

18
zej



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

RED DE MONITOREO COMPUTARIZADO A PACIENTES CON CARDIOPATIAS EN UNA UNIDAD DE CUIDADOS INTENSIVOS.

T E S I S

Que para obtener el Título de:

INGENIERO EN COMPUTACION

Presentan:

**LUCIA PATRICIA CARRILLO VELAZQUEZ
MARIA GUADALUPE MONTIEL ALBORNOZ**

Director de Tesis:
ING. CRISTOBAL PEÑA OLIVO



MEXICO, D. F.

1993.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

TEMARIO

INTRODUCCION.....	1
I. ANTECEDENTES	
I.1 Electrocardiograma.....	3
I.2 Monitoreo.....	7
A) Importancia del monitoreo continuo a pacientes coronarios.....	8
B) Requerimientos de un sistema de monitoreo.....	8
C) Componentes.....	9
II. SITUACION ACTUAL	
II.1 Descripción de la terminal electrocardiográfica..	10
A) Circuitos.....	11
A.1) Interfase al paciente.....	11
A.2) Sistema de amplificadores.....	13
A.3) Detector de QRS.....	13
A.4) Convertidor analógico-digital.....	14
A.5) Teclado específico.....	14
B) Programas.....	15
B.1) Carga inicial.....	15
B.2) Monitor.....	17
B.3) Reporte a papel.....	17
B.4) Almacenamiento en disco.....	18
B.5) Frecuencia Cardiaca.....	19
B.6) Alarmas para frecuencia cardiaca.....	19
II.2 Necesidades.....	20
III. ANALISIS DE ALTERNATIVAS	
III.1 Circuitos.....	24
III.2 Programas.....	24

IV. DISEÑO DEL SISTEMA DE RED

IV.1 Desarrollo de la red de monitoreo.....	29
A) Concepto Físico.....	30
A.1) Para la señal de ECG.....	31
A.2) Datos del paciente.....	33
B) Concepto Lógico.....	35
B.1) Para las comunicaciones de datos.....	36
IV.2 Descripción de:	
A) Detector de Temperatura.....	40
B) Monitor de ECC.....	40
B.1) Inicialización de variables.....	46
B.2) Atención a usuarios para iniciar monitorización.....	48
a) Monitoreo.....	51
a.1) Captura y graficación de la señal.....	51
a.2) Atención a solicitudes del usuario.....	54
a.3) Comunicación entre computadoras.....	61
b) Calibración.....	94

V. INTEGRACION Y PRUEBAS

V.1 Monitoreo ECG a un paciente.....	100
V.2 Detector de Temperatura.....	101
A) Conexión.....	101
B) Ajuste.....	101
V.3 Comunicación entre terminales de ECG.....	103
V.4 Integración del Sistema.....	104

CONCLUSIONES.....	105
-------------------	-----

APENDICE.....	107
---------------	-----

REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFIA.....	139
---------------------------------	-----

INTRODUCCION

Una de las áreas de la instrumentación biomédica que es más familiar para el público en general es la monitorización de pacientes. En cuidados coronarios y otras Unidades de Cuidados Intensivos (UCI's) en hospitales, miles de vidas han sido salvadas gracias a la exactitud y cuidados que se proporcionan a través de esta monitorización. El equipo electrónico utilizado para la monitorización provee una visión continua sobre las características vitales y parámetros que pueden ser críticos para la salud del paciente.

El Instituto Nacional de Cardiología "Dr. Ignacio Chávez" (INC), caracterizado por un programa permanente de investigación multidisciplinaria, a través de su departamento de Instrumentación desarrolló un sistema de cardiografía que basado en una computadora personal (PC) pudiera funcionar como un electrocardiógrafo computarizado con monitor; éste queda denominado (TECG). Bajo estos precedentes y con la tendencia actual hacia la extensión en el uso de las redes para computadoras personales, dado que el monitoreo centralizado de pacientes en estado delicado ha probado ampliamente su utilidad, pero que el costo de los equipos que se utilizan para ello ha restringido su expansión en los centros de salud de nuestro país, es que presentamos ahora el desarrollo de una red para el monitoreo de pacientes en una unidad de cuidados intensivos, utilizando elementos de la TECG mencionada anteriormente.

A fin de facilitar el desarrollo, la filosofía general del sistema se basará en el diseño modular, tanto en lo que está considerado actualmente como en lo que pudiera incorporarse en el futuro. Por lo anterior, se tendrá cuidado entonces con la compatibilidad de este sistema con otros similares construidos dentro del departamento de instrumentación del INC.

El presente trabajo consta de cinco capítulos: Antecedentes, Situación Actual, Análisis de Alternativas, Diseño del Sistema de Red e Integración y Pruebas.

En los Antecedentes damos a conocer el concepto de monitoreo y su importancia para el control de pacientes con cardiopatías, así como los componentes y los requerimientos que este equipo debe cubrir para ser funcional.

En el capítulo dos, Situación Actual, proporcionamos una descripción de lo que sería la terminal electrocardiográfica, además de las necesidades que se tienen en el INC.

El análisis de las alternativas se presenta en el capítulo tres, además de la actualización de la terminal electrocardiográfica.

La descripción de monitoreo y las características de las comunicaciones se presentan en el capítulo de Diseño del Sistema de Red.

La descripción de la integración y pruebas correspondientes, se presenta en el capítulo cinco.

Las Conclusiones se presentan al final, en donde presentamos los puntos de vista de nuestro sistema.

I. ANTECEDENTES

I.1 Electrocardiograma.

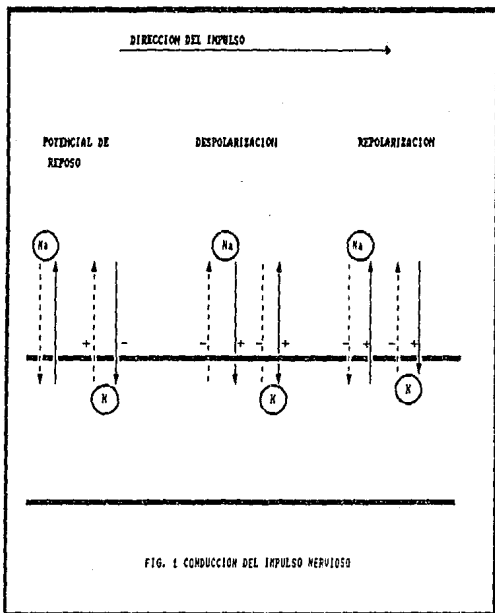
La principal función del corazón es servir como bomba muscular para impulsar sangre a través de los vasos hacia todas partes del cuerpo y de regreso.

Una propiedad del corazón es la ritmicidad inherente del músculo cardíaco; no hay nervios dentro del corazón, pero cuenta con un sistema conductor interno que consta principalmente de dos nodos relativamente grandes.

El nodo **Senocariaculoar** (SA) que posee la capacidad de generar un potencial de acción espontáneamente, y unas cuantas fibras se encargan de transmitir este potencial al segundo nodo, el nodo **Auriculoventricular** (AV); éste retarda ligeramente el impulso, permitiendo el transcurso de un tiempo necesario para que se complete la contracción auricular antes de una contracción subsecuente de los ventrículos en forma simultánea.

Tales nodos son semejantes a los nervios para la transmisión de impulsos ya que existen potenciales eléctricos generados por un número excesivo de iones negativos inmediatamente dentro de la membrana celular y un igual número excesivo de iones positivos en la parte externa de la misma, dando así el potencial de reposo.

En las fibras musculares, así como en las nerviosas, el potencial de acción ocurre en dos estadios separados llamados **despolarización y repolarización** como se muestra en la figura 1.



Durante el proceso de despolarización, el potencial normalmente negativo dentro de la fibra muscular se pierde, continuando como una onda a lo largo de las fibras musculares, para después repolarizarse cuando el potencial de membrana (parte externa de la fibra muscular) se invierta, haciéndose ligeramente positivo afuera de la membrana, lográndose un impulso eléctrico cíclico.

Mediante estos impulsos se genera una corriente eléctrica temporal por los iones en movimiento. Al dispersarse a través de los líquidos que rodean al corazón, una porción mínima fluye hacia la superficie del cuerpo, formándose ondas determinadas por el nivel de actividad regional.

Al registro de tal actividad se le denomina Electrocardiograma (ECG) y se obtiene al colocar electrodos sobre la superficie corporal en varios puntos del cuerpo.

Cada fase del ciclo cardiaco descrito anteriormente se registra como un impulso eléctrico diferente, causando deflexiones características de la señal emitida: **Onda P** para la polarización, **Complejo QRS** durante la duración de una polarización y una despolarización y **Onda T** para la despolarización. En la figura 2 se describe la señal emitida durante uno de estos ciclos.

Por otra parte, la medición de la Diferencia de potencial entre dos puntos cualesquiera del organismo es llamada **derivación**.

FIGURA 2

ELECTROCARDIOGRAMA

La onda de excitación que se difunde por la pared del corazón se acompaña de cambios eléctricos.

El registro de estos cambios se hace en el ELECTROCARDIOGRAMA (ECG).

La onda de excitación comienza en el Nódulo SA

La contracción real de las aurículas comienza una fracción de segundo después del comienzo de la ONDA P.

La difusión de la onda de excitación en el músculo de las aurículas dá lugar a la ONDA P.

ONDA R

La contracción real del músculo de los ventrículos comienza una fracción de segundo después del comienzo de la ONDA Q-R.

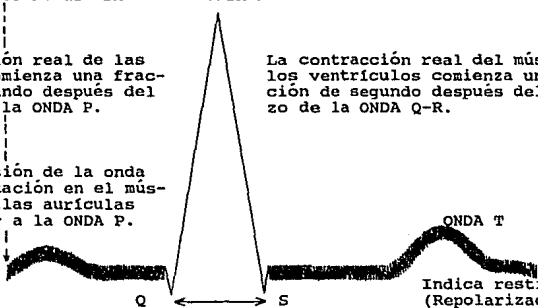
ONDA T

Indica restitución (Repolarización) de los ventrículos.

-P-Q
Tiempo tomado por la onda de excitación para desplazarse de las aurículas al nódulo AV y a lo largo del tejido que conduce hacia el músculo de los ventrículos.

La onda QRS depende de la propagación de la excitación a través del músculo de los ventrículos.

-P-R
El alargamiento de este intervalo indica bloqueo parcial de la conducción en el haz A-V.



Debido a lo anterior, podríamos obtener infinidad de derivaciones, sin embargo las derivaciones estándar, denominadas por números romanos, son las diferencias de potencial de acuerdo al siguiente cuadro:

DERIVACION	TERMINAL POSITIVA	TERMINAL NEGATIVA
I	Brazo Izquierdo	Brazo derecho
II	Pierna	Brazo derecho
III	Pierna	Brazo izquierdo

I.2 Monitoreo.

Se llama así a la visión continua de señales acerca de las características vitales y parámetros que pueden ser críticos para la salud. Esto puede lograrse a través de aparatos especiales, generalmente electrónicos (en la actualidad).

El equipo de monitoreo a pacientes es frecuentemente aplicado en los hospitales. La principal característica de este tipo de equipos es la facilidad para visualizar un registro de electrocardiogramas y selección de parámetros de medidas.

Para el ECG el trazo es rectilíneo, en ocasiones cuenta con una unidad con conectores que permiten la adaptación de otras señales bioeléctricas (los Signos Vitales: Presión Arterial, Temperatura, Respiración). además de la unidad electrocardiográfica.

A) Importancia del monitoreo continuo a pacientes con cardiopatías.

En el caso de los pacientes con cardiopatías (enfermedades del corazón), es usual el monitoreo cuando éstos se encuentran en estado de salud crítico, ya que, este tipo de enfermedades propician alteraciones de los impulsos eléctricos normales, lo cual es fácilmente detectable a través de tales instrumentos y por consiguiente permite tomar medidas curativas inmediatas.

Pero la monitorización tiene un elevado costo, ya que requiere de sistemas de video analógico de alta resolución lo que ha causado limitante para su uso en países como el nuestro con poco presupuesto asignado al sector salud.

B) Requerimientos de un sistema de monitoreo.

Debido a la necesidad de tener conocimiento sobre la señal representativa del estado de salud del paciente, durante las 24 horas de manera continua, éste es monitorizado. Tal sistema de monitoreo debe cumplir por lo menos con las siguientes funciones:

- Proporcionar continuamente la señal del ECG en tiempo real.
- Emitir una señal, sonora de preferencia, en los casos de alteraciones en la frecuencia cardiaca, previa selección de niveles de alarma.
- Proporcionar información de manera impresa.
- Congelamiento de la señal en una porción determinada.
- Estadística de la información, como es el caso de

variaciones de la frecuencia cardiaca en diferentes períodos de tiempo.

- Identificación del paciente correspondiente a la señal visualizada.

C) Componentes

A continuación se señalan los elementos principales de una unidad de cuidados cardiacos:

- Electrodo de contacto con la piel.
- Equipo de amplificación.
- Pantalla de video en cama.
- Frecuenciómetro.
- Sistemas de alarma para baja y alta frecuencia.
- Impresora o graficador para copia dura.
- Memoria masiva para almacenamiento.

II. SITUACION ACTUAL

"El INC desde su fundación en 1944 ha seguido una filosofía que ha favorecido la consolidación actual de diversos grupos que trabajan en el desarrollo de tecnología nacional. Entre los cuales se encuentra el de instrumentación, que se origina en 1982. Dado que también en estos tiempos se inicia la masificación en el uso de las microcomputadoras, se vislumbra la necesidad de participar activamente en este campo. Tanto con técnicas de programación, como de diseño y elaboración de circuitos." Pues esto permitiría abaratar el equipo (analógico hasta ese momento), incrementar el volumen de información, tener un tiempo de respuesta menor y presentar con más calidad la información.

