden encontrar núcleo en corona (pot core), cuadrado (square core), núcleo E, EC, PQ, U, bobina, toroidal, etc.

Algunas de las configuraciones mas ventajosas para este diseño son:

Núcleo en corona: Posee dimensiones estándar para intercambio entre fabricantes. Su mayor ventaja es su excelente aislamiento (escudamiento) de ruido EMI. Además su ensamble y embobinado permite reducir costos en ese aspecto aunque en

general el costo de este tipo de núcleo es alto.

Núcleo cuadrado: Tiene las mismas ventajas de el núcleo en corona más un tamaño reducido.

Por facilidad en el momento de su producción en serie, el diseño del transformador correspondió a la empresa Indutec S.A. bajo las siguientes especificaciones: Transformador de ferrita con primario de 10 voltios (de 48 watts) con derivación central y tres secundarios de 21 voltios (@ 1 amp), 9 voltios (@ 2 amperes) y 9 voltios (@ 1 ampere), cada uno con derivación central.

La configuración del transformador preferente para el diseño sería en "corona" (pot core) debido al ruido reducido EMI que aporta esta configuración. Sin embargo debido a la dificultad para encontrar esta configuración, finalmente se usó el tipo EE.

#### Selección de switches:

Respecto al tipo de switches para la conmutación son usuales de dos tipos: transistores bipolares de potencia o MOSFETs de potencia. Su selección suele depender de el costo y la frecuencia de trabajo de la fuente. En general en bajas frecuencias (decenas de kilohertz) es posible usar transistores bipolares (que presentan menor eficiencia y menor costo). Las pérdidas en la conmutación predominan en las primeras decenas de kilohertz con estos transistores bipolares.

También se emplean para la conmutación MOSFETs, que suelen usarse para frecuencias mayores (centenas de Kilohertz) con

mayor eficiencia pero también mayor costo. Los switches de efecto de campo suelen presentar pérdidas considerables en los primeros cientos de kilohertz. Para la configuración Push-Pull resulta también ventajoso el uso de MOSFETS debido a que colabora a reducir el efecto del "desbalance de flujo", frecuente en estos convertidores.<sup>(7)</sup>

Se decidió entonces, por costo, usar transistores bipolares.

Puesto que en este sistema son necesarias dos fuentes de 5 volts y +5,-5 volts con tolerancias al 10% y la fuente conmutada sólo controla una salida, fué necesario el uso de reguladores lineales en la fuente del amplificador aislado. Esto último no afecta en forma demasiado significativa a la eficiencia de la fuente debido a que el consumo en este secundario aislado del transformador presenta un bajo consumo de energía.

### V.2.3 Determinación del valor del inductor:

Existen diversas formas de abordar la selección del inductor adecuado.<sup>(8)</sup> En el diseño, se determinó el valor mínimo y fué encargada su construcción a Indutec S.A.

Para una fuente conmutada, aunque las formas de onda del voltaje del inductor son rectangulares, la componente de AC de la forma de onda de la corriente en el inductor es triangular, (suponiendo linealidad de componentes). Para valores muy grandes de L la componente de AC de la corriente en el inductor puede considerarse despreciable. Sin embargo conforme L

disminuye en valor para un valor dado de resistencia de carga, la relación de la corriente pico del inductor entre la corriente promedio se vuelve más grande. Eventualmente puede haber por ello un momento en que la corriente en el inductor se vuelva cero, lo cual por supuesto, traería consecuencias desastrosas en el sistema. Como ayuda en la selección del diseño del sistema se consideró el denominado "criterio de la inductancia crítica".<sup>(9)</sup>

Este criterio indica el valor de inductancia para el cual la corriente en el inductor se vuelve igual a cero en al menos un punto. Para un regulador de tipo reductor (Buck) el valor es:  
(10)

$$L_C = R \frac{1 - D}{2 f_s}$$

Donde  $L_C$  es la inductancia crítica,  $D$  el ciclo de trabajo efectivo de la fuente y  $f_s$  es la frecuencia de conmutación fija de la fuente. Sin embargo también un valor excesivo de inductancia puede traer como consecuencia que funcione en modo discontinuo en bajos valores de corriente de carga. Siguiendo a Pressman<sup>(11)</sup>,

$$L = \frac{5(V_{dcn} - V_o) V_o T}{V_{dcn} I_{on}}$$

donde  $V_{dcn}$  es el voltaje nominal C.D. a la entrada del inductor ( $V_{dcn} = 9 \text{ V.}$ ) y  $I_{on}$  corriente a la salida nominal, y tomando un valor del modelo experimental de  $I_{on} = 0.4 \text{ A}$ , el valor de la

inductancia resultó ser  $L=277 \mu\text{H}$  por lo que se tomó  $L=300 \mu\text{H}$  como el valor adecuado. Sin embargo después del cálculo de  $C$ , con:

$$C_0 = 65 \times 10^6 \frac{0.2 I_{on}}{V_{or}}$$

Suponiendo  $V_{or} = 0.1$ , se usó  $47 \mu\text{F}$ . Experimentalmente, proporcionó un voltaje de rizo inaceptable, por lo que se alteró la capacitancia hasta el valor que tiene  $C=220 \mu\text{F}$ .

Se usaron componentes que colaboran a reducir las pérdidas de eficiencia de las fuentes conmutadas como son el uso de capacitores de salida con reducido valor de  $ESR^{(12)}$  (resistencia equivalente en serie) y diodos de alta velocidad, que contribuyen a tener menor valor de voltaje de rizo y a elevar la eficiencia; aunque debe de aceptarse que no se corrigió la mayor fuente de pérdida de eficiencia de la fuente que son los transistores bipolares de potencia.

El modulador por ancho de pulso utilizado fué el TL494 debido a que existen muchos distribuidores en México de este C.I. Esto facilitó la implementación de la configuración Push-Pull, el control de encendido, y el arranque suave (soft start).

El diseño de esta fuente requirió cuidado debido a que, por la configuración del propio sistema, las variaciones de carga son bastante notorias en el momento de registrar (encender la cabeza térmica y el motor a pasos del registrador). Sin embargo, debido al uso de reguladores lineales en el amplificador



aislado, la calidad de la amplificación o el filtrado no se ve comprometida por esto. Es importante mencionar que este amplificador esta blindado ("jaula de Faraday"), así como la propia fuente, debido a que la fuente conmutada--como la mayoría de las fuentes tipo conmutado--, puede ser fuente de ruido EMI o RFI.

#### V.2.4 Compensación del regulador:

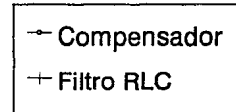
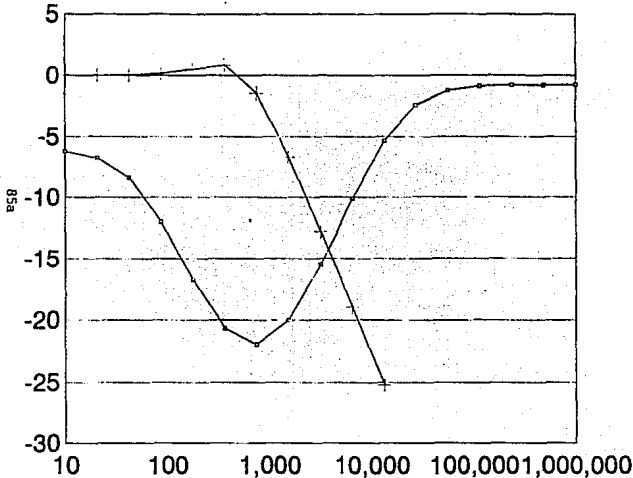
Como se decía en párrafos anteriores, la fuente conmutada debe regular aceptablemente ante cambios abruptos de la carga debido al encendido y apagado de la cabeza térmica y del motor de pasos del registrador.

Inicialmente se probó una retroalimentación con compensación proporcional, la cual presentó una regulación media ante pequeñas variaciones de carga. Para variaciones notables de carga resultó inadecuada. Aplicando una compensación de doble cero, doble polo se llegó a una respuesta aceptable.<sup>(13)</sup> Esta compensación amplía el ancho de banda del amplificador de error hasta la frecuencia de conmutación de la fuente, siendo el compensador un filtro de tipo de muesca en la frecuencia de corte del circuito RLC de salida.<sup>(14)</sup>

El circuito pasivo de compensación se encuentra graficado junto con la respuesta del circuito RLC de salida de la fuente. Puede apreciarse que en realidad el sistema tiene tres polos y dos ceros. El último polo atenúa señales de alta frecuencia.

# Convertidor DC-DC

## Respuesta filtro de salida y compensador



Frecuencia (Hz)

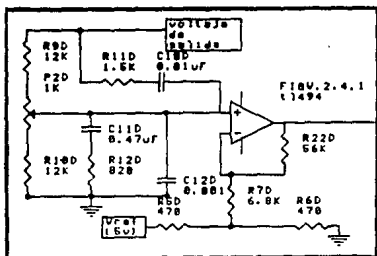


FIGURA V.2.4 Circuito de compensación.

En la búsqueda de un mejor desempeño de las fuentes conmutadas se han desarrollado en años relativamente recientes metodologías para el análisis dinámico de estas fuentes.<sup>(15)</sup> Debido a que la fuente diseñada no presentó problemas significativos en este sentido no se realizó este tipo de análisis.

### V.3 Acerca de la batería.

El tipo de batería recargable fue regido por el costo de las mismas en compromiso con el peso y capacidad de carga. Se consideraron 2 tipos principales de baterías recargables: Plomo-Acido y Níquel-Cadmio. Las baterías plomo-ácido tienen muchos fabricantes, y diversas presentaciones aunados a un precio medio, sin embargo también requieren mantenimiento (dependiendo del tipo) y son muy pesadas y voluminosas. Las

baterías NiCd son bastante más ligeras ( su relación AH sobre peso es mayor que la anterior ), pero son sin embargo de un precio más elevado y aunque también tienen muchos fabricantes los voltajes son usualmente fijos a 1.2v (diez baterías en serie para proporcionar el voltaje deseado).

Debido a que uno de los objetivos primarios es realizar un equipo razonablemente económico, se optó por baterías Plomo-ácido.

La norma AAMI y la norma Hindú exigen que los equipos de batería tengan un indicador de carga.<sup>(16)</sup> La medición del estado de carga de una batería de este tipo puede realizarse de cuatro modos distintos: medición de la densidad específica, del voltaje de circuito abierto, del voltaje de batería bajo carga y mediciones ampere-hora.<sup>(17)</sup>

Para cumplir con este requisito se agregó un circuito comparador del voltaje de la batería con un voltaje de referencia ( comparando el voltaje de punto final , 10 v ) indicando como resultado de la comparación si el nivel de carga es el adecuado.

En consecuencia este sistema es del tipo medición de voltaje de batería bajo carga.

-----

Notas:

(1) Ver: cap 14, y pag 779 de: Webster (editor), Medical Instrumentation application and design, 2nd ed, Houghton Mifflin, USA, 1992

(2) Ver: Mitchell, Daniel M.; DC-DC Switching Regulator analysis, McGraw-Hill, USA, 1988; pag 24

(3) cfr: CURTIS Instruments, Battery book one: lead acid traction battering, Curtis Instruments Inc, New York, 1981, pag 17

(4) Hnatek, Eugene R. Design of solid-state power supplies, 2nd ed, Van Nostrand Reinhold, USA, 1981, pag 48

(5) Bose, Bimal K. (editor) Modern Power Electronics: evolution, technology, and applications, IEEE Press, USA, 1992

(6) Ver: Hnatek, Eugene R. Design of solid-state power supplies, 2nd ed, Van Nostrand Reinhold, USA, 1981, pag 150

(7) Pressman, Abraham I, Switching power supply design, McGraw-Hill International editions (engineering series), Singapore, 1992

(8) Puede verse algunas en el artículo del Dr Slobodan Cuk , pag 285, "Basics of switched-mode power conversion: topologies, magnetics, and control", en: Bose, Bimal K, Modern Power electronics, op cit.

(9) Ver: Mitchell, D M; DC-DC Switching Regulator Analysis, op cit, pags 10-12.

(10) Mitchel, Daniel M. DC-DC Switching Regulator Analysis, op cit, pag 12 (2.11a)

(11) Pressman A, op cit, pag 17

(12) Es importante señalar que el valor de ESR es muy importante que sea pequeño debido a que el voltaje de rizo de salida es función de ESR también. ( Ver Pressman, A I, Switching Power Supply Design, op cit, pag 21).

(13) La compensación de dos polos, dos ceros para reguladores tipo reductor es ampliamente usada. Ver: TARTER, Ralph E. Solid-State power conversion Handbook, John Wiley & Sons, USA, 1993, pag 485.

(14) El circuito doble polo doble cero utilizado para el PWM c.1.T1494 usado difiere del mostrado en Tarter, op cit. El circuito que se uso aparece en: Texas Instruments, 500W, 80A, off the line, Half Bridge Converter, Switching Power Supply, TI, USA, 1989, pag 4-213.

(15) En este aspecto el libro debido a D. Mitchell, resulta adecuado para este tipo de analisis.

(16) Ver: AAMI, Diagnostic electrocardiographic devices, op cit, pag 11, sec 3.1.2.1(2); e ISI, Specification for electrocardiograph, op cit, pag 13, sec 6.18.2

(17) Tomado de: Curtis Instruments, Battery book one: lead acid traction batteries, op cit, pag 32

## CAPITULO VI

### PRUEBAS

#### VI.1 Alcance y limitaciones:

Para poder cumplir con los requisitos mencionados en el capitulo I, fué necesario tanto hacer previsiones en el diseño del sistema , como realizar pruebas posteriores al sistema una vez integrado. Las normas ya tienen previstas algunas puebas que deben ser realizadas en el electrocardiógrafo para verificar su cumplimiento. Debido a la gran cantidad de pruebas, de diversos tipos , se mencionarán solo aquellas que se consideren de importancia capital para la seguridad del paciente ( corrientes de DC, etc. ), y para el diagnóstico (voltaje de calibración, ancho de banda etc), y que estén relacionadas estrechamente al diseño electrónico del sistema, tomando en cuenta que aún en el caso de que estas pruebas preliminares resulten positivas, el electrocardiógrafo será sometido a pruebas posteriores para asegurar un buen desempeño.

Por otra parte, existen otras pruebas que están más propiamente relacionadas al desempeño del módulo impresor (precisión de la base de tiempo etc ), que estan garantizadas por el fabricante y que por ello no competen propiamente a este

trabajo.

## VI.2 Prueba de respuesta en frecuencia

Esta prueba permitió verificar el adecuado funcionamiento del sistema de filtros desarrollados para cumplir con el ancho de banda de 0.05 Hz a 100 Hz.

