



BIBLIOTECA



D-7096

T
621.38043
P348

ESCUELA SUPERIOR
POLITECNICA DEL LITORAL

FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRICA

"ANALISIS COMPUTARIZADO DE LA DERIVACION (D-II) DE
ELECTROCARDIOGRAMAS (ECG), SISTEMA PROSECG"

TESIS DE GRADO

PREVIO A LA OBTENCION DEL TITULO DE :

INGENIERO EN ELECTRICIDAD

ESPECIALIZACION : ELECTRONICA

PRESENTADA POR :

PATRICIO PAZMIÑO BARRENO

GUAYAQUIL-ECUADOR

1986

FCA



AGRADECIMIENTO

Añ ING. SERGIO FLORES M.,
Director de Tesis, por su
valiosa ayuda y colabora-
ción para la realización
de este trabajo.



Al Centro de Investigación,
Científica y Tecnológica
(CICYT) de la ESPOL por el
apoyo económico brindado
para la elaboración de es-
te trabajo.



UNIVERSIDAD DE GUATEMALA

DEDICATORIA

A mis padres

A mis hermanos





.....
Ing. Gustavo Bermúdez Flores
SUB-DECANO DE LA FACULTAD
DE INGENIERIA ELECTRICA

.....
Ing. Sergio Flores Macías
DIRECTOR DE TESIS

.....
Ing. Carlos Jordán
MIEMBRO PRINCIPAL

.....
Ing. Pedro Carlos Paredes
MIEMBRO PRINCIPAL

GA



DECLARACION EXPRESA:

"La responsabilidad por los hechos, ideas y doctrinas expuestos en esta tesis, me corresponden exclusivamente; y, el patrimonio intelectual de la misma, a la ESCUELA SUPERIOR - POLITECNICA DEL LITORAL".

(Reglamento de Exámenes y Títulos profesionales de la ESPOL).


PATRICIO PAZMINO BARRENO



RESUMEN

EL SISTEMA-PROSECG (Procesamiento de señales ECG)*, ha sido diseñado con el objetivo de desarrollar una herramienta confiable y beneficiosa para el diagnóstico clínico. El sistema nos proporciona un reporte médico con los resultados derivados del procesamiento de la DERIVACION-II de un Electrocardiograma, mostrando los parámetros de dicha derivación.

Este trabajo consiste de 2 partes, la primera es Circuital, es decir es un SISTEMA DE ADQUISICION Y ALMACENAMIENTO DE DATOS EN TIEMPO REAL.

En esta etapa se digitaliza la señal eléctrica generada por el corazón, mediante un convertidor A/D y se lo almacena en memoria para posteriormente transmitir en serie a la memoria del computador.

La segunda parte consiste de un bloque de programas denominado "ECGO"; está programado para delimitar los ciclos cardíacos, realizar un modelo matemático de la señal (modelamiento de polos y ceros de la D-II) y medir los diferentes parámetros, esto es: duraciones, intervalos, segmentos, voltajes y frecuencia cardíaca (puls x min) emitiendo el correspondiente reporte médico.

* Señal ECG: 6 electrocardiograma, consiste de 12 señales eléctricas 6 derivaciones. En el presente trabajo se analiza la derivación-II.

INDICE GENERAL

	Pág.
RESUMEN	VI
INDICE GENERAL	VII
INDICE DE FIGURAS	VIII
INDICE DE TABLAS	XIII
INTRODUCCION	XIV
I. INSTRUMENTACION MEDICA	17
1.1. Procedimiento médico	17
1.2. Sistema de instrumentación médico generalizado	18
II. LA ELECTROCARDIOGRAFIA	20
2.1. Electrodo	20
2.2. Sistema de derivaciones	22
2.3. El electrocardiograma	25
2.4. Utilidad del electrocardiograma	27
III. PROCESAMIENTO BASICO DE LA SENAL ECC	29
3.1. Amplificación	29
3.2. Interferencias	31
IV. DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL DEL SISTEMA-PROSECG	36
4.1. Descripción y funcionamiento de cada uno de los bloques	36
V. SISTEMA DE ADQUISICION Y ALMACENAMIENTO DE DATOS (En Tiempo Real)	39
5.1. Conversión A/V	41
5.1.1. Diagrama circuital A/D	41
5.1.2. Intervalo de muestreo/temporizador programa ble MC6840 (PTM)	44

5.1.3. Diagrama circuital temporizador MC6840-MC6809E CPU	45
5.1.3.1. Programación del temporizador MC6840 (PTM)	45
5.1.4. MC6820 (PIA)/Interfaz ADC0803 MC6809E CPU	46
5.1.4.1. Diagrama circuital ADC0803-MC6820-MC6809E CPU	46
5.1.4.2. Programación del MC6820 (PIA)	47
5.2. Diagramas de flujo del programa de control del sistema de adquisición de datos.	49
5.3. Transmisión de datos en serie utilizando el protocolo RS232 al computador IBM-PC	54
5.4. Diagrama de flujo del programa de transmisión para el computador TRS-80.	55
VI. MODELAMIENTO DE SEÑALES ECG	62
6.1. Modelamiento en polos-ceros	62
6.2. Diagramas de flujo para el modelamiento	69
VII. MEDICION DE PARAMETROS	80
7.1. Delimitación de ciclos cardíacos (Diagramas de flujo)	80
7.2. Medición de: Duración P, QRS, T; Intervalo PQ, QT, ST; Segmento PQ, ST; Voltaje P, QRS, T; Frecuencia cardíaca.	92
VIII. ANALISIS MORFOLOGICO	95
8.1. Clasificación de la señal ECG (D-II)	95
8.2. Diagramas de flujo para la clasificación	98

IX. ANALISIS RITMICO	100
9.1. Rangos normales de: Duración P, QRS, T; Intervalo PQ, QT, ST; Segmento PQ, ST; Voltaje P, QRS, T; Frecuencia cardíaca.	101
9.2. Clasificación de las señales-ECG (D-II)	102
X. DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA PRINCIPAL ECGO	106
10.1. Análisis de los resultados	111
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	131
APENDICES	134
APENDICE A	135
A.1 . Conector del cartucho de la TRS80-COCO II y el MC6809E CPU	135
A.2. Convertidor analógico-digital ADC0803LCN	142
A.3. Modulo temporizador programable MC6840 (PTM)	143
A.4. Adaptador de interfaz periférico MC6820 (PIA)	146
APENDICE B	152
B.1. Documentación del sistema de adquisición y almacenamiento de datos en tiempo real.	152
APENDICE C	163
C.1. Manual del usuario	163
APENDICE D	170
D.1. Listado del programa de control del sistema de adquisición de datos "SADD"	170
D.2. Listado del programa de transmisión para la TRS80 COCO II "TXISM"	177
D.3. Contenido del archivo de datos ECG.DT1	184
D.4. Listado del programa principal ECGO y demás subrutinas	185
BIBLIOGRAFIA	235

INDICE DE FIGURAS

Nº DE FIGURA	DESCRIPCION	Pág.
1.1.	Diagrama de bloques de un instrumento médico <u>gene</u> ralizado ó sistema.	19
2.1.	Electrodos	22
2.2.	Las doce derivaciones estandar de un electrocardiograma.	24
2.3.	Forma de onda típica de la Derivación-II estandar	26
2.4.	Ilustración del sistema de conducción.	27
3.1.	Diagrama de bloques de una máquina ECG.	30
3.2.	Amplificador ECG.	32
3.3.	Acoplo capacitivo entre la línea de poder y los electrodos.	33
3.4.	Acoplo capacitivo entre la línea de poder y el cuerpo humano.	34
4.1.	Diagrama de bloques general del sistema PROSECG.	37
5.1.	Diagrama de bloques del sistema de adquisición y almacenamiento de datos (en tiempo real).	39
5.2.	Mapa de memoria: ubicación del sistema de adquisición de datos en memoria del CPU.	40
5.3.	Diagramas de tiempo del Convertidor.	42
5.4.	Diagrama circuital exierno para el convertidor A/D.	44
5.5.	Diagrama circuital MC6840 (PTM) - MC6909E CPU.	45

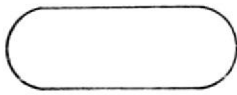
Nº DE FIGURA	DESCRIPCIÓN	Pág.
5.6.	Diagrama circuital A/D-PIA-Bus CPU	47
5.7.	Diagrama de flujo del programa de control del Sistema de adquisición de datos.	49
5.8.	Diagrama de flujo del programa de transmisión para el computador TRS-80.	55
6.1.	Diagrama de flujo Subrutina MODPZ	70
6.2.	Diagrama de flujo Subrutina MATRZ	74
6.3.	Diagrama de flujo Subrutina RATZ20	78
7.1.	Puntos representando un ciclo ECG	80
7.2.	Ilustración de corrección para anchamiento de la onda.	81
7.3.	Diagrama de flujo del Test I	84
7.4.	Diagrama de flujo del Test II	86
7.5.	Ilustración de una pendiente alta seguida de una pendiente baja y continua luego con la alta.	87
7.6.	Diagrama de flujo del Test III	88
7.7.	Diagrama de flujo del Test IV	90
7.8.	Segmento con pendiente baja en el centro.	91
7.9.	Parámetros de la señal ECG	93
8.1.	Diagrama de flujo de la Subrutina CLD2	99
9.1.	Diagrama de los complejos, intervalos, segmentos y voltajes (V_p , V_{QRS} y V_T) del ECG.	101
9.2.	Electrocardiograma normal (V-II).	104
10.1.	Diagrama de flujo del programa principal ECG0.	107
10.2.	Forma de onda de la Derivación-I (paciente con marcapasos).	114

Nº - FIGURA	DESCRIPCIÓN	Pág.
10.3.	Plano-Z (Polos y ceros de 6 señales de ECG).	114
10.4.	Forma de onda D-II (paciente con marcapasos).	115
10.5.	Forma de onda de la D-II	121
10.6.	Forma de onda de la D-I	123
10.7.	Forma de onda de la D-II	125
10.8.	Forma de onda de la D-III	127
10.9.	Plano-Z (Polos y ceros de las señales de las figuras 10.2 y 10.4 $M=N=12$).	130
A.1.	Diagrama de bloques del 6809E CPU	136
A.2.	Modelo programable del 6809E CPU	138
A.3.	Diagramas de tiempo para (a) Lectura, (b) Escritura	139
A.4.	Aplicaciones típicas del convertidor A/D	142
A.5.	Asignación de líneas del convertidor A/D	143
A.6.	Asignación de las líneas del MC6840	144
A.7.	Asignación de líneas y señales del MC6820 PIA	147
A.8.	Interpretación del registro de control del puerto E/S-A	150
A.9.	Interpretación del registro de control del puerto E/S-B	151
B.1.	Diagrama circuital del sistema de adquisición de datos	153
B.2.	Configuración de la tarjeta de expansión del bus del uP 6809E CPU.	154
B.3.	Configuración de la tarjeta de conversión A/D	158
C.1.	Conexiones para la comunicación en serie entre la TRS80 COCO II y la IBM-PC por la interfaz RS232	166

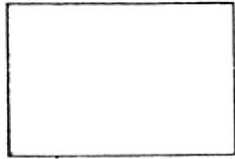
INDICE DE TABLAS

Nº DE TABLA	DESCRIPCION	Pág.
1.1.	Rangos y características del sistema Cardiovascular.	18
5.1.	Selección del registro del MC6840.	46
5.2.	Selección del registro del PIA.	48
7.1.	Computación de segmentos.	82
9.1.	Rangos normales de los parámetros de la D-II	102
A.1.	Señales del conector del cartucho de la TRS80 COCO II	135
A.2.	Mapa de memoria para las interrupciones del 7809E	141
A.3.	Definición del estado del microprocesador	141
A.4.	Selección de registro del 6840	145
A.5.	Interpretación del registro de control del 6840	145
A.6.	Selección del modo de operación del PTM	146
A.7.	Modos de operación del PIA	148
A.8.	Selección de los registros del PIA	148
B.1.	Lista de los elementos de la tarjeta de expansión del bus MPU-6809E	155
B.2.	Lista de los elementos de la tarjeta de conversión A/D	159

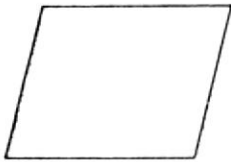
SIMBOLOGIA



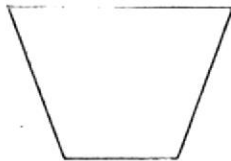
INICIO/FIN, INTERRUPCION



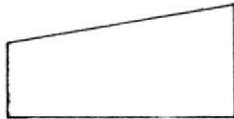
PROCESO



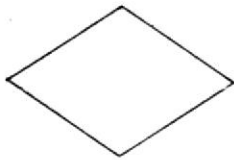
ENTRADA/SALIDA (Con dispositivo externo)



ENTRADA/SALIDA (Interna)



ENTRADA/SALIDA (Por consola)



DECISION



SALIDA POR IMPRESORA



UNIDAD DE CINTA (Grabadora)



COMUNICACION



CONECTOR



CONECTOR DE PAGINA

INTRODUCCION

Las ondas registradas en un electrocardiograma (ECG), son estudiadas minuciosamente, del punto de vista de diagnóstico clínico por análisis MORFOLOGICO Y RITMICO¹. En el análisis en el dominio del tiempo, con el propósito de clasificar como normal o anormal el ECG, tienen que ser delimitados y medidos : las amplitudes y duraciones P, QRS y T ; las duraciones de los intervalos PQ, QT y ST; las duraciones de los segmentos PQ y ST y el período cardíaco.

En el primer capítulo se hace un estudio generalizado de la instrumentación médica y se enumera algunos equipos médicos así como el rol que cumplen para el diagnóstico clínico. Entrando específicamente en el segundo capítulo al estudio de la Electrocardiografía, aquí se muestran las conexiones básicas y electrodos utilizados para obtener un ECG. Luego en el tercer capítulo se hace una descripción de las etapas básicas para el procesamiento de una señal ECG y los diferentes problemas que existen con las interferencias y modos de eliminarlos o atenuarlos.

En el cuarto capítulo se muestra todo el diagrama de bloques que conforman el SISTEMA-PROSECG y la función de cada bloque. En el siguiente capítulo V se realiza un estudio y diseño de cada uno de los elemen-

(1) MORFOLOGICO Y RITMICO : Análisis de la forma de onda y tiempos de duración de los parámetros, respectivamente.

tos que conforman el primer bloque (El sistema de adquisición de datos). En el Capítulo Sexto se analiza la DERIVACION-II modelando en polos y ceros dicha derivación, que servirá para el correspondiente análisis morfológico que se lo efectúa en el Octavo Capítulo clasificando a la señal D-II de acuerdo a su forma de onda.

En el Séptimo Capítulo se realizan las mediciones de los parámetros mencionados al inicio de la introducción que así mismo servirá para el análisis rítmico que se realiza en el Capítulo IX donde primero se tabulan los rangos normales de las duraciones, frecuencia cardíaca y voltajes para la DERIVACION-II y segundo se dan varios ejemplos de las duraciones de los parámetros patológicos. En el Décimo Capítulo se muestra el diagrama de flujo del programa principal y además, los resultados obtenidos del análisis a señales ECG. Luego en las conclusiones sacadas de las pruebas realizadas, se dan los resultados obtenidos, indicando oportunamente las dificultades que se presenten y dar las recomendaciones necesarias para que cualquier estudiante que se interese en el desarrollo de este tema o semejante (como por ejemplo, un análisis del electroencefalograma), tenga una idea clara de las medidas que deben tomarse para desarrollar el trabajo.

CAPITULO I

INSTRUMENTACION MEDICA

La instrumentación médica provee las herramientas necesarias para poder realizar las mediciones fisiológicas, por ejemplo: El Electrocardiógrafo, el CAT (tomografía axial computarizada), el Electroencefalógrafo, - Tensiómetro (para medir la presión sanguínea), el Ecocardiógrafo, el Vectocardiógrafo, etc.

1.1. PROCEDIMIENTO MEDICO

Podemos definir la medicina como un procedimiento de múltiples pasos realizado por un individuo, por un doctor, grupo de doctores o una Institución y repetidos hasta que los síntomas desaparezcan. Estos pasos son:

1. Recolección de datos
2. Análisis de datos
3. Decisión (diagnóstico)
4. Tratamiento
5. Repetición

La instrumentación médica cumple un rol importante en varios de estos pasos, estos instrumentos regularmente recolectan datos, analizan señales, proyectan información y realizan el control del tratamiento.

La tabla 1.1, da una lista de valores típicos de señales fisiológicas.

RANGOS Y CARACTERISTICAS DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR

Presión sanguínea (método directo)	Frecuencia rango: de a 200 Hz; de a 60 Hz usualmente adecuada. Presión rango; arterial: 40 a 300 mm Hg; venosa: 0 a 15 mmHg.
Presión sanguínea (método indirecto, sistólica y diastólica)	Criterio de auscultación (sonidos de Korotkoff): 30 a 150 Hz usualmente adecuada, criterio palpatorio: 0.1 a 60 Hz,
Frecuencia cardíaca	Rango de frecuencia: 45 a 200 pulsaciones/minuto.
Pletismograma	Rango de frecuencia: 40 a 150 Hz
Salida cardíaca	Rango de frecuencia: 0 a 60 Hz; 0 a 5 Hz usualmente adecuada.
Electrocardiograma	Rango de frecuencia: 0.05 a 100 Hz, Rango de potencial: 10 μ V (fetal) a 1.6 mV (adulto).

TABLA 1.1

1.2. SISTEMA DE INSTRUMENTACION MEDICO GENERALIZADO

La figura 1.1 muestra el diagrama de bloques de un instrumento médico generalizado. El bloque estimulador contiene una fuente de estímulo. Si el instrumento está realizando un examen de una respuesta particular, entonces estímulos repetidos pueden iniciar respuestas hasta que ellas puedan ser estudiadas. El siguiente bloque contiene los sensores, donde transductores especiales convierten señales mencionadas en la Tabla 1.1, en señales

eléctricas, éstas señales viajan a través del bloque procesador donde operaciones tales como: Amplificación, filtramiento, rechazo de interferencia y análisis computarizado son llevados a cabo. La información sigue a los bloques de proyección, registro y distribución donde la información es transmitida a otros en la vecindad inmediata del dispositivo, el registro se hace en papel u otro medio de almacenaje permanente y distribuidos a otras áreas más distantes, finalmente los datos procesados siguen al bloque controlador, para el control del tratamiento o estímulo del paciente.

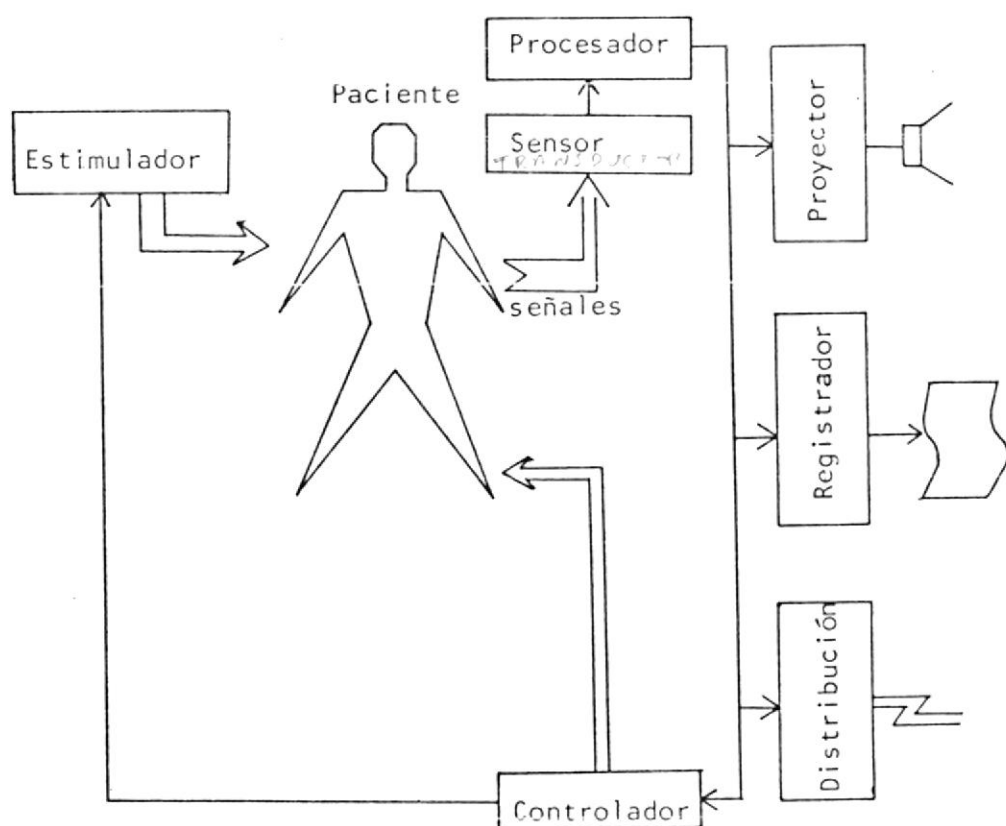


Figura 1.1. Diagrama de bloques de un instrumento médico generalizado o sistema.

NOTA: El bloque controlador completa el lazo de realimentación.

CAPITULO II

LA ELECTROCARDIOGRAFIA

El corazón es un músculo que tiene el papel de una bomba en el sistema circulatorio. Las contracciones y dilataciones o relajaciones sucesivas de las aurículas (atrios) y de los ventrículos se hacen a la frecuencia de una sesenta a ochenta pulsaciones por minuto. Esta actividad es la sede de las corrientes que corresponden a la despolarización y repolarización del músculo cardíaco, por medio de los electrodos y un amplificador (máquina ECG), se puede registrar las modificaciones de la corriente de acción en forma de una curva característica: el "ELECTROCARDIOGRAMA" (ECG).

La máquina ECG obtiene una señal eléctrica que está relacionada con la actividad eléctrica del corazón. La corriente eléctrica acompañada de las contracciones del músculo del corazón produce un campo eléctrico - variante en el tiempo, el cual resulta en potenciales sobre la piel. Los electrodos sobre la piel recogen estos potenciales para la entrada de la máquina ECG.

2.1. ELECTRODOS

Los electrodos pueden convertir la corriente iónica del cuerpo en corriente eléctrica en el alambre. Vos electrodos se requieren para realizar la medición.

Clasificación de los Electrodos. - Los electrodos pueden ser clasificados como: i) Polarizables; ii) No polarizables.

- i) Los polarizables se comportan como capacitores. Una corriente constante fluyendo através de ellos causan un incremento de voltaje continuamente.
- ii) Los no polarizables se comportan como resistores. Una corriente constante fluyendo através de ellos causa una diferencia de potencial constante.

La figura 2.1 muestra los tipos de electrodos más comunes, uno de los cuales consiste de una placa de plata alemana y el otro tiene un pistillo de plata cubierto con un film de cloruro de plata. La placa metálica se aproxima a un electrodo polarizable mientras el electrodo de plata-cloruro de plata se aproxima a un electrodo no-polarizable.

La figura 2.1 (c) muestra una doble capa de carga eléctrica, que existe entre el metal y el electrolítico. La capa de ClAg permite fluir fácilmente la corriente de modo que la diferencia de potencial es constante. La doble capa prevee el movimiento de la piel y los cambios de diferencias de potenciales. De otro modo, el movimiento de la piel puede producir disturbios a la doble capa de carga eléctrica de los electrodos de placa metálica.

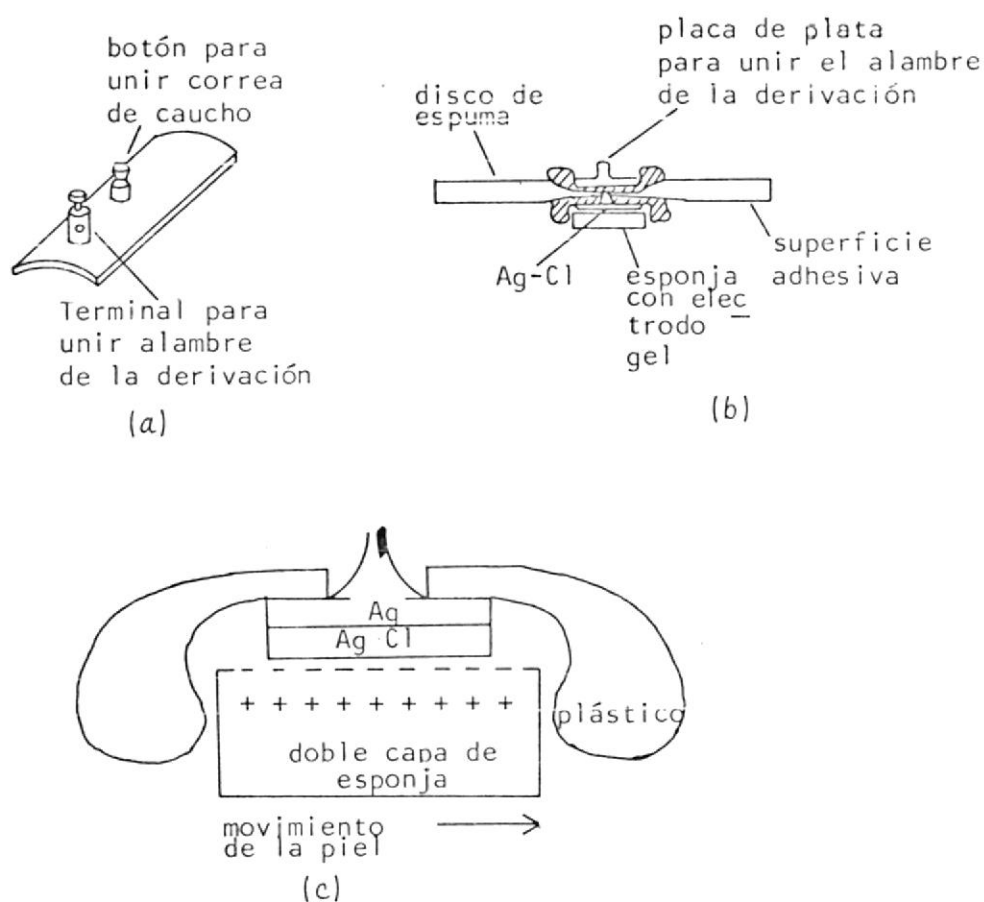


Figura 2.1 Electrodos. (a) Tipo placa-metálica para las muñecas y Tobillos y es atada con una correa de caucho. (b) Tipo disco de espuma se lo pega sobre el pecho. (c) Apartando al electrodo de doble capa del movimiento de la piel se evita los cambios de diferencias de potencial.

2.2. SISTEMA DE DERIVACIONES

Derivaciones de plano frontal. - El corazón genera un campo eléctrico el cual puede ser representado matemáticamente por un vector teniendo una magnitud y dirección. Los cardiólogos tienen formas estandarizadas de visualizar el campo eléctrico. Existe un método que está basado en el trabajo del fisiólogo danés Willem Einthoven, quien fue el primero en desarro-

llar el concepto de vector mostrado en la figura 2.2 (a). Con la medición de las diferencias de potenciales entre los brazos y entre cada brazo y la pierna izquierda (Ejemplo: a lo largo de cada lado del triángulo de Einthoven, formado por los puntos LA, RA y LL, ver Fig. 2.2(a)), se puede reconstruir la magnitud y dirección del vector cardíaco. Las medidas de potenciales a lo largo del triángulo de Einthoven son conocidos como DERIVACIONES PERIFERICAS NORMALIZADAS (Derivaciones de miembro Bipolar) y son referidas comunmente como:

DERIVACION I: Diferencia de potencial entre: Brazo izquierdo-
Brazo derecho.

DERIVACION II: Diferencia de Potencial entre: Pierna izquierda-
Brazo derecho.

DERIVACION III: Diferencia de potencial entre: Pierna izquierda-
Brazo izquierdo.

Otro grupo de medidas, conocidas como "DERIVACIONES DE MIEMBRO UNIPOLAR AUMENTADA". Mide el potencial de un vértice del triángulo de Einthoven con respecto al promedio de los otros dos, como se muestra en la fig. 2.2 (b).

Derivaciones precordiales unipolar.- Las derivaciones que se han descrito hasta aquí solamente examina el vector cardíaco en el plano frontal - el plano que es paralelo al corazón cuando este está acostado. Seis medidas más, denominadas DERIVACIONES-V, examina el vector cardíaco en el plano transversal - el plano que corta al pecho del paciente.

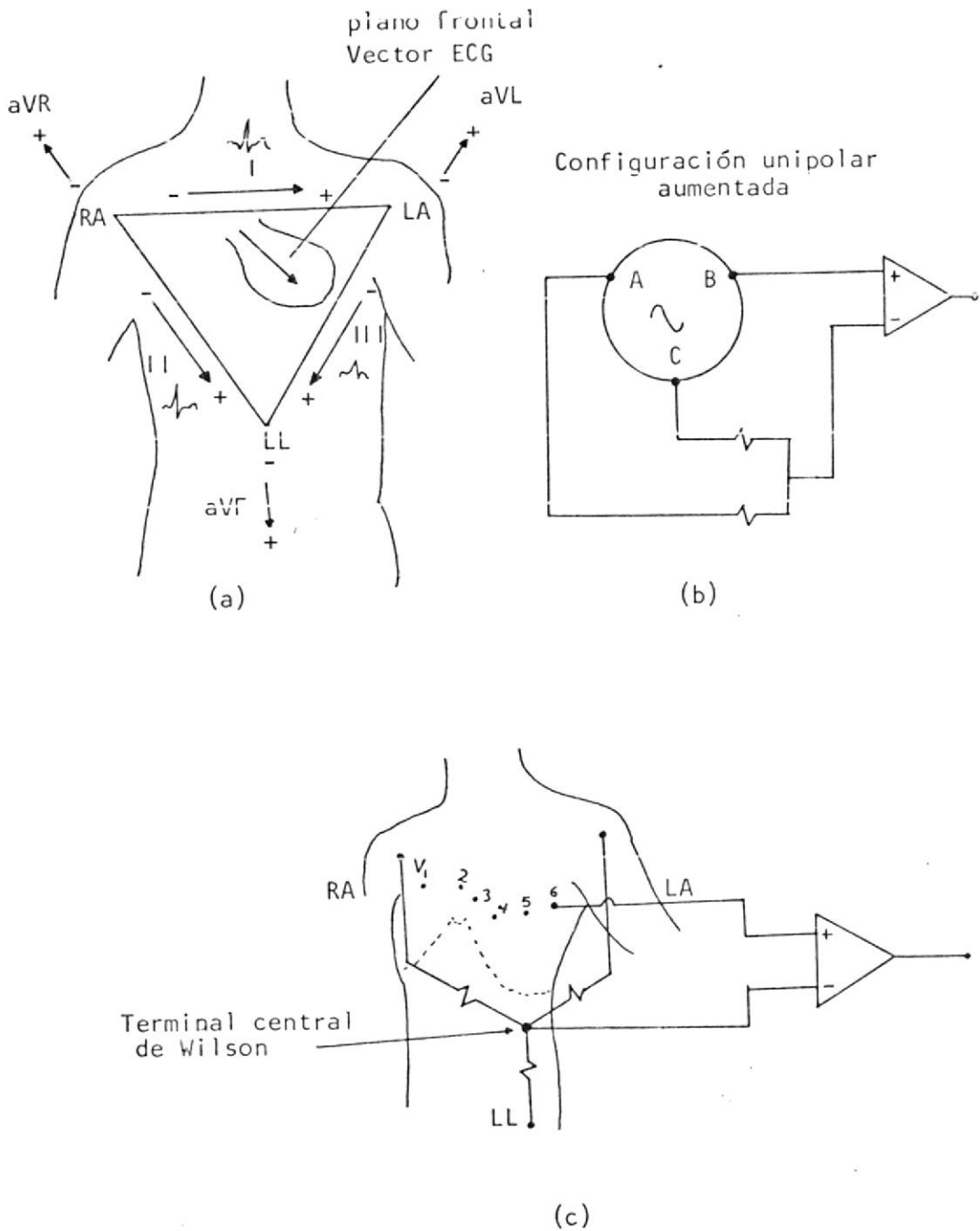


Figura 2.2. Las doce derivaciones estándar de un electrocardiograma. a) Se muestra el triángulo de Einthoven y las derivaciones I, II, III, aVR, aVL y aVF. Con los electrodos colocados en LL (pierna izquierda), LA (brazo izquierdo) y RA (Brazo derecho). b) Es un circuito equivalente de las derivaciones de miembro unipolar aumentada. El potencial de entrada al amplificador $V_{in} = 8 - (A + c)/2$. (c) se muestran las derivaciones-V. Cada una de las seis derivaciones -V es medida con respecto al denominado terminal central de Wilson.

La Fig. 2.2 (c) muestra las posiciones de los electrodos para las derivaciones - V. Un terminal central de Wilson está formado por el promedio de las derivaciones RA, LA y LL juntos. Los cardiólogos por lo general toman doce derivaciones estándar consistiendo de seis derivaciones - V las tres derivaciones de miembro unipolar (a VR, aVF, aVL), y las tres derivaciones de miembro bipolar (I, II, III). El médico realiza un examen cuidadoso de ellas para determinar alguna anormalidad.

2.3. EL ELECTROCARDIOGRAMA

El electrocardiograma (ECG) es un registro gráfico que anota los potenciales eléctricos producidos en asociación con el latido cardíaco. El músculo del corazón es el único entre los músculos del cuerpo que posee la propiedad de contraerse en forma automática y rítmica. La fig. 2.3 muestra una señal ECG típica, el sistema de conducción eléctrica del corazón inicia un impulso eléctrico en el nodo SA (Seno-auricular) localizado en el atrio (aurícula) tope del corazón, ver figura (2.4). Una onda de excitación se propaga sobre las aurículas produciéndose la onda P y causando la contracción de las aurículas. La excitación se retarda en el nodo AV (atrio-ventricular), resultando el intervalo P-R. Luego la onda de excitación avanza sobre los ventrículos causando que ellos se contraigan produciéndose el complejo QRS, la onda T produce la recuperación de los ventrículos (repolarización o dilatación).

Cuando el nodo SA produce todos estos eventos entonces existe

un ritmo sinusal, ritmos anormales son llamados arritmias y su detección es importante para el diagnóstico y su tratamiento. Ej. Sinus "Bradycardia" es un ritmo lento (pulsaciones lentas), mientras que sinus "taquicardia" es un ritmo rápido (pulsaciones rápidas).[1]

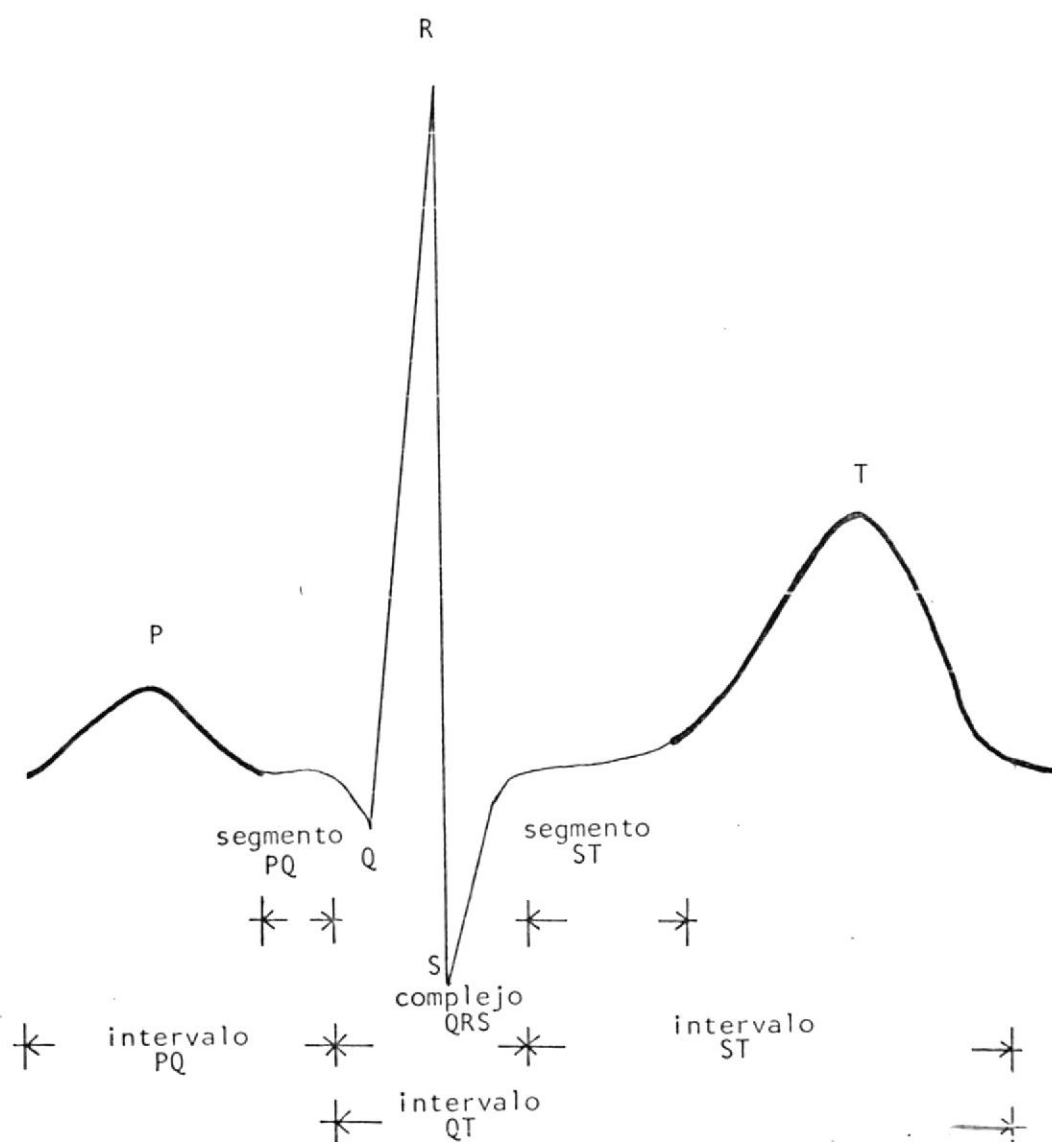


Figura 2.3. Forma de onda típica de la Derivación-II estándar: indicando los complejos, intervalos y segmentos del ECG.

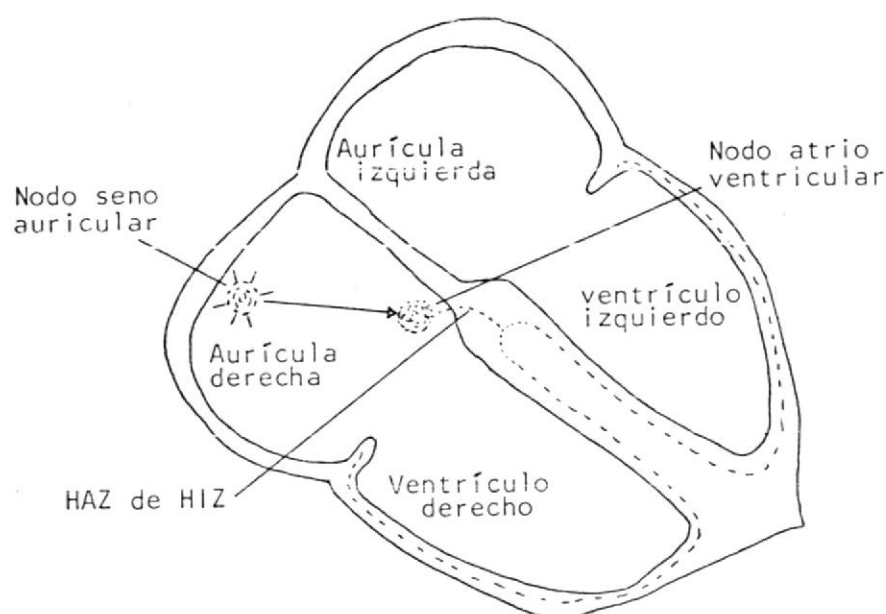


Figura 2.4. Ilustración del sistema de conducción.

2.4. UTILIDAD DEL ELECTROCARDIOGRAMA

Con los avances de la electrocardiografía, la precisión en el diagnóstico electrocardiográfico ha aumentado de manera importante. El electrocardiograma es de particular importancia en las siguientes condiciones clínicas:

1. Hipertrofia auricular y ventricular.

2. Infarto del miocardio: las derivaciones unipolares de las extremidades, las derivaciones precordiales múltiples, han aumentado considerablemente la frecuencia de la precisión en el diagnóstico.
3. Arritmias: con el empleo de la electrocardiografía unipolar e in-tracardíaca no sólo se logran diagnósticos más exactos sino que dichas derivaciones han contribuido al mejor conocimiento del origen y la conducción de los ritmos anormales.
4. Pericarditis
5. Enfermedades generales que afectan al corazón.
6. Efecto de drogas usadas en terapéuticas cardiológicas, especialmente la digital y la quimidina.
7. Desequilibrios en el metabolismo electrolítico, especialmente variaciones de las cifras sanguíneas del Potasio. [2].

CAPITULO III

PROCESAMIENTO BASICO DE LA SEÑAL ECG

El procesamiento básico de la señal ECG es la amplificación de sus niveles bajos de voltajes en la superficie del cuerpo en niveles bastante grandes para el uso de dispositivos de salida y el resto de instrumentos.

La Figura 3.1 muestra un diagrama de bloques de una máquina ECG típica (Electrocardiógrafo). Los electrodos son aplicados al paciente. El bloque de circuito de protección de altos voltajes inducidos por unidades de electrocirugía y desfibriladores. El sistema de conmutación para seleccionar la derivación, selecciona una de las 12 derivaciones estándar a ser amplificado.

3.1. AMPLIFICACION

El amplificador diferencial amplifica la señal ECG y rechaza interferencias eléctricas. Esta etapa puede contener también un control de ganancia. El amplificador realiza la tarea importante de filtro pasa-banda. Ocasionamente entre los electrodos y la superficie de la piel hay una diferencia de potencial que alcanza niveles de 300 mV. Este potencial puede saturar los circuitos del amplificador. Filtrando las frecuencias menores que 0.05 Hz esta diferencia de potencial es eliminada, permitiendo de esta manera una alta ganancia de la señal ac ECG. También filtrando las frecuencias mayores que 100 Hz. El amplificador limita adecuadamente para que pase la señal ECG. Este procedimiento optimiza la razón

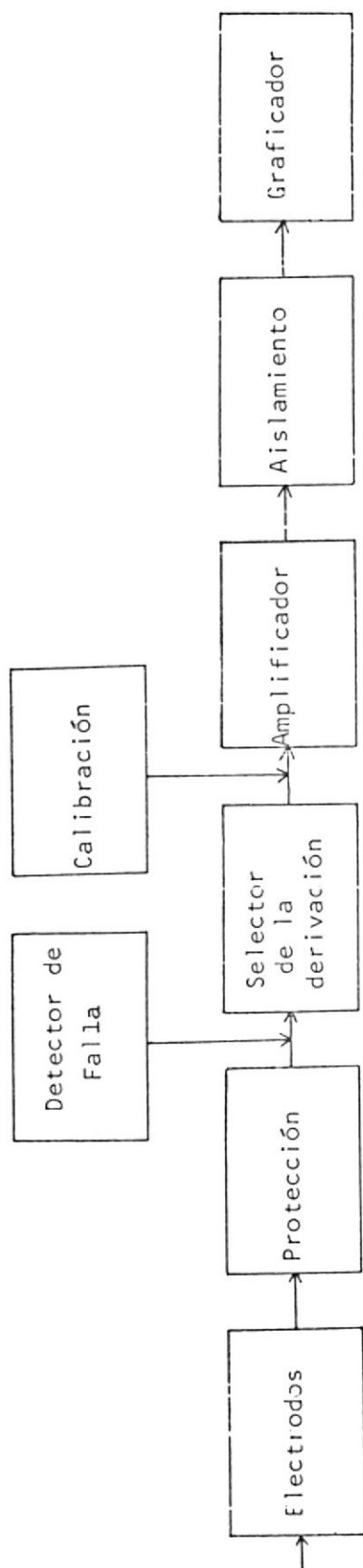


Figura. 3.1. Diagrama de bloques de una máquina ECG (electrocardiógrafo)

de señal/ruido. Porque los artefactos (señales indeseables) tales como voltajes generados por la actividad muscular (el cual cae en el rango de 30 a 2000 Hz) es grandemente reducida.

La figura 3.2 muestra un simple amplificador ECG, los dos amplificadores operacionales de la izquierda forman un amplificador diferencial de alta impedancia de entrada. El potenciómetro de 100 K Ω compensa desbalances de voltaje. El interruptor S₁ descarga en el capacitor de 1.0 μ F en la red de filtro pasa-alto en caso de sobrecarga. El capacitor de 10.0 nF forma un filtro pasa-bajo en conjunción con el resistor de 150 K Ω .

Los amplificadores para el uso con pacientes requiere circuitos de aislamiento mostrado en la figura 3.1. Estos circuitos se aíslan al paciente y amplificador de la tierra del registro e impide que corrientes mayores que 10 μ A circulen a través del paciente.

3.2. INTERFERENCIAS

Una importante tarea de procesamiento es la reducción de interferencia. Una fuente mayor de interferencia es el sistema de energía eléctrica. Líneas de poder en las paredes, piso y tumbado, varios cordones del equipo van conectados en el cuarto, todos irradian campos magnéticos y eléctricos. El campo eléctrico está presente cuando existe voltaje en las líneas, aún cuando no esté fluyendo corriente a través de las líneas. Hay un acoplo en capacitancia entre las líneas y alambres de los electrodos y fluirá una corriente a través del paciente, alambres y máquina.

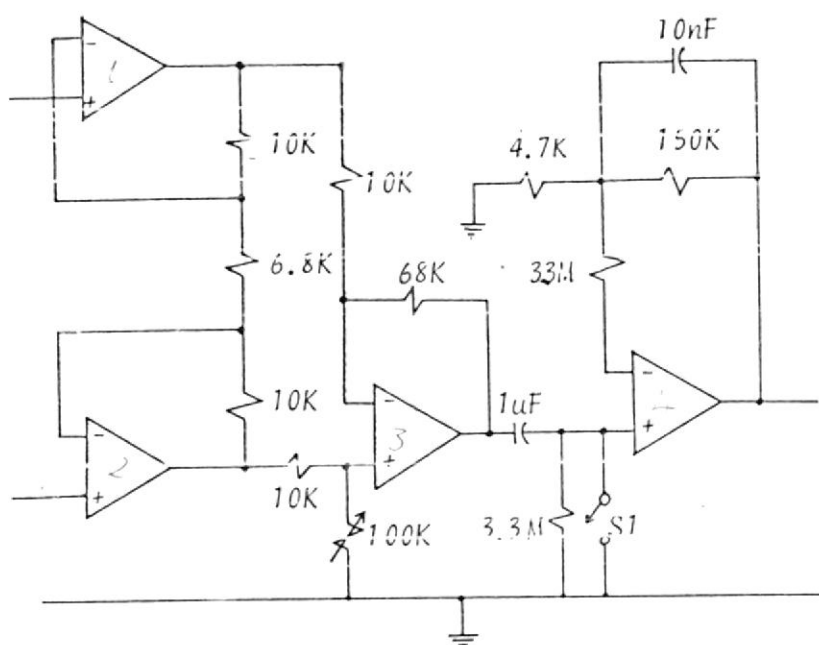


Figura 3.2. Este amplificador ECG tiene en la etapa de acoplamiento-DC una ganancia limitada de 26.8, para que la diferencia de potencial de los electrodos no saturen a los CP-PAMS. La etapa de acoplamiento-AC limita la respuesta de frecuencia y da una ganancia de 33.

El rechazo del campo eléctrico depende por lo general de la habilidad del amplificador diferencial en el electrocardiógrafo para rechazar voltajes de modo común - son voltajes que aparecen en las dos entradas del amplificador al mismo tiempo. Solamente los voltajes no en común - es decir voltajes diferenciales son amplificados.

Las figuras 3.3 y 3.4 muestran como la interferencia del campo eléctrico puede ser reducido usando amplificadores teniendo alta impedancia de entrada y buen "factor de rechazo de modo común" ($CMRR = AV_d / AV_c$); donde AV_d = ganancia de voltaje diferencial y AV_c = ganancia de voltaje modo común. Un buen amplificador tiene un CMRR elevado) y mi nimizando la impedancia de los electrodos, y la diferencia entre ellos.

La interferencia puede ser reducida apantallando los cables y poniendo a tierra esta pantalla (ej: un cable coaxial).

Otra fuente de interferencia de las líneas de poder es la inducción magnética. La corriente induce voltajes en los lazos formados por los cables y el paciente. El voltaje inducido es proporcional a la fuerza del campo magnético y el área de la bobina. La reducción de esta interferencia requiere que la fuerza del campo sea reducido alejando el equipo y cables (difícil en la práctica) o que el área de la bobina sea reducida por el trenzamiento de los alambres de los electrodos todos juntos a lo largo de su longitud.

La figura 3.5 (a) muestra la interferencia 60 Hz de la línea.

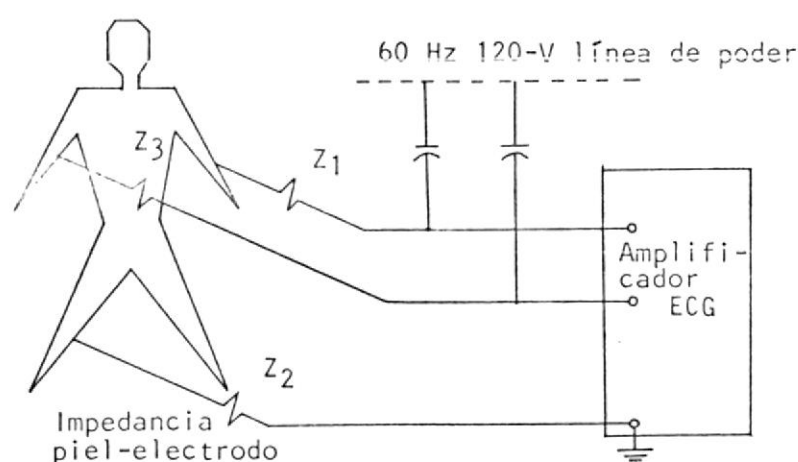


Figura 3.3. Entre la línea de poder y los electrodos hay un acoplamiento capacitivo. La corriente resultante fluirá a través de la impedancia piel-electrodos hacia tierra y la caída de voltaje en la impedancia causa la interferencia de 60 Hz.

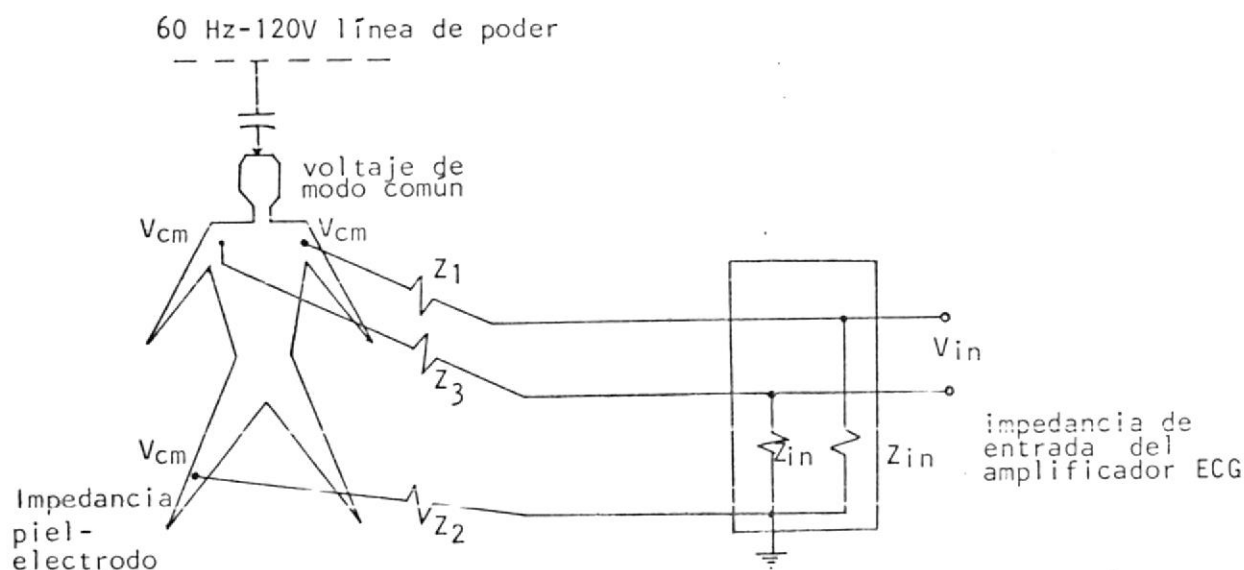


Figura 3.4. El acople capacitivo línea de poder y cuerpo humano produce una corriente que fluirá a través de la impedancia piel-electrodo hacia tierra. El voltaje de modo común resultante en el cuerpo se convierte en voltaje diferencial cuando las impedancias de los electrodos-piel, paciente-cable de la derivación son desiguales.

Resumen de interferencias causadas por:

- 60 Hz (línea de poder)
- Contracciones musculares
- Potencial de contacto (diferencia de potencial entre electrodos y piel)
- Movimiento respiratorio (movimiento de la piel)
- Acople capacitivo paciente red

Otras causas de interferencias son producidas por:

- Chispas de los motores



- Radio-frecuencia (RF)

Otro tipo de interferencia es el ruido interno, que es aquel ruido proprio del equipo producido por : resistencias de carbón, amplificadores operacionales, diodos Zener, SCR, Triacs, etc.



CAPITULO IV

DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL DEL SISTEMA PROSECG

En la figura 4.1 se muestra en forma general como está constituido el "Sistema PROSECG".

4.1. DESCRIPCION Y FUNCIONAMIENTO DE CADA UNO DE LOS BLOQUES

En el punto *i* entra la señal - ECG proveniente de la salida del electrocardiógrafo, generador o simulador de señal -ECG.

BLOQUE 1. Este bloque representa un amplificador cuya ganancia va desde $\times 2$ - $\times 10$ y su función es la de proporcionar una señal de 10 volt_{p-p} aproximadamente, a la entrada del convertidor analógico/digital.

BLOQUE 2. Representa el convertidor analógico/digital (A/D) ADC 0803 LCN CMOS de 8 bits de resolución, configurado para trabajar con un voltaje de entrada entre $+5$ y -5 voltios.

BLOQUE 3. Constituye la interfaz entre el convertidor A/D y el microcomputador COCO-II. Este bloque contiene un PIA-6820 (adaptador de interfaz periférico) y nos proporciona dos puertas de entrada/salida y señales de control e interrupción programables para el MPU-6809E, además hay un temporizador PTM-6840, que se lo utiliza para el control de muestreo, es decir, da la señal de inicio de conver-

SISTEMA PROSECG

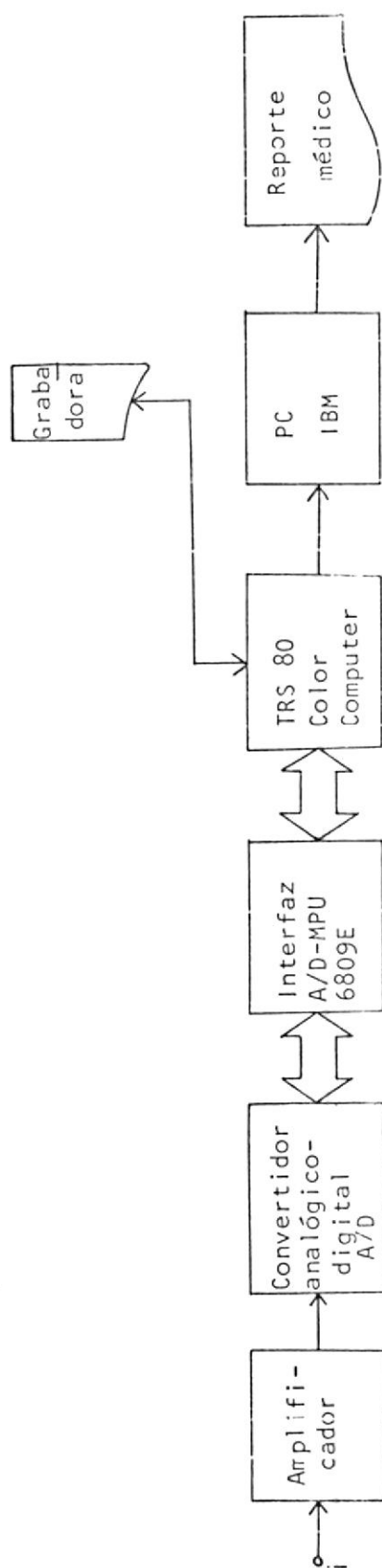


Figura 4.1 Diagrama de bloques general del sistema PROSECG

sión al convertidor A/D cada intervalo de tiempo, denominado tiempo de muestreo.

BLOQUE 4. Representa el computador TRS-80 color Computer II, cuya unidad central de procesamiento es el microprocesador de 8-bits 6809E. Este computador controlará el proceso de muestreo y almacenamiento en memoria de la señal ECG digitalizada.

Como bloque auxiliar tenemos la grabadora, donde se puede almacenar los datos de varias señales ECG en un cassette.

BLOQUE 5. Como bloque final tenemos el computador PC-IBM, el Programa ECG ϕ en lenguaje FORTRAN cargado en este computador, realizará el correspondiente análisis de la señal-ECG y emitirá el reporte médico por la impresora.

CAPITULO V

SISTEMA DE ADQUISICION Y ALMACENAMIENTO DE DATOS EN TIEMPO REAL

El sistema de adquisición y almacenamiento de la señal ECG está constituido por: un convertidor Analógico-Digital (A/D), un temporizador programable (PTM) y un adaptador de interfaz periférico (PIA) como se muestra en la figura 5.1. El control de este sistema lo hace la TRS-80 color computer. La unidad principal central (CPU) de este computador es el microprocesador de 8 bits MC6809E. En el conector del cartucho de la TRS-80 se tienen señales lógicas disponibles del bus del microprocesador para expandir el sistema (ver sección 1 del apéndice A [6]).

El sistema de adquisición de datos está mapeado en memoria del CPU. Tal como se muestra en la figura 5.2..