II. 1 Descripción de la terminal electrocardiográfica

Hasta la actualidad, uno de los proyectos desarrollados por el departamento de instrumentación del INC es un sistema de electrocardiografía denominado Terminal para Electrocardiografía (TECG), el que presenta la señal ECG en la pantalla de una microcomputadora. Utilizando una PC tipo XT dado su costo relativamente bajo y disponibilidad, además de que presenta una arquitectura simple y abierta. Se requiere una tarjeta controladora de video tipo CGA o equivalente, para visualizar la señal, memoria RAM de 256 KB o más y basta con que posea una unidad de disco flexible.

Para la optimización de la terminal electrocardiográfica se requiere que el sistema de computación incluya, además de lo mencionado, una impresora para gráficos y un graficador.

Todo esto del tipo comercial disponible en el mercado nacional.

Este sistema está integrado por una serie de circuitos electrónicos y un programa lógico, los que se describen a continuación.

A) Circuitos.

Físicamente la TEGC utiliza un cable para electrocardiografía de 10 puntas (o de 5) a fin de conducir el ECG desde el enfermo a la interfase al paciente, de donde se pasa a la etapa de amplificación y filtrado (Módulo de Amplificación y filtrado del Electrocardiograma o MAE); de aquí, la señal se traslada a un convertidor de analógico a digital (C A/D) por un lado y a un circuito detector del complejo QRS por otro. La salida del detector del QRS se conecta a una línea del convertidor; éste último se comunica con la microcomputadora personal por el bus de datos (fig. 3).

A.1) Interfase al paciente. La etapa de amplificación y filtrado del ECG está precedida por una interfase al paciente, la cual presenta una alta impedancia de entrada -más de 20M Ω , dados por un TL082 configurado como seguidor (Texas Instruments, 1980)- y descarga rápida a tierra para voltajes de mas de 700 mV mediante

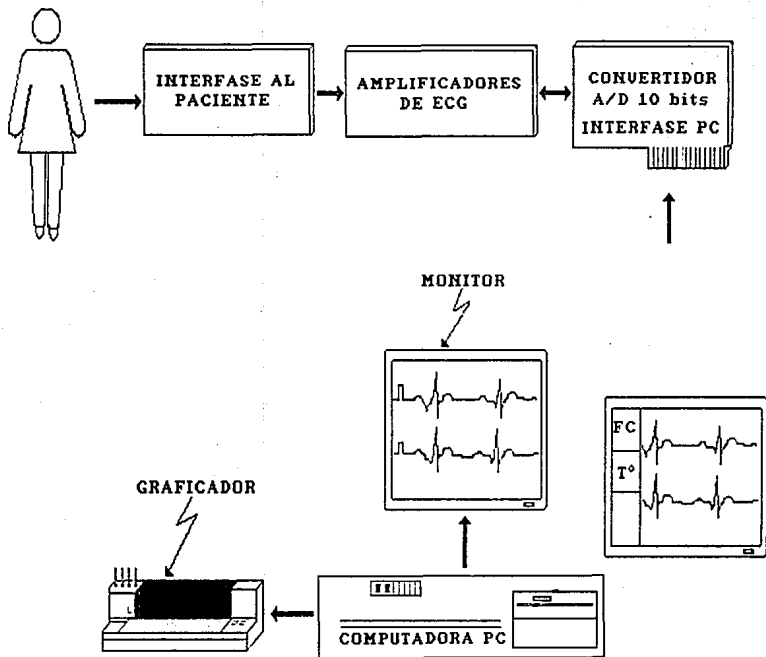


Fig 3 DIAGRAMA A BLOQUES DEL SISTEMA CECG-PC2.

un circuito acotado de precisión. La salida de los acopladores de impedancia se une a una red de resistencias conocida como red de Wilson (Wilson, et. al., 1934), de la cual se extraen las referencias para las derivaciones monopolares capturadas por nuestro sistema. Las señales tomadas de las extremidades son alimentadas a la red de Wilson, mientras que las torácicas sólo toman la referencia desde la parte central de esta red (op. cit.).

A.2) Sistema de amplificadores. Las señales y sus referencias se multiplexan a tres canales mediante tres MC14052. De aquí, las señales se pasan a tres amplificadores de instrumentación, cuya configuración permite un rechazo a modo común de más de 60-dB. En la siguiente etapa las señales se aumentan 500 veces y se filtran para dejarles un ancho de banda de entre 0.5 a 60-Hz. De esta forma, el sistema adquiere 9 de las 12 derivaciones convencionales en electrocardiografía clínica, agrupadas de tres en tres (aVR, aVL y aVF; o V1, V2 y V3; o V4, V5 y V6).

A.3) Detector de QRS. Para que el sistema calcule la frecuencia cardíaca, del canal uno del MAE se toma el ECG y se alimenta a un detector del complejo QRS del electrocardiograma. Este detector está formado por un filtro pasa banda que restringe la señal a sus componentes ubicados entre 10 a 20 Hz -banda en la que se encuentran las ondas más grandes del complejo QRS (Scher y

Young, 1960; Riggs, et. al., 1979)-; de aquí y después de amplificarlo, el ECG se pasa a un rectificador de media onda, para luego elevarlo al cuadrado y enviarlo a un comparador; éste disparará un pulso de 120 ms y 5 V a través de un multivibrador 555 al detectarse un complejo QRS.

El pulso se manda a un puerto de la microcomputadora a través de una línea de C A/D para de aquí, por programa, calcular la frecuencia cardiaca.

A.4) Convertidor Analógico-Digital. Cada uno de los tres canales que se obtienen de los amplificadores de ECG se multiplexan sobre un convertidor de analógico a digital (C A/D) de 10 bits -descrito en Rodríguez, et. al., 1988- el que, permitiendo valores de 0 a 1023, entrega un rango de $20\text{-}\mu\text{V}$ por punto para las señales que se encuentran entre -10 a 10 mV (que amplificadas en el sistema llevan de -5 a 5 V), rango que incluye a prácticamente todos los valores posibles en electrocardiografía (Guntheroth, 1979). Del C-A/D cada grupo se pasa a la microcomputadora a través de una interfase que comunica con el bus de la computadora como se describe en Rodríguez et. al., 1988.

A.5) Teclado específico. A fin de facilitar la operación del equipo, éste cuenta con un teclado específico de diez botones, a través de los cuales se eligen las opciones de que dispone el

sistema. El teclado utiliza un microcontrolador 8031 (Intel, 1989) para codificar cada tecla tal y como lo hace el teclado regular de la computadora personal, de forma que ambos teclados son intercambiables y sirven igual para el uso del equipo.

B) Programas.

En la parte lógica, TEGG se describe como un sistema "amigable" pues está basado en menús y submenús, los que se presentan en la parte inferior de la pantalla de la PC. Esto pensando en que el usuario final no tendrá experiencia previa en el manejo de computadoras. En la figura 4 se detallan las opciones. La disposición de las opciones al usuario refleja la estructura en la programación implementada, en la cual el programa principal llama a tres unidades independientes: una para el monitoreo en sí, otra para el manejo del graficado en papel y otra para el manejo de los datos en disco. En general se realiza la función de la opción elegida al presionar la tecla correspondiente, excepto en los casos de manejo de datos en disco (opción 6 de la fig. 4) y en el de alarmas (opción 7 de la fig. 4), cuyas opciones conducen a un submenú, como se esquematiza arriba a la derecha de la figura 4.

B.1) Carga inicial. El sistema inicia pidiendo datos del paciente (registro, edad, sexo y talla) para después pasar al monitoreo de las señales, verificando antes que exista comunicación entre los módulos del equipo, así como los pulsos de calibración que se utilizan para el efecto de las mediciones asistidas.

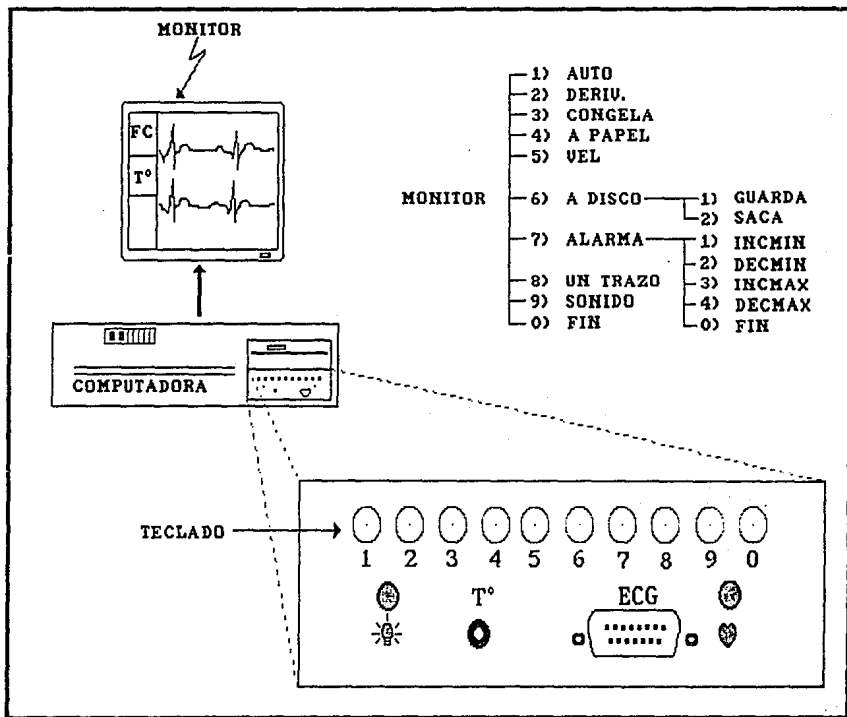


FIG. 4 MODULO PARA MONITOREO DE PACIENTES CON
TECLADO Y OPCIONES AL USUARIO.

B.2) MONITOR. En el monitoreo, las señales adquiridas en la microcomputadora a partir del C A/D se presentan continuamente en forma gráfica en la pantalla de la PC, utilizando dos ventanas que alternativamente presentan la señal que se está generando en ese instante y la inmedata anterior. Los trazos pueden presentarse a 25 ó 50 mm/seg a opción del usuario.

Durante el monitoreo se permite la presentación de uno o de los tres canales en la pantalla de la computadora (opción 8 en la fig. 4) pero, aún en caso de monitorizar un solo canal, se siguen capturando las tres derivaciones del grupo activo. Así mismo, los trazos pueden congelarse en una mitad de la pantalla (opción 3 de la fig. 4) mientras en la otra continúa el monitoreo.

La frecuencia de muestreo para cada uno de los canales es de 240-Hz, lo que permite que el equipo obtenga señales de una resolución en amplitud y en frecuencia que queda dentro de las normas establecidas por la American Heart Associations y por otras discusiones más recientes (American Hearth Association, 1975; VanAlste, et. al., 1985).

B.3) Reporte a papel. Cuando se congela un trazo, éste puede pasarse a papel milimétrico común (opción 4 de la fig. 4) utilizando cualquiera de varios tipos de graficador (HP 7475A, Sweet-P, Gould ColorWriter y compatibles) o bien una impresora BJ-10e o compatible. El tipo de salida a papel se indica a través

de un archivo en ASCII que además contiene la identidad del grupo médico usuario, el cual encabeza el reporte en papel.

Los trazos en papel pueden graficarse en dos formatos: uno que presenta 12 trazos de 7 centímetros cada uno en una sola hoja y otro en donde se grafican 6 trazos de 10.5 centímetros cada uno, dependiendo de si se selecciona la opción APapel cuando hay 3 trazos retenidos o sólo hay alguno congelado respectivamente.

B.4) Almacenamiento en disco. Los trazos congelados pueden pasarse a disco magnético, en donde quedan almacenados junto con la frecuencia (en latidos por minuto), la fecha y la hora de la captura de los trazos. Si no hay trazos congelados pero existen 3 trazos retenidos, éstos pueden también almacenarse en disco con un nombre base y la extensión que corresponde al número de trazo retenido. Así, cada archivo contiene los tres trazos que corresponden a los canales que se estaban capturando al momento de congelarse.

Cuando se lee algún archivo en disco, se actualizan los trazos retenidos por el sistema y cada que termina de leer un grupo de tres trazos, se pregunta si se desea graficarlos, en cuyo caso se pasará a papel el grupo de trazos en el formato de 10.5 centímetros.

El sistema tiene también una opción que permite la captura automática de las nueve derivaciones y el paso de éstas a graficador inmediatamente después (opción 1 en la fig. 4), además de los controles para la velocidad del barrido (25 o 50 mm/seg) y de cambio de derivación monitorizada (opciones 5 y 2 en la fig. 4).

B.5) Frecuencia cardiaca. Para calcular la frecuencia cardiaca, se atiende en cada muestreo al puerto de la PC sobre el que está conectada la salida del detector de QRS. Cuando se detecta un QRS, se lee la hora en el reloj de la máquina, se salva y se espera el siguiente evento para volver a leer la hora y obtener así la diferencia en tiempo entre un QRS y el siguiente, calculándose entonces la frecuencia cardiaca pulso a pulso, aunque ésta se actualiza en pantalla con el promedio obtenido sobre el trazo completo en una ventana.

B.6) Alarmas para frecuencia cardiaca. Al detectarse una frecuencia cardiaca por encima o por abajo de las frecuencias máxima o mínima seleccionadas por el operador, se envía un sonido de alerta y se muestra un mensaje en la pantalla mientras se mantenga esta situación.