El equipo de medición debe incluir un osciloscopio con un amplificador diferencial de entrada con una impedancia de entrada de cuando menos 1 megaohm y una resolución de amplitud de cuando menos 10 uV. La respuesta en frecuencia a 3-dB debe ser cuando menos de DC a 1 MHz, con una precisión en media banda de  $\pm 5\%$ .

Procedimiento de medición:<sup>(1)</sup>

Fijar ganancia a 10 mm/mV.

1) Realizar las conexiones de electrodo de paciente adecuadas a una señal sinusoidal de 10 Hz, ajustando la amplitud de entrada hasta obtener una salida de 10 mm p-p. Sin alterar la amplitud de entrada, variar la frecuencia de la señal sobre un rango de 0.5 a 40 Hz.

2) Para un mínimo de diez ciclos, verificar que la amplitud de la forma de onda de salida permanece dentro del  $\pm 10\%$  de la amplitud registrada a 10 Hz.

3) Ajuste la amplitud de entrada hasta obtener 5 mm p-p de salida a 10 Hz. Sin alterar la amplitud de entrada, variar la frecuencia de la señal sobre un rango de 40 a 100 Hz.

4) Para un mínimo de diez ciclos, verificar que la



amplitud de la forma de onda de la salida permanece dentro del +10 % y -30 % de la amplitud registrada a 10 Hz.

5) Sin alterar la amplitud de entrada , variar la frecuencia de la señal sobre un rango de 100 a 500 Hz.

6) Para un mínimo de diez ciclos , verificar que la amplitud de la forma de onda de la salida permanece por debajo del 110% de la amplitud registrada a 10 Hz.

### VI.3 Prueba del error total del sistema: <sup>(2)</sup>

El error total del sistema puede ser evaluado por el siguiente procedimiento:

(1) Fijar la ganancia a 10 mm/mV y aplicar una señal senoidal de 5 Hz a las conexiones apropiadas del paciente para obtener una deflexión de escala completa de 50 mm. (40 mm. para aquellos dispositivos que tengan este límite, como en nuestro caso específico ).

(2) Medir la amplitud de la señal de entrada y calcule la ganancia como salida/entrada. La ganancia calculada debe estar dentro del 10% de la nominal 10mm/mV.

(3) Repetir pasos 1 y 2 para las deflexiones de salida de 40,30,20 y 10 mm.

(4) Repetir pasos 1,2,y 3 para todas las posiciones de sensibilidad sin que los voltajes de entrada excedan +-5 mV.

### VI.3 Prueba de corrientes directas en electrodos de paciente <sup>(3)</sup>.

Las componentes de DC pueden ser medidas conectando un resistor de 100 Kohm entre una conexión de electrodo del paciente y un nodo en común con cualquier otra conexión de electrodo del paciente. El voltaje de DC a través del resistor no debe exceder 20mV. Esta medición debe ser hecha con el resistor en serie con cada conexión de electrodo de paciente, en turno.

-----

Notas:

(1) Tomado de: AAMI, op cit, pag 18, (sec. 4.2.7.2 frequency response). La prueba equivalente de la norma Japonesa se encuentra en Japanese Standard, op cit, sec 7.3.11, pero es menos meticulosa que AAMI.

(2) AAMI, op cit, pag 17, (4.2.7.1 Overall system error).

(3) AAMI, op cit, pag 19, (sec 4.2.10 Direct currents in patient electrode connections).

## CONCLUSIONES

Aunque no se realizaron todas las pruebas señaladas en las normas, sí se hicieron las mas importantes. El primer prototipo desarrollado será sometido de cualquier manera a pruebas posteriores dentro y fuera de CEDAT.

Por sus características, este sistema resulta atractivo y ventajoso con respecto a varios sistemas comerciales de su tipo tiene más facilidad en su construcción que su predecesor, debido a que el ensamble se reduce a las dos tarjetas mostradas en el apéndice, eliminando el uso de conectores extra y facilitando la revisión y mantenimiento del equipo; teniendo componentes -- en su mayoría--,de fácil adquisición en el mercado nacional.

Por lo anterior, el diseño se considera exitoso como un primer prototipo.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA :

- 1 ASSOCIATION FOR THE ADVANCEMENT OF MEDICAL INSTRUMENTATION  
*American National Standard for Diagnostic  
Electrocardiographic Devices (AAMI Standard)*  
,ANSI/AAMI EC11-1982,AAMI,U.S.A.,1983.
- 2 BOSE, Bimal K; *Modern Power Electronics: evolution,  
technology and applications*; IEEE Press, USA, 1992
- 3 COUGHLIN,R;Driscoll F;*Circuitos integrados lineales y  
amplificadores operacionales*, 2da ed,  
Prentice-Hall, México,1988.
- 4 CROMWELL,Leslie; ARDITTI, Mort; WEIBELL, Fred; et al;  
*Medical Instrumentation for Health Care*; Prentice  
Hall, USA, 1976
- 5 CURTIS INSTRUMENTS;*Battery book one:Lead-acid traction  
batteries*,Curtis instruments inc,New York USA,1981.
- 6 DARYANANI,Gobind;*Principles of active network synthesis and  
design*,John Wiley & Sons,U.S.A.,1976.
- 7 GRAF,Rudolf F;*The modern power supply and battery charger  
circuit encyclopedia*, TAB books (McGraw-Hill), USA,  
1992.
- 8 HNATEK,EugeneR;*Design of solid-state power supplies*,Van

Nostrand Reinhold,USA,1981.

- 9 INDIAN STANDARDS INSTITUTION; *Indian Standard Specification for electrocardiograph, (IS:8048 -1976 UDC 616.12 -073.97 -72 )*, Indian Standards Institution , New Delhi,1976.
- 10 JAPANESE STANDARDS ASSOCIATION;*Japanese Industrial Standard Electrocardiographs, (JIS T 1202-1984 )*, Japanese Standards Association (JSA ),1985, Tokyo, Japan.
- 11 L'UNION TECHNIQUE DE L'ELECTRICITE; *Norme Française ( NFC74 -381-Septembre 1985)*, Appareils d'électricité médicale. éléments de surveillance des signaux électriques cardiaques,ETS Busson,Paris,1985
- 12 MFE INSTRUMENTS. *Manual for recorder model 9240 ,issue 4.1*, Stocker & Yale inc,USA,1992.
- 13 MITCHELL, Daniel M ;*DC - DC switching regulator analisis* , McGraw-Hill,USA,1988
- 14 PRESSMAN, Abraham I., *Switching power supply design*, McGraw-Hill International Editions (Engineering Series), Singapore, 1992
- 15 RESEARCH AND EDUCATION ASSOCIATION (Fogiel M,Chief editor);*The electronics Problem solver*,Research and education association (REA),U.S.A,1990.
- 16 SECRETARIA DE SALUD, *Manual de operación del electrocardiógrafo de un canal modelo MEDI-CEDAT*; Dirección General de Investigación y Desarrollo Tecnológico, s.d., México.

- 17 STEWART, James W; *The 8051 microcontroller: Hardware, Software and Interfacing.* Regents/ Prentice-Hall, USA, 1993.
- 18 TARTER, Ralph E; *Solid-state Power conversion handbook;* John Wiley & Sons, U.S.A., 1993.
- 19 TEXAS INSTRUMENTS; *Linear Circuits: amplifiers, comparators, and special functions.* Data book; [vol 1], Texas Instruments, 1989.
- 20 TOMPKINS, Willis J; WEBSTER, John G; *Design of Microcomputer-based Medical Instrumentation,* Prentice-Hall, USA, 1981.
- 21 WAIT, John V; HUELSMAN, Lawrence P; KORN, Gramino A; *Introducción al amplificador operacional: teoría y aplicaciones,* (Tr), Gustavo Gilli, Barcelona, 1983.
- 22 WEBSTER, John G (editor); *Medical Instrumentation Application and design,* Houghton Mifflin Company, USA, 1978.
- 23 WEBSTER, John G (editor); *Medical Instrumentation Application and Design,* 2nd ed, Houghton Mifflin Company, U.S.A., 1990.

APENDICE A)  
DIAGRAMAS ELECTRONICOS

APENDICE B)  
LISTA DE COMPONENTES

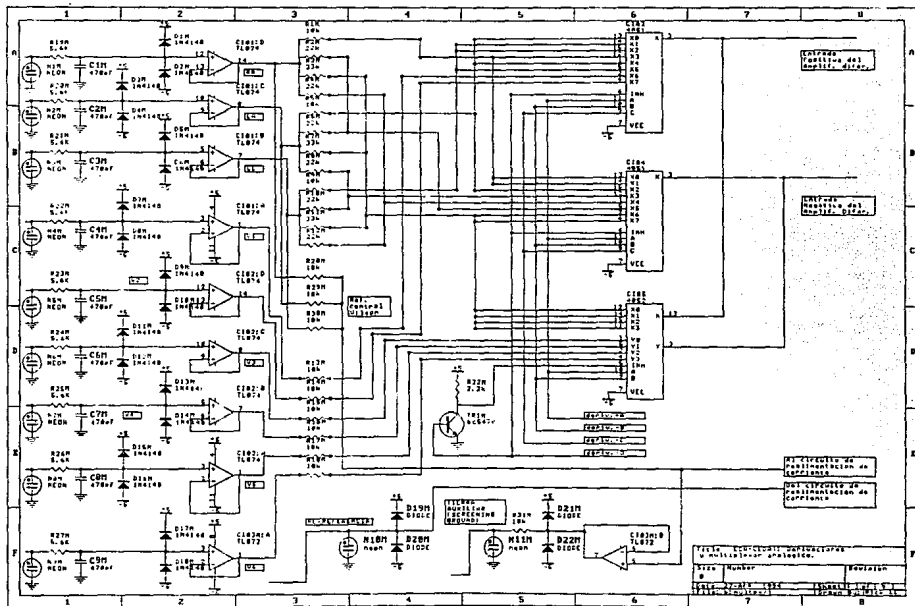
APENDICE C)  
DISTRIBUCION DE COMPONENTES EN TARJETAS

APENDICE D)  
PROGRAMA ENSAMBLADO COMPLETO

APENDICE E)  
CONJUNTO DE INSTRUCCIONES 8051

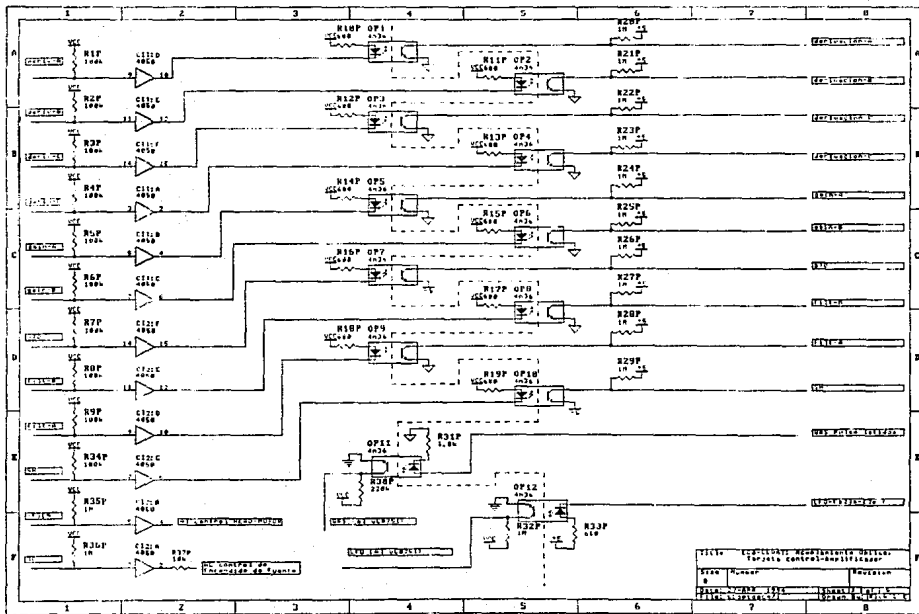
APENDICE F)  
LISTA DE COMANDOS MODULO AND-491

APENDICE G)  
LISTA DE COMANDOS MODULO MFE-9240













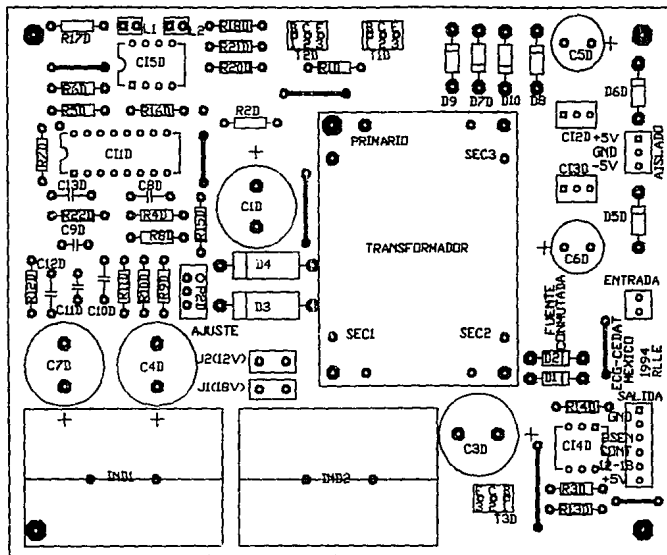
DESCRIPTION	QUAN.	COMPONENT NAME(S)
0.01uF @16v	1	C17
0.022uF	1	C6
0.022uF @16v	1	C1C
0.039uF @16v	1	C5
0.22uF @ 16v	1	C12
0.22uF @16v	1	C2C
1.2K	2	R63, R64
1.2nF @16v	1	C16
1.8k	1	R31P
100	3	R37, R58, R67
100k	24	R1P, R26, R27, R29, R2P, R30, R31, R32, R34P, R3P R4, R4P, R59, R5P, R60, R61, R62, R6P, R73, R74, R75 R7P, R8P, R9P
10k	22	P1C, R1, R13M, R14M, R15M, R16M, R17M, R18M, R1M R2, R20A, R28M, R29M, R30M, R41, R44, R50, R51, R5M R72, R76, R9M
10k potenc68WR	3	TR10, TR49, TR51
10nF @16v	2	C8, C9
10uF @16v Elec.	1	C5C
120k	2	R10, R7
150k	2	R12, R71
180k	4	R19, R21, R22, R35
1K	3	R53, R56, R66
1k potenc68WR	1	TR68
1M	14	R20P, R21P, R22P, R23P, R24P, R25P, R26P, R27P R28P, R29P, R32P, R36, R54, R57
1N4148	34	D10, D10M, D11, D11M, D12M, D13, D13M, D14, D14M D15M, D16M, D17M, D18M, D19M, D1M, D2, D20M, D21M D22M, D2M, D3, D3M, D4, D4M, D5, D5M, D6, D6M, D7 D7M, D8, D8M, D9, D9M
1nF @16v	2	C14, C15
2.2k	5	20, R13, R32M, R69, R70
2.2M	1	R24
2.2uF @16v	1	C11
2.7k	2	R38, R39
20k	1	R31M
220k	5	R11, R30P, R33, R47, R8
22k	7	R10M, R12M, R2M, R42, R4M, R6M, R8M
22uF @16v Elec.	4	C19, C20, C21, C22A
23nF @16v	2	C3C, C4C
270k	1	R5
2k potenc68WR	1	T2
3.3M	2	R25, R28
3.9K	1	R55
330k	1	R23
33k	3	R11M, R3M, R7M
39k	3	R17, R34, R46
39pF	1	C18
4.7K	2	R40, R65
4050	2	CI1, CI2
4051	2	CI03, CI04