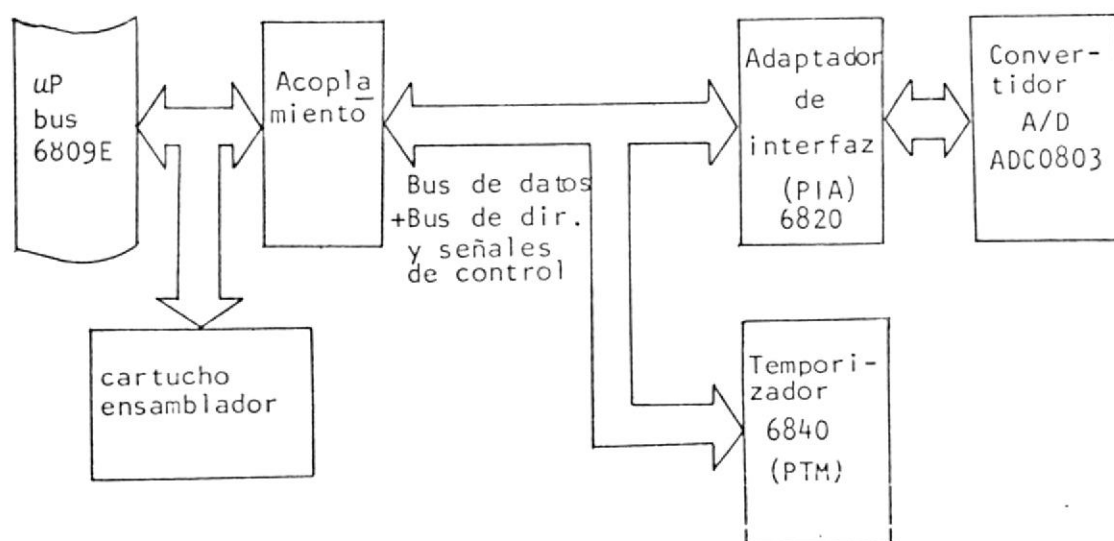


Figura 5.1. Diagrama de bloques del sistema de adquisición y almacenamiento de datos (en tiempo real)

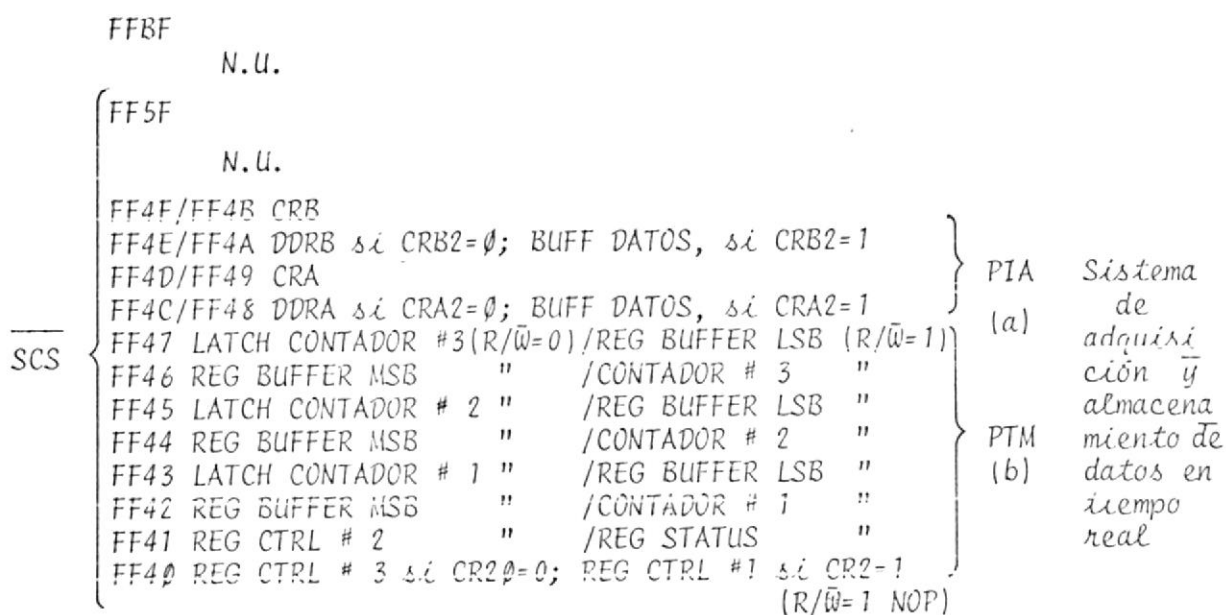


Figura 5.2. Mapa de memoria: ubicación del sistema de adquisición de datos en memoria del CPU. (a) Ver Tabla 5.2 (b) Ver tabla 5.1.

Las señales lógicas del bus del microprocesador utilizadas por el sistema de adquisición de datos son:

$\overline{NMI}$: señal de interrupción no-enmascarada para el CP 1

$\overline{RESET}$: señal principal de inicialización a todo el sistema

E: reloj (0.89 MHz)

R/ $\bar{W}$: señal de lectura/escritura del CPU

D0-D7: bus de datos

A0-A15: bus de dirección

$\overline{SCS}$: señal de selección disponible, decodifica el espacio de memoria FF40₁₆ hasta FF5F₁₆.

A continuación se describe detalladamente cada uno de los dispositivos mencionados del sistema.

5.1. CONVERSION A/D

El principal dispositivo utilizado para digitizar la señal analógica ECG es el convertidor analógico-digital de 8 bits de resolución ADC 0803LCN (ver sección 2 del apéndice A [7]).

En la figura 5.3 se ilustran los diagramas de tiempo del convertidor A/D.

El control de inicio de conversión del ADC0803 es hecho por la entrada lógica negativa $\overline{WR}$ como se muestra en la figura 5.3. Con $\overline{CS}$ y $\overline{WR}$ verdaderas se inicia la conversión, el tiempo de conversión es de $100 \mu S$ aproximadamente, tornándose luego la señal $\overline{INTR}$ verdadera, indicando de este modo "fin de conversión", por lo tanto el microprocesador puede leer el dato del bus, procesarlo e ir almacenando en memoria.

La frecuencia del comando de "inicio de conversión" es denominado - intervalo de muestreo (T_s), tal como se discute en el numeral (5.1.2).

5.1.1. Diagrama Circuitual A/D

En la figura 5.4 se muestra el diagrama circuitual, listo para acoplarlo al bus del CPU, por medio de un adaptador de interfaz periférico (PIA) como se discute en el numeral (5.1.4).

El reloj para el A/D puede ser una fuente de reloj o puede agregarse un circuito RC externo, tal como se muestra en la figura 5.4, de esta manera el A/D trabaja con su propio reloj y cuya frecuencia es:

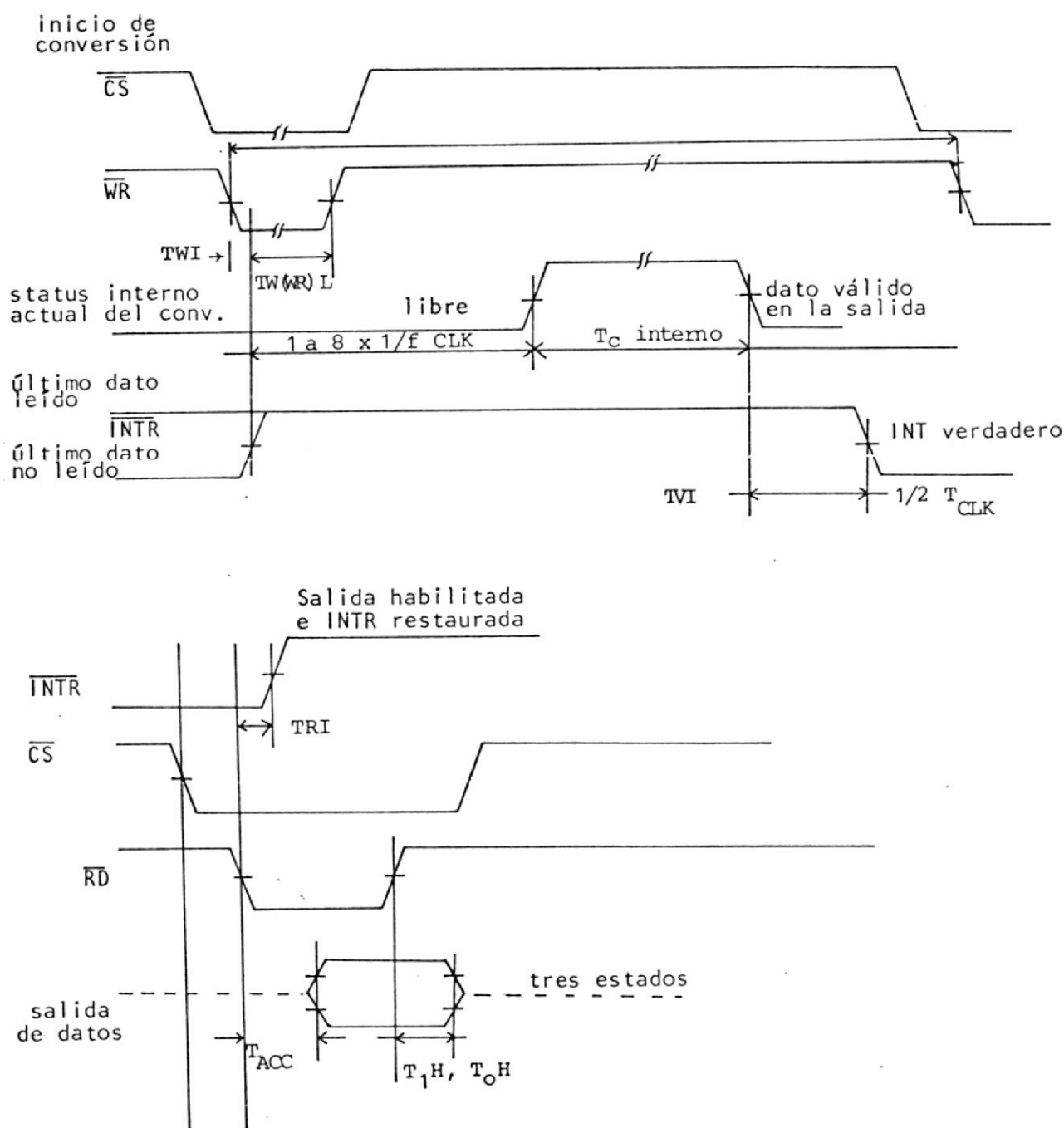


Figura 5.3. Diagramas de tiempo del convertidor

f_{CLK} (Frecuencia del reloj) = 640 KHz

T_c (Tiempo de conversión) = $73 \cdot 1/f_{CLK}$

$TW(WR)L$ (Ancho del pulso de inicio) = 100 nseg.

T_{ACC} (Tiempo de acceso) = 135 nseg.

T_{1H}, T_{oH} (Control de tres estados) = 125 nseg.

TWI (Retardo de flanco negativo de WR para la restauración de INTR=300 nseg.

Fig. 5.3 (continuación)

$$f_{CLK} = \frac{1}{1.1 RC}$$

Con $R = 10K$ y $C = 150 \text{ pF}$ y tenemos una frecuencia $f_{CLK} = 640 \text{ KHz}$.

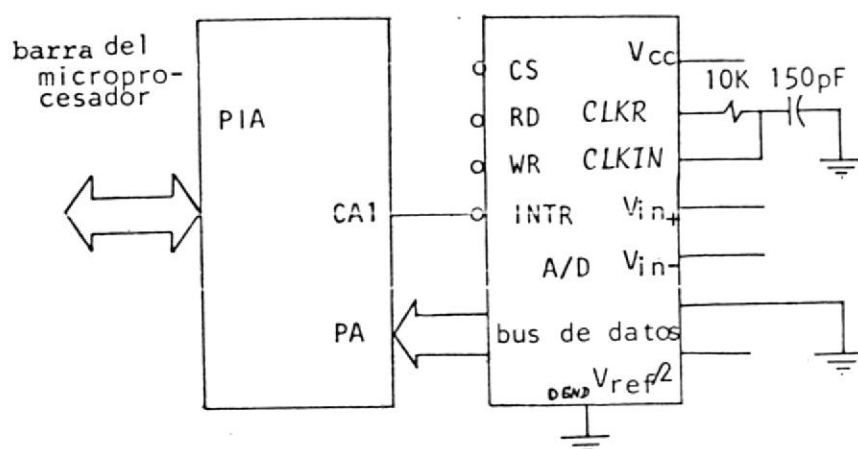


Figura 5.4. Diagrama circuital externo para el convertidor A/D.

5.1.2. Intervalo de muestreo/temporizador programable MC6840 (PTM)

El control del intervalo de muestreo (T_s), es realizado por el temporizador programable MC6840 PTM (ver sección 3 del Apéndice A la descripción de los (pin)) [8]. De la salida IRQ (pin 9) de este dispositivo va conectado a la señal WR (Pin 3) del convertidor A/D. De este modo cada " T_s " segundos el convertidor recibirá la orden de inicio de conversión.

Este tiempo de muestreo " T_s " debe ser lo suficientemente pequeño de tal modo de que no se pierda información de la señal ECG o dicho en otras palabras, para que no haya superposición de frecuencias y al mismo tiempo este intervalo debe ser lo suficiente para permitir al CPU leer el dato del bus, proce-

sarlo e ir almacenando en la localidad de memoria correspondiente para luego esperar por un nuevo dato.

5.1.3. Diagrama circuital temporizador MC6840-MC6809E CPU

La figura 5.5 muestra las conexiones del PTM al bus del microprocesador

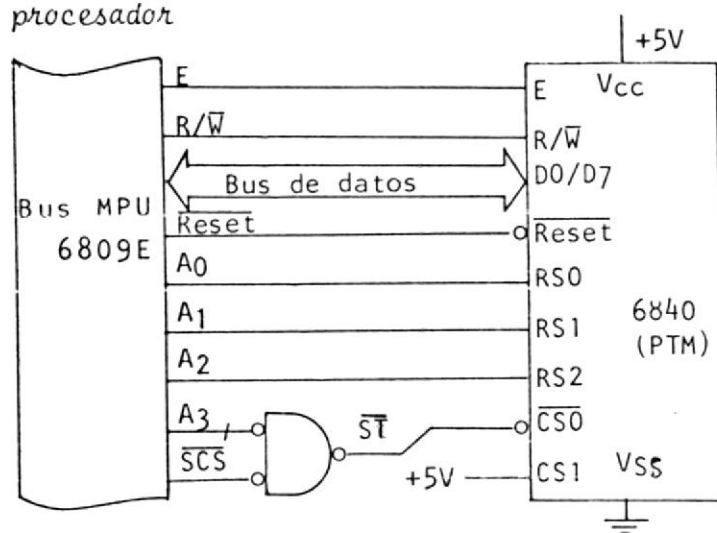


Figura 5.5. Diagrama circuital MC6840 (PTM) - MC6809E CPU.

La señal lógica negativa $\overline{ST}$ (selección del temporizador) decodifica el espacio de memoria $FF40_{16}$ a $FF47_{16}$ (8 bytes de memoria) que es donde está ubicado el temporizador.

5.1.3.1. Programación del temporizador MC6840 (PTM)

Ver sección 3 del apéndice los diferentes modos de operación del temporizador.

La localización en memoria del CPU de cada uno de los registros del temporizador MC6840 se muestra en la tabla 5.1.

Dirección en memoria (CPU)		Entrada de selección de registro		Operaciones	
HEX	RS2	RS1	R10	R/ $\bar{W}$ = 0	R/ $\bar{W}$ = 1
FF40	0	0	0	CR20=0 escritura en registro de control # 3 CR20=1 escritura en registro de control # 1	NOP
FF41	0	0	1	escritura en registro de control # 2	Lectura al registro de status.
FF42	0	1	0	escritura en registro BUFFER MSB	Lectura al contador # 1
FF43	0	1	1	escritura en latch del contador # 1	Lectura al registro Buffer LSB.
FF44	1	0	0	escritura en registro Buffer MSB	Lectura al contador # 2.
FF45	1	0	1	escritura en latch al contador # 2	Lectura al registro Buffer LSB.
FF46	1	1	0	escritura en registro Buffer BSB	Lectura al contador # 3
FF47	1	1	1	escritura en latch del contador # 3.	Lectura al registro Buffer LSB.

*CR20 = Bit 0 del registro de control # 2.

TABLA 5.1. Selección del Registro del MC6840

5.1.4. MC6820(PIA)/Interfaz ADC0803-MC6809ECPU

Para acoplar todas las señales lógicas del convertidor A/D al bus del microprocesador se utiliza el adaptador de interfaz periférico MC6820 (ver sección 4 del Apéndice A [8]).

5.1.4.1. Diagrama circuital ADC0803-MC6820-MC6809E CPU

La figura 5.6 muestra las conexiones del PIA al bus del microprocesador y del A/D al adaptador.

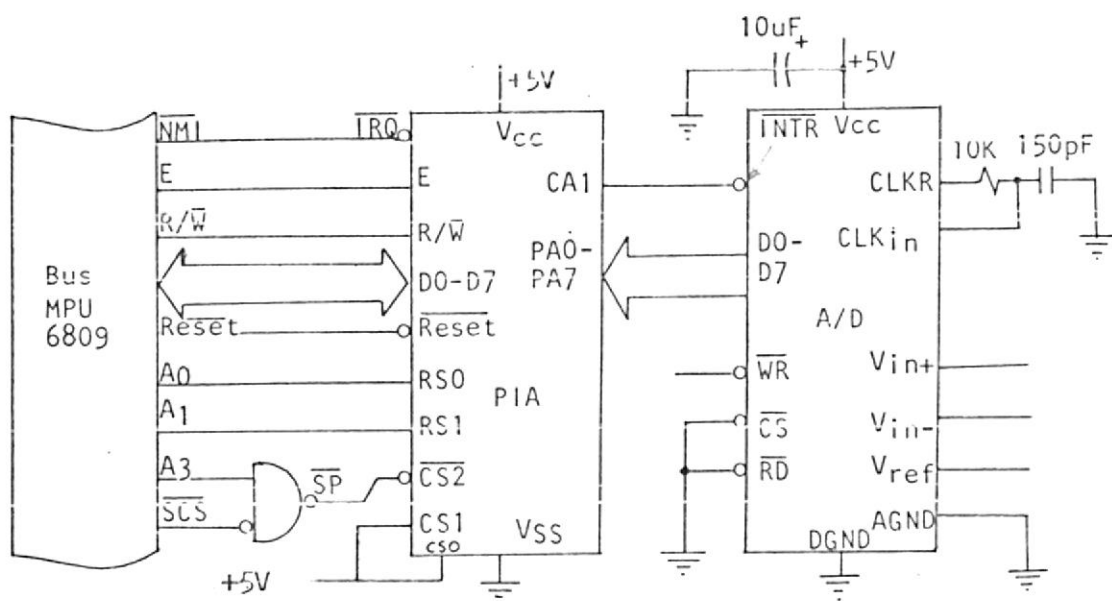


Figura 5.6. Diagrama circuital A/D-PIA-Bus CPU

La señal $\overline{SP}$ (selección del PIA) decodifica el espacio de memoria FF48₁₆ a FF4F₁₆. Puesto que el PIA tiene solamente dos señales de selección de registro RS0 - RS1, entonces cada registro puede ser direccionado por 2 localidades de memoria.

5.1.4.2. Programación del MC6820 (PIA)

Ver sección 4 del Apéndice A, los diferentes modos de operación del PIA.

La dirección en memoria del CPU de los registros del PIA se dan en la tabla 5.2.

Dirección en memoria (CPU)	Entradas de selección de registro		Registro seleccionado
HEX	RS1	RS0	
FF48/FF4C	0	0	Registro de dirección de datos del puerto E/S-A, si CRA2=0
FF49/FF4D	0	1	Registro de control del puerto E/S A
FF4A/FF4E	1	0	Registro de dirección de datos del puerto E/S B si CRB2=0 registro (Buffer) de datos del puerto E/S B si CRB2=1
FF4B/FF4F	1	1	Registro de control del puerto E/S B

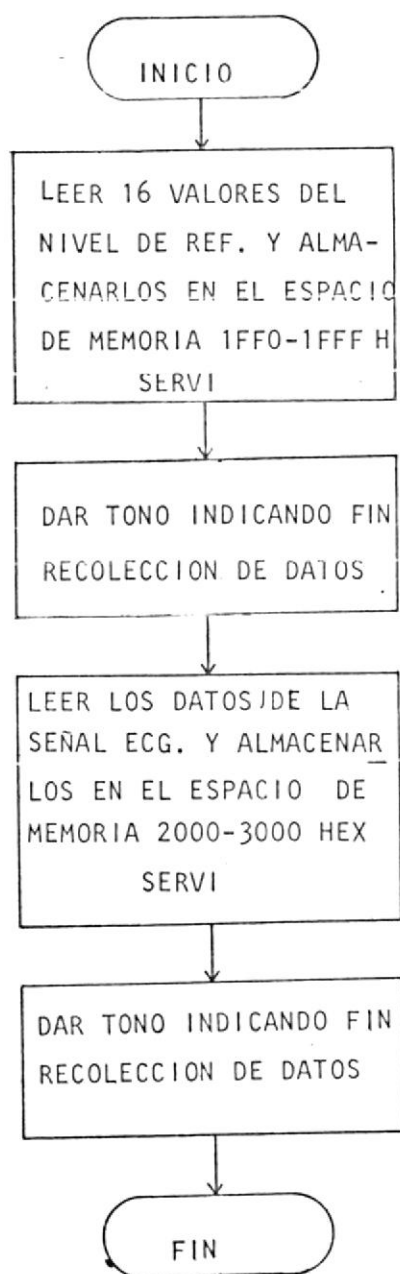
CRA2, CRB2 = Registros de control A, ^BC respectivamente, Bit # 2.

DDRA, DDRB = Registro de dirección de datos del puerto A y B respectivamente.

TABLA 5.2.- Selección de registro del PIA

5.2. DIAGRAMAS DE FLUJO DEL PROGRAMA DE CONTROL DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS.

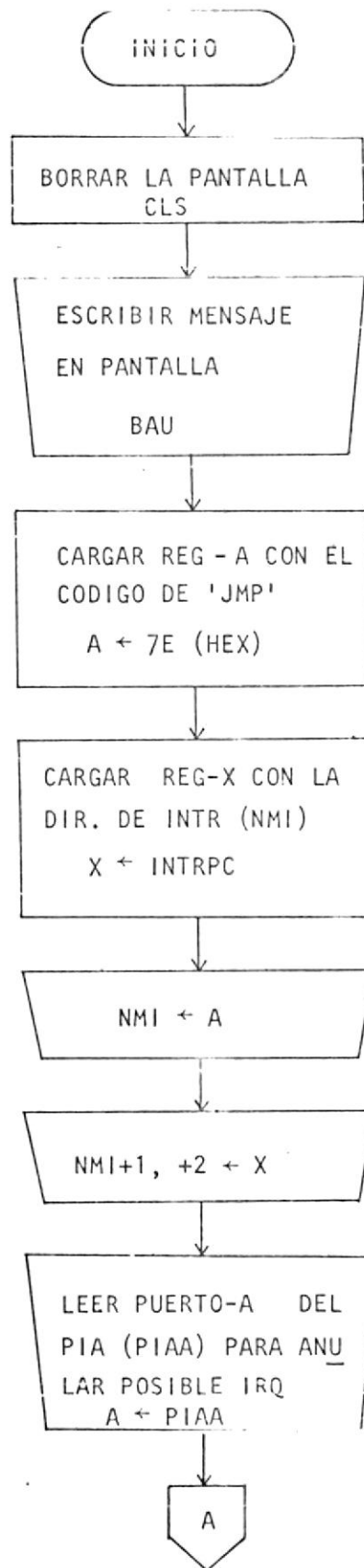
PROGRAMA PRINCIPAL-SADD



(a)

Fig. 5.7 DIAGRAMAS DE FLUJO DE (a) PROGRAMA PRINCIPAL DEL SISTEMA DE ADQUISICION DE DATOS (b) SUBROUTINA DE SERVICIO DE INTERRUPCION.

SUBROUTINA-SERVI



(b)

Fig. 5.7 (continuación)

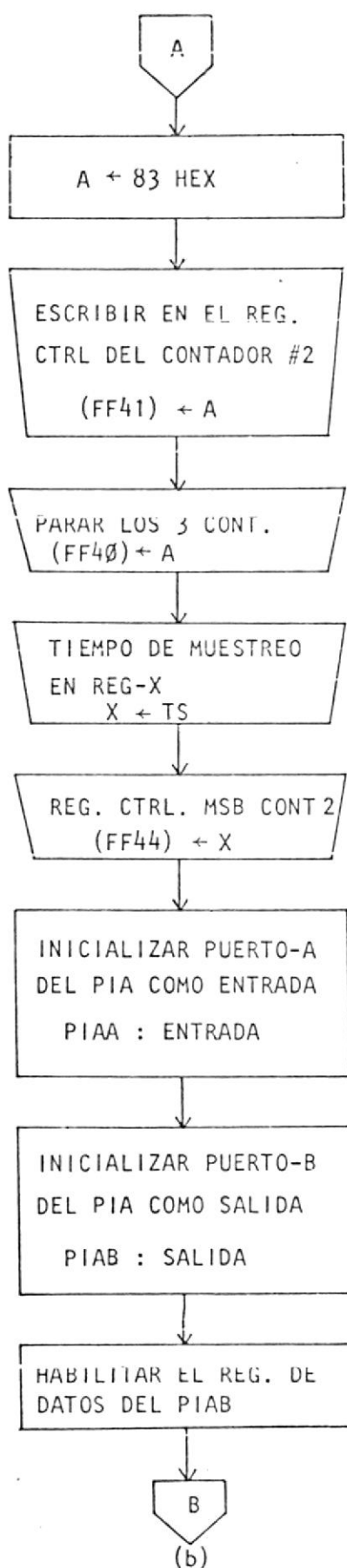


Fig. 5.7 (continuación)

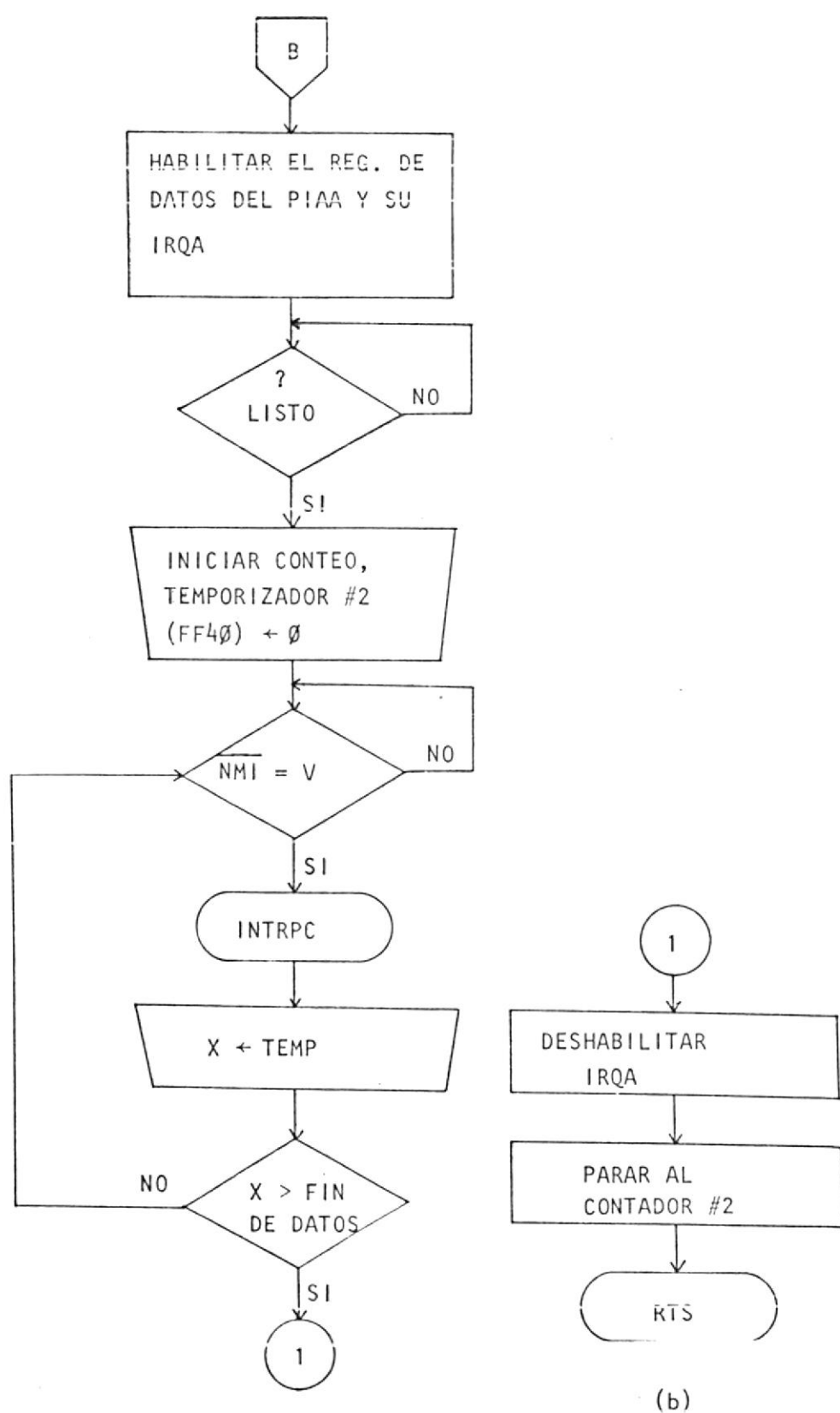


Fig. 5.7 (continuación)

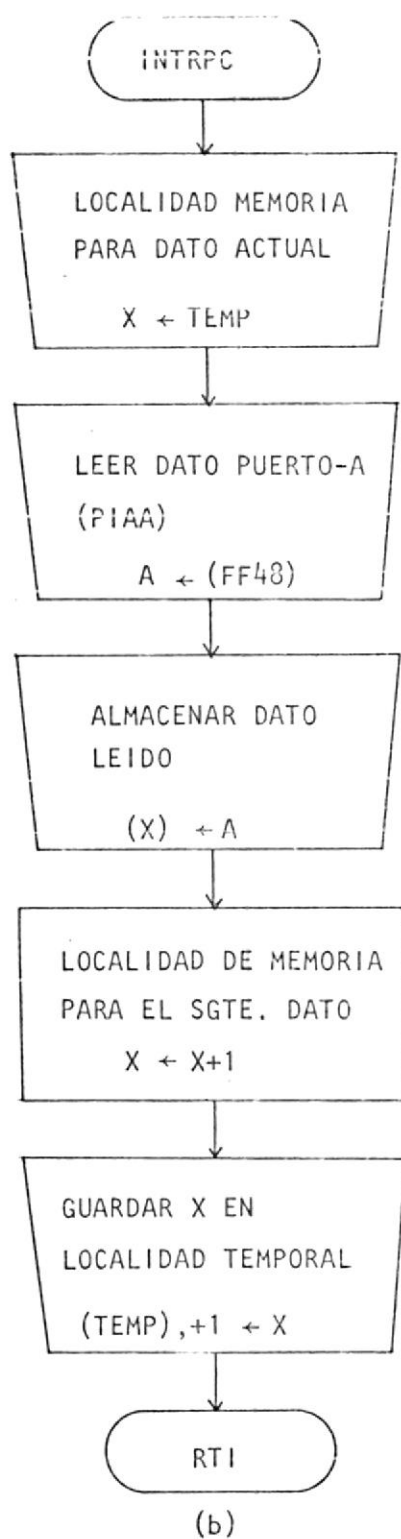


Fig. 5.7 (continuación)

5.3. TRANSMISIÓN DE DATOS EN SERIE UTILIZANDO EL PROTOCOLO RS232 AL COMPUTADOR IBM-PC.

Para transmitir un archivo de datos desde el computador personal TRS80 al IBM, se aplica el siguiente protocolo de transferencia de archivos [17] :

- a) Todos los datos son transmitidos en líneas y cada línea es finalizada con el caracter CR\$.
- b) Los siguientes códigos de control son usados :
 - CR\$ = Fin de línea (0D HEX)
 - IBG\$ = Inicio de transmisión (1C HEX)
 - ITM\$ = Fin de transmisión (17 HEX)

El programa escrito para el computador TRS80 para transmitir un archivo, opera como sigue :

- 1) El programa envía una línea texto finalizando con IBG\$CR\$ (esta línea contiene un mensaje "TRANSMITIENDO").
- 2) Entonces, el programa transmite el archivo y cada línea de éste, es finalizado con el código CR\$.
- 3) Cuando todas las líneas del archivo han sido enviadas, se envía una línea texto finalizado con ITM\$CR\$ (esta línea contiene el mensaje "FIN DE TRANSMISION").

NOTA: Todos los datos son enviados en código ASCII.

5.4. DIAGRAMAS DE FLUJO DEL PROGRAMA DE TRANSMISIÓN PARA EL COMPUTADOR TRS-80

PROGRAMA PRINCIPAL-TXIBM

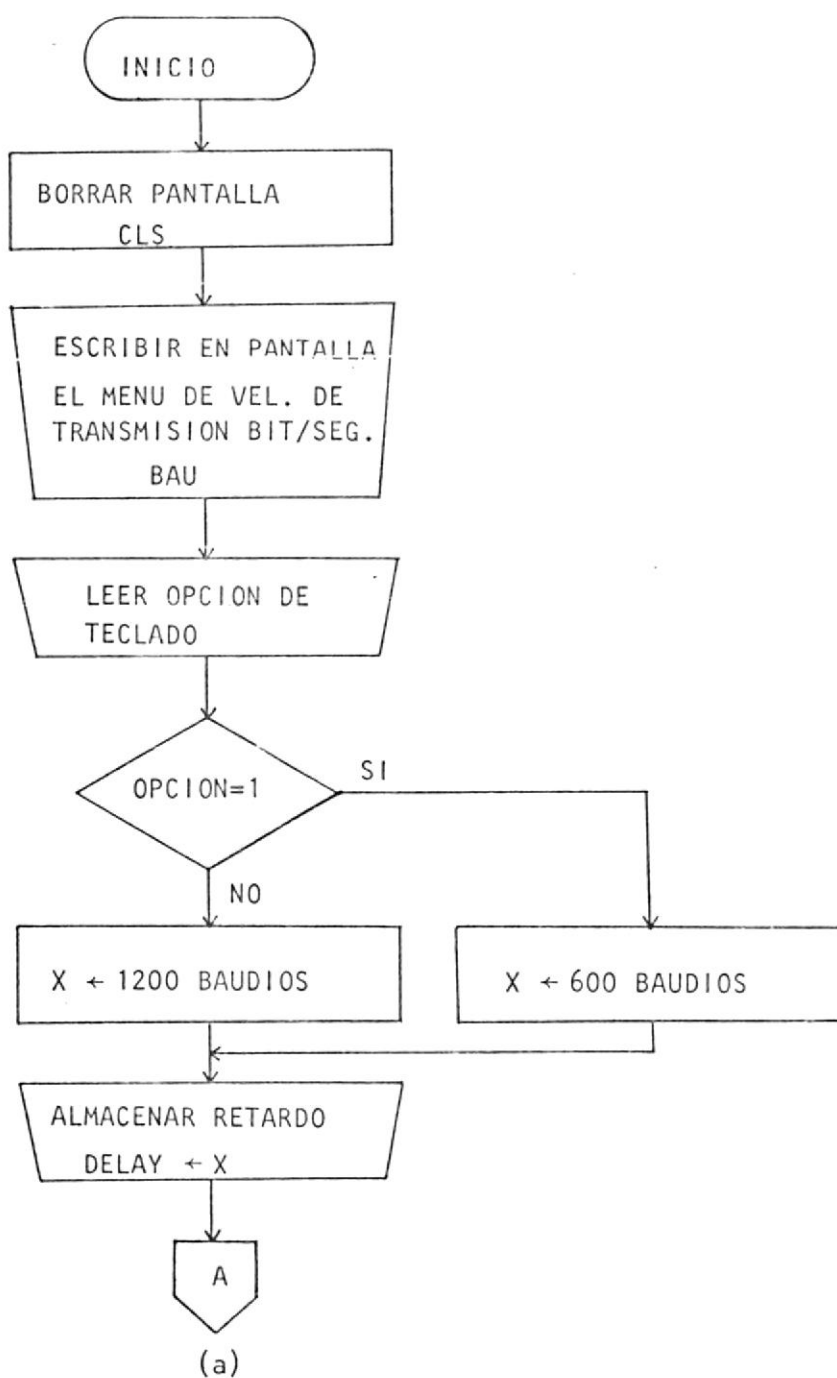


Fig. 5.8 Diagramas de flujo de (a) programa principal de transmisión de datos a la IBM-PC (b) subrutina de código ASCII (c) subrutina de transmisión en serie por la interfaz RS232.

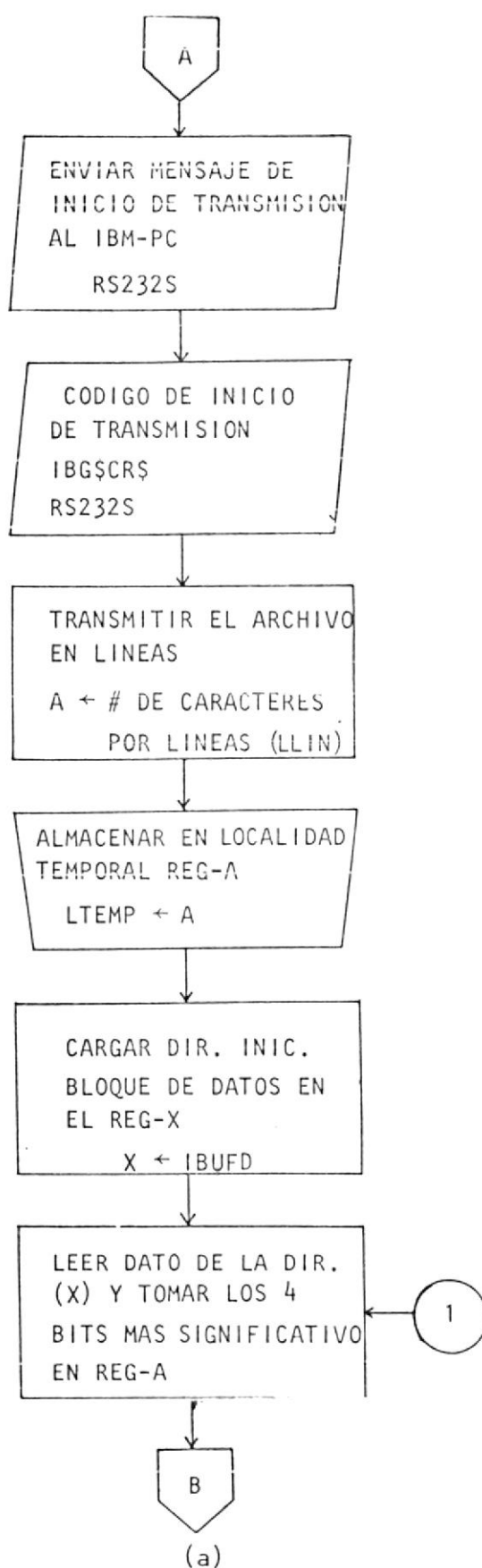


Fig. 5.8 (continuación)

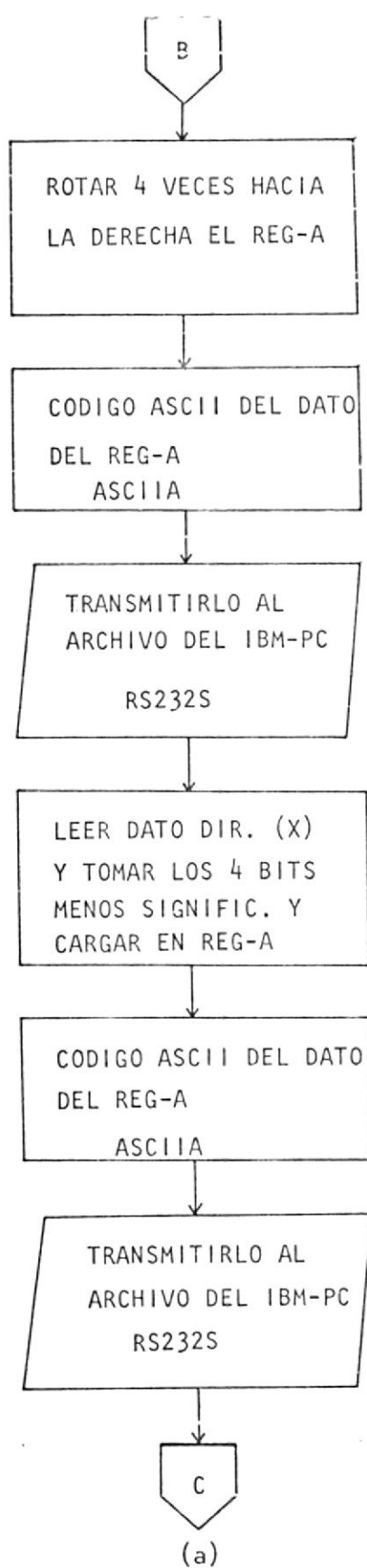


Fig. 5.8 (continuación)

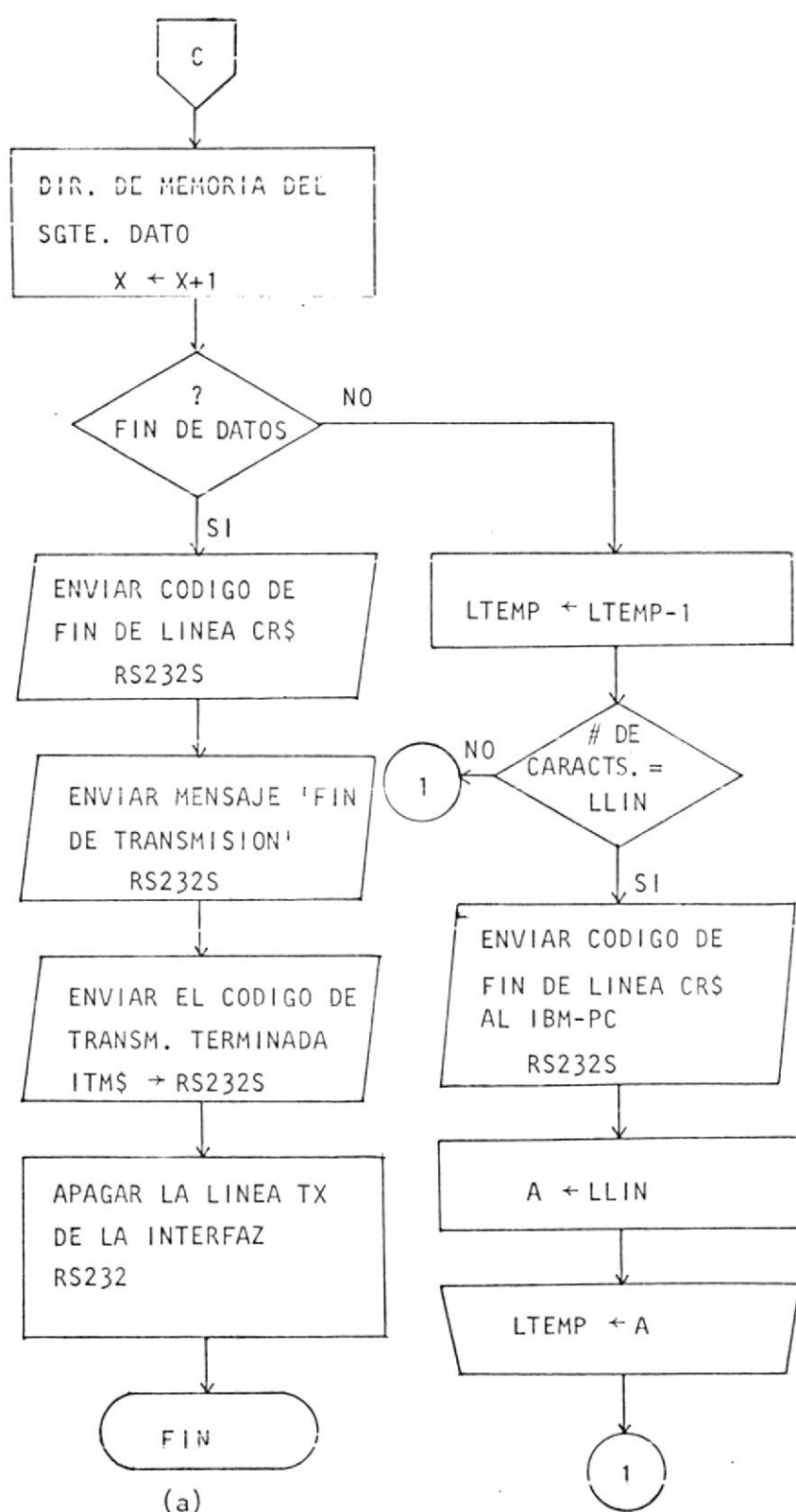
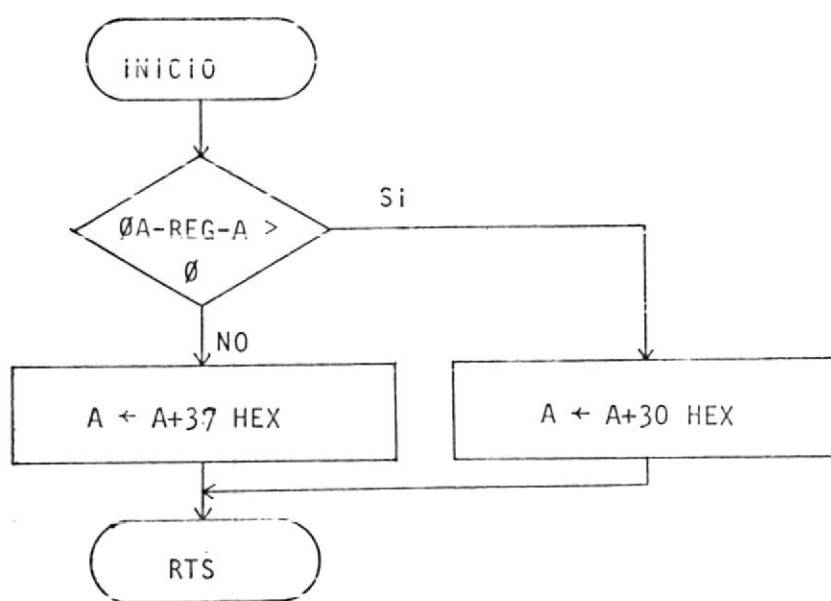


Fig. 5.8 (continuación)

SUBROUTINA-ASCII A



(b)

Fig. 5.8 (continuación)

SUBROUTINA-RS232S

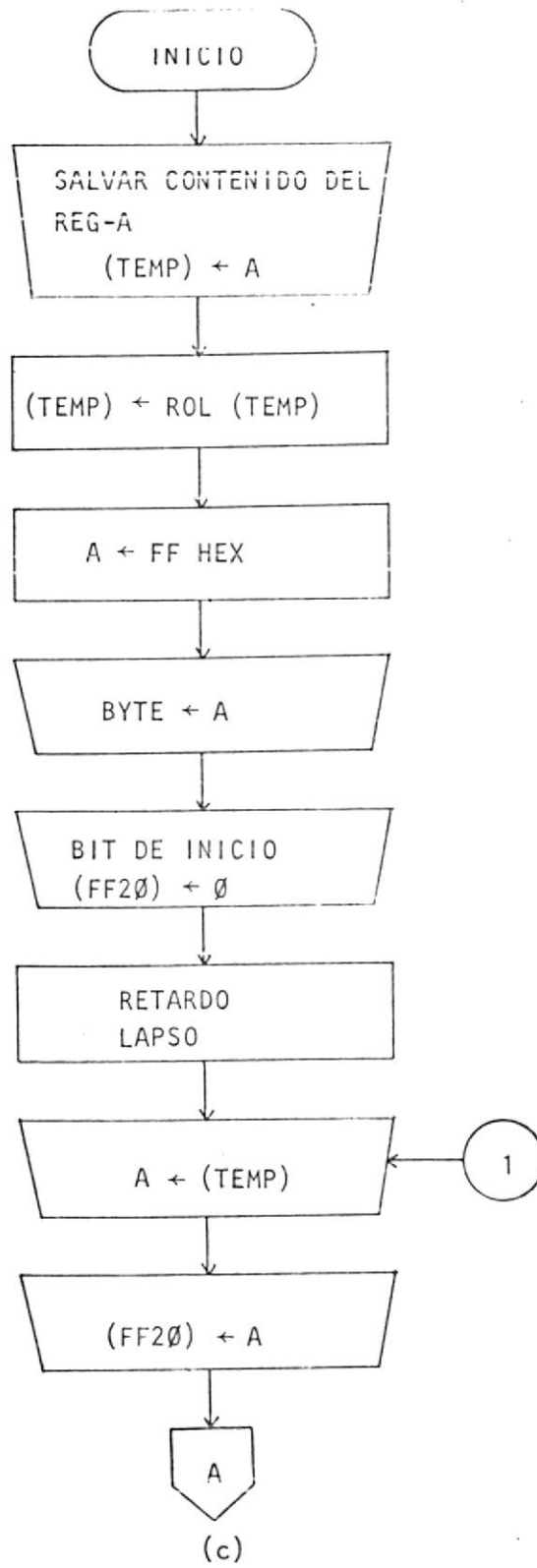


Fig. 5.8 (continuación)

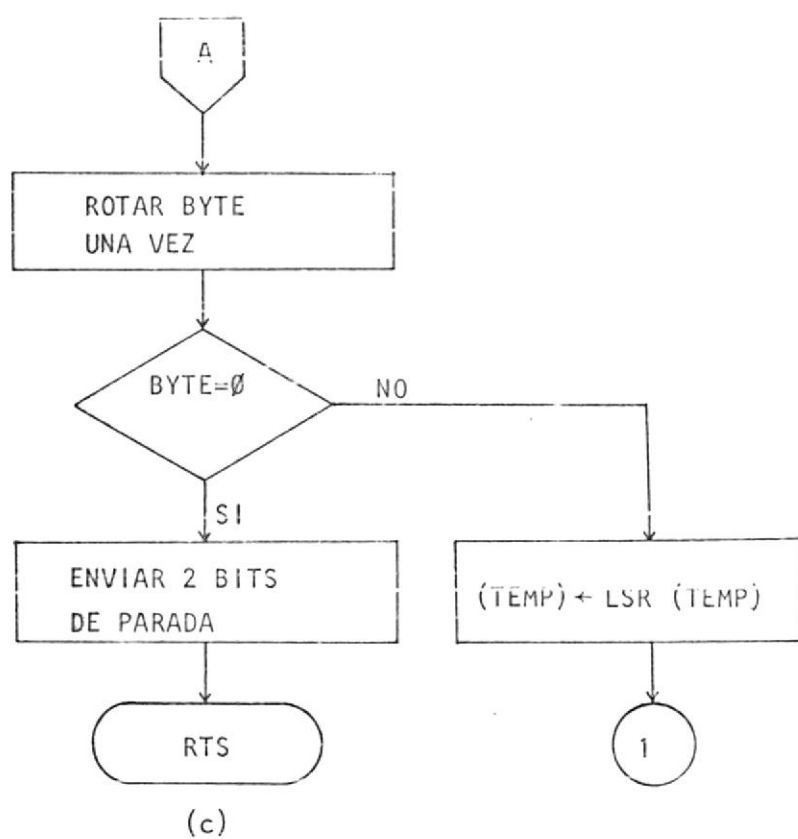


Fig. 5.8 (continuación)

CAPITULO VI

MODELAMIENTO DE SEÑALES ECG

6.1. MODELAMIENTO EN POLOS ^c / ZEROS

La técnica utilizada para el modelamiento en polos y ceros de la señal ECG, es el método "directo" [9.] A continuación desarrollamos este procedimiento.

El objetivo es diseñar una función del sistema $F(Z)$ el cual se aproxime bastante a $X(Z)$, es decir:

$$F(Z) \approx X(Z)$$

Imaginemos que tenemos una operación de filtramiento deseado el cual es descrito por la respuesta impulso del filtro. Podemos diseñar el filtro recursivo el cual sea bastante aproximado a la respuesta deseada. En otras palabras, dado algún filtro deseado $X(Z)$ requerimos los coeficientes de $A(Z)$ y $B(Z)$ del filtro.

$$F(Z) = \frac{A(Z)}{B(Z)} = b_0 + b_1 Z + b_2 Z^2 + b_3 Z^3 + \dots, \quad (6.1)$$

Tal que:

$$F(Z) \approx X(Z) = x_0 + x_1 Z + x_2 Z^2 + \dots + x_K Z^K \quad (6.2)$$

A continuación describimos la técnica para la determinación de $A(Z)$ y $B(Z)$:

$$A(Z) = a_0 + a_1 Z + a_2 Z^2 + \dots + a_N Z^N \quad (6.3)$$

y

$$B(Z) = 1 + b_1 Z + b_2 Z^2 + \dots + b_M Z^M \quad (6.4)$$

Donde:

K es la longitud de la secuencia $X(n)$; N y M son números arbitrarios los cuales fijan el número de coeficientes de A y B . Los números N y M deben ser escogidos bastante grandes para que $F(Z)$ sea bastante aproximado a $X(Z)$.

De la ecuación (6.1) obtenemos $F(Z) B(Z) = A(Z)$ y sustituyendo (6.3) y (6.4) tenemos que:

$$F(Z) (1 + b_1 Z + b_2 Z^2 + \dots + b_M Z^M) = a_0 + a_1 Z + a_2 Z^2 + \dots + a_N Z^N \quad (6.5)$$

Puesto que la multiplicación de los transformados- Z es equivalente a la convolución de las series en tiempo-discreto, la serie de los coeficientes a_n es igual a la convolución de los coeficientes b_n con los coeficientes b_n

$$a_n = \sum_{j=0}^M b_j b_{n-j} \quad (6.6)$$

puesto que $b_0 = 1$

$$b_n + \sum_{j=1}^M b_j b_{n-j} = a_n \quad (6.7)$$

$$b_n = a_n - \sum_{j=1}^M b_j b_{n-j} \quad (6.8)$$

la operación representada por la ecuación (6.8) es equivalente al impulso $F(Z)$ y recursivamente encontrando la respuesta impulsiva. Puesto que $a_n = 0$ para $n > N$.

De la ecuación (6.3) podemos escribir que

$$\delta_n = - \sum_{j=1}^M b_j \delta_{n-j}, \text{ para } n > N \quad (6.9)$$

Si escogemos los coeficientes b_j , de tal manera que la respuesta δ_n sea bien aproximada a la respuesta deseada $x(n)$ para $n > N$, podemos escribir que:

$$x_n \approx - \sum_{j=1}^M b_j x_{n-j} \quad (6.10)$$

Definiendo una serie de error, e_n , el cual puede ser agregado al lado derecho de la ecuación (6.10) para que la aproximación ($\approx$) se convierta en igualdad (=).

$$x_n = - \sum_{j=1}^M b_j x_{n-j} + e_n \quad (6.11)$$

Por lo tanto

$$e_n = x_n + \sum_{j=1}^M b_j x_{n-j} \quad (6.12)$$

Escogiendo los coeficientes de tal manera que el error al cuadrado sea minimizado, esto es:

$$e^2 = \sum_{n=N+1}^K \left[x_n + \sum_{j=1}^M b_j x_{n-j} \right]^2, \quad (b_0 = 1) \quad (6.13)$$

La ecuación (6.13) es minimizado de la siguiente forma:

Derivamos con respecto a $b_1, b_2, \dots, b_M$ y la ecuación resultante igualamos a cero:

$$\begin{aligned} \frac{de^2}{db_j} &= \frac{d}{db_j} \left\{ \sum_{n=N+1}^K \left[x_n + \sum_{j=1}^M b_j x_{n-j} \right]^2 \right\} \\ &= 2 \sum_{n=N+1}^K \left[x_n + \sum_{j=1}^M b_j x_{n-j} \right] \left[\sum_{j=1}^M x_{n-j} \right] \end{aligned}$$

Iguualando a cero:

$$\sum_{n=N+1}^K \left[\sum_{j=1}^M x_n x_{n-j} + \sum_{j=1}^M b_j x_{n-j} \sum_{j=1}^M x_{n-j} \right] = 0.0$$

$$\sum_{n=N+1}^K \left[\sum_{j=1}^M b_j x_{n-j} \sum_{j=1}^M x_{n-j} \right] = - \sum_{n=N+1}^K \sum_{j=1}^M x_n x_{n-j} \quad (6.14)$$

El término de la derecha $- \sum_{n=N+1}^K \sum_{j=1}^M x_n x_{n-j}$ es igual a

$\sum_{j=1}^M \sum_{n=N+1}^K x_n x_{n-j}$ (6.15), por lo tanto vemos que para cada j tenemos un término, obteniendo de esta manera un vector columna con M filas, la expresión de la izquierda

$\sum_{n=N+1}^K \sum_{j=1}^M b_j x_{n-j} \sum_{j=1}^M x_{n-j}$ de la ecuación (6.14) podemos reescribirla de la siguiente manera:

$\sum_{n=N+1}^K \sum_{j=1}^M b_j x_{n-j} \sum_{i=1}^M x_{n-i}$ (6.16) de la misma manera que la

expresión (6.15), la expresión (6.16) nos genera para cada j o i un término; como tenemos que j e $i = 1, 2, \dots, M$ entonces tendremos $M \times M$ términos que multiplicados por los b_j (vector columna) formamos las siguientes ecuaciones lineales:

$$\sum_{i=1}^M b_i \phi_{ji} = \phi_j \quad ; \quad j = 1, 2, \dots, M$$

Donde:

$$\phi_{ij} = \sum_{n=N+1}^K X_{n-i} X_{n-j} \quad ; \quad i = 1, 2, \dots, M$$

$$j = 1, 2, \dots, M$$

$$y \quad \phi_i = - \sum_{n=N+1}^K X_n X_{n-i} \quad ; \quad i = 1, 2, \dots, M$$

es decir

$$b_1 \phi_{11} + b_2 \phi_{12} + \dots + b_M \phi_{1M} = \phi_1$$

$$b_1 \phi_{21} + b_2 \phi_{22} + \dots + b_M \phi_{2M} = \phi_2$$

$$\vdots \quad \quad \quad \vdots \quad \quad \quad \vdots$$

$$b_1 \phi_{M1} + b_2 \phi_{M2} + \dots + b_M \phi_{MM} = \phi_M$$

que matricialmente es:

$$\begin{bmatrix} \phi_{11} & \phi_{12} & \dots & \phi_{1M} \\ \phi_{21} & \phi_{22} & \dots & \phi_{2M} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \phi_{M1} & \phi_{M2} & \dots & \phi_{MM} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \phi_1 \\ \phi_2 \\ \vdots \\ \phi_M \end{bmatrix}$$

(6.17)

con la respuesta impulso $X[n]$; que es nuestra secuencia de entrada podemos determinar los ϕ_{ij} , y ϕ_i y resolviendo el sistema (6.17) - encontramos los coeficientes b_j .

Una vez determinado los coeficientes b_j entonces, haciendo:

$$C(Z) = 1/B(Z) = c_0 + c_1 Z + \dots + c_K Z^K$$

tenemos que

$$\delta_n = \sum_{j=0}^N a_j c_{n-j} \quad (6.18)$$

definiendo e (error) como:

$$e_n = \delta_n - X_n$$

El error al cuadro es:

$$e^2 = \sum_{n=0}^K \left[\sum_{j=0}^N a_j c_{n-j} - X_n \right]^2 \quad (6.19)$$

y minimizando la expresión (6.19)

$$\frac{d(e^2)}{da_j} = 2 \sum_{n=0}^K \left[\sum_{j=0}^N a_j c_{n-j} - X_n \right] \sum_{j=0}^N c_{n-j}$$

Iguando a cero $de^2/da_j = 0$

$$0 = \sum_{n=0}^K \left[\sum_{j=0}^N a_j c_{n-j} \sum_{j=0}^N c_{n-j} \right] - \sum_{n=0}^K \sum_{j=0}^N X_n c_{n-j}$$

Cambiando i por j en los sumandos siguientes:

El término $\sum_{n=0}^K \left[\sum_{j=0}^N a_j c_{n-j} \sum_{i=0}^N c_{n-i} \right]$ tenemos que para cada j e i obtenemos un elemento ji . como $j = 0, \dots, N$ e $i = 0, \dots, N$ obtendremos $N \times N$ elementos que multiplicado por los a_j y $\sum_{n=0}^K \sum_{i=0}^N X_n c_{n-i}$ (vector columna con i filas).

Obtenemos el siguiente sistema de ecuaciones lineales:

$$\sum_{i=0}^K a_i \psi_{ji} = \psi_j \quad j = 0, 1, \dots, N \quad (6.20)$$

Donde:

$$\psi_{ji} = \sum_{n=0}^K c_{n-j} c_{n-i} \quad \begin{matrix} i = 0, 1, \dots, N \\ j = 0, 1, \dots, N \end{matrix}$$

$$\psi_i = \sum_{n=0}^K x_n c_{n-i} \quad i = 0, 1, \dots, N$$

Desarrollando:

$$\begin{aligned} a_0 \psi_{00} + a_1 \psi_{10} + \dots + \psi_{N0} &= \psi_0 \quad (i = 0) \\ a_0 \psi_{01} + a_1 \psi_{11} + \dots + \psi_{N1} &= \psi_1 \quad (i = 1) \\ &\vdots \\ a_0 \psi_{0N} + a_1 \psi_{1N} + \dots + \psi_{NN} &= \psi_N \quad (i = N) \end{aligned} \quad (6.21)$$

Matricialmente expresado:

$$\begin{bmatrix} \psi_{00} & \psi_{10} & \dots & \psi_{N0} \\ \psi_{01} & \psi_{11} & & \psi_{N1} \\ \vdots & & & \psi_{ji} \\ \psi_{0N} & \psi_{1N} & & \psi_{NN} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ \vdots \\ a_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \psi_0 \\ \psi_1 \\ \vdots \\ \psi_N \end{bmatrix} \quad (6.22)$$

De la misma manera que para b_j , resolvemos este sistema (6.22) determinamos los coeficientes del polinomio del numerador de $F(Z)$.

De esta manera queda determinada la función de transferencia $F(Z)$ de un sistema (función del sistema), de la forma $F(Z) = A(Z)/B(Z)$.