Es posible obtener una pantalla del sistema durante el monitoreo de un solo trazo (aVR), aunque se siguen capturando tres

derivaciones (en el caso de la figura 5, se capturan aVR, aVL y aVF). En la figura se puede ver la distribución de las ventanas fijas: encabezado, señal, estado y opciones. La ventana de la señal está dividida en dos, de forma que en la figura se muestra en la parte superior un trazo completo, mientras en la otra se está formando un trazo nuevo. En la ventana de estado se muestran la temperatura (T: 22.3 °C), la frecuencia cardiaca (FC: 54), la velocidad del trazo (Vel: 25 mm/s) y el número de trazos retenidos en memoria (Trazos: 0). Como ejemplo de los ECGs que se obtienen en papel con el sistema actual, se presenta el trazo de la figura 5, el cual se obtuvo con una impresora Canon BJ-10e a una resolución de 368x180, aunque también se pueden obtener a 360x360.

Este sistema fue programado en el lenguaje de alto nivel Pascal usando el Editor Turbo versión 4.0. debido a que es de tipo estructurado, autodocumentable y por sus posibilidades para el manejo dinámico de la memoria, de gráficas y de puertos, así como por su velocidad de ejecución satisfactoria. Algunas de las rutinas de velocidad crítica se implementaron en lenguaje ensamblador para el 8088/8086 (MASM V.5.0).

II.2 Necesidades

TECG ha sido usado en diversos servicios del INC, monitorizando continuamente a pacientes coronarios con los

INC
1-Ene-1980

CENTRAL DE ECG PG-2

3:43

Frec: 54
FMin: 46
FMax: 57

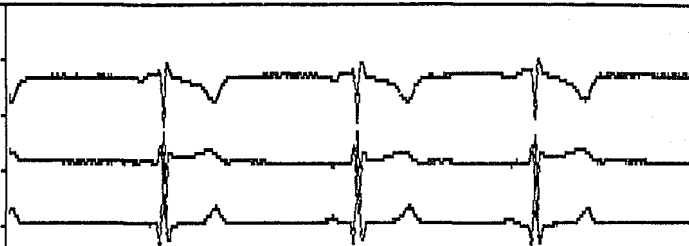
Umbl Min: 40
Umbl Max: 180

Temp: 22.3

Vel 25 mm/s

Deriv: aVR, aVL,
aVF

Ampli: 1
Incs.: 10



F1)Congela guarda F2)Vel F3)Restablece F4)1 Deriv F5)3 Deriv
F6)AlarmaFec F7)AlarmaTemp F8)Inctos. ↔↑↓Umbl-FC <>Sonido <Fin>

resultados esperados en lo referente a las opciones que ofrece.

Sin embargo al hacer las siguientes consideraciones:

- "el usuario final es personal ajeno al mundo de la computación y de hecho poco dispuesto a entrar en él, el equipo se encuentra en un entorno donde la atención máxima está centrada en el cuidado del paciente, no en los equipos que lo rodean",

- en la UCI se cuenta con un cuarto de 4 pacientes y de una unidad de asistencia donde se encuentra el personal médico y paramédico,

- los pacientes deben ser atendidos cada momento según lo considere el médico de acuerdo a su estado de salud. Esto implica una continua asistencia a un enfermo para checar su ritmo cardiaco, temperatura y otros parámetros de interés, lo que requiere de un cierto tiempo (lo último hace factible el considerar que existen los médicos necesarios para atender a cada paciente, sin embargo, es indispensable que se cuente con el equipo médico necesario como ayuda para establecer un diagnóstico definitivo),

- TEGC fue la versión inicial y

- todo sistema computacional requiere de mantenimiento

se han visualizado las siguientes necesidades de actualización y mantenimiento:

- Proteger el equipo de cómputo del ambiente de trabajo, sin llevar a cabo modificaciones que influyan en los estándares que rigen el uso de dicho equipo.

- Integrar los elementos necesarios para el control de otros signos vitales, como es el caso de la temperatura.

- Visualizar cada una de las derivaciones en la pantalla para permitir mejor observación de la forma de la señal.

- Presentar datos de identificación y/o de la historia clínica del paciente útiles para el diagnóstico médico.

- Agilizar la impresión de la señal gráfica haciendo uso de una impresora.

- Actualizar el sistema acorde a la actualización del editor Turbo Pascal.

- Permitir el control de varios pacientes por un mismo médico.

- Facilitar el uso de dicho sistema al personal médico y paramédico, evitando en la medida de lo posible la dependencia de personal especializado en cómputo durante el uso de éste.

III. ANALISIS DE ALTERNATIVAS

De acuerdo a las necesidades planteadas en el capítulo anterior se desprenden diversas actividades sobre diferentes aspectos. Por lo tanto, para la presentación de tales soluciones posibles, éstas se enlistan a continuación, de manera agrupada (en programas y circuitos) acordes a los aspectos correspondientes. Lo anterior es considerando que el sistema funciona a través de módulos.

III.1 Circuitos

Respecto a la integración de un detector de temperatura corporal, se propone el desarrollo de un nuevo circuito, aprovechando el C A/D para la transferencia de la información por el bus de la PC a través de uno de sus canales disponibles (Fig.6), cuyo ajuste para determinar el nivel de offset se realizaría a través de cálculos por la misma microcomputadora.

III.2 Programas

Para dar solución a la necesidad de: visualización de las diferentes derivaciones en forma independiente, presentación de datos de indentificación del paciente y la actualización del sistema, se observa que no hay otro camino que hacer modificaciones en el programa existente.

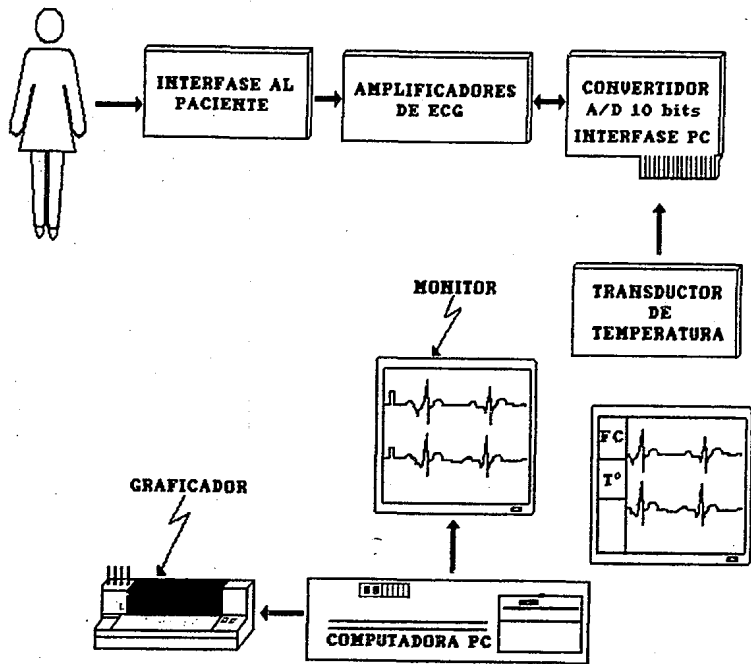


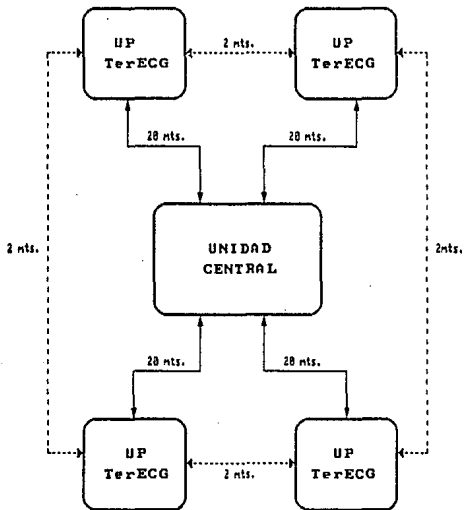
Fig 6 DIAGRAMA A BLOQUES DEL SISTEMA CECG-PC2.

Para lo cual se incluye la sustitución del proceso que hace uso de un graficador por la de dar mayor importancia al proceso que maneja una impresora en lo que a programación respecta; implicando así la adquisición de una impresora, ya que debido a las características de este periférico se hace más fácil y eficiente su uso comparativamente con el manejo de un graficador. Lo anterior se realizaría a la par de la actualización del sistema al compilador "Turbo" de pascal en su versión 5.5.

Ahora bien, para el caso de permitir a un solo médico realizar el control de varios pacientes al mismo tiempo, se debe tomar en cuenta que en la UCI se tiene un cuarto de cuatro pacientes ubicados a espacios de 2 mts. entre cama y cama, y de una unidad de asistencia a 20 mts. en promedio de distancia con cada paciente (Figura 7). Es fácil visualizar el planteamiento de la implementación de un sistema de comunicaciones interno, cuya arquitectura ofrezca la posibilidad de monitorizar en una computadora central la señal electrocardiográfica de varios pacientes, pero a su vez obtener información de cada uno de éstos.

La dificultad inicia al determinar el tipo de sistema de comunicaciones, debido a que, en la actualidad existen una serie de estándares (ISO/OSI), que han propiciado el desarrollo masivo de redes tipo LAN en el mercado, permitiendo la comunicación de la información en áreas físicas con nuestras características. Sin embargo, se debe considerar también las características del tipo de

FIGURA No. 7 RED DE MONITOREO A PACIENTES CON CARDIOPATIAS EN UNA UCI.



datos que se manejan en lo referente a las señales ECG como son: frecuencia cardiaca, velocidad de transmisión y volumen de la información; así como otros factores como son: el tipo de personal que maneja el equipo, el ambiente de trabajo y los costos.

De lo anterior se concluye que la mejor alternativa es el desarrollo de un sistema de red cuyas opciones de manejo sean específicas a nuestras necesidades.

IV. DISEÑO DEL SISTEMA DE RED

El diseño de nuestra red parte de la necesidad del usuario, de la ubicación física de las áreas de trabajo, y tanto del tipo de información que se maneja como de los recursos con los que se cuenta. Bajo estas consideraciones la integración de la red tiene que soportar el principio de monitoreo con el fin de controlar a cada una de las terminales de procesamiento que a su vez llevan el control de las aplicaciones requeridas por el usuario. Es importante señalar que la estructura soportada por una red debe cumplir con el fortalecimiento básico bajo el cual opera, más sin embargo, nuestro diseño utiliza las herramientas necesarias para su implementación.

IV.1 Desarrollo de la Red de Monitoreo.

Dado que el requerimiento principal es prestar asistencia a los pacientes desde un solo punto geográfico ubicado a distancia de ellos, nuestro sistema considera 4 computadoras (que hacen la función de un monitor terminal) ubicadas en la cama de cada paciente y una computadora central (monitor central) ubicado en la unidad de asistencia. El resultado que se obtiene es un monitoreo que se realiza a cada enfermo desde el monitor central, cubriendo de esta forma la asistencia a cada paciente.

Cada terminal recibirá la señal de ECG a través de los electrodos colocados al paciente. Por lo tanto, cada una de éstas debe ser conectada a la central. La central realiza a su vez la monitorización de la señal de todos y cada uno de los pacientes. Esta también lleva el control de las aplicaciones que necesite llevar a cabo el personal médico referentes a cada paciente, como son: Registrar los datos, analizar el ECG, guardar a disco algún trazo de interés e imprimir dicho trazo. Con ésto se logra un mejor servicio médico tanto para el paciente como para el Instituto, además de controlar, desde un solo punto geográfico, el ritmo cardiaco de todos los pacientes, evitando con ello pérdida de tiempo para el diagnóstico.

El sistema desarrollado integra dos conceptos fundamentales: físico y lógico ya que la problemática a solucionar así lo requiere. Considerando la adecuación del sistema TEGC ya existente:

A) CONCEPTO FISICO

Las computadoras usadas en la red son: para las terminales 4 del tipo XT, cuyas características se mencionaron en el capítulo II. Y una computadora central tipo AT con procesador 80386, controlador de video VGA, puerto serie con la Recomendación Estándar⁽¹⁾ No. 232C conocido como RS232C con conector DB25, utilizando como mínimo 1MB en RAM, disco duro de 40MB y por lo menos un drive para discos flexibles de cualquier formato.

¹. De la IIE

Cada una de las computadoras requeridas (4) para monitor a la cama del paciente, debe contar con Sistema de Amplificadores, Detector de QRS y C A/D, adicionalmente con el Circuito Detector de Temperatura (CDT); este detector de temperatura es una de las modificaciones realizadas al sistema original y es descrito en el inciso IV.2.A). Para el computador central solo se requiere del módulo C A/D.

La comunicación de los datos del paciente se realiza por medio del Circuito Integrado Receptor/Emisor Asíncrono Universal conocido como UART8250 (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter).

La captura de la señal ECG original en el paciente se realiza a través de cables convencionales para Electrocardiografía de 10 (o de 5) puntas hacia el sistema de amplificadores.

El medio de transmisión para los datos del paciente (entre computadoras) se realizó a través de cable de 4 hilos, mientras que la señal de ECG (entre módulos C A/D) es cable coaxial.

Para el caso de la señal amplificada y digitalizada, de C A/D a la PC , es a través del BUS de la computadora.

Respecto a las vías de enlace de las señales utilizadas:

A.1) Para la señal ECG: El sistema de amplificadores y módulo de ECG se encuentra físicamente dentro de una misma caja denominada Módulo de Amplificadores de Electrocardiograma (MAE).

Cada una de las computadoras requeridas (4) para monitor a la cama del paciente, debe contar con Sistema de Amplificadores, Detector de QRS y C A/D, adicionalmente con el Circuito Detector de Temperatura (CDT); este detector de temperatura es una de las modificaciones realizadas al sistema original y es descrito en el inciso IV.2.A). Para el computador central solo se requiere del módulo C A/D.