DESCRIPTION	QUAN.	COMPONENT NAME(S)
4052	3	CI05, CI4, CI5
4066	1	CI7
470nF @16v	1	C7
470pF @50v	9	C1M, C2M, C3M, C4M, C5M, C6M, C7M, C8M, C9M
47k	3	R45, R6, R9
47nF @16v	1	C10
47uF @16v Elec.	4	C01A, C2A, C3A, C4A
47uF @16v Elect	1	C13
4M	1	X1
4n36	13	CI14, OP1, OP10, OP11, OP12, OP2, OP3, OP4, OP5 OP6, OP7, OP8, OP9
5.6K	9	R19M, R20M, R21M, R22M, R23M, R24M, R25M, R26M R27M
50k potenc68WR	4	T1, TR14, TR15, TR16
6.8K	1	R43
680	11	R10P, R11P, R12P, R13P, R14P, R15P, R16P, R17P R18P, R19P, R33P
74C922	1	CI7
74HC04	1	CI06
74HC139	1	CI02
74HC373	2	CI04, CI05
74LS123	1	CI9
8.2k	1	R2C
82k	2	R18, R3
8751	1	CI01
bc547c transisto	1	TR1
Conec 14 postes	1	J20
Conec 2 postes	2	AUX2, P6
Conec 8 postes	1	8PIN
Conec .12postes	1	12PIN
Conec .2 postes	1	P3
Conec .4 postes	1	P5
Conect 3postes	1	P4
IN4148	3	D1, D12, D15
LM308	1	CI02
NE555	1	CI13
NEON	11	N10M, N11M, N2M, N3M, N4M, N5M, N6M, N7M, N8M, N9M NEON
tira26pin, L, dobl	1	MFE-9240
TL072	1	CI16A
TL074	5	CI01, CI01A, CI02, CI12, CI3
TL081	2	CI15, CI8
TL082	1	CI11
TL084	2	CI10, CI6

DESCRIPTION	QUAN.	COMPONENT NAME(S)
0.001uF @16v	1	C12D
0.01uF @16v	1	C10D
0.47uF @16v	1	C11D
1.5k	1	R11D
100k	2	R4D,R8D
10k	1	R13D
10pF @16v	1	C8D
10uF @16v Elec.	3	C13D,C5D,C6D
12k	2	R10D,R9D
1k	2	R14D,R16D
1k potenc68WR	1	P2D
1M	2	R15D,R20D
1n4001	1	D6D
1n4933/MUR105	6	D1,D10,D2,D7D,D8,D9
1uF @16v Elec.	2	C4D,C9D
2.7k	1	R3D
2200uF @25v Elec	1	C1D
220uF @16v Elec.	2	C3D,C7D
330	2	R17D,R18D
330 1/2W	2	R1D,R2D
330K	1	R21D
470	2	R5D,R6D
4n36	1	C14D
56k	1	R22D
6.8k	1	R7D
7805	1	C12D
7905	1	C13D
820	1	R12D
Conec 2 postes	1	C3
Conec 3 postes	1	C1
Conec 6 postes	1	C4-6
fast	1	D4
in4001	1	D5D
JUMPER	2	J1,J2
MUR405/MR850	1	D3
rojo	1	L2D
TIP115	1	T3D
TIP42	2	T1D,T2D
TL494CN	1	C11D
UA741	1	C15D
verde	1	L1D