6.2. DIAGRAMAS DE FLUJO PARA EL MODELAMIENTO

PROPOSITO

El propósito es diseñar un programa (Sub rutina MODPZ) para modelar una secuencia de entrada $X(n)$, $n = 0, \dots, K$; en polos-ceros esto es, primero determinamos su transformada- Z de la forma $X(Z) = Z(Z)/V(Z)$ y luego hallamos las raíces del polinomio $B(Z)$ de orden M polos de $X(Z)$ y las raíces del polinomio $A(Z)$ de orden N ceros de $X(Z)$.

METODO

El método utilizado es el de 'Shank' [9] descrito previamente en el numeral (6.1) los algoritmos utilizados son:

Para determinar los coeficientes b_j del polinomio $B(Z)$

$$\sum_{i=1}^M b_i \phi_{ij} = \phi_j \quad ; \quad j = 1, 2, \dots, M$$

$$\phi_{ij} = \sum_{n=N+1}^K x_{n-i} x_{n-j} \quad ; \quad \begin{matrix} i = 1, 2, \dots, M \\ j = 1, 2, \dots, M \end{matrix}$$

$$\phi_j = - \sum_{n=N+1}^K x_n x_{n-j} \quad ; \quad j = 1, 2, \dots, M$$

Para la determinación de los coeficientes a_i del polinomio $A(Z)$

$$\sum_{i=0}^N a_i \psi_{ij} = \psi_j \quad ; \quad j = 0, 1, \dots, N$$

$$\psi_{ij} = \sum_{n=0}^K c_{n-i} c_{n-j} \quad ; \quad \begin{matrix} i = 0, 1, \dots, N \\ j = 0, 1, \dots, N \end{matrix}$$

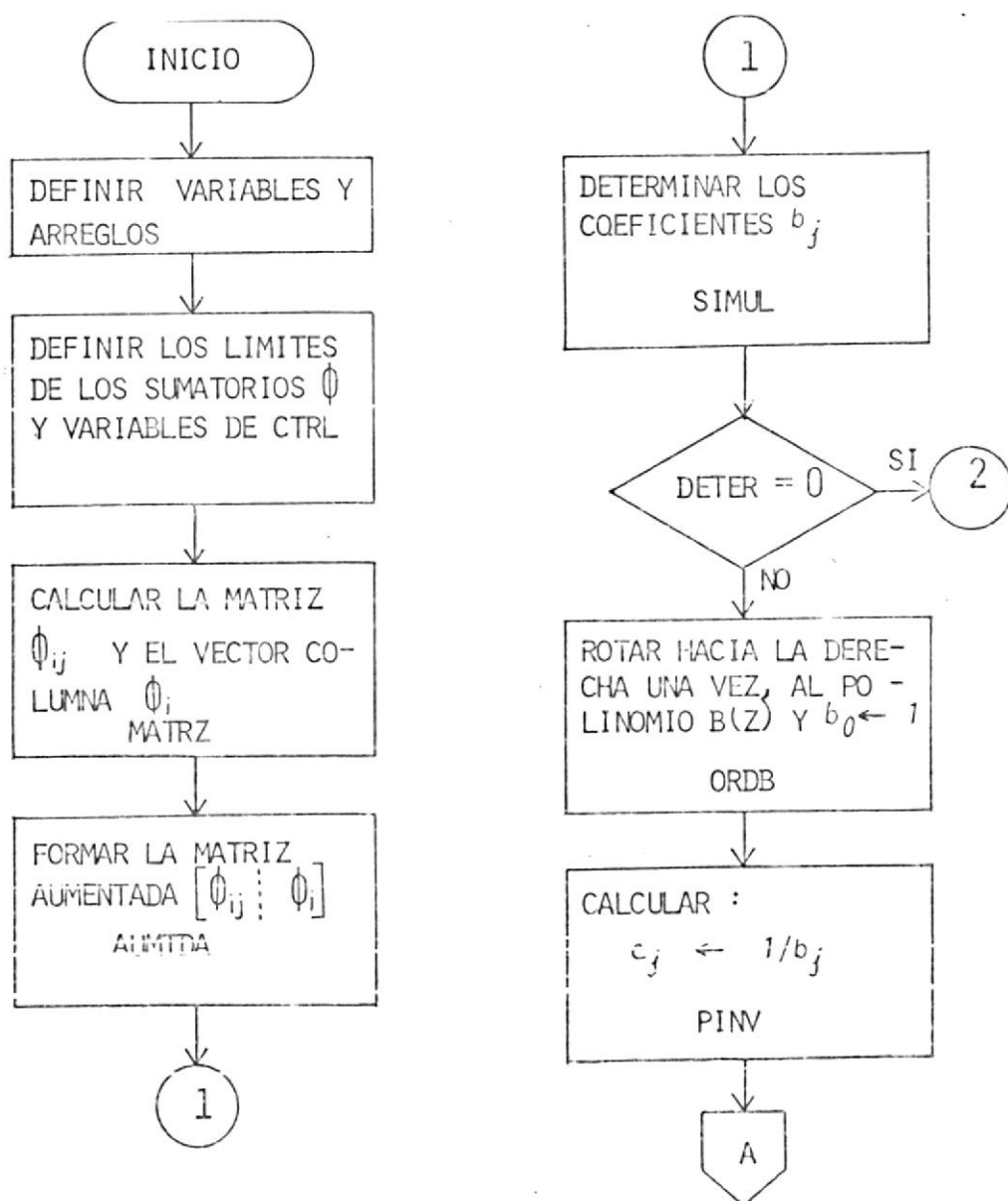
$$\psi_j = \sum_{n=0}^K x_n c_{n-j} \quad ; \quad j = 0, 1, \dots, N$$

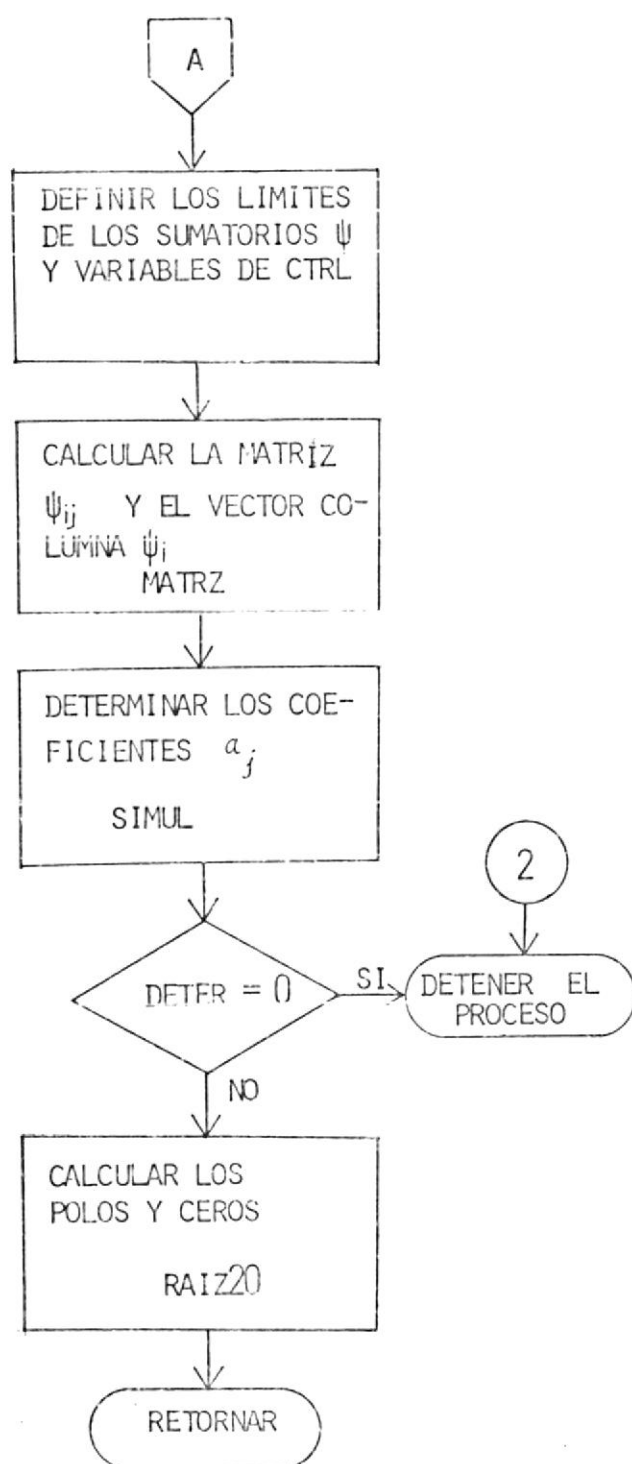
donde N y M son números arbitrarios y fijos, K es la longitud de la señal $X(n)$ y

$$c(z) = \frac{1}{b(z)} = c_0 + c_1 z + c_2 z^2 + \dots + c_K z^K$$

Para encontrar los polos y ceros de $X(z)$ utilizamos las subrutinas RAIZ20, FACT y PROOT.

Figura 6.1. DIAGRAMA DE FLUJO
SUBROUTINA MODPZ





DEFINICION DE LAS VARIABLES EN FORTRAN

LIMF	Límite inferior del sumatorio $\Phi_{i,j}$ o $\psi_{i,j}$
LSUP	Límite superior del sumatorio $\Phi_{i,j}$ o $\psi_{i,j}$
IORDN	Orden del polinomio $A(z)$ o $B(z)$ (N y M respectivamente)
M	Orden del polinomio $B(z)$
N	Orden del polinomio $A(z)$
IR	Variable de control utilizada por la subrutina PROOT
K	Longitud de la señal $X(n)$
X	Secuencia de entrada $X(n)$, $n = 0, 1, \dots, K$
INIC	Valor inicial de los subíndices i, j
INDICE	Variable de control, si índice = 1, calculamos $\Phi_{i,j}$ y si índice = 2, calculamos $\psi_{i,j}$
INDIC	Variable de control utilizada por la función SIMUL
EPS	Error mínimo absoluto utilizada por la función SIMUL
Arreglos:	
A	Coefficientes del polinomio $A(z)$
B	Coefficientes del polinomio $B(z)$
C	Coefficientes del polinomio $C(z)$
FHIJ	Elementos de la matriz $\Phi_{i,j}$ (si índice=1) Luego contiene los elementos de la matriz $\psi_{i,j}$ (índice=1)
FHJ	Elementos del vector columna Φ_j (con índice=1), continúa luego los elementos de ψ_j (con índice=2)
AUX	Arreglo auxiliar (para matriz aumentada)
ZR	Parte real de las raíces del polinomio $A(z)$
ZI	Parte imaginaria de las raíces del polinomio $A(z)$
PR	Parte real de las raíces del polinomio $B(z)$

- PI Parte imaginaria de las raíces del polinomio $B(z)$
- CI Coeficientes del resultado de la multiplicación
de $B(z) \cdot C(z) = CI(z)$

Subrutinas utilizadas: MATRZ, AUMTDA*, ORDB*, PINV*, ORDESC*,
FACT*[10], PROOT*, RAIZ20.

* No se muestran sus diagramas de flujo, los listados se en
cuentran en la sección 4 del apéndice D.

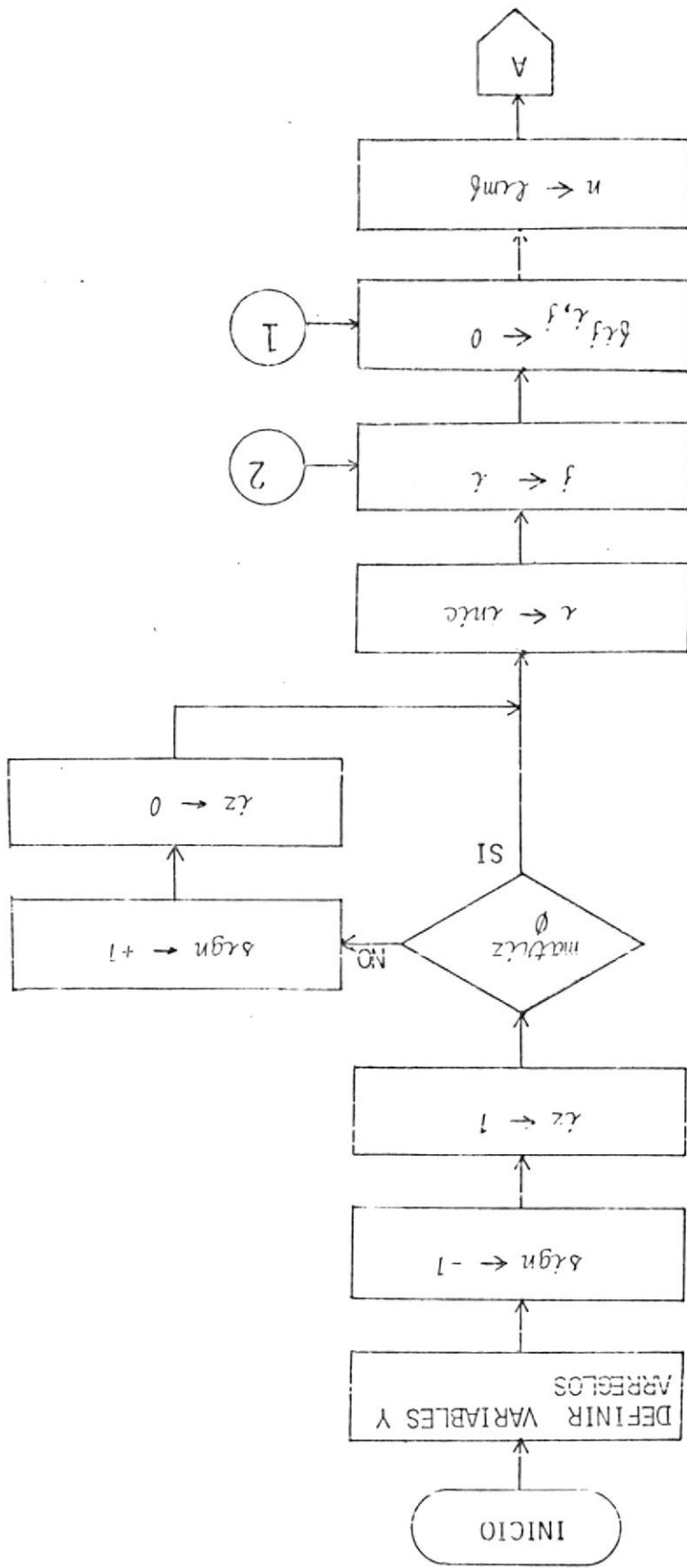
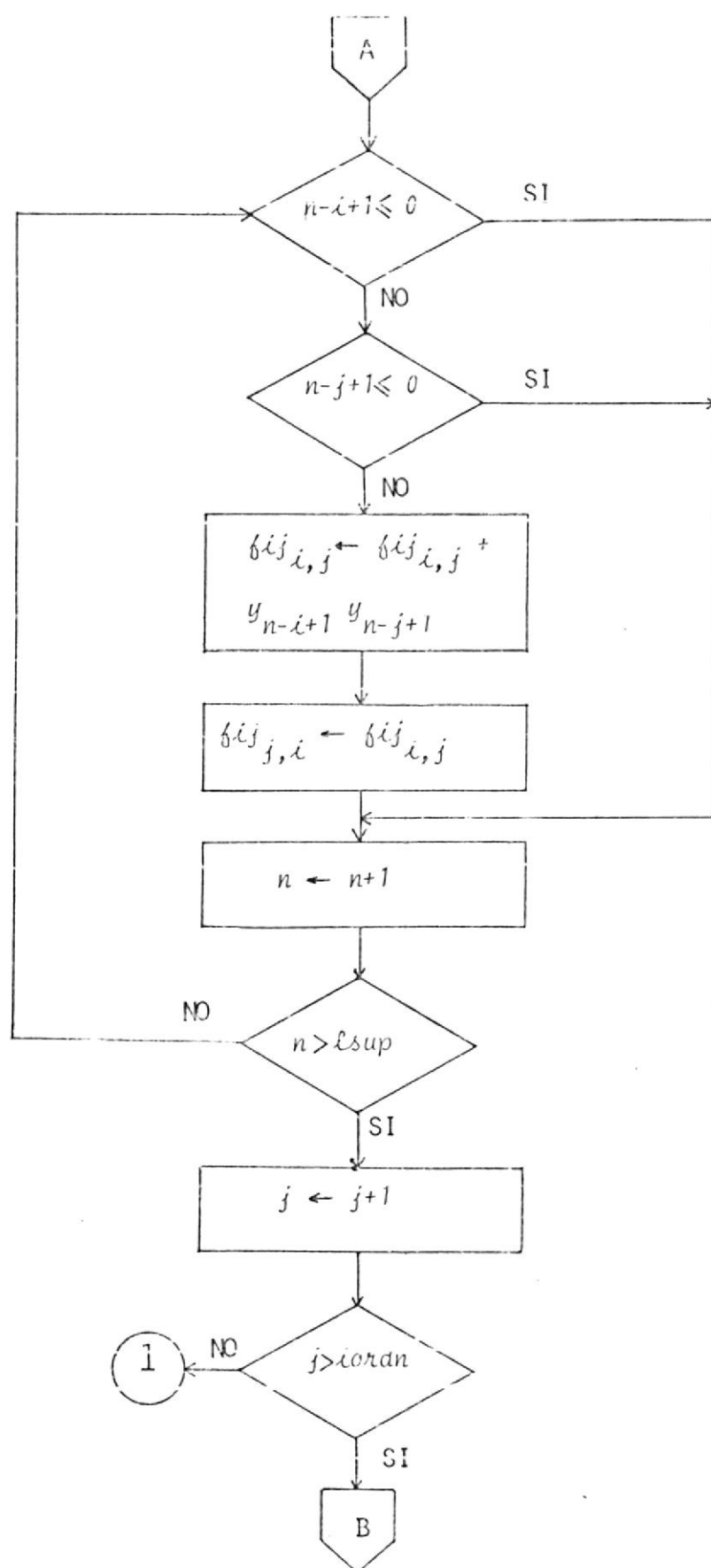
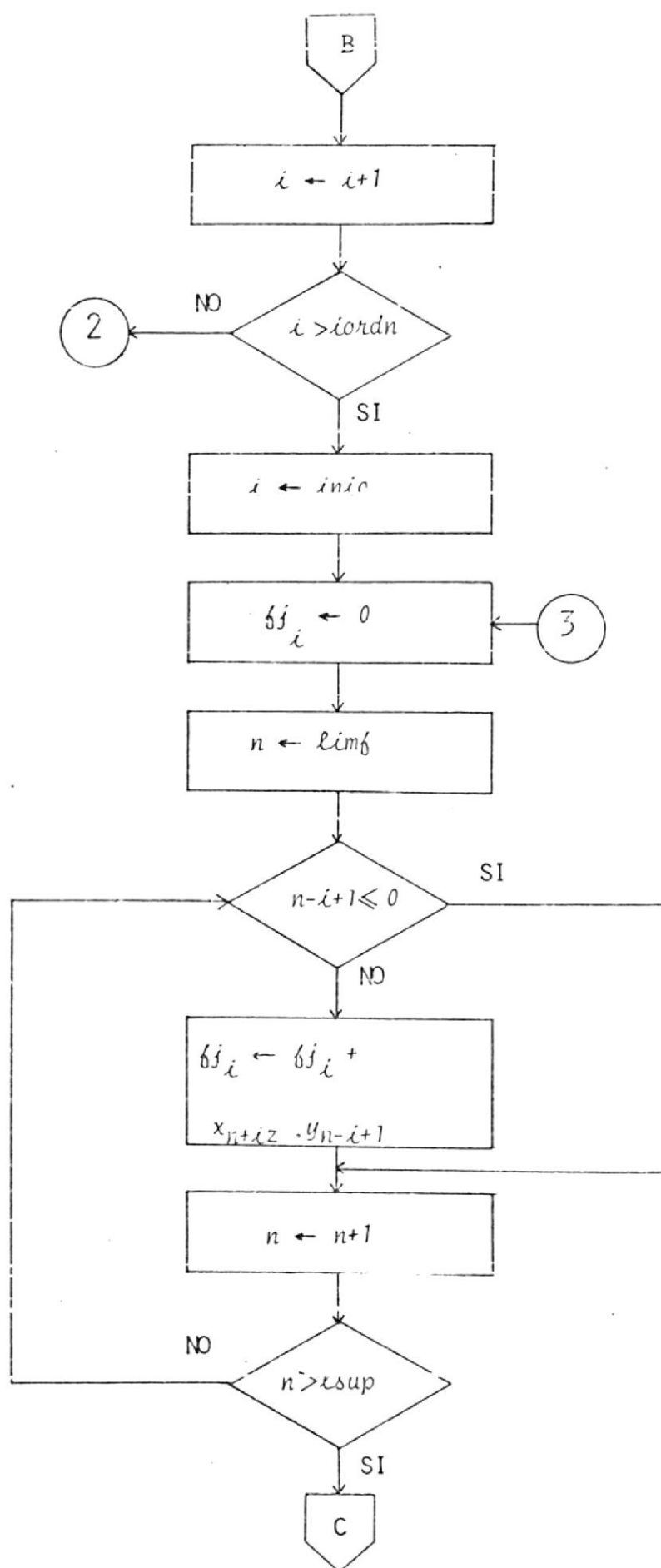


Figura 6.2. SUBROUTINA MATRIZ





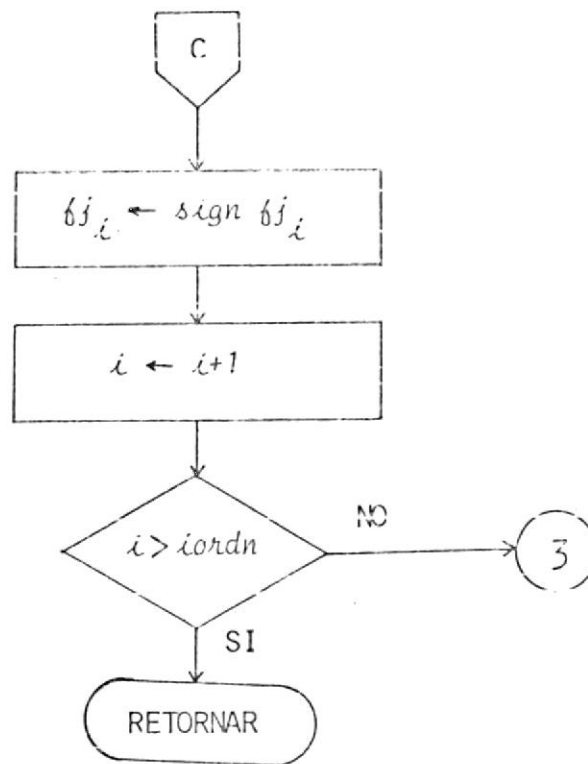
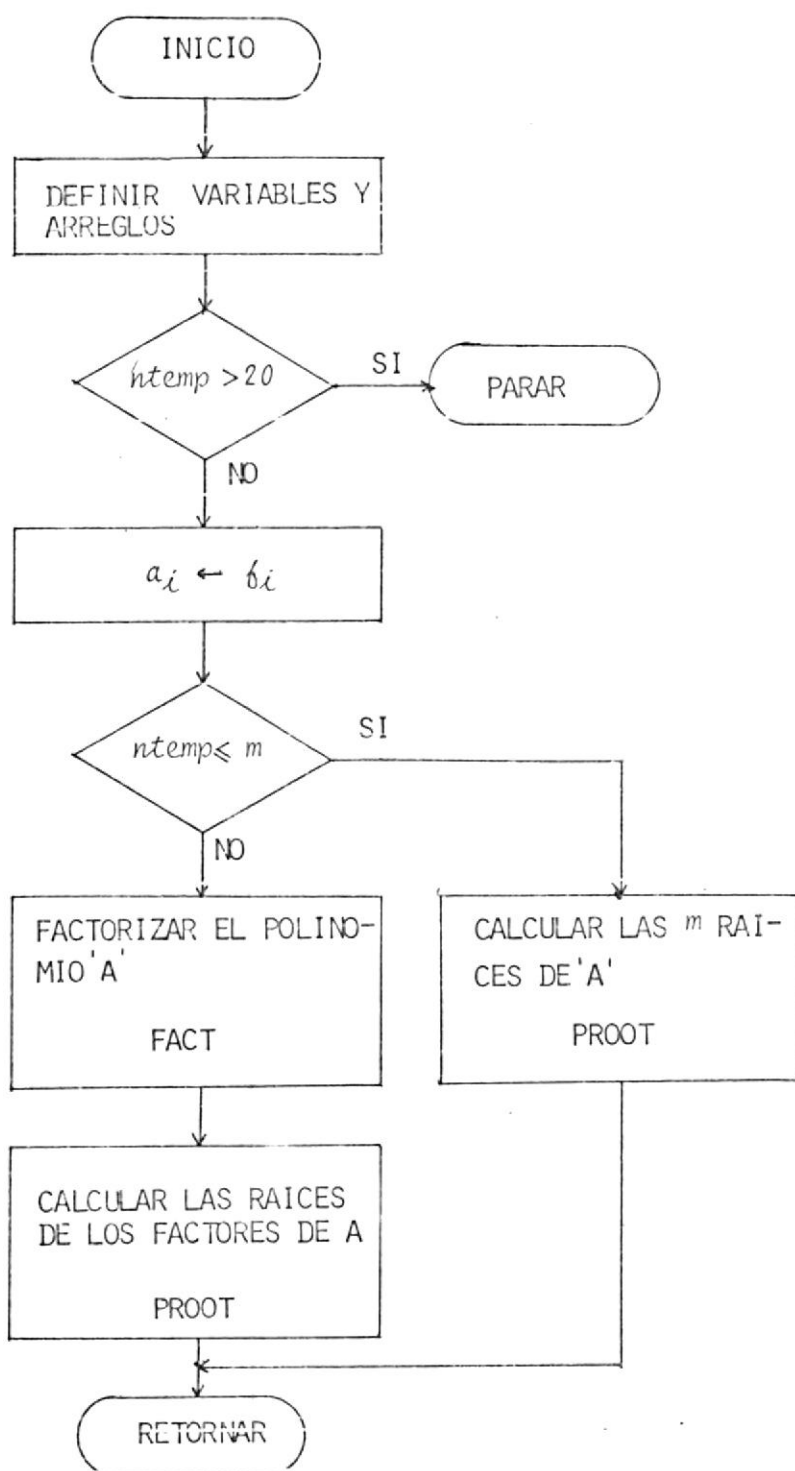


Figura 6.3. SUBROUTINA KALZ20



DEFINICION DE LAS VARIABLES EN FORTRAN

NTEMP	Orden del polinomio F
M	Orden del factor del polinomio F
A	Contiene los coeficientes del polinomio cuyas raíces se van a determinar
F	Arreglo, inicialmente contiene los coeficientes del polinomio A(arreglo)

CAPITULO VII

7.1. DELIMITACIÓN DE CICLOS CARDIACOS (diagrama de flujo)

PROPOSITO

La subrutina denominada DCC, delimita los ciclos cardíacos de una señal ECG, así como también las ondas P, QRS y T de cada uno de los ciclos.

TEORIA

La señal ECG es digitizada a una razón de 1000 muestras por segundo, correspondiendo 128 pasos de conversión a 1.0 mV como máximo.

PROCESAMIENTO PARA SELECCION DE PUNTOS. [11]

Aproximadamente un 2% de los puntos muestreados son escogidos o seleccionados para representar el ciclo cardíaco, como se ilustra en la figura 7.1.

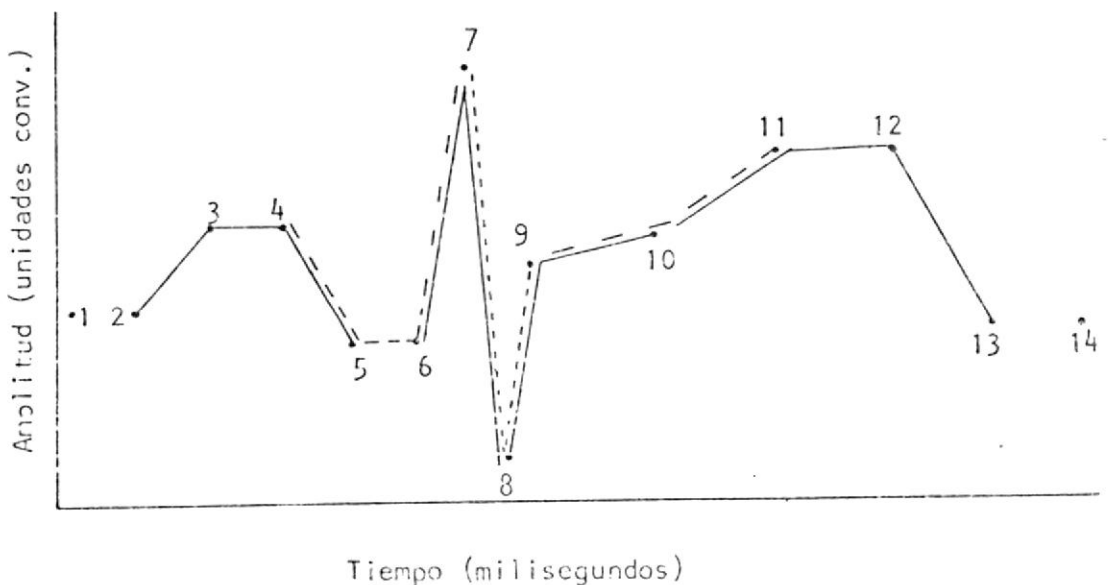


Figura 7.1. Puntos representando un ciclo ECG.

Inicialmente, el intervalo de tiempo entre los puntos seleccionados es igual; pero luego algunos puntos son movidos para corrección de la anchura de la onda (ver figura 7.2).

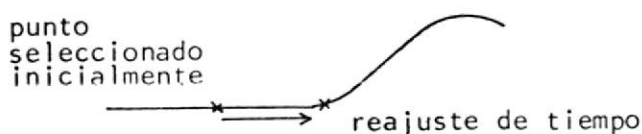


Figura 7.2. Ilustración de corrección para anchura de la onda

DIFERENCIAS DE PENDIENTES UTILIZADAS PARA DEFINIR SEGMENTOS

El primer paso para el análisis es, calcular las pendientes de punto a próximo punto, como se indica en la columna 2 de la tabla 7.1, el segundo paso es dividir, la forma de onda en una serie de "segmentos sobre-puesto". La diferencia entre las pendientes adyacentes son mostradas en la columna 3 de la tabla 7.1.

Un segmento es definido como inicial o final cuando, la diferencia de pendientes cambia de signo, más precisamente, los dos puntos que definen la pendiente antes del cambio de signo, el segundo punto marca el final de un segmento y el primero el inicio de un nuevo segmento. Ejemplo, las pendientes 2-3 (inicial) 3-4 y 4-5 (pendiente final) forman el primer segmento, las pendientes 4-5 (inicial), 5-6 y 6-7 (final) forman el segundo segmento, (6-8) tercer segmento, (7-9) cuarto segmento, (8-10) quinto segmento; (9-11) sexto segmento; (10-13) séptimo segmento, como se ilustra en la figura 7.1.

1 PTS	2 Pendiente (Unid conv/ms)	3 Dif. de Pend. (Unid conv/ms)	4 Segmento Inicial	5 Segmento Final	6 Magnitud de la diferencia de pendiente de seg- mentos (Unid conv/ms)
1	0/40 = 0.0				
2	15/45 = +0.33	+ 0.33	2	3	
3-4	2/50 = +0.04	- 0.29			
4-5	23/60 = -0.38	- 0.42	4	5	0.75
5-6	5/40 = +0.12	+ 0.50			
6-7	50/20 = +2.50	+ 2.38	6	7	2.80
7-8	80/70 = -4.00	- 6.50	7	8	8.88
8-9	40/20 = +2.00	+ 6.00	8	9	12.50
9-10	5/70 = +0.07	- 1.93	9	10	7.93
10-11	15/70 = +0.21	+ 0.14	10	11	2.07
11-12	3/60 = -0.05	- 0.26			
12-13	27/70 = -0.38	- 0.33	12	13	0.47
13-14	0/50 = 0.00	+ 0.38			

TABLA 7.1. Computación de Segmentos

LOCALIZACION DEL COMPLEJO QRS (Subrutina-CQRS)

Las altas pendientes de parte del complejo QRS respecto al resto de la forma de onda, parece ser el único indicador confiable para identificar este complejo. La magnitud de la diferencia de pendientes de segmentos (columna 6 de la tabla 7.1) es utilizada para el propósito de localizar el complejo QRS.

Comenzamos la localización con el segmento cuya magnitud de la diferencia de pendientes sea máximo, ejemplo, el segmento # 4 (7-9, magnitud = 12.5), por lo tanto, este segmento corresponde al complejo QRS, a este

lo denominamos segmento de partida.

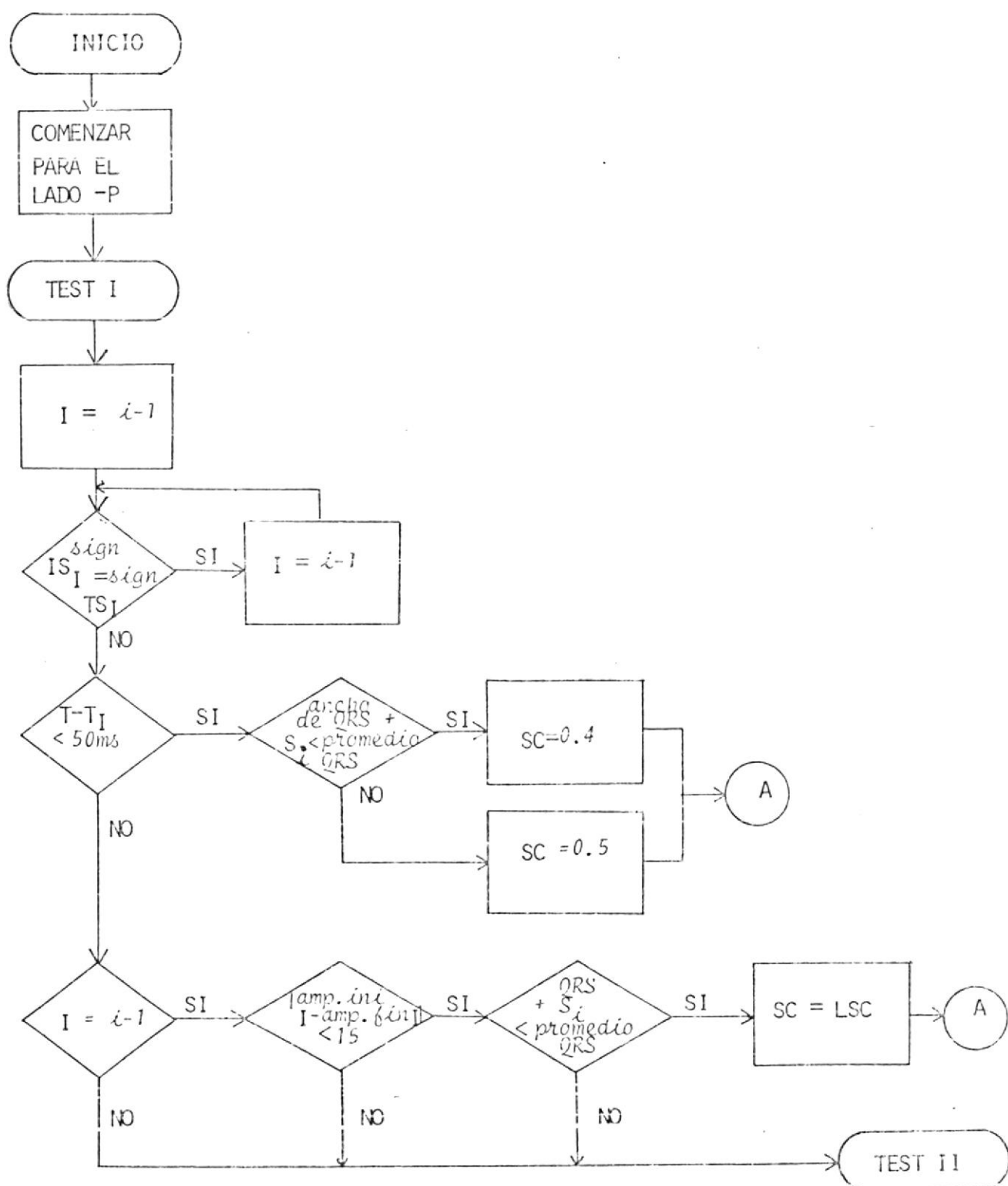
Una vez localizado el segmento de partida, se procede a agregar posibles segmentos pertenecientes al complejo QRS, adyacentes al de partida.

A continuación procedemos a describir 4 rutinas denominadas Test I, Test II, Test III y Test IV, estas rutinas analizan los segmentos adyacentes al segmento de partida para determinar si pertenecen o no al complejo QRS.

TEST I

Un diagrama de la secuencia lógica del Test I se muestra en la figura 7.3, los segmentos precedentes al segmento en consideración para adición como parte del complejo, son examinados y el primer segmento cuya primera y última pendientes son de signo opuesto es localizado. En la figura 7.1, este segmento es 4-7. El tiempo desde el inicio de este segmento hasta el inicio del segmento de partida es calculado (esto es, tiempo del punto 7 menos tiempo del punto 4) y comparado con 50 ms (60 ms para el lado T). Si el tiempo es menor, entonces SC es igual a uno de los dos valores; si el nuevo ancho QRS (6-9) es menor que el ancho promedio del complejo QRS, SC es 0,4; caso contrario SC= 0.5 (estos valores son en unidades convertidas por milisegundos). En el lado T SC es siempre igual a 0.6, el resto del Test I es realizado en el lado F.

Si el tiempo (4-7) es mayor que 50 ms, y el segmento que está en prueba (4-7) es el que está junto al segmento bajo consideración para adi



S_i ES EL i^{mo} SEGMENTO INICIANDO EN UN TIEMPO T_i CON PENDIENTE INICIAL IS_i Y PENDIENTE TERMINAL TS_i
 Figura 7.3. Diagrama de flujo del test 1

ción (6-8), entonces la diferencia de amplitud entre el primero y último punto del segmento es calculado (4 y 7), si la diferencia de amplitud es menor que 15 unidades convertidas, y si además, el nuevo ancho QRS (esto es, tiempo desde el punto 6 al punto 9) es mayor que el ancho promedio, entonces se sospecha que en este segmento debe estar o representar una onda P y SC es igual a un número grande, denominado $LSC=1.4$. Si SC no ha sido definido, el siguiente chequeo (Test II) es realizado.

TEST II

El propósito de este chequeo es examinar un intervalo relativamente largo de tiempo, en ambos lados del QRS en consideración para descubrir segmentos los cuales pueden ser ondas P ó T y excluir tales segmentos del complejo QRS. Cada segmento con pendientes inicial y final de diferentes signos y con amplitudes de las dos pendientes mayores que 0.2, es definido como un candidato para una P ó T. Inicialmente, el intervalo registrado es 200 ms en el lado P y 220 ms en el lado T del QRS.

La lógica de la rutina Test II se muestra en la figura 7.4 en el lado P, la búsqueda es iniciada con el segmento precedente al segmento bajo consideración para agregar al complejo QRS. El número de segmentos los cuales son candidatos para ondas P en el intervalo de 200 ms. Si este número no es 1, y si el ancho del QRS (7-9) es menor que el QRS promedio o si la amplitud del punto inicial menos la amplitud del punto final del segmento (4-7) es menor que 15 unidades, entonces $SC = 0.8$; si es mayor que 15, $SC = 0.5$. Si hay exactamente un candidato para una onda P, su localización es chequeada. Si es el segmento adyacente al segmento bajo consideración para adición, $SC = LSC$. Si no lo es y el segmento bajo

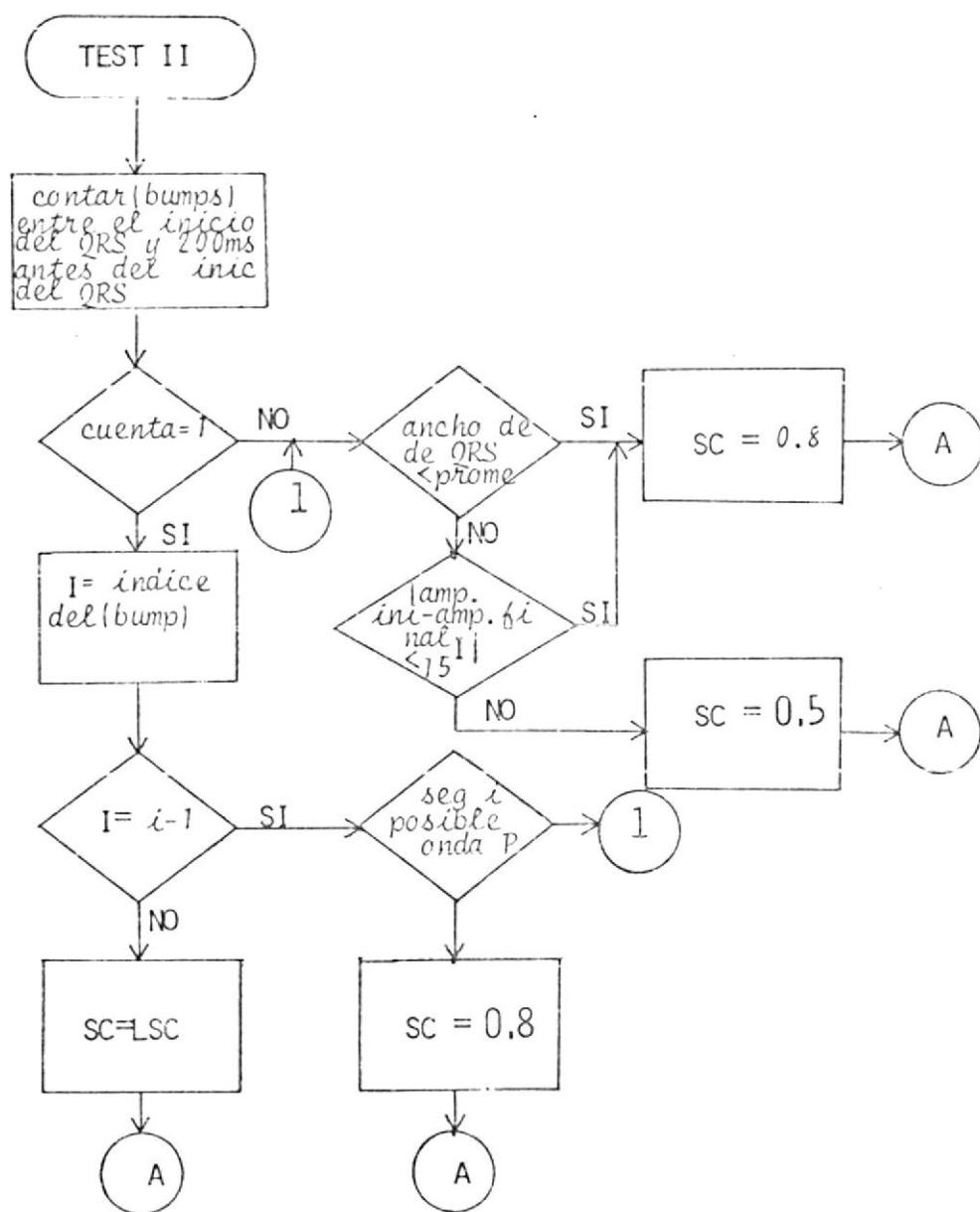


Figura 7.4. Diagrama de flujo del test 2

consideración para adición es éste mismo un candidato para ser una onda P, SC es definido por el procedimiento descrito arriba cuando el número de candidatos para P en el intervalo no es igual a 1. Si este segmento no es un candidato, $SC = 0.8$.

La pendiente inicial del segmento a ser agregado es comparada con SC, el cual ya ha sido definido. Si SC es mayor, el segmento a ser agregado puede aún ser parte del QRS y la rutina Test III es realizada para determinar esto. Si SC es menor, el segmento es probablemente parte del QRS; pero un chequeo adicional (Test IV) es realizado.

TEST III

A menudo sucede que una onda la cual es parte del QRS, debería comenzar con una pendiente alta seguida por una pendiente baja y continua, luego con una alta, como se muestra en la fig. 7.5

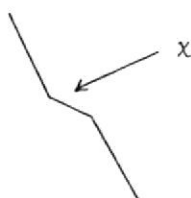


Figura 7.5.

Este fenómeno debería ser detectado en la formación de segmentos, sin embargo cuando el segmento inicia con la pendiente baja (X en la fig. 7.5) considerado para adición al QRS, ocasionalmente el Test I y Test II debería fallar a causa de la pendiente baja. Uno de los propósitos

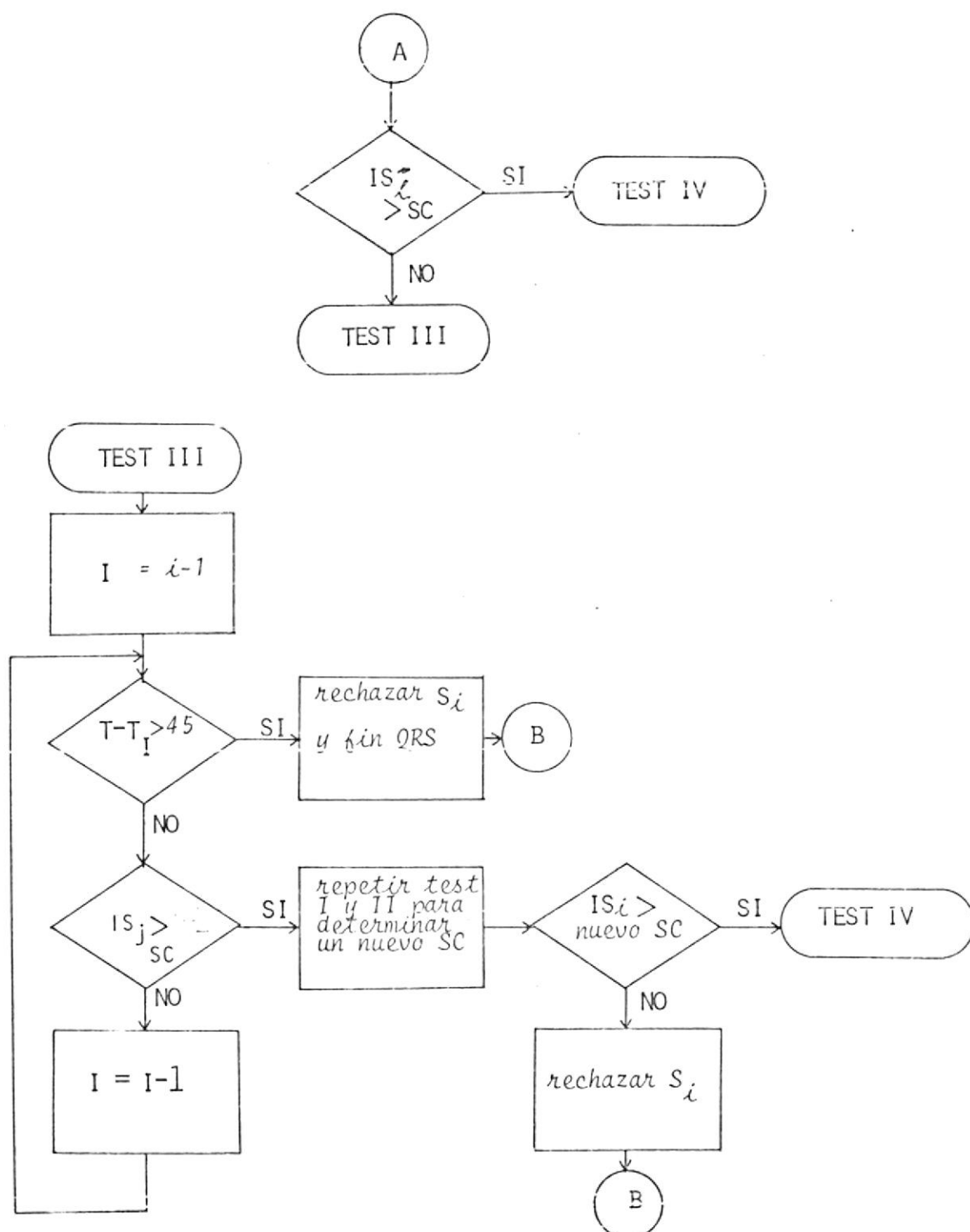


Figura 7.6. Diagrama de flujo del test 3

del test III es asegurarse su adición al QRS.

La figura 7.6 es el diagrama de la lógica de la rutina Test III. El primer segmento examinado es el precedente al segmento a ser agregado (4-7), adicionando este segundo segmento no debería sumar sobre 45 ms al ancho QRS, la pendiente inicial es comparado con SC, el cual ha sido definido en Test I o Test II, si es menor, el siguiente segmento es considerado de la misma manera y así sucesivamente hasta que un segmento sea alcanzado, cuyo punto de inicio es más de 45 ms del punto original de inicio del QRS. Si cualquiera de los segmentos considerados tiene una pendiente inicial mayor que SC, el segmento es considerado para una posible adición al QRS. Test I y II son repetidas para determinar un nuevo SC. Si la pendiente inicial del segmento es mayor que este nuevo SC, la rutina Test IV es realizada; si no, el segmento es rechazado como posible parte del QRS.

TEST IV

La lógica de este test es diagramado en fig. 7.7. Si la pendiente inicial del segmento a ser agregado es mayor que 2.0, se convierte en parte o se hace parte de QRS. Si no lo es, un chequeo adicional es realizado para determinar la duración de cualquier pendiente baja presente en su centro. La fig. 7.8 ilustra una situación hipotética.

Cada lado de los segmentos es considerado independientemente, por ejemplo, considere el lado izquierdo, comenzando con la segunda pendiente (2-3), cada pendiente es examinada hasta que una sea hallada, la cual esté bajo 0.6, o tiene un signo diferente que la pendiente inicial (1-2). La búsqueda termina en el inicio de la pendiente terminal (5-6) si no satisface la pendiente el criterio es hallado, si uno es encontrado, el pri

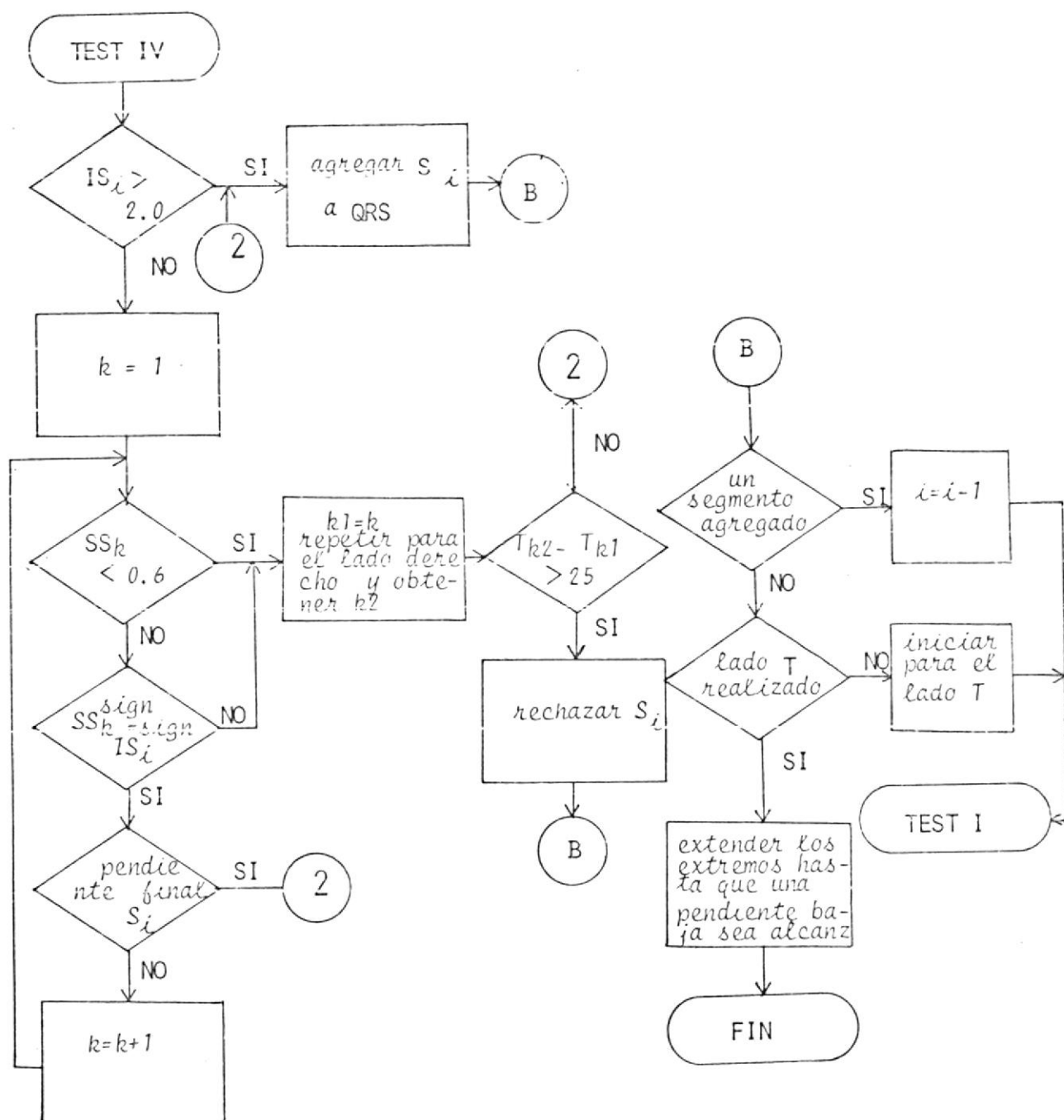


Figura 7.7. Diagrama de flujo de test IV

mer punto definiendo la pendiente marca el "fondo" del lado izquierdo del segmento (si la pendiente 2-3 es asumida menor que 0,6, Éste puede ser el punto 2 en la Figura 7.8). De manera similar es llevado a cabo del lado derecho del segmento, asumiendo una pendiente 4-5 mayor que 0,6 y la pendiente 3-4 menor. La duración de la pendiente baja puede ser entonces, el tiempo del punto 2 al punto 4. Si esta duración es menor que 25 ms en el lado P ó 40 ms en el lado T, el segmento bajo consideración se vuelve parte del QRS; si no; este segmento es rechuzado.

Por aplicación repetida de las reglas de adición de segmento, cualquier número de segmentos pueden ser agregados en ambos lados del segmento de partida QRS.

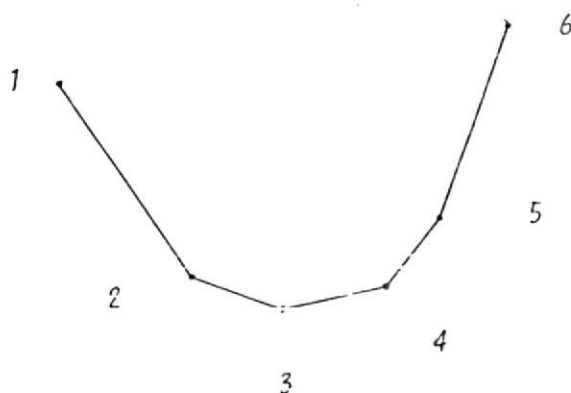


Fig. 7.8. Segmento con pendiente baja en el centro

EXTENSION DE LOS TERMINALES DEL COMPLEJO QRS (Subrutina-Extm)

Después que se ha determinado que no más segmentos deberían ser incluídos en el complejo QRS, los extremos del complejo QRS localizado son extendidos, tanto para el lado P como para el lado T, hasta encontrar una "pendiente baja" (subrutina-Extm).

DELIMITACION DE LAS ONDAS P y T (Subrutina DWPT)

Para el lado P, iniciamos con el segmento inmediato anterior al segmento adyacente al complejo QRS, (ejemplo, el segmento 4 7 de la figura 7-1), para el caso de la figura 7.1, este segmento debería ser el primero (2-5). Entonces probamos si este segmento tiene las pendientes inicial y final signos opuestos, si son de igual signo, entonces tomamos otro segmento, verificando el tiempo del intervalo PQ, no sea mayor a 200 ms y menor que 45 ms (50 ms para el lado T) (220 ms para el lado T); Si son opuestos, como es el caso del segmento (2-5), denominándolo segmento de partida, en el caso de no encontrar el segmento de partida y el intervalo PQ es mayor a 200 ms, entonces la onda P para ese complejo no existe, y en el caso de encontrar el segmento de partida procedemos a extender sus extremos de lado y lado, como se hizo para el complejo QRS, mediante la subrutina Extm. Para el lado T, similar proceso que para el lado P.

7.2. MEDICION DE: DURACION P, QRS, T; INTERVALO PQ, QT, ST; SEGMENTO PQ, ST; VOLTAJE P, QRS, T; FRECUENCIA CARDIACA.

De la subrutina DCC obtenemos los puntos inicial y final que limita a casa onda (P, QRS y T) de cada ciclo cardíaco, con los cuales procedemos a medir los parámetros. Ver figura 7.9.

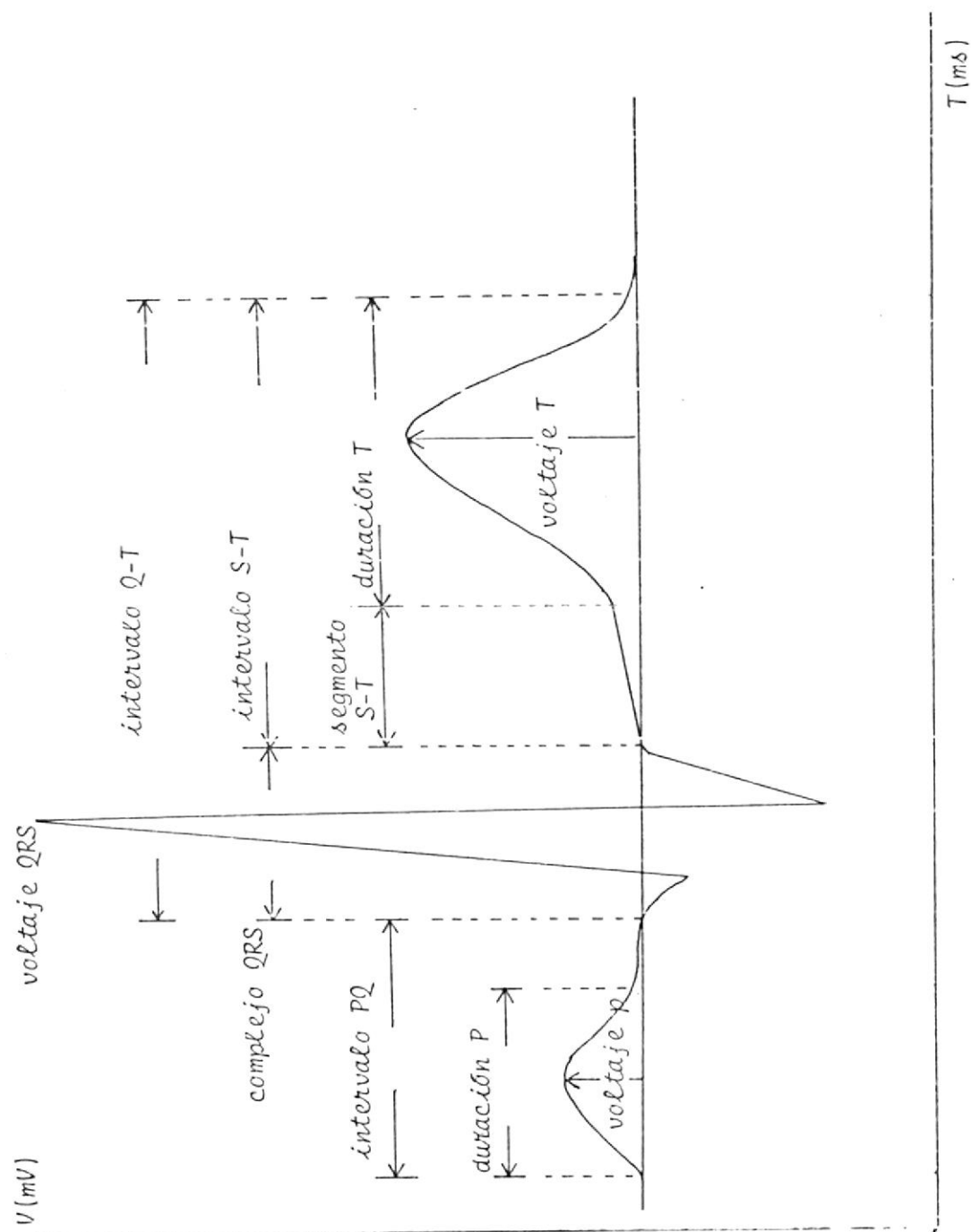


Figura 7.9. Parámetros de la señal ECG.