La comunicación de los datos del paciente se realiza por medio del Circuito Integrado Receptor/Emisor Asíncrono Universal conocido como UART8250 (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter).

La captura de la señal ECG original en el paciente se realiza a través de cables convencionales para Electrocardiografía de 10 (o de 5) puntas hacia el sistema de amplificadores.

El medio de transmisión para los datos del paciente (entre computadoras) se realizó a través de cable de 4 hilos, mientras que la señal de ECG (entre módulos C A/D) es cable coaxial.

Para el caso de la señal amplificada y digitalizada, de C A/D a la PC , es a través del BUS de la computadora.

Respecto a las vías de enlace de las señales utilizadas:

A.1) Para la señal ECG: El sistema de amplificadores y módulo de ECG se encuentra físicamente dentro de una misma caja denominada Módulo de Amplificadores de Electrocardiograma (MAE).

El MAE a la entrada tiene un conector DB9, y a la salida un DB25 conectado al C A/D. A su vez el C A/D se encuentra como una tarjeta interna conectada a la PC por una de sus ranuras a través del un conector DB25 de diseño propio.

a) A la entrada del MAE (conector DB9):

- se recibe, de la etapa de amplificación, 9 de las 12 derivaciones convencionales en electrocardiografía clínica agrupadas de tres en tres, a través de 3 canales de entrada: canal 0, canal 1 y canal 2, respectivamente.

Y la señal de control a través de un cuarto canal, (canal 3).

b) A la salida del MAE:

- del sistema de amplificadores, la señal amplificada por el canal uno hacia el C A/D y al Detector de QRS por conexión interna.

- del Detector de QRS el aviso de ocurrencia de la onda R, pasa al BUS de la PC por uno de sus puertos a través de una línea de C A/D para ser procesado por programación y así obtener la frecuencia cardiaca.

c) A la entrada del C A/D:

- la señal amplificada entra por los tres canales de los amplificadores de ECG (del conector DB25 ya mencionado) para dar los grupos 1, 2 y 3 de derivaciones.

d) A la salida del C A/D:

- La señal digitalizada se entrega a las computadoras, terminal y central, por el BUS de éstas.

Posteriormente la computadora a través del programa lee la señal digitalizada, así como la ocurrencia de la onda R. Realiza los cálculos de interrelación entre las dos señales obtenidas (amplitud digitalizada y ocurrencia de onda R) para dar como resultado la señal de la frecuencia cardiaca, que a su vez es graficada por programa en el monitor de la computadora; concluyendo así con la monitorización.

A.2) Datos del paciente: La transmisión de los datos de cada terminal del paciente a la Central se realiza por medio del puerto RS232C para acceder al circuito UART8250. Este circuito se encuentra conectado al microprocesador por medio de los buses de datos de direcciones y de señales de control. Este circuito cuenta con ocho líneas para entrada y salida de datos, a través de las cuales recibe o transmite el código ASCII del dato correspondiente.

El microprocesador controla el funcionamiento del UART8250 mediante una serie de registros internos propios de este circuito (tabla 1). Además, con base en estos registros es posible determinar en todo momento el estado de las comunicaciones (transmisión o recepción de datos).

TABLA No. 1 REGISTROS DEL C.I. UART8250

REGISTRO:	0 DLAB=0	0 DLAB=0	1 DLAB=0	2	3	4	5	6	0 DLAB=0	1 DLAB=1
NOMBRE:	RECEPTOR	TRANSMISOR	HABILADOR DE INTERRUPCIONES	IDENTIFICADOR DE INTERRUPCIONE	LINEA DE CONTROL	CONTROL DE MODEM	LINEA DE ESTATUS	LINEA DE ESTATUS	DIVISOR LATCH (LS)	DIVISOR LATCH (MS)
No. BIT	RBR	THR	IER	IIR	LCR	MCR	LSR	MSR	DLL	DLM
0	BD	BD	ERBFI	0* si ip	WLSO	DTR	DR	DCTS	BIT 0	BIT 8
1	BD	BD	ETBEI	ID (bit 0)	WLSO	RTS	OR	DDSR	BIT 1	BIT 9
2	BD	BD	ELSI	ID (bit 1)	WLSO	OUT 1	PE	TERI	BIT 2	BIT 10
3	BD	BD	EDSSI	0	WLSO	OUT 2	FE	DRLSD	BIT 3	BIT 11
4	BD	BD	0	0	WLSO	LOOP	BI	CTS	BIT 4	BIT 12
5	BD	BD	0	0	WLSO	0	THRE	DSR	BIT 5	BIT 13
6	BD	BD	0	0	WLSO	0	TSRE	RI	BIT 6	BIT 14
7	BD	BD	0	0	WLSO	0	0	RLSD	BIT 7	BIT 15

El microprocesador accesa al 8250 para realizar principalmente 3 funciones: Control, Transmisión y Recepción de datos.

a) Control: establece algunos parámetros para la comunicación, incluyendo el estado de la línea DTR (Data Terminal Ready).

b) Transmisión: requiere que el microprocesador compruebe el registro de estado de la línea (libre o en uso) para determinar si el 8250 está preparado para aceptar nuevos datos. Si es así, el microprocesador escribe el siguiente Byte en el registro de transmisión, también indica si los datos han sido recibidos por el destinatario.

c) Recepción: Si un Byte de datos está listo, el microprocesador lee el dato recién llegado del registro de recepción (Receive Buffer Register).

B) CONCEPTO LOGICO

Nuestro sistema trabaja bajo el ambiente del sistema operativo MS-DOS. La comunicación integra a su vez dos partes: Comunicación de datos del paciente y la comunicación de la señales de ECG de cada paciente a la Central. Haciendo uso del CI UART8250 y a través de una conexión externa y de diseño propio respectivamente.

Estas se describen a continuación:

B.1) Para las comunicaciones de datos: hacemos uso de los registros del UART8250⁽²⁾ de la siguiente forma:

a) Para determinar la velocidad:

a.1) Definir características de la comunicación a través del registro 3 "Control de línea" con los siguientes valores acorde a las especificaciones del apéndice A (Descripción de los bits de la línea de control)

bit 0 y 1 = 1 Especifica 8 bits de Longitud de palabra

bit 2 = 1 Define 2 bits de paro

bit 3 = 1 Avisa que el dato transmitido o recibido será

bit 4 = 1 un número par (Longitud de 8 bits)

bit 5 = 1 El receptor obtendrá en este bit un 0 lógico al efectuar la recepción.

bit 6 = 1 Genera un receso para evitar otra transmisión.

bit 7 = 1 Genera una velocidad determinada durante una lectura o escritura.

a.2) El registro 0 tiene dos funciones: de lectura y escritura, así como de controlador de velocidad.

Escribimos un valor = 6 para especificar la función de

². El uso de los registros está basado en la descripción de funcionamiento del CI UART8250, del manual Columbia Data Products, pp. 3-21. Un resumen de éste se presenta en la TABLA 1 del presente trabajo.

control de velocidad en el Registro 0, al mismo tiempo que se define la velocidad a 19200 bps requerida para las comunicaciones.

a.3) Respecto a habilitación de interrupciones escribimos un 0 para hacer caso omiso de cualquier interrupción (del puerto) en el registro 1 "Habilitador de Interrupciones".

a.4) Para restablecer la función de lectura y escritura (del registro 0) se escribe en el Registro 3 "Controlador de línea" un 0 lógico que afecta al bit 7 específicamente necesario.

b) Para transmisión.

b.1) Se espera el aviso DSR (Data Set Ready), listo para transmisión, a través del valor obtenido al leer el contenido del "Registro de Estado" (Registro No. 6). El caso afirmativo es un valor de 1 lógico.

b.2) Verifica hasta que el Receptor se encuentre en DR (Data Ready), listo para recepción de datos, para enviar el dato. Esto a través del valor obtenido del "Registro de Estatus" del receptor (Registro No. 5). El caso afirmativo es un 1 lógico.

b.3) Finalmente envió el dato de 8 bits a través del Registro 0.

c) Para Recepción:

c.1) Se habilita el RTS (Request to Send) con un 1 lógico a través del Registro 4 "Control de MODEM".

c.2) Verifica hasta que el Receptor se encuentre en DR (Data Ready), listo para recibir datos. Esto a través del valor obtenido del "Registro de Estatus" del receptor (Registro No. 5). El caso afirmativo es un 1 lógico.

c.3) Leemos el dato del Buffer Serie en el registro 0.

c.4) Restablecemos el RTS (Request to Send) con un 0 lógico a través del Registro 4 "Control de MODEM".

Dadas las características físicas se usa la Topología tipo Estrella y con un protocolo de comunicaciones tipo POLEO para controlar la cola de solicitudes y el almacenamiento de los datos enviados.

Dicha comunicación es controlada por la Central que funge como Servidor. Realizando dos procesos principales e independientes entre sí: Controlar las solicitudes y almacenar la recepción de los datos, y la de administrar los periféricos.

Con ello, si alguna de las otras terminales requiere de uno de los periféricos administrados por el servidor, y en ese momento se

encuentra ocupado, éste mantiene tales solicitudes en estado de espera sin dejar de recibir los datos que posteriormente haran uso de tales recursos. Haciendo uso de la técnica FIFO (First Input, First Output) primera en entrar, primera en salir.

El servidor emplea una ficha (palabra lógica con longitud de 8 bits) que supervisa continuamente el estado de cada terminal a través del protocolo de comunicaciones tipo POLEO.

Tal Ficha contiene la identificación de la terminal, en un primer paso, pretendiendo establecer comunicación. Para, en un segundo paso, en esta misma ficha recibir la solicitud o bien el dato que será almacenado uno a uno para integrar la información que hará uso del periférico solicitado.

Encolando las solicitudes en una pila, y almacenando los datos en un archivo.

Estos pasos, se realizan alternativamente al monitoreo de la señal. Esto significa que, la central tiene un funcionamiento cíclico; recibe la señal de ECG de cada terminal, monitoriza las cuatro señales, establece comunicación para recepción de datos del paciente y ejecuta la solicitud de uso del recurso solicitado.

Tales actividades son a través de la transmisión serial de datos con una velocidad de 19200 bps, de tal forma que aunque el servidor se encuentre ocupado, aparenta al usuario que la monitorización de las señales es continua y que no existe interrupción.

IV.2 Descripción de:

A) DETECTOR DE TEMPERATURA

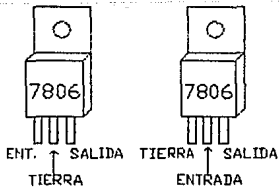
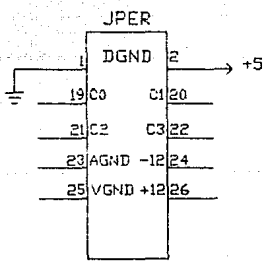
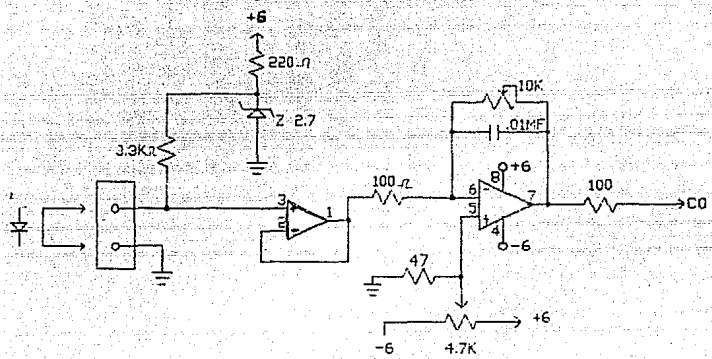
Como se mencionó antes, otro parámetro importante que debemos considerar para apoyar un mejor diagnóstico al paciente, lo es el detectar su temperatura por lo que se diseñó un circuito (Fig. 8) que se incorpora al sistema.

El detector de temperatura (TT^0) se encuentra conectado a otro de los canales del C A/D (canal 4), de aquí se pasa también a la interfase y al bus de la McP. El TT^0 se basa en un diodo rectificador de respuesta rápida, el 1N4937, dado que en él varía la corriente de fuga en relación directa a la temperatura (Motorola, 1985), y los circuitos añadidos -una referencia de voltaje fijo, un seguidor y un amplificador operacional- permiten la medición bajo un intervalo de temperatura de entre 25°C y 60°C , con sensibilidad de una décima de grado.

El detector de temperatura ha mostrado una muy alta correlación lineal con las mediciones simultáneas en un termómetro de mercurio graduado a décimas de grado dentro del rango de interés. (Figs.9 y 9a)

B) SISTEMA PARA MONITOREO DE ECG EN LA RED

A continuación se describe el sistema de programación que permite la monitorización de la señal electrocardiográfica dentro de un ambiente de comunicaciones.