C:\RLE\DC-DC.PCB 17:13 26-APR-1994 Holes : 189 OVERLAY PLDT

SIZE : 5.000 x 4.000 Inch

PROGRAMA SISTEMA 8751  
CONTROLADOR DEL SISTEMA  
ELECTROCARDIOGRAFO DE UN CANAL  
ECG-CEDAT

CENTRO DE DESARROLLO Y  
APLICACIONES TECNOLOGICAS  
SECRETARIA DE SALUD

Por: Ricardo Lopez/Leiza Estrada

.....  
maizhuahua.com  
amay.lun.39.14:301 .cedat v2.8

0000 org 06wh  
0000 0120 jmp inicio salto de reset

0EE0 org display  
Direcciones internas: D1RAM  
0EE0 89 84 88 dh 080h,084h,088h,094h,098h,0A4h,0A8h,0B4h,0B8h,0C4h,0C8h,0D4h,0D8h,0E4h,0E8h,0F4h,0F8h,100h,104h,108h,114h,118h,124h,128h,134h,138h,144h,148h,154h,158h,164h,168h,174h,178h,184h,188h,194h,198h,1A4h,1A8h,1B4h,1B8h,1C4h,1C8h,1D4h,1D8h,1E4h,1E8h,1F4h,1F8h,200h,204h,208h,214h,218h,224h,228h,234h,238h,244h,248h,254h,258h,264h,268h,274h,278h,284h,288h,294h,298h,2A4h,2A8h,2B4h,2B8h,2C4h,2C8h,2D4h,2D8h,2E4h,2E8h,2F4h,2F8h,300h,304h,308h,314h,318h,324h,328h,334h,338h,344h,348h,354h,358h,364h,368h,374h,378h,384h,388h,394h,398h,3A4h,3A8h,3B4h,3B8h,3C4h,3C8h,3D4h,3D8h,3E4h,3E8h,3F4h,3F8h,400h,404h,408h,414h,418h,424h,428h,434h,438h,444h,448h,454h,458h,464h,468h,474h,478h,484h,488h,494h,498h,4A4h,4A8h,4B4h,4B8h,4C4h,4C8h,4D4h,4D8h,4E4h,4E8h,4F4h,4F8h,500h,504h,508h,514h,518h,524h,528h,534h,538h,544h,548h,554h,558h,564h,568h,574h,578h,584h,588h,594h,598h,5A4h,5A8h,5B4h,5B8h,5C4h,5C8h,5D4h,5D8h,5E4h,5E8h,5F4h,5F8h,600h,604h,608h,614h,618h,624h,628h,634h,638h,644h,648h,654h,658h,664h,668h,674h,678h,684h,688h,694h,698h,6A4h,6A8h,6B4h,6B8h,6C4h,6C8h,6D4h,6D8h,6E4h,6E8h,6F4h,6F8h,700h,704h,708h,714h,718h,724h,728h,734h,738h,744h,748h,754h,758h,764h,768h,774h,778h,784h,788h,794h,798h,7A4h,7A8h,7B4h,7B8h,7C4h,7C8h,7D4h,7D8h,7E4h,7E8h,7F4h,7F8h,800h,804h,808h,814h,818h,824h,828h,834h,838h,844h,848h,854h,858h,864h,868h,874h,878h,884h,888h,894h,898h,8A4h,8A8h,8B4h,8B8h,8C4h,8C8h,8D4h,8D8h,8E4h,8E8h,8F4h,8F8h,900h,904h,908h,914h,918h,924h,928h,934h,938h,944h,948h,954h,958h,964h,968h,974h,978h,984h,988h,994h,998h,1000h,1004h,1008h,1014h,1018h,1024h,1028h,1034h,1038h,1044h,1048h,1054h,1058h,1064h,1068h,1074h,1078h,1084h,1088h,1094h,1098h,1100h,1104h,1108h,1114h,1118h,1124h,1128h,1134h,1138h,1144h,1148h,1154h,1158h,1164h,1168h,1174h,1178h,1184h,1188h,1194h,1198h,1200h,1204h,1208h,1214h,1218h,1224h,1228h,1234h,1238h,1244h,1248h,1254h,1258h,1264h,1268h,1274h,1278h,1284h,1288h,1294h,1298h,1300h,1304h,1308h,1314h,1318h,1324h,1328h,1334h,1338h,1344h,1348h,1354h,1358h,1364h,1368h,1374h,1378h,1384h,1388h,1394h,1398h,1400h,1404h,1408h,1414h,1418h,1424h,1428h,1434h,1438h,1444h,1448h,1454h,1458h,1464h,1468h,1474h,1478h,1484h,1488h,1494h,1498h,1500h,1504h,1508h,1514h,1518h,1524h,1528h,1534h,1538h,1544h,1548h,1554h,1558h,1564h,1568h,1574h,1578h,1584h,1588h,1594h,1598h,1600h,1604h,1608h,1614h,1618h,1624h,1628h,1634h,1638h,1644h,1648h,1654h,1658h,1664h,1668h,1674h,1678h,1684h,1688h,1694h,1698h,1700h,1704h,1708h,1714h,1718h,1724h,1728h,1734h,1738h,1744h,1748h,1754h,1758h,1764h,1768h,1774h,1778h,1784h,1788h,1794h,1798h,1800h,1804h,1808h,1814h,1818h,1824h,1828h,1834h,1838h,1844h,1848h,1854h,1858h,1864h,1868h,1874h,1878h,1884h,1888h,1894h,1898h,1900h,1904h,1908h,1914h,1918h,1924h,1928h,1934h,1938h,1944h,1948h,1954h,1958h,1964h,1968h,1974h,1978h,1984h,1988h,1994h,1998h,2000h,2004h,2008h,2014h,2018h,2024h,2028h,2034h,2038h,2044h,2048h,2054h,2058h,2064h,2068h,2074h,2078h,2084h,2088h,2094h,2098h,2100h,2104h,2108h,2114h,2118h,2124h,2128h,2134h,2138h,2144h,2148h,2154h,2158h,2164h,2168h,2174h,2178h,2184h,2188h,2194h,2198h,2200h,2204h,2208h,2214h,2218h,2224h,2228h,2234h,2238h,2244h,2248h,2254h,2258h,2264h,2268h,2274h,2278h,2284h,2288h,2294h,2298h,2300h,2304h,2308h,2314h,2318h,2324h,2328h,2334h,2338h,2344h,2348h,2354h,2358h,2364h,2368h,2374h,2378h,2384h,2388h,2394h,2398h,2400h,2404h,2408h,2414h,2418h,2424h,2428h,2434h,2438h,2444h,2448h,2454h,2458h,2464h,2468h,2474h,2478h,2484h,2488h,2494h,2498h,2500h,2504h,2508h,2514h,2518h,2524h,2528h,2534h,2538h,2544h,2548h,2554h,2558h,2564h,2568h,2574h,2578h,2584h,2588h,2594h,2598h,2600h,2604h,2608h,2614h,2618h,2624h,2628h,2634h,2638h,2644h,2648h,2654h,2658h,2664h,2668h,2674h,2678h,2684h,2688h,2694h,2698h,2700h,2704h,2708h,2714h,2718h,2724h,2728h,2734h,2738h,2744h,2748h,2754h,2758h,2764h,2768h,2774h,2778h,2784h,2788h,2794h,2798h,2800h,2804h,2808h,2814h,2818h,2824h,2828h,2834h,2838h,2844h,2848h,2854h,2858h,2864h,2868h,2874h,2878h,2884h,2888h,2894h,2898h,2900h,2904h,2908h,2914h,2918h,2924h,2928h,2934h,2938h,2944h,2948h,2954h,2958h,2964h,2968h,2974h,2978h,2984h,2988h,2994h,2998h,3000h,3004h,3008h,3014h,3018h,3024h,3028h,3034h,3038h,3044h,3048h,3054h,3058h,3064h,3068h,3074h,3078h,3084h,3088h,3094h,3098h,3100h,3104h,3108h,3114h,3118h,3124h,3128h,3134h,3138h,3144h,3148h,3154h,3158h,3164h,3168h,3174h,3178h,3184h,3188h,3194h,3198h,3200h,3204h,3208h,3214h,3218h,3224h,3228h,3234h,3238h,3244h,3248h,3254h,3258h,3264h,3268h,3274h,3278h,3284h,3288h,3294h,3298h,3300h,3304h,3308h,3314h,3318h,3324h,3328h,3334h,3338h,3344h,3348h,3354h,3358h,3364h,3368h,3374h,3378h,3384h,3388h,3394h,3398h,3400h,3404h,3408h,3414h,3418h,3424h,3428h,3434h,3438h,3444h,3448h,3454h,3458h,3464h,3468h,3474h,3478h,3484h,3488h,3494h,3498h,3500h,3504h,3508h,3514h,3518h,3524h,3528h,3534h,3538h,3544h,3548h,3554h,3558h,3564h,3568h,3574h,3578h,3584h,3588h,3594h,3598h,3600h,3604h,3608h,3614h,3618h,3624h,3628h,3634h,3638h,3644h,3648h,3654h,3658h,3664h,3668h,3674h,3678h,3684h,3688h,3694h,3698h,3700h,3704h,3708h,3714h,3718h,3724h,3728h,3734h,3738h,3744h,3748h,3754h,3758h,3764h,3768h,3774h,3778h,3784h,3788h,3794h,3798h,3800h,3804h,3808h,3814h,3818h,3824h,3828h,3834h,3838h,3844h,3848h,3854h,3858h,3864h,3868h,3874h,3878h,3884h,3888h,3894h,3898h,3900h,3904h,3908h,3914h,3918h,3924h,3928h,3934h,3938h,3944h,3948h,3954h,3958h,3964h,3968h,3974h,3978h,3984h,3988h,3994h,3998h,4000h,4004h,4008h,4014h,4018h,4024h,4028h,4034h,4038h,4044h,4048h,4054h,4058h,4064h,4068h,4074h,4078h,4084h,4088h,4094h,4098h,4100h,4104h,4108h,4114h,4118h,4124h,4128h,4134h,4138h,4144h,4148h,4154h,4158h,4164h,4168h,4174h,4178h,4184h,4188h,4194h,4198h,4200h,4204h,4208h,4214h,4218h,4224h,4228h,4234h,4238h,4244h,4248h,4254h,4258h,4264h,4268h,4274h,4278h,4284h,4288h,4294h,4298h,4300h,4304h,4308h,4314h,4318h,4324h,4328h,4334h,4338h,4344h,4348h,4354h,4358h,4364h,4368h,4374h,4378h,4384h,4388h,4394h,4398h,4400h,4404h,4408h,4414h,4418h,4424h,4428h,4434h,4438h,4444h,4448h,4454h,4458h,4464h,4468h,4474h,4478h,4484h,4488h,4494h,4498h,4500h,4504h,4508h,4514h,4518h,4524h,4528h,4534h,4538h,4544h,4548h,4554h,4558h,4564h,4568h,4574h,4578h,4584h,4588h,4594h,4598h,4600h,4604h,4608h,4614h,4618h,4624h,4628h,4634h,4638h,4644h,4648h,4654h,4658h,4664h,4668h,4674h,4678h,4684h,4688h,4694h,4698h,4700h,4704h,4708h,4714h,4718h,4724h,4728h,4734h,4738h,4744h,4748h,4754h,4758h,4764h,4768h,4774h,4778h,4784h,4788h,4794h,4798h,4800h,4804h,4808h,4814h,4818h,4824h,4828h,4834h,4838h,4844h,4848h,4854h,4858h,4864h,4868h,4874h,4878h,4884h,4888h,4894h,4898h,4900h,4904h,4908h,4914h,4918h,4924h,4928h,4934h,4938h,4944h,4948h,4954h,4958h,4964h,4968h,4974h,4978h,4984h,4988h,4994h,4998h,5000h,5004h,5008h,5014h,5018h,5024h,5028h,5034h,5038h,5044h,5048h,5054h,5058h,5064h,5068h,5074h,5078h,5084h,5088h,5094h,5098h,5100h,5104h,5108h,5114h,5118h,5124h,5128h,5134h,5138h,5144h,5148h,5154h,5158h,5164h,5168h,5174h,5178h,5184h,5188h,5194h,5198h,5200h,5204h,5208h,5214h,5218h,5224h,5228h,5234h,5238h,5244h,5248h,5254h,5258h,5264h,5268h,5274h,5278h,5284h,5288h,5294h,5298h,5300h,5304h,5308h,5314h,5318h,5324h,5328h,5334h,5338h,5344h,5348h,5354h,5358h,5364h,5368h,5374h,5378h,5384h,5388h,5394h,5398h,5400h,5404h,5408h,5414h,5418h,5424h,5428h,5434h,5438h,5444h,5448h,5454h,5458h,5464h,5468h,5474h,5478h,5484h,5488h,5494h,5498h,5500h,5504h,5508h,5514h,5518h,5524h,5528h,5534h,5538h,5544h,5548h,5554h,5558h,5564h,5568h,5574h,5578h,5584h,5588h,5594h,5598h,5600h,5604h,5608h,5614h,5618h,5624h,5628h,5634h,5638h,5644h,5648h,5654h,5658h,5664h,5668h,5674h,5678h,5684h,5688h,5694h,5698h,5700h,5704h,5708h,5714h,5718h,5724h,5728h,5734h,5738h,5744h,5748h,5754h,5758h,5764h,5768h,5774h,5778h,5784h,5788h,5794h,5798h,5800h,5804h,5808h,5814h,5818h,5824h,5828h,5834h,5838h,5844h,5848h,5854h,5858h,5864h,5868h,5874h,5878h,5884h,5888h,5894h,5898h,5900h,5904h,5908h,5914h,5918h,5924h,5928h,5934h,5938h,5944h,5948h,5954h,5958h,5964h,5968h,5974h,5978h,5984h,5988h,5994h,5998h,6000h,6004h,6008h,6014h,6018h,6024h,6028h,6034h,6038h,6044h,6048h,6054h,6058h,6064h,6068h,6074h,6078h,6084h,6088h,6094h,6098h,6100h,6104h,6108h,6114h,6118h,6124h,6128h,6134h,6138h,6144h,6148h,6154h,6158h,6164h,6168h,6174h,6178h,6184h,6188h,6194h,6198h,6200h,6204h,6208h,6214h,6218h,6224h,6228h,6234h,6238h,6244h,6248h,6254h,6258h,6264h,6268h,6274h,6278h,6284h,6288h,6294h,6298h,6300h,6304h,6308h,6314h,6318h,6324h,6328h,6334h,6338h,6344h,6348h,6354h,6358h,6364h,6368h,6374h,6378h,6384h,6388h,6394h,6398h,6400h,6404h,6408h,6414h,6418h,6424h,6428h,6434h,6438h,6444h,6448h,6454h,6458h,6464h,6468h,6474h,6478h,6484h,6488h,6494h,6498h,6500h,6504h,6508h,6514h,6518h,6524h,6528h,6534h,6538h,6544h,6548h,6554h,6558h,6564h,6568h,6574h,6578h,6584h,6588h,6594h,6598h,6600h,6604h,6608h,6614h,6618h,6624h,6628h,6634h,6638h,6644h,6648h,6654h,6658h,6664h,6668h,6674h,6678h,6684h,6688h,6694h,6698h,6700h,6704h,6708h,6714h,6718h,6724h,6728h,6734h,6738h,6744h,6748h,6754h,6758h,6764h,6768h,6774h,6778h,6784h,6788h,6794h,6798h,6800h,6804h,6808h,6814h,6818h,6824h,6828h,6834h,6838h,6844h,6848h,6854h,6858h,6864h,6868h,6874h,6878h,6884h,6888h,6894h,6898h,6900h,6904h,6908h,6914h,6918h,6924h,6928h,6934h,6938h,6944h,6948h,6954h,6958h,6964h,6968h,6974h,6978h,6984h,6988h,6994h,6998h,7000h,7004h,7008h,7014h,7018h,7024h,7028h,7034h,7038h,7044h,7048h,7054h,7058h,7064h,7068h,7074h,7078h,7084h,7088h,7094h,7098h,7100h,7104h,7108h,7114h,7118h,7124h,7128h,7134h,7138h,7144h,7148h,7154h,7158h,7164h,7168h,7174h,7178h,7184h,7188h,7194h,7198h,7200h,7204h,7208h,7214h,7218h,7224h,7228h,7234h,7238h,7244h,7248h,7254h,7258h,7264h,7268h,7274h,7278h,7284h,7288h,7294h,7298h,7300h,7304h,7308h,7314h,7318h,7324h,7328h,7334h,7338h,7344h,7348h,7354h,7358h,7364h,7368h,7374h,7378h,7384h,7388h,7394h,7398h,7400h,7404h,7408h,7414h,7418h,7424h,7428h,7434h,7438h,7444h,7448h,7454h,7458h,7464h,7468h,7474h,7478h,7484h,7488h,7494h,7498h,7500h,7504h,7508h,7514h,7518h,7524h,7528h,7534h,7538h,7544h,7548h,7554h,7558h,7564h,7568h,7574h,7578h,7584h,7588h,7594h,7598h,7600h,7604h,7608h,7614h,7618h,7624h,7628h,7634h,7638h,7644h,7648h,7654h,7658h,7664h,7668h,7674h,7678h,7684h,7688h,7694h,7698h,7700h,7704h,7708h,7714h,7718h,7724h,7728h,7734h,7738h,7744h,7748h,7754h,7758h,7764h,7768h,7774h,7778h,7784h,7788h,7794h,7798h,7800h,7804h,7808h,7814h,7818h,7824h,7828h,7834h,7838h,7844h,7848h,7854h,7858h,7864h,7868h,7874h,7878h,7884h,7888h,7894h,7898h,7900h,7904h,7908h,7914h,7918h,7924h,7928h,7934h,7938h,7944h,7948h,7954h,7958h,7964h,7968h,7974h,7978h,7984h,7988h,7994h,7998h,8000h,8004h,8008h,8014h,8018h,8024h,8028h,8034h,8038h,8044h,8048h,8054h,8058h,8064h,8068h,8074h,8078h,8084h,8088h,8094h,8098h,8100h,8104h,8108h,8114h,8118h,8124h,8128h,8134h,8138h,8144h,8148h,8154h,8158h,8164h,8168h,8174h,8178h,8184h,8188h,8194h,8198h,8200h,8204h,8208h,8214h,8218h,8224h,8228h,8234h,8238h,8244h,8248h,8254h,8258h,8264h,8268h,8274h,8278h,8284h,8288h,8294h,8298h,8300h,8304h,8308h,8314h,8318h,8324h,8328h,8334h,8338h,8344h,8348h,8354h,8358h,8364h,8368h,8374h,8378h,8384h,8388h,8394h,8398h,8400h,8404h,8408h,8414h,8418h,8424h,8428h,8434h,8438h,8444h,8448h,8454h,8458h,8464h,8468h,8474h,8478h,8484h,8488h,8494h,8498h,8500h,8504h,8508h,8514h,8518h,8524h,8528h,8534h,8538h,8544h,8548h,8554h,8558h,8564h,8568h,8574h,8578h,8584h,8588h,8594h,8598h,8600h,8604h,8608h,8614h,8618h,8624h,8628h,8634h,8638h,8644h,8648h,8654h,8658h,8664h,8668h,8674h,8678h,8684h,8688h,8694h,8698h,8700h,8704h,8708h,8714h,8718h,8724h,8728h,8734h,8738h,8744h,8748h,8754h,8758h,8764h,8768h,8774h,8778h,8784h,8788h,8794h,8798h,8800h,8804h,8808h,8814h,8818h,8824h,8828h,8834h,8838h,8844h,8848h,8854h,8858h,8864h,8868h,8874h,8878h,8884h,8888h,8894h,8898h,8900h,8904h,8908h,8914h,8918h,8924h,8928h,8934h,8938h,8944h,8948h,8954h,8958h,8964h,8968h,8974h,8978h,8984h,8988h,8994h,8998h,9000h,9004h,9008h,9014h,9018h,9024h,9028h,9034h,9038h,9044h,9048h,9054h,9058h,9064h,9068h,9074h,9078h,9084h,9088h,9094h,9098h,9100h,9104h,9108h,9114h,9118h,9124h,9128h,9134h,9138h,9144h,9148h,9154h,9158h,9164h,9168h,9174h,9178h,9184h,9188h,9194h,9198h,9200h,9204h,9208h,9214h,9218h,9224h,9228h,9234h,9238h,9244h,9248h,9254h,9258h,9264h,9268h,9274h,92

```

; /ret/more/ apagar
0ED5 01 db 01h ; no/filt
0ED6 01 db 01h ; no /pacemaker

0EB0 org cursor ; posiciones del cursor
0EB0 00 04 08 db 0h,4h,8h,0ch,20h,30h,34h
0EB3 0C 28 30 34 ; ventanas: 0 1 2 3 4 5 6

0EA0 org lissum
0EA0 00 01 02 db 00h,01h,02h,04h,08h,16h,32h,64h,28h
0EA3 04 08 16 32 64 28

```

**DIRECCIONES PARA CADA VENTANA**

```

0080 = wind0 equ 80h ; direcciones base display
0084 = wind1 equ 84h ;
0088 = wind2 equ 88h ; 2do cuadrante
008C = wind3 equ 8ch ;
00C0 = wind4 equ 0c0h ; 3er cuadrante
00C4 = wind5 equ 0c4h ; 4to cuadrante
00CC = wind6 equ 0cch ;

```

**INDICES DE TABLAS:**

```

0EE0 = display equ 0ee0h ; *direccion de direc. AND
0EF0 = tabla equ 0ef0h ; *ubicacion de la tabla
0F00 = avisos equ 0f00h ; *letreros AN13-091 y MFE9240
; en memoria ROM.
0EC0 = window equ 0ec0h ; *offset inicio de let. ven.
0ED0 = maxsp equ 0ed0h ; *inicio tabla maximos val.
0EB0 = cursor equ 0eb0h ; *inicio tabla contrimientos
0EA0 = lissum equ 0eah ; *lista conversion HEX-ASCII

```

```

0700 = dirtec equ 0700h ; dir en ROM prog inter tec
0F00 = dirtim equ 0f00h ; dir en ROM prog inter timer

```

**REGISTROS:**

```

0030 = keyboard equ 030h ; reg. ultima tecla oprimida
0031 = cuadro equ 031h ; registro del cuadrante
0032 = offset equ 032h ; registro del offset
0033 = ventana equ 033h ; reg. indica ventana actual
0034 = opcion equ 034h ; reg. indica opcion actual
0035 = talvez equ 035h ; reg. de posible opcion

0036 = regcdr equ 036h ; *Registros estado actual
0037 = regaut equ 037h ; disp. almacenan opcion
0038 = regvel equ 038h ; ; de cada ventana
0039 = reggain equ 039h ; ; de disp.
003A = regopr equ 03ah ;
003B = regfil equ 03bh ;
003C = regpace equ 03ch ;
003D = regret equ 03dh ; registro de reticula

0040 = divid01 equ 40h ; *divisor parte alta(MSB)
0041 = divid01 equ 41h ; *divisor parte baja(LSB)
0042 = divid1 equ 42h ; *divisor parte alta(MSB)
0043 = divid1 equ 43h ; *divisor parte baja(LSB)
0044 = cocet01 equ 44h ; *cociente parte alta(MSB)
0045 = cocet01 equ 45h ; *cociente parte baja(LSB)
0046 = resid01 equ 46h ; *residuo parte alta(MSB)
0047 = resid01 equ 47h ; *residuo parte baja(LSB)
0048 = temp01 equ 48h ; registro temporal
0049 = periodo equ 49h ; reloj para medir frec.
004A = timder equ 4ah ; tiempo p. derivacion(*qrss)

004B = csr equ 04bh ; reg. de incremento curs.
004C = count equ 04ch ; registro de cuenta cursor
004D = timoff equ 04dh ; registro tiempo apagado

0050 = number equ 50h ; reg. de num hexadecimal
0051 = cont equ 51h ; contador de corrimiento
0052 = regrot equ 52h ; registro rotandose

```

```

0053 = summ equ 53h ; suma total BCD empacado
0054 = cent equ 54h ; registro de centenas
0055 = decen equ 55h ; registro de decenas
0056 = unid equ 56h ; registro de unidades

```

**VARIABLES TIPO BIT**

```

00B0 = mby bit p3.0 ; mfebury bit
00B1 = std bit p3.1 ; bit de señal standardize
00B2 = dav bit p3.2 ; data available(teclado)
00B3 = qrs bit p3.3 ; pulso de complejo QRS
00B4 = ec bit p3.4 ; control encendido(1494)
00B5 = lfo bit p3.5 ; detector lead-fail-off
00B6 = sh bit p3.6 ; short circuit (diferencial)
00B7 = ala bit p3.7 ; bit alarma reg. MFE9240
0095 = stb bit p1.5 ; senal de strobe MFE9240

```

**ETIQUETAS DE PARAMETROS**

```

0002 = waitint equ 002h ; esperar autoinicializacion
009F = scaning equ 09fh ; magnitud del retraso tec.
001F = apagar equ 01fh ; tiempo rutina de apagado
0002 = sttime equ 002h ; tiempo puls. standardize
0015 = tempoff equ 015h ; BASE DE TIEMPO para medir
0000 = tempol equ 000h ; la frecuencia cardiaca
0070 = stack equ 070h ; ubicacion del stack pointer