DURACION:

$$P = (\text{Punto final } P_i - \text{Punto inicial } P_i) \times t_s$$

$$QRS = (\text{Punto final } QRS_i - \text{Punto inicial } QRS_i) \times t_s$$

$$T = (\text{Punto final } T_i - \text{Punto inicial } T_i) \times t_s$$

INTERVALO:

$$PQ = (\text{Punto inicial } QRS_i - \text{Punto inicial } P_i) \times t_s$$

$$QT = (\text{Punto final } T_i - \text{Punto inicial } QRS_i) \times t_s$$

$$ST = (\text{Punto final } T_i - \text{Punto final } QRS_i) \times t_s$$

SEGMENTO:

$$PQ = (\text{Punto inicial } QRS_i - \text{Punto final } P_i) \times t_s$$

$$ST = (\text{Punto inicial } T_i - \text{Punto final } QRS_i) \times t_s$$

VOLTAJE:

$$P = \text{Punto máximo de la onda P}$$

$$QRS = \text{Punto máximo del complejo QRS}$$

$$T = \text{Punto máximo de la onda T}$$

FRECUENCIA CARDIACA

$$FREC = 1/PER$$

Donde:

$$i = \text{número del ciclo cardíaco}$$

$$t_s = \text{tiempo de muestreo}$$

CAPITULO VIII

ANALISIS MORFOLOGICO

8.1. CLASIFICACION DE LA SEÑAL ECG (D-II)

Para efectuar la clasificación electrocardiográfica correcta de acuerdo a su forma de onda (morfología), es importante lógicamente examinar cada parte y aspecto del trazado; pero tan importante como esto es, quizá, la necesidad de descubrir los posibles patrones anormales. Por lo tanto, es preciso aproximarse a la interpretación electrocardiográfica con unos objetivos determinados en mente. El siguiente esquema, que no es completo, contiene algunas de las características importantes y de los patrones anormales que deben tenerse en cuenta en toda interpretación electrocardiográfica que en conjunción con el análisis rítmico (Cap. IX) se llega a la clasificación final de la señal ECG.

LA ONDA P

a) Dilatación Auricular

El diagnóstico de la dilatación auricular suele efectuarse mejor a partir del patrón de la onda P de las derivaciones estandar II y V₁.

b) Las ondas P invertidas en las derivaciones estandar II, III y en AVF sugieren la activación retrógrada de la aurícula.

EL COMPLEJO QRS

- a) El diagnóstico de infarto de miocardio inferior se efectúa según el patrón de infarto - Onda Q patológica, segmento S T elevado y onda T invertida - en las derivaciones estandar II y III y en la derivación AVF, que están orientadas hacia la superficie diafragmática o inferior del corazón.
- b) El diagnóstico de infarto de miocardio anterior se efectúa según el patrón típico - onda Q patológica, segmento S-T elevado y onda T invertida - en las derivaciones V, derivación estandar I y derivación AVL.
- c) El diagnóstico de bloques de rama derecha suele efectuarse por la presencia de un complejo SR' o en forma de M en las derivaciones V₁ y V₂.
- d) El diagnóstico de bloqueo de rama izquierda suele hacerse por la presencia de un complejo amplio y mellado en forma de M en las derivaciones V₅ y V₆.
- e) La hipertrofia ventricular derecha viene sugerida por ondas R altas en las derivaciones V₁ y V₂ y por la desviación del eje hacia la derecha.
- f) La hipertrofia ventricular izquierda viene indicada por la presencia de ondas R altas en las derivaciones V₅ y V₆ y asociada con ondas S profundas en las derivaciones V₁ y V₂. Puede apreciarse simultáneamente un patrón de "sobrecarga", segmentos S-T descendidos de convexidad superior.

EL SEGMENTO S-T

- a) La insuficiencia de las arterias coronarias está señalada por una depresión horizontal de los segmentos S-T ó bien por segmentos S-T curvos, especialmente en las derivaciones II, V₅ y V₆.
- b) El efecto digítálico está indicado por segmentos S-T en forma de imagen especular de una señal de corrección, habitualmente en las derivaciones V₅ y V₆.
- c) El patrón de sobrecarga consiste en segmentos S-T descendidos y de convexidad superior con ondas T-invertidas, puede apreciarse en las derivaciones V₅ y V₆ cuando existe hipertrofia ventricular izquierda; y en las derivaciones V₁ y V₂ cuando existe hipertrofia ventricular derecha .

LA ONDA T

- a) La presencia de ondas T-invertidas en la mayoría de las derivaciones puede estar asociada con coronariopatías.
- b) Las ondas bajas o invertidas asociadas con bajos voltajes generalizados del complejo QRS indican la existencia de derrame pericárdico o de mixedema .
- c) La existencia de ondas T-pículas en las derivaciones precordiales se debe a:

Isquemia o infarto subendocárdico agudo.

Infarto inferior en recuperación.

Hiperkaliemia.

Esos son algunos criterios, que como vemos es necesario el análisis de todas las 12 derivaciones para interpretar y diagnosticar un electrocardiograma. En el presente trabajo analizamos solamente la Derivación-II*, y observamos si su forma de onda es normal ó anormal realizando de esta manera la clasificación.

Dicha clasificación se la realiza en base al análisis de la ubicación de los polos y ceros de la función $X(Z)$ en el plano Z .

* El sistema PROSECG' no intenta dar el diagnóstico de un determinado ECG, puesto que únicamente se procede con una sola señal o derivación de las 12 señales que normalmente se toma a una persona. La razón por la cual escogemos la Derivación-II, se debe a que todos los valores de los parámetros y morfología, están estandarizados con respecto a dicha derivación. (Ver tabla 9.1, Cap. IX).

8.2. DIAGRAMAS DE FLUJO PARA LA CLASIFICACION

PROPOSITO

El propósito es diseñar un programa (SUBR UTINA-CLAD2) que analice la ubicación de los polos y ceros de la función $X(Z)$ con respecto a la ubicación de los polos y ceros del modelo normal, y por comparación - hacer la clasificación de la D-II como normal ó anormal.

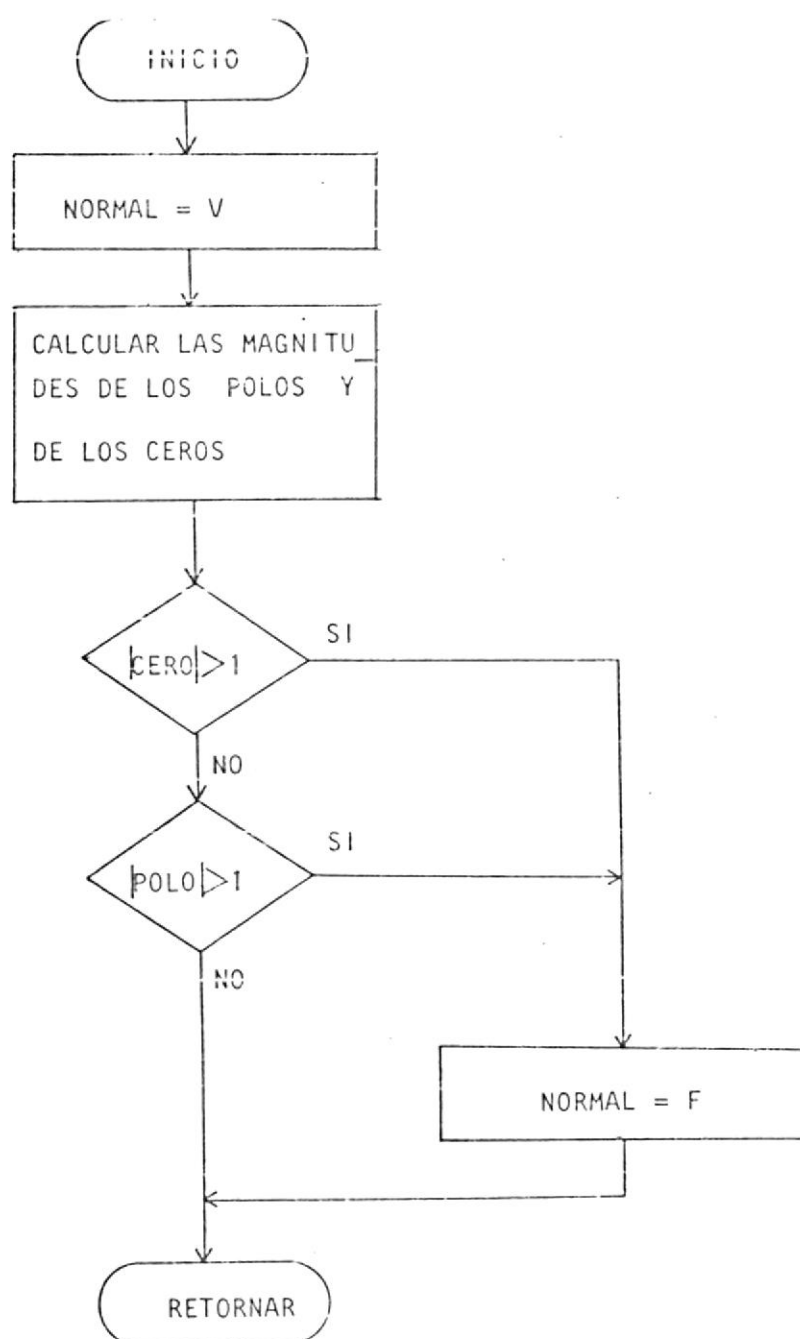


Figura 8.1. Diagrama de la subrutina CLAD2.

CAPITULO IX

ANALISIS RITMICO

La figura 91 reproduce esquemáticamente el trazado del electrocardiograma normal. Observemos que entre cada onda cursa una línea horizontal, denominada línea-isoelectrica o línea-cero (que no es otra cosa que la referencia de cero voltios).

Se puede determinar la dimensión de cada onda si antes de conectar con la persona a explorar ajustamos una curva patrón en milivoltios (1 mV = 1 cm) es decir, escogemos la ganancia del amplificador del electrocardiografo.

Las dimensiones de las ondas son: P = de 0.1 hasta 0.25 mV complejo QRA = de 0,5 hasta 1,6 mV. T = de 0,25 hasta 0,5 mV.

Más importante que el valor absoluto de las ondas es la relación relativa de tamaños entre sí. Mientras que R puede llegar a ser ocho veces mayor que P, la onda T no supera el doble de esta última.

Es esencial conocer la duración de cada onda y la del intervalo que medía entre ellas.

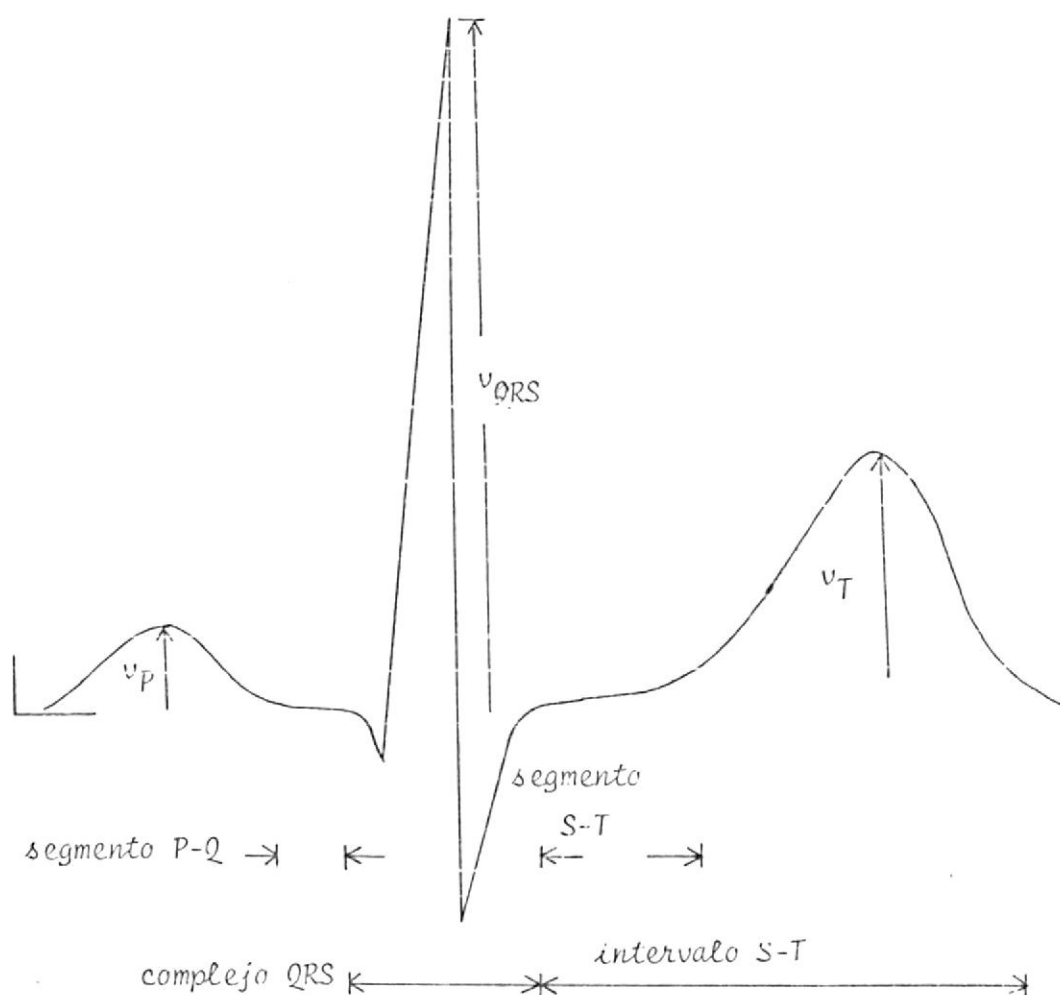


Figura 9.1 Diagrama de los complejos, intervalos, segmentos y voltajes (V_P , V_{QRS} y V_T) del ECG

9.1. RANGOS NORMALES DE DURACION P, QRS, T; INTERVALO PQ, QT, ST; SEGMENTO PQ, ST; VOLTAJE P, QRS, T; FRECUENCIA CARDIACA.

En la tabla 9.1 damos los rangos normales de los parámetros de la derivación-11.

TABLA 9.1.- RANGOS NÓRMALES DE LOS PARÁMETROS DE LA D-II

	Duración mínima (seg)	Duración máxima (seg)	Voltaje mínimo (mV)	Voltaje máximo (mV)
Onda P	0.08	0.10	0.10	0.25
Complejo QRS*	0.06	0.10	0.50	1.60
Onda T		0.22	0.25	0.50
Intervalo PQ	0.12	0.20	-	-
Intervalo QT	0.35	0.38	-	-
Intervalo ST				
Segmento PQ				
Segmento ST	0.05	0.15		

En cuanto se refiere a la frecuencia-cardíaca, ésta oscila entre 60 y 80 Hz normalmente.

9.2. CLASIFICACIÓN DE LAS SEÑALES-ECG (D-II)

Para propósitos de clasificación de un ECG debe considerarse tres puntos de vista. Como orientación práctica nos serviremos de la segunda derivación (D-II) de una señal ECG, normal con su correspondiente diagrama, representados en la figura 9.2.

1. Separación del complejo auricular y ventricular. Esto no tiene ninguna dificultad, ya que es fácil distinguir la porción mono-fásica P-Q (complejo auricular) de la porción bifásica QRS-T (complejo ventricular).
2. Forma y dirección de las ondas (Cap. VIII).

3. Duración de las ondas, intervalos y segmentos. Se mide, cotejando con la inscripción del tiempo en segundos y comparando con las cifras normales de duración, ya previamente fijadas en la tabla (9.1) de esta manera se descubren posibles alteraciones.

EL INTERVALO QT

El intervalo QT como sabemos, se mide desde el principio del complejo QRS (independientemente de si se inicia por una onda Q o una onda R) hasta el final de la onda T. Representa la combinación de las fases de despolarización y repolarización. (Cap. II, numeral 2.3).

El intervalo Q-T varía con la edad, el sexo y la frecuencia cardíaca. Se alarga con la bradicardia y se acorta con la taquicardia. Como norma el intervalo no excede normalmente 0.38 seg. (tabla 9.1) con frecuencias cardíacas normales (entre 60 y 80 ciclos/min), es decir, no exceder la mitad del intervalo R-R.

Un intervalo Q-T prolongado puede estar asociado con:

Enfermedad miocárdica difusa

Infarto de miocardio, etc.

Un intervalo Q-T acortado puede estar asociado con:

Efecto digitálico

Hipercalcemia [12]

Por lo tanto en el análisis rítmico en conjunción con el análisis morfológico (Cap. VIII), se puede llegar al diagnóstico de la lesión.

En nuestro caso, hacemos solamente el análisis morfológico (Subrutina CLD2) en donde clasificamos a la señal D-II de acuerdo a su forma como normal o anormal, basándonos en la ubicación de los polos y ceros de la señal, si su forma es normal, es decir, si se producen todas las ondas (ver fig. 9.0), procede,os a medir sus parámetros, esto es, las duraciones, voltajes y frecuencia cardíaca. (Estudio que se hace previamente en el Capítulo VII), que son típicas de las eventuales anomalías del ECG.

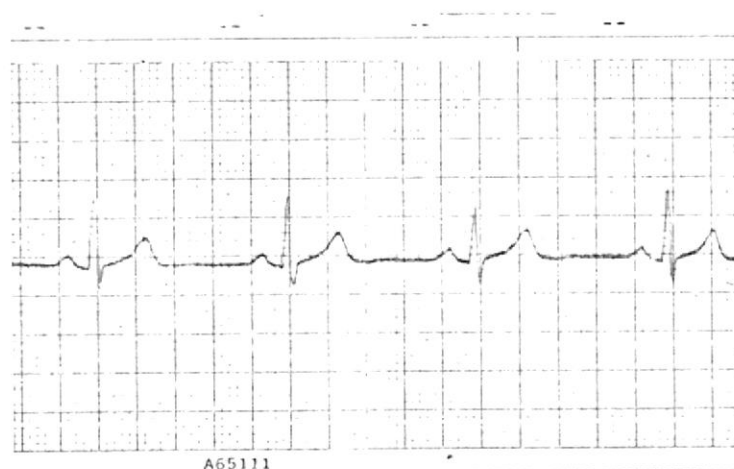


Figura 9.2. Electrocardiograma normal (D-II)

PQ = complejo auricular = tiempo de conducción

QT = complejo ventricular. TP = pausa cardíaca

A continuación damos algunas características importantes de los patrones anormales de las duraciones.

LA ONDA P

Dilatación Auricular, el diagnóstico de dilatación auricular suele efectuarse mejor a partir de la onda P de las derivaciones estandar.



II y VI.

EL INTERVALO P-Q (P-R) *

- a) Un intervalo P-Q prolongado (mayor que 0.20 seg.) indica una enfermedad coronaria o un efecto digitálico.
- b) Un intervalo P-Q corto puede deberse a una disociación del latido, un síndrome de Wolff-Parkinson-White o un ritmo nodal A-V.

* Intervalo P-Q si existe la onda Q ó intervalo P-R si Q no existe.

CAPITULO X

DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA PRINCIPAL ECGO

En la figura 10.1 se muestra la secuencia lógica del programa principal ECGO. A continuación se describe los pasos.

Por consola se ingresa la hora y fecha que se realizó el electrocardiograma y los datos del paciente (nombre, edad, peso, etc.), también, si quiere o no la impresión de los resultados intermedios se ingresa por consola SI o NO y del mismo modo, si se desea modelar la señal en polos y ceros ingresamos SI (Kalpz=1) o NO (Kalpz=0), luego se procede a leer los datos del archivo ECG.DT1 así como también la señal ECG del archivo ECG.DT2. Una vez de haber ingresado todos los datos necesarios, se procede a la delimitación de los ciclos cardíacos (Subrutina DCC). En el arreglo xc(n) se carga con un ciclo cardíaco (subrutina CCARD), entonces si Kalpz=1, se procede a modelar la señal en polos y ceros (subrutina MODPZ) y se analiza estos polos y ceros en la subrutina CLD2*, Si Kalpz≠1, se procede directamente a medir los parámetros de la señal y emitir el reporte médico.

* En el presente caso la subrutina CLD2 no se la efectúa debido a que se necesita realizar un estudio más profundo de la ubicación de los polos y ceros en el plano-7 tanto para señales normales como patológicas.

PROGRAMA PRINCIPAL ECGO

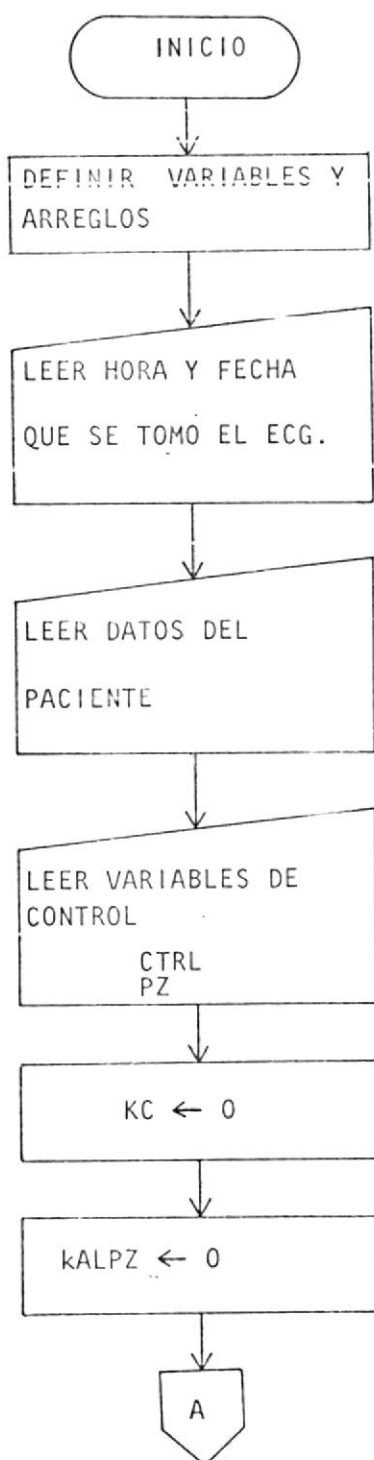


Figura 10.1. Diagrama de flujo del programa principal ECGO.

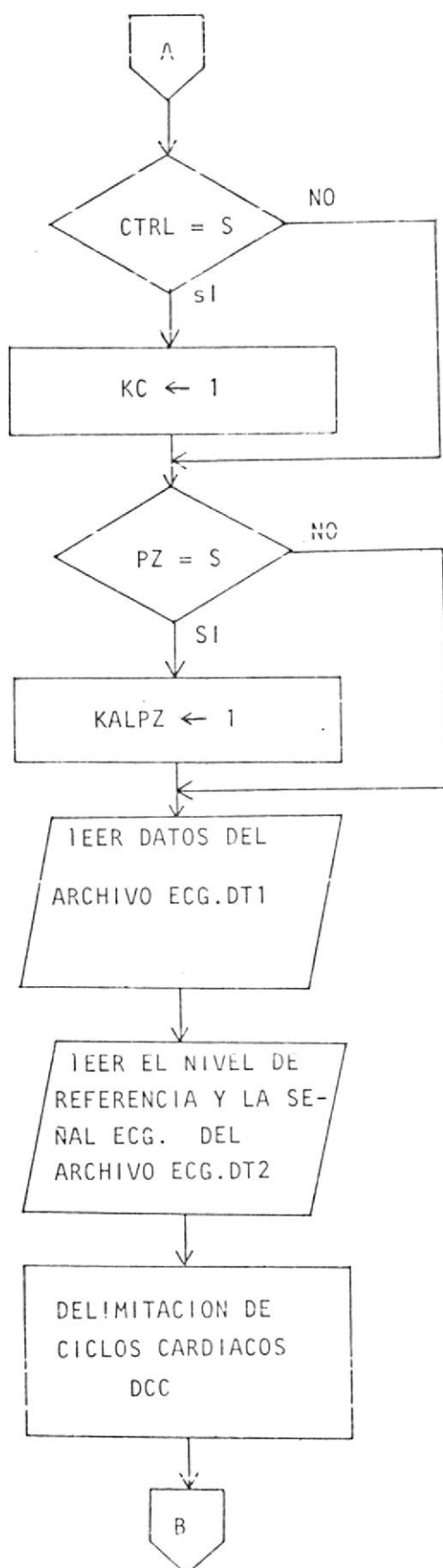


Fig.10.1 (continuación)

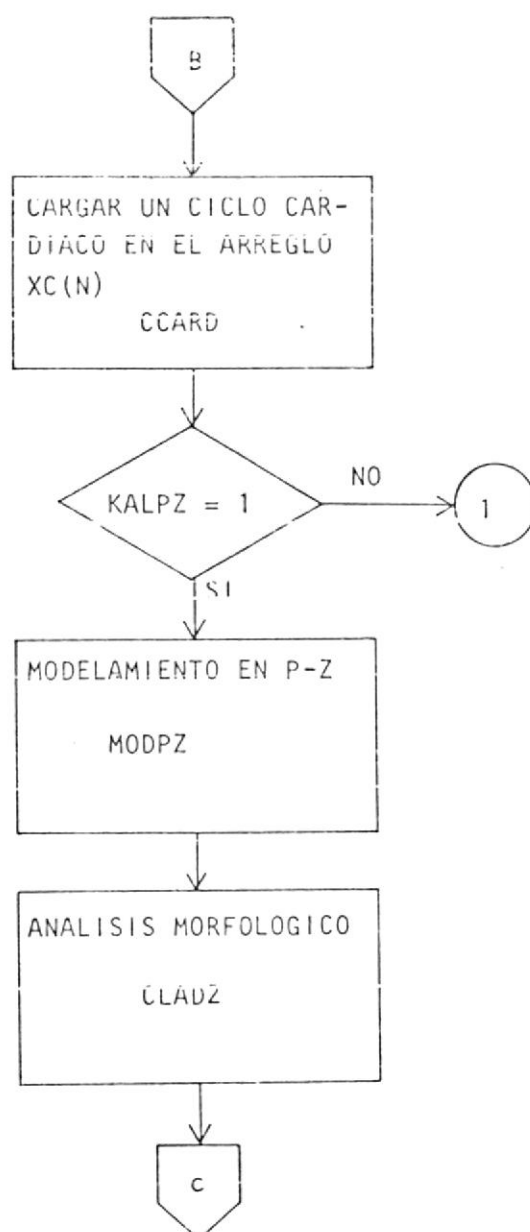


Fig. 10.1 (continuación)

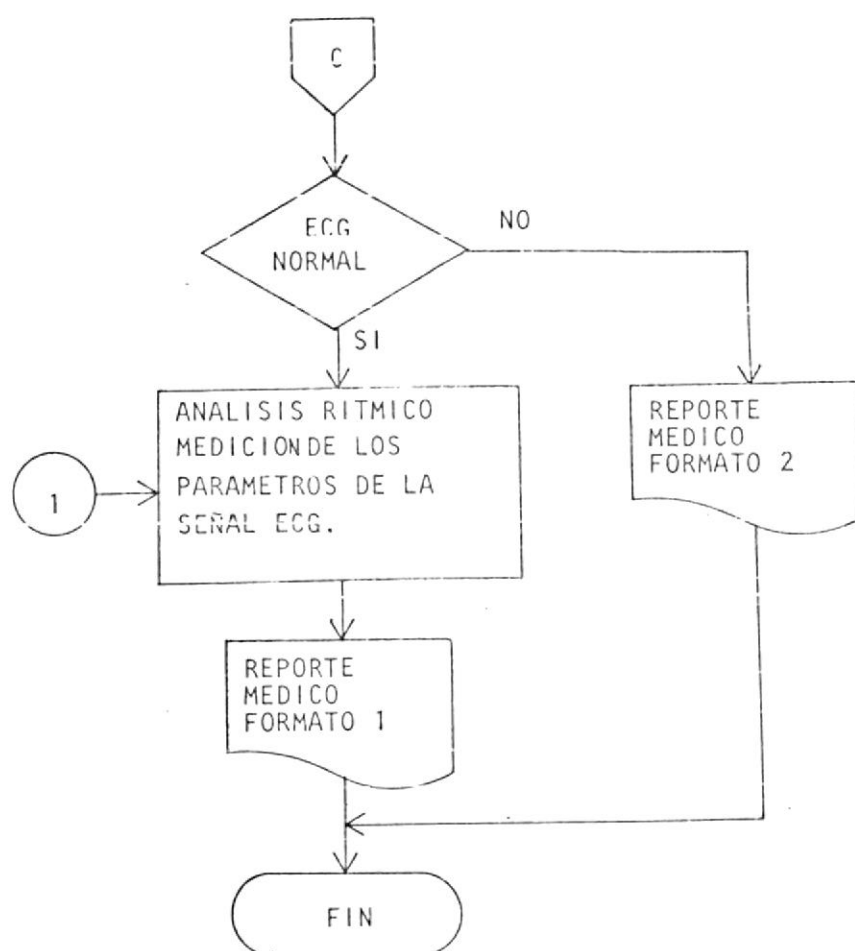


Fig.10.1 (continuación)

10.1 ANALISIS DE LOS RESULTADOS

A continuación analizamos los resultados de 6 señales ECG, procesadas por el programa ECGØ.

Las dos señales siguientes, corresponden a un paciente con marcapasos.

La primera señal es la derivación-I. Podemos observar la forma de onda en la figura 10.2 completamente diferente a la normal (ver figura 9.2. Cap. IX). Por lo tanto, los parámetros mostrados en el reporte médico (1) son incorrectos, puesto que no existen las ondas P y QRS. La ubicación de los polos y ceros (P-Z) en el plano-Z se muestran en la figura 10.3(a).

La segunda señal corresponde a la derivación-II. Como se puede ver la forma de onda en la figura 10.4, es similar a la anterior. Los parámetros mostrados en el reporte médico (2) son incorrectos, por la misma razón anterior. La ubicación de los (P-Z) de esta señal se muestran en la figura 10.3(b). Donde observamos que los ceros están ubicados dentro del círculo unitario y los polos fuera. Según este resultado, el sistema es estable; pero sabemos de antemano que su morfología es anormal.

La tercera señal procesada es la derivación-II de un paciente sin antecedentes patológicos cardíacos, y esto se confirma observando la forma de onda mostrada en la figura 10.5. Los parámetros del reporte médico (3) están dentro de los rangos normales, el segmento S-T es negativo (incorrecto) debido al ruido de la señal. La ubicación de los (P-Z) en el plano-Z de esta derivación se muestra en la figura 10.3(c).

La cuarta señal, corresponde a la derivación I, su forma de onda mostrada en la figura 10.6 es similar a la normal, y sus parámetros están dentro de los rangos normales (reporte médico 4); a excepción del segmento S-T que es negativo (incorrecto) debido al nivel del ruido elevado de esa señal. La ubicación de los (P-Z) en el plano-Z de esta derivación se muestra en la figura 10.3 (d).

La quinta señal, corresponde a la derivación-II, podemos observar en la figura 10.7, su forma de onda es completamente diferente, a la anterior, también se puede apreciar aquí, claramente la interferencia producida por la línea de poder AC-60 Hz. Los parámetros del reporte médico (5) son incorrectos puesto que no se distinguen las ondas P, QRS y T. La ubicación de los (P-Z) de la señal se muestran en la figura 10.3 (e).

La sexta señal, es la derivación-III, en la figura 10.8, se muestra la forma de onda y es similar a la cuarta señal; pero sus parámetros del reporte médico (6) son completamente incorrectos, debido al nivel de ruido elevado, tal como se vio en la figura 10.7. La ubicación de los P-Z en el plano-Z se muestra en la figura 10.3 (f).

Podemos observar la ubicación de los (P-Z) de las figuras 10.3 (c), (d) y (f), son similares y su forma de onda (figuras 10.5, 10.6 y 10.8) son muy semejantes a la normal. La ubicación de los (P-Z) de las figuras 10.3 (a) y (b) son similares, como debería de esperarse, puesto que corresponde a la misma persona (con marcapasos). La figura 10.3 (e) muestra la ubicación de los (P-Z) diferente a las demás y observando la forma de onda de las figuras 10.2, 10.4 y 10.7 son diferente a la normal.

Las señales de las figs. 10.2 y 10.5 han sido modeladas en 12 polos y 12 ceros y se muestra en la figura 10.9.

POLOS Y CEROS DE LA FIGURA 10.2.

4 CEROS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

ZR(1) =	.24594	ZI(1) =	-.95472
ZR(2) =	.24594	ZI(2) =	.95472
ZR(3) =	-.93132	ZI(3) =	.00000
ZR(4) =	1.03041	ZI(4) =	.00000

4 POLOS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

PR(1) =	-3.41367	PI(1) =	-4.41228
PR(2) =	-3.41367	PI(2) =	4.41228
PR(3) =	1.28769	PI(3) =	.00000
PR(4) =	1.00710	PI(4) =	.00000

```

=====
I
I ANALISIS COMPUTARIZADO DE LA DERIVACION-II DE ELECTROCARDIOGRAMAS ECG
I
=====
I
I *****ECG***** HORA: 16:00:00 FECHA:01:12:05
I
I DATOS DEL PACIENTE
I
I NOMBRE DEL PCTE. Jose Chamou
I SEXO Masculino
I EDAD 75 a.
I ESTATURA 1.65 mts.
I PESO 140 lbs.
I DATOS CLINICOS
I Operado (implantado un marcapasos)
I y tambien de cataratas.
I
I PARAMETROS DE LA DERIV-II DEL PACIENTE
I
I DURACION (MSEG) I P = 120.00 QRS = 120.00 T = 280.00
I INTERVALO (MSEG) I PQ = 200.00 QT = 240.00 ST = 120.00
I SEGMENTO (MSEG) I PQ = 80.00 ST = -160.00
I VOLTAJE (MVOLT) I P = .27 QRS = 1.68 T = 1.68
I FRECUENCIA CARDIACA
I 68.18 (LATIDOS/MINUTO)
I
=====
I
I E S P O L
I
=====

```

REPORTA MEDICO (1)

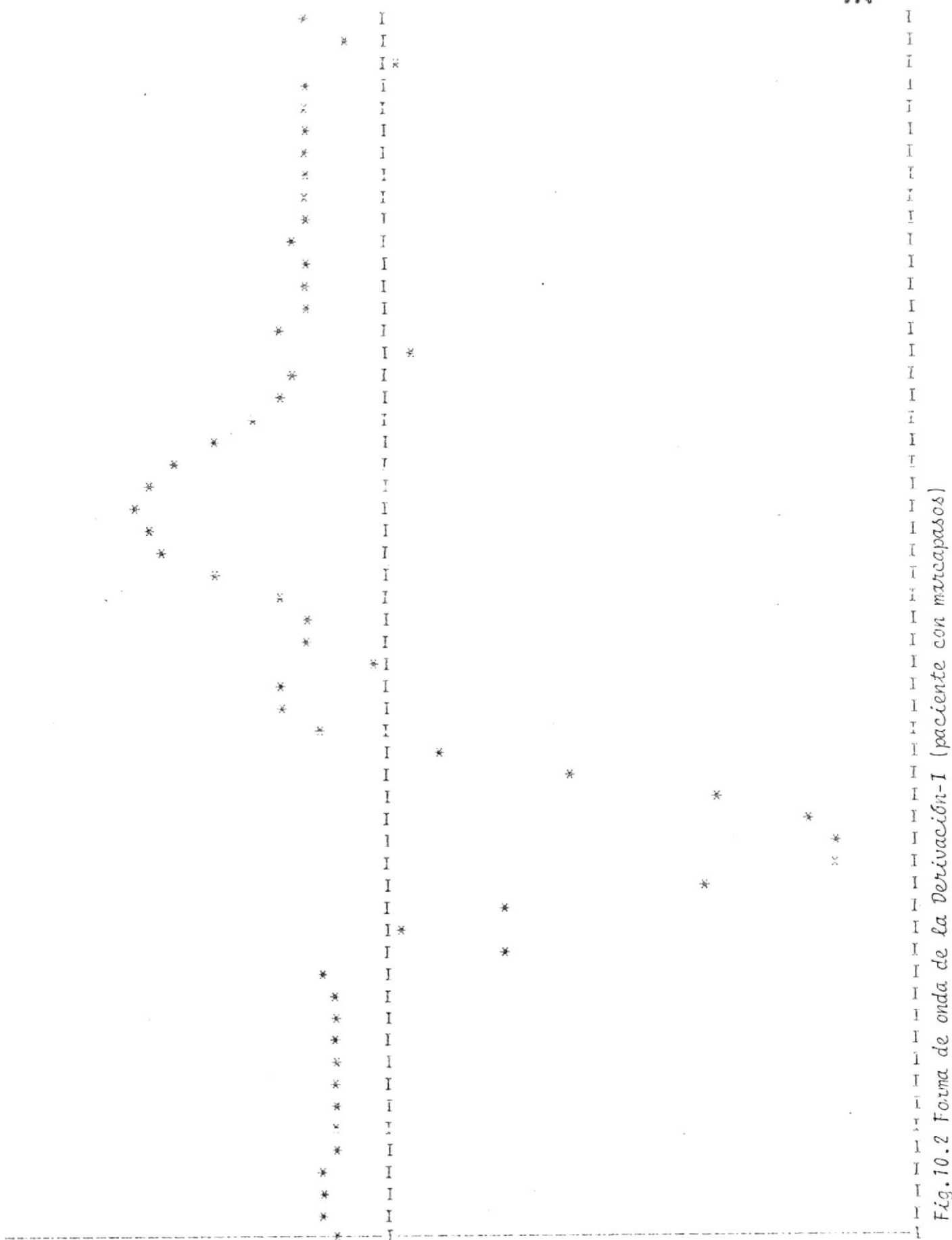


Fig. 10.2 Forma de onda de la Derivación-I (paciente con marcapiasos)

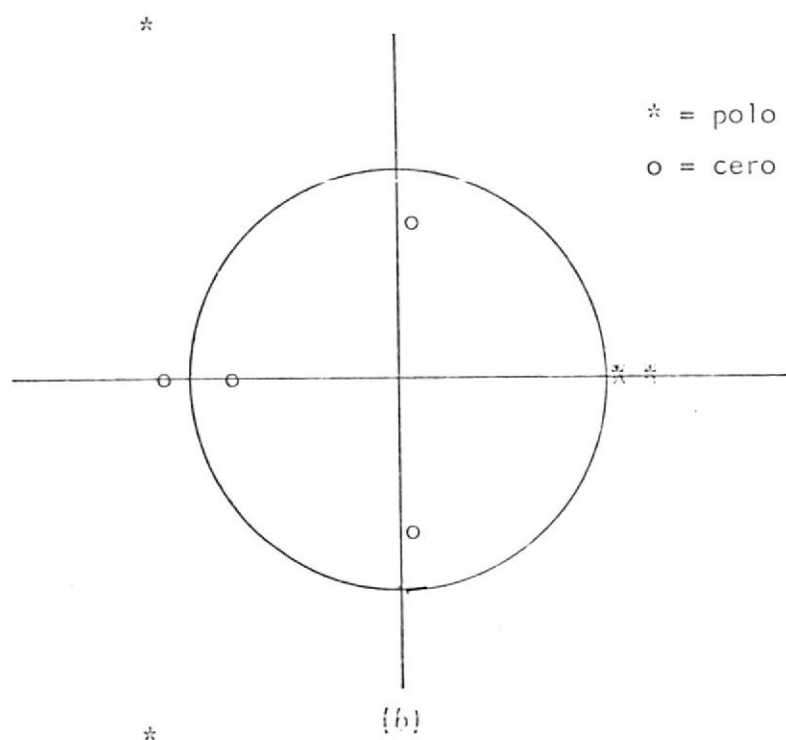
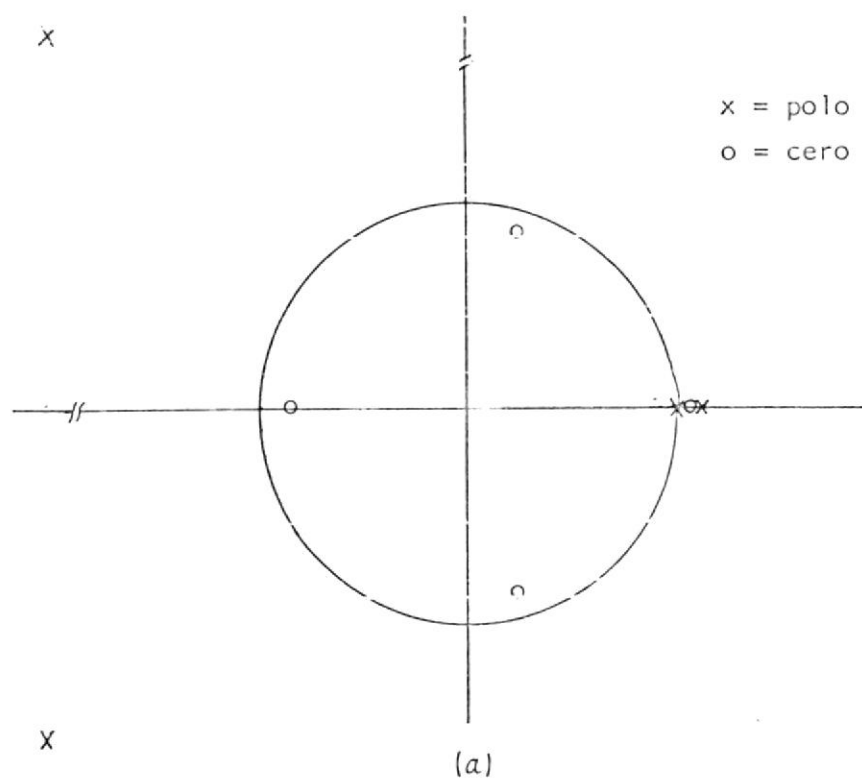


Figura 10.5. Polos y Ceros ($M=N=4$) de (a) Primera señal fig.10.2. b) Segunda señal fig.10.4. c) Tercera señal fig.10.5. d) Cuarta señal fig.10.6. e) Quinta señal fig.10.7. f) Sexta señal fig.10.8

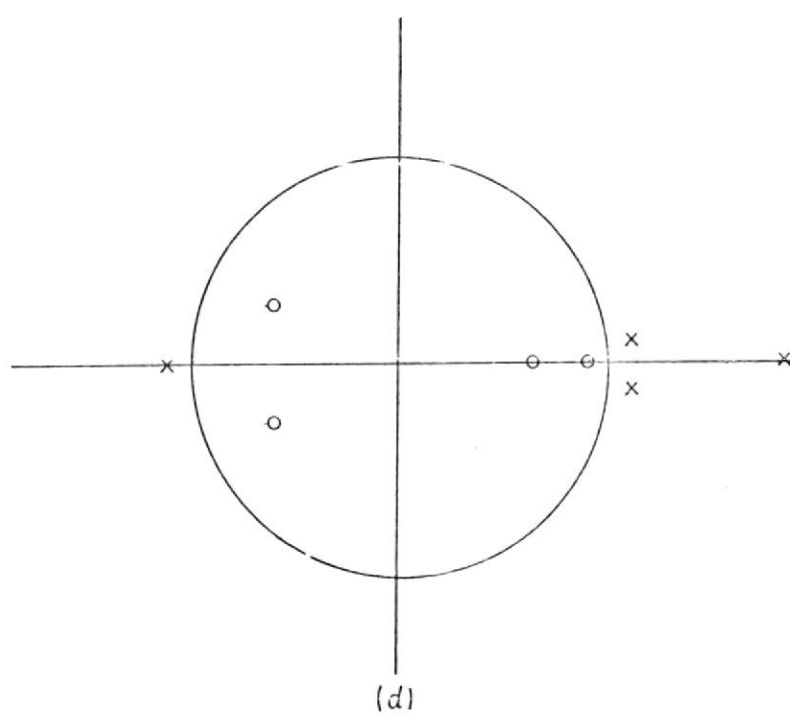
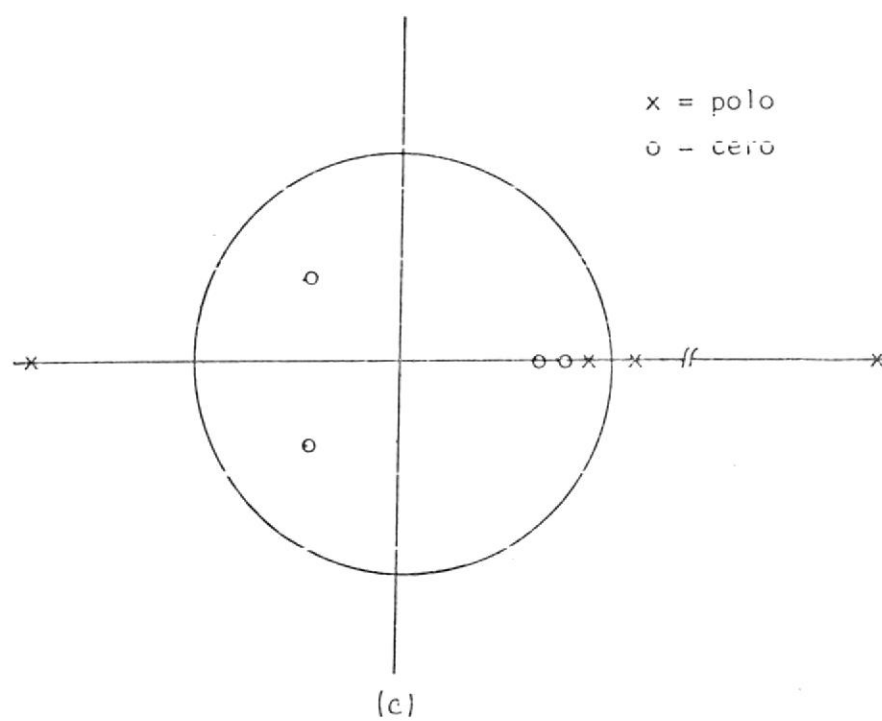


Fig. 10.3 (continuación)

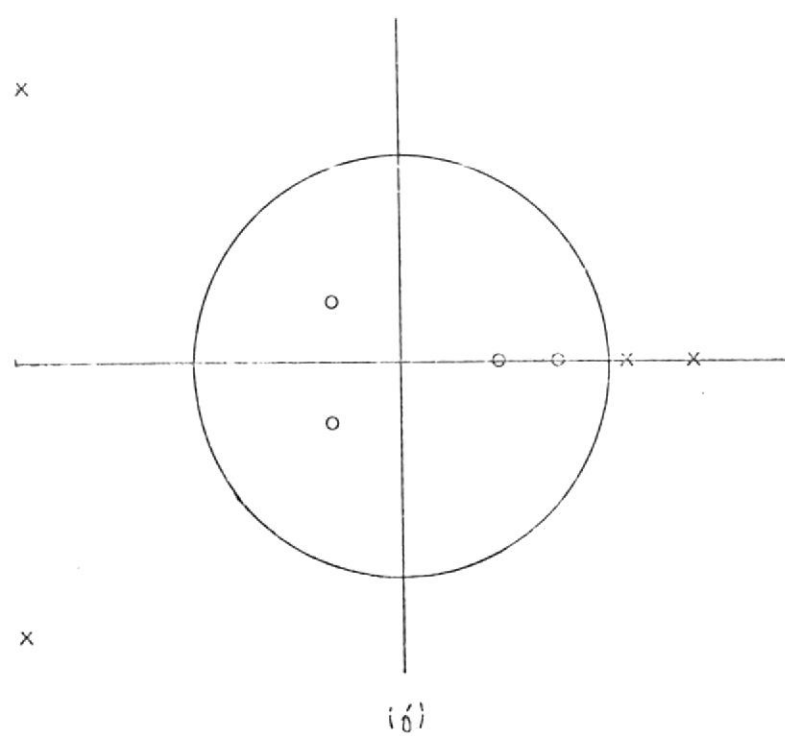
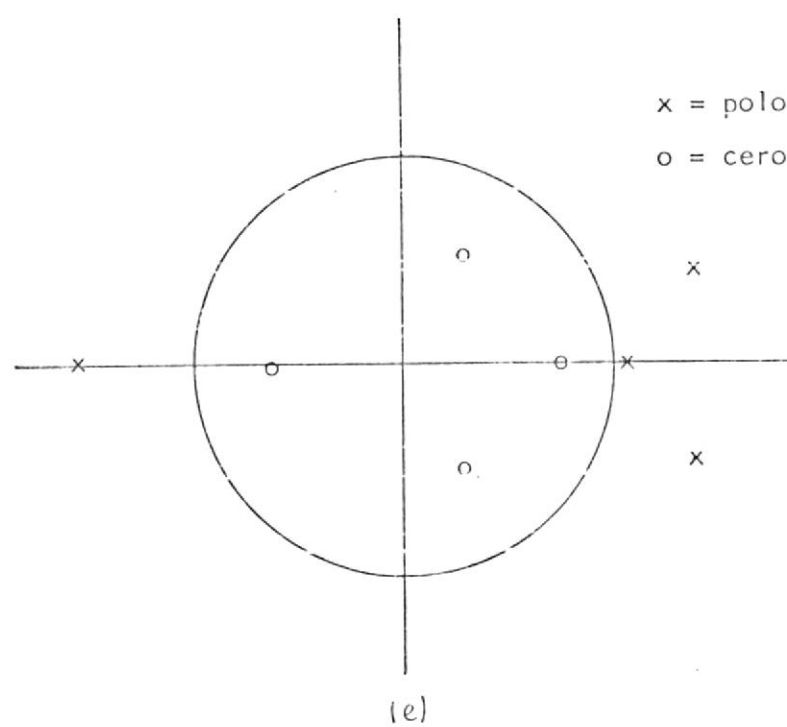


Fig.10.3. (continuación)

POLOS Y CEROS DE LA FIGURA 10.4.

4 CEROS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

ZR(1) =	.08565	ZI(1) =	-.89907
ZR(2) =	.08565	ZI(2) =	.89907
ZR(3) =	-.98685	ZI(3) =	.00000
ZR(4) =	.99421	ZI(4) =	.00000

4 POLOS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

PR(1) =	-1.25155	PI(1) =	-1.84811
PR(2) =	-1.25155	PI(2) =	1.84811
PR(3) =	1.11325	PI(3) =	.00000
PR(4) =	1.00845	PI(4) =	.00000

=====

I

I ANALISIS COMPUTARIZADO DE LA DERIVACION-II DE ELECTROCARDIOGRAMAS ECG

I

I

I *****ECG***** HORA: 16:00:00 FECHA:01/12/85

I

I DATOS DEL PACIENTE

I

I NOMBRE DEL POTE. Jose Chamou

I SEXO Masculino

I EDAD 75 a.

I ESTATURA 1.65 mts.

I PESO 140 lbs.

I DATOS CLINICOS

I Operado (implantado un marcapasos)

I tambien de cataratas

I

I PARAMETROS DE LA DERIV-II DEL PACIENTE

I

I DURACION (MSEG) I P = 88.00 ORC = 160.00 T = 200.00

I INTERVALO (MSEG) I PQ = 160.00 QT = 400.00 ST = 240.00

I SEGMENTO (MSEG) I PQ = 80.00 ST = 40.00

I VOLTAJE (MVOLT) I P = .23 ORS = 1.70 T = .92

I FRECUENCIA CARDIACA

I 71.43 (LATIDOS/MINUTO)

I

I

I E S P O L

I

I

REPORTC MEDICO (2)

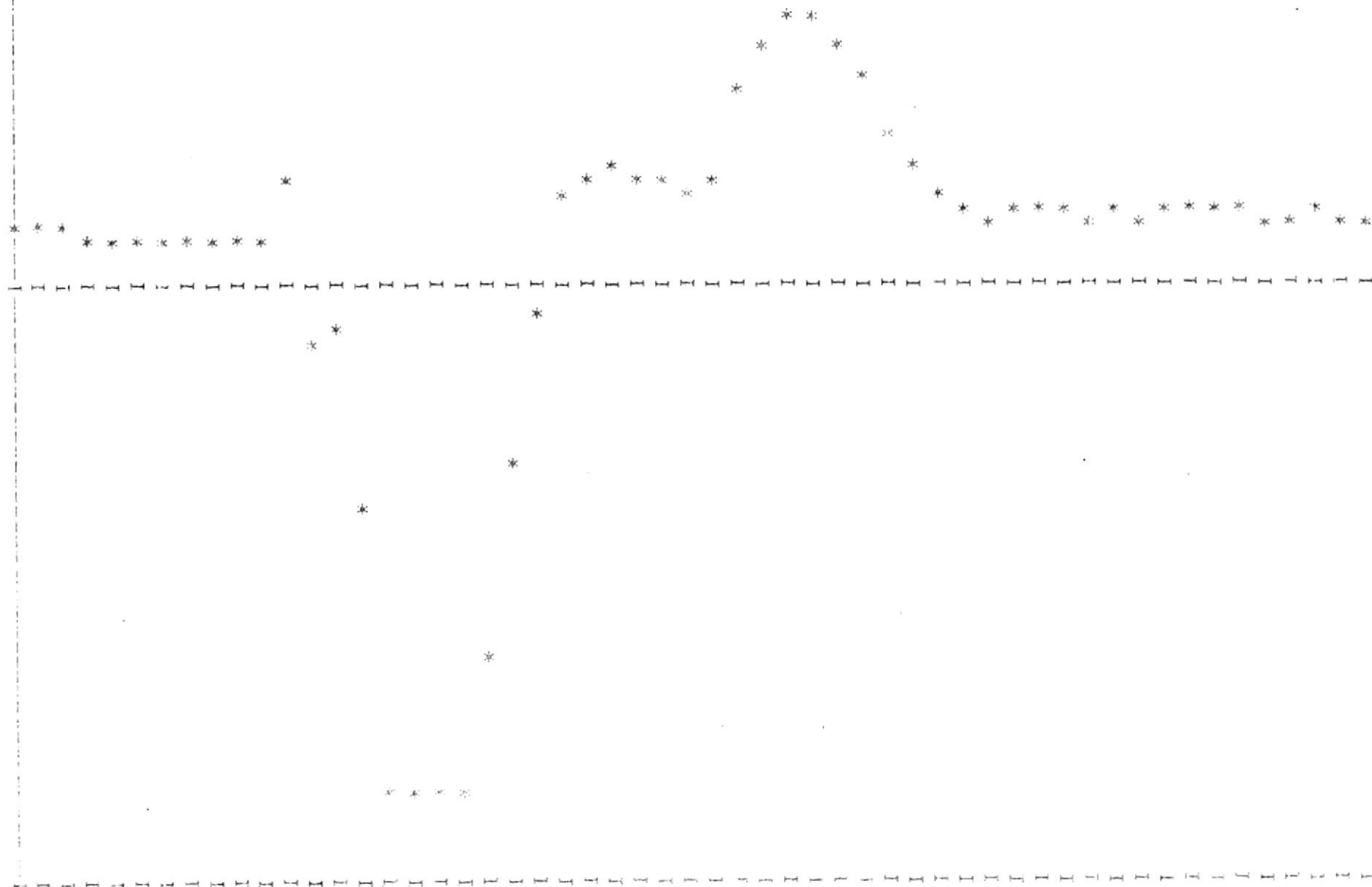


Fig.10.4. Forma de onda D-II (paciente con marcapasos)

POLOS Y CEROS DE LA FIGURA 10.5.

4 CEROS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

ZR(1) =	-.52388	ZI(1) =	-.43647
ZR(2) =	-.52388	ZI(2) =	.43647
ZR(3) =	.69525	ZI(3) =	.000000
ZR(4) =	.79162	ZI(4) =	.000000

4 POLOS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

PR(1) =	1.10723	PI(1) =	.000000
PR(2) =	33.95085	PI(2) =	.000000
PR(3) =	.98775	PI(3) =	.000000
PR(4) =	-2.07621	PI(4) =	.000000

=====

I

I ANALISIS COMPUTARIZADO DE LA DERIVACION-II DE ELECTROCARDIOGRAMAS ECG

I

=====

I

I *****ECG***** HORA: 12:00:00 FECHA: 01/12/85

I

I DATOS DEL PACIENTE

I

I NOMBRE DEL PCTE. Sergio Flores

I SEXO Masculino

I EDAD 36 a.

I ESTATURA 1.72 mts.

I PESO 140 lbs.

I DATOS CLINICOS

I Ningun sintoma

I patologico cardiaco

I

I PARAMETROS DE LA DERIV-II DEL PACIENTE

I

I DURACION (MSEG) I P = 80.00 QRS = 80.00 T = 400.00

I INTERVALO (MSEG) I PQ = 120.00 QT = 400.00 ST = 320.00

I SEGMENTO (MSEG) I PQ = 40.00 ST = -80.00

I VOLTAJE (MVOLT) I P = .27 QRS = 1.51 T = 1.51

I FRECUENCIA CARDIACA

I 57.69 (LATIDOS/MINUTO)

I

=====

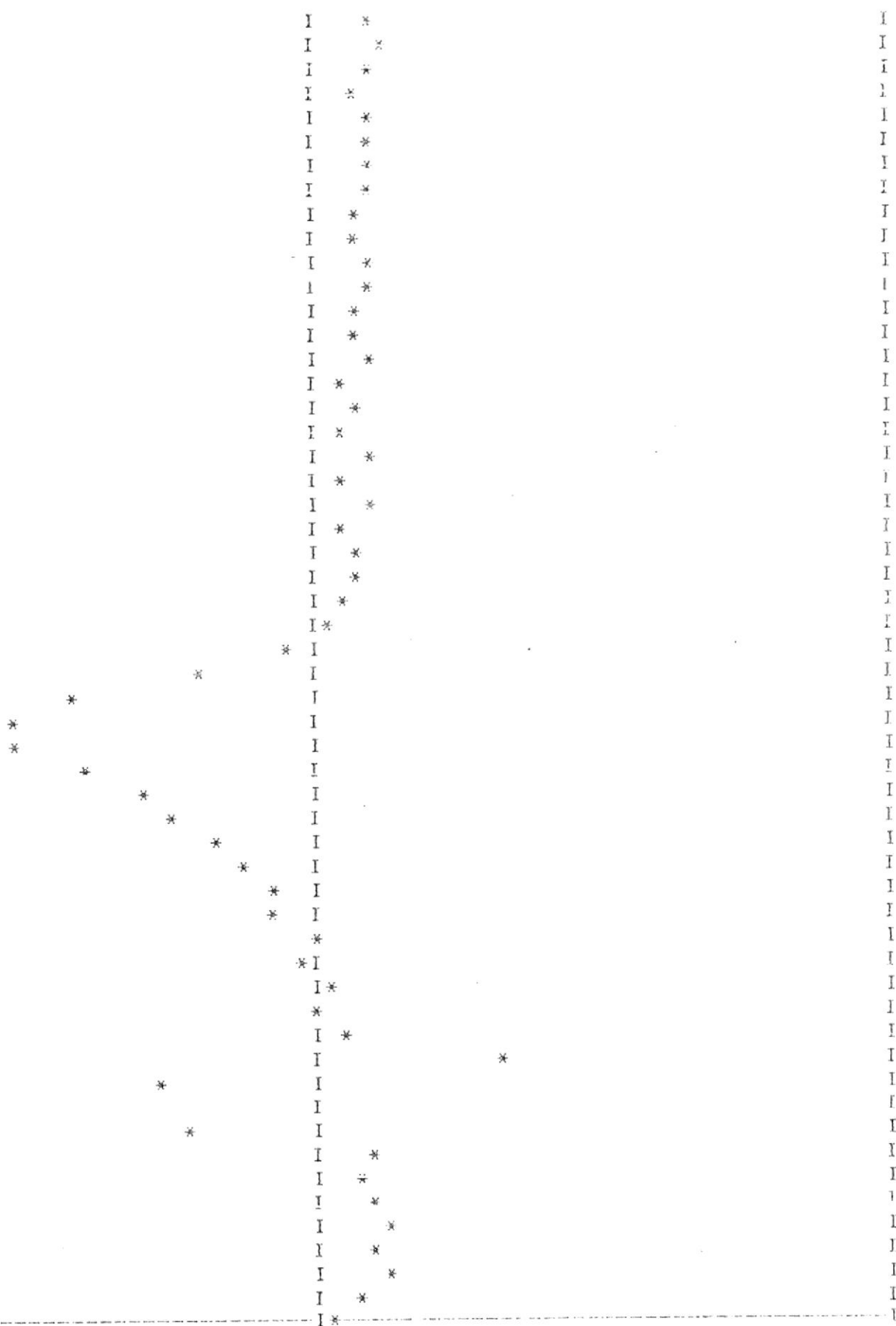
I

I E S P U L

I

=====

REPORTE MEDICO (3)

Fig. 10.5. Forma d₂ onda de la D-II

POLOS Y CEROS DE LA FIGURA 10.6.