1/1	SENSOR DE TEMPERATURA		
Dis: G.R.R	FIG. 8		

Figura 9
SENSOR DE TEMPERATURA
CALIBRACION DE TEMPERATURA-CONVERTIDOR

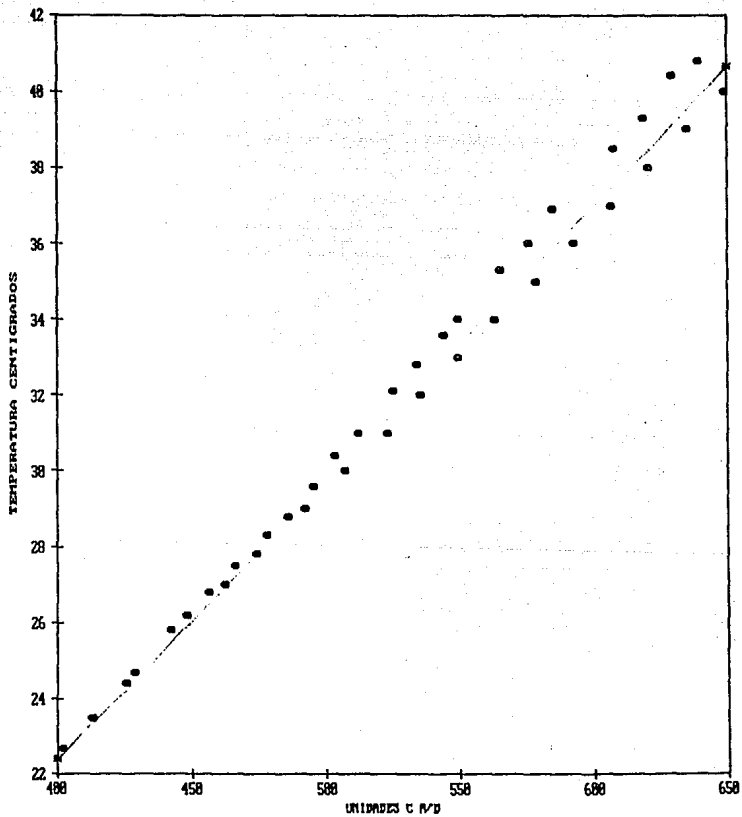


Figura 9-A

Regression Analysis - Linear model: $Y = a + bX$

Dependent variable: C:MONTEMP.VAR2

Independent variable: C:MONTEMP.VAR1

Parameter	Estimate	Standard Error	T Value	Prob. Level
Intercept	-51.6911	4.84879	-10.6606	1.85995E-9
Slope	15.2143	0.132909	114.472	0

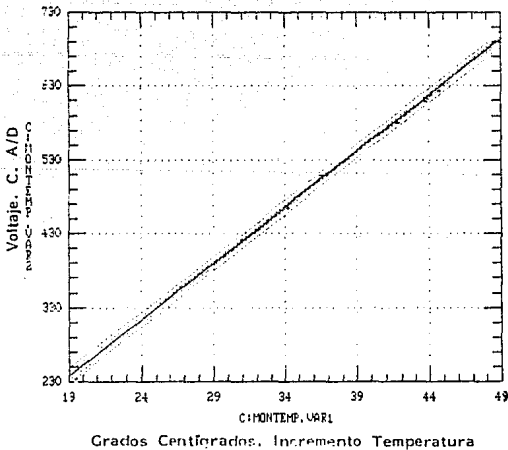
Analysis of Variance

Source	Sum of Squares	Df	Mean Square	F-Ratio	Prob. Level
Model	244641.09	1	244641.09	13103.74	.00000
Error	354.72162	19	18.66956		
Total (Corr.)	244995.81	20			

Correlation Coefficient = 0.999276
 Std. Error of Est. = 4.32083

F-squared = 99.86 percent

Regresión de variables (Voltaje-Grados Centígrados)
 Regression of C:MONTEMP.VAR2 on C:MONTEMP.VAR1



El sistema está constituido por una serie de unidades (módulos) con la finalidad de agrupar los procedimientos que interactúan realizando una función similar. Por lo anterior la descripción del sistema se realiza según dichos módulos auxiliándonos de Diagramas de Flujo de Datos (DFD).

PROGRAMA PRINCIPAL TERECC

El sistema es controlado por un módulo principal (denominado "TERECC2") siendo el encargado de enlazar las unidades correspondientes que permiten ejecutar los procedimientos necesarios para llevar a cabo las siguientes funciones:

B.1) Inicialización de las variables.

B.2) Atención a usuarios para iniciar monitorización.

a) Monitoreo.

a.1) Captura y graficación de la señal.

a.2) Atención a solicitudes del usuario durante el monitoreo.

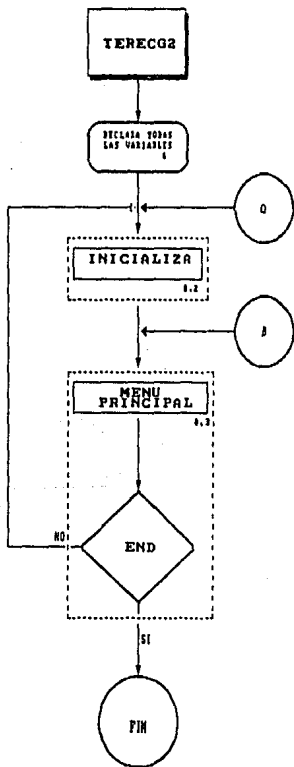
a.3) Comunicaciones entre computadoras.

b) Calibración.

El Diagrama de Flujo de Datos de este programa principal se presenta en la Fig. 10 en el que se observarán los módulos identificados por estar contenidos en líneas punteadas.

Así mismo el contenido de los módulos se encuentra representado por sus propios DFD, donde la entrada y salida es identificado por flechas de doble línea.

FIG. 18
DIAGRAMA DE FLUJO DE DATOS



Finalmente se presenta una lista que contiene el nombre de cada Unidad, Procedimiento o Función a la cual hace referencia cada bloque de los DFD (ULTIMA FIGURA DE ESTE CAPITULO).

El módulo principal TerECG2 hace un llamado a la Unidad U_VARGLO encargada de la declaración de todas las variables globales de que hace uso el sistema, posteriormente ejecuta al procedimiento INICIALIZA, que será explicado más adelante, y que hace referencia a los procedimientos de inicialización de todos los parámetros que sirven tanto para dar información al usuario sobre el monitoreo, así como para la ejecución del mismo.

TerECG2 posteriormente envía en la ventana de Opciones el Menú Principal que permitirá al usuario seleccionar entre monitorear la señal Electrocardiográfica del paciente que fue identificado, cambiar la identificación para iniciar un nuevo monitoreo o bien, finalizar la sesión.

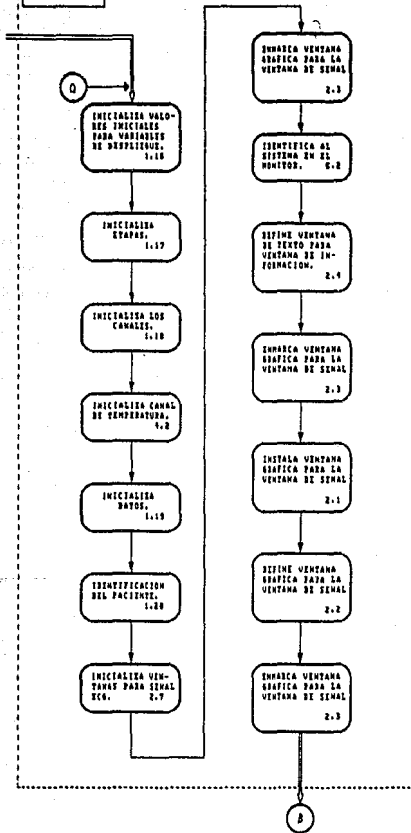
Menú Principal también es el encargado de controlar la salida del sistema, es considerado un módulo independiente y su funcionamiento se describe posteriormente.

B.1) Inicialización de variables:

A través del procedimiento "Inicializa", se hace referencia a los procedimientos que dan valores iniciales a todas las variables que servirán para mostrar información del monitoreo al usuario y a las variables auxiliares al programa para su ejecución lógica según el DFD de la Figura 11.

FIGURA 11

INICIALIZA
6.2



De la unidad UMONITO:

IniVarDesp, inicializa datos de control para el monitoreo (alarmas, frecuencia, velocidad y derivaciones).

IniCanales, asigna valores de DC a canales 1, 2, 3, para Grupo 1 de derivaciones; 5, 6, 7, para Grupo 2 y 9, 10, 11 para Grupo 3 del C A/D.

InicializaDatos, da valores iniciales a controladores de memoria.

Identifica, inicializa registros para almacenamiento de datos de los pacientes (nombre, registro, edad, sexo, talla y peso)

De la unidad U_TEMP:

IniCanalTemp: para dar valor de DC a canal 4 del C A/D para Temperatura, en cada una de las terminales.

De la unidad U_VENGR:

MarcoMoni: define las coordenadas para la definición de ventanas gráficas.

VentanaG: instala y define la ventana para la señal gráfica (ECG).

VentanaT: define ventana de texto para el despliegue de las variables que definen las características del ECG (frecuencia, velocidad, temperatura, etc.)

De la unidad U_GENE:

EscCentrado: Presentación del sistema en el monitor.

B.2) Atención a usuarios para monitorización

De la unidad UMMONITO:

MenuPrincipal: este procedimiento es el encargado de la ejecución de otros módulos (Fig.12), porque controla las llamadas a dichos módulos de acuerdo a la opción solicitada por el usuario, haciendo referencia a las siguientes rutinas asociadas:

De la unidad U_VENGRA:

VentanaT: define la ventana de texto (ventana de información para el usuario).

Unidad U_FECHOR:

MuestraFecha y **MuestraHora** actualizan la fecha y hora del sistema operativo.

Unidad U_VENEGRA

VentanaT: para graficar la ventana de Texto.

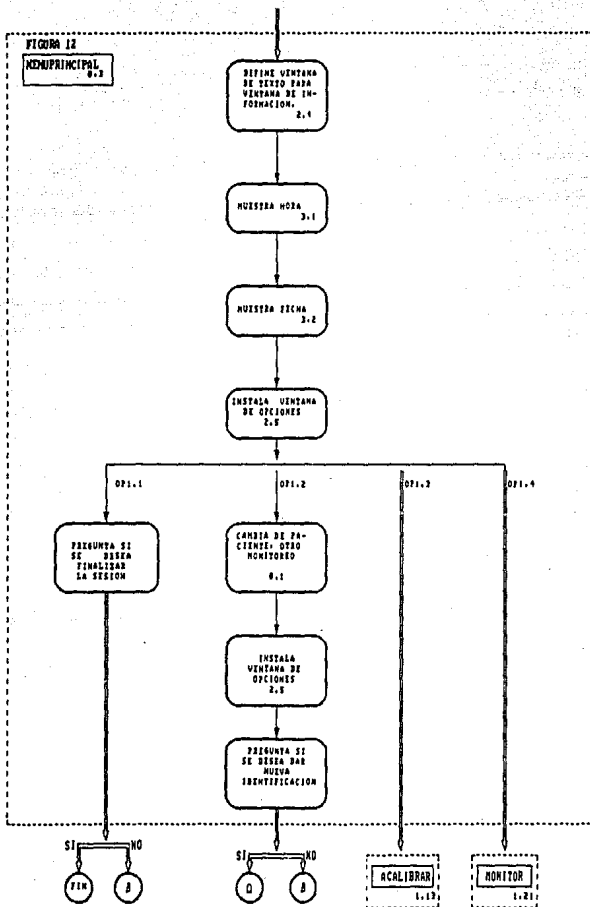
VentOps instala la ventana en la cual se muestran los menús al usuario, mostrando específicamente para este módulo el Menú Principal con las opciones:

< 1 > MONITOR para iniciar el monitoreo del paciente haciendo llamado al módulo Monitor,

< 2 > REINICIA para cambiar la identificación de paciente y así iniciar un nuevo monitoreo, regresa nuevamente al módulo Inicializa para reiniciar la secuencia (previa afirmación del usuario), o bien continuar en MenúPrincipal si la opción no fue elegida,

FIGURA 12

ADM/PRINCIPAL
0.3



< 3 > CALIBRACIÓN hace referencia al módulo ACalibrar para calibrar los canales, cabe hacer mención que esta opción es transparente al usuario; y finalmente se encuentra también la opción.

< FIN > finaliza la sesión y también el Módulo Principal.

De acuerdo a la solicitud del usuario se realiza lo siguiente:

a) Monitoreo

Este módulo es el más extenso, y con mayor frecuencia de ejecución porque es aquí en donde se efectúan a) la captura y presentación de la señal Electrocardiográfica para el monitoreo, b) atención a las solicitudes de usuario durante el monitoreo y c) la comunicación entre Computadoras, por lo que se hace llamadas a diversos procedimientos, en las diferentes unidades, es por esto también que está integrado en una unidad lógica (UMMONITO).

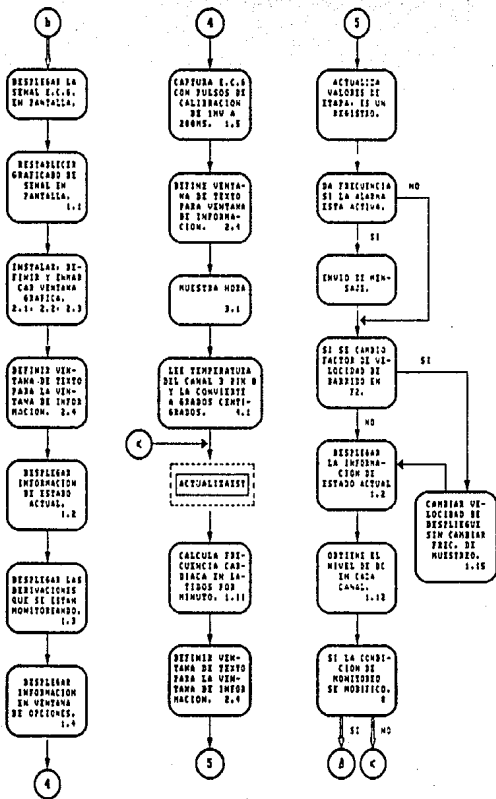
a.1) Captura y graficación de la señal.