```

**SERVICIO DE interrupcion del teclado.**

```

0003 org 0003h ;int0-0003h
0003 020700 jmp teckey16
0700 org dirtec
0700 53A8FA teckey16: and ie,#11111010b ;apaga inter tec.
QRS:(0E1)
0703 78FF mov r0,#0fh
0705 D8FE key16 djnz r0,key16
0707 E5.00 mov a,p2
0709 540F and a,#0fh ;teclado (nibble)
070B 900E00 mov dptr,tabla ;
070E 93 movc a,#a+dptr ;keyboard+(tabla-teclado)
070F F530 mov keyboard,a ;keyboard|030h(en ASCII)

0711 E5B0 contec: mov a,p3 ;Ento obliga a que espere
0713 5404 and a,#04h ;el sistema hasta que la
0715 B404:9 cjne a,#04h,contec ;tecla haya sido liberada.

0718 758172 mov sp,#72h ;debe ser stack-2
071B 12030E lcall andbusy
071E 32 ret

```

**SERVICIO de interrupcion para frecuencia cardiaca**

```

0013 org 0013h ;int1-0013h
0013 020F00 jmp inter1
0F00 org dirtam
0700 C2 A4 inter1: clr exl ;apaga interr QRS (e1)
0102 7540:01 mov divid01,tempol
0103 7541:01 mov divid0L,tempol
0104 1205A6 lcall divide ;realiza division
010B 854556 mov number,cocet01 ;cociente de la division
010E 5161 key convert ;bin->bcd->ASCII
0111 7ECA mov r6,#0c0ah ;.Truncacion centenas (disp)

```

```

0F13 AF54      mov r7,centen
0F15 1204D8   lcall andavi ;ANDAVI(R6=dir,R7=datos)
0F18 7C7B     mov r6,#0c0h ;Ubicacion decenas (disp)
0F1A AF55     mov r7,docen
0F1C 1204D8   lcall andavi ;ANDAVI(R6=dir,R7=datos)
0F1F 7ECC     mov r6,#00ch ;Ubicacion unidades (disp)
0F21 AF56     mov r7,unid
0F23 1204D8   lcall andavi ;ANDAVI(R6=dir,R7=datos)

```

```

0F26 1581     dec sp ;Este truco permite que
0F28 1581     dec sp ;regrese al inicio de la
0F2A A981     mov r1,sp ;subrutina frcard al
0F2C 19       dec r1 ;regreso de la
0F2D 17       dec @r1 ;interrupcion
0F2E 17       @r1
0F2F 17       dec @r1
0F30 32       reti

```

```

008A 7C31     mov r4,#00110001h ;sb=1,-rst=1,d=c=0,
;w=a=0,ch=0,as=1
008C 120544   lcall mfcocm ;subr comandos MFE
008F 7B70     mov r3,#70h ;grid 5mm,1mm,chan0
0091 7C35     mov r4,#00110101h ;sb=1,-rst=1,d=c=0,
;w=a=0,ch=0,as=1
0093 120544   lcall mfcocm
0096 783C     mov r0,#03ch ;tiempo para observar
0098 1202F8   lcall espera ;letero de encendido
009B 753300   mov ventana,#0h
009E 753500   mov talvez,#0h
00A1 753400   mov opcion,#0h
00A4 120293   lcall dispate

```

\*\*\*SELECCION DE OPCIONES DELE C G.\*\*\*  
 \*\*SELECCION DE VENTANA:

```

0026          org 26h
0026 75B0ED   inicio mov p3,#11011010h ;mantiene encendida
fuente

```

```

;comutada al presionar un
;switch de encendido N.A.
;conecta pin14 con pin13.

```

```

0029 758000   mov p2,#0h
002C 75A00F   mov p2,#0fh
002E 53A0CF   sel p2,#11001111b ;(DEC:none)
0032 758170   mov sp,#stack ;sp en scratchpad area(70-7F)

```

INICIALIZACION DE REGISTROS DE ESTADO (al

```

encender)
0035 753600   mov regder,#0h ;derivacion 1
0038 753700   mov regaut,#0h ;manual
003B 753801   mov regvel,#1h ;25 mm/s
003E 753901   mov reggan,#1h ;10 cm mV
0041 753A01   mov regopr,#1h ;imprimir
0044 753B00   mov regfil,#0h ;no filtro 45Hz
0047 753C00   mov regpac,#0h ;no filtro 25Hz
004A 753D00   mov regtra,#0h ;con tritcula

```

INICIALIZACION DISPLAY:

```

004D 12050E   lcall andbusy ;busy flag=0?
0050 7D3E     mov r5,#038h ;Function set
0053 1204C9   lcall andcom ;ejecuta comando
0055 7D01     mov r5,#000h ;Display off
0057 1204C8   lcall andcom ;ejecuta comando
005A 7D01     mov r5,#001h ;clear display
005C 1204C8   lcall andcom ;ejecuta comando
005F 7D04     mov r5,#004h ;entry mode set
0061 1204C8   lcall andcom ;ejecuta comando
0064 7D0F     mov r5,#001h ;Display on
0066 1204C8   lcall andcom ;ejecuta comando

```

ENCABEZADO DEL DISPLAY:

```

0069 753400   mov opcion,#00h
006C 753180   mov cuadro,#wind ;primer renglon
006F 7532AB   mov ofset,#0ab ;ECC-Cod SS@#
0072 1204F8   lcall letero
0075 7531C0   mov cuadro,#wind ;segundo renglon
0078 75321A   mov ofset,#0bah ;' ' MEX-94@#
007B 1204F8   lcall letero

```

INICIALIZACION REGISTRADOR:

```

007E 120572   lcall mfebacy ;mfebacy= 0?
0081 7B1F9    mov r3,#0F9h ;default conditions
0083 7C21     mov r4,#00100001h ;sb=1,-rst=0,d=c=0,
;w=a=0,ch=0,as=1
0085 120544   lcall mfcocm ;subr comandos MFE
0088 7B1F9    mov r3,#0F9h ;default conditions

```

```

00A7 12044E   principal lcall off ;subrutina de apagado
00AA E530     mov a,keyboard ;keyboard [030h]
00AC B42110   vencom1: cjne a,#21h,vencom2 ;incrementar ventana
00AF E533     mov a,ventana
00B1 B40606   cjne a,#6h,neq1
00B4 753300   mov a,ventana,#0h ;la minima ventana
00B7 0200A7   ljmp principal
00BA 0533     neq1 inc ventana
00BC 0200A7   ljmp principal
00BF B42210   vencom2: cjne a,#22h,vencom3 ;decrementar ventana
00C2 E533     mov a,ventana
00C4 B40006   cjne a,#0h,neq2
00C7 753306   mov a,ventana,#06h ;la ventana maxima
00CA 0200A7   ljmp principal
00CD 1533     neq2: dec ventana
00CF 0200A7   ljmp principal
00D2 B42310   vencom3: cjne a,#23h,vencom4 ;aceptar ventana
00D5 900036   mov dptr,#regder ;registro en RAM
00D8 E533     mov a,ventana
00DA 2582     add a,dpl
00DE F8       mov r0,a
00E1D 8634    mov opcion,@r0 ;opcion=*(regder-ventana)
00E3F 853435  mov talvez,opcion
00E2 0200FD   ljmp continua
00E5 B42406   vencom4: cjne a,#24h,numero ;regreso menu de
;ventanas
00E8 753300   mov a,ventana,#0h ;regresa a la ventana
00EB 0200A7   ljmp principal

```

```

; eleccion numerica:
00EE 540F     numero: anl a,#0fh ;Convierte a valor numerico
00F0 F8       mov r0,a
00F1 9407     subb a,#7h
00F3 4003     jc valido
00F5 0200A7   ljmp principal
00F8 8833     valido: mov ventana,r0
00FA 0200A7   ljmp principal

```

SELECCION DE OPCION DE VENTANA:

```

00FD 1202C0   continua: lcall escribe
;DESCRIBE(VENTANA,TALVEZ)
0100 12044E   lcall off
0103 E530     mov a,keyboard ;keyboard [030h]
0105 B42116   opcom1: cjne a,#21h,opcom2 ;incrementar probable
opcion
0108 A835     mov r0,talvez
010A E533     mov a,ventana
010C 900ED0   mov dptr,#maxop
010F 93       movc a,dptr ;a=*(maxop+ventana)
0110 B50606   cjne a,r0,neq1
0113 753500   mov talvez,#0h

```

```

0116 0200FD      ljmp continua
0119 0535      mreq1: inc talvez
011B 0200FD      ljmp continua
011E B4215      opcom2: cjne a,#23h,opcom3 ;decrementar probable
opcion
0121 A835      mov r0,talvez
0123 B9000D     cjne r0,#0h,prs
0126 E533      mov a,ventana
0128 900E0D     mov dptr,#maxop
0129 9135      mov a,@a+dptr ;a:*(maxop+ventana)
012C F535      mov talveza
012E 0200FD      ljmp continua
0131 1535      prs: dec talvez
0133 0200FD      ljmp continua
0136 B4210C     opcom3: cjne a,#23h,opcom4 ;aceptar probable
opcion
0139 853434     mov opcion,talvez
013C 12015F     kall ejecuta
;FJ(CUITA/VENTANA,OPCION)
013F 120293     kall dispstate ;restata estado display
0142 0200FD      ljmp continua ;
0145 B34206     opcom4: cjne a,#24h,opnum ;regresar menu de
ventana
0148 120293     kall dispstate ;restaurar estado actual
014B 0200A7     ljmp principal ;?
014E 540F      opnum: anl a,#0fh ;Selec numerica de ventana
0150 F8        mov r8,a
0151 900E0D     mov dptr,#maxop
0154 F533      mov a,ventana
0156 9135      mov a,@a+dptr ;a:*(maxop+ventana)
0157 98        subb a,r0
0158 4002      jc novalid
015A 8835      mov talvez,r0
015C 0200FD      novalid: ljmp continua

```

\*\*\*\*\*  
;SUBROUTINA de ejecucion de opcion  
;EJECUTA(VENTANA,OPCION)  
\*\*\*\*\*

```

015F A933      ejecuta: mov r1,ventana
0161 A834      mov r0,opcion
0163 B90010     cjne r1,#0h,autos
0166 E534      deriva: mov a,opcion
0168 853436     mov regval,opcion ;En esta seccion es,ribamos
016B 540F      anl a,#0fh ;derivacion correspondiente
016D AA80      mov r2,p0 ;en el amplificador atraves
016F 5302F0     anl r2,#0F0h ;del acoplamiento optico.
0172 4A      cel a,r2
0173 F580      mov p0,a
0175 22      ret
0176 B90104     autos: cjne r1,#1h,velocid
0179 853437     mov regval,opcion
017C 22      ret
017D B90204     velocid: cjne r1,#2h,gain
0180 853438     mov regvel,opcion
0183 22      ret
0184 B90327     gain: cjne r1,#3h,oper
0187 853439     mov reggain,opcion
018A B8000A     cjne r0,#0h,gain2
018D E580      gain1: mov a,p0
018F 54CF      anl a,#0cfh
0191 7A00      mov r2,#0cfh
0193 4A      cel a,r2
0194 F580      mov p0,a
0196 22      ret
0197 B8010A     gain2: cjne r0,#1h,gain3
019A E580      mov a,p0
019C 54CF      anl a,#0cfh
019E 7A10      mov r2,#10h
01A0 1A      cel a,r2

```

```

01A1 F580      mov p0,a
01A3 22      ret
01A4 E580      gain3: mov a,p0
01A6 54CF      anl a,#0cfh
01A8 7A20      mov r2,#20h
01AA 4A      cel a,r2
01AB F580      mov p0,a
01AD 22      ret
01AE B90409     oper: cjne r1,#4h,filtr1
01B1 85343A     mov regop,opcion
01B4 B80015     cjne r0,#0h,imprime
01B7 0201BD     ljmp parar
01BA 020274     filtr1: ljmp filter
;parar:
01BD 7B40      jnb sh ;>metal short circuit
01BF 7C35      mov r3,#0h ;channel off
;w/a: 0, ch=0, ss=1
01C1 120544     kall mfccom
01C4 7BFF      mov r3,#0fh ;stop chart
01C6 7C35      mov r4,#00110101b ;sb=1,rs=1,d,c=0,
;w/a=0, ch=0, ss=1
01C8 120544     kall mfccom ;
01CB 22      ret
01CC B80136     imprime: cjne r0,#1h,frq
01CF A837      mov r0,regaut
01D1 B80007     manual: cjne r0,#0h,auto3
01D4 120330     kall standard
01D7 753500     mov talvez,#0h ;talvez parar registro
01DA 22      ret
01DB B8010C     auto3: cjne r0,#1h,auto6
01DE 75A403     mov timder,#3h ;tres complejos qrs
01E1 120303     kall sequence
01E4 753400     mov opcion,#0h
01E7 0201BD     ljmp parar
01EA B8020C     auto6: cjne r0,#2h,auto9
01ED 75A406     mov timder,#6h ;seis complejos qrs
01F0 120303     kall sequence
01F3 753400     mov opcion,#0h
01F6 0201BD     ljmp parar
01F9 75A409     auto9: mov timder,#9h ;nove complejos qrs
01FC 120303     kall sequence
01FF 753400     mov opcion,#0h
0202 0201BD     ljmp parar
0205 B8022A     freq: cjne r0,#2h,motor
0208 7D01      mov r5,#01h ;clear display
020A 1204C8     l,call and,com ;ejecuta comando
020D 753400     mov opcion,#00h
0210 753180     mov cuadro,#wind0 ;primer renglon
0213 7532C8     mov offset,#0d8h ;Frec. Cardiacas;q
0216 1204F8     kall letters
0219 7531C0     mov cuadro,#wind4 ;segundo renglon
0222 7532D8     mov offset,#0d8h ;lat.min:q'0d8h
0225 1204F8     kall lettero
0228 D2AF      seb ca ;enable all
022A D2A8      seb ex0 ;e0=1
0226 30H3FD     pacien: jnb qrs,pacien
0229 D2AA      seb ex1 ;e1=1
022B 120578     kall frcard ;Cardiotacometro
022E 120293     kall dispstate ;restata estado display
0231 22      ret
0232 B8031E     motor: cjne r0,#3h,reticula
0235 7BE7      mov r3,#0e7h ;analogue waveform
0237 7C31      mov r4,#00110001b ;sb=1,rs=1,d,c=0,
0239 120544     kall mfccom ;w/a=0, ch=0, ss=1
023C 78A6      mov r0,#0a6h ;recurrer papel 1cm.
023E 7BF5      step: mov r3,#0D3h ;single step
0240 7C31      mov r4,#00110001h
;sb=1,rs=1,d,c=0,w,a=0,
0242 120544     kall mfccom ;ch=0,ss=1