4 CEROS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

ZR(1) =	-.70811	ZI(1) =	-.36628
ZR(2) =	-.70811	ZI(2) =	.36628
ZR(3) =	.70110	ZI(3) =	.00000
ZR(4) =	.99154	ZI(4) =	.00000

4 POLOS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

PR(1) =	1.17241	PI(1) =	-.04132
PR(2) =	1.17241	PI(2) =	.04132
PR(3) =	-1.38490	PI(3) =	.00000
PR(4) =	2.16071	PI(4) =	.00000

=====

I

1 ANALISIS COMPUTARIZADO DE LA DERIVACION-II DE ELECTROCARDIOGRAMAS ECG

I

=====

I

I *****ECG***** HORA: 10:00:00 FECHA: 20/11/85

I

I

I DATOS DEL PACIENTE

I

I NOMBRE DEL PCTE. Ivan Sotomayor

I SEXO Masculino

I EDAD 28 a.

I ESTATURA 1.73 mts.

I PESO 145 lbs.

I DATOS CLINICOS

I No registrado

I datos patologicos

I

I PARAMETROS DE LA DERIV-II DEL PACIENTE

I

I DURACION (MSEG) I P = 100.00 QRS = 100.00 T = 400.00

I INTERVALO (MSEG) I PQ = 150.00 QT = 400.00 ST = 300.00

I SEGMENTO (MSEG) I PQ = 50.00 ST = -100.00

I VOLTAJE (MVOLT) I P = .42 QRS = 1.63 T = 1.63

I FRECUENCIA CARDIACA

I 60.00 (LATIDOS/MINUTO)

I

=====

I

I E S P O L

I

=====

REPORTE MEDICO (4)

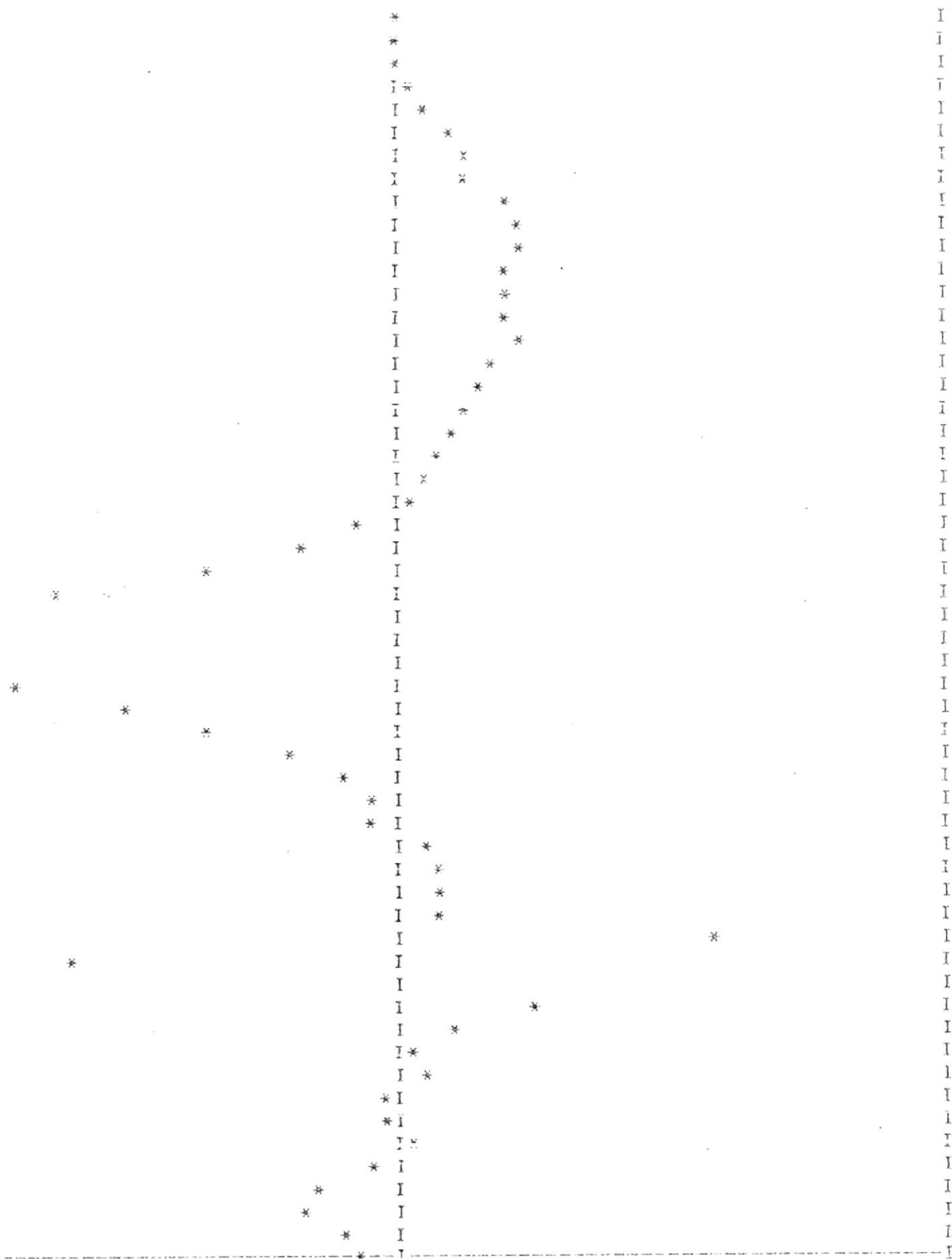


Fig. 10.6. Forma de onda de la D-1

POLOS Y CEROS DE LA FIGURA 10.7.

4 CEROS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL

PARTE-IMAGINARIA

ZR(1) =	.28276	ZI(1) =	-.55504
ZR(2) =	.28276	ZI(2) =	.55504
ZR(3) =	-.78170	ZI(3) =	.00000
ZR(4) =	.96592	ZI(4) =	.00000

4 POLOS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL

PARTE-IMAGINARIA

PR(1) =	1.49844	PI(1) =	-.42524
PR(2) =	1.49844	PI(2) =	.42524
PR(3) =	-1.55361	PI(3) =	.00000
PR(4) =	1.03763	PI(4) =	.00000

=====

I

I ANALISIS COMPUTARIZADO DE LA DERIVACION-II DE ELECTROCARDIOGRAMAS ECG

I

=====

I

I *****ECG***** HORA: 10:00:00 FECHA:20/11/85

I

I DATOS DEL PACIENTE

I

I NOMBRE DEL PCTE. Ivan Sotomayor

I SEXO Masculino

I EDAD 28 a.

I ESTATURA 1.73 mts.

I PESO 145 lbs.

I DATOS CLINICOS

I No registrado

I datos patologicos

I

I PARAMETROS DE LA DERIV-II DEL PACIENTE

I

I DURACION (MSEG) I P = 250.00 QRS = 200.00 T = 100.00

I INTERVALO (MSEG) I PQ = 150.00 QT = 400.00 ST = 200.00

I SEGMENTO (MSEG) I PQ = -100.00 ST = 100.00

I VOLTAJE (MVOLT) I P = 2.00 QRS = 2.00 T = .40

I FRECUENCIA CARDIACA

I 80.00 (LATIDOS/MINUTO)

I

=====

I

I E S P O L

I

=====

REPORTE MEDICO (5)

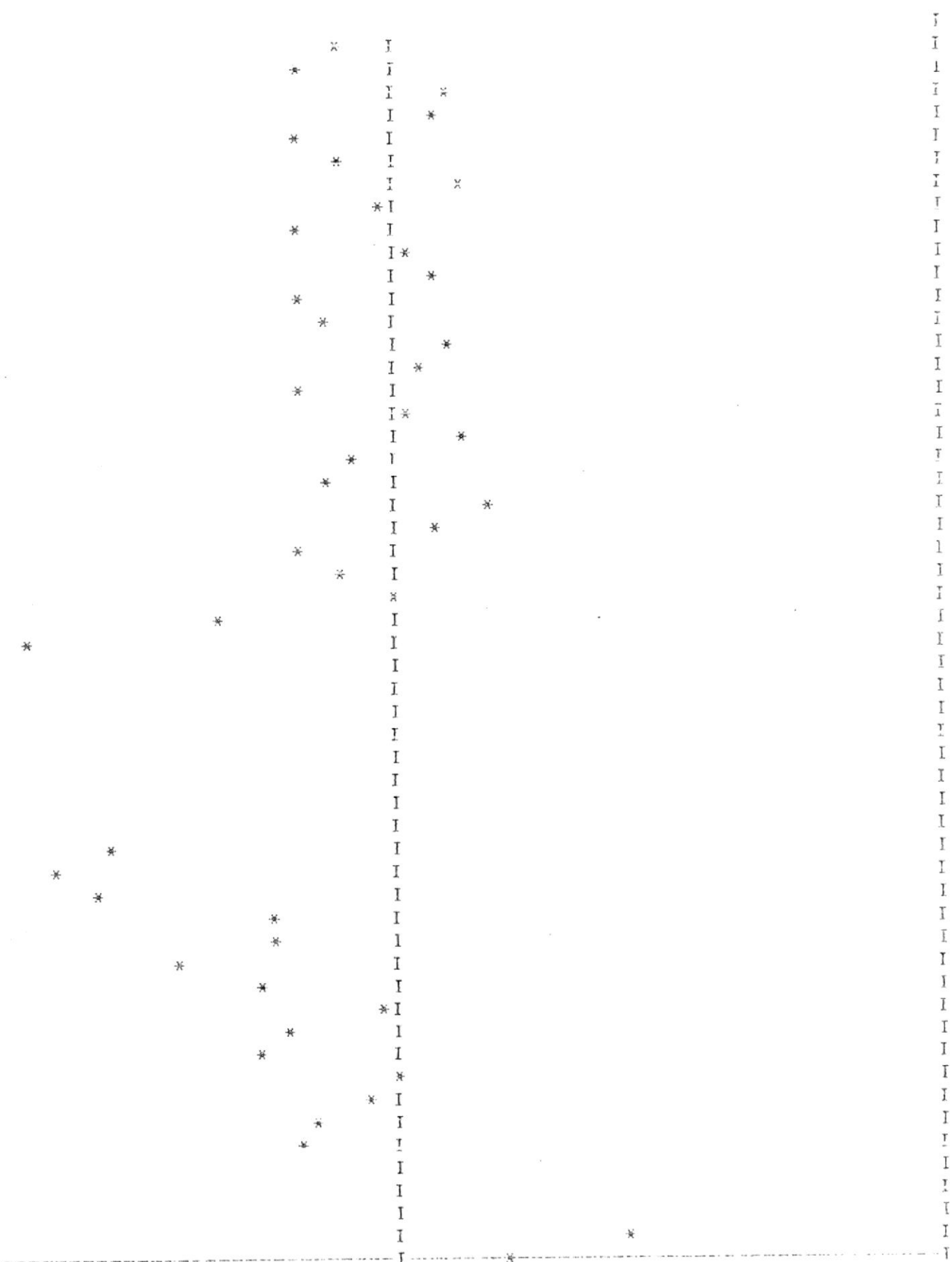


Figura 10.7. Forma de onda de la D-II

POLOS Y CEROS DE LA FIGURA 10.8.

4 CEROS DE LA SENAL ECG
PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

ZR(1) =	-.43221	ZI(1) =	-.33627
ZR(2) =	-.43221	ZI(2) =	.33627
ZR(3) =	.51103	ZI(3) =	.00000
ZR(4) =	.77722	ZI(4) =	.00000

4 POLOS DE LA SENAL ECG
PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

PR(1) =	-2.14926	PI(1) =	-1.34300
PR(2) =	-2.14926	PI(2) =	1.34300
PR(3) =	1.39643	PI(3) =	.00000
PR(4) =	1.02020	PI(4) =	.00000

I
I ANALISIS COMPUTARIZADO DE LA DERIVACION II DE ELECTROCARDIOGRAMAS ECG
I

I
I *****ECG***** HORA: 10:00:00 FECHA: 20/11/85
I

I DATOS DEL PACIENTE
I

I NOMBRE DEL PCTE. Ivan Sotomayor

I SEXO Masculino

I EDAD 28 a.

I ESTATURA 1.73 mts.

I PESO 145 lbs.

I DATOS CLINICOS

I No registrado

I datos patologicos

I PARAMETROS DE LA DERIV-II DEL PACIENTE
I

I DURACION (MSEG) I P = 200.00 QRS = 350.00 T = 600.00

I INTERVALO (MSEG) I PQ = 250.00 QT = 600.00 ST = 250.00

I SEGMENTO (MSEG) I PQ = 50.00 ST = -350.00

I VOLTAJE (MVOLT) I P = .54 QRS = 2.00 T = .01

I FRECUENCIA CARDIACA

I 66.67 (LATIDOS/MINUTO)

I
I E S P U L
I

REPORTE MEDICO (6)

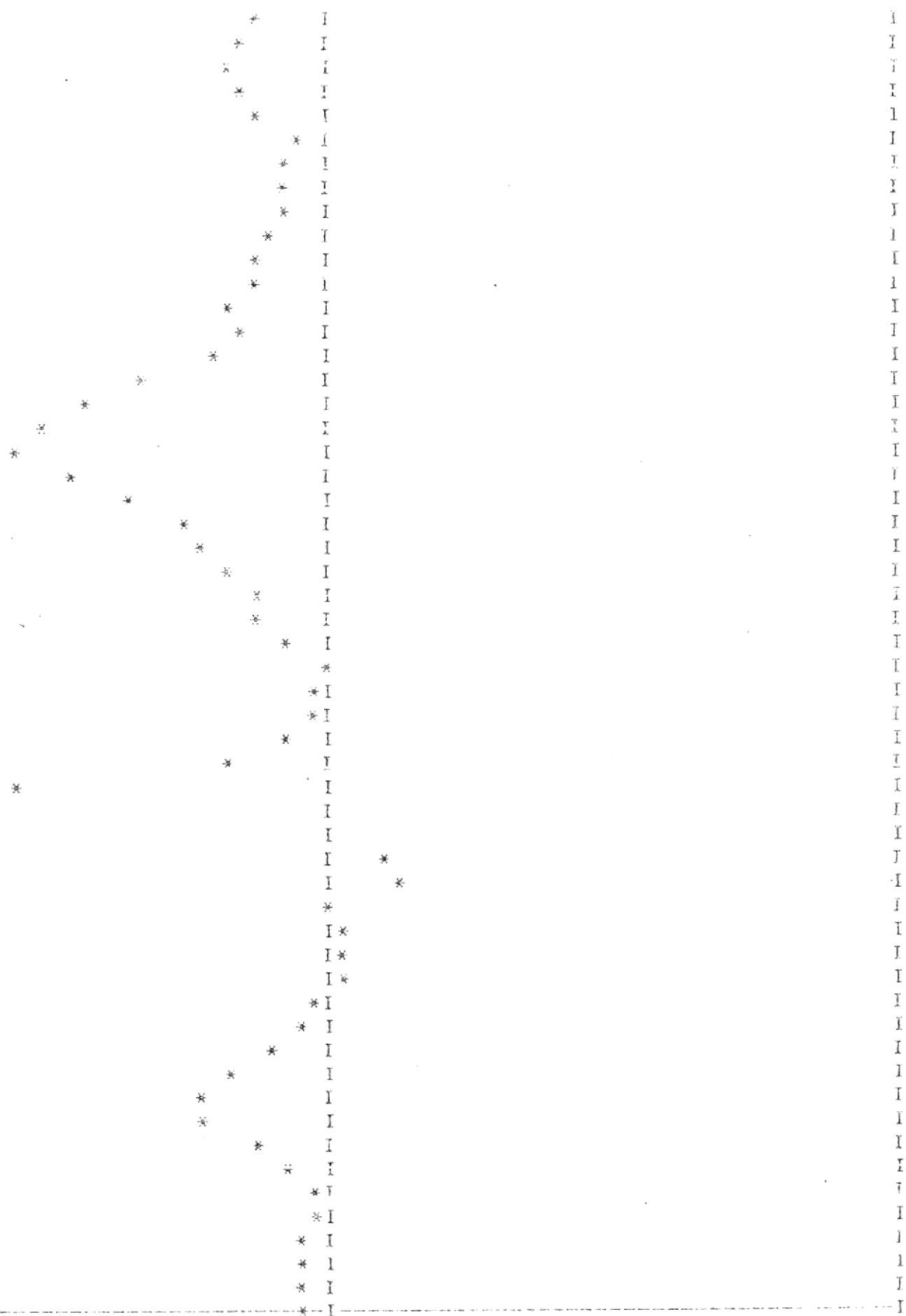


Fig. 10.8. Forma de onda de la D-III

POLOS Y CEROS DE LA FIGURA 10.2.

12 CEROS DE LA SENAL ECG
PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

ZR(1) =	.28266	ZI(1) =	-1.36526
ZR(2) =	.28266	ZI(2) =	1.36526
ZR(3) =	-.06576	ZI(3) =	-1.30587
ZR(4) =	-.06576	ZI(4) =	1.30587
ZR(5) =	64.32547	ZI(5) =	.00000
ZR(6) =	16.58876	ZI(6) =	.00000
ZR(7) =	1.10021	ZI(7) =	.00000
ZR(8) =	-1.33754	ZI(8) =	.00000
ZR(9) =	.01722	ZI(9) =	.00000
ZR(10) =	-1.61620	ZI(10) =	.00000
ZR(11) =	1.08624	ZI(11) =	.00000
ZR(12) =	1.22712	ZI(12) =	.00000

12 POLOS DE LA SENAL ECG
PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

PR(1) =	.64828	PI(1) =	-.52705
PR(2) =	.64828	PI(2) =	.52705
PR(3) =	-1.19621	PI(3) =	.00000
PR(4) =	-.85584	PI(4) =	.00000
PR(5) =	-1.69341	PI(5) =	.00000
PR(6) =	1.41804	PI(6) =	.00000
PR(7) =	1.01360	PI(7) =	.00000
PR(8) =	1.11207	PI(8) =	.00000
PR(9) =	-.91422	PI(9) =	-1.48918
PR(10) =	-.91422	PI(10) =	1.48918
PR(11) =	.30753	PI(11) =	-1.15393
PR(12) =	.30753	PI(12) =	1.15393

POLOS Y CEROS DE LA FIGURA 10.5.

12 CEROS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

ZR(1) =	-.07531	ZI(1) =	-.89785
ZR(2) =	-.07531	ZI(2) =	.89785
ZR(3) =	.95874	ZI(3) =	.00000
ZR(4) =	2.57666	ZI(4) =	.00000
ZR(5) =	-.99057	ZI(5) =	.00000
ZR(6) =	-.55684	ZI(6) =	.00000
ZR(7) =	.91509	ZI(7) =	.00000
ZR(8) =	1.07903	ZI(8) =	.00000
ZR(9) =	.01836	ZI(9) =	-.92179
ZR(10) =	.01836	ZI(10) =	.92179
ZR(11) =	-1.38473	ZI(11) =	.00000
ZR(12) =	-8.38619	ZI(12) =	.00000

12 POLOS DE LA SENAL ECG

PARTE-REAL PARTE-IMAGINARIA

PR(1) =	-.94933	PI(1) =	-1.45172
PR(2) =	-.94933	PI(2) =	1.45172
PR(3) =	.66356	PI(3) =	-1.32255
PR(4) =	.66356	PI(4) =	1.32255
PR(5) =	-.80878	PI(5) =	.00000
PR(6) =	-1.37674	PI(6) =	.00000
PR(7) =	1.03407	PI(7) =	.00000
PR(8) =	1.11367	PI(8) =	.00000
PR(9) =	-.48475	PI(9) =	-2.02485
PR(10) =	-.48475	PI(10) =	2.02485
PR(11) =	1.27799	PI(11) =	.00000
PR(12) =	1.58816	PI(12) =	.00000

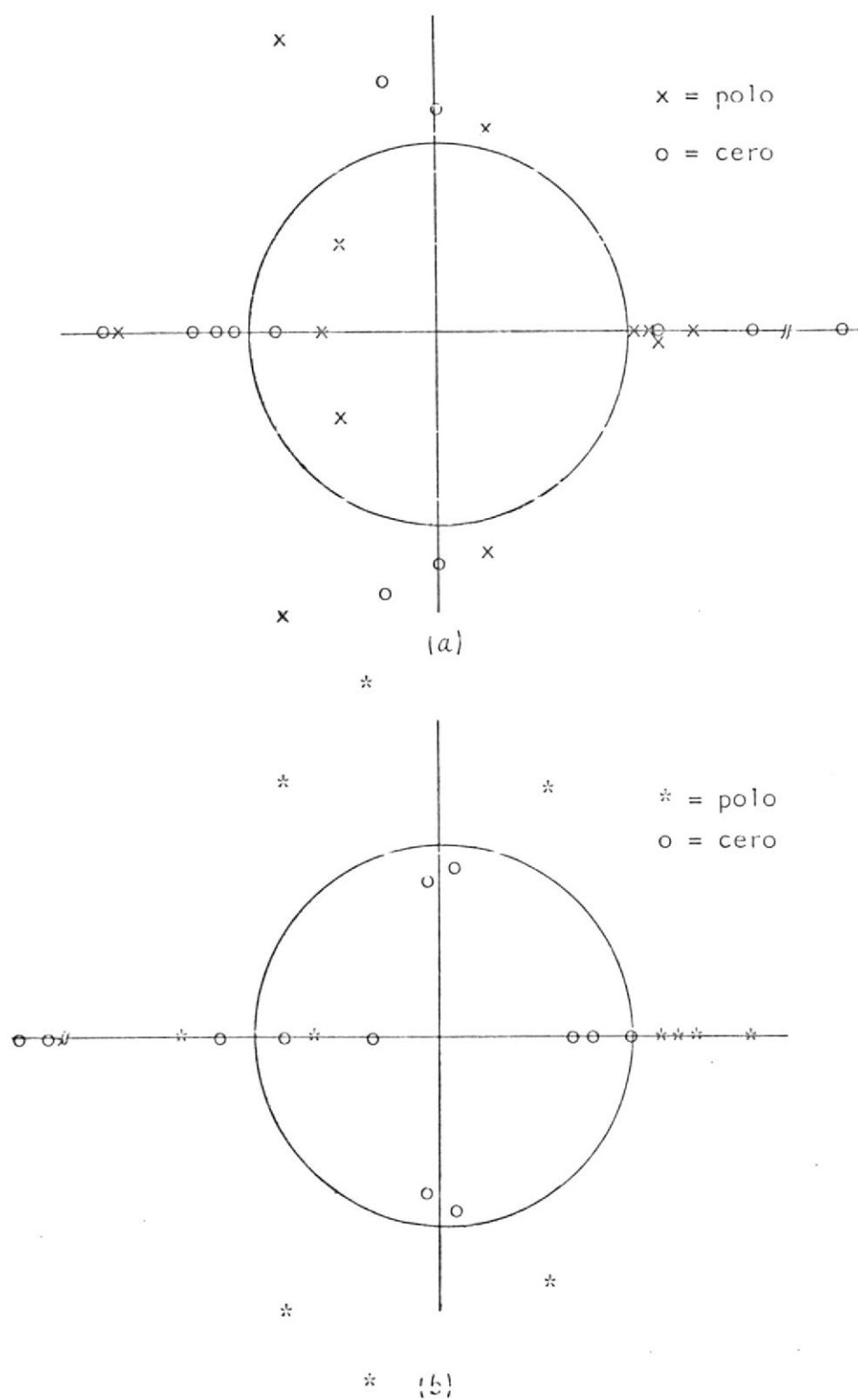


Figura 10.9. Polos y Ceros (M-N-12) de (a) Primera señal fig.10.2.
b) Tercera señal fig.10.5.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Las señales ECG obtenidas por el sistema de adquisición y almacenamiento de datos (en tiempo real), han sido digitizadas a razón de 1000 muestras por segundo, es decir a una frecuencia de muestreo $f_s = 1 \text{ KHz}$, resultando muy apropiada, puesto que la señal ECG tiene componentes de frecuencia relativamente bajas, que van desde 0.05 Hz hasta los 100 Hz. Comparando la frecuencia de muestreo (f_s) con respecto a las componentes de máxima frecuencia de la señal. La primera (f_s) resulta 10 veces mayor, y es mas que suficiente. Por ejemplo: El complejo QRS tiene las componentes de frecuencia elevadas con relación a las ondas P y T. Este complejo (QRS) tiene una duración promedio de 80 ms. Luego, con una f_s de 1 KHz, obtendríamos en ese intervalo (80 ms) ochenta muestras (puntos).

Es lógico que, si incrementamos la f_s , la representación de la señal será más exacta; pero, se ocupará más espacio de memoria, puesto que la relación es directamente proporcional al incremento de f_s .

Uno de los problemas más críticos en la adquisición de los datos, es la interferencia de 60 Hz de las líneas de poder. Por lo tanto, para obtener datos con una relación señal/ruido elevado, se recomienda primero: un buen equipo electrocardiógrafo y segundo, el equipo debe de estar en un buen lugar, esto es, que el equipo esté en un sitio aislado, lejos de motores, líneas de alta tensión y además tenga una buena tierra.

El convertidor A/D utilizado es de 8-Bits, con lo cual tenemos 256 nive-

les de conversión. Se podría pensar para trabajos futuros, en un convertidor A/D de 12 bits, es decir contaríamos con 4096 niveles de conversión, con esto se mejoraría notablemente la representación de la señal.

Para evitarse dos computadores, (TRS80 y la PC-IBM), el convertidor A/D, se podría instalar directamente en una tarjeta de adquisición de datos de la misma PC-IBM u otra computadora con suficiente espacio de memoria para el programa de procesamiento del ECG con esto nos ahorraríamos equipos (monitor, grabadora, computador TRS80 e interfaz para el computador), además de la transmisión de los datos en serie desde la TRS80 a la PC-IBM.

Con respecto a la parte de programación. El algoritmo para la delimitación de los ciclos cardíacos de un registro ECG, delimita correctamente los complejos QRS a pesar del nivel de ruido elevado de las señales mostradas en las figuras 10.6, 10.7 y 10.8. (Estas señales fueron obtenidas en el electrocardiógrafo de la ESPOL, tomadas de un estudiante). En la delimitación de la onda P falla en algunos registros, debido al nivel elevado de ruido, ya que el potencial de esta onda es pequeña (0.1 mV ó 0.1 voltios en la salida del electrocardiógrafo). En general todo el ciclo es bastante acertado su delimitación. Como recomendación, se podría pensar en otro algoritmo [15], preferiblemente en uno actualizado.

La subrutina de modelamiento (MOPDZ) funciona correctamente, y se puede obtener la función $X(Z) = A(Z)/B(Z)$ de cualquier orden, es decir $A(Z)$ y $B(Z)$ pueden ser polinomios de grado 2, 4, 12, 20, etc. la dificultad radica en obtener sus raíces, con la subrutina para hallar las raíces (RAIZ20), se ha logrado determinar hasta 12 raíces de las figuras 10.2

y 10.5. del Capítulo X. Al tratar de encontrar 20 raíces, unas pocas veces se las determina; pero, la mayoría el sistema no converge y el programa se detiene, también el tiempo de máquina aumenta considerablemente.

Inicialmente, se pensó en lograr clasificar a la señal como normal o anormal de acuerdo a la ubicación de los polos y ceros de una señal ECG; pero, resulta muy simple decir que una señal es normal solo porque tiene sus ceros dentro del círculo unitario y sus polos fuera. (Subrutina CLD2 que no se la efectúa). Por lo tanto, un estudio más profundo de varias señales, tanto normales como patológicas sería necesario para poder hacer una clasificación.

Para el análisis de la señal ECG, aparte del modelamiento en polos y ceros, existe un análisis matemático denominado sistema de DECONVOLUCION HOMOMORFICO [16], [3]. Donde la señal es procesada mediante las FFT y se obtienen señales componentes de la ECG, para posteriormente a estos componentes modelarlos en polos y ceros.

IMPORTANTE: EL "SISTEMA-PROSECG" deberá ser utilizado únicamente a nivel de experimentación por cualquier estudiante.

APENDICES

APENDICE A

A.1 CONECTOR DEL CARTUCHO DE LA TRS80 COCO II Y EL MC6809E CPU

En el conector del cartucho de este computador se dispone de 40 líneas del bus del CPU. Una lista completa y una breve descripción de estas señales se da en la tabla A.1.

TERMINAL	NOMBRE DE LA SENAL	DESCRIPCION
1	NC	no conectado
2	NC	no conectado
3	$\overline{\text{HALT}}$	Entrada de pausa para el CPU
4	$\overline{\text{NMI}}$	Interrupción no-enmascarada para el CPU
5	$\overline{\text{RESET}}$	Señal de inicialización del sistema
6	E	Reloj principal del CPU (0.89Mhz)
7	Q	Reloj en cuadratura con E
8	$\overline{\text{CART}}$	Entrada de interrupción para la detección del cartucho
9	+5V	+5 Voltios (300mA)
10	D0	Bit 0
'	'	} Barra de datos
'	'	
17	D7	BIT 7
18	R/ $\overline{\text{W}}$	Lectura/Escritura del CPU
19	A0	Bit 0
'	'	} Barra de Dirección
'	'	
31	A12	Bit 12
32	$\overline{\text{CTS}}$	Señal de selección del cartucho
33	GND	Tierra
34	GND	Tierra
35	SND	Entrada de sonido
36	$\overline{\text{SCS}}$	entrada de selección disponible
37	A13	Bit 13
38	A14	Bit 14
39	A15	Bit 15
40	SLENB	Entrada para deshabilitar

TABLA A.1 Señales del conector del cartucho.

CPU. MC6809E

La arquitectura de este microprocesador de 8 bits incluye dos registros índices de 16 bits, dos punteros de pila de 16 bits y dos acumuladores de 8 bits. Un diagrama de bloques del 6809E es mostrado en la figura A.1.

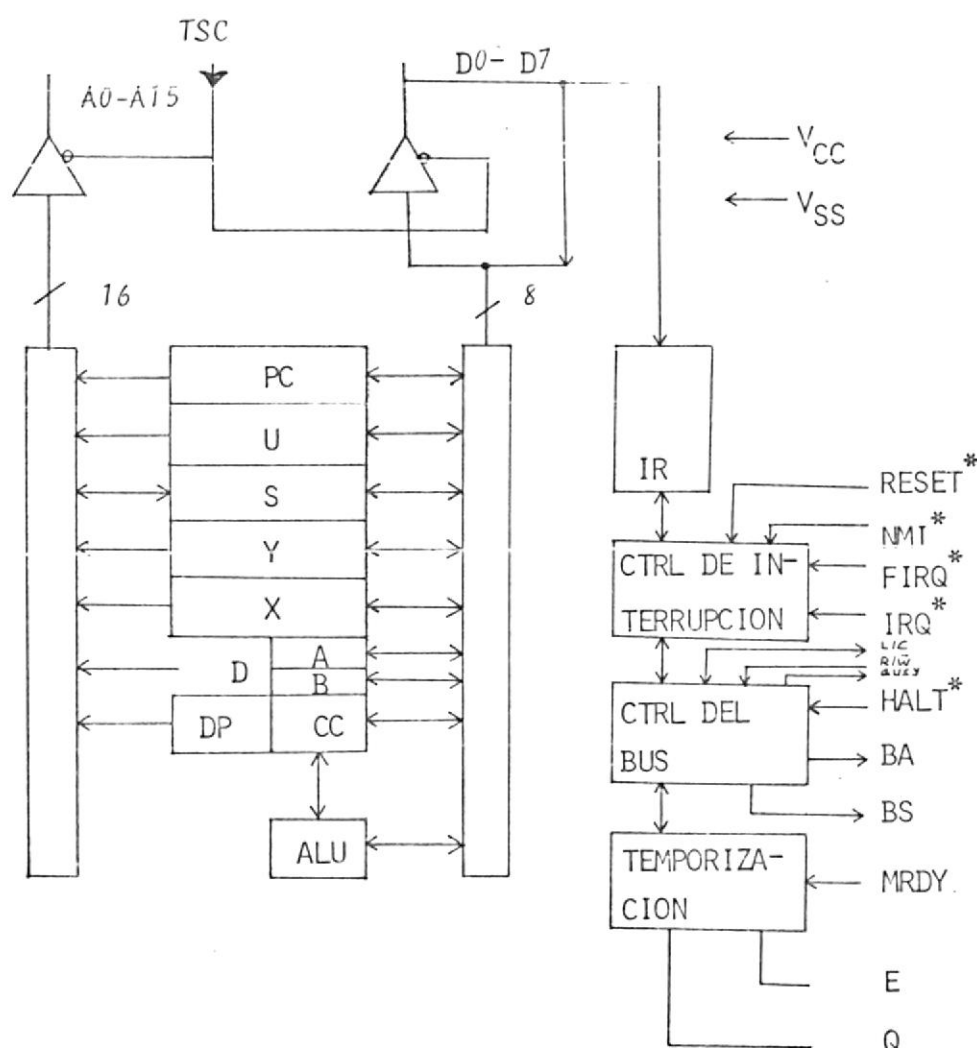


Figura A.1. Diagrama de bloques del 6809E CPU

Los registros A y B son los dos acumuladores, estos son usados para operaciones aritméticas y manipulación de datos. También A y B pueden ser combinados para formar el registro D de 11 bits, con A como el byte más significativo.

El contador de programa (PC) es usado principalmente para que el CPU vaya ejecutando cada instrucción que se encuentre en memoria. X y Y son dos registros índices de 16 bits cada uno, estos son usados para programación - para apuntar a un cierto dato o segmentos en memoria. El puntero de pila (S) es usado por el procesador durante llamados de subrutinas e interrupciones. También se dispone de un puntero de pila del usuario (U) el cual tiene toda la flexibilidad del puntero de pila (en circuitería) y es controlado exclusivamente por el programador. Adicionalmente el 6809E también tiene un registro directorio de página (DP) y un registro de código de condición (CC). El contenido del registro directorio de página es usado como el byte más significativo de una dirección cuando se usa el modo de direccionamiento directo, esto permite al modo directo ser usado en cualquier lugar en memoria. El CC contiene todas las banderas aritméticas más los bits máscaras para $\overline{\text{IRQ}}$ y $\overline{\text{FIRQ}}$. Las banderas aritméticas son usadas para controlar todas las condiciones de saltos. Los bits máscaras permiten al CPU ignorarlos; pero no la interrupción no-enmascarada.

La figura A.3. muestra el diagrama de tiempo para los ciclos de lectura y escritura del CPU 6809E.

El CPU MC6809E tiene 8 líneas de datos y 16 de direcciones que selecciona una dirección de las 65536 posibles localidades. Después de que la dirección ha sido seleccionada, entra el dato al CPU o sale de las 8 líneas de

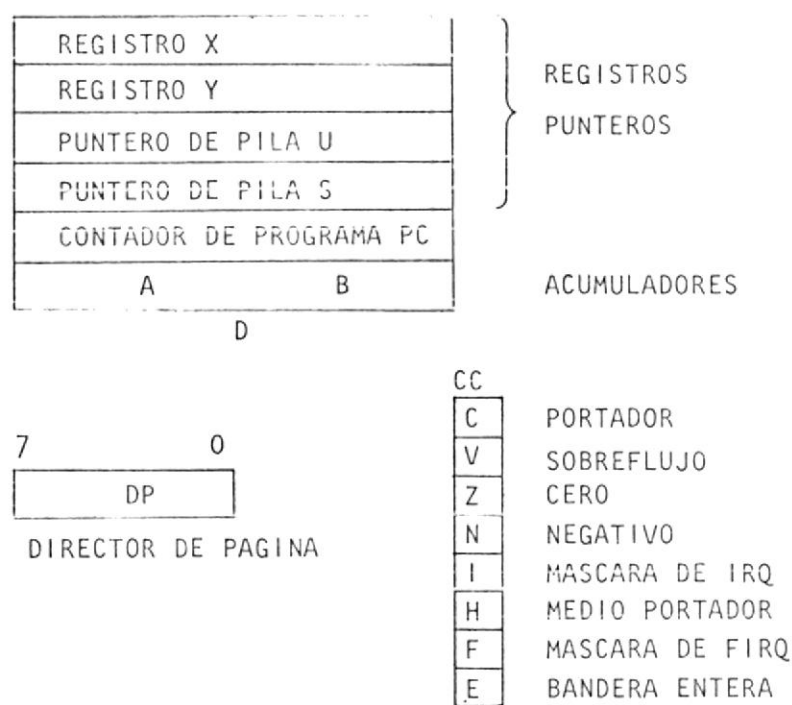
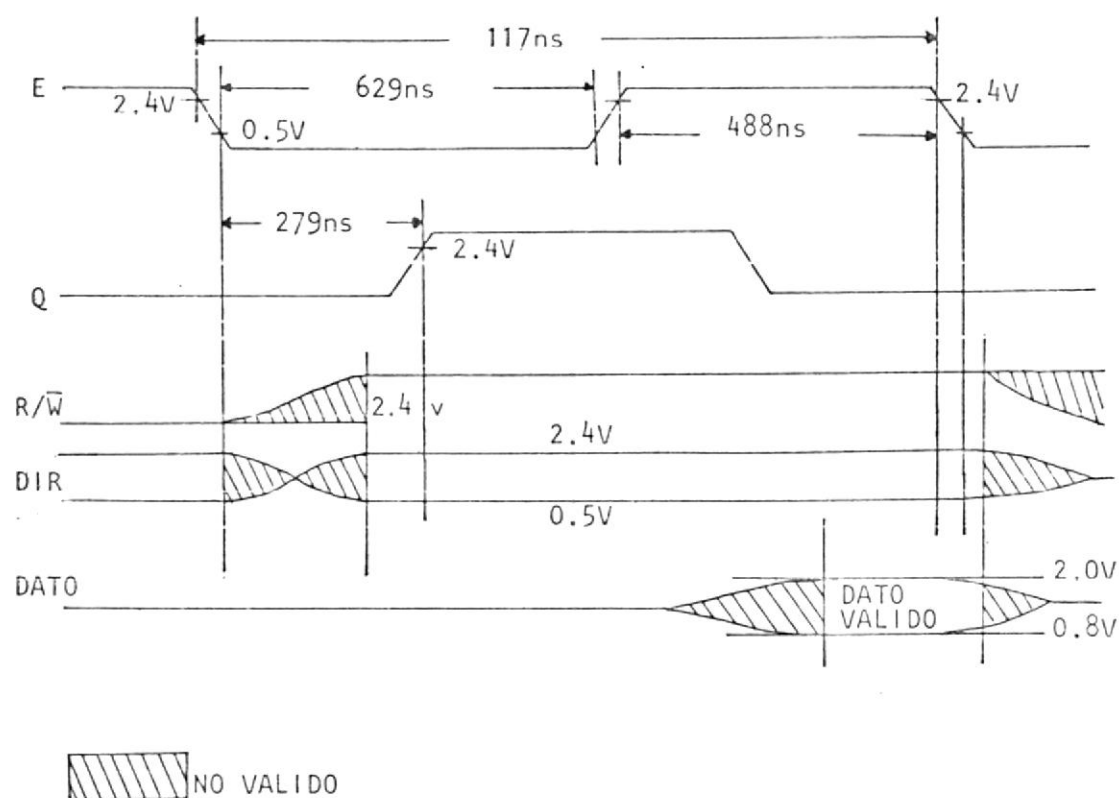


Figura A.2. Modelo programable del 6809E CPU.

datos a la localidad seleccionada. La señal $R/\bar{W}$ es usada para determinar que una operación de lectura o escritura ocurrirá. Si $R/\bar{W} = 1$ entonces el CPU está leyendo un dato, si $R/\bar{W} = 0$, entonces el CPU está escribiendo un dato.

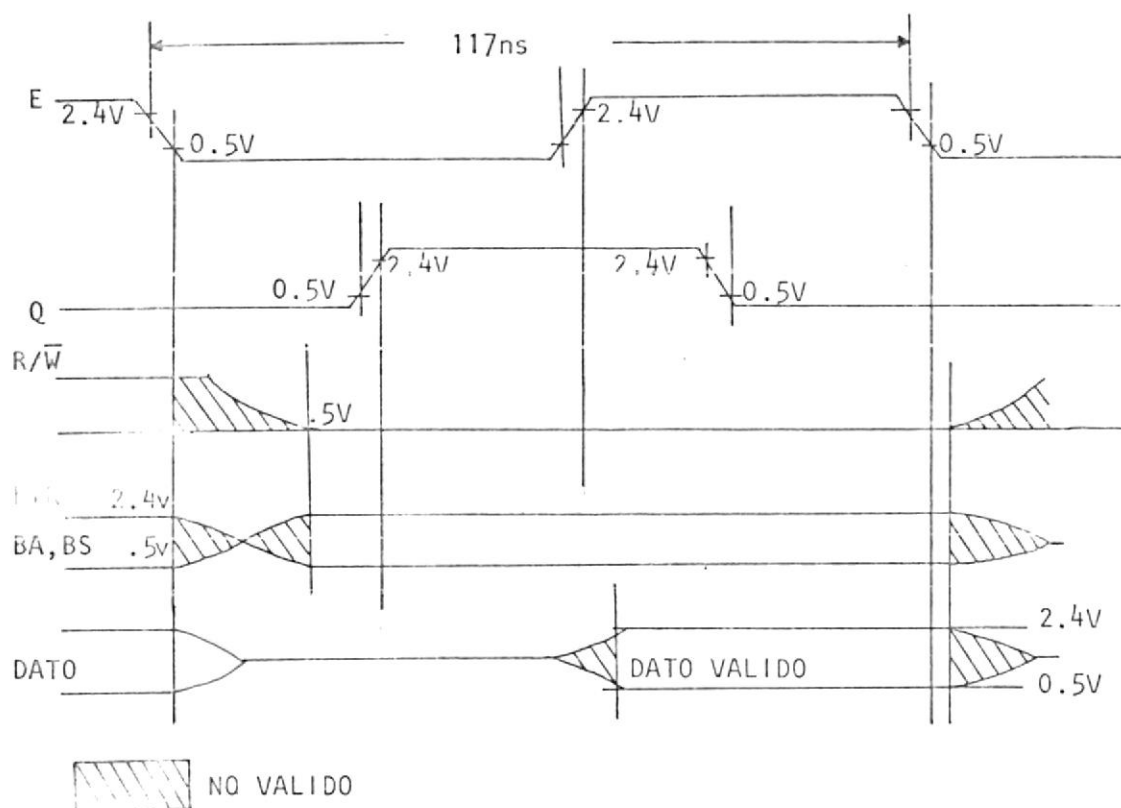
El CPU 6809E requiere para su funcionamiento de dos señales de reloj E y Q, tienen un ciclo de trabajo del 50% y una frecuencia de 0.89 MHz, tal como se muestra en la fig. A.3. Q es una señal en cuadratura respecto a E. 90 grados de fase.

La tabla A.2 ilustra el mapa de memoria para los vectores de interrupción.



(a) LECTURA

Figura A.3. Diagramas de tiempo para (a) Lectura. (b) Escritura.



(b) ESCRITURA

Fig. A.3. (continuación).

LOCALIZACION		VECTOR INTERRUPCION	DESCRIPCION
MSB	LSB	NOMBRE	
FFFF	FFFF	RESET	Señal de inicialización para el CPU
FFFC	FFFD	NMI	Interrupción no enmascarada*
FFFA	FFFB	SWT	" programada 1
FFF8	FFF9	IRQ	" requerida enmascarada
FFF6	FFF7	FIRQ	" rápida requerida "
FFF4	FFF5	SWT2	" programada 2
FFF0	FFFF	--	Reservado

TABLA A.2. Mapa de memoria para las interrupciones

* Señal de interrupción usada para el sistema de adquisición de datos.

HALT

Un nivel bajo en este pin de entrada causa que el CPU se detenga en el fin de la presente instrucción, permaneciendo así indefinidamente sin ninguna pérdida de datos. La salida BA=1 indicando que los buses están en alta impedancia, también BS=1 indicando que el procesador está en estado de pausa. En este estado el microprocesador no responderá a ninguna de las interrupciones requeridas ($\overline{\text{FIRQ}}$, $\overline{\text{IRQ}}$) aunque $\overline{\text{NMI}}$ o $\overline{\text{RESET}}$ deberán ser tomadas para una respuesta posterior, durante la pausa E y Q continúan normalmente su funcionamiento.

DISPONIBILIDAD DEL BUS, STATUS DEL BUS (BA, ES)

La definición del estado del microprocesador se da en la tabla A.3.

ESTADO		DEFINICION DEL ESTADO DEL MICROPROCESADOR
BA	BS	
0	0	Normal
0	1	Reconocimiento de interrupción o RESET
1	0	Sí No reconocimiento
1	1	Reconocimiento de HALT

TABLA A.3 Definición del estado del uP

A.2 CONVERTIDOR ANALÓGICO DIGITAL ADC0803 LCN

CARACTERÍSTICAS

- Compatible con el bus del microprocesador (8080A), no necesita interfaz.
- Fácil interfaz para todos los microprocesadores
- Entradas de voltaje analógico diferenciales
- Nivel de voltaje TTL en las entradas y salidas lógicas
- Trabaja con 2.5V (LM336) de voltaje de referencia
- reloj
- rango de voltaje analógico de entrada 0 A 5V, con $V_{CC} = 5V$
- no requiere ajuste de cero
- 0.3" de ancho, 20 pin DIP (ver figuras A.4 y A.5)

ESPECIFICACIONES

- Resolución 8 bits
- Error total $\pm 1/2$ LSB
- Tiempo de conversión 100 μ S
- Tiempo de acceso 135 nS
- Fuente de poder 5 Vdc
- Bus de datos TRI-STATE

APLICACIONES TÍPICAS

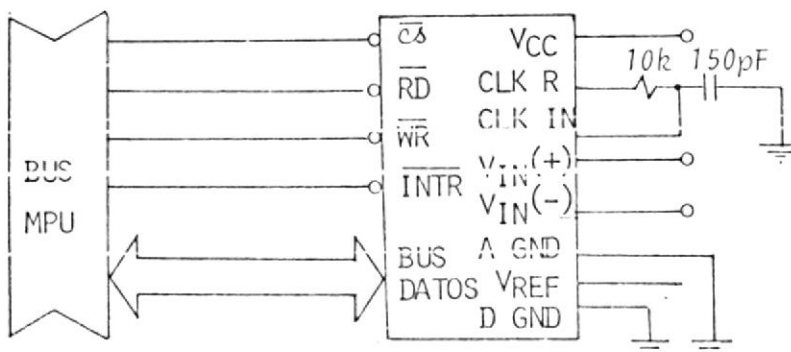


FIGURA A.4 Aplicaciones típicas del convertidor A/D

ASIGNACION DE LINEAS

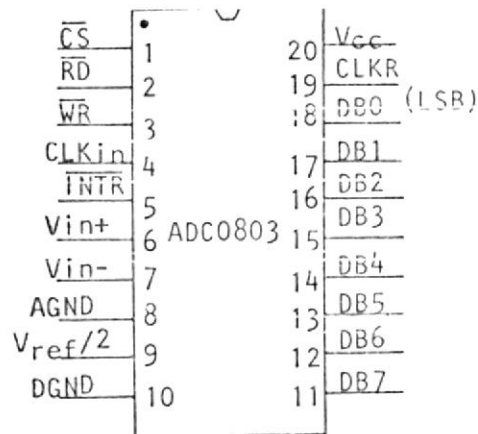


FIGURA A.5 Asignación de líneas del ADC0803

A.3 MÓDULO TEMPORIZADOR PROGRAMABLE (PTM)

MC6840

El MC6840 tiene 3 contadores de 16 bits, 3 registros de control para cada contador y un registro de status. Estos contadores son controlados por programación y pueden ser usados para causar interrupciones y/o generan señales, medir frecuencia, medir intervalos, generar una onda cuadrada, pulsos de duración controlada, modulación de ancho de pulso y tareas similares.

- Fuente de poder $V_{cc} = 5V$
- Completamente compatible con TTL
- Requiere un reloj (E)
- Seleccionable prescalar en el contador 3
- Salida de interrupción $\overline{IRQ}$ programable para el MPU
- Cuenta regresiva
- Disparo seleccionable para comparación de frecuencia o ancho de pulso
- Entrada $\overline{RESET}$
- 3 relojes externos y 3 entradas GATE internamente sincronizadas

- 3 salidas enmascarables

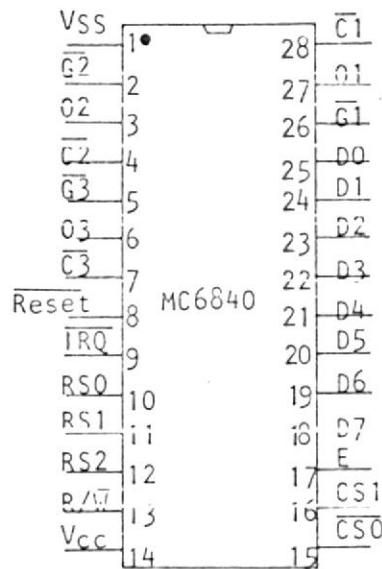


Figura A.6 Asignación de las Líneas

INTERFAZ

La interfaz del PTM y el bus del M6800 es:

- bus de datos bidireccional de 8 bits (D0-D7)
- 2 líneas de selección del chip ($\overline{CS0}$ y $\overline{CS2}$) entradas.
- 1 línea de lectura-escritura (R/W) entrada
- 1 línea de reloj (E) entrada
- 1 línea de interrupción requerida ($\overline{IRQ}$) salida
- 1 línea de restauración ($\overline{RESET}$) entrada
- 3 líneas de selección de registro (RS0, RS1 y RS2, ver figura A.6 y tabla 3.1).

ENTRADA DE SELEC. DE REG.			OPERACIONES	
RSZ	RS1	RS0	R/W = 0	R/W = 1
0	0	0	CR20=0 escribir en reg. CTRL#3 CR20=1 escribir en reg. CTRL#1	NOP
0	0	1	Escribir en reg. CTRL#2	Leer reg. de Status
0	1	0	" MSB en reg. (buffer)	" Contador T# 1
0	1	1	" (Latch)del T#1 LSB	" LSB reg. buffer
1	0	0	" MSB en reg. (buffer)	" Contador T #2
1	0	1	" (Latch)del T#2 LSB	" LSB reg. buffer
1	1	0	" MSB en reg. (buffer)	" Contador T #3
1	1	1	" (Latch)del T#3 LSB	" LSB reg. buffer

CR20 = Bit 0 del registro de control #2

TABLA A.4. Selección de Registro

REGISTRO DE CONTROL

En la tabla A.5 se muestra la interpretación del registro de control

CRX REGISTRO DE CONTROL X=1,2,3

0	TX salida enmascarada en 0X	
1	TX salida Habilitada en 0X	
0	Bandera de interrupción enmascarada en IRQ	
1	Bandera de interrupción habilitada en IRQ	
0	TX modo de conteo y control de interrupción	
1		
0		
1		
0	TX configurado para modo de conteo normal (16 bits)	
1	TX configurado para modo de conteo de 8 bits dual	
0	TX utiliza reloj externo en la entrada CX	
1	TX utiliza reloj E	
0	Los 3 temporizadores listos para operar. NOP	Acceso a CR#3
1		Acceso a CR#1
		No prescalar
		Prescalar ÷8
	X=1	X=2
		X=3

TABLA A.5 Interpretación del registro de control.

CRX5	CRX4	CRX3	MOD0
0	0	0	Operación continua: $\overline{G}$  , escritura (latches) o $\overline{RESET}$  inicializan al contador
0	0	1	Comparación de frecuencia
0	1	0	Operación continua: $\overline{G}$  o $\overline{RESET}$  inicializan al contador
0	1	1	Comparación de ancho de pulso
1	0	0	Pulso (single shot): $\overline{G}$  , escritura (latches) o $\overline{RESET}$  inicializan al contador
1	0	1	Comparación de frecuencia
1	1	0	Pulso (single shot): $\overline{G}$  o $\overline{RESET}$  inicializan al contador
1	1	1	Comparación de ancho de pulso

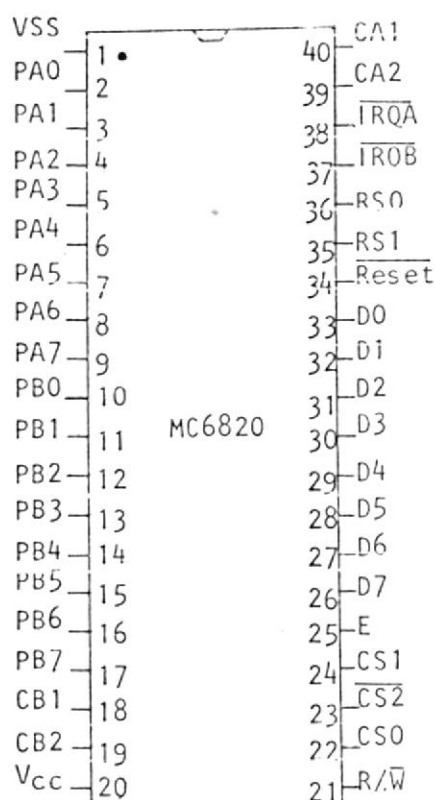
$\overline{G} = \overline{G1}, \overline{G2} \text{ o } \overline{G3}$

TABLA A.6 Selección del modo de operación del PTM

A.4 ADAPTADOR DE INTERFAZ PERIFERICO (PIA) (MC6820)

El PIA es un dispositivo para propósitos de E/S, diseñado para usarlo con la familia de Microprocesadores MC6800.

El PIA posee 16 líneas de E/S, configurado como dos puertos de 8 bits de E/S y nos referimos como: puerto A y puerto B. Cada una de las líneas de cada puerto puede ser usado separadamente como entradas o salidas. Cada puerto de E/S tiene dos señales asociadas de control. Una de ellas es entrada solamente, mientras la otra es bidireccional. La diferencia entre el puerto A y B son únicamente en sus características eléctricas. EJ: el puerto B puede usarse como salida y proveer hasta 1mA a +1.5V para manejar directamente la base de un transistor, mientras que con las líneas del puerto A no es posible.



NOMBRE DEL PIN	DESCRIPCION	TIPO
D0 - D7	Bus de datos para el CPU	Bidireccional Tri-state
PA0 - PA7	Bus de datos periférico del puerto A	Entrada ó salida
PB0 - PB7	Bus de datos periférico del puerto B	Entrada ó salida, Tri-state
CS0, CS1, CS2	Selección del chip	Entradas
RS0, RS1	Selección del registro	Entradas
CA1	Entrada de interrupción para el puerto A	Entrada
CA2	Control periférico para el puerto A	Entrada ó salida
CB1	Entrada de interrupción para el Puerto B	Entrada
CB2	Control periférico para el puerto B	Entrada ó salida
E	Reloj	Entrada
R/W	Control de lectura/escrit.	Entrada
IROA, IROB	Interrupción requerida	Salida
Reset	Restaurar	Entrada
Vcc, Vss	Polarización Vcc=5V, VSS=tierra	

FIGURA A.7. Asignación de pines y señales del MC6820 PIA

MODOS DE OPERACION

DISPONIBILIDAD DEL MC6800

Simple entrada sin [Handshaking]	Puerto A ó B
Simple salida sin [Handshaking]	Puerto A ó B
E/S Bidireccional sin [Handshaking]	No disponible pero los pines individualmente de cualquier puerto puede ser asignado como entrada ó salida.
Entrada con [Handshaking]	Puerto A solamente
Salida con [Handshaking]	Puerto B solamente
E/S bidireccional con [Handshaking]	No disponible

TABLA A.7. Modos de operación del PIA

LINEAS DE SELECCION			REGISTRO SELECCIONADO
RS1	RS0	X	
0	1		7 X 0 ← BIT NO. Registro de control del puerto A
0	0	0	Registro de dirección de datos del Puerto A
0	0	1	Registro [Buffer] de datos del Puerto A
1	1		7 X 0 ← BIT NO. Registro de control del Puerto B
1	0	0	Registro de dirección de datos del Puerto B
1	0	1	Registro [Buffer] de datos del Puerto B

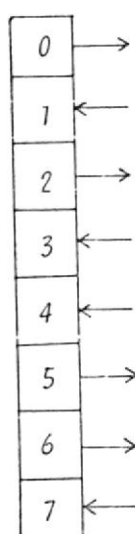
TABLA A.8 Selección de los registros del PIA

REGISTRO DE DIRECCION DE DATOS

Este registro identifica a cada pín de un puerto de E/S como una entrada ó salida. Ejemplo: un 0 en una posición de un bit configura al correspondiente pín del puerto de E/S como entrada, mientras que un 1 resulta en una salida.

7	6	5	4	3	2	1	0
0	1	1	0	0	1	0	1

Registro de dirección de datos.



Pines del puerto de E/S

REGISTROS DE CONTROL DEL PUERTO A y B

Una palabra escrita en cada registro de control define el modo de operación del PIA, en las figuras A.8 y A.9 se ilustra la interpretación de los registros.

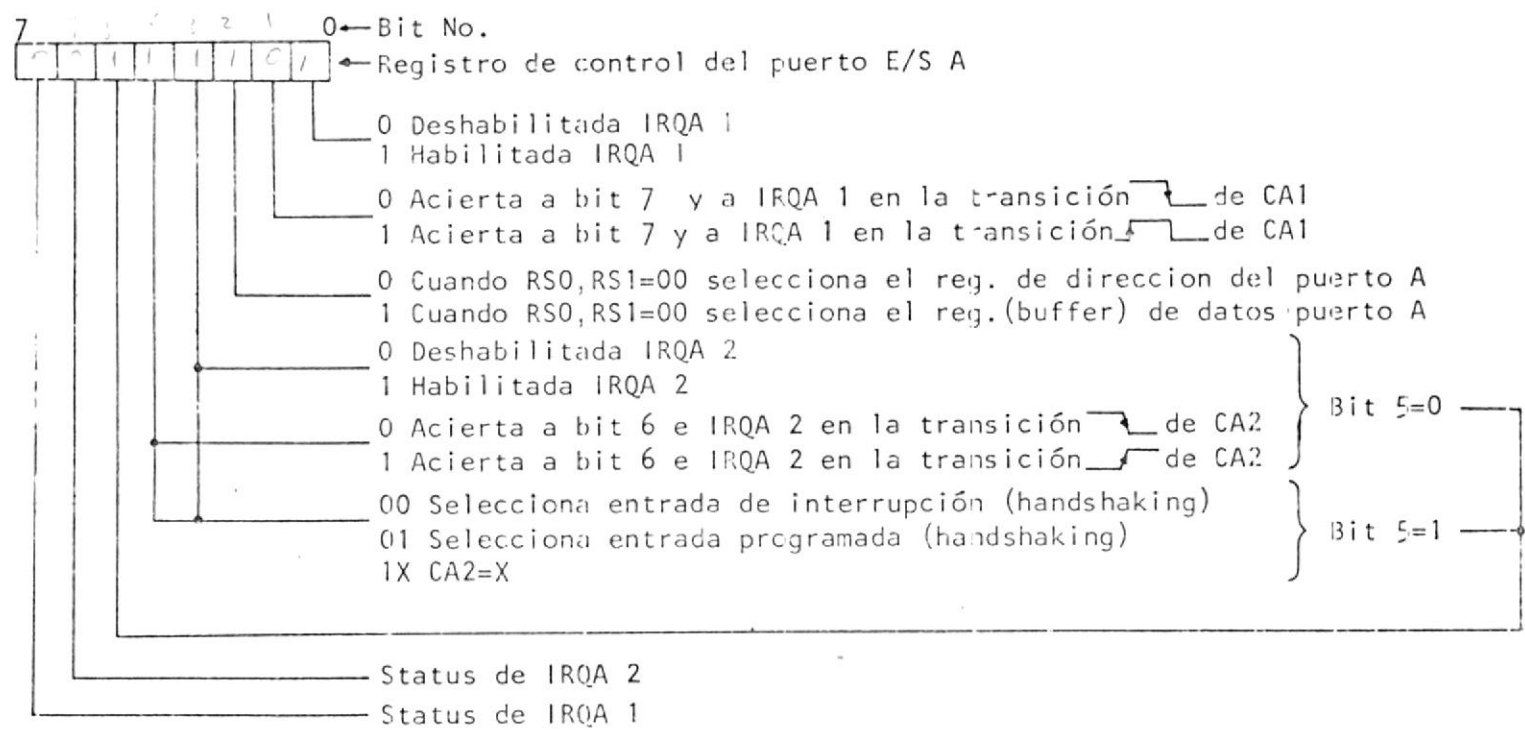


Figura A.8. Interpretación del registro de control del puerto E/S A.