Unidad UMMONITO:

Procedimiento Monitor (Fig. 13): Inicia al restablecer la señal en pantalla a través de la subrutina SigueTrazo y la instalación, definición y enmarque de las Ventanas Gráficas con las subrutinas; VentGraf, CuadroGrafico y VentanaG así como la Ventana de Texto para la Ventana de Información con la subrutina VentanaT

FIGURA 13

MONITOR.



(etas últimas de la unidad U_VENGR) después de lo anterior, despliega la información referente a las derivaciones visibles: aVR, aVL y aVF, consideradas de estado inicial, a continuación se describen las subrutinas de acuerdo a la secuencia de ejecución:

MenúMonitor: despliega el menú de opciones al usuario dentro durante la monitorización en en la Ventana de Opciones.

BarreconCalibra: despliega toda la información del estado inicial, captura el ECG con pulsos de calibración de 1mV a 200mseg.

ActualizaTemperatura (De la Unidad U_TEMP): lee la temperatura del canal 3 (pin 8) auxiliándose por la función CAD y la convierte a grados centígrados para desplegarla en pantalla.

MOVE (De la Unidad U_VARGLO): verifica en cual de las 2 subventanas está el trazo presente.

CapYGraCalibra: de acuerdo a la ventana disponible, se captura y gráfica la señal para ser desplegada en la subventana vacía.

NivelDC: de tal señal capturada se obtiene en nivel de DC en cada canal para así después calcular la frecuencia cardiaca, se leen los datos de los canales 1,2 y 3 del C-A/D.

CapYGraf: de no existir una solicitud de usuario se grafican los datos capturados y se iniciará aquí un ciclo.

Este ciclo es el correspondiente a la presentación continua de la señal electrocardiográfica y va relacionada con el procedimiento ActualizaEst, pues como se verá en la descripción de dicho ciclo

cada vez que se presente la porción de señal capturada en la pantalla, previamente se preguntará en ActualizaEst si es que se solicitó alguna de las opciones de monitor por el usuario, de ser así, esto definirá la secuencia a seguir.

El ciclo de Monitor funciona de la siguiente forma:

CalFreCard: Se calcula la frecuencia Cardíaca.

VentanaT (de la unidad U_VENGR) define la ventana de texto para la ventana de información para proceder a actualizar los valores de etapa en el registro correspondiente, se presenta la frecuencia en el monitor, si esta frecuencia es alta o baja suena la alarma (si no fue desactivada), así mismo se modifica la velocidad de barrido en el caso de que se haya hecho esta solicitud por el usuario.

DesNomParSet: procede a desplegar la información del estado actual, si la condición de monitoreo no ha sido modificada se repite nuevamente este ciclo, de lo contrario se regresa la secuencia del programa a MenúMonitor.

a.2) Atención a solicitudes de usuario durante el monitoreo

De la unidad UMMONITO:

ActualizaEst: Es el encargado de dar atención a la opciones que el usuario solicita y funciona alternativamente con los módulos; de captura y graficación y de comunicaciones. Al

ejecutarse hace referencia a las rutinas necesarias que darán atención a solicitudes del usuario y regresa la secuencia de instrucciones a Monitor para continuar con la presentación de la señal electrocardiográfica. (Ver figuras 14 y 14a)

Antes de realizar el llamado a cualquier procedimiento se define la ventana de texto que servirá para desplegar información de opciones al usuario.

De acuerdo al diagrama de bloques de la figura 15, el usuario selecciona una opción con las siguientes teclas de funciones (recordar que contamos con un teclado específico que solo cuenta con teclas numéricas correspondientes a funciones):

- < 1 > CONGELA SEÑAL.
- < 2 > CAMBIA VELOCIDAD DE BARRIDO.
- < 3 > REINICIALIZA VALORES EN LA VENTANA DE ESTADO.
- < 4 > SOLICITA SOLO UNA DERIVACION.
- < 5 > SOLICITA TRES DERIVACIONES.
- < 6 > MANEJO DE ALARMA DE FRECUENCIA.
- < 7 > MANEJO DE ALARMA DE TEMPERATURA.
- < 8 > SELECCION Y DESPLIEGUE DE INCREMENTOS EN UMBRALES
- < 9 > FIN.

Las rutinas correspondientes para dar atención a tales solicitudes son las siguientes:

FIGURA 14

ACTUALIZARSE
1.22

DEFINE VENTANA
DE TEXTO PARA LA
VENTANA DE IN-
FORMACION. 2.4

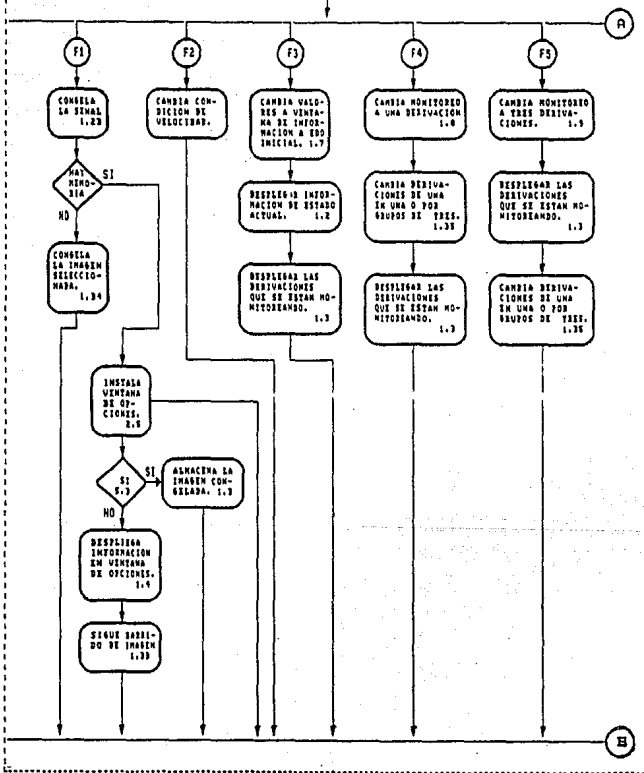


FIGURA 106

ACTUALIZACI3N

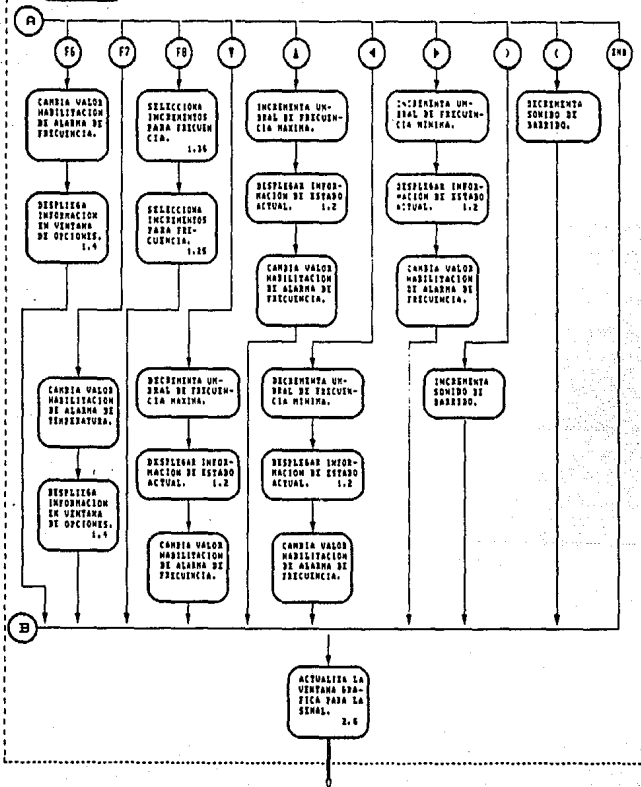
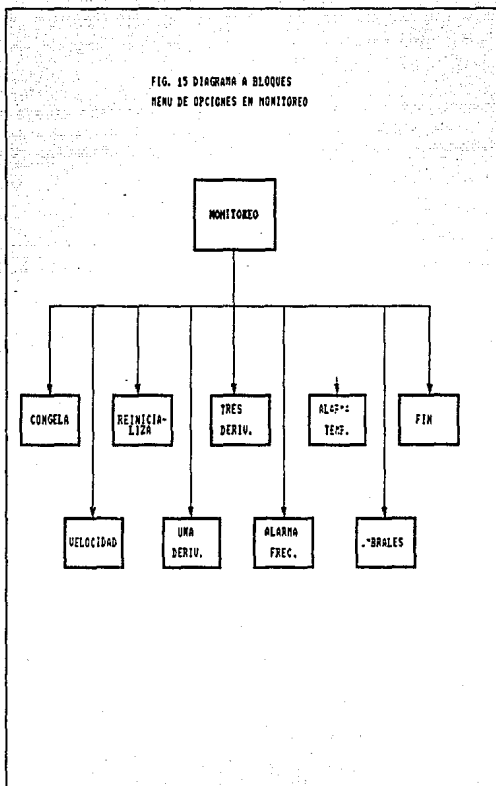


FIG. 15 DIAGRAMA A BLOQUES
MENU DE OPCIONES EN MONITOREO



< 1 > Congelar señal:

Congelar se verifica si hay memoria disponible, si no es así se procede al congelamiento de la señal seleccionada a través de la ejecución de la rutina **RetieneTrazo** y regresa a **Monitor** de lo contrario se instala la ventana de opciones (**VentOps**).

Función SI: pregunta si desea ser almacenada la imagen congelada.

DespVars si la imagen se va a congelar se almacena la imagen y se regresa a **Monitor**.

MenuMonitor en el otro caso se despliega ventana de opciones y sigue el barrido de la imagen con (**SigueTrazo**) para continuar con **Monitor**.

< 2 > Cambia la velocidad:

Esta opción únicamente cambia el estado de una bandera que da aviso a **Monitor**, para la modificación de la velocidad de barrido.

< 3 > Reinicializa los valores de la ventana de información: con el procedimiento **Restablece** a los valores de estado inicial.

DesnomParSet: se despliega la información de estado.

DespVars: despliega las derivaciones para continuar en **Monitor**

< 4 > Cambiar monitoreo a una derivación:

UnaDerivacion: se modifican las condiciones que servirán al llamar al procedimiento **CambiaDeriv** en el cual se selecciona el

cambio de derivaciones de una en una o por grupos de tres para después desplegar las derivaciones que se están monitorizando con la rutina **DespVars**.

< 5 > Cambiar monitoreo a tres derivaciones:

TresDerivaciones: modifica las condiciones que servirán al llamar al procedimiento **DespVars** para desplegar las derivaciones que se están monitorizando.

CambiaDeriv : selecciona el cambio de derivaciones de una en una o por grupos de tres.

< 6 > Cambiar valor de habilitación y desplegar esta información:

MenuMonitor: Despliega opciones para alarma de frecuencia que dará aviso a Monitor en el caso de sobrepaso de umbrales si la alarma debe o no sonar.

< 7 > Cambiar valor de habilitación y desplegar esta información en ventana de opciones:

MenuMonitor Despliega opciones de alarma de temperatura que dará aviso a Monitor en el caso de sobrepaso de umbrales si la alarma debe o no sonar.

< 8 > Selecciona incrementos para los cambios de umbrales de frecuencia.

Incrementos: Cambia umbrales de frecuencia.

DespVars: Despliega valores de umbrales de frecuencia (entre otros).

Después de efectuarse cada una de las secuencias descritas de acuerdo a la selección del usuario se ejecuta el procedimiento **VentSenal** encargado de actualizar la ventana gráfica para la señal.

Posterior a la ejecución de estos procedimientos se reinicia el ciclo, que termina si es solicitud del usuario al ejecutarse el módulo **ActualizaEst**.

a.3) Comunicación entre computadoras

Los procedimientos que a continuación se describen están integradas en una unidad creada independientemente pero ligada al sistema **TERECG**.

Esta unidad permite la transferencia de los datos del paciente a la central, así como las solicitudes de las terminales para hacer uso de los periféricos existentes y la atención que brinda la central para la administración de tales recursos.

A manera de introducción describiremos brevemente la lógica del programa de la siguiente forma:

1. Se establece la comunicación:

- Computadora Central envía aviso de que quiere transmitir dato (enciende el DTR).

- Computadora Terminal recibe DTR y avisa que puede recibir dato al encender y enviar el DR.

2. Se envía dato:

- Computadora Terminal envía dato a dato

+ El dato puede ser:

Identificación,

Una Solicitud o

Información que servirá a la "computadora destino" para dar atención a alguna solicitud hecha con anterioridad.

3. Se recibe dato:

- Computadora Central recibe datos y los procesa:

+ Si el dato es:

++ Identificación: Verifica según la secuencia del poleo si es la computadora Terminal con la que debe establecer la comunicación.

++ Solicitud: Lo Encola para proceder a desplegar la señal de ECG y posteriormente solicitar la información necesaria para dar atención.

++ Información: Lo almacena (para acumular toda la información necesaria para procesar de acuerdo a la solicitud) o dá atención a la solicitud pendiente.

4. Se restablecen valores para dar inicio a un nuevo proceso

- Computadora Terminal apaga el DTR de tal forma que cuando la Computadora Central recibe el siguiente dato considera fin de la transmisión.

- Computadora Terminal y Central dan valores a variables para iniciar el mismo proceso.

La transmisión y recepción es dato por dato debido a que estamos usando comunicación serial.

Así mismo el manejo de los registros del UART8250 se hace de acuerdo a los valores descritos en el capítulo 4 inciso B), según la lógica de los siguientes procedimientos:

De la unidad U-Monito:

InicializaComunicaciones (Figura 16): Se dá valor a la banderas de Transmisión (BT) y de Recepción (BR) para entrar a RECIBE en el caso de la TERMINAL y para entrar a TRANSMITE1 para el caso de la CENTRAL. (Ver la Figura 17)

Así mismo el valor dado a la variable "PASO" se inicializa para el ESTADO DE COMUNICACIONES que define IDENTIFICACION DE TERMINAL.