```

```

0245 7AFF      mov r2,#0fh
0247 DAFE      masin: djnz r2,masin
0249 D8F3      djnz r0,atpp
024B 7BFF      mov r3,#0fh ;top char
024D 7C35      mov r4,#00110101b ;sb-1,;rst=1,d;-c=0,
                ;w;-a=0,;ch=0,;ss=1
024F 120544    lcall mfcosm ;
0252 22      ret

```

```

0253 B8040B    reticula: cjne r0,#4,notetic
0256 753D00    mov regret,#0h
0259 7B70      mov r3,#70h ;grid:5mm,1mm,chan0
025B 7C35      mov r4,#00110101b ;sb-1,;rst=1,d;-c=0,
                ;w;-a=0,;ch=0,;ss=1
025D 120544    lcall mfcosm ;w;-a=0,;ch=0,;ss=1
0260 22      ret

```

```

0261 B8050A    notetic: cjne r0,#5,hapagr
0264 753D01    mov regret,#1b
0267 7B60      mov r3,#60h ;blark or no grid
0269 7C35      mov r4,#00110101b ;sb 1,;rst=1,d;-c=0,
026B 120544    lcall mfcosm ;w;-a=0,;ch=0,;ss=1
026E B80602    spagr: cjne r0,#0G,nada
0271 D21B4     scb oc ;apagar sistema
0273 22      ret

```

```

0274 B9050E    filter: cjne r1,#5,hpacmake
0277 85343B    mov regfilt,opcion
027A B80004    nofilter: cjne r0,#0h,yesfilt,fitro 100 Hz
027D 53803F    and p0,#00111111b ;p0.7-0.p0.6 *
0280 22      ret

```

```

0281 438040    yesfilt: orl p0,#01000000b ;p0.7=1,p0.6=*
0284 22      ret

```

```

0285 85343C    pacmake: mov regpac,opcion
0288 B80004    cjne r0,#0h,yospace
028B 53807F    hopace: andl p0,#01111111b ;p0.7-* ;p0.6=0
028E 22      ret

```

```

028F 438080    yespace: orl p0,#10000000b ;p0.7=0,p0.6=1
0292 22      ret

```

```

;SUBROUTINA de escritura de reg de estado
;DISPSTATE()

```

```

0293 C033      dispstate: push ventana
0295 C034      push opcion
0297 C035      push talvez
0299 753300    mov ventana,#0h
029C 7D01      mov r5,#01h ;clear display
029E 1204C8    lcall andcom ;ejecuta comando
02A1 900036    headline: mov dptr,#regder ;registro en RAM
02A4 E533      mov a,ventana
02A6 2582      add a,dptr
02A8 F8      mov r0,a
02A9 E6      mov a,@r0 ;talvez*(regder-ventana)
02AA F535      mov talvez,a
02AC 853534    mov opcion,talvez
02AF 1202C0    lcall escribe
;ESCRIBE(VENTANA,TALVEZ)
02B2 0533      inc ventana
02B4 E533      mov a,ventana
02B6 B407E8    cjne a,#07h,headline
02B9 D035      pop talvez
02BB D034      pop opcion
02BD D033      pop ventana
02BF 22      ret

```

```

;SUBROUTINA de escritura de ventana-posible opcion(talvez)
;ESCRIBE(VENTANA,TALVEZ)

```

```

02C0 900EED    escribe: mov dptr,#display
02C3 E533      mov a,ventana
02C5 93      movc a,@a+dptr ;a=(display + ventana)
02C6 7531      mov cuadro,a
02C8 900E0C    mov dptr,#window ;offset de ventana
02CB E533      mov a,ventana
02CD 93      movc a,@a+dptr ;a=*window+ventana)
02CE A935      mov r1,talvez
02D0 B90006    cjne r1,#0h,noteq
02D3 F532      mov offseta ;offset=a*(window - ventana)
02D5 1204F8    lcall letrero
02D8 22      ret

```

```

02D9 19      noteq: mov r1,a ;offset de la primera opcion
02DA 7800      mov r0,#0h
02DC 7A00      mov r2,#0h
02DE 900B00    mov dptr,#avisor
02EE 08      agreg: inc r0
02EF E9      mov a,r1
02F1 28      add a,r0 ;offset de opcion primera-r0
02F4 93      movc a,@a+dptr
                ;a=(avisor+offset(ventana)-r0)
02F5 B440F9    cjne a,#0,agreg ;contenido de op. la -r0
02F8 0A      inc r2 ;R2 anota la ocurrencia de %
02F9 E535      mov a,talvez
02EB B502F3    cjne a,r2,agreg ;Es la opcion que buscamos?
02EE E9      mov a,r1 ;Repite la construccion de
02F1 28      add a,r0 ;el offset final en caso de
02F0 2401      add a,#1h ;estar en lo correcto v
02F2 F532      mov offseta ;se recorte un lugar mas.
02F4 1204F8    lcall letrero
02F7 22      ret

```

```

;SUBROUTINA de espera variable.
;ESPERA(R0=retardo)
;T=1/Fase
;time=r0*tr2*(24*T+3+12*T)-12*T)-24*T
;Si r2=83,r3=100,r0=1,time=0.05

```

```

02F8 7A53      espera: mov r2,#053h ;Oscillator periods*12
02FA 7B64      time: mov r3,#064h ;Oscillator periods*12
02FC DBFE      sigtie: djnz r3,sigtie ;Oscillator periods-24
02FE DAFA      djnz r2,time ;Oscillator periods*24
0300 D8F6      djnz r0,espera ;Oscillator periods*24
0302 22      ret ;Oscillator periods-24

```

```

;SUBROUTINA de succionacion de derivaciones
;SECUCEN(timder)

```

```

0303 753300    secucen: mov ventana,r0h
0306 753400    mov opcion,#0h
0309 853435    salta: mov talvez,opcion
030C 12015F    lcall ejecuta
;EJECUTA(VENTANA,OPCION)
030F 1202C0    lcall escribe
;ESCRIBE(VENTANA,TALVEZ)
0312 30H21A    jnb dav,interrum ;salta si llama el teclado)
0315 120330    lcall standard ;STANDARDIX)
0318 AR4A      mov r0,timder ;Espera la aparicion de
031A 20B3FD    noqr: jh qrs,noqr ;el complejo qrs y luego
031D 30H20F    jnb dav,interrum ;(salta si llama el teclado)
0320 30B3FD    noqr0: jnb qrs,noqr0 ;lo va contando hasta
0323 1D8F5     djnz r0,noqr ;que sean timder qrs.

```

```

0325 0534      inc opcion
0327 A934      mov r1,opcion
0329 B9CDD     cjne r1,#0,;salta
032C 753400    mov opcion,#0h
032F 22      interrump ret

```

\_\_\_\_\_  
SUBROUTINA de señal de calibración y encendido  
(STANDARDY)  
\_\_\_\_\_

```

0330 C2B6 standard: clr sh ;apagar señal de e e dif
0332 7B40 mov r3,#40h ;channel 0 off
0334 7C35 mov r4,#00110101b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
0336 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

0339 7BFF mov r3,#0fh ;stop chart
033B 7C35 mov r4,#00110101b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
033D 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

0340 120402 ;call falla ;revisa electrodo
0343 120419 ;call alarma ;revisa problemas MIF9240

0346 7DE7 mov r3,#0e7h ;analog waveform
0348 7C31 mov r4,#00110001b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
034A 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

034D 7BF3 mov r3,#0Bh ;single channel
034F 7C35 mov r4,#00110101b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
0351 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

0354 7B48 mov r3,#48h ;channel 0 on
0356 7C31 mov r4,#00110001b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
0358 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

035B 7B41 mov r3,#41h ;channel 1 off
035D 7C31 mov r4,#00110001b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
035F 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

;E2 E53D mov a,regret
;E6 B4000A ;c1: ejne a,#0h,norte
;E7 7B70 mov r3,#70h ;grid 5mm,1mm,channel0
;E9 7C35 mov r4,#00110101b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
;EB 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1
;ED 03037A jmp lib1
;E7 7B60 norte: mov r3,#60h ;blank or no grid
;E9 7C35 mov r4,#00110101b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
;EB 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

;E7 7804 mov r0,#4h ;Esta parte es para asegurar
;E7A 20B3FD lib1: jb qrs,lib1 ;que no habra impresion
;E7D 20B201 jnb dav,mant1 ;(salta si no llama el teclado)
;E80 22 ret
;E81 30B3FD mant1: jnb qrs,mant1 ;hasta detectar algunos
;E84 D8F4 djnz r0,lib1 ;pulsos de qrs

; ; señal de coelo circuito diferencial:
; ; (duracion:0.1 seg.)
;E6 D2B6 setb sh ;señal short circuit

;E8 7800 mov r3,#00h ;button test overlay
;E8A 7C31 mov r4,#00110001b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
;E8C 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

;E8F E536 mov a,regdir ;describir derivacion
;E91 75F004 mov b,#4h
;E94 A4 mul ab
;E95 F532 mov offseta ;
;E97 120528 ;call mferreg ;MFEREG(OFFSET)

;E9A 7B5B mov r3,#7 ;dato o aviso ASCII
;E9C 7C39 mov r4,#00111001b ;sb=1,rs=1,d=c=1,
;E9E 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

;E9E 120544 ;call mfercom
;E9F E539 mov a,regain ;escritura ganancia

```

```

03A3 75F004 mov b,#04h
03A6 A4 mul ab
03A7 2453 add a,#53h ;Offset=#53h +4*reggain
03A9 F532 mov offseta ;
03AB 120528 ;call mferreg ;MFEREG(OFFSET)

;E9E 7532E1 mov offset,#0e0h ;cmvntV@ -0e1h
;E9F 120528 ;call mferreg ;MFEREG(OFFSET)

;E9A 7B5D mov r3,#7 ;dato o aviso ASCII
;E9C 7C39 mov r4,#00111001b ;sb=1,rs=1,d=c=1,
;E9E 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

;E9B 120544 ;call mfercom
;E9D 12053C ;call endreg

;E9E E538 mov a,regvel ;revisa velocidad actual
;E9F B40005 ejne a,#0h,vel2
;E9C 7BEEA vel1: mov r3,#0eah ;vel=25 mm/seg
;E95 0203D2 jmp velid
;E9C B40105 vel2: ejne a,#1h,vel3
;E9B 7BEE9 mov r3,#0e9h ;vel=50 mm/seg
;E9D 0203D2 jmp velid
;E9A 7BEEB vel3: mov r3,#0ebh ;vel=10 mm/seg
; ; Inicio del registro (al fijar velocidad de
; ; impresion en MIF-9240)
;E9D 7C31 velid: mov r4,#00110001b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
;E9A 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=1

;E9D 7802 mov r0,#stptime
;E9D 1202FR ;call espera

; ; señal de standardize(duración:0.1 seg.)
;E9C D2B1 setb sh ;señal de calibración
;E9E 7802 mov r0,#stptime
;E9D 1202FR ;call espera
;E9C C2B1 clr sid ;apagar señal calibración
;E95 7802 mov r0,#stptime
;E97 1202FR ;call espera

; ; señal de standardize(duración:0.1 seg.)
;E9FA D2B1 setb sh ;señal de calibración
;E9EC 7802 mov r0,#stptime
;E9FE 1202FR ;call espera
;E9F1 C2B1 clr sid ;apagar señal calibración
;E9F3 7802 mov r0,#stptime
;E9F5 1202FR ;call espera
;E9F8 C2B6 clr sh ;apagar señal de e e dif

; ; comando para indicar velocidad actual
;E9FA 7B00 mov r3,#030h ;chart speed on
;E9FC 7C30 mov r4,#00110000b ;sb=1,rs=1,d=c=0,
;E9FE 120544 ;w=a=0,cb=0,sa=0
;E9A1 22 ;call endlatd ret

;SUBROUTINA de revision de electrodo suelto
;FALLAQ)
;E402 301501 falla: jnb flo,falla ;Salta si flo=0
;E405 22 ret
;E406 7531CD fail: mov cuadro,#wind4 ;segundo renglon
;E409 7532E8 mov offset,#0e0h ;ELECTRODO SUELTO?
;E40B 0e2h

;E40C 1204FR ;call letrero
;E40F 301206 lead: jnb dav,pendalla ;(salta si llama teclado)
;E412 30B5FA jnb flo,lead ;Salta si flo=0
;E415 120293 ;call dispstate ;restaurar estado actual
;E418 22 ;call endfalla ret

;SUBROUTINA de estado de alarma en registrador
;ALARMAQ)

```

```

0419 30B701 alarma: jnb ala,probl ;Salta si ala=0
041C 22      ret
041D 7D01  probl: mov r5,#001h ;clear display
041F 1204C8 lcall andcom ;ejecuta comando
0422 7531a0 mov cuadro,*wind0 ;primer renglon
0425 7532F9 mov offset,*0Fh ;'ERROR!@'
0428 1204F8 lcall letro ;
042B 75318a mov cuadro,*wind2 ;primer renglon
042E 7532F9 mov offset,*0Fh ;'ERROR!@'
0431 1204F8 lcall letro ;
0434 7531C0 mov cuadro,*wind4 ;segundo renglon
0437 7532F9 mov offset,*0Fh ;'ERROR!@'
043A 1204F8 lcall letro ;
043D 7531C8 mov cuadro,*wind5 ;segundo renglon
0440 7532F9 mov offset,*0Fh ;'ERROR!@'
0443 1204F8 lcall letro ;
0446 7805  mov r0,#05h ;tiempo para observar
0448 1202F8 lcall espera ;letro
044B D2B4  setb oc ;apaga sistema
044D 22      ret
-----
;SUBROUTINA de apagado (off)
;OFF)
-----
044E 75A881 off:  mov ic,*10#00001b ;interrupt enable
                ;1=0,51=0,30=0,0,0,0=1
0451 75B801  mov ip,*00#00001b ;interrupt priority

0454 754DF7 tiempo: mov timof,*01h

0457 7D02  mov r5,#02h ;cursor return home
0459 1204C8 lcall andcom
045C 90EEB0 mov dptr,*cursor
045F E533  mov a,*ventana
0461 93     movc a,*ga+dptr
0462 E54B  mov crta ;crta=*(cursor+ventana)
                ;
                ; (crta:posicion base del cursor segun ventana)
                ;
0464 754C00  mov count,*0h
                ;
                ; (count:indica cuenta de posicion real
                ; del cursor en display)
0467 E54C  cur:  mov a,count
0469 B54B02 cjne a,*crta,curnt
046C 8177  ajmp yapos ;a esta posicionado

046E 7D14  curnt: mov r5,*00010100b ;cursor.AC=AC-1
0470 1204C8 lcall andcom ;comandos sencillos
0473 054C  inc count
0475 8167  ajmp cur
0477 E533  yapos: mov a,*ventana
0479 B10408 cjne a,*04h,compos
047C E54B  mov a,*crs
047E 2407  add a,*7h
0480 F9  mov r1,a
0481 020489 jmp incur
0484 E54B  compos: mov a,*crs
0486 2403  add a,*3h
0488 F9  mov r1,a
0489 7D14  incurr: mov r5,*00010100b ;cursor.AC=AC-1
048B 1204C8 lcall andcom

048E 7D20  mov r3,#020h ;
0490 78FF  sur4:  mov r0,*0FFh ; Retardo
0492 D8FE  sur1:  djnz r0,sur1 ;
0494 DBFA  djnz r3,sur4

0496 054C  inc count
0498 E54C  mov a,*count
049A B501EC cjne a,r1,incurr
049D 7D10  decour: mov r5,*00010000b ;cursor.AC=AC-1
049F 1204C8 lcall andcom