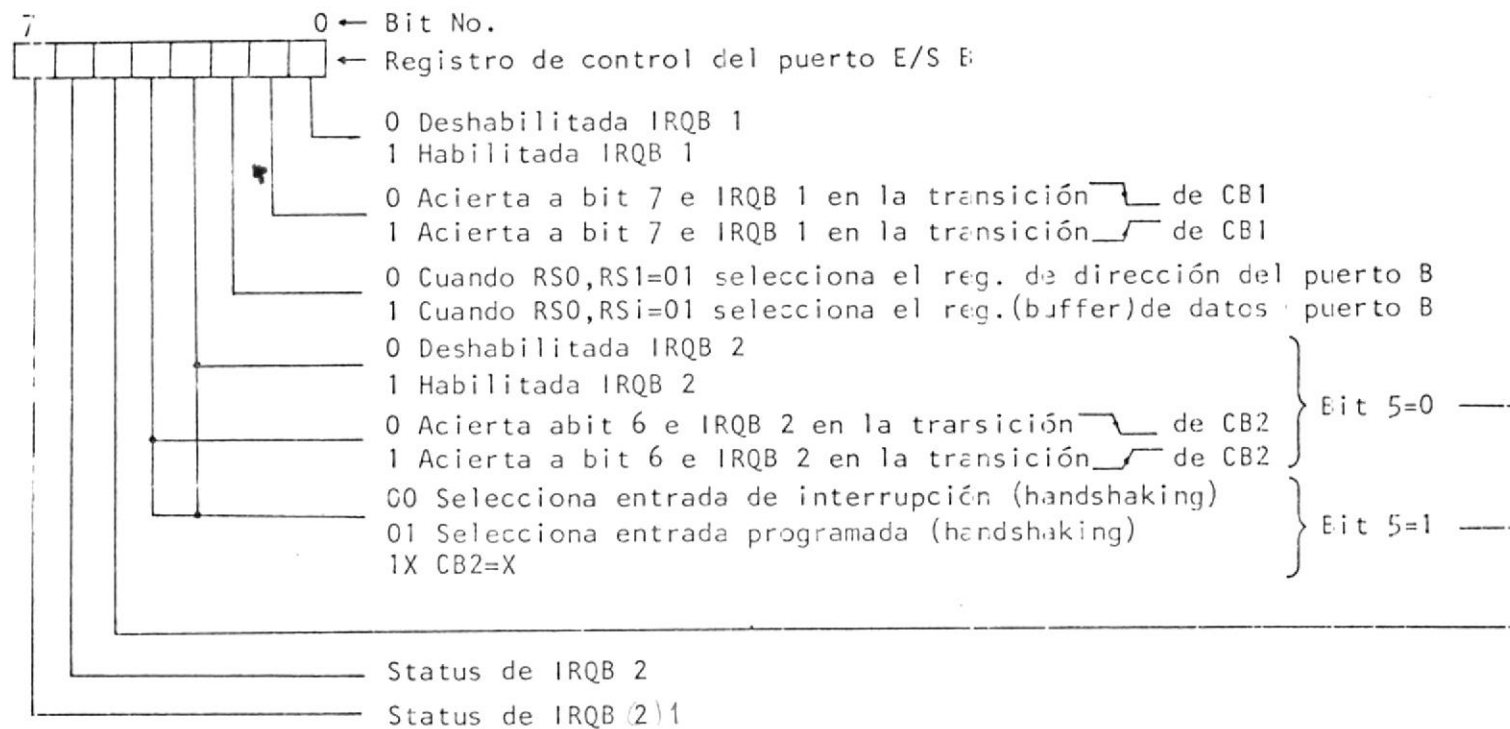
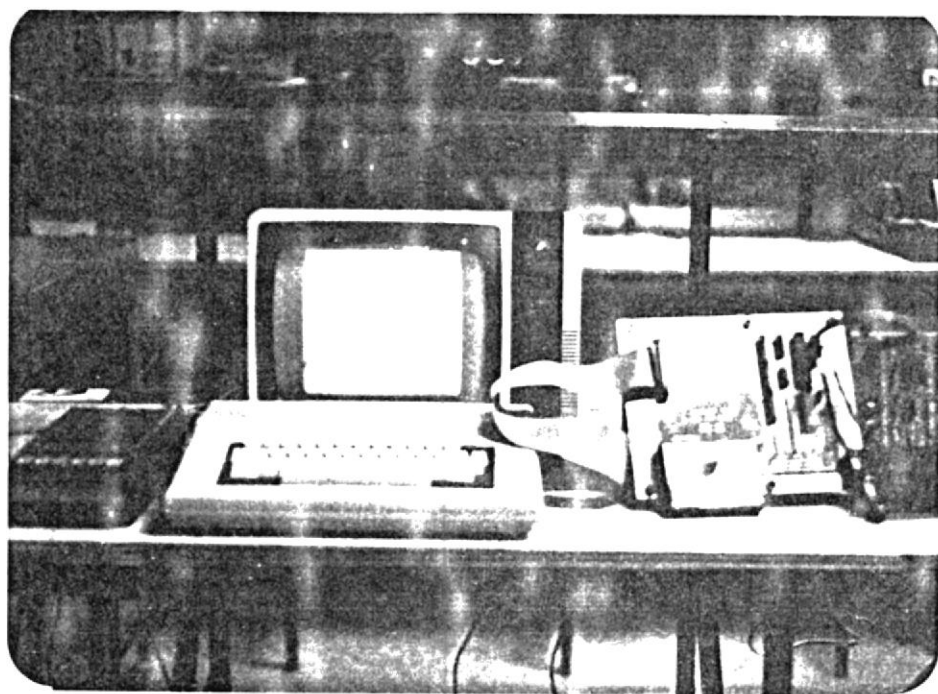


Figura A.9. Interpretación del registro de control del puerto E/S B.

APENDICE B

B.1. DOCUMENTACION DEL SISTEMA DE ADQUISICION Y ALMACENAMIENTO DE DATOS EN TIEMPO REAL.



Sistema de adquisición de datos

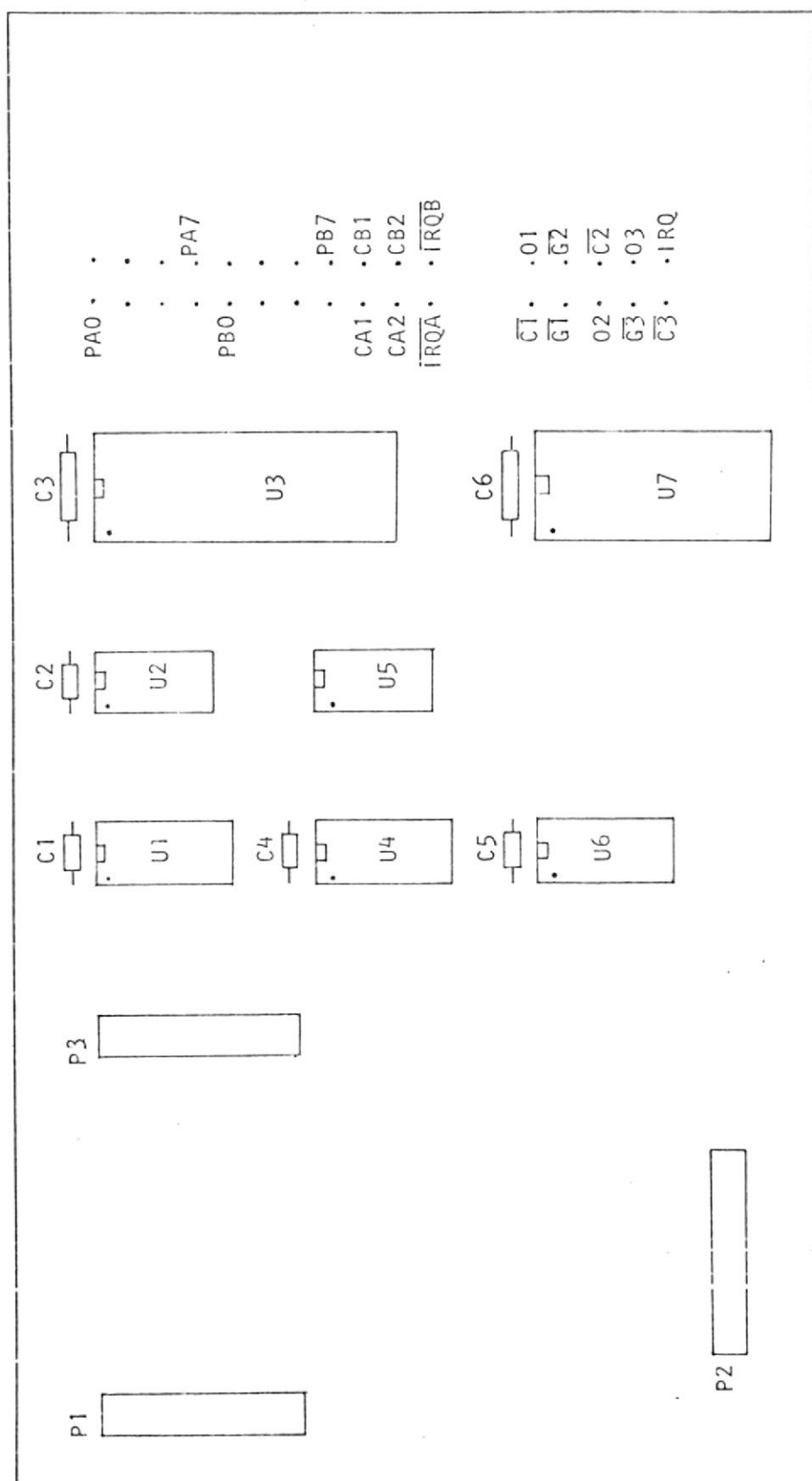


Figura B.2. Configuración de la tarjeta de expansión del bus de uP 6809E CPU

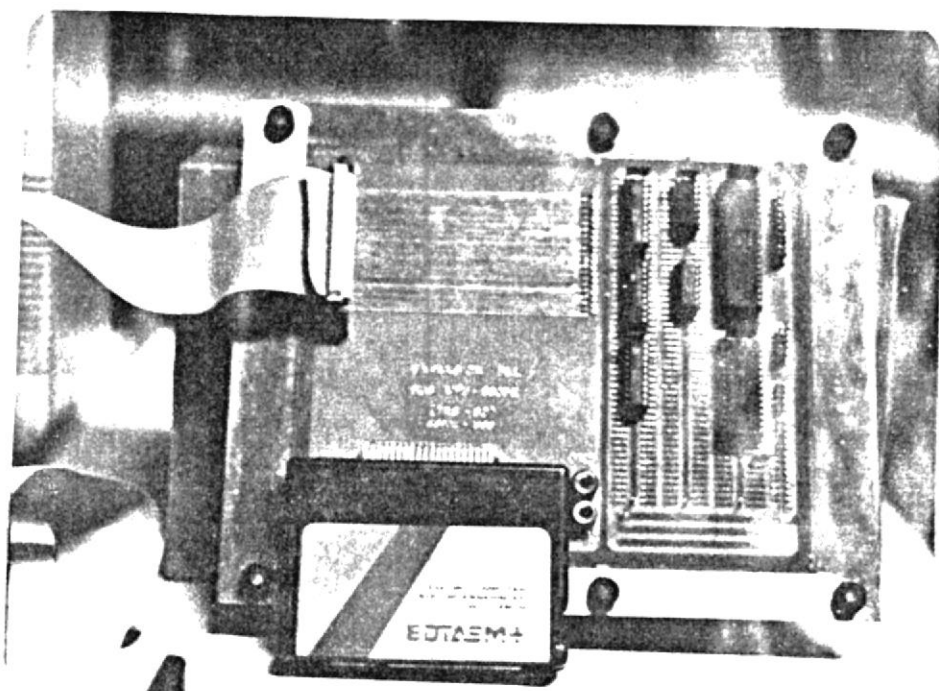
LISTA DE LOS ELEMENTOS DE LA TARJETA DE EXPANSION DEL BUS MPU-6809E

SIMBOLO	DESCRIPCION	NO.
CIRCUITOS INTEGRADOS		
U1,U6	Bus unidireccional(Driver)	74LS244
U2	4 puertas lógicas 'OR'	74LS32
U3	Módulo Temporizador Programable(PTM)	MC6840
U4	Bus bidireccional	74LS245
U5	4 puertas lógicas 'NAND'	74LS00
U7	Adaptador de interfaz Periférico(PIA)	MC6820
CONDENSADORES		
C1,C2, C4,C5	0.01uF 25V Cerámica	
C3,C6	0.1uF 50V Cerámica	
CONECTORES		
P1	40 pin,AM	
P2	40 pin,AMP	AJ6902
P3	Postes para alambre enroscado(WW)	

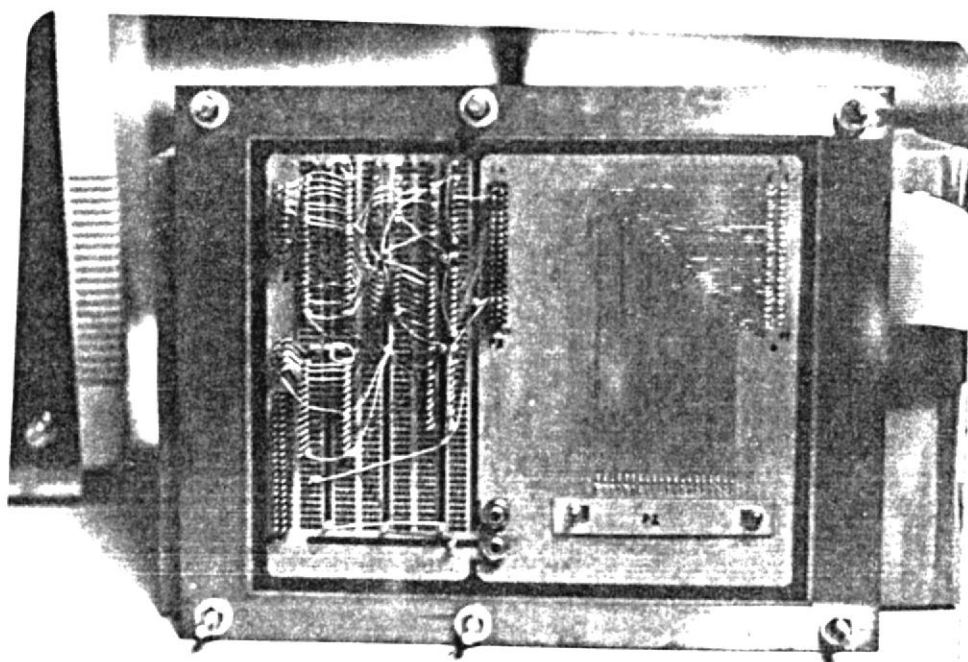
Tabla B.1.



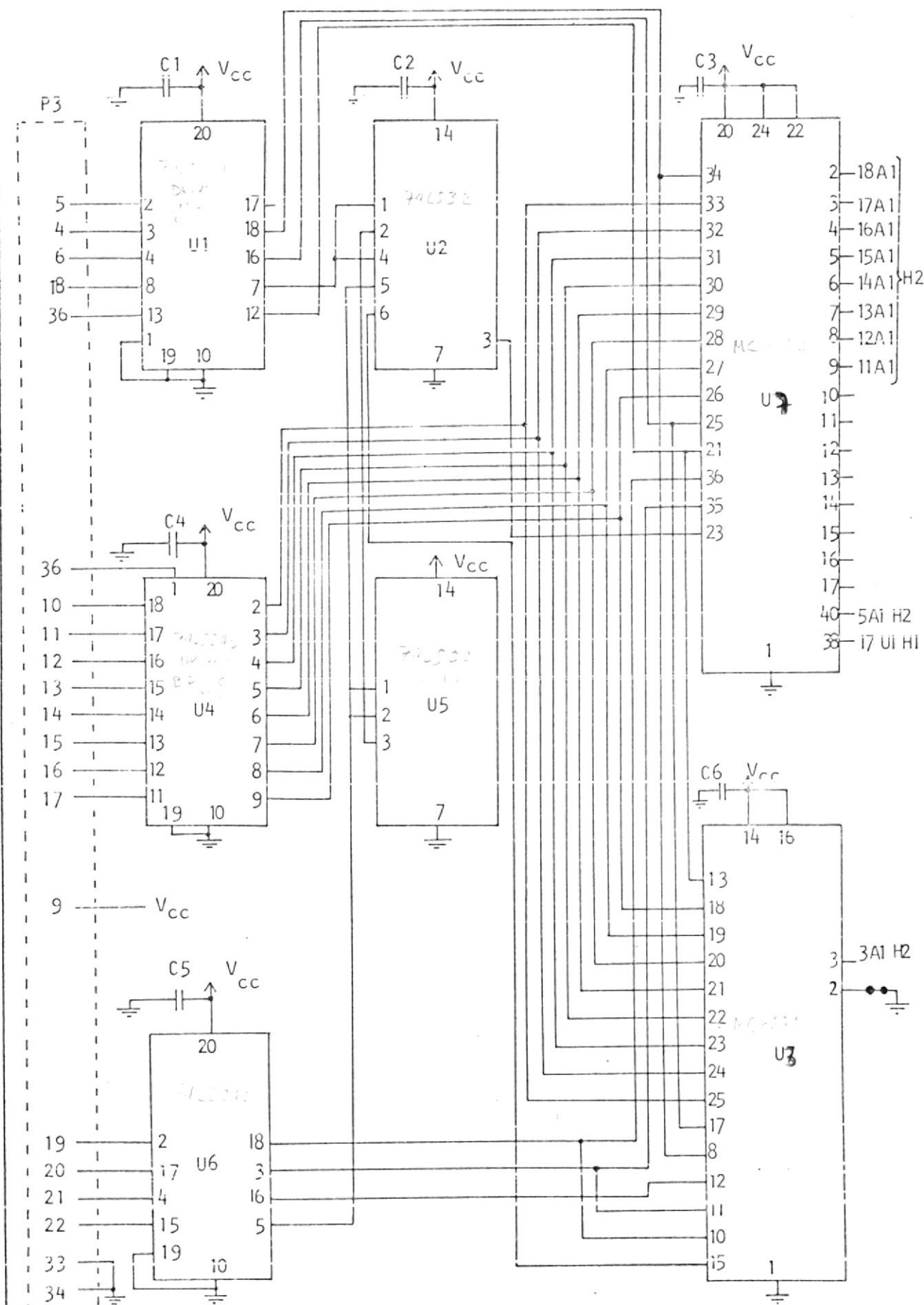
TARJETA T1. EXPANSION DEL BUS DEL μ P 6809E CPU DE LA TRS80 COCO II



Vista frontal



Vista posterior



ESPOL	FACULTAD DE ING. ELECTRICA	
EXPANSION DEL BUS DEL uP 6809E		
PUERTOS DE E/S Y TEMPORIZADORES		
01/08/85	HOJA H1 (1/2)	TARJETA T1
HECHO POR : Patricio Pazmiño B.		

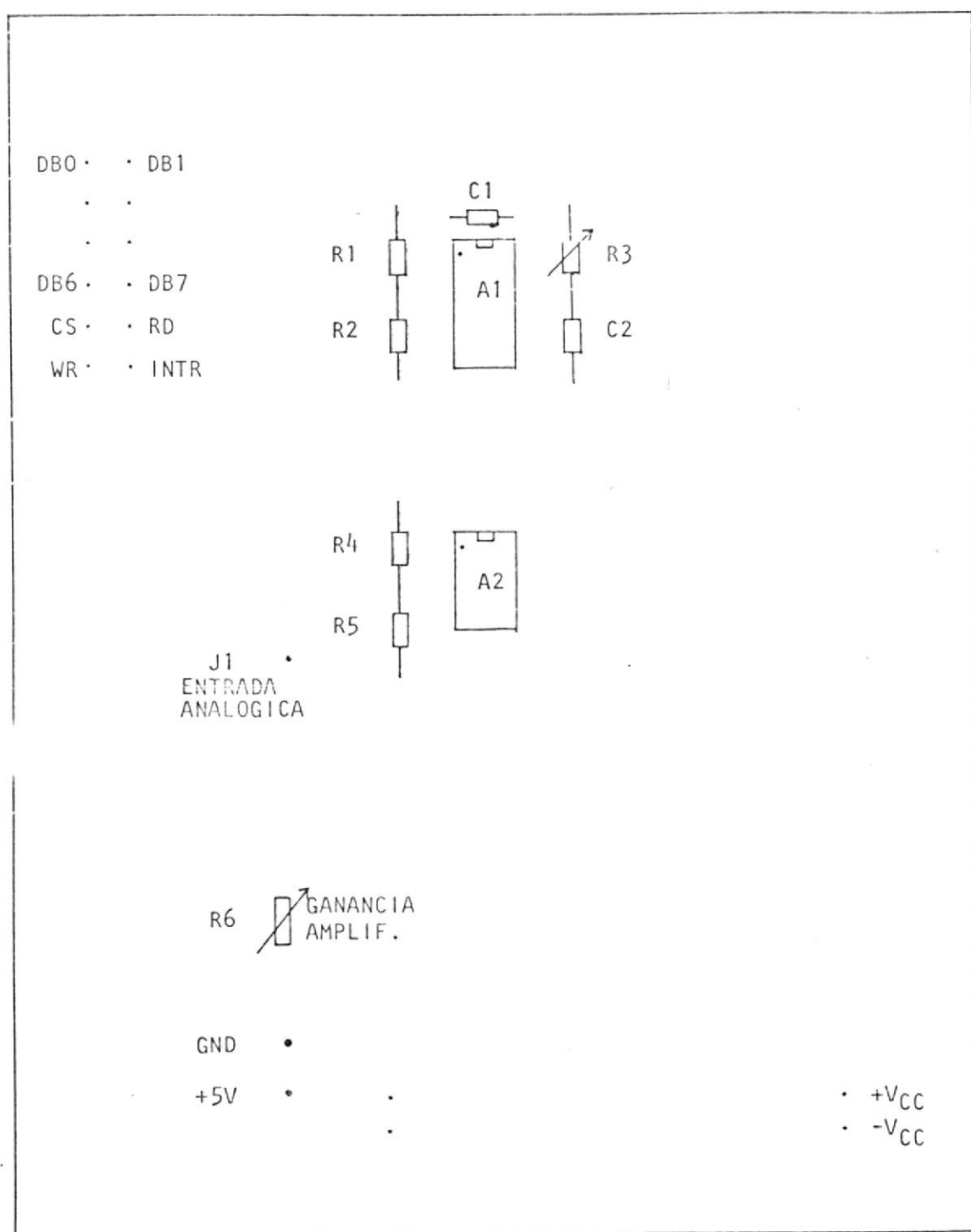
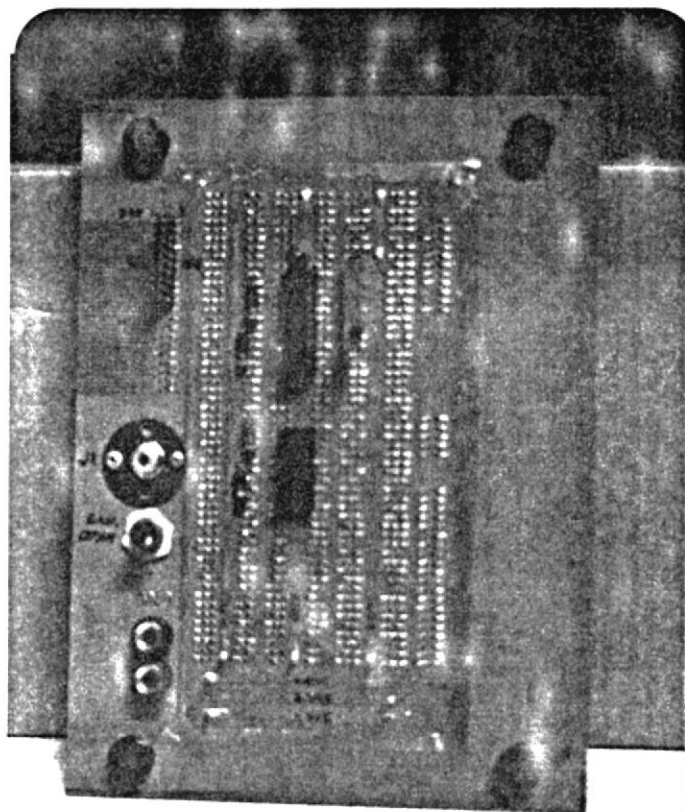


Figura B.3. Configuración de la tarjeta de conversión A/D

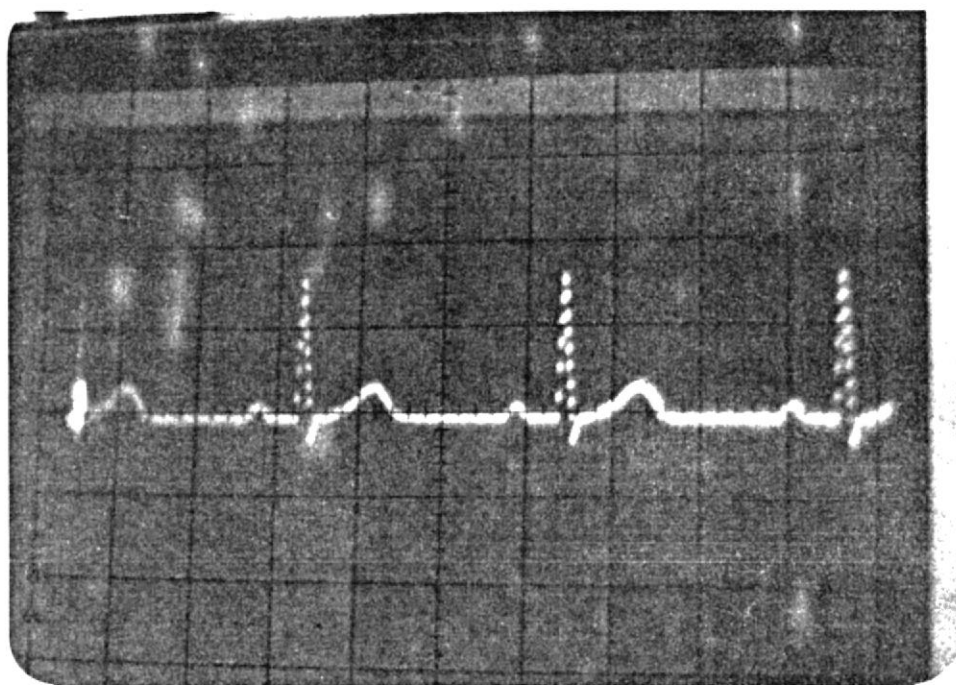
LISTA DE LOS ELEMENTOS DE LA TARJETA DE CONVERSION A/D.

SIMBOLO	DESCRIPCION	NO.
CIRCUITOS INTEGRADOS		
A1	Convertidor Analógico-Digital (A/D)	ADC0803I CN
A2	Amplificador Operacional (OPAM)	741
CONDENSADORES		
C1	10uF 20V Tantalio	
C2	120pF 50V Cerámica	
RESISTENCIAS		
R1,R2	10 K	
R3	Resistencia variable (Trimer) 0-25K	
R4	2.7 K	
R5	10 K	
R6	Potenciómetro 0-20K	
CONECTOR		
J1		

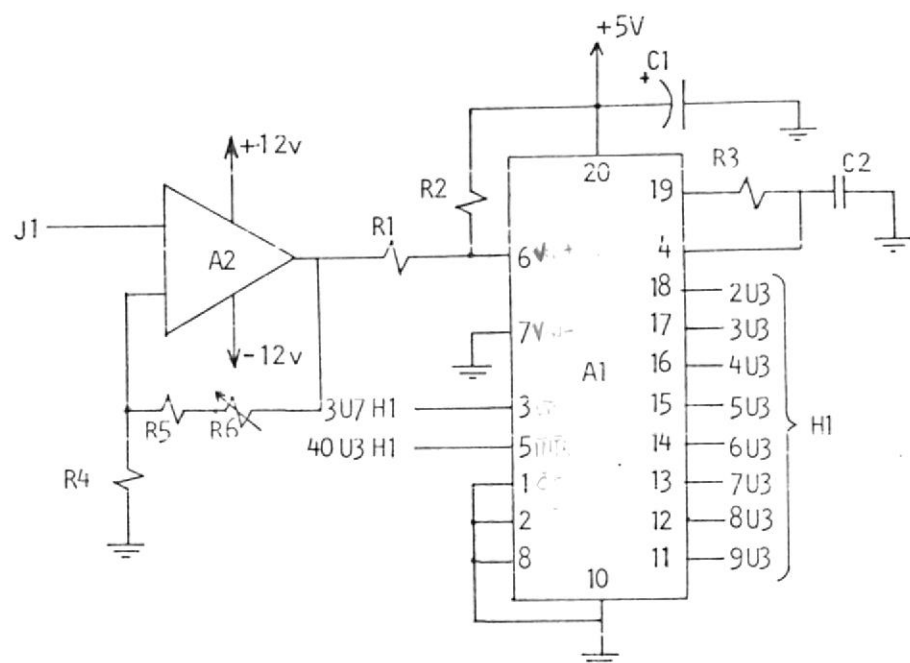
Tabla B.2.



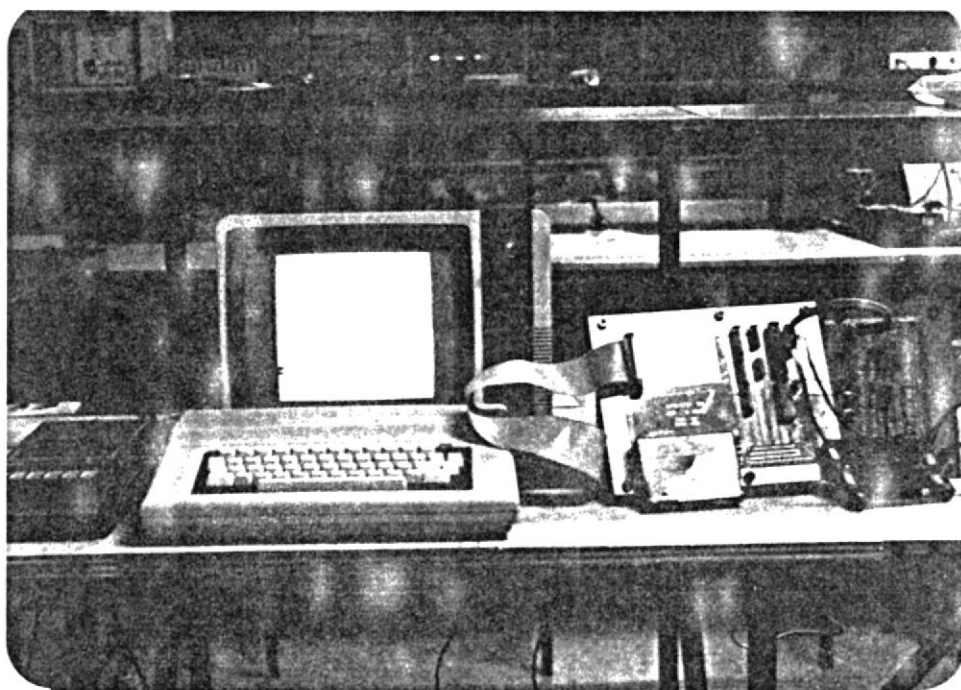
TARJETAT2. CONVERSION ANALOGICO-DIGITAL.



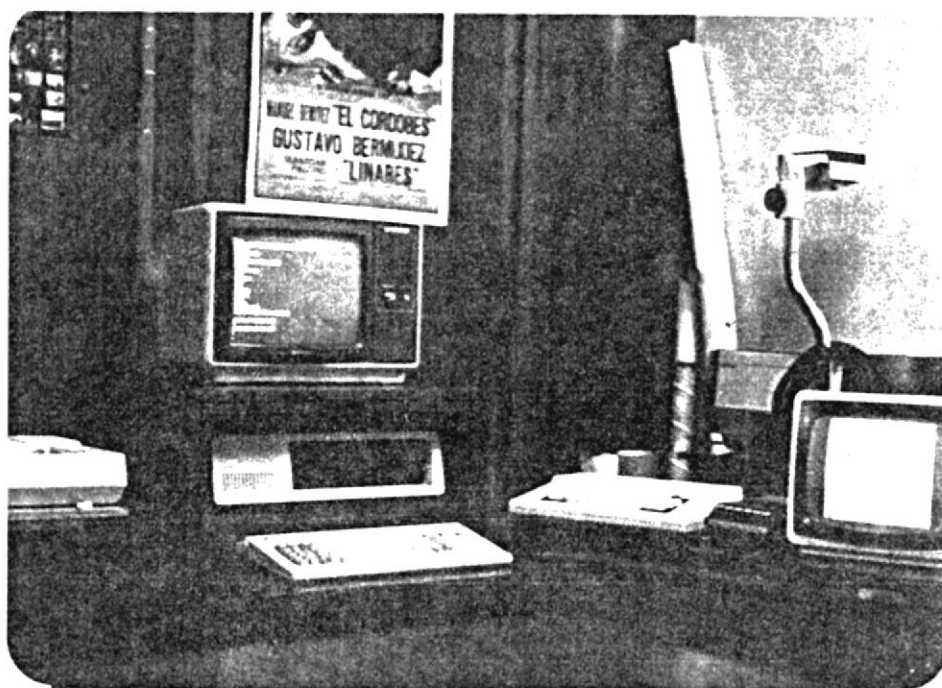
SEÑAL SG DIGITIZADA POR T2 Y PROYECTADA EN EL OSCILOSCOPIO POR MEDIO DE UN CONVERTIDOR D/A-8 BITS.



ESPOL	FACULTAD DE ING. ELECTRICA	
CONVERSION ANALOGICO DIGITAL		
OPAM Y CONVERTIDOR A/D		
01/08/85	HOJA H2 (2/2)	TARJETA T2
HECHO POR : Patricio Pazmiño B.		



SISTEMA DE ADQUISICION Y ALMACENAMIENTO DE DATOS EN TIEMPO REAL



TRANSMISION DE DATOS DESDE LA TRS80 COCO II A LA IBM-PC MEDIANTE LA INTERFAZ RS232

APENDICE C

MANUAL DEL USUARIO

Primera parte : RECOLECCION DE DATOS (SEÑAL ECG)

EQUIPOS Y MATERIALES UTILIZADOS :

- 1 TRS80 COCO-II
- 1 CARTUCHO 18 : EDTASM + CAT. N° 26-3250
- 1 GRABADORA Y CABLE PARA LA TRS80
- 1 CINTA MAGNETOFONICA CON EL PROGRAMA "SADD"
- 1 CINTA MAGNETOFONICA PARA GRABAR LAS SEÑALES-ECG DIGITALIZADAS
- 1 T1 : TARJETA DE "EXPANSION DEL BUS MPU-6809E"
- 1 T2 : TARJETA DE " CONVERSION A/D"
- 3 FUENTES DE PODER : +5V, +12V y -12V.
- 1 CABLE PLANO DE 40 LINEAS "EXPANSION DEL BUS MPU-6809E, CONECTOR"
- 2 CABLES PLANOS DE 8 LINEAS c/u
- 4 CABLES UN HILO c/u
- 1 CABLE BLINDADO
- 1 ELECTROCARDIOGRAFO

Nos referiremos como T1 a la tarjeta de "EXPANSION DEL BUS MPU-6809E" y T2 a la tarjeta de "CONVERSION A/D".

PASOS :

- a) Enchufar el conector de expansión del bus del MPU-6809E, en el lado derecho de la TRS80.
- b) Conectar el otro extremo del cable (a) en T1.

- c) Enchufar el cartucho ensamblador en T1 (parte inferior izquierda).
- d) Conectar un extremo del cable plano de 8 líneas en el bus del puerto-A (postes 1 a 8 que se encuentran al lado derecho del 6820 de T1) y el otro extremo del cable conectar a los postes 1 a 8 (lado izquierdo del convertidor A/D) de T2.
- e) Conectar el otro cable plano de 8 líneas al puerto-B (postes 9 a 16 del lado derecho del 6820 de T1) y el otro extremo al bus de cualquier convertidor D/A (poste 9 es el LSB).
- f) Conectar poste 19 de T1 a poste 12 de T2 (lado izquierdo del convertidor A/D).
- g) Conectar poste 21 a poste NMI de T1
- h) Conectar +5V de la fuente al punto +5V de T2 y tierra a GND.
- i) Conectar +12V y -12V de la fuente a los postes $+V_{cc}$ y $-V_{cc}$ respectivamente de T2.
- j) Enchufar el extremo del cable blindado al punto J1 de T2 y el otro extremo al electrocardiógrafo previamente conectados los electrodos al paciente o a un simulador cardíaco
- k) Cargar el programa "SADD" de la cinta al computador TRS80 y ensamblarlo.
- l) Conectar la grabadora con el cable correspondiente al punto CAS de la TRS80.
- m) Digitar GT ENTER y tomar una muestra del nivel de referencia, para esto presionar cualquier tecla (el tono indicará el fin de recolección).
- n) Seleccionar D-II del electrocardiógrafo y presionar otra vez cual-

quier tecla (del mismo modo, el tono indica el fin de recolección de la señal ECG).

- o) Pasar los datos a la cinta magnetofónica con el comando P "nombre" 1FF0 3000 1FF0, donde nombre= denominación de la señal ECG digitizada (puede ser las iniciales del nombre del paciente).
- p) Fin

Segunda parte : TRANSMISION Y PROCESAMIENTO DE LA SENAL ECG

EQUIPOS Y MATERIALES UTILIZADOS :

- 1 IBM-PC
- 1 DISCO CON EL PROGRAMA PARA TRANSFERENCIA DE ARCHIVOS
(Asynchronous communications support)
- 1 DISCO CON EL SISTEMA OPERATIVO (DOS)
- 1 DISCO CON EL PROGRAMA ECG.EXE
- 1 TRS80 COCO II
- 1 GRABADORA
- 1 CINTAMAGNETOFONICA CON EL PROGRAMA DE TRANSMISION "TXIBM"
- 1 CINTA MAGNETOFONICA CON LOS DATOS DE LAS SENALES ECG
- 1 CABLE PARA LA INTERFAZ RS232

TRANSMISION DE DATOS DESDE LA TRS80 A LA IBM-PC

- a) Hacer las conexiones mostradas en la Figura C.1, con los dos computadores apagados.
- b) Cargar el programa "TXIBM" en la TRS80.
- c) Cargar los datos de la cinta magnetofónica en memoria de la TRS80

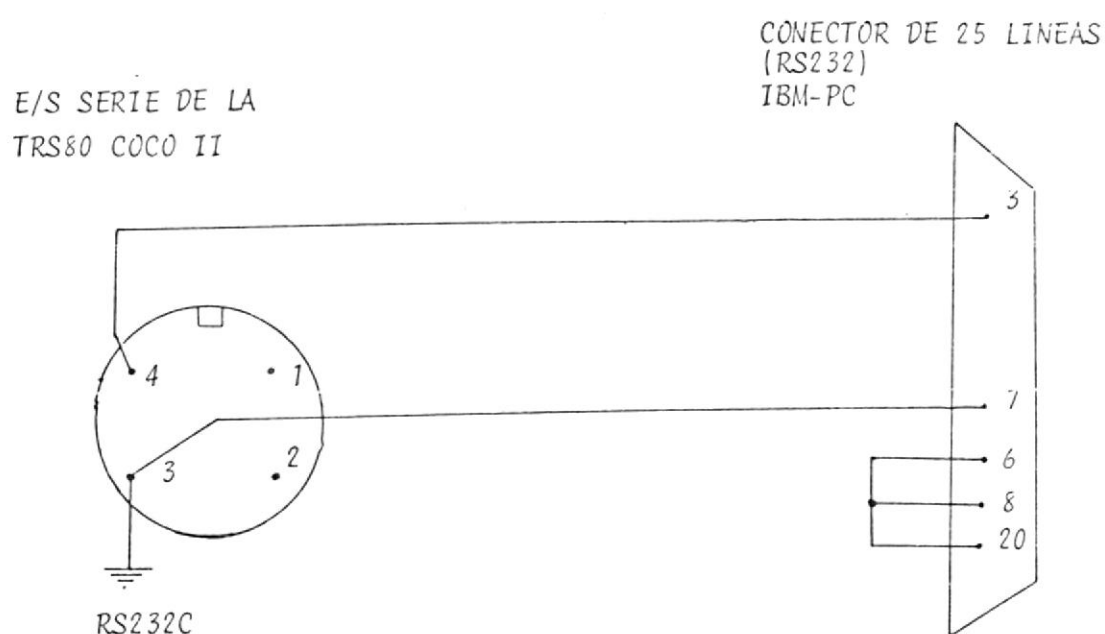


Fig. C.1. Conexiones para la comunicación en serie entre la TRS80 COCO II y la IBM-PC por la interfaz RS232

con el comando "L nombre"

- d) Ensamblar el programa "TXIBM"
- e) Correrlo con el comando GI ENTER . Luego pasamos a la IBM-PC
- f) Insertar en el drive-A de la IBM-PC el disco de comunicaciones asín
cronicas.
- g) Digitar : 80 ENTER
- h) Escoger la opción : 6 ENTER
- i) Digitar el nombre del archivo donde están definidos los parámetros
para la comunicación en serie : trs80 ENTER
- j) Escoger la opción : 9 ENTER
- k) Presionar la tecla : F2
- l) Escoger la opción : 8 ENTER
- m) Digitar el nombre en donde se desea recibir los datos transmitidos
por la TRS80. Ejemplo : wxyz ENTER
- n) Cuando aparezca el mensaje "LISTO PARA RECIBIR EL ARCHIVO" entonces
presionar la tecla 2 de la TRS80 (el número de las líneas confor-
me son recibidas por el IBM-PC son mostradas en la parte inferior
derecha del monitor de la IBM.
- o) Esperar hasta que el mensaje "FIN DE TRANSMISION" aparezca en las
dos pantallas, entonces la transferencia de los datos ha concluido.

Si se quiere transmitir más señales ECG digitizadas, repetir los pasos
(l) hasta (o).

PROCESAMIENTO DE LA SENAL ECG

PASOS :

- a) Cargar el DOS en la IBM-PC
- b) Sacar el disco (DOS) e insertar el disco con los archivos recibidos anteriormente.
- c) Insertar el disco con el programa ECG.EXE y digitar A > copy wxyz
b: ecg.dt2 ENTER ; (wxyz es el nombre del archivo que contiene la señal ECG).
- d) Digitar : A > b:
- e) Digitar : B > ecg ENTER
- f) Entrar : la hora en que se tomó el ECG
HH : MM : SS ENTER
- g) Fecha : DD/MM/AA/ ENTER
- h) Nombre del paciente: "NOMBRE" ENTER
- i) Sexo: MASCULINO o FEMENINO ENTER
- j) Edad : xx años ENTER
- k) Estatura : xx mts ENTER
- l) Peso: xx lbs ENTER
- m) Datos clínicos: xxx..... ENTER
xxx..... ENTER
- n) Control de impresión S/N? : S o N ENTER
- o) Modelamiento en P-Z S/N? : S o N ENTER
- p) Cuando aparezca el mensaje "***FIN DE PROCESAMIENTO DEL ECG***"
digitar: B > a : ENTER
- q) Digitar: A > pe b: wr.sal ENTER ENTER

(En el archivo *wr.sal* están los resultados del procesamiento de la señal ECG).

n) Fin.

ENTER = Tecla 

pe = Programa editor (Personal editor)



APENDICE D

D.1 LISTADO DEL PROGRAMA DE CONTROL DEL SISTEMA DE ADQUISICION DE
DATOS."SADD"

0000	8E	1FF0	00100	I	LDX	##1FF0	DIR INICIAL
0003	BF	011B	00110		STX	TEMP	EN TEMP
0006	8E	1FFF	00120		LDX	##1FFF	DIR FINAL
0009	BF	011D	00130		STX	FBUFD	EN FBUFD
			00131	*LEER 16 DATOS DEL NIVEL DE REFERENCIA			
000C	BD	0025	00140		JSR	SERVI	
000F	BD	00E6	00150		JSR	TONO	TONO FIN DATOS
0012	8E	2000	00160		LDX	##2000	DIR INICIAL
0015	BF	011B	00170		STX	TEMP	EN TEMP
0018	8E	3000	00180		LDX	##3000	DIR FINAL
001B	BF	011D	00190		STX	FBUFD	EN FBUFD
			00191	*LEER LOS DATOS MUESTREADOS DE LA SENAL			
001E	BD	0025	00200		JSR	SERVI	
0021	BD	00E6	00210		JSR	TONO	TONO FIN DATOS
0024	3F		00220	FIN	SWI		FIN
			00230	*BLOQUE DE SUBROUTINAS			
0025	BD	00AF	00240	SERVI	JSR	CLS	BORRAR PANTALLA
0028	8E	0127	00250		LDX	#TX1	ESCRIBIR
002B	10BE	0121	00260		LDY	TEMP1	MENSAJE EN
002F	BD	00BC	00270		JSR	BAU	PANTALLA
0032	8E	0147	00280		LDX	#TX2	
0035	10BE	0520	00290		LDY	##520	
0039	10BF	0121	00300		STY	TEMP1	
003D	BD	00BC	00310		JSR	BAU	
0040	86	7E	00320		LDA	#SALTO	DIR DE SALTO
0042	8E	0096	00330		LDX	#INTRPC	DIR DE INTR
0045	B7	0109	00340		STA	NMI	
0048	BF	010A	00350		STX	NMI+1	
004B	B6	FF48	00360		LDA	PIAA	ENCERAR IRQA1
004E	86	83	00370		LDA	##83	INICIALIZAR
0050	B7	FF41	00380		STA	TMR2	TEMPORIZADOR 2
0053	B7	FF40	00390		STA	TIMER	TEMPORIZADOR 1
0056	BE	011F	00400		LDX	TS	TIEMPO DE MSTREO
0059	BF	FF44	00410		STX	\$FF44	EN CONTADOR #2
005C	4F		00420		CLRA		PUERTO A
005D	B7	FF49	00430		STA	CRA	COMO
0060	B7	FF48	00440		STA	PIAA	ENTRADA
0063	B7	FF4B	00450		STA	CRB	PUERTO B
0066	86	FF	00460		LDA	##FF	COMO
0068	B7	FF4A	00470		STA	PIAB	SALIDA
006B	86	04	00480		LDA	##04	HABILITAR
006D	B7	FF4B	00490		STA	CRB	PUERTO B
0070	86	3D	00500		LDA	##3D	HABILITAR
0072	B7	FF49	00510		STA	CRA	IRQA1
0075	AD	9F A000	00520	L	JSR	[POLCAT]	PRESIONAR
0079	27	FA	00530		BEQ	L	CUALQUIER TECLA
007B	8E	0179	00540		LDX	#TX3	MENSAJE:
007E	10BE	0580	00550		LDY	##580	"CONVERTIENDO"
0082	BD	00BC	00560		JSR	BAU	EN PANTALLA
0085	4F		00570		CLRA		INICIAR CONTEO
0086	B7	FF40	00580		STA	\$FF40	A TEMPORIZADOR 2
0089	3C	FF	00590	CONVRC	CHAI	##FF	ESPERAR POR NMI
008B	BC	011B	00600		LDX	TEMP	FIN DE
008E	BC	011D	00610		CMPI	FBUFD	DATOS?
0091	2F	F6	00620		BLE	CONVRC	NO CONVRC

0093	7E	00A5	00630	JMP	RT1	SI,RT1
0096	8E	011B	00640 INTRPC	LDX	TEMP	DIR DE MEMORIA
0099	B6	FF48	00650	LDA	PIAA	LEER PUERTO A
009C	A7	80	00660	STA	,X+	ALMACENAR EN MEMO
009E	B7	FF4A	00670	STA	PIAB	ESCRIBIR EN PIAB
00A1	BF	011B	00680	STX	TEMP	SGTE DIR MEMORIA
00A4	3B		00690	RTI		RETORNAR DE INTR
00A5	4F		00700 RT1	CLRA		PARAR
00A6	B7	FF47	00710	STA	\$FF49	CONTEO DE
00A9	86	01	00720	LDA	#\$01	TEMPORIZADORES
00AB	B7	FF40	00730	STA	\$FF40	
00AE	39		00740	RTS		RET DE SERVI
00AF	8E	0400	00750 CLS	LDX	#\$400	
00B2	86	8F	00760	LDA	#\$8F	
00B4	A7	80	00770 BR	STA	,X+	
00B6	8C	0600	00780	CMPX	#\$600	
00B9	26	F9	00790	BNE	BR	
00BB	39		00800	RTS		
00BC	A6	80	00810 BAU	LDA	,X+	
00BE	81	0D	00820	CMPA	#\$0D	
00C0	27	0F	00830	BEQ	SLIN	
00C2	81	04	00840	CMPA	#\$04	
00C4	27	19	00850	BEQ	RT2	
00C6	81	20	00860	CMPA	#\$20	
00C8	26	02	00870	BNE	SCREEN	
00CA	86	8F	00880	LDA	#\$8F	
00CC	A7	A0	00890 SCREEN	STA	,Y+	
00CE	7E	00DC	00900	JMP	BAU	
00D1	FC	0121	00910 SLIN	LDD	TEMP1	
00D4	C3	0020	00920	ADDD	#\$20	
00D7	FD	0121	00930	STD	TEMP1	
00DA	1F	02	00940	TFR	D,Y	
00DC	7E	00BC	00950	JMP	BAU	
00DF	CC	0420	00960 RT2	LDD	#\$420	
00E2	FD	0121	00970	STD	TEMP1	
00E5	39		00980	RTS		
00E6	4F		00990 TONO	CLRA		
00E7	B7	FF23	01000	STA	\$FF23	
00EA	86	FE	01010	LDA	#\$FE	
00EC	B7	FF22	01020	STA	\$FF22	
00EF	86	34	01030	LDA	#\$34	
00F1	B7	FF23	01040	STA	\$FF23	
00F4	86	FF	01050	LDA	#\$FF	
00F6	B7	0123	01060	STA	TEMP2	
00F9	86	02	01070 SONIDO	LDA	#\$2	
00FB	B7	FF22	01080	STA	\$FF22	
00FE	BD	010E	01090	JSR	LAPSO	
0101	4F		01100	CLRA		
0102	B7	FF22	01110	STA	\$FF22	
0105	BD	010E	01120	JSR	LAPSO	
0108	7A	0123	01130	DEC	TEMP2	
010B	26	EC	01140	BNE	SONIDO	
010D	39		01150	RTS		
010E	F6	0125	01160 LAPSO	LDB	NOTA	
0111	B6	0125	01170 DEC1	LDA	NOTA	

0114	4A		01180	DEC2	DECA	
0115	26	FD	01190		BNE	DEC2
0117	5A		01200		DECB	
0118	26	F7	01210		BNE	DEC1
011A	39		01220		RTS	
		007E	01230	SAIT0	EQU	\$7F
		0109	01240	NMI	EQU	\$109
		FF41	01250	TMER2	EQU	\$FF41
		FF40	01260	TIMER	EQU	\$FF40
		FF48	01270	PIAA	EQU	\$FF48
		FF4A	01280	PIAB	EQU	\$FF4A
		FF49	01290	CRA	EQU	\$FF49
		FF4B	01300	CRB	EQU	\$FF4B
011B			01310	TEMP	RMB	\$02
011D			01320	FBUFD	RMB	\$02
011F		0200	01330	TS	FDB	\$200
0121		0420	01340	TEMP1	FDB	\$420
0123			01350	TEMP2	RMB	\$02
		A000	01360	POLCAT	EQU	\$A000
0125		0C	01370	NOTA	FCB	\$0C
0126			01380	DELAY	RMB	\$01
0127		53	01390	TX1	FCC	/SISTEMA DE ADQUISICION DE DA
		49				
		53				
		54				
		45				
		4D				
		41				
		20				
		44				
		45				
		20				
		41				
		44				
		51				
		55				
		49				
		53				
		49				
		43				
		49				
		4F				
		4E				
		20				
		44				
		45				
		20				
		44				
		41				
		54				
		4F				
		53				
0146		04	01400		FCB	\$04
0147		50	01410	TX2	FCC	/PRESIONAR CUALQUIER TECLA/
		52				

	45			
	53			
	49			
	4F			
	4E			
	41			
	52			
	20			
	43			
	55			
	4C			
	41			
	51			
	55			
	49			
	45			
	52			
	20			
	54			
	45			
	43			
	4C			
	41			
0160	00	01420	FCB	\$00
0161	50	01430	FCC	/PARA INICIAR CONVERSION/
	41			
	52			
	41			
	20			
	49			
	4E			
	49			
	43			
	49			
	41			
	52			
	20			
	43			
	4F			
	4E			
	56			
	45			
	52			
	53			
	49			
	4F			
	4E			
0178	04	01440	FCB	\$04
0179	2A	01450 TX3	FCC	/*CONVERTIENDO/
	43			
	4F			
	4E			
	56			
	49			
	52			

54
47
45
4E
44
4F

0186

04
0000

01460
01470

FCR
END

\$04

00000 TOTAL ERRORS

BAU	00BC
BR	00B4
CLS	00AF
CONVRC	0089
CRA	FF49
CRB	FF4B
DEC1	0111
DEC2	0114
DELAY	0126
FBUFD	011D
FIN	0024
I	0000
INTRPC	0096
L	0075
LAPSO	010E
NMI	0109
NOTA	0125
PIAA	FF48
PIAB	FF4A
POLCAT	A000
RT1	00A5
RT2	00DF
SALTO	007E
SCREEN	00CC
SERVI	0025
SLIN	00D1
SONIDO	00F9
TEMP	011B
	0121
	0123
TIMER	FF40
TMER2	FF41
TONO	00E6
TS	011F
TX1	0127
TX2	0147
TX3	0179

APENDICE D

D.2 LISTADO DEL PROGRAMA DE TRANSMISION PARA LA TRS80 COCO II "TXIBM"

0000 BD	00AA	00100 I	JSR	CLC	BORRAR PANTALLA
0003 0E	013D	00110	LDX	#M0	DAR MENU
0006 108E	042A	00120	LDY	##42A	DE # DE BITS/SEG
000A BD	00B7	00130	JSR	BAU	DE TRANSMISION
000D 8E	0156	00140	LDX	#M1	
0010 108F	04F0	00150	LDY	##4E0	
0014 BD	00B7	00160	JSR	BAU	
0017 AD	9F A000	00170 L1	JSR	[POLCAT]	ENTRAR
001B 27	FA	00180	BEQ	L1	OPCION
001D B7	04EA	00190	STA	\$4EA	PROYECTAR #.
0020 61	31	00200	CMPS	##31	600 BAUDIOS?
0022 26	06	00210	BNE	J1	0 1200 BAUDIOS?
0024 8E	0068	00220	LDX	#B600	600 BAUDIOS
0027 7E	002D	00230	JMP	MSG	
002A 8E	0032	00240 J1	LDX	#B1200	1200 BAUDIOS
002D BF	013A	00250 MSG	STX	DELAY	
0030 8E	0160	00260	LDX	#M2	TRANSMITIR
0033 A6	80	00270 J2	LDA	,X+	MENSAJE
0035 01	04	00280	CMPS	##04	Y CODIGO
0037 27	05	00290	BEQ	ITX	DE INICIO
0039 BD	00EA	00300	JSR	RS232S	DE TRANSMISION
003C 0E	33	00310	JMP	J2	
003E 86	1C	00320 ITX	LDA	#IBG	\$IBG AL
0040 BD	00EA	00330	JSR	RS232S	PC-IBM Y
0043 8A	0D	00340	LDA	#CR	FIN DE LINEA #CR
0045 BD	00EA	00350	JSR	RS232S	POR RS232
		00360	*TRANSMITIR ARCHIVO(CODIGO-ASCII)		
0048 86	10	00370	LDA	#LLIN	LONG. DE C/LINEA
004A B7	0137	00380	STA	LTEMP	A TRANSMITIRSE
004D 8E	1FF0	00390	LDX	#IBUFD	INIC B. DATOS
0050 86	F0	00400 SCAR	LDA	##0F0	LEER 4 BITS MS
0052 A4	84	00410	ANDA	,X	DEL DATO Y
0054 C6	10	00420	LDB	##10	ROTAR 4 VECES
0056 3D		00430	MUL		A LA DERECHA
0057 BD	012D	00440	JSR	ASCIIA	CODIGO ASCII
005A BD	00EA	00450	JSR	RS232S	ENVIAR POR RS232
005D 86	0F	00460	LDA	##0F	LEER 4 BITS
005F A4	80	00470	ANDA	,X+	MENOS SGNFIC.
0061 BD	012D	00480	JSR	ASCIIA	CODIGO ASCII
0064 BD	00EA	00490	JSR	RS232S	ENVIAR POR RS232
0067 8C	300F	00500	CMPS	#FBUFD	FIN DE DATOS?
006A 27	11	00510	BEQ	FARC	SI, IR A FARC
006C 7A	0137	00520	DEC	LTEMP	NO, UNA LINEA
006F 2E	DF	00530	BGT	SCAR	TRANSMITIDA?
0071 86	0D	00540	LDA	#CR	SI, CODIGO DE
0073 BD	00EA	00550	JSR	RS232S	FIN DE LINEA.
0076 86	10	00560	LDA	#LLIN	TRANSMITIR LA
0078 B7	0137	00570	STA	LTEMP	SIGUIENTE
007D 0E	50	00580	JMP	SCAR	FINA
007D 86	0D	00590 FARC	LDA	#CR	TRANSMITIR
007F BD	00EA	00600	JSR	RS232S	MENSAJE
0082 8E	0160	00610	LDX	#M3	Y CODIGO
0085 A6	80	00620 L3	LDA	,X+	DE FIN
0087 81	04	00630	CMPS	##04	DE
0089 27	05	00640	BEQ	J3	TRANSMISION


```

008B BD 00EA 00650 JSR RS232S
008E 0E 85 00660 JMP L3
0090 86 17 00670 J3 LDA #ITM #ITM
0092 BD 00EA 00680 JSR RS232S POR RS232
0095 86 0D 00690 LDA #CR FIN DE LINEA
0097 BD 00EA 00700 JSR RS232S
009A 86 02 00710 LDA #02
009C B7 FF20 00720 STA $FF20
009F 8E 016D 00730 FIN LDX #M3 FIN
00A2 108E 0520 00740 LDY #$520
00A6 BD 00B7 00750 JSR BAU
00A9 3F 00760 SWI
00770 *BLOQUE DE SUBROUTINAS
00780 *CLS: BORRA LA PANTALLA
00AA 8E 0400 00790 CLS LDX #$400
00AD 86 8F 00800 LDA #$8F
00AF A7 80 00810 BR STA ,X+
00B1 8C 0600 00820 CMPX #$600
00B4 26 F9 00830 BNE BR
00B6 39 00840 RTS
00850 *BAU: ESCRIBE EN PANTALLA
00B7 A6 80 00860 BAU LDA ,X+
00B9 81 0D 00870 CMPA #$0D
00BB 27 18 00880 BEQ SL
00BD 81 04 00890 CMPA #$04
00BF 27 22 00900 BEQ RET
00C1 81 20 00910 CMPA #$20
00C3 27 09 00920 BEQ CC1
00C5 81 3B 00930 CMPA #$3B
00C7 2E 07 00940 BGT SCREEN
00C9 8B 40 00950 ADDA #$40
00CB 7E 00D0 00960 JMP SCREEN
00CE 86 8F 00970 CC1 LDA #$8F
00D0 A7 A0 00980 SCREEN STA ,Y+
00D2 7E 00B7 00990 JMP BAU
00D5 FC 013B 01000 SL LDD TEMP1
00D8 C3 0020 01010 ADDD #$20
00DB FD 013B 01020 STD TEMP1
00DE 1F 02 01030 TFR D,Y
00E0 7E 00B7 01040 JMP BAU
00E3 CC 042A 01050 RET LDD #$42A
00E6 FD 013B 01060 STD TEMP1
00E9 39 01070 RTS
01080 *RS232S: TRANSMITE UN DATO
01090 *POR LA INTERFAZ RS232
00EA B7 0139 01100 RS232S STA TEMP
00ED 79 0139 01110 ROL TEMP
00F0 86 FF 01120 LDA #$FF
00F2 B7 0139 01130 STA BYTE
00F5 4F 01140 CLRA
00F6 B7 FF20 01150 STA $FF20
00F7 BD 0120 01160 JSR LAPS0
00FC B6 0139 01170 TXBIT LDA TEMP
00FF B7 FF20 01180 STA $FF20
0102 BD 0120 01190 JSR LAPS0

```

0105 78	0138	01200	ASI	RYTF
0108 27	05	01210	BEQ	STPBIT
010A 74	0139	01220	LSR	TEMP
010D 0E	FC	01230	JMP	TXBIT
010F 86	02	01240	STPBIT	LDA #02
0111 B7	FF20	01250	STA	\$FF20
0114 BD	0120	01260	JSR	LAPSO
0117 86	02	01270	LDA	#02
0119 B7	FF20	01280	STA	\$FF20
011C BD	0120	01290	JSR	LAPSO
011F 39		01300	RTS	
		01310	*LAPSO: RETARDO	
0120 10BE	013A	01320	LAPSO	LDY DELAY
0124 A6	A2	01330	DEC	LDA , -Y
0126 108C	0000	01340	CMPLY	#0
012A 26	F8	01350	BNE	DEC
012C 39		01360	RTS	
		01370	*ASCIIA: DA EL CODIGO ASCII	
		01380	*DEL DATO DEL REGISTRO "A" EN	
		01390	*EN EL MISMO REGISTRO "A"	
012D 81	0A	01400	ASCIIA	CMPA #0A
012F 2C	03	01410	BGE	ALFA
0131 8B	30	01420	ADDA	#30
0133 39		01430	RTS	
0134 8B	37	01440	ALFA	ADDA #37
0136 39		01450	RTS	
		01460	*BLOQUE DE VARIABLES Y CONSTANTES:	
		01470	*B600=600 BAUDIOS DE TRANSMISION	
		01480	*B1200=1200 BAUDIOS DE TRANSMISION	
		01490	*IBG=CODIGO DE INICIO DE TRANSMISION	
		01500	*ITM=CODIGO DE FIN DE TRANSMISION	
		01510	*CR=CODIGO DE FIN DE LINEA	
		01520	*LLIN=NUMERO DE DATOS POR CADA LINEA	
		01530	*(POR CADA DATO 2 CARACTERES ASCII).	
		01540	*IBUFD=DIRECCION INICIAL DEL BLOQUE	
		01550	*DE DATOS A TRANSMITIRSE	
		01560	*FBUFD=DIRECCION FINAL DELBLOQUE DE DATOS	
		01570	*POLCAT=DIRECCION DE Rutina [POLCAT]	
		01571	*LTEMP=VARIABLE DE CONTROL DEL NUMERO	
		01572	*DE CARACTERES TRANSMITIDOS	
		01573	*BYTE=LOCALIDAD DE MEMORIA PARA EL	
		01574	*CONTROL DEL NUMERO DE BITS TRANSMITIDOS	
		01575	*TEMP=VARIABLE TEMPORAL	
		01576	*DELAY=RETARDO(PARA VEL. DE TRANSMISION)	
		01577	*TEMP1=DIRECCION INICIAL PARA ESCRIBIR	
		01578	*EN LA PANTALLA	
0060		01580	B600	EQU \$60
0032		01590	B1200	EQU \$32
001C		01600	IBG	EQU \$1C
0017		01610	ITM	EQU \$17
000D		01620	CR	EQU \$0D
0010		01630	LLIN	EQU \$10
1FF0		01640	IBUFD	EQU \$1FF0
300F		01650	FBUFD	EQU \$300F
A000		01660	POLCAT	EQU \$A000

0137		01670 LTEMP	RMB	\$01
0138		01680 BYTE	RMB	\$01
0139		01690 TEMP	RMB	\$01
013A		01700 DELAY	RMB	\$01
013B	042A	01710 TEMP1	FDB	\$42A
013D	42	01720 M0	FCC	/BAUDIOS/
	41			
	55			
	44			
	49			
	4F			
	53			
0144	0D	01730	FCB	\$0D
0145	31	01740	FCC	/1) 600/
	29			
	20			
	20			
	36			
	30			
	30			
014C	0D	01750	FCB	\$0D
014D	32	01760	FCC	/2) 1200/
	29			
	20			
	20			
	31			
	32			
	30			
	30			
0155	04	01770	FCB	\$04
0156	45	01780 M1	FCC	/ENTRE NO./
	4E			
	54			
	52			
	45			
	20			
	4E			
	4F			
	2E			
015F	04	01790	FCB	\$04
0160	54	01800 M2	FCC	/TRASMITIENDO/
	52			
	41			
	53			
	4D			
	49			
	54			
	47			
	45			
	4E			
	44			
	4F			
016C	04	01810	FCB	\$04
016D	46	01820 M3	FCC	/FIN DE TRANSMISION/
	49			

4E
20
44
45
20
54
52
41
4E
53
4D
49
53
49
4F
4E

017F

04

01830

FCR

004

0000

01840

END

00000 TOTAL ERRORS

ALFA	0134
ASCIIA	0120
B1200	0032
B600	0068
BAU	00B7
BR	00AF
BYTE	0130
CC1	00CF
CLS	00AA
CR	0000
DEC	0124
DELAY	013A
FARC	007D
FBUFD	300F
FIN	009F
I	0000
IBG	0010
IBUFD	1FF0
ITM	0017
ITX	003E
J1	002A
J2	0033
J3	0090
L1	0017
L3	0005
LAPSO	0120
LLIN	0010
LTEMP	0137
M0	013D
M1	0156
M2	0160
M3	016D
MSG	002D
POLCAT	A000
RET	00E3
RS232S	00EA
SCAR	0050
SCREEN	00D0
SL	00D5
STPBIT	010F
TEMP	0139
TEMP1	0138
TXBIT	00FC

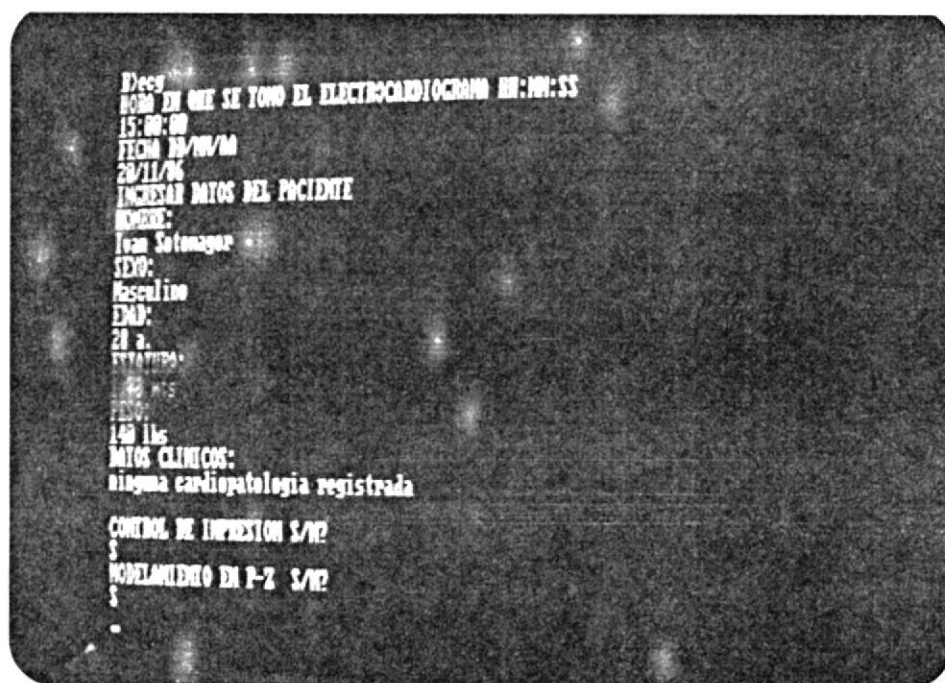
D.3 CONTENIDO DEL ARCHIVO DE DATOS ECG.DT1

Archivo ECG.DT1

TIEMPO DE MUESTREO	TS =	1.
LONGITUD DE X(n); n=0,1,1,...,k	K =	4000
% DE PUNTOS A SELECCIONARSE	PC =	10.
NUMERO TOTAL DE CICLOS	NTC =	3
LONG. DE C/LINEA DE ECG.DT2	LLIN =	32
NUMERO DE CEROS	N =	12
NUMERO DE POLOS	M =	12
CONTROL PARA SUBROUTINA FROOT	IR =	-1
	SC =	0.1
	LSC =	0.8
	EPS =	1.D-20
	CHEK =	1.D-4
	ITMAX =	200
	MFACT =	8
	ESKLA =	100.
	ESK =	4.