Para el caso de la Central a la variable "TERMINAL" se dá el valor de la primera terminal (0) en el poleo.

FIGURA 16

CENTRAL

INICIALIZA
CONEXION

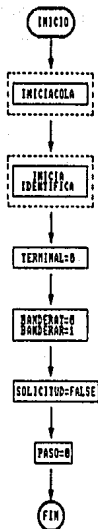


FIGURA 17
TABLA DE REFERENCIA PARA
ESTADO DE LAS COMUNICACIONES

FUNCION	Bandera Transmisión BT	Bandera Recepción BR
Entra a RECIBE	FALSO	FALSO
Sale de RECIBE	VERDADERO	VERDADERO
Entra a TRANSMITE1	FALSO	VERDADERO
Sale de TRANSMITE1	VERDADERO	FALSO
Entra a TARNSMITE2	VERDADERO	FALSO
Sale de TARNSMITE2	FALSO	FALSO

Este procedimiento a su vez hace un llamado a las rutinas **IniciaIdentifica** e **IniciaCola**, que se encuentran en la unidad **U_COMUNICA**, su función es dar inicio al registro "IDENTIFICA" que almacena los datos de identificación del paciente e inicializar al arreglo "COLA" que sirve para encolar las solicitudes ⁽³⁾ respectivamente, ambas rutinas existen tanto en la terminal como en la central.

De la unidad U_CENTRA Y U_PACIEN:

COMUNICACION: Este procedimiento "principal" es el encargado de la administración de la ejecución de todas las subrutinas necesarias para las comunicaciones. Este procedimiento interactúa con la unidad **U_MMONITO** que a su vez realiza de manera cíclica la monitorización y despliegue de la señal a la par de la atención de las solicitudes.

COMPUTADORA CENTRAL (Fig. 18)

COMUNICACION llama a las siguientes subrutinas:

CualRutina (Fig. 19): De acuerdo al estado de las banderas **BT** y **BR** ejecuta alguno de los 3 procedimientos siguientes que permiten establecer la comunicación y transmitir o recibir información:

TRANSMITE1 (Fig. 20) activa el controlador de Línea.

TRANSMITE2 (Fig. 21) enciende el **DTR (Data Transmission Ready)**

RECIBE (Fig. 22) enciende el **DR (Data Reception)**

³ De los usuarios para el caso de la terminal y de la terminal en el caso de la Central.

FIGURA 10
CENTRAL Y PACIENTE

COMUNICACION

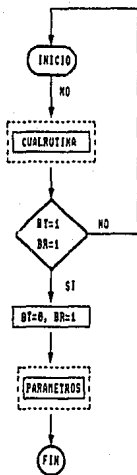


FIGURA 19
CENTRAL Y PACIENTE

CUERPO

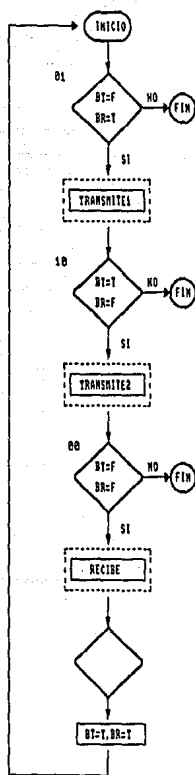


FIG. 20
U_CENTRA

TRANSMITE1

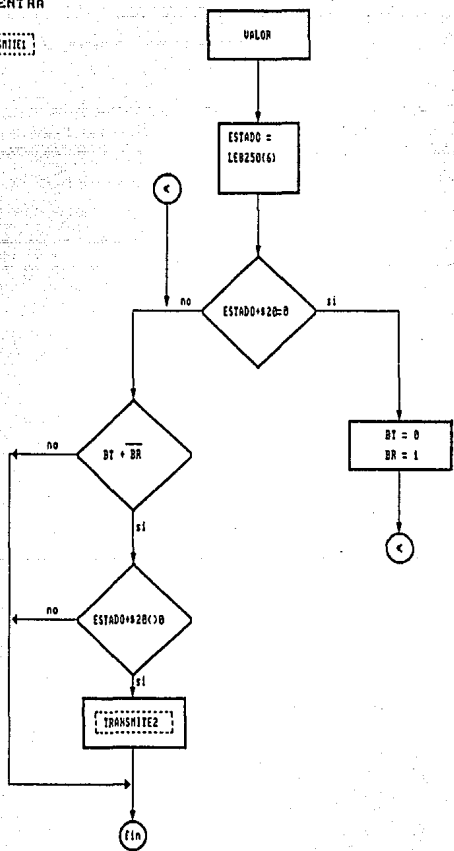


FIG. 21
U_CENTRA

TRANSMITE

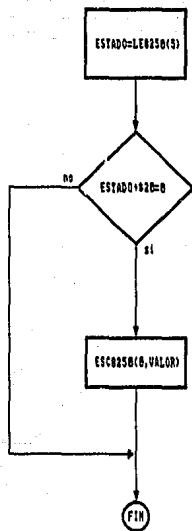
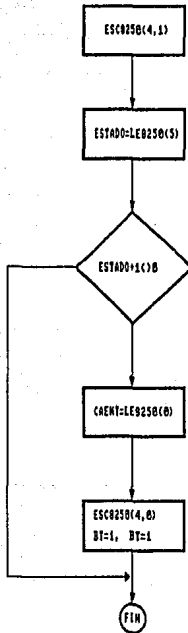


FIGURA 22
U_CENTRA

RECIBETOKEN



Los valores necesarios así como los registros que deben accederse en cada una de las rutinas anteriores son de acuerdo a la descripción del capítulo 4 y puede observarse en la tabla "valores de los registros".

Al finalizar la asignación de valores a las banderas se verifica el valor de éstas.

En el caso de que los valores no sean los correspondientes a la salida de RECIBE (de acuerdo al tabla de referencia) la ejecución regresa a la Unidad UMMONITO para continuar con la monitorización de la señal.

Lo anterior es con la finalidad de realizar en tiempo real el despliegue de la señal acorde al tiempo de su captura, dado que, de lo contrario el sistema entraría en un proceso repetitivo en espera de la respuesta de la otra terminal y si por algún motivo la otra terminal está apagada, por ejemplo, ya no se desplegarían las otras señales.

Si por el contrario los valores de las banderas indican que se terminó de ejecutar la subrutina TRANSMITE2 significa que la terminal destino se encuentra en espera del dato a transmitir, y se define la acción a seguir en el proceso siguiente (Parámetros).

La Central funge como transmisora inicial al establecer las comunicaciones, con el objeto de que el primer dato que recibe sea el correspondiente a la identificación de la terminal que responde.

COMPUTADORA TERMINAL

Al igual que la Central la terminal ejecuta a COMUNICA (Fig. 23) que a su vez hace referencia a los procedimientos Recibe, Transmite1 y Transmite2. Sin embargo dado que esta ejecuta primero a Recibe el módulo COMUNICA varía pues directamente hace el llamado a PARAMETROS y después ejecuta a TRANSMITE1 Y TRANSMITE2.

Parámetros (Figs. 24 y 25): El dato que será transmitido depende del estado de las comunicaciones, este estado refiere al tipo de acción que la computadora está realizando en ese momento de acuerdo al proceso de atención de las solicitudes (Figura 26). Para llevar el control de estos estados contamos con la variable PASO y tiene tres posibles valores que determinan 3 opciones a seguir según sea el caso:

PASO = 0 IDENTIFICACION DE TERMINAL

COMPUTADORA CENTRAL:

Hace la comparación entre el dato recibido (CaEnt) y la identificación de la terminal que responde, de tal forma que si CaEnt no corresponde a la identificación de la terminal con la que se pretende establecer comunicación, se inicie comunicación con una nueva terminal ejecutando la rutina NuevaTerminal (Fig. 27), existente únicamente en el sistema de la Computadora Central.

En el caso de que CaEnt sea la identificación correcta, significará que la comunicación con la terminal correspondiente al poleo se ha iniciado.

FIGURA 23
U_PACIEN

COMUNICA

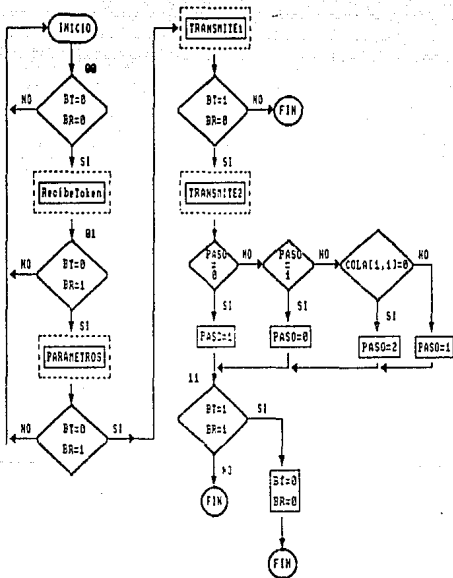


FIGURA 24

U_CENTRA

PARAMETROS

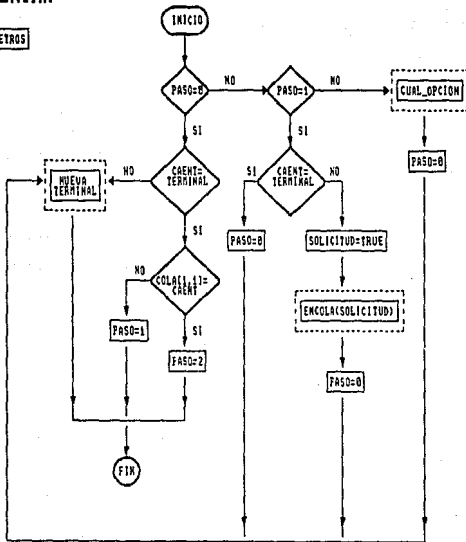


FIGURA 25

U_PACIEN

PARAMETROS

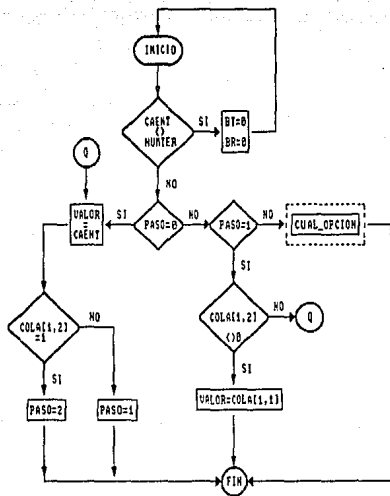


FIGURA 26
ESTADO DE LA COMUNICACION
DE ACUERDO A LA VARIABLE "PASO"

PASO = 00 IDENTIFICACION DE TERMINAL

CENTRAL	TERMINAL
---------	----------

VALOR DE DATOS:

ESTADON	Recibe	Transmite	Recibe	Transmite
1	0			0
1		0	0	
0	0			0
0		IDENTIFICACION	IDENTIFICACION	

PASO = 01 SOLICITUD

CENTRAL	TERMINAL
---------	----------

VALOR DE DATOS:

ESTADON	Recibe	Transmite	Recibe	Transmite
1	0			0
1		0	0	
0	0			0
0		SOLICITUD ***	SOLICITUD ***	

PASO = 11 SOLICITUD EN COLA

CENTRAL	TERMINAL
---------	----------

VALOR DE DATOS:

ESTADON	Recibe	Transmite	Recibe	Transmite
1	0			0
1		0	0	
0	0			0
0		DATO ****	DATO ****	

* Si ESTADO = 1 Estableciendo Comunicacion.
 ESTADO = 0 Transferencia de datos.

** IDENTIFICACION = No. de Terminal con la que se establece comunicacion.

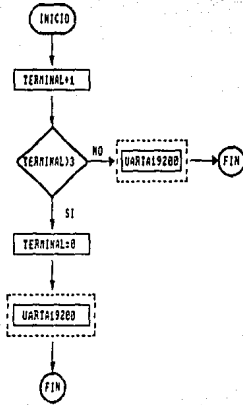
*** SOLICITUD = IDENTIFICACION ==> Aviso de NO Solicitud.
 SOLICITUD (>) IDENTIFICACION ==> SOLICITUD = Opcion elegida.

**** DATO = Informacion para procesar la Solicitud.

FIGURA 27

U_CENTRA

NUEVA TERMINAL



Verifica la BANDERA PUNTERO de la PILA (que contiene a las solicitudes de las 4 terminales)

Si BANDERAPUNTERO = 0 Significa que no hay solicitud en proceso, y se hace a PASO = 01, con la finalidad de que el próximo dato a recibir sea verificado y en caso de ser una solicitud se realiza el procedimiento pertinente.

Si BANDERAPUNTERO = 1 Significa que existe una solicitud en proceso y que el siguiente dato a recibir será información para atender tal solicitud. Se hace a PASO = 11, con la finalidad de que el próximo dato sea procesado.

COMPUTADORA TERMINAL:

Hace la comparación entre el dato recibido (CaEnt) y su identificación de tal forma que si la identificación recibida no corresponde a esta terminal hace caso omiso de la recepción y continúa la monitorización.

En caso de identificarse; transmite (en respuesta) su identificación para comprobar a la central que pueden iniciar la comunicación.

PASO = 01 EXISTE SOLICITUD

COMPUTADORA CENTRAL:

Si CaEnt = Terminal: Significa que no hay una nueva solicitud, y se hace a PASO = 00 lo cual significa que la comunicación se ha concluido y se ejecuta a NuevaTerminal para continuar con el poleo.