```

```

04A2 7H20  mov r3,#020h ;
04A4 78FF  sur5:  mov r0,*0FFh ; Retardo
04A6 D8FE  sur2:  djnz r0,sur2 ;
04A8 DBFA  djnz r3,sur5

```

```

04AA 154C  dec count
04AC E54C  mov a,*count
04AE B54BEC cjne a,*crs,deccur

```

```

04B1 D54DD5 djnz timof,incurr
04B4 7D01  mov r5,#001h ;clear display
04B6 1204C8 lcall andcom ;ejecuta comando
04B9 7531a0 mov cuadro,*wind1 ;primer renglon
04BC 7532F9 mov offset,*0Fh ;'APAGAR!@'
04BF 1204F8 lcall letro
04C2 D2B4  setb oc

```

```

;Con esto se apaga la fuente conmutada/pasa
;por inversor y de ahí al encendido de fuente
;C.I.1494 pin15)
04C4 020489 stop:  jmp incurr
04C7 22  regresa: ret

```

```

-----
;SUBROUTINA comandos sencillos AND=491
;ANDCOM(R5 comando)
-----

```

```

04C8 53A0CF andcom: anl p2,*11001111b ;(DEC:none) ;sh
04CB 53A03F anl p2,*00111111b ;r/w=0 r=0 escribe en IR
04CE 8D90  mov p1,r5 ;comando IR
04D0 43A030 anl p2,*00110000b ;(DEC:display)
04D3 60  nop
04D4 120501 lcall andbusy ;busyflag=0?
04D7 22  ret

```

```

-----
;SUBROUTINA de despliegue avisos AND=491
;ANDAV(R6=direccion,R7=datos)
-----

```

```

04D8 12050E andavi: lcall andbusy ;busyflag=0?
04DB 53A0CF anl p2,*11001111b ;(DEC:none)
04DE 53A03F anl p2,*00111111b ;r/w=0 r=0 escribe
en IDRAM
04E1 BE90  mov p1,r6 ;direccion IDDRAM
04E3 43A030 anl p2,*00110000b ;(DEC:display)
04E6 12050E lcall andbusy ;busyflag=0?
04E9 53A03F anl p2,*00111111b ;r/w=0 r=0
04EC 43A040 anl p2,*01000000b ;r1=r w=0 dato
04EF 8F90  mov p1,r7 ;dato o caracteres
04F1 43A030 anl p2,*00110000b ;(DEC:display)
04F4 53A0CF anl p2,*11001111b ;(DEC:none)
04F7 22  ret

```

```

-----
;SUBROUTINA de letras completas
;(LE1)RERO(CUADRO,OITNET)
-----

```

```

04F8 900EB0 letro:  mov dptr,*avisos
04FB E532  mov a,*offset
04FD 93  mov a,*a+dptr
04FF AE31  otravez: mov r6,*cuadro ;direccion AND
0500 FF  mov r7,a ;estructur AND
0501 1204D8 lcall andavi
0504 0531  inc cuadro
0506 A3  inc dptr
0507 E532  mov a,*offset
0509 93  movc a,*a+dptr
050A B440F1 cjne a,*@,otravez
050D 22  ret

```

```

-----
;SUBROUTINA de lectura de ocupado display
;ANDBUSY()
-----

```

```

050E 53A0CF andbusy: anl p2,*11001111b ;(DEC:none)
0511 53A03F anl p2,*00111111b ;r/w=0 leer

```



```

0514 43A08U   ori p2,#10000000b ;w=1 ;busflag
0517 43A030   ori p2,#00110000b;p2.5=1,p2.4=1 (display)
051A 7590FF   mov p1,#11111111b ;para que pueda leer p1
051D E590   andi#f:   mov a,p1
051F 5480   anl a,#10000000b
0521 B400F9   cjne a,#0h,andi#f ;busflag=0?
0524 53A0CF   anl p2,#11001111b ;(DEC:none)
0527 22     ret

```

```

;SUBROUTINA de letras en registrador mfe-9240
;MFEREG(OFFSET)

```

```

0528 900B00  mfereg: mov dptr,#avisos
052B E532   mov a,offset
052D 93     mov a,@a+dptr ;a=#(avisos+offset)
052E 7B   otra:  mov r3,a ;dato o aviso ASCII
052F FC39   mov r4,#00111001b ;sb=1, rst=1, d<=1,
           ;w#a=0, ch=0, sa=1
0531 120544  lcall mfecom

```

```

0534 A3     inc dptr
0535 E532   mov a,offset
0537 93     movc a,@a-dptr
0538 B440F3  cjne a,#@,otra
053B 22     ret

```

```

;SUBROUTINA complemento indica fin de datos impresion
;ENDREG()

```

```

053C 7B0A   endreg: mov r3,#0ah ;Tambien puede usarse 0ah
053E 7C39   mov r4,#00111001b ;sb=1, rst=1, d<=1,
           ;w#a=0, ch=0, sa=1
0540 120544  lcall mfecom ;and print
0543 22     ret

```

```

;SUBROUTINA de introd de comandos al mfe-9240
;MFECOM(R3=dat/om,r4=control)

```

```

0544 120572  mfecom: lcall mfebussy ;Subrutina de ocupado
0547 8B90   mov p1,r3 ;r3=datos o comandos
0549 53A0CF  anl p2,#11001111b ;p2.5=0,p2.4=0 (none)
054C 43A010  ori p2,#00010000b ;p2.5=0,p2.4=1 (data/and)
054F 53A0CF  anl p2,#11001111b ;(DEC:none)
0552 8C90   mov p1,r4 ;r4=mbay,mst,c/d,w/a,chsus
0554 43A020  ori p1,#00100000b ;p2.5=1,p2.4=0 (control)
0557 00     nop
0558 53A0CF  anl p2,#11001111b ;(DEC:none)
055B 43A020  ori p2,#00100000b ;p2.5=1,p2.4=0 (control)
055E C295   clr etb ;aplica señal de strobe
0560 53A0CF  anl p2,#11001111b ;(DEC:none)
0563 30B0FD  manten: job mbyay,manten
0566 20B0FD  libera: job mbyay,libera
0569 43A020  ori p2,#00100000b ;(DEC:control)
056C D295   setb sb ;sb=1
056E 53A0CF  anl p2,#11001111b ;(DEC:none)
0571 22     ret

```

```

;SUBROUTINA de lectura de ocupado MFE-9240
;MFEBUSY()

```

```

0572 D2B0   mfebussy: setb mbyay
0574 20B0FD  job mbyay,mfebussy ;busy = 0 ?
0577 22     ret

```

```

;SUBROUTINA de frecuencia cardiaca (Carijotacometro)

```

```

0578 D2AF   frecard: setb ea ;enable all
057A D2A8   setb ex0 ;e0=1
057C D28A   setb it1 ;falling edge triggered
057E 751801  mov ip,#00000001b ;interrupt priority
0581 754304   mov divrL,#04h ;Tiempo que toma el

```

```

0584 754200  mov divrL,#00h ;calculo de F.C.
0587 7803   confre: mov r0,#03h ;
0589 79DC   frec:  mov r1,#00ch
058B D9FE   card:  djnz r1,card
058D 79DC   mov r1,#00ch
058F D9FE   card2: djnz r1,card2
0591 D8FE   djnz r0,frec
0593 0543   inc divrL
0595 4003   jc ovrrfl
0597 02059D  ljmp noovr
059A 0542   ovrrfl: inc divrL
059C 00     nop
059D 30B302  noovr: job qra,tdvno
05A0 D2AA   setb ex1 ;ex1=1
05A2 020587  tdvno: ljmp confre
05A5 22     ret

```

```

;SUBROUTINA de division de numeros de 16 bits.
;DIVIDE(divd0L,divd0H,divrL,divrH)
;salida: coctelL,coctelH,residL,residH.

```

```

05A6 AE43   divide: mov r6,divrL
05A8 E542   mov a,divrH
05AA 4E     ori a,r6
05AB B40003  cjne a,#0h,correcto
05AE 0205FE  ljmp infinito
05B1 7E10   correcto: mov r7,#10h
05B3 754400  mov coctelL,#0h ;limpiar registros de
05B6 754500  mov coctelH,#0h ;coctel y
05B9 754700  mov residL,#0h ;de residuo
05BC 754600  mov residH,#0h
05BF E541   sign2: mov a,divd0L
05C1 33     rlc a
05C2 E541   mov divd0L,a
05C4 E540   mov a,divd0H
05C6 33     rlc a
05C7 F540   mov divd0H,a ;aqui no se borra carry

```

```

05C9 E547   mov a,residL ;si c=1, lo agregamos
05CB 33     rlc a
05CC F547   mov residL,a
05CE E546   mov a,residH
05D0 33     rlc a
05D1 F546   mov residH,a
05D3 C3     clr c ;no usamos carry

```

```

05D4 E547   mov a,residL
05D6 9543   subb a,divrL ;a=residL-divrL
05D8 F548   mov tempL,a
05DA E546   mov a,residH
05DC 9542   subb a,divrH ;a=residH-divrH
05DE 4008   jc negat ;salta si c=1 (negativo)
05E0 F546   mov residH,a ;residH=residH-divrH
05E2 854847  mov residL,tempL
05E5 0205ED  ljmp nrgst
05E8 00     negat: nop ;Compensacion
05E9 00     nop ;entre
05EA 00     nop ;(temp)
05EB 00     nop ;de
05EC 00     nop ;loops
05ED B3     nrgst: cpl c
05EE E545   mov a,coctelL

```

```

05F0 33     rlc a
05F1 F545   mov coctelL,a ;aqui no se borra carry
05F3 E544   mov a,coctelH
05F5 33     rlc a
05F6 F544   mov coctelH,a ;aqui no se borra carry
05F8 C3     clr c ;no usamos el carry
05F9 DFC4   djnz r7,sigue2
05FB 020610  ljmp enddiv

```

```

05FE 7F62 infinito: mov r7,#62h ;Compensacion
0600 DFFE sig3: djnz r7,sig3 ;centro
0602 7F62 mov r7,#62h ;tiempo
0604 DFFE sig4: djnz r7,sig4 ;de
0606 7F62 mov r7,#62h ;loops
0608 DFFE sig5: djnz r7,sig5 ;
060A 7544FF mov cocetaL,#0Bh
060D 7545FF mov cocetaL,#0Bh
0610 22 _nndiv: ret

```

---

```

;SUBROUTINA de conversión de hexadecimal a ASCII
;vgr: FFH ->255decimal-(32)(35)(35)
;CONVERT(HEXNUM)

```

---

```

0611 755280 convert: mov regptr,#80h
0614 755108 mov cocet,#0Bh
0617 755300 mov sumam,#0h
061A 755400 mov coceten,#0h
061D 1552 mov a,regptr
061F 5550 repeat: anl a,sumhex
0621 601F jc nosumar
0623 E551 mov a,cocet
0625 B40805 cjne a,#0Bh,nomsh
0628 0554 inc coceten
062A 020630 ljmp cocemp1
062D 00 nomsh: nop ;compensacion de
062E 00 nop ;tiempo
062F 00 nop ;centro ciclus
0630 900EA0 comp1: mov dptr,#listamr
0633 73 movc a,[a+dptr
0634 A853 mov r0,sumam
0636 C3 clr c ;/ Esta es la parte
0637 38 addc a,r0 ;c clave de la
0638 D4 da a ;\ conversion
0639 F553 mov sumam,a
063B 5009 jc nococeten
063D 0554 inc coceten
063F 020649 ljmp comp2
0642 780F nosumar: mov r0,#0h
0644 D8FE nosumr1: djnz r0,nosumr1
0646 00 nococeten: nop ;compensacion de
0647 00 nop ;tiempo entre loops.
0648 00 nop
0649 E552 comp2: mov a,regptr
064B 03 rr a
064C F552 mov regptr,a
064E D551CE djnz cocet,repeat
0651 435430 ori coceten,#10h ;conversion a ASCII
0654 E553 mov a,sumam
0656 540F anl a,#0Bh
0658 4430 ori a,#30h ;conversion a ASCII
065A F556 mov unida,a
065C E553 mov a,sumam
065E C4 swap a
065F 540F anl a,#0Bh
0661 4430 ori a,#30h ;conversion a ASCII
0663 F555 mov doceta,a
0665 22 ret

```

---

```

0000 end

```



MCS<sup>®</sup>-51 INSTRUCTION SET

Table 10. 8051 Instruction Set Summary

Interrupt Response Time: Refer to Hardware Description Chapter.					
Instructions that Affect Flag Settings <sup>(1)</sup>					
Instruction	Flag	Instruction	Flag		
	C	OV	AC	C	
	OV	AC		OV	
ADD	X	X	X	CLR C	O
ADDC	X	X	X	CPL C	X
SUBB	X	X	X	ANL C, bit	X
MUL	O	X		ANL C, bit	X
DIV	C	X		ORL C, bit	X
DA	X			ORL C, bit	X
RRC	X			MOV C, bit	X
RLC	X			CJNE	X
SETB C	1				

<sup>(1)</sup>Note that operations on SFR byte address 208 or bit addresses 209-215 (i.e., the PSW or bits in the PSW) will also affect flag settings.