1.	0.	0.	0.
0.	0.	0.	0.
0.	0.	0.	0.

1.	1.
----	----



EJECUCION DEL PROGRAMA ECG0 EN LA IBM-PC

D.4 LISTADO DEL PROGRAMA PRINCIPAL ECGO Y DEMAS SUBROUTINAS

```

C
C=====
C  PROGRAMA PRINCIPAL
C ECGO :  DELIMITA LOS CICLOS CARDIACOS DE UN REGISTRO-ECG (DII)
C         Y LAS ONDAS P, QRS Y T DE CADA CICLO.
C         MODELA EN POLOS Y CEROS A LA SENAL
C         MIDE LOS PARAMETROS DE LA DERIVACION-II (D-II).
C SE EMITE EL CORRESPONDIENTE REPORTE MEDICO CON LOS PARAMETROS
C DE LA SENAL.
C=====
C
C      PROGRAM ECGO
C
C      REAL X(4096), LSC
C      REAL*8 XC(1100)
C      REAL*8 P(?),EPS
C      INTEGER IZP(10),IDP(10),IQRS(10),TQRS(10),IZT(10),IDT(10)
C      INTEGER T(4096)
C      REAL*8 ZRXC(14),ZIXC(14),PRXC(14),PIXC(14),ZRC(14),ZIC(14),CHK
C      REAL*8 PRC(14),PIC(14)
C      REAL AUX(300)
C      CHARACTER*42 TN,TC1,TC2
C      CHARACTER*10 TG,EDAD,TALLA,PESO,HORA,FECHA
C      CHARACTER*1 CH(32),CTRL,PZ
C      LOGICAL NORMAL
C      COMMON/CUNPA/X
C      COMMON/CONPB/T
C      COMMON/CONPC/IQRS,TQRS
C      COMMON/CONPD/IZP,IDP,IZI,IDT,IS,NTC,PC,K,REF,DSL,ERR,SL,LSC
C      COMMON/CONPH/N,M,IR,EPS,CHK,ITMAX
C      COMMON/CONPI/AUX
C      COMMON/CONPJ/DP,DQRS,DT,YPO,YOT,YST,PO,ST,VP,VQRS,VT,FREQ,ESURAF
C      COMMON/CONPK/TN,TC,EDAD,TALLA,PESO,TC1,TC2,HORA,FECHA
C      COMMON /CONP/IWR1,KC
C
C DESCRIPCION DE ARREGLOS:
C   X(N) = SECUENCIA DE ENTRADA (VARIOS CICLOS DE LA D-II N=0,1,2,...)
C   XC(N) = CONTIENE UN SOLO CICLO CARDIACO DE LA D-II.
C   CX(N) = COMPLEJO CEPSTRUM DE XC(N)
C   PXC(N) = POLOS DE LA TRANSFORMADA-Z DE XC(N)
C   ZXC(N) = CEROS DE LA TRANSFORMADA Z DE XC(N)
C   PCF(N) = POLOS DE LA TRANSFORMADA-Z DE CFMN(N)
C   ZCF(N) = CEROS DE LA TRANSFORMADA Z DE CFMX(N)
C   P(I) = ARREGLO DE ORDEN MFACI
C DESCRIPCION DE LOS PARAMETROS:
C   DP = DURACION P (MILI-SEG)
C   DQRS = COMPLEJO QRS "
C   DT = DURACION T "
C   YPO = INTERVALO PQ "
C   YOT = INTERVALO QT "
C   YST = INTERVALO ST "
C   PO = SEGMENTO PQ "
C   ST = SEGMENTO ST "
C   VP = VOLTAJE DE LA ONDA P (MVOL)

```



```

C      READ(*,1)EDAD
C
C ESTATURA:
C
C      WRITE(*,*) 'ESTATURA: '
C      READ(*,1)TALLA
C
C PESO
C
C      WRITE(*,*) 'PESO: '
C      READ(*,1)PESO
C
C DATOS CLINICOS
C
C      WRITE(*,*) 'DATOS CLINICOS: '
C      READ(*,2)TC1
C      READ(*,2)TC2
C
C VARIABLES DE CONTROL:
C      WRITE(*,*) 'CONTROL DE IMPRESION S/N?'
C      READ(*, '(A1)')CTRL
C      WRITE(*,*) 'MODELAMIENTO EN P-Z S/N?'
C      READ(*, '(A1)')PZ
C      KC = 0
C      KALPZ = 0
C      IF(ICHAR(CTRL).EQ.83)KC = 1
C      IF(ICHAR(PZ).EQ.83)KALPZ = 1
C
C      *****
C      *              *
C      *   INICIO   *
C      *              *
C      *****
C
C LEER TIEMPO DE MUESTREO (TS), LONGITUD DE X(n) (K), PORCENTAJE DE
C PUNTOS PARA FILTRAMIENTO Y SELECCION DE PUNTOS (PC), NUMERO DE
C TOTAL DE CICLOS A DELIMITARSE (NTC), LONGITUD DE C/LINEA DEL
C ARCHIVO ECG.D12.
C
C      READ(IRD1,3)TS,K,PC,NTC,LLIN
C      3 FORMAT(40X,BN,F10.5/40X,BN,16/40X,BN,F10.5/40X,BN,16/40X,BN,16)
C
C LEER EL NUMERO DE CEROS (N) Y POLOS (M) E IR
C
C      READ(IRD1,7)N,M,IR
C      7 FORMAT(40X,BN,16/40X,BN,16/40X,16)
C
C      READ(IRD1, '(40X,BN,F10.5)')SC
C      READ(IRD1, '(40X,BN,F10.5)')LSC
C      READ(IRD1, '(40X,BN,D6.1)')EPS
C      READ(IRD1, '(40X,BN,D6.1)')CHK
C      READ(IRD1, '(40X,BN,16)')ITMAX
C      READ(IRD1, '(40X,BN,16)')MFACT
C      READ(IRD1, '(40X,BN,F10.5)')ESKLA
C      READ(IRD1, '(40X,BN,F10.5)')ESK
C      READ(IRD1, '(4F10.5)')(P(I),I=1,MFACT+1)
C
C IMPRIMIR S/N?

```

```

C      IF (KC.EQ.1) THEN
        WRITE(IWR1,99)
99  FORMAT(10X,'*** ANALISIS DE LA DERIVACION-II DE ELECTROCARDIOGRAMA ***')
        WRITE(IWR1,4)
4   FORMAT(1X,'DATOS PARA LA DELIMITACION DE CICLOS CARDIACOS')
        WRITE(IWR1,6) TS
6   FORMAT(1X,'TIEMPO DE MUESTREO ts = ',F5.2,' MILISEGUNDOS')
        WRITE(IWR1,8) K
8   FORMAT(1X,'LONG. DE LA SECUENCIA DE ENTRADA x(n), n=0,1,...,k. k = ',I4)
        WRITE(IWR1,10) PC
10  FORMAT(1X,'PORCENTAJE PARA SELECCION DE PUNTOS pc = ',F5.2,'%')
        WRITE(IWR1,12) NTC
12  FORMAT(1X,'NUM. DE COMPLEJOS QRS A DELIMITARSE ntc = ',I2,' COMPLEJOS QRS')
        WRITE(IWR1,14) LLIN
14  FORMAT(1X,'LONG. DE CADA LINEA DEL ARCHIVO ECG.DT2 llin = ',I2,' CARACTERES')
        WRITE(IWR1,20)
20  FORMAT(1X,'DATOS PARA EL MODELAMIENTO EN P-Z DE LA SENAL ECG')
        WRITE(IWR1,22) N,M,IR
22  FORMAT(1X,'NUMERO DE CEROS N = ',I2/1X,'NUMERO DE POLOS M = ',I2/1X,'CONTROL PARA CALCULAR LAS RAICES (SUBROUTINA PROOT) *IR = ',I2/)
        ELSE
        ENDIF
C
C LEER EL NIVEL DE REFERENCIA
C
        LL1 = LLIN - 1
        LL2 = LLIN/2
        SUM = 0.
        READ(IRD2,'(32A1)') CH
        DO 100 J=1,LL1,2
            SUM = SUM + DEC(CH(J))*16 + DEC(CH(J+1)).
100  CONTINUE
        REF = SUM/FLOAT(LL2)
C
C LEER LA SECUENCIA DE ENTRADA (CARACTERES) Y CARGAR SUS CORRESPONDIENTES VALORES DECIMALES EN X(N)
C
        KP1 = K + 1
        LL2 = (KP1*2)/LLIN
        I = 1
        DO 300 L=1,LL2
            READ(IRD2,'(32A1)') CH
            DO 200 J=1,LL1,2
                X(I) = DEC(CH(J))*16 + DEC(CH(J+1)) - REF
                I = I + 1
200  CONTINUE
300  CONTINUE
        REF = 0.
        NUNMAL = .TRUE.

```

```

C      IF (I.C.EQ.1) THEN
C        WRITE(IWR1,24)
C 24  FORMAT(1X,'REGISTRO ECG (D-11) SECUENCIA DE ENTRADA : (n); n=1,2,...
C      *      ,193'//)
C        WRITE(IWR1,25) (I,Y(I),I=1,193)
C 26  FORMAT(1X,4(1X,' X(',14,') = ',F10.4))
C      ELSE
C      ENDIF

C      *****
C      *
C      * D E L I M I T A C I O N *
C      *
C      *****

C  DELIMITAR 'NTO = 1' ONDAS 'P', 'QRS', 'T' DEL REGISTRO LCG DE LONGI
C  TUD K.
C
C      CALL DCC
C
C  DELIMITAR UN CICLO CARDIACO (CARGAR XC(N) CON UN CICLO DE 'P' A 'P')
C
C      NC = 2
C      CALL CCARD(12P,NC,IC,LD2)
C      LP1 = LD2 + 1
C  MULTIPLICAR XC(n) POR 1/ESCALA
C      DO 90 I=1,LP1
C      90 XL=1+XC(I)/DBLE(ESCLA)
C  MODELAMIENTO FN P-Z
C      IF (HALPZ.NE.1) GOTO 5555
C
C      *****
C      *
C      * M O D E L A M I E N T O *
C      *
C      *****
C  MODELAR XC(N), N=0,1,2,.....,LD2. EN P-Z
C
C  VALOR DE EPS PARA LA FUNCION SIMUL
C
C      CALL MODPZ(XC,LD2,ZRXC,ZIXC,PRXC,PIXC,P,MFACT)
C
C  ESCRIBIR P-Z DEL ECG
C
C      WRITE(IWR1,34)N
C 34  FORMAT(1X,I2,' CEROS DE LA SENAL ECG'/1X,' PARTE-REAL ',8X,' PARTE
C      *ASINARIA'/)
C      DO 400 I=1,N
C      WRITE(IWR1,36) I, ZRXC(I), I, ZIXC(I)
C 36  FORMAT(1X,' ZR(',I2,') = ',F10.5,4X,' ZI(',I2,') = ',F10.5)
C 400  CONTINUE
C      WRITE(IWR1,38)N
C 38  FORMAT(//1X,I2,' POLOS DE LA SENAL ECG'/1X,' PARTE-REAL ',4X,' PARTE
C      *IMAGINARIA '/')
C      DO 500 I=1,M

```

```

WRITE (10R1,40) I, PRXC(I), 1, PIXC(I)
40 FORMAT(1X,' PR(',I2,') = ',F10.5,4X,' PI(',I2,') = ',F10.5)
500 CONTINUE
C
C      *
C      *
C      * ANALISIS MORFOLOGICO *
C      *
C      *
C CLASIFICACION DE LA SENAL-ECG DE ACUERDO A LA UBICACION DE LOS P-Z
C EN EL PLANO-Z.
C
C* CALL CLAD2(PRXC, PIXC, ZRXC, ZIXC, N, M, NORMAL)
5555 EGRAF = ESKLA/ESK
NF = 60
C
C SENAL-ECG ES NORMAL?
C
C IF (NORMAL) THEN
C
C      *
C      *
C      * ANALISIS RITMICO *
C      *
C      *
C CALCULAR LA FRECUENCIA CARDIACA
C DURACION DE ONDAS: P, QRS Y T
C DURACION DE INTERVALOS: PQ, QT Y ST
C DURACION DE SEGMENTOS: PQ Y ST
C
C DLT = TS*1.E-3
C PERD = FLOAT(T(IZP(NC+1)) - T(IZP(NC)))*DLT
C FREQ = (1./PERD)*60.
C
C DP = FLOAT(T(IDP(NC)) - T(IZP(NC)))*TS
C DQRS = FLOAT(T(TQRS(NC)) - T(IQRS(NC)))*TS
C DT = FLOAT(T(IDT(NC)) - T(IZT(NC)))*TS
C
C YPQ = FLOAT(T(IQRS(NC)) - T(IZP(NC)))*TS
C YQT = FLOAT(T(IDT(NC)) - T(IQRS(NC)))*TS
C YST = FLOAT(T(IDT(NC)) - T(TQRS(NC)))*TS
C
C PQ = FLOAT(T(IQRS(NC)) - T(IDP(NC)))*TS
C ST = FLOAT(T(IZT(NC)) - T(TQRS(NC)))*TS
C
C CALCULAR LOS VOLTAJES DE ONDAS: P, QRS Y T
C
C CONV = 1.6/128.
C CALL ONDA(IZP(NC), IDP(NC), J)
C CALL VALMAX(J, VP)
C VP = VP*CONV
C
C CALL ONDA(IQRS(NC), TQRS(NC), J)

```

```

      CALL VALMAX(J, VORS)
      VORS = VORS*CONV
C
      CALL ONDA(IZT(NC), IDI(NC), J)
      CALL VALMAX(J, VT)
      VT = VT*CONV
C
C                                     *****
C                                     *
C                                     * R E P O R T E   M E D I C O *
C                                     *
C                                     *****
C
C EMITIR EL REPORTE MEDICO (FORMATO-1)
C
      CALL RPMD1
      CALL GECG(XC, NP, LD2, ESGRAF)
      ELSE
C
      DLT = TS*1.E-3
      PERD = (IZP(NC+1) - IZP(NC))*DLT
      FREQ = 1./PERD
C
C EMITIR REPORTE MEDICO (FORMATO-2)
C
      CALL RPMD2(FREQ)
      CALL GECG(XC, NP, LD2, ESGRAF)
      ENDIF
      STOP '*** FIN DE PROCESAMIENTO DEL ECG-DII ***'
      END
C
C-----
C FUNCION:DEC
C CONVIERTE UN CARACTER A DECIMAL
C-----
C
      FUNCTION DEC(CH)
      CHARACTER*1 CH
      N = ICHAR(CH)
      IF(N.GE.65) THEN
      N = N - 55
      ELSE
      N = N - 48
      ENDIF
      DEC = FLOAT(N)
      RETURN
      END
C
C-----
C SUB-ROUTINA:CLD2
C CLASIFICA LA D-II COMO NORMAL O ANORMAL
C DE ACUERDO A LA POSICION DE LOS POLOS Y CEROS
C EN EL PLANO Z
C-----
C

```

```

SUBROUTINE CLD2(PR, PI, ZR, ZI, N, M, NORMAL)
REAL*8 PR(1), PI(1), ZR(1), ZI(1)
LOGICAL NORMAL
NORMAL = .TRUE.
C VERIFICAR, SI LOS CEROS SE ENCUENTRAN DENTRO DEL CIRCULO UNITARIO
DO 10 I=1,N
ZMOD = SQRT(SNGL(ZR(I)**2 + ZI(I)**2))
IF(ZMOD.LT.1.)GOTO 10
NORMAL = .FALSE.
RETURN
10 CONTINUE
C VERIFICAR, SI LOS POLOS SE ENCUENTRAN FUERA DEL CIRCULO UNITARIO
DO 20 I=1,M
PMOD = SQRT(SNGL(PR(I)**2 + PI(I)**2))
IF(PMOD.GT.1.)GOTO 20
NORMAL = .FALSE.
RETURN
20 CONTINUE
RETURN
END

C
C-----
C SUB-ROUTINA: RPMD1
C-----
C
SUBROUTINE RPMD1
CHARACTER*42 PSP
CHARACTER*1 LINEA(80), IGUAL(80)
COMMON /CONPJ/DP,DORS,DT,YPO,YQT,YST,PQ,ST,VP,VQRS,VT,FREC,ESGR
COMMON /CONSK/LINEA, IGUAL
COMMON /CONP/IW,NU
DATA PSP /'PARAMETROS DE LA DERIV-II DEL PACIENTE'/
C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
IWR1 = IW
C
DO 100 I=1,80
LINEA(I) = '-'
IGUAL(I) = '='
100 CONTINUE
C
C FORMAR EL ENCABEZAMIENTO DEL REPORTE MEDICO
C
CALL HEAD
C ESCRIBIR LOS PARAMETROS DE LA DERIVACION-II
WRITE(IWR1,9)PSP
7 FORMAT(1X,'I',73X,'I'/1X,'I',10X,A42,21X,'I')
WRITE(IWR1,10)
10 FORMAT(1X,'I',73X,'I')
C ESCRIBIR: DURACIONES, INTERVALOS, SEGMENTOS, VOLTAJES Y FREC. CARDIACA
WRITE(IWR1,11)DP,DORS,DT
11 FORMAT(1X,'I DURATION (MSEG) I P = ',F10.2,2X,'ORS = ',F10.
* 3X,'T = ',F10.2,1X,'I')
WRITE(IWR1,12)YPO, YQT, YST

```

```

12  FORMAT(1X,'I INTERVALO (MSEG) I PQ = ',F10.2,3X,'QI = ',F10.2,
* 'ST = ',F10.2,1X,'I')
   WRITE(IWR1,13)PQ, ST
13  FORMAT(1X,'I SEGMENTO (MSEG) I PQ = ',F10.2,3X,'SI = ',F10.2,
*      18X,'I')
   WRITE(IWR1,14)VP, VORS, VT
14  FORMAT(1X,'I VOLTAGE (MVOLT) I P = ',F10.2,2X,'ORS = ',F10.2,
*      3X,'T = ',F10.2,1X,'I')
   WRITE(IWR1,15)FREC
15  FORMAT(1X,'I FRECUENCIA CARDIACA ',50X,'I'/1X,'I',
* 20X,F10.2,2X,'(LATIDOS/MINUTO)',25X,'I')
   WRITE(IWR1,16)(IGUAL(I),I=1,75)
16  FORMAT(1X,'I',73X,'I'/1X,75A1)
   WRITE(IWR1,17)
17  FORMAT(1X,'I',73X,'I')
   WRITE(IWR1,18)
18  FORMAT(1X,'I',32X,'E S P O L',32X,'I'/1X,'I',73X,'I')
   WRITE(IWR1,19)(IGUAL(I),I=1,75)
19  FORMAT(1X,75A1)
   RETURN
   END

```

C

C-----

C SUB-RUTINA: RPMD2

C-----

C

```

SUBROUTINE RPMD2(FREC)
CHARACTER*1 LINEA(80), IGUAL(80)
COMMON /CONSK/LINEA, IGUAL
COMMON /CONP/IW,NU

```

C

C DISPOSITIVO DE SALIDA

C

IWR1 = IW

C

CALL HEAD

WRITE(IWR1,1)

1 FORMAT(1X,'I',73X,'I'/1X,'I',73X,'I')

WRITE(IWR1,2)

2 FORMAT(1X,'I',10X,'RITMO SEND-AURICULAR',43X,'I')

WRITE(IWR1,3)FREC

3 FORMAT(1X,'I',73X,'I'/1X,'I',10X,F10.2,53X,'I')

WRITE(IWR1,4)(IGUAL(I),I=1,75)

4 FORMAT(1X,'I',73X,'I'/1X,75A1)

WRITE(IWR1,5)

5 FORMAT(1X,'I',73X,'I')

WRITE(IWR1,6)

6 FORMAT(1X,'I',32X,'E S P O L',32X,'I'/1X,'I',73X,'I')

WRITE(IWR1,7)(1X,75A1)(IGUAL(I),I=1,75)

RETURN

END

C

C-----

C SUB-RUTINA: HEAD

C FORMA EL ENCABEZAMIENTO DEL REPORTE MEDICO



```
C
C
SUBROUTINE HEAD
COMMON /CONPK/TN,IG,EDAD,EST,PESO,TC1,TC2,HORA,FECHA
COMMON /CONSK/LINEA, IGUAL
COMMON /CONF/IW,NU
CHARACTER*42 TN, TC1, TC2, PSP
CHARACTER*10 IG,EDAD,EST,PESO,HORA,FECHA
CHARACTER*1 LINEA(80), IGUAL(80)

C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
      IWR1 = IW
C FORMAR EL ENCABEZAMIENTO
      WRITE(IWR1,1) (IGUAL(I),I=1,74)
1    FORMAT('1',1X,74A1/1X,'1',73X,'1')
      WRITE(IWR1,2) (IGUAL(I),I=1,75)
2    FORMAT(1X,'1 ANALISIS COMPUTARIZADO DE LA DERIVACION-II DE ELEC
*OCARDIOGRAMAS ECG 1'/1X,'1',73X,'1'/1X,75A1)
C ESCRIBIR HORA Y FECHA EN LA QUE SE TOMO EL ELECTROCARDIOGRAMA
      WRITE(IWR1,3)HORA, FECHA
3    FORMAT(1X,'1',73X,'1'/1X,'1 *****ECG***** HORA: ',A10,5X,
* 'FECHA: ',A10,17X,'1')
      WRITE(IWR1,4)
4    FORMAT(1X,'1',73X,'1'/1X,'1',18X,'DATOS DEL PACIENTE',
* 34X,'1')
C ESCRIBIR EL NOMBRE DEL PACIENTE
      WRITE(IWR1,5)TN
5    FORMAT(1X,'1',73X,'1'/1X,'1 NOMBRE DEL PCTE. ',A42,13X,'1')
      WRITE(IWR1,6)TG, EDAD
6    FORMAT(1X,'1 SEXO ',12X,A10,45X,'1'/1X,'1 EDAD ',12X,A10,45X,'1')
      WRITE(IWR1,7)EST, PESO
7    FORMAT(1X,'1 ESTATURA ',8X,A10,45X,'1'/1X,'1 PESO ',12X,A10,45X,
* '1')
      WRITE(IWR1,8)TC1, TC2
8    FORMAT(1X,'1 DATOS CLINICOS',58X,'1'/1X,'1',12X,A42,19X,'1'/1X,
* 12X,A42,19X,'1')
      RETURN
      END

C
C
C SUB-RUTINA:GECG
C GRAFICA LA SENAL-ECG (D-II)
C
SUBROUTINE GECG(XC,NP,LS,ESGRAF)
REAL*8 XC(1)
INTEGER PGO, EJE0, EJE1, EJE2
CHARACTER*1 EJEX, EJEX, POINT, BLC, PUNTO(132)
COMMON /CONF/IW,NU
DATA EJEX, EJEX, POINT, BLC /'1','-', '*', ' /'

C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
      IWR1 = IW
```


C FORMAR EJE Y

```

      DO 100 I=1,100
100  PUNTO(I) = EJEY
      INC = LS/NP
      IF (INC.LT.1) THEN
        INC = 1
      ELSE
        ENDIF
      EJE0 = 1
      EJE1 = 41
      EJE2 = 80

```

C

C INICIAR EN EL COMIENZO DE UNA NUEVA PAGINA.

C

```

      WRITE(IWR1,1)
1  FORMAT('1',1X,'FORMA DE ONDA DE LA D-11'//)
      DO 4 I=1,LS,INC
        PUNTO(EJE0) = EJEX
        PUNTO(EJE1) = EJEX
        PUNTO(EJE2) = EJEX

```

C CALCULAR LA POSICION DEL PUNTO

```

      POS = IFIX(ESGRAF*SNGL(XC(I)) + EJE1 + 0.5)
      IF (POS.GT.80) POS=80
      IF (POS.LE.0) POS=2
      PUNTO(POS) = POINT
      WRITE(IWR1,'(1X,80A1)')(PUNTO(J),J=1,80)

```

C BLANQUEAR EL VECTOR PUNTO

```

      DO 3 J=1,80
3  PUNTO(J) = BLC
4  CONTINUE
      RETURN
      END

```

C

C-----

C SUB-ROUTINA:DCC

C ESTA SUBROUTINA DELIMITA NTC-1 ONDAS 'P', 'QRS' Y 'T'
 C DE UN REGISTRO CORRESPONDIENTE A LA DERIVACION-II.

C-----

C

```

SUBROUTINE DCC
REAL X(4096)
REAL SLOPE(500),SLOPD(500),DSTRT(100),DSEND(100)
REAL SSDM(100),ISLOP(100),TSLOP(100)
INTEGER T(4096),TQRS(10),IQRS(10),NSG(60),PTOI(300),PTOF(300)
INTEGER SGLP(10),SGLI(10),IZP(10),IDP(10),IZT(10),IDT(10)
COMMON /CONFA/X
COMMON /CONFB/T
COMMON /CONFC/IQRS, TQRS
COMMON /CONFD/IZP, IDP, IZT, IDT, TS, NTC, PC, K, REF, DSL, ERR, SC, LSC
COMMON /CONSA/SLOPE
COMMON /CONSB/DSTRT, DSEND
COMMON /CONSC/ISLOP, TSLOP, NSG, PTOI, PTOF, NTS6, NT
COMMON /CONSD/SLOPD
COMMON /CONSE/SSDM, INDSP
COMMON /CONSF/SGLP, SGLI

```

COMMON /CONP/IW,KC

```

C
C DESCRIPCION DE LOS ARGUMENTOS:
C
C   X(N) = SECUENCIA DE ENTRADA
C   K = LONGITUD DE LA SENAL X(N) (REGISTRO ECG).
C   TS = INTERVALO DE MUESTREO EN 'MILISEGUNDOS'
C   T(N) = TIEMPO DE CADA PUNTO SELECCIONADO X(N)
C   PC = PORCENTAJE DE PUNTOS A SELECCIONARSE
C   NTC = NUMERO TOTAL DE CICLOS A DELIMITARSE
C   IORS = ARREGLO CON EL PUNTO INICIAL DE CADA COMPLEJO QRS
C   TORS = ARREGLO CONTIENE EL PUNTO FINAL DE CADA COMPLEJO QRS
C   IZP = ARREGLO CONTIENE EL PUNTO INICIAL DE CADA ONDA-P
C   IDP = ARREGLO CONTIENE EL PUNTO FINAL DE CADA ONDA-P
C   IZT = ARREGLO CONTIENE EL PUNTO INICIAL DE CADA ONDA-T
C   IDT = ARREGLO CONTIENE EL PUNTO FINAL DE CADA ONDA-T
C   IWR1 = NUMERO DEL DISPOSITIVO DE SALIDA
C
C DESCRIPCION DE ARREGLOS Y VARIABLES INTERNAS:
C
C   NT = NUMERO TOTAL DE PUNTOS ESCOGIDOS
C   SLOPE(I) = NT-1 PENDIENTES DE PUNTO A PROXIMO PUNTO
C   ISLOP(I) = PENDIENTE INICIAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C   TSLOP(I) = PENDIENTE FINAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C   DSTRT(I) = DIFERENCIA DE PENDIENTES INICIAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C   DSEND(I) = DIFERENCIA DE PENDIENTES FINAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C   PTOI(I) = PUNTO INICIAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C   PTOF(I) = PUNTO FINAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C   SLOPD(I) = NT-2 DIFERENCIAS DE PENDIENTES
C   SSDM(I) = MAGNITUD DE LA DIFERENCIA DE PENDIENTES DE C/SEGMENTO 'I'
C   NSG(I) = NUMERO DE PENDIENTES DE CADA SEGMENTO 'I'
C   NDF(K) = DISTRIBUCION DE FRECUENCIA ENTRE (K-1) Y K
C   SGLP(I) = SEGMENTO DEL LADO P DEL COMPLEJO QRS 'I'
C   SGLT(I) = SEGMENTO DEL LADO T DEL COMPLEJO QRS 'I'
C
C SUBROUTINAS UTILIZADAS:
C CDEP,RJT1,RJT2,FDES,MDEP,SPRTDA,CORS,DWPT
C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
C   IWR1 = IW
C
C   KP1 = K + 1
C
C FRECUENCIA DE MUESTREO
C
C   FS = 1./(TS*1.E-3)
C
C NUMERO DE PUNTOS PARA FILTRAR EL PUNTO ESCOGIDO Y RECHAZAR RUIDO
C
C   M = PC*(FS/100.) + .5
C   MP1 = M
C   MD2 = M/2
C   IF(MD2*2.EQ.M)MP1 = M + 1
C   DLT = MD2*TS

```

```

      NT = KP1/MD2
C IMPRIMIR S/N?
      IF (KC.EQ.1) THEN
        WRITE(IWR1,101)
101  FORMAT('1',35X,'D C C')
        WRITE(IWR1,102)FS, MP1, DLT
102  FORMAT(/1X,' FRECUENCIA DE MUESTREO   FS = ',F10.2,' CICLOS/SEG'
        *'/1X,' NUMERO DE PUNTOS PARA FILTRAMIENTO MP1 = ',I4,' PUNTOS'
        *1X,' INTERVALO ENTRE PUNTO Y PUNTO PARA SELECCION INICIAL  H/2 =
        *,F6.2,' MILLISEG.')
      ELSE
        ENDIF
C
C DEFINIR LA DIFERENCIA MAXIMA ENTRE PENDIENTES (DSL)
C Y NIVEL DE RUIDO MAXIMO ACEPTABLE (ERR)
C
      PASO = 1.
      DSL = PASO/DLT
      ERR = PASO/4.
C
C CALCULAR PENDIENTES DE PUNTO A PROXIMO PUNTO
C
      CALL CDEP(MD2, ERR, TS, NT)
C IMPRIMIR S/N?
      IF (KC.EQ.1) THEN
        WRITE(IWR1,2)
        2  FORMAT(/1X,'PENDIENTES DE PUNTO A PROXIMO PUNTO'/)
C
C ESCRIBIR LAS PENDIENTES
C
      NT1 = NT - 1
      DO 10 J=1,NT1
        JP1 = J + 1
        WRITE(IWR1,3)J,JP1,J,SLOPE(J),J,T(J)
        3  FORMAT(1X,I4,'-',I4,2X,'SLOPE(',I4,')=',F10.5,2X,' T(',I4,')=',I
10  CONTINUE
      ELSE
        ENDIF
C
C REAJUSTE DE TIEMPO
C
      CALL RJT1(TS, NT, DSL, ERR, REF)
C
      CALL RJT2(DSL, TS, NT)
C
C FORMAR LOS SEGMENTOS
C
      CALL FDES
C IMPRIMIR S/N?
      IF (KC.EQ.1) THEN
C
C ESCRIBIR LAS PENDIENTES DE CADA SEGMENTO
C
        WRITE(IWR1,4)NTSG
        4  FORMAT(/1X,'NUMERO TOTAL DE SEGMENTOS = ',I4/)

```

```

DO 35 I=1,NTSG
WRITE(IWR1,5)I,1,PTOI(I),1,PTOF(I)
5 FORMAT(/1X,'SEGMENTO NUMERO = ',I4,' PTOI(',I4,') = ',I4,' PTOF(
*      I4,') = ',I4)
INIC = PTOI(I)
IEND = PTOF(I) - 1
DO 30 J=INIC,IEND
WRITE(IWR1,6)J, SLOPE(J)
6 FORMAT(1X,'SLOPE(',I4,') = ',F10.5)
30 CONTINUE
35 CONTINUE
WRITE(IWR1,112)(I,NSG(I),I=1,NTSG)
112 FORMAT(/1X,' NUMERO DE PENDIENTES DE CADA SEGMENTO '//
*      1X,5(' NSG(',I2,') = ',I2) )
ELSE
ENDIF
C
C MAGNITUD DE LA DIFERENCIA DE PENDIENTES INICIAL Y FINAL DE C/SEGMENTO
C
CALL DSIFS
DO 49 NC=1,NTC
C
C SEGMENTO DE PARTIDA Y DELIMITAR EL COMPLEJO QRS
C
CALL UMBRAL(NC, NTC, NTSG, THSLD, 'KOD')
IF(KOD.EQ.1)GOTO 50
CALL CORS(INDSP,TS,NC,LSC)
49 CONTINUE
C
C REORDENAR EN FORMA ASCENDENTE LOS 'NTC' COMPLEJOS QRS
C
50 CALL RFA(IQRS,NTC)
CALL RFA(TQRS,NTC)
CALL RFA(SGLP,NTC)
CALL RFA(SGLT,NTC)
C
C DELIMITAR NTC-1 ONDAS 'P' Y 'T'
C
CALL DWPT
RETURN
END
C
C-----
C SUB-RUTINA:CDEP
C CALCULA NT-1 PENDIENTES DE PUNTO A PROXIMO PUNTO.
C-----
C
SUBROUTINE CDEP(ND2, ERR, TS, NT)
REAL X(4096)
INTEGER T(4096)
DIMENSION SLOPE(500)
COMMON /CONPA/X
COMMON /CONPB/T
COMMON /CONSA/SLOPE
COMMON /CONP/IW,KC

```

```

C
C DESCRIPCION DE LOS ARGUMENTOS:
C
C   X(N) = ARREGLO CONTENIENDO LA SECUENCIA DE ENTRADA
C   MD2 = NUMERO DE PUNTOS ENTRE CADA PENDIENTE
C   TS = TIEMPO DE MUESTREO
C   K = LONGITUD DE LA SENAL X(N)
C   SLOPE = ARREGLO CONTENIENDO LAS PENDIENTES DE PUNTO A PROXIMO PUNTO
C   T = ARREGLO CONTENIENDO EL TIEMPO DE CADA PUNTO SELECCIONADO
C   NT = NUMERO DE PUNTOS SELECCIONADOS
C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
C   IWR1 = IW
C IMPRIMIR S/N?
C   IF(KC.EQ.1) THEN
C     WRITE(IWR1,1)
C   1  FORMAT(1X,'(C D E P)')
C     ELSE
C     ENDIF
C     DELT = FLOAT(MD2)*TS
C     MP1 = 2*MD2 + 1
C     N = MD2 + 1
C     NT1 = NT - 1
C     DO 10 I=1,NT1
C       T(I+1) = N - 1
C
C
C FILTRAR EL PUNTO X(N)
C
C   CALL FILTRO(N, MP1, MD2, XT)
C   A = XT - X(N)
C   IF(ABS(A).LT.ERR) X(N) = XT
C 20  SLOPE(I) = (X(N) - X(N-MD2))/DELT
C 10  N = N + MD2
C   T(1) = 0
C   RETURN
C   END
C
C-----
C SUB-RUTINA: FILTRO
C-----
C
C   SUBROUTINE FILTRO(N, MP1, MD2, XT)
C   REAL X(4096)
C   COMMON /CONPA/X
C
C DESCRIPCION DE LOS ARGUMENTOS:
C   X = SENAL DE ENTRADA (REGISTRO ECG)
C   N = INDICE DEL PUNTO A FILTRARSE
C   MP1 = NUMERO DE PUNTOS PARA FILTRAR EL PUNTO X(N)
C   MD2 = (MP1-1)/2
C   XT = VALOR FILTRADO
C
C
C   S = 0.0
C   DO 10 L=1,MP1

```

```

      S = S + X(N+L-MDZ-1)
10  CONTINUE
      XT = S/FLOAT(MP1)
      RETURN
      END

```

C

```

C-----
C SUB-RUTINA: RJT1
C REAJUSTE DE TIEMPO.
C-----

```

C

```

      SUBROUTINE RJT1(TS, NT, DP, ERR, REF)
      REAL X(4096)
      DIMENSION SLOPE(500)
      INTEGER T(4096)
      COMMON /CONFA/X
      COMMON /CONPB/T
      COMMON /CONSA/SLOPE
      COMMON /CONP/IW,KC

```

C

```

C DESCRIPCION DE LOS ARGUMENTOS:
C   X = SENAL DE ENTRADA
C   T = ARREGLO CON LOS TIEMPOS DE CADA PUNTO SELECCIONADO
C SLOPE= PENDIENTES
C   DP = DIFERENCIA DE PENDIENTES MINIMA
C   ERR = NIVEL DE RUIDO MAXIMO
C   REF = REFERENCIA (LINEA ISOELECTRICA)

```

C

```

C DISPOSITIVO DE SALIDA

```

C

```

      IWR1 = IW

```

C

```

      IF(KC.EQ.1)THEN
      WRITE(IWR1,1)
1  FORMAT(/1X,'(R J T 1)'/)
      ELSE
      ENDIF
      NT1 = NT - 1

```

C

```

      I = 1

```

C

```

C DETECTAR PENDIENTE BAJA MENOR QUE 'DP' Y QUE
C ADEMÁS SE ENCUENTRE EN LA LINEA ISOELECTRICA

```

C

```

5  IND = T(1) + 1
   DX = X(IND) - REF

```

C

```

      IF(KC.EQ.1)THEN
      WRITE(IWR1,2221)IND, REF, DX
2221 FORMAT(1X,'X(',I3,') - ',F10.2,' = ',F10.5)
      ELSE
      ENDIF
      IF((ABS(SLOPE(I)).LT.DP).AND.(ABS(DX).LT.ERR))GO TO 30

```

C

```

      IF(KC.EQ.1)THEN

```

```

        WRITE(IWR1,2222)I,SLOPE(I)
2222  FORMAT(/1X,'PENDIENTE ',I3,' = ',F10.5,' NO SE ENCUENTRA EN LA LI
        *A ISOELECTRICA')
        ELSE
        ENDIF
C
C ENCONTRAR LA PRIMERA PENDIENTE BAJA (MENOR QUE DP)
C Y QUE ADEMAS SE ENCUENTRE EN LA LINEA ISOELECTRICA
C
        DO 10 K=I+1,NT1
        DX = X(T(K)+1) - REF
        IF((ABS(SLOPE(K)).LT.DP).AND.(ABS(DX).LT.ERR))GO TO 15
10  CONTINUE
        RETURN
15  INIC = T(K-1) + 1
        IFIN = T(K+1) + 1
        DO 20 K1=INIC,IFIN
C
C ENCONTRAR EL PRIMER PUNTO EN LA LINEA ISOELCTRICA
C
        IF(ABS(X(K1)-REF).LT.ERR)GO TO 25
20  CONTINUE
25  T(K) = K1 - 1
        GO TO 60
C
30  DO 40 K=I+1,NT1
C
C ENCONTRAR LA PRIMERA PENDIENTE MAYOR QUE 'DP'
C
        IF(ABS(SLOPE(K)).GT.DP )GO TO 45
C IMPRIMIR S/N?
        IF(KC.EQ.1)THEN
        WRITE(IWR1,2223)K, SLOPE(K)
2223  FORMAT(1X,' PENDIENTE ',I3,' = ',F10.5,' EN LA LINEA ISOELECTRICA)
        ELSE
        ENDIF
40  CONTINUE
        RETURN
45  INIC = T(K-1) + 1
        IFIN = T(K+1) + 1
C IMPRIMIR S/N?
        IF(KC.EQ.1)THEN
        WRITE(IWR1,333)INIC,IFIN
333  FORMAT(1X,' INIC = ',I4,' IFIN ',I4)
        ELSE
        ENDIF
        DO 50 K1=INIC,IFIN
C IMPRIMIR S/N?
        IF(KC.EQ.1)THEN
        WRITE(IWR1,333)K1,IFIN
        ELSE
        ENDIF
C
C ENCONTRAR EL PRIMER PUNTO QUE SE ALEJA
C DE LA LINEA ISOELECTRICA

```

```

C      IF (ABS(X(K1) - REF) .GT. ERR) GO TO 55
50 CONTINUE
55 T(K) = K1 - 2
C
C CALCULAR LAS NUEVAS PENDIENTES SLOPE(K 1) Y SLOPE(K)
C
60 SLOPE(K-1) = (X(T(K)+1) - X(T(K-1)+1)) / (FLOAT(T(K) - T(K-1)) * TS)
   SLOPE(K) = (X(T(K+1)+1) - X(T(K)+1)) / (FLOAT(T(K+1) - T(K)) * TS)
   I = K
   IF ((I+1) .LT. (NT-1)) GO TO 5
   RETURN
   END
C
C-----
C SUB-ROUTINA: RJT2
C REAJUSTE DE TIEMPO.
C-----
C
SUBROUTINE RJT2(DP, TS, NT)
REAL X(4096)
DIMENSION SLOPE(500)
INTEGER T(4096)
COMMON /CONFA/X
COMMON /CONPB/T
COMMON /CONSA/SLOPE
COMMON /CONP/IW, KC
C
C DESCRIPCION DE LOS ARGUMENTOS:
C
C   X = SECUENCIA DE ENTRADA
C   NT = NUMERO TOTAL DE PUNTOS SELECCIONADOS
C   T = ARREGLO CON LOS TIEMPOS DE CADA PUNTO X(N)
C   TS = INTERVALO DE MUESTREO EN 'MILISEGUNDOS'
C   DP = DIFERENCIA DE PENDIENTES MINIMA
C   SLOPE = ARREGLO CON NT-1 PENDIENTES
C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
   IWR1 = IW
C
   NT2 = NT - 2
   K = 2
   DO 10 I=1, NT2
   DS = SLOPE(I+1) - SLOPE(I)
   IF (ABS(DS) .LT. DP) GO TO 10
   T(K) = T(I+1)
   K = K + 1
10 CONTINUE
   T(K) = T(NT)
   NT = K
   NT1 = NT - 1
   IF (KC .EQ. 1) THEN
   WRITE(IWR1, 1) NT
1   FORMAT(/1X, 'PUNTOS ESCOGIDOS NT = ', I4)

```



```

        ELSE
        ENDIF
C
C CALCULAR LAS NUEVAS PENDIENTES
C
        DO 20 I=1,NT1
        SLOPE(I) = (X(T(I+1)+1) - X(T(I)+1))/(FLOAT(T(I+1) - T(I))*TS)
C IMPRIMIR S/N?
        IF(KC.EQ.1)THEN
        WRITE(IWR1,21)I,SLOPE(I),I,T(I),I,X(T(I)+1)
21  FORMAT(1X,' SLOPE(',I4,') = ',F10.5,' T(',I4,') = ',I4,' X(',I4,
*      ' ) = ',F10.5)
        ELSE
        ENDIF
20  CONTINUE
        RETURN
        END
C
C-----
C SUB-RUTINA:FDES
C FORMA LOS SEGMENTOS DE UN REGISTRO DE LA DERIVACION-II
C-----
C
        SUBROUTINE FDES
        INTEGER PTOI(300),PTOF(300),NSG(60)
        REAL SLOPE(500),SLOPD(500),ISLOP(100),TSLOP(100),DSTRT(100)
        REAL DSEND(100)
        COMMON /CONSA/SLOPE
        COMMON /CONSB/DSTRT, DSEND
        COMMON /CONSC/ISLOP, TSLOP, NSG, PTOI, PTOF, NTSG, NT
        COMMON /CONSD/SLOPD
C
C        SLOPE = NT-1 PENDIENTES DE PUNTO A PUNTO
C        NT = NUMERO DE PUNTOS SELECCIONADOS
C        SLOPD = ARREGLO CON NT-2 DIFERENCIAS DE PENDIENTES
C        ISLOP(I) = ARREGLO CON LA PENDIENTE INICIAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C        TSLOP(I) = ARREGLO CON LA PENDIENTE FINAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C        DSTRT(I) = DIFERENCIA DE PENDIENTES INICIAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C        DSEND(I) = DIFERENCIA DE PENDIENTES FINAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C        NSG(I) = ARREGLO CONTENIENDO EL NUMERO DE PENDIENTES QUE CONFORMA
C                CADA SEGMENTO 'I'
C        NTSG = NUMERO TOTAL DE SEGMENTOS
C        PTOI(I) = ARREGLO CON EL PUNTO INICIAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C        PTOF(I) = ARREGLO CON EL PUNTO FINAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
C
        NT2 = NT - 2
        NT3 = NT - 3
        DO 10 I=1,NT2
        SLOPD(I) = SLOPE(I+1) - SLOPE(I)
10  CONTINUE
C
C FORMAR LOS SEGMENTOS

```

```

C
  I = 1
  M = 2
  DO 20 N = 1,NT3
    IF((SLOPD(N+1)*SLOPD(N)).GT.0.)GO TO 15
    IF(I.EQ.1)GO TO 2
    PTOF(I-1) = N + 2
    TSLOP(I-1) = SLOPE(N+1)
    NSG(I-1) = M
    DSEND(I-1) = SLOPD(N)
  2  PTOI(I) = N + 1
    ISLOP(I) = SLOPE(N+1)
    DSTRT(I) = SLOPD(N)
    I = I + 1
    M = 2
    GO TO 20
  15  M = M + 1
  20  CONTINUE
    NTSG = I - 2
    RETURN
    END

```

```

C
C-----
C SUB-RUTINA:DSIFS
C CALCULA LAS MAGNITUDES DE LA DIFERENCIA DE PENDIENTES DE SEGMENTOS
C DE UN REGISTRO DE LA DERIVACION-II.
C-----

```

```

C
  SUBROUTINE DSIFS
    INTEGER NSG(60),PTOI(300),PTOF(300)
    REAL SSDM(100),ISLOP(100),TSLOP(100)
    COMMON /CONSC/ISLOP,TSLOP,NSG,PTOI,PTOF,NTSG,NT
    COMMON /CONSE/SSDM, INDSF
C
C DESCRIPCIO DE LOS ARGUMENTOS:
C
C   SSDM = MAGNITUD DE LA DIFERENCIA DE PENDIENTES DE LOS SEGMENTOS
C   DISPOSITIVO DE SALIDA
C
  IWR1 = IW
C
  DO 10 I=1,NTSG
    SSDM(I) = ABS(TSLOP(I)-ISLOP(I))
  10  CONTINUE
    RETURN
    END

```

```

C
C-----
C SUB-RUTINA:UMBRAL
C ESTA SUBROUTINA ENCUENTRA EL INDICE DEL SEGMENTO CUYA DIFERENCIA
C DE PENDIENTES DE SEGMENTOS SEA MAYOR QUE EL NIVEL DE UMBRAL THLSD
C-----
C
  SUBROUTINE UMBRAL(NC,NTC,NTSG,THSLD,KOD)
    REAL SSDM(100)

```

```

      INTEGER SGLP(10), SGLT(10)
      INTEGER NDF(30)
      COMMON /CONSE/SSDM, INDSP
      COMMON /CONSF/SGLP, SGLT
C
C SGLP(I) = INDICE DEL SEGMENTO DEL LADO-P DEL COMPLEJO QRS
C           DEL CICLO 'I'
C SGLT(I) = INDICE DEL SEGMENTO DEL LADO-T DEL COMPLEJO QRS
C           DEL CICLO 'I'
C SSDM(I) = DIFERENCIA DE PENDIENTES DE CADA SEGMENTO 'I'
C           NC = NUMERO DEL COMPLEJO QRS A DELIMITARSE
C           NTC = NUMERO DE CICLOS TOTAL A DELIMITARSE
C           NTSB = NUMERO DE TOTAL DE SEGMENTOS
C           INSDP = INDICE DEL SEGMENTO DE PARTIDA
C           THSLD = NIVEL DE UMBRAL
C           KOD = SI ES =1, NO HAY MAS INDSP, SI ES =0 SE ENVIA
C                   EL CORRESPONDIENTE INDSP
C
      IF(NC.GT.NTC)GOTO 16
      DO 10 I=1,30
10    NDF(I) = 0
      KOD = 0
C
C DISTRIBUCION DE FREC.
C
      INDSP = 1
      KMAX = 1
      DO 14 I=1,NTSB
      IF(NC.EQ.1)GOTO 13
      DO 12 J=1,NC-1
      IF((I.GE.(SGLP(J)-2)).AND.(I.LE.(SGLT(J)+2)))GOTO 14
12    CONTINUE
13    K = SSDM(I) + 1.
      NDF(K) = NDF(K) + 1
      IF(K.GT.KMAX)THEN
        KMAX = K
        INDSP = I
      ELSE
        ENDIF
14    CONTINUE
C
C NIVEL DE UMBRAL
C
      THSLD = KMAX - 1
C IMPRIMIR S/N?
      IF(KC.EQ.1)THEN
        WRITE(IWR1,1) (I,NDF(I),I=1,KMAX)
1    FORMAT(/1X,'NUMERO DE MAGNITUDES DE DIFERENCIA DE PENDIENTES DE
*GMENTOS POR CADA MS.'//1X,5(' NDF(',I2,')=' ,I2))
        WRITE(IWR1,114)THSLD
114  FORMAT(1X,'NIVEL DE UMBRAL = ',F10.2)
      ELSE
        ENDIF
      RETURN
16    KOD = 1

```

RETURN
END

C
C
C
C
C
C

C SUB-RUTINA: CORS
C DELIMITA UN COMPLEJO QRS CORRESPONDIENTE AL CICLO NO. 'NC'.
C
C-----

```

SUBROUTINE CORS(INDSP,TS,NC,LS2)
  REAL X(4096)
  REAL ISLOP(100),TSLOP(100),SLOPE(500),LSC,LS2
  INTEGER T(4096),PTOI(300),PTOF(300),SGN,IQRS(10),TQRS(10),NSG(6)
  INTEGER SGLP(10),SGLT(10)
  LOGICAL SADD, DTEST3, LADOT
  COMMON /CONPA/X
  COMMON /CONPB/T
  COMMON /CONPC/IQRS, TQRS
  COMMON /CONSA/SLOPE
  COMMON /CONSC/ISLOP,TSLOP,NSG,PTOI,PTOF,NTSG,NT
  COMMON /CONSF/SGLP, SGLT
  COMMON /CONP/IW,KC

```

C
C DESCRIPCION DE LOS ARGUMENTOS
C ARREGLOS:

C
C T(N) = CONTIENE EL TIEMPO DE CADA PUNTO SELECCIONADO 'N'
C ISLOP(I) = CONTIENE LA PENDIENTE INICIAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C TSLOP(I) = CONTIENE LA PENDIENTE FINAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C PTOI(I) = CONTIENE EL NUMERO DEL PUNTO INICIAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C PTOF(I) = CONTIENE EL NUMERO DEL PUNTO FINAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C SGLP(I) = NUMERO DEL SEGMENTO DEL COMPLEJO QRS DEL LADO 'P'
C SGLT(I) = NUMERO DEL SEGMENTO DEL COMPLEJO QRS DEL LADO 'T'
C IQRS(I) = NUMERO DEL PUNTO INICIAL DEL COMPLEJO QRS 'I'
C TQRS(I) = NUMERO DEL PUNTO FINAL DEL COMPLEJO QRS 'I'

C
C VARIABLES:
C INDSP = INDICE DEL SEGMENTO DE PARTIDA PARA INICIAR LA
C ADICION DE SEGMENTOS QUE FORMEN PARTE DEL COMPLEJO QRS
C TS = INTERVALO DE MUESTREO (MSEG)
C NTSG = NUMERO TOTAL DE SEGMENTOS

C
C VARIABLES INTERNAS:

C
C LSC = PENDIENTE CONSTANTE MAYOR
C AVGQRS = DURACION PROMEDIO DEL COMPLEJO QRS
C DMIN = DURACION MINIMA 50.MSEG PARA EL LADO-P Y 60.MSEG PARA 'T'
C DPOT = 200.MSEG PARA EL LADO-P (220.MSEG PARA EL LADO T)
C RMAX = RANGO MAXIMO DE DURACION 115.MSEG PARA EL LADO P Y 150.M
C PARA EL LADO-T
C T2MT1 = DURACION MAXIMA DE UNA PENDIENTE MENOR QUE 0.6

C
C VARIABLES LOGICAS:

C
C SADD = .TRUE. SI SE A AGREGADO UN SEGMENTO (= .FALSE. SI NO SE
C AGREGO UN SEGMENTO) COMO PARTE DEL COMPLEJO QRS

```

C   DTEST3 = .TRUE. SI PROVIENE DEL TEST III(=.FALSE. LO CONTRARIO)
C   LADOT = .TRUE. SI SE ESTA REALIZANDO LAS PRUEBAS PARA EL LADO T
C           (= .FALSE. SI SE ESTA REALIZANDO LAS PRUEBAS PARA EL LADO
C
C   NOTA: VARIABLE NO UTILIZADA 'NT'
C
C   DISPOSITIVO DE SALIDA
C
C       IWR1 = IW
C
C                               INICIAR DELIMITACION
C
C       AVGQRS = 100.
C       LSC = 1.4
C       DTEST3 = .FALSE.
C
C   INDICE DEL PUNTO INICIAL Y FINAL DEL SEGMENTO DE PARTIDA
C
C       IQRS(NC) = PTOI(INDSP)
C       TQRS(NC) = PTOF(INDSP)
C
C       SGLP(NC) = INDSP
C       SGLT(NC) = INDSP
C
C   IMPRIMIR S/N?
C       IF(KC.EQ.1)THEN
C           WRITE(IWR1,8888)NC
8888   FORMAT('1','DELIMITACION DEL COMPLEJO QRS,DEL CICLO NO.',I2)
C       ELSE
C           ENDIF
C   COMENZAR LAS PRUEBAS PARA EL LADO-P
C
C       LADOT = .FALSE.
C       DMIN = 50.
C       SGN = -1
C       T2MT1 = 25.
C       RMAX = 115.
C
C   INDICE DEL SEGMENTO EN CONSIDERACION PARA ADICIONARLO O NO COMO PART
C   DEL COMPLEJO QRS
C
C                               I N I C I O
C   1001 I = INDSP + SGN
C
C                               *****
C                               *           *
C                               *   T E S T I   *
C                               *           *
C                               *****
C
C   INDICE DEL SEGMENTO PRECEDENTE AL SEGMENTO EN CONSIDERACION PARA
C   ADICION
C
C   1000 IM = I + SGN
C   IMPRIMIR S/N?