Note on instruction set and addressing modes:

- Rn — Register R7-R0 of the currently selected Register Bank.
- direct — 8-bit internal data location's address. This could be an Internal Data RAM location (0-127) or a SFR (i.e., I/O port, control register, status register, etc. (128-255)).
- @Ri — 8-bit internal data RAM location (0-255) addressed indirectly through register R1 or R0.
- #data — 8-bit constant included in instruction
- #data 16 — 16-bit constant included in instruction
- addr 16 — 16-bit destination address. Used by CALL & LJMP. A branch can be anywhere within the 64K-byte Program Memory address space.
- addr 11 — 11-bit destination address. Used by ACALL & AJMP. The branch will be within the same 2K-byte page of program memory as the first byte of the following instruction.
- rel — Signed (two's complement) 8-bit offset byte. Used by SJMP and all conditional jumps. Range is -128 to +127 bytes relative to first byte of the following instruction.
- bit — Direct addressed bit in Internal Data RAM or Special Function Register

Mnemonic	Description	Byte	Oscillator Period
<b>ARITHMETIC OPERATIONS</b>			
ADD A, Rn	Add register to Accumulator	1	12
ADD A, direct	Add direct byte to Accumulator	2	12
ADD A, @Ri	Add indirect RAM to Accumulator	1	12
ADD A, #data	Add immediate data to Accumulator	2	12
ADDC A, Rn	Add register to Accumulator with Carry	1	12
ADDC A, direct	Add direct byte to Accumulator with Carry	2	12
ADDC A, @Ri	Add indirect RAM to Accumulator with Carry	1	12
ADDC A, #data	Add immediate data to Acc with Carry	2	12
SUBB A, Rn	Subtract Register from Acc with borrow	1	12
SUBB A, direct	Subtract direct byte from Acc with borrow	2	12
SUBB A, @Ri	Subtract indirect RAM from ACC with borrow	1	12
SUBB A, #data	Subtract immediate data from Acc with borrow	2	12
INC A	Increment Accumulator	1	12
INC Rn	Increment register	1	12
INC direct	Increment direct byte	2	12
INC @Ri	Increment direct RAM	1	12
DEC A	Decrement Accumulator	1	12
DEC Rn	Decrement Register	1	12
DEC direct	Decrement direct byte	2	12
DEC @Ri	Decrement indirect RAM	1	12

All mnemonics copyrighted © Intel Corporation 1980



## MCS-851 PROGRAMMER'S GUIDE AND INSTRUCTION SET

Table 10.8051 Instruction Set Summary (Continued)

Mnemonic	Description	Byte	Oscillator Period	Mnemonic	Description	Byte	Oscillator Period
<b>ARITHMETIC OPERATIONS (Continued)</b>				<b>LOGICAL OPERATIONS (Continued)</b>			
INC DPTR	Increment Data Pointer	1	24	RL A	Rotate Accumulator Left	1	12
MUL AB	Multiply A & B	1	48	RLC A	Rotate Accumulator Left through the Carry	1	12
DIV AB	Divide A by B	1	48	RR A	Rotate Accumulator Right	1	12
DA A	Decimal Adjust Accumulator	1	12	RRC A	Rotate Accumulator Right through the Carry	1	12
<b>LOGICAL OPERATIONS</b>				SWAP A	Swap nibbles within the Accumulator	1	12
ANL A,Rn	AND Register to Accumulator	1	12	<b>DATA TRANSFER</b>			
ANL A,direct	AND direct byte to Accumulator	2	12	MOV A,Rn	Move register to Accumulator	1	12
ANL A,@Ri	AND indirect RAM to Accumulator	1	12	MOV A,direct	Move direct byte to Accumulator	2	12
ANL A,#data	AND immediate data to Accumulator	2	12	MOV A,@Ri	Move indirect RAM to Accumulator	1	12
ANL direct,A	AND Accumulator to direct byte	2	12	MOV A,#data	Move immediate data to Accumulator	2	12
ANL direct,#data	AND immediate data to direct byte	3	24	MOV Rn,A	Move register to register	1	12
ORL A,Rn	OR register to Accumulator	1	12	MOV Rn,direct	Move direct byte to register	2	24
ORL A,direct	OR direct byte to Accumulator	2	12	MOV Rn,#data	Move immediate data to register	2	12
ORL A,@Ri	OR indirect RAM to Accumulator	1	12	MOV direct,A	Move Accumulator to direct byte	2	12
ORL A,#data	OR immediate data to Accumulator	2	12	MOV direct,Rn	Move register to direct byte	2	24
ORL direct,A	OR Accumulator to direct byte	2	12	MOV direct,direct	Move direct byte to direct	3	24
ORL direct,#data	OR immediate data to direct byte	3	24	MOV direct,@Ri	Move indirect RAM to direct byte	2	24
XRL A,Rn	Exclusive-OR register to Accumulator	1	12	MOV direct,#data	Move immediate data to direct byte	3	24
XRL A,direct	Exclusive-OR direct byte to Accumulator	2	12	MOV @Ri,A	Move Accumulator to indirect RAM	1	12
XRL A,@Ri	Exclusive-OR indirect RAM to Accumulator	1	12	All mnemonics copyrighted Intel Corporation 1980			
XRL A,#data	Exclusive-OR immediate data to Accumulator	2	12				
XRL direct,A	Exclusive-OR Accumulator to direct byte	2	12				
XRL direct,#data	Exclusive-OR immediate data to direct byte	3	24				
CLR A	Clear Accumulator	1	12				
CPL A	Complement Accumulator	1	12				



Table 10. 8051 Instruction Set Summary (Continued)

Mnemonic	Description	Byte	Oscillator Period	Mnemonic	Description	Byte	Oscillator Period
<b>DATA TRANSFER (Continued)</b>				<b>BOOLEAN VARIABLE MANIPULATION</b>			
MOV $\overline{SR}$ ,direct	Move direct byte to indirect RAM	2	24	CPL C	Clear Carry	1	12
MOV $\overline{SR}$ ,#data	Move immediate data to indirect RAM	2	12	CLR C	Clear direct bit	2	12
MOV DPTR,#data16	Load Data Pointer with a 16-bit constant	3	24	SETB C	Set Carry	1	12
MOVC A,#A + DPTR	Move Code byte relative to DPTR to Acc	1	24	SETB direct bit	Set direct bit	2	12
MOVC A,#A + PC	Move Code byte relative to PC to Acc	1	24	CLR C	Complement Carry	1	12
MOVB A,TR	Move External RAM (8-bit add) to Acc	1	24	ORL direct bit	OR direct bit to Carry	2	24
MOVX A,#DPTR	Move External RAM (16-bit add) to Acc	1	24	ANL C,bit	AND direct bit to CARRY	2	24
MOVX $\overline{SR}$ ,A	Move Acc to External RAM (8-bit add)	1	24	ANL C,bit	AND complement of direct bit to Carry	2	24
MOVX $\overline{SR}$ ,DPTR,A	Move Acc to External RAM (16-bit add)	1	24	ORL C,C	OR direct bit to Carry	2	24
PUSH direct	Push direct byte onto stack	2	24	ORL C,bit	OR complement of direct bit to Carry	2	24
POP direct	Pop direct byte from stack	2	24	MCL C,bit	Move direct bit to Carry	2	12
XCH A,Rn	Exchange register with Accumulator	1	12	MCL C,C	Move Carry to direct bit	2	24
XCH A,direct	Exchange direct byte with Accumulator	2	12	JL rel	Jump if Carry is set	2	24
XCH A,#R:	Exchange indirect RAM with Accumulator	1	12	JNC re	Jump if Carry not set	2	24
XCHD A,#R:	Exchange low-order Dgt indirect RAM with ACC	1	12	JNB direct bit	Jump if direct Bit is not set	3	24
				JNB direct bit	Jump if direct Bit is not set	3	24
				JNB direct bit	Jump if direct Bit is set & clear bit	3	24
				<b>PROGRAM BRANCHING</b>			
				ACALL addr11	Absolute Subroutine Call	2	24
				LCALL addr16	Long Subroutine Call	3	24
				RET	Return from Subroutine	1	24
				RETI	Return from interrupt	1	24
				AJMP addr11	Absolute Jump	2	24
				LJMP addr16	Long Jump	3	24
				SJMP rel	Short Jump (relative add)	2	24

All mnemonics copyrighted © Intel Corporation 1982



Table 10. 8051 Instruction Set Summary (Continued)

Mnemonic	Description	Byte	Oscillator Period	Mnemonic	Description	Byte	Oscillator Period
<b>PROGRAM BRANCHING (Continued)</b>				<b>PROGRAM BRANCHING (Continued)</b>			
JMP	3A - DPTR Jump indirect relative to the DPTR	1	24	CJNE	Rn, #data:rel Compare immediate to register and Jump if Not Equal	3	24
JZ	rel Jump if Accumulator is Zero	2	24	CJNE	9Ri, #data:rel Compare immediate to indirect and Jump if Not Equal	3	24
JNZ	rel Jump if Accumulator is Not Zero	2	24	DJNZ	Rn,rel Decrement register and Jump if Not Zero	2	24
CJNE	A, direct:rel Compare direct byte to Acc and Jump if Not Equal	3	24	DJNZ	direct:rel Decrement direct byte and Jump if Not Zero	3	24
CJNE	A, #data:rel Compare immediate to Acc and Jump if Not Equal	3	24	NOP	No Operation	1	12

All mnemonics copyrighted © Intel Corporation 1980

APENDICE F)

LISTA DE COMANDOS MÓDULO AND-491

Instruction	Set		Instruction Code								Description	Execution Time (when $f_{clk}$ or $f_{sec}$ is 250kHz)	
	RS	R/W	DB7	DB6	DB5	DB4	DB3	DB2	DB1	DB0			
Clear Display	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	Clears all display memory and returns the cursor to the home position (Address 0).	82 $\mu$ s - 1.64ms
Return Home	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	*	Returns the cursor to the home position (Address 0). Also returns the display being shifted to the original position. DD RAM contents remain unchanged.	40 $\mu$ s - 1.6ms
Entry Mode Set	0	0	0	0	0	0	0	0	Y	I/D	S	Sets the cursor move direction and specifies if or not to shift the display. These operations are performed during data write and read.	40 $\mu$ s - 1.64ms
Display ON/OFF Control	0	0	0	0	0	0	0	1	D	C	B	(D) is display ON/OFF control; memory remains unchanged in OFF condition. (C) cursor ON/OFF. (B) blinking cursor.	40 $\mu$ s
Cursor or Display Shift	0	0	0	0	0	1	S/C	R/L	*	*	*	Moves the cursor and shifts the display without changing DD RAM contents.	40 $\mu$ s
Function Set	0	0	0	0	1	DL	N	F	*	*	*	Sets interface data length (DL), number of display lines (N), and character font (F).	40 $\mu$ s
Set CG RAM Address	0	0	0	1	A <sub>CG</sub>						Sets the CG RAM address. CG RAM data is sent and received after this setting.	40 $\mu$ s	
Set DD RAM Address	0	0	1	A <sub>DD</sub>						Sets the DD RAM address. DD RAM data is sent and received after this setting.	40 $\mu$ s		
Read Busy Flag & Address	0	1	BF	AC						Reads Busy Flag (BF) indicating internal operation is being performed and reads address counter contents.	1 $\mu$ s		
Write Data to CG or DD RAM	1	0	Write Data								Writes data into DD RAM or CG RAM.	40 $\mu$ s	
Read Data from CG or DD RAM	1	1	Read Data								Reads data from DD RAM or CG RAM.	40 $\mu$ s	

\* Doesn't Matter

DD RAM: Display data RAM  
CG RAM: Character generator RAM

I/D = 1: Increment  
I/D = 0: Decrement

C = 1: Cursor ON  
C = 0: Cursor OFF

R/L = 1: Right shift  
R/L = 0: Left shift

A<sub>CG</sub>: CG RAM address  
A<sub>DD</sub>: DD RAM address

S = 1: Display shift  
S = 0: No display shift

B = 1: Blink ON  
B = 0: Blink OFF

DL = 1: 8 bits  
DL = 0: 4 bits

Corresponds to cursor address  
AC: Address counter used for both of DD and CG RAM address

D = 1: Display ON  
D = 0: Display OFF

S/C = 1: Display shift  
S/C = 0: Cursor movement

N = 1: 2 lines (M1541)  
1 line (M24111 & L4041)  
N = 0: (M24111 & L4041)

BF = 1: Internal operation in progress  
BF = 0: Instruction can be accepted

F = 1: 5 x 10 dot-matrix (M24111 & L4041)  
F = 0: 5 x 7 dot-matrix

Execution times in the above Table indicate the maximum values when operating frequency is 250 kHz.

When  $f_{clk}$  is 270 kHz: 40  $\mu$ s =  $\frac{250}{270} \times 37 \mu$ s

APENDICE G)  
LISTA DE COMANDOS MODULO MFE-9240

Command	Operation
00H, String	Overlay text 0mm from bottom of page
2CH, String	Overlay text 45mm from bottom of page
40H	Channel 0 OFF
41H	Channel 1 OFF
48H	Channel 0 ON
49H	Channel 1 ON
60H	Print Grid Pattern 0 in channel 0
61H	Print Grid Pattern 0 in channel 1
68H	Print Grid Fattern 1 in channel 0
69H	Print Grid Fattern 1 in channel 1
70H	Print Grid Pattern 2 in channel 0
71H	Print Grid Pattern 2 in channel 1
78H	Print Grid Pattern 3 in channel 0
79H	Print Grid Pattern 3 in channel 1
80H	Print Event Mark 0 on channel 0
81H	Print Event Mark 0 on channel 1
88H	Print Event Mark 1 on channel 0
89H	Print Event M ark 1 on channel 1
90H	Print Event Mark 2 on channel 0
91H	Print Event Mark 2 on channel 1
98H	Print Event Mark 3 on channel 0
99H	Print Event Mark 3 on channel 1
D0H	Print Chart Speed on
D1H	Print Chart Speed off
D2H	Print Logo on
D3H	Print Logo off
D4H	Speed/Logo Print Interval (a value must follow)
D5H	Dither on
D6H	Dither off
D7H	Set to HORIZONTAL TEXT mode 2x3mm characters
D8H	Set to HORIZONTAL TEXT mode 1x3mm characters
D9H	Enable/disable reverse text
E2H	Set to GRAPHICS mode
E7H	Set to WAVEFORM/ANALOG mode
E8H	Set to WAVEFORM/DIGITAL mode
E9H	Set paper output speed to: 50 mm/sec
EAH	Set paper output speed to: 25 mm/sec
EBH	Set paper output speed to: 10 mm/sec
ECH	Set paper output speed to: 5 mm/sec
EDH	Set paper output speed to: 50 mm/min
EEH	Set paper output speed to: 25 mm/min
EFH	Set paper output speed to: 10 mm/min
FOH	Set paper output speed to: 5 mm/min
F1H	Set paper output speed to: Single Step



F2H Dual channel dual trace mode  
F3H Single channel mode  
F4H Set to HORIZONTAL TEXT mode 3x3mm characters,  
F5H Step motor once (moves the chart 1/16 mm)  
F6H Set to VERTICAL TEXT mode 3x3mm characters  
F7H Set to VERTICAL TEXT mode 2x3mm characters  
F8H Set to VERTICAL TEXT mode 1x3mm characters  
F9H Reset recorder (warm boot)  
FAH Run self test  
FBH Turn printing back on  
FDH Shut off printing (motor will run)  
FFH Stop chart