```

```

      IF (KC.EQ.1) THEN
      WRITE(IWR1,1234) INDSP,I,SGN,IM
1234  FORMAT(/1X,' INDSP = ',I2,' I = ',I2,' SGN = ',I2,' IM = ',I2)
      ELSE
      ENDIF
C
C FIN DE SEGMENTOS?
C
      IF((IM.LE.0).OR.(I.GT.NTSG))GO TO 24
C
C ENCONTRAR EL SEGMENTO CUYA PENDIENTE INICIAL Y FINAL SEAN DE SIGNOS
C CONTRARIOS
C
      1 IF((ISLOP(IM)*TSLOP(IM)).LT.0.)GO TO 2
      IM = IM + SGN
C
C FIN DE SEGMENTOS?
C
      IF((IM.LT.1).OR.(IM.GT.NTSG))GO TO 2000
      GO TO 1
      2 CONTINUE
C IMPRIMIR S/N?
      IF(KC.EQ.1) THEN
      WRITE(IWR1,1235) IM,ISLOP(IM)
1235  FORMAT(/1X,' ISLOP(',I2,') = ',F10.5)
      ELSE
      ENDIF
C
      IF(.NOT.LADOT) THEN
C
C TIEMPO DEL PUNTO INICIAL DEL COMPLEJO QRS Y DEL PUNTO INICIAL
C DEL SEGMENTO 'IM'
C
      TSP = FLOAT(T(IQRS(NC)))
      TSI = FLOAT(T(PTOI(IM)))
C
C ANCHO DEL COMPLEJO QRS MAS EL SEGMENTO 'I'
C
      WSADD = FLOAT(T(TQRS(NC)) - T(PTOI(I)))*TS
      ELSE
C
C TIEMPO DEL PUNTO FINAL DEL COMPLEJO QRS Y DEL PUNTO FINAL
C DEL SEGMENTO 'IM'
C
      TSP = FLOAT(T(TQRS(NC)))
      TSI = FLOAT(T(PTOF(IM)))
C
C ANCHO DEL COMPLEJO QRS MAS EL SEGMENTO 'I'
C
      WSADD = FLOAT(T(PTOF(I)) - T(IQRS(NC)))*TS
      ENDIF
C IMPRIMIR S/N?
      IF(KC.EQ.1) THEN
      WRITE(IWR1,1236) TSP,TSI,WSADD
1236  FORMAT(/1X,' TSP = ',F10.5,' TSI = ',F10.5,' WSADD = ',F10.5)
      ELSE

```

```

ENDIF
C
IF((ABS(TSP-TSI)*TS).GE.DMIN)GO TO 6
C
IF(LADOT)GO TO 5
IF(WSADD-AVGORS)3,4,4
3 SC = .4
GO TO 2001
4 SC = .5
GO TO 2001
5 SC = .6
GO TO 2001
6 IF(IM.NE.(I+SGN))GO TO 2000
X1 = X(T(PTOI(IM))+1) - X(T(PTOF(IM))+1)
C IMPRIMIR S/N?
IF(KC.EQ.1)THEN
WRITE(IWR1,1237)X1,X(T(PTOI(IM))+1),X(T(PTOF(IM))+1)
1237 FORMAT(/1X,' XI - XF = ',F10.5,' XI = ',F10.5,' XF = ',F10.5)
ELSE
ENDIF
IF(ABS(X1).GE.15.)GO TO 2000
IF(WSADD-AVGORS)7, 2000,2000
7 SC = LSC
GO TO 2001
2000 CONTINUE
C

C *****
C * T E S T I I *
C *
C *****
C
C CONTAR EL NUMERO DE SEGMENTOS QUE SE ENCUENTRAN EN LOS 200. MS
C (220 MS PARA EL LADO T) DESDE EL INICIO (FINAL PARA EL LADO-T)
C
WD = 0.
WX = 0.
IBUMP = 0
IX = I + SGN
IF(.NOT.LADOT)THEN
DPOT = 200.
WDA = FLOAT(T(IORS(NC))-T(PTOF(IX)))
ELSE
DPOT = 220.
WDA = FLOAT(T(PTOI(IX))-T(IORS(NC)))
ENDIF
8 WD = FLOAT(T(PTOF(IX))-T(PTOI(IX))) + WD
WWDA = WD + WDA - WX
IF(((WD+WDA-WX)*TS).GE.DPOT)GO TO 9
IBUMP = IBUMP + 1
IF((IX.EQ.1).OR.(IX.EQ.NTSG))GO TO 9
IX = IX + SGN
IF(.NOT.LADOT)THEN
WX = FLOAT(T(PTOF(IX))-T(PTOI(IX+1))) + WX
ELSE
WX = FLOAT(T(PTOF(IX-1))-T(PTOI(IX))) + WX

```

```

        ENDIF
        GO TO 9
    9  CONTINUE
C  IMPRIMIR S/N?
    IF (KC.EQ.1) THEN
        WRITE(IWR1,1238) IX,WWDA,IBUMP
1238  FORMAT(/1X,' IX = ',I2,' WWDA = ',F10.5,' IBUMP = ',I2)
    ELSE
        ENDIF
    IF (IBUMP.NE.1) GO TO 11
C
C  INDICE DEL SEGMENTO
C
    IM = IX
    IF (IM.NE.(I+SGN)) GO TO 10
    GO TO 7
C
C  ANCHO DEL SEGMENTO 'I' (POSIBLE ONDA 'P' O 'T')
C
10  WSI = FLOAT(T(PTOF(I))-T(PTOI(I)))*TS
C
    IF (WSI.GT.RMAX) GO TO 11
    GO TO 12
C
C  ANCHO DEL PRESENTE QRS
C
11  WQRS = FLOAT(T(TQRS(NC))-T(IQRS(NC)))*TS
C  IMPRIMIR S/N?
    IF (KC.EQ.1) THEN
        WRITE(IWR1,1239)WQRS
1239  FORMAT(/1X,' WQRS = ',F10.5)
    ELSE
        ENDIF
C
C  VERIFICAR SI EL ANCHO DEL PRESENTE QRS ES MENOR QUE EL PROMEDIO
C
    IF (WQRS.GE.AVGQRS) GO TO 13
12  SC = 0.8
C  IMPRIMIR S/N?
    IF (KC.EQ.1) THEN
        WRITE(IWR1,2244)WDA,SC
2244  FORMAT(/1X,' WDA = ',F10.5,' SC = ',F10.5)
    ELSE
        ENDIF
    GO TO 2001
13  X1 = X(T(PTOI(IM))+1) - X(T(PTOF(IM))+1)
    IF (ABS(X1).LT.15.) GO TO 12
    SC = .5
2001  IF (DTEST3) GO TO 3010
C
2010  PTE = ISLOP(I)
    IF (LADOT) PTE = TSLOP(I)
C  IMPRIMIR S/N?
    IF (KC.EQ.1) THEN
        WRITE(IWR1,2255)PTE

```




```

2255 FORMAT(/1X, ' PTE = ', F10.5)
      ELSE
      ENDIF
      IF (ABS(PTE).GT.SC) GO TO 4000
      CONTINUE

```

C
C
C
C
C
C
C

```

*****
*                               *
*   T E S T   I   I   I   *
*                               *
*****

```

```

      IM = I + SGN
14  IF (LADOT) GO TO 15
      IF ((FLOAT(T(IQRS(NC)) - T(PTOI(IM))) * TS).GT.45.) GO TO 24
      IF (ABS(ISLOP(IM)).GT.SC) GO TO 17
      GO TO 16
15  IF ((FLOAT(T(PTOF(IM)) - T(TQRS(NC))) * TS).GT.45.) GO TO 24
      IF (ABS(TSLOP(IM)).GT.SC) GO TO 17
16  IM = IM + SGN
      IF ((IM.LT.1).OR.(IM.GT.NTSG)) GO TO 24
      GO TO 14

```

C

```

17  I = IM
      DTEST3 = .TRUE.
      GO TO 1000
3010 DTEST3 = .FALSE.
      PTE = ISLOP(I)
      IF (LADOT) PTE = TSLOP(I)
      IF (ABS(PTE).LE.SC) GO TO 24
4000 CONTINUE

```

C
C
C
C
C
C
C

```

*****
*                               *
*   T E S T   I   V   *
*                               *
*****

```

```

      IF (ABS(PTE).LE.2.) GO TO 19
18  SADDDED = .TRUE.
      IF (.NOT.LADOT) THEN
      SGLP(NC) = I
      IQRS(NC) = PTOI(I)
      ELSE
      SGLT(NC) = I
      TQRS(NC) = PTOF(I)
      ENDIF
      GO TO 4000
19  KX = PTOI(I)
C  IMPRIMIR S/N?
      IF (KC.EQ.1) THEN
      WRITE(IWR1,2212) I, NSG(I), I, PTOI(I), KX
2212 FORMAT(/1X, ' NSG(', I2, ') = ', I2, ' PTOI(', I2, ') = ', I2, ' KX = ', I2)
      ELSE
      ENDIF

```

```

DO 20 K=1,NSG(I)
  KX = KX + K
C IMPRIMIR S/N?
  IF(KC.EQ.1)THEN
    WRITE(IWR1,2266)KX, SLOPE(KX)
2266 FORMAT(/1X,' SLOPE(',I2,') = ',F10.5)
  ELSE
    ENDIF
  IF(ABS(SLOPE(KX)).LT.0.6)GO TO 21
  IF((SLOPE(KX)*ISLOP(I)).LT.0.)GO TO 21
20 CONTINUE
  GO TO 18
21 K1 = KX
  KX = PTOF(I)
C IMPRIMIR S/N?
  IF(KC.EQ.1)THEN
    WRITE(IWR1,1423)KX
1423 FORMAT(/1X,' KX = ',I2)
  ELSE
    ENDIF
C
DO 22 K=1,NSG(I)
  KX = KX - K - 1
C IMPRIMIR S/N?
  IF(KC.EQ.1)THEN
    WRITE(IWR1,2266)KX, SLOPE(KX)
  ELSE
    ENDIF
  IF(ABS(SLOPE(KX)).LT.0.6)GO TO 23
  IF((SLOPE(KX)*TSLOP(I)).LT.0.)GO TO 23
22 CONTINUE
23 K2 = KX + 1
  TK2 = FLOAT(T(K2))
  TK1 = FLOAT(T(K1))
  TK = TK2 - TK1
C IMPRIMIR S/N?
  IF(KC.EQ.1)THEN
    WRITE(IWR1,2277)TK2,TK1,TK
2277 FORMAT(/1X,' TK2 = ',F10.5,' TK1 = ',F10.5,' TK2-TK1 = ',F10.5)
  ELSE
    ENDIF
  IF(ABS((TK2-TK1)*TS).LT.T2MT1)GO TO 18
C
24 SADDDED = .FALSE.
C IMPRIMIR S/N?
  IF(KC.EQ.1)THEN
    WRITE(IWR1,2288)I
2288 FORMAT(/1X,' SEGMENTO ',I3,' NO AGREGADO COMPLEJO ORS')
  ELSE
    ENDIF
4020 IF(LADOT)GO TO 26
  IF(.NOT.SADDDED)GO TO 25
  I = I - 1
C IMPRIMIR S/N?
  IF(KC.EQ.1)THEN

```

```

WRITE(IWR1,2299) I
2299 FORMAT(1X,'NUEVA I = ',I2)
ELSE
ENDIF
GO TO 1000
C
25 DMIN = 60.
T2MT1 = 40.
SGN = 1
RMAX = 150.
LADOT = .TRUE.
GO TO 1001
26 IF(.NOT.SADDED)GO TO 5000
I = I + 1
C IMPRIMIR S/N?
IF(KC.EQ.1)THEN
WRITE(IWR1,2299) I
ELSE
ENDIF
GO TO 1000
5000 CONTINUE
C
C EXTENDER LOS EXTREMOS DEL PRESENTE COMPLEJO QRS
C
CALL EXTRM(IQRS(NC), TQRS(NC), LS2)
C
RETURN
END
C
C-----
C SUB-RUTINA:RFA
C REODENAMIENTO EN FORMA ASCENDENTE
C-----
C
SUBROUTINE RFA(IQRS,NTC)
INTEGER IQRS(1)
C
C
DO 10 J=1,NTC-1
DO 10 I=J+1,NTC
IF(IQRS(I).LT.IQRS(J))THEN
TEMP=IQRS(J)
IQRS(J)=IQRS(I)
IQRS(I)=TEMP
ELSE
ENDIF
10 CONTINUE
RETURN
END
C
C-----
C SUB-RUTINA:DWPT
C ESTA SUBROUTINA DELIMITA NTC ONDAS 'P' Y 'T'
C DE UN REGISTRO DE LA DERIVACION-II.
C-----

```

```

C
SUBROUTINE DWFT
REAL SL(500),IS(100),TS(100)
INTEGER IQRS(10),TQRS(10),T(4096),PTOI(300),PTOF(300),SPRT
INTEGER IP(10),IT(10)
INTEGER IZP(10),IDP(10),IZT(10),IDT(10),SGN
INTEGER NSG(60)
LOGICAL ONDT
COMMON /CONPB/T
COMMON /CONPC/IQRS, TQRS
COMMON /CONPD/IZP, IDP, IZT, IDT, TM, NTC, PC, K, REF, DP, ERR, SC, LSC
COMMON /CONSA/SL
COMMON /CONSC/IS, TS, NSG, PTOI, PTOF, NTSG, NT
COMMON /CONSF/IP, IT
COMMON /CONP/IW, KC

C
C DESCRIPCION DE LOS ARGUMENTOS:
C
C      NTC = NUMERO TOTAL DE ONDAS 'P' Y 'T' A DELIMITARSE
C ARREGLOS:
C      SL = CONTIENE LAS PENDIENTES DE PUNTO A PUNTO
C      IS(I) = CONTIENE LA PENDIENTE INICIAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C      TS(I) = CONTIENE LA PENDIENTE TERMINAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C      IP(I) = CONTIENE EL INDICE DEL SEGMENTO DE CADA COMPLEJO QRS 'I'
C              DEL LADO-P
C      IT(I) = CONTIENE EL INDICE DEL SEGMENTO DE CADA COMPLEJO QRS 'I'
C              DEL LADO-T
C      IQRS(I) = CONTIENE EL PUNTO INICIAL DE CADA COMPLEJO QRS 'I'
C      TQRS(I) = CONTIENE EL PUNTO FINAL DE CADA COMPLEJO QRS 'I'
C      T(I) = TIEMPO DE CADA PUNTO 'I'
C      TM = INTERVALO DE MUESTREO
C      PTOI(I) = CONTIENE EL PUNTO INICIAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C      PTOF(I) = CONTIENE EL PUNTO FINAL DE CADA SEGMENTO 'I'
C      IZP(I) = CONTIENE EL PUNTO INICIAL CADA ONDA-P 'I'
C      IDP(I) = CONTIENE EL PUNTO TERMINAL CADA ONDA-P 'I'
C      IZT(I) = CONTIENE EL PUNTO INICIAL CADA ONDA-T 'I'
C      IDT(I) = CONTIENE EL PUNTO TERMINAL CADA ONDA-T 'I'
C
C      SGN = (-1), CUANDO SE DELIMITA LA ONDA-P; = (+1) PARA LA ONDA-T
C
C NOTA:PC, K, REF, DP, ERR, LSC NO SON UTILIZADAS EN ESTA SUBROUTINA.
C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
C      IWR1 = IW
C
C COMENZAR LA DELIMITACION DE LAS ONDAS 'P' Y 'T' INICIANDO
C SIEMPRE CON EL SEGUNDO CICLO
C
      IF(NTC.LE.1) NTC = 2
      DO 100 I=2,NTC
      ONDT = .FALSE.
      DMIN = 50.
      RMAX = 220.
      SGN = -1

```

```

      IM = IP(I) - 2
10  IF( (IS(IM)*TS(IM)).LT.0.0)GO TO 30
20  IM = IM + SGN
    GO TO 10
30  IF(.NOT.ONDT)THEN
      TX = FLOAT(T(IORS(I)) - T(PTOI(IM)))*TM
    ELSE
      TX = FLOAT(T(PTOF(IM)) - T(TORS(I)))*TM
    ENDIF
C  IMPRIMIR S/N?
      IF(KC.EQ.1)THEN
        WRITE(IWR1,31)TX
31  FORMAT(/1X,' TX = ',F10.5)
      ELSE
        ENDIF
      IF(TX.LT.DMIN)GO TO 20
      IF(TX.GT.RMAX)GO TO 200
C
C  INDICE DEL SEGMENTO DE PARTIDA
C
      SPRT = IM
      IF(.NOT.ONDT)THEN
        IZP(I) = PTOI(SPRT)
        IDP(I) = PTOF(SPRT)
C
C  AGREGAR SEGMENTOS AL SEGMENTO 'SPRT'
C
      CALL EXTRM(IZP(I), IDP(I), SC)
      ELSE
        IZT(I) = PTOI(SPRT)
        IDT(I) = PTOF(SPRT)
C
C  AGREGAR SEGMENTOS AL SEGMENTO 'SPRT'
C
      CALL EXTRM(IZT(I), IDT(I), SC)
      ENDIF
C
C  COMENZAR DELIMITACION DE ONDA 'T'
C
      IF(ONDT)GO TO 100
      DMIN = 60.
      RMAX = 440.
      SGN = 1
      ONDT = .TRUE.
      IM = IT(I) + 2
      GO TO 10
100 CONTINUE
C
C  AGREGAR SEGMENTOS AL SEGMENTO 'SPRT'
C
      RETURN
200 WRITE(IWR1,201)I
201 FORMAT(/1X,' CICLO ',I4,' NO COMPUTABLE , DELIMITACION DE ONDAS
      * I/O T FALLO')
      RETURN

```

END

C
C-----
C SUB-RUTINA:EXTRM
C ESTA SUBROUTINA EXTIENDE LOS EXTREMOS DE LAS ONDAS: P, QRS, T.

C-----
C
C SUBROUTINE EXTRM(INI, FIN, UMBRL)
C REAL SLOPE(500)
C INTEGER INI, FIN
C COMMON /CONSA/SLOPE

C
C DESCRIPCION DE LOS ARGUMENTOS
C NC = NUMERO DEL CICLO
C INI = PUNTO INICIAL DE LA ONDA (P, QRS O T)
C FIN = PUNTO FINAL DE LA ONDA (P, QRS O T)
C SLOPE = ARREGLO CON LAS PENDIENTES DE PUNTO A PUNTO
C UMBRL = NIVEL DE UMBRAL

C
C J = INI - 1
10 IF (ABS(SLOPE(J)).LT.UMBRL) GO TO 20
C J = J - 1
C GO TO 10
20 INI = J + 1

C
C J = FIN
30 IF (ABS(SLOPE(J)).LT.UMBRL) GO TO 40
C J = J + 1
C GO TO 30
40 FIN = J
C RETURN
C END

C
C-----
C SUB-RUTINA:CCARD
C CARGA UN CICLO COMPLETO DE P A P EN EL ARREGLO
C XC(N); N=1,2,.....,LD2

C-----
C
C SUBROUTINE CCARD(IZP, NC, XC, LD2)
C REAL X(4096)
C REAL*8 XC(1)
C INTEGER T(4096), IZP(1)
C COMMON /CONPA/X
C COMMON /CONPB/T

C
C LONGITUD DEL CICLO
C
C INIC = T(IZP(NC)) : 1
C IFIN = T(IZP(NC+1)) + 1
C LD2 = IFIN - INIC
C I = 1
C DO 10 J=INIC,IFIN
C XC(I) = DBLE(X(J))
10 I = I + 1
C RETURN
C END

```

C
C-----
C SUB-RUTINA: ONDA
C CARGA UNA SECUENCIA DE PUNTOS DESDE INIC HASTA IFIN
C DE X(N) EN EL ARREGLO AUX(I); I=1,2,.....,J
C-----
C

```

```

SUBROUTINE ONDA(I1, I2, J)
REAL X(4096)
REAL AUX(300)
INTEGER T(4096)
COMMON /CONPA/X
COMMON /CONPB/T
COMMON /CONPI/AUX
INIC = T(I1) + 1
IFIN = T(I2) + 1
J = 0
DO 10 I=INIC,IFIN
J = J + 1
AUX(J) = X(I)
10 CONTINUE
RETURN
END

```

```

C
C-----
C SUB-RUTINA: VALMAX
C ESCOJE EL VALOR MAXIMO ABSOLUTO DE UNA FUNCION F(I); I=1,.....,J.
C-----
C

```

```

SUBROUTINE VALMAX(J, VMAX)
REAL F(300)
COMMON/CONPI/F
VMAX = ABS(F(1))
DO 10 I=2,J
A = ABS(F(I))
IF(A.GT.VMAX)VMAX = A
10 CONTINUE
RETURN
END

```

```

C
C-----
C SUB-RUTINA: MODPZ
C MODELAMIENTO EN POLOS Y CEROS DE LA SENAL X(N); N=1,.....,K+1
C-----
C

```

```

SUBROUTINE MODPZ(X,K,ZR,ZI,PR,PI,P,MFACT)
IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
DIMENSION X(1),A(15),B(15),C(1100),C1(1100),AUX(15,15)
DIMENSION ZR(14),ZI(14),PR(14),PI(14),FHIJ(15,15),FHJ(15),P(1)
COMMON /CONPH/N,M,IR,EPS,CHEK,ITMAX
COMMON /CONSI/FHIJ, FHJ
COMMON /CONSJ/AUX
COMMON /CONSK/LIME, LSUP, INIC, IORDN, INDIC, INDICE
COMMON /CONP/IW,KC

```

```

C
C DESCRIPCION DE LOS ARGUMENTOS

```

```

C
C   X(N) = SECUENCIA DE ENTRADA (UN CICLO CARDIACO DE LA D-II)
C           N=1,2,.....,K+1
C           K = LONGITUD DE X(N)
C           N = NUMERO DE CEROS DE LA TRANSFORMADA-Z DE X(N)
C           M = NUMERO DE POLOS DE LA TRANSFORMADA-Z DE X(N)
C           ZR = PARTE REAL DE LOS CEROS DE LA TRANSFORMADA-Z DE X(N)
C           ZI = PARTE IMAGINARIA DE LOS CEROS DE LA TRANSFORMADA-Z DE X(N)
C           PR = PARTE REAL DE LOS POLOS DE LA TRANSFORMADA-Z DE X(N)
C           PI = PARTE IMAGINARIA DE LOS POLOS DE LA TRANSFORMADA-Z DE X(N)
C           IR = VARIABLE DE CONTROL UTILIZADA POR LA SUBROUTINA PROOT
C           EPS = VALOR MINIMO ABSOLUTO UTILIZADA POR LA FUNCION SIMUL
C
C DESCRIPCION DE LOS ARREGLOS Y VARIABLES INTERNAS:
C
C   A(I) = CONTIENE LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO DEL NUMERADOR DE
C           LA TRANSFORMADA-Z DE X(N); (PARA I=1,2,.....,N+1)
C   B(I) = CONTIENE LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO DEL DENOMINADOR DE
C           LA TRANSFORMADA-Z DE X(N); (PARA I=1,2,.....,M+1) Y B(1) =
C   C(N) = 1/B(I) PARA N=1,2,.....,K+1
C   C1 = ARREGLO AUXILIAR
C   AUX = ARREGLO AUXILIAR
C   FHIJ = MATRIZ (N+1 X N+1) O (M X M), M CUANDO SE CALCULA LOS
C           COEFICIENTES 'B', Y N PARA LOS COEFICIENTES 'A'.
C   FHJ = VECTOR COLUMNA(1 X N+1) O (1 X M), M CUANDO SE CALCULA
C           LOS COEFICIENTES 'B', Y N PARA LOS COEFICIENTES 'A'.
C   LIMF = LIMITE INFERIOR DEL SUMATORIO
C   LSUP = LIMITE SUPERIOR DEL SUMATORIO
C   INIC = INICIO DEL SUBINDICE I O J
C   IORDN = ORDEN DEL POLINOMIO A O B
C   INDIC = VARIABLE DE CONTROL UTILIZADA POR LA FUNCION SIMUL
C   INDICE = MENOR IGUAL A 1 (SE CALCULAN LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO
C           'B'). MAYOR QUE 1 (SE CALCULAN LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO
C           DE 'A').
C   P = ARREGLO PARA LA SUBROUTINA RAIZ20
C   MFACT = ORDEN DE P
C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
C       IWR1 = IW
C
C       MP1 = M + 1
C       NP1 = N + 1
C       KT = K
C       IF(KT.GT.1099)K = 1099
C       KP1 = K + 1
C
C EL OBJETIVO ES DISEÑAR LA FUNCION F(Z), LA CUAL
C SE APROXIME BASTANTE A X(Z), LA TRANSFORMADA-Z
C DE LA SECUENCIA DADA. ES:
C   F(Z) APROX = X(Z)
C DONDE:
C       INF

```



```

C      ---
C      X(Z) = > X(n)*Z**n
C      ---
C      n=-INF
C
C HACIENDO
C      A(Z)
C      F(Z) = ----- = F0 + F1*Z + F2*Z**2 + .....
C      B(Z)
C Y
C      A(Z) = a0 + a1*Z + a2*Z**2 + ..... aN*Z**N
C      B(Z) = 1 + b1*Z + b2*Z**2 + ..... bM*Z**M
C
C N Y M SON NUMEROS ARBITRARIOS Y FIJOS, LOS COEFICIENTES ai Y
C Bj, i=0,.....,N, j=1,.....,M. PARA LA RESPUESTA IMPULSO F(N)
C DE EL MODELO PARA APROXIMAR X(N) EN EL CRITERIO DE ERROR MI-
C NIMO CUADRADO PARA n>N, PUEDE DEMOSTRARSE QUE Bj SATISFACE
C LAS SIGUIENTES ECUACIONES SIMULTANEAS:
C      M
C      ---
C      > B(j)*PHI(i,j)=PHI(j),      j=1,.....,M
C      ---
C      i=1
C      k
C      ---
C      PHI(i,j) = > X(n-j)*X(n-i),      j=1,.....,M
C      ---      i=1,.....,M
C      n=N+1
C      k
C      ---
C      PHI(i) = > X(n)*X(n-i),      i=1,.....,M
C      ---
C      n=N+1
C
C k ES LA LONGITUD DE LA SENAL. DESPUES DE DETERMINAR Bj, USANDO
C EL CRITERIO DE ERROR MINIMO CUADRADO, SE PUEDE DEMOSTRAR
C QUE Ai SATISFACE EL SIGUIENTE CONJUNTO DE ECUACIONES:
C      N
C      ---
C      > A(i)*PHIJ(i,j) = PHI(j),      j=0,.....,N
C      ---
C      i=0
C      k
C      ---
C      FHI(i,j) = > C(n-i)C(n-j),      j=0,.....,N
C      ---      i=0,.....,N
C      n=0
C      k
C      ---
C      FHI(j) = - X(n)C(n-i),      j=0,.....,N
C      ---
C      n=0

```

```

C DONDE C(n), n=0,1,...,k SON OBTENIDOS DE 1/B(Z) POR
C DIVISION LARGA. ESTO ES:
C   1/B(Z) = c0 + c1*Z + ..... + ck*Z**k
C
C                               INICIAR MODELAMIENTO
C
C DEFINIR LOS LIMITES DE LOS SUMATORIOS Y VARIABLES DE CONTROL
C
C   LIMF = N + 1
C   LSUP = K
C   INIC = 1
C   IORDN = M
C   INDIC = 1
C   INDICE = 1
C
C CALCULAR LA MATRIZ PHI(i,j) Y EL VECTOR COLUMNA PHI(j)
C
C   CALL MATRZ(X, X)
C IMPRIMIR S/N?
C   IF(KC.EQ.1) THEN
C     WRITE(IWR1,9999)
C   9999 FORMAT('1',21X,'MODELAMIENTO EN POLOS Y CEROS (MODPZ)')
C
C ESCRIBIR LA MATRIZ PHI(i,j)
C
C   WRITE(IWR1,1)M,M,((I,J,FHIJ(I,J),J=1,M),I=1,M)
C   1 FORMAT(/1X,'MATRIZ PHI(1,1),.....,PHI('',I2,'','',I2,'') SON'/
C     *      1X,3(' PHI('',I2,'','',I2,'')='',E14.5))
C
C ESCRIBIR EL VECTOR COLUMNA PHI(M X 1)
C
C   WRITE(IWR1,2)M,(I,FHJ(I),I=1,M)
C   2 FORMAT(/1X,'ELEMENTOS DEL VECTOR PHI(1),.....,PHI('',I2,'')'/1X,
C     *      3(' PHI('',I2,'')='',E14.5))
C   ELSE
C     ENDIF
C
C FORMAR LA MATRIZ AUMENTADA AUX = FHIJ.FHJ, (M X MP1)
C
C   CALL AUMTDA(M)
C
C DETERMINAR LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO B(Z)
C
C   DETER = SIMUL(M, B, EPS, INDIC)
C   IF(DETER.EQ.0.0) THEN
C     WRITE(IWR1,4)
C   4 FORMAT(1X,'**** MATRIZ PHI(1,J) ES SINGULAR,SU DETERMINANTE ES L
C     *0'/1X,'**** NO SE PUEDE MODELAR LA SENAL X(N).****')
C
C DETENER EL PROCESO
C
C   STOP '**MATRIZ PHI(i,j) ES SINGULAR**'
C   ELSE
C
C REORDENAR EL POLINOMIO B(Z). DE TAL FORMA QUE B(1) = 1.0

```

```

C
C      CALL ORDB(M, B)
C      IF(KC.NE.1)GO TO 99
C
C      ESCRIBIR LOS (M+1) COEFICIENTES DEL POLINOMIO B(Z).
C
C      WRITE(IWR1,5)MP1,(I,B(I),I=1,MP1)
C      5 FORMAT(/1X,'LOS COEFICIENTES B(1).....B(',I2,') SON'/1X,
C      *      4(' B(',I2,')=',F10.5))
C      99 CONTINUE
C      ENDIF
C
C      CALCULAR LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO C(Z) = 1.0/B(Z).
C
C      CALL PINV(B, M, K, C)
C
C      MULTIPLICAR B(Z)*C(Z)=C1(Z)
C
C      CALL MULPOL(M,K,B,C,C1)
C      IMPRIMIR S/N?
C      IF(KC.EQ.1)THEN
C
C      ESCRIBIR LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO C(Z).
C
C      WRITE(IWR1,6)KP1,(I,C(I),I=1,KP1)
C      6 FORMAT(/1X,' LOS COEFICIENTES DE C(Z), C(1),.....,C(',I4,') SON'
C      *      //1X,4(' C(',I4,')=',F10.5))
C      WRITE(IWR1,7)KP1,(I,C1(I),I=1,KP1)
C      7 FORMAT(/1X,'MULTIPLICACION DE B(Z) * C(Z) = C1(1),...,C1(',I4,
C      *      ') SON'/1X,4(' C1(',I4,')=',F10.5))
C      ELSE
C      ENDIF
C
C      DEFINIR LOS LIMITES DEL SUMATORIO FHI
C
C      LIMF = (0) + 1
C      LSUP = (K) + 1
C      INIC = (0) + 1
C      IORDN = (N) + 1
C      INDICE = 2
C
C      CALCULAR MATRIZ FHI(N+1XN+1) Y EL VECTOR COLUMNA FHI(N+1X1).
C
C      CALL MATRZ(X, C)
C      IMPRIMIR S/N?
C      IF(KC.EQ.1)THEN
C
C      ESCRIBIR LA MATRIZ FHI(N+1XN+1).
C
C      WRITE(IWR1,8)NP1,NP1,((I,J,FHIJ(I,J),J=1,NP1),I=1,NP1)
C      8 FORMAT(/1X,'LOS ELEMENTOS DE LA MATRIZ.FHI(1,1),.....,FHI(',I2,
C      *      ',I2,') SON'/1X,3(' FHI(',I2,',',I2,')=',E14.5))
C
C      ESCRIBIR EL VECTOR COLUMNA FHI(N+1X1).
C

```

```

        WRITE(IWR1,9)NP1, (I,FHJ(I),I=1,NP1)
9  FORMAT(/1X,'LOS ELEMENTOS DEL VECTOR.FHI(1),...,FHI(',I2,') SON
*      1X,3(' FHI(',I2,')=' ,E14.5))
        ELSE
        ENDIF
C
C FORMAR LA MATRIZ AUMENTADA AUX = FHIJ.FHJ(N+1XN+2)
C
        CALL AUMTDA(NP1)
C
C DETERMINAR LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO A(Z).
C
        DETER = SIMUL(NP1, A, EPS, INDIC)
        IF(DETER.EQ.0.0)THEN
        WRITE(IWR1,10)
10  FORMAT(1X,'**** MATRIZ FHI(I,J) ES SINGULAR,SU DETERMINANTE ES C
*O'/1X,'**** NO SE PUEDE MODELAR LA SENAL X(N).****' )
C
C      DETENER EL PROCESO
C
        STOP '**MATRIZ FHI(i,j) ES SINGULAR**'
        ELSE
        IF(KC.NE.1)GOTO 98
C
C ESCRIBIR LOS (N+1) COEFICIENTES DEL POLINOMIO A(Z).
C
        WRITE(IWR1,11)NP1, (I,A(I),I=1,NP1)
11  FORMAT(/1X,'LOS COEFICIENTES A(1),.....,A(',I2,') SON'/1X,
*      4(2X,' A(',I2,')=' ,F12.5) )
98  CONTINUE
C CONTINUAR CON EL PROCESAMIENTO DE LA SENAL
        ENDIF
C
C CALCULAR LAS RAICES DEL POLINOMIO A(Z).
C
C REODENAR LOS SUBCRITOS DEL ARREGLO 'A' EN FORMA INVERSA.
C
        CALL ORDESC(A, N)
C IMPRIMIR S/N?
        IF(KC.EQ.1)THEN
C
C ESCRIBIR LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO A(Z) REORDENADOS
C
        WRITE(IWR1,11)NP1, (I,A(I),I=1,NP1)
        ELSE
        ENDIF
C
C CALCULAR LAS 'N' RAICES DEL POLINOMIO A(Z).
C
        CALL RAIZ20(A, N, ZR, ZI, IR, P, MFACT)
C
C REODENAR LOS SUBCRITOS DEL ARREGLO 'B' EN FORMA INVERSA.
C
        CALL ORDESC(B, M)
C
C CALCULAR LAS 'M' RAICES DEL POLINOMIO B(Z).

```

```

C
  CALL RAIZ20(B, M, PR, PI, IR, F, MFACT)
  K = KT
  RETURN
  END

C
-----
C SUB-RUTINA:MATRZ
C CALCULA LA MATRIZ FIJ(i,j) Y EL VECTOR COLUMNA FJ(j)
C A PARTIR DE LOS POLINOMIOS X i Y.
C
-----
C
  SUBROUTINE MATRZ(X, Y)
  IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
  DIMENSION X(1100), Y(1100), FIJ(15,15), FJ(15)
  COMMON /CONSI/FIJ, FJ
  COMMON /CONSK/LIMF, LSUP, INIC, IORDN, INDIC, INDICE

C DESCRIPCION DE LOS ARGUMENTOS
C
C   FIJ = MATRIZ (IORDN X IORDN)
C   FJ = VECTOR COLUMNA(1 X IORDN)
C   LOS COEFICIENTES 'B', Y N PARA LOS COEFICIENTES 'A'.
C   LIMF = LIMITE INFERIOR DEL SUMATORIO
C   LSUP = LIMITE SUPERIOR DEL SUMATORIO
C   INIC = INICIO DEL SUBINDICE I O J
C   IORDN = ORDEN DEL POLINOMIO A O B
C   INDIC = VARIABLE DE CONTROL UTILIZADA POR LA FUNCION SIMUL(NO
C           UTILIZADA AQUI)
C   INDICE = MENOR IGUAL A 1 (SE CALCULAN LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO
C           'B'). MAYOR QUE 1 (SE CALCULAN LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO
C           DE 'A').
C
  SIGN = -1.
  IZ = 1

C
C POLINOMIO 'A' O 'B'?
C
  IF(INDICE-1)15, 15, 12
12 SIGN = 1.
  IZ = 0

C
C CALCULAR LA MATRIZ FIJ(IORDN X IORDN)
C
15 DO 40 I=INIC,IORDN
  DO 40 J=I,IORDN
  FIJ(I,J) = 0.0
  DO 30 N=LIMF,LSUP
  IF(((N-I+1).LE.0.0).OR.((N-J+1).LE.0.0))GO TO 30
  FIJ(I,J) = FIJ(I,J) + Y(N-I+1)*Y(N-J+1)
  FIJ(J,I) = FIJ(I,J)
30 CONTINUE
40 CONTINUE

C
C CALCULAR EL VECTOR COLUMNA FJ(IORDN X 1)

```

```

C
DO 60 I=INIC,IORDN
FJ(I) = 0.0
DO 50 N=LIMF,LSUP
IF((N-I+1).LE.0.0)GO TO 50
FJ(I) = FJ(I) + X(N+IZ)*Y(N-I+1)
50 CONTINUE
60 FJ(I) = SIGN*FJ(I)
RETURN
END

C
C-----
C SUB-RUTINA:ORDESC
C INVIERTE EL ORDEN DE LOS SUBCRITOS DEL POLINOMIO DE ORDEN 'N'.
C-----
C
SUBROUTINE ORDESC(X, N)
IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
DIMENSION X(1)
NP1 = N + 1
MAX = NP1/2
DO 10 I=1,MAX
T = X(NP1-I+1)
X(NP1-I+1) = X(I)
10 X(I) = T
RETURN
END

C
C-----
C FUNCION:SIMUL
C DA LA SOLUCION DE UN SISTEMA DE ECUACIONES LINEALES
C-----
C
FUNCTION SIMUL(N, X, EPS, INDIC)
IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
DIMENSION IROW(50),JCOL(50),JORD(50),Y(50),A(15,15),X(1)
COMMON /CONSJ/A
COMMON /CONP/IW,NU

C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
IWR1 = IW

C
MAX=N
IF(INDIC.GE.0)MAX = N + 1

C
C
IF(N.LE.50)GO TO 5

C
C
WRITE(IWR1,200)
SIMUL=0.0
RETURN

C
C

```

```

5 DETER = 1.
  DO 10 K=1,N
    KM1=K-1
C
C
    PIVOT=0.0
    DO 11 I=1,N
      DO 11 J=1,N
C
        IF(K.EQ.1)GO TO 9
        DO 8 ISCAN=1,KM1
        DO 8 JSCAN=1,KM1
        IF(I.EQ.IROW(ISCAN)) GO TO 11
        IF(J.EQ.JCOL(JSCAN)) GO TO 11
      8 CONTINUE
    9 IF(DABS(A(I,J)).LE.DABS(PIVOT)) GO TO 11
      PIVOT=A(I,J)
      IROW(K)=I
      JCOL(K)=J
    11 CONTINUE
C
    IF(DABS(PIVOT).GT.EPS)GO TO 13
    SIMUL=0.0
    RETURN
C
C
    13 IROWK=IROW(K)
      JCOLK=JCOL(K)
      DETER=DETER*PIVOT
C
C
      DO 14 J=1,MAX
    14 A(IROWK,J)=A(IROWK,J)/PIVOT
C
C
      A(IROWK,JCOLK)=1./PIVOT
      DO 18 I=1,N
        AIJCK=A(I,JCOLK)
        IF(I.EQ.IROWK)GO TO 18
        A(I,JCOLK)=-AIJCK/PIVOT
      DO 17 J=1,MAX
    17 IF(J.NE.JCOLK) A(I,J)=A(I,J)-AIJCK*A(IROWK,J)
    18 CONTINUE
C
C
      DO 20 I=1,N
        IROWI=IROW(I)
        JCOLI=JCOL(I)
        JORD(IROWI)=JCOLI
    20 IF(INDIC.GE.0) X(JCOLI)=A(IROWI,MAX)
C
C
      INTCH=0
      NM1=N-1
      DO 22 I=1,NM1

```

```

      IP1=I+1
      DO 22 J=IP1,N
      IF(JORD(J).GE.JORD(I)) GO TO 22
      JTEMP=JORD(J)
      JORD(J)=JORD(I)
      JORD(I)=JTEMP
      INTCH=INTCH+1
22  CONTINUE
      IF(INTCH/2*2.NE.INTCH) DETER=-DETER
C
C
      IF(INDIC.LE.0) GO TO 26
      SIMUL=DETER
      RETURN
C
C
C
26  DO 28 J=1,N
      DO 27 I=1,N
      IROWI=IROW(I)
      JCOLI=JCOL(I)
27  Y(JCOLI)=A(IROWI,J)
      DO 28 I=1,N
28  A(I,J)=Y(I)
C
      DO 30 I=1,N
      DO 29 J=1,N
      IROWJ=IROW(J)
      JCOLJ=JCOL(J)
29  Y(IROWJ)=A(I,JCOLJ)
      DO 30 J=1,N
30  A(I,J)=Y(J)
C
C
      SIMUL=DETER
      RETURN
C
C
      END
C
C
C-----
C SUBROUTINE PROOT
C CALCULA LAS RAICES COMPLEJAS DE UN POLINOMIO
C POR EL METODO DE BAIRSTOW
C-----
C
      SUBROUTINE PROOT(A,N,U,V,IR)
      IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
      DIMENSION A(1),U(1),V(1),H(41),B(41),C(41)
      IREV=IR
      NC=N+1
      DO 1 I=1,NC
1   H(I)=A(I)
      P=0.
      Q=0.

```



```

R=0.
3  IF (H(1)) 4,2,4
2  NC=NC-1
   V(NC)=0.
   U(NC)=0.
   DO 1002 I=1,NC
1002 H(I)=H(I+1)
   GO TO 3
4  IF (NC-1) 50,100,5
5  IF (NC-2) 7,6,7
6  R=-H(1)/H(2)
   GO TO 50
7  IF (NC-3) 9,8,9
8  P=H(2)/H(3)
   Q=H(1)/H(3)
   GO TO 70
9  IF (ABS(H(NC-1)/H(NC))-ABS(H(2)/H(1))) 10,19,19
10  IREV=-IREV
   M=NC/2
   DO 11 I=1,M
   NL=NC+1-I
   F=H(NL)
   H(NL)=H(I)
11  H(I)=F
   IF (Q) 13,12,13
12  P=0.
   GO TO 15
13  P=P/Q
   Q=1./Q
15  IF (R) 16,19,16
16  R=1./R
19  E=1.E-6
   B(NC)=H(NC)
   C(NC)=H(NC)
   B(NC+1)=0.
   C(NC+1)=0.
   NP=NC-1
20  DO 49 J=1,200
   DO 21 I1=1,NP
   I=NC-I1
   B(I)=H(I)+R*B(I+1)
21  C(I)=B(I)+R*C(I+1)
   IF (ABS(B(1)/H(1))-E) 50,50,24
24  IF (C(2)) 23,22,23
22  R=R+1
   GO TO 30
23  R=R-B(1)/C(2)
30  DO 37 I1=1,NP
   I=NC-I1
   B(I)=H(I)-P*B(I+1)-Q*B(I+2)
37  C(I)=B(I)-P*C(I+1)-Q*C(I+2)
   IF (H(2)) 32,31,32
31  IF (ABS(B(2)/H(1))-E) 33,33,34
32  IF (ABS(B(2)/H(2))-E) 33,33,34
33  IF (ABS(B(1)/H(1))-E) 70,70,34
34  CBAR=C(2)-B(2)

```

```

      D=C(3)**2-CBAR*C(4)
      IF(D)36,35,36
35    P=P-2
      Q=Q*(Q+1.)
      GO TO 49
36    P=P+(B(2)*C(3)-C(4))/D
      Q=Q+(-B(2)*CBAR+B(1)*C(3))/D
49    CONTINUE
      E=E*10
      GO TO 20
50    NC=NC-1
      V(NC)=0.
      IF(IREV) 51,52,52
51    U(NC)=1./R
      GO TO 53
52    U(NC)=R
53    DO 54 I=1,NC
54    H(I)=B(I+1)
      GO TO 4
70    NC=NC-2
      IF(IREV) 71,72,72
71    QP=1./Q
      PP=P/(Q*2.)
      GO TO 73
72    QP=Q
      PP=P/2.
73    F=PP**2-QP
      IF(F) 74,75,75
74    U(NC+1)=-PP
      U(NC)=-PP
      V(NC+1)=SQRT(-F)
      V(NC)=-V(NC+1)
      GO TO 76
75    IF(PP) 81,80,81
80    U(NC+1)=-SQRT(F)
      GO TO 82
81    U(NC+1)=- (PP/ABS(PP)) * (ABS(PP)+SQRT(F))
82    CONTINUE
      V(NC+1)=0.
      U(NC)=QP/U(NC+1)
      V(NC)=0.
76    DO 77 I=1,NC
77    H(I)=B(I+2)
      GO TO 4
100   RETURN
      END

```

```

C
C-----
C SUB-RUTINA PINV
C CALCULA EL POINOMIO  $C(n)=1/B(i)$  PARA  $(n=1,2,\dots,k+1 ; i=1,2,\dots,M$ 
C-----
C

```

```

SUBROUTINE PINV(B, M, K, C)
  IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
  DIMENSION B(1), C(1), BAUX(1600)
  COMMON /CONP/IW,NU

```

```

C
C DISPOSITIVO DE SALIDA
C
C      IWR1 = IW
C
C      EPS = 1.0E 20
C
C B(1) MENOR IGUAL A EPS?
C
C      IF (DABS(B(1)).LE.EPS) THEN
C          WRITE(IWR1,9999)B(1)
9999  FORMAT(1X,'**** EL TERMINO B(1) ES MUY PEQUEÑO = ',F10.5,' ****')
C
C DETENER LA DIVISION.
C
C      STOP '**DIVISION FOR CERO**'
C
C CONTINUAR CON LA DIVISION.
C
C      ELSE
C          MP1 = M + 1
C          KP1 = K + 1
C          KPM = KP1 + MP1
C          DO 1 I=1,KPM
1      BAUX(I) = 0.0
C          BAUX(1) = 1.0
C          ENDIF
C          DO 3 I=1,KP1
C          T = BAUX(I)/B(1)
C          C(I) = T
C          DO 2 J=1,MP1
2      BAUX(J+I-1) = BAUX(J+I-1) - T*B(J)
3      CONTINUE
C          RETURN
C          END
C
C-----
C SUB-RUTINA AUMTDA
C FORMA LA MATRIZ AUMENTADA AUX = A.C  (M X M+1).
C-----
C
C      SUBROUTINE AUMTDA(M)
C          IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
C          DIMENSION A(15,15), C(15), AUX(15,15)
C          COMMON /CONSI/A, C
C          COMMON /CONSJ/AUX
C
C ARREGLOS:
C      A = MATRIZ (MXM)
C      C = VECTOR COLUMNA
C VARIABLES
C      M = NUMEROS DE FILAS Y COLUMNAS DE A
C
C      DO 20 I=1,M
C          DO 10 J=1,M
10     AUX(I,J) = A(I

```

```

                ,J)
20 AUX(1,M+1) = C(1)
   RETURN
   END

```

```

C
C-----
C SUB-RUTINA ORDB
C ESTA SUB-RUTINA DESPLAZA LOS ELEMENTOS DEL ARREGLO B
C DE TAL FORMA QUE B(1) = 1. -ELEMENTO NORMALIZADO-
C-----
C

```

```

   SUBROUTINE ORDB(M, B)
   IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
   DIMENSION B(15)
   MP1 = M + 1
   DO 10 I=1,M
10  B(MP1-I+1) = B(MP1-I)
   B(1) = 1.D0
   RETURN
   END

```

```

C
C-----
C SUB-RUTINA:MULPOL
C MULTIPLICA 2 POLINOMIOS A*B=C
C-----
C

```

```

   SUBROUTINE MULPOL(N,M,A,B,C)
   IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
   DIMENSION A(1), B(1), C(1)

```

```

C
C DESCRIPCION DE LOS ARREGLOS:
C   A = POLINOMIO   DE ORDEN N
C   B = POLINOMIO   DE ORDEN M
C   C = POLINOMIO   RESULTANTE DE A*B
C

```

```

   IF(N.GE.M) GO TO 64
   CALL PMUL(M,N,B,A,C)
   RETURN
64 CALL PMUL(N,M,A,B,C)
   RETURN
   END

```

```

C
C-----
C SUB-RUTINA PMUL
C-----
C

```

```

   SUBROUTINE PMUL(N,M,A,B,C)
   IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
   DIMENSION A(1), B(1), C(1)
   INIC=1
   NMP1=N+M+1
   DO 111 K=1,NMP1
   I=K
   IF(K.GT.N+1)THEN

```

```

      INIC=INIC+1
      I=N+1
      ENDIF
      IFIN=M+1
      IF(I.LE.M+1) IFIN=I
      C(K)=0.0
      DO 111 J=INIC,IFIN
111  C(K)=C(K)+A(K-J+1)*B(J)
      RETURN
      END

```

```

C
C-----
C FACTORIZACION IETRATIVA DE POLINOMIOS
C-----
C

```

```

      SUBROUTINE FACT(N, M, A, B, P)
      IMPLICIT REAL*8(A-H, O-Z)
      DIMENSION A(1), B(1), C(21), P(1), X(15,15), CX(21)
      COMMON /CONPH/NN,MM,IR,EPS,CHEK,ITMAX
      COMMON /CONSJ/X
      COMMON /CONP/IW,NU

```

```

C
C      IWR1=IW

```

```

C
C      NP1 = N + 1
      MP1=M+1
      DO 2 I=2,NP1
2   A(I)=A(I)/A(1)
      A(1)=1.
      B(1)=1.
      C(1)=-1.
      P(1)=1.
      WRITE(IWR1,200) N,M,ITMAX,CHEK,EPS,NP1,(A(I),I=1,NP1)
      WRITE(IWR1,201) MP1,(P(I),I=1,MP1)

```

```

C
C      IF(M.GT.0 .AND. M.LT.N) GO TO 4
      WRITE(IWR1,202)
      STOP '**DATO (M) ES ERRONEO**'

```

```

C
C      4 DO 19 ITER=1,ITMAX

```

```

C
C      SUM=0.0
      K=1
      DO 11 I=2,NP1
      B(I)=A(I)
      IF(K.LT.MP1) K=K+1
      DO 7 J=2,K
      IMJ=I-J
7   B(I)=B(I)-P(J)*B(IMJ+1)
      IF(I.GT.NP1-M) SUM=SUM+DABS(B(I))

```

```

      C(I)=-B(I)
      DO 11 J=2,K
      IMJ=I-J
11    C(I)=C(I)-P(J)*C(IMJ+1)
C
C
      IF(SUM.GT.CHEK) GO TO 13
      WRITE(IWR1,203) ITER,MP1,(P(I),I=1,MP1)
      WRITE(IWR1,204) NP1,(B(I),I=1,NP1)
      NMM=N-M
      CALL MULPOL(M,NMM,P,B,CX)
      WRITE(IWR1,1111)(CX(I),I=1,N+1)
1111  FORMAT(/(1X,5F10.3))
      GO TO 7777
C
C
13    DO 17 I=1,M
      DO 16 J=1,M
      NMJI=N-M-J+I
      X(I,J)=0.0
16    IF(NMJI.GE.0) X(I,J)=C(NMJI+1)
      NMI1=N-M+I+1
17    X(I,NP1)=- (2.0*B(NMI1)+C(NMI1))
C
C
      DETER = SIMUL(M,P,EPS,1)
      DO 18 I=1,M
      MP1MI=MP1-I
18    P(MP1MI+1)=P(MP1MI)
19    P(1)=1.
C
C
      STOP '***NO CONVERJE***'
7777  CONTINUE
      RETURN
C
C
200   FORMAT(1X,'N          =',I8/1X,'M          =',I8/1X,'ITMAX    =',I8/
1      /1X,'CHEK          =',F14.5/1X,'EPS          =',E14.1/1X,'A(1)...
2      I2,')//1X,(1X,5F15.6))
201   FORMAT(1X,'P(1)...P(',I2,')//1X,(1X,5F15.6))
202   FORMAT(1X,'DATOS ERRONEOS')
203   FORMAT(1X,'CRITERIO DE CONVERGENCIA'/1X,'ITER          =',I8/
3      1X,'P(1)...P(',I2,')//1X,(1X,5F15.6))
204   FORMAT(1X,'B(1)...B(',I2,')//1X,(1X,5F15.6))
      END
C
C-----
C SUB-RUTINA:RAIZ20
C CALCULA LAS RAICES DE UN POLINOMIO DE HASTA ORDEN 14
C-----
C
      SUBROUTINE RAIZ20(F,N,ZR,Z1,IR,PT,M)
      IMPLICIT REAL*8(A-H,O-Z)
      DIMENSION F(1),ZR(1),Z1(1)
      DIMENSION U(8),V(8),A(21),B(21),PT(1),P(9)

```

```

C   F = ARREGLO CON LOS COEFICIENTES DE UN POLINOMIO DE ORDEN 'N'
C   N = ORDEN DE LA FUNCION 'F'
C   ZR = ARREGLO CON LA PARTE REAL DE LAS 'N' RAICES DEL POLINOMIO 'F'
C   ZI = ARREGLO CON LA PARTE IMAGINARIAS DE LAS 'N' RAICES DEL
C       POLINOMIO 'F'
C   U = ARREGLO AUXILIAR(PARTE REAL DE LAS 'NTEMP',RAICES)
C   V = ARREGLO AUXILIAR(PARTE RIMAGINARIA DE LAS 'NTEMP',RAICES)
C NTEMP= ORDEN (TEMPORAL) DEL POLINOMIO A
C   A = ARREGLO AUXILIAR,CON LOS COEFICIENTES DEL POLINOMIO
C       (F AL INICIO) DE ORDEN 'NTEMP'
C   B = ARREGLO CON EL RESIDUO DE ORDEN 'NTEMP-M'
C   PT = ARREGLO TEMPORAL (POLINOMIO DE ORDEN M)DE INICIO PARA
C       FACTORIZAR EL POLINOMIO 'A'
C   P = ARREGLO (FACTOR DEL POLINOMIO A DE ORDEN 'M')
C   M = ORDEN DEL FACTOR P
C
C       NTEMP = N
C       IF(NTEMP.GT.20)STOP '**ORDEN DEL POLINOMIO MAYOR QUE 20**'
C
C ORDEN DEL POLINOMIO P
C
C       MP1 = M+1
C       NP1 = N+1
C       MT = M+1
C       INIC = 1
C       DO 20 I=1,NP1
C       20 A(I) = F(I)
C
C FACTORIZAR EL POLINOMIO A EN 2 FACTORES EL UNO DE ORDEN 'M'
C Y EL OTRO DE NTEMP-M
C
C       IF(NTEMP.LE.8)GOTO 80
C       75 NFIN = INIC+M-1
C       DO 25 I=1,MP1
C       25 P(I) = PT(I)
C       CALL FACT(NTEMP,M,A,B,P)
C
C CALCULAR LAS 'M' RAICES DEL POLINOMIO P
C
C       CALL PROOT(P,M,U,V,IR)
C       J=0
C       DO 40 L=INIC,NFIN
C       J=J+1
C       ZR(L)=U(J)
C       ZI(L)=V(J)
C 40 CONTINUE
C       INIC = MT
C       NTEMP = NTEMP-M
C       MT=MT+M
C       DO 50 I=1,NTEMP+1
C 50 A(I)=B(I)
C       IF(NTEMP.GT.M)GOTO 75
C 80 CALL PROOT(A,NTEMP,U,V,IR)
C       NFIN=INIC+NTEMP-1
C       J=0

```

```
DO 60 L=INIC,NFIN
J=J+1
ZR(L)=U(J)
ZI(L)=V(J)
60 CONTINUE
RETURN
END
```


BIBLIOGRAFIA

1. Willis I. Tompkins y John G. Webster, Design of microcomputer-based medical instrumentation (Eng. Cliffs: Prentice-Hall, 1981)
2. Mervin J. Goldman, Principios de electrocardiografía clínica (1979)
3. Ivaturi S.N. Murthy, Mandayam R. Rangaraj, Student member, IEEE, K. Jayaram and A.K. Goyal, "Homomorphic analysis and modeling of ECG Signals", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-26 (June, 1979), pp. 330-344
4. S.M. Bozic, Digital and Kolman Filtering (First published; London : Edward Arnold, 1979), pp. 71-73.
5. A.V. Oppenheim, G. E. Kopec y J.M. Tribolet, "Signal analysis by homomorphic prediction", IEEE Trans. Acoust., Speech, and Signal Processing, Vol. ASSP-24 (Aug., 1976), pp. 327-332.
6. Radio Shack TRS-80, Color computer technical reference manual (1982), pp. 35-39.
7. National Semiconductor, Linear data book (1980), pp. 5-21, 5-44.
8. Motorola, Family 6800 (1980).
9. J. L. Shanks, "Recursion filters for digital processing", Geophysics, Vol. 32 (Feb., 1967), pp. 33-51.
10. Brice Carnahan, H.A. Luther, James O. Wilkes, Applied numerical methods (1969), pp. 282-295.
11. R. E. Bonner y H. D. Schwetman, Computer diagnosis of electrocardiograms (September, 1967).
12. Leo Schamroth, Introducción a la electrocardiografía (1979).
13. J. R. Cox, F. M. Nolle, y R. M. Arthur, "Digital analysis of electroencephalogram, the blood pressure wave and the electrocardiogram", Proc. IEEE, Vol. 60 (October, 1972), pp. 1137-1164.

14. M. R. Rangaraj, K. J. Volupa, I.S.N. Murthy, A.K. Goyal, and K.S. Prabhu, "Signal processing techniques applied to ECG analysis", Biomed. Lab., Dept. Elec. Eng., Indian Inst. Sci., Bangalore, India, Tech. Rep. TR-77, (Jan., 1977).
15. H. V. Pipberger, "Computer analysis of electrocardiogram", Computers in Biomedical Research, vol. 1, R. W. Stacy and B. D. Waxman, Eds. (New York : Academic, 1965), pp. 377-407.
16. J. M. Tribolet y T.F. Quatieri, "Computation of the complex cepstrum", Programs for digital signal processing, edited by the Digital Signal Processing Committee, IEEE Acoustic, Speech, and Signal Processing Society (1979)
17. IBM Personal Computer, Personal Series, Asynchronous Communications Support (First edition : December 1981), pp. 3-23, 3-25.
18. Radio Shack TRS80, Color computer editor Assembler with ZBUG, EDTASM+, Cat. #26-3250 (Tandy Corporation, 1982).