Si CaEnt > < Terminal: Significa que hay una solicitud y el valor de CaEnt se ENCOLA (Fig. 28) dado que es el correspondiente a la nueva solicitud en el arreglo que se muestra en la Figura 29 y se concluye la comunicación al hacer a PASO = 00 y ejecutando a NuevaTerminal.

COMPUTADORA TERMINAL:

Ejecuta el procedimientos Encola (Fig. 28) desde la Unidad UMMONITO dentro del procedimiento ActualizaEst, pues éste es el encargado de recibir y ejecutar las solicitudes del usuario, en su caso, o bien almacenar aquéllos que requieran de atención en la Computadora Central.

Hace la comparación entre CaEnt y su identificación de tal forma que si la identificación recibida no corresponde a esta terminal hace caso omiso de la recepción y continúa la monitorización.

En caso de identificarse verifica la BANDERAPUNTERO de la PILA (que contiene a las solicitudes del usuario):

Si BANDERAPUNTERO = 0 Significa que no hay solicitud en espera y se envía el mismo dato ("Identificación") a la Central. Hace a PASO = 00 y envía CaEnt = Terminal, con la finalidad de dar aviso a la Central de que no existe solicitud y concluir la comunicación.

Si BANDERAPUNTERO = 1 Significa que existe una solicitud en espera, envía CaEnt = Solicitud de acuerdo al código siguiente:

FIGURA 28

U_CENTRA

ENCOLA

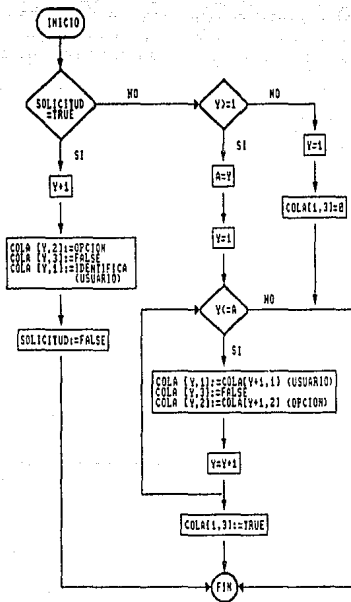


FIGURA 29

U_CENTRA

REFERENCIAS

MANEJO DE LA COLA DE SOLICITUDES
EN LA TERMINAL CENTRAL.

	USUARIO	SOLICITUD	PROCESO
1			
2			
3			
4			

CODIGO	SOLICITUD
4	ALTA DE PACIENTE
8, 9	MANEJO DE DISCO
10, 11	MANEJO DE IMPRESION

hace a PASO = 11, con la finalidad de que el próximo dato a enviar sea información correspondiente a la solicitud enviada.

PASO = 11 ATENCION DE SOLICITUD

COMPUTADORA CENTRAL

Se hace un llamado al procedimiento **CualOpción** (Fig. 30) para verificar en la pila que se muestra en la figura 31 el código de la solicitud que se encuentra en proceso. De acuerdo a lo anterior si en la cola se encuentra:

Código=4 se ejecuta el procedimiento

De_Alta (Fig. 32) encargado de transmitir los datos del paciente (en la Terminal) que servirán (a la Central) para identificar la señal electrocardiográfica que será desplegada. Aquí el último valor de **CaEnt** es el primer dato a procesar, para esta opción y corresponde al registro del paciente. Este dato se asocia a una variable auxiliar "Aux" para que en las siguientes recepciones se verifique la continuidad de los datos a almacenar en el registro "Identifica" (que guarda los datos del paciente)

FIGURA 30
U_CENTRA

CUAL OPCION

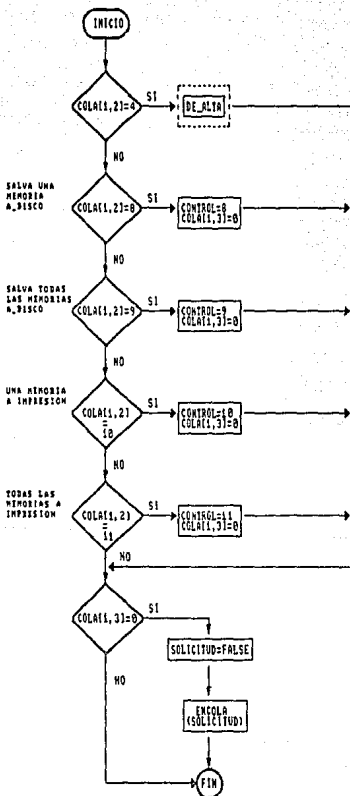


FIGURA 31

U_PACIEN

REFERENCIAS

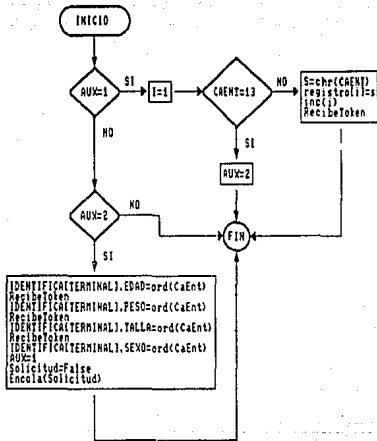
MANEJO DE LA COLA DE SOLICITUDES
EN LA TERMINAL DEL PACIENTE.

	SOLICITUD	EN PROCESO
1		
2		
3		
4		

FIGURA 32

U_CENTRA

DE_ALTA



a través de la comparación de Aux con los campos en la misma secuencia en que son transmitidos por la Terminal.

Al recibir el último dato de acuerdo a la secuencia establecida, regresa a **Parámetros** y se hace a **PASO = 00**. Se apaga la bandera de solicitud que servirá a **Encola** para actualizar la **Pila**, pues esta solicitud ha sido concluida y se envía la secuencia de ejecución a **Comunica** para reiniciar el proceso.

Codigo<>4 se transfiere el código a la variable denominada **CONTROL**, de tal forma que al regresar a la Unidad **UMMONITO** se ejecutará el procedimiento

MemoriasPorTerminal (Fig. 33) que se encarga de llamar a las rutinas necesarias para realizar impresión o almacenamiento en disco de acuerdo a los siguientes valores:

Control=8 ejecuta a **TFADisco** (Fig. 34)

Control=9 ejecuta a **TodasFADisco** (Fig. 35)

Control=10 ejecuta a **AFGrafilLargo** (Fig. 36)

Control=11 ejecuta a **AFGraficorto** (Fig. 37)

COMPUTADORA TERMINAL

Al igual que la Central se verifica la solicitud que se encuentra en la cola, para así tomar el dato de información necesario que habrá de transmitirse a la Central para la solicitud en proceso.

También se ejecuta un procedimiento llamado **Cualopción** (Fig. 38) si:

FIGURA 33

U_CENTRA

Memorias por Terminal

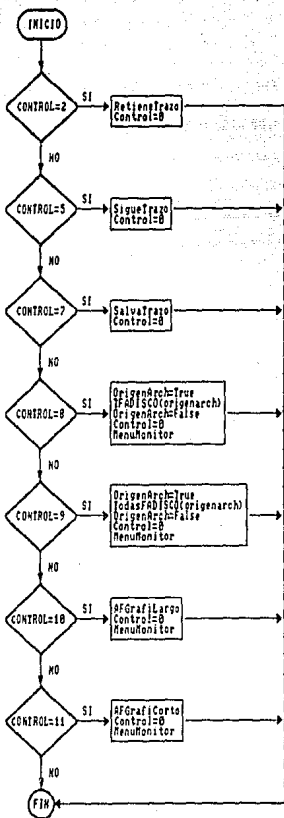


FIGURA 34

UFECGDIs

TFADISCO

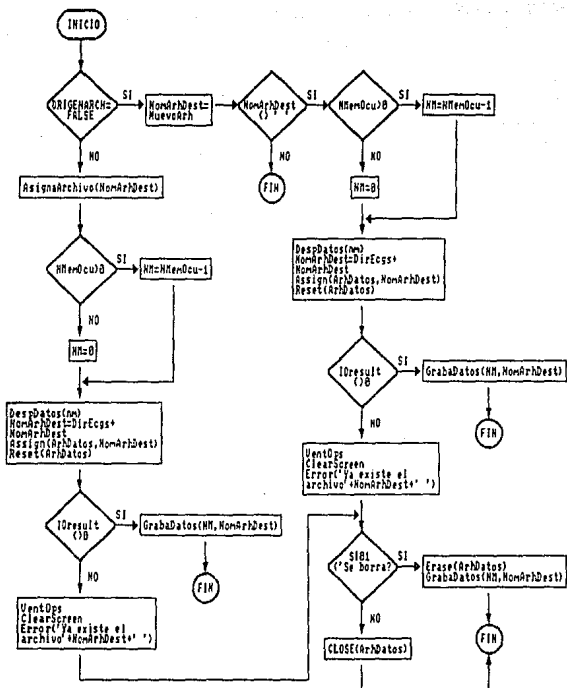


FIGURA 35

UFECGDIs

TODAS FADISCO

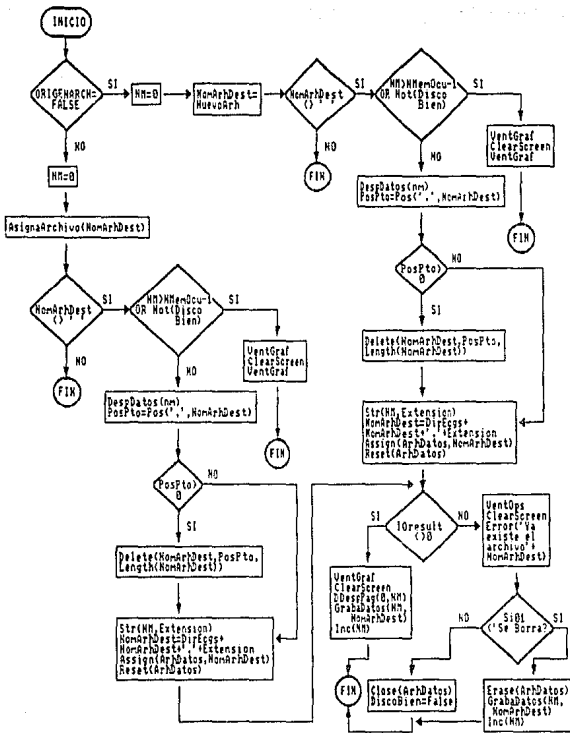


FIGURA 36

UFGrafic

sfGraf[Largo]

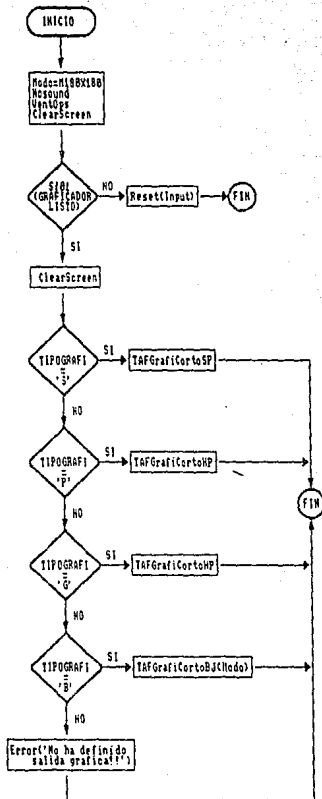


FIGURA 37

UFGraphic

AFGRAFICORTO

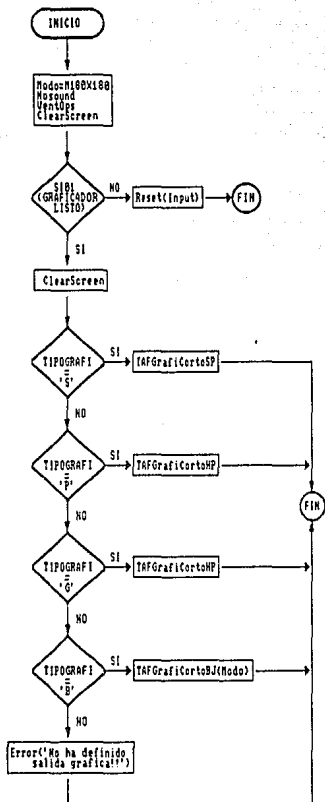
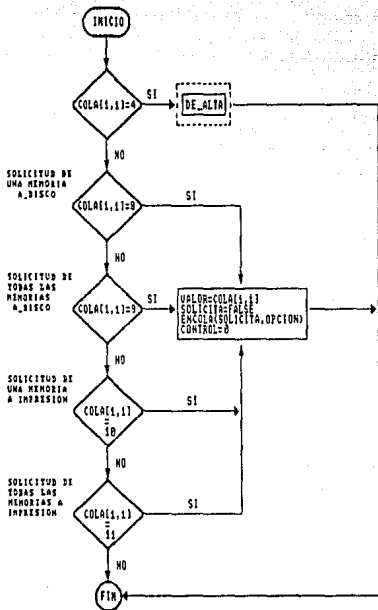


FIGURA 36

U_PACIEN

CUAL OPCION



Código=4 ejecuta el procedimiento

De_Alta (Fig. 39) que usa también la variable Aux para controlar la secuencia de transmisión de datos de identificación del paciente a transmitir a la Central.

Código<>4 asigna el código en cola a la variable VALOR para ser transmitido a la Central.

b) Calibración

Este procedimiento puede ser ejecutado desde el menú del programa principal por solicitud del usuario, sin embargo automáticamente se ejecuta dentro del proceso de monitoreo con la finalidad de dar calibración a los pulsos que servirán para calcular la frecuencia cardiaca haciendo referencia a los siguientes procedimientos:

Acalibrar (Fig. 40): se encuentra en la Unidad UMMONITO y a su vez se hace referencia a las siguientes rutinas:

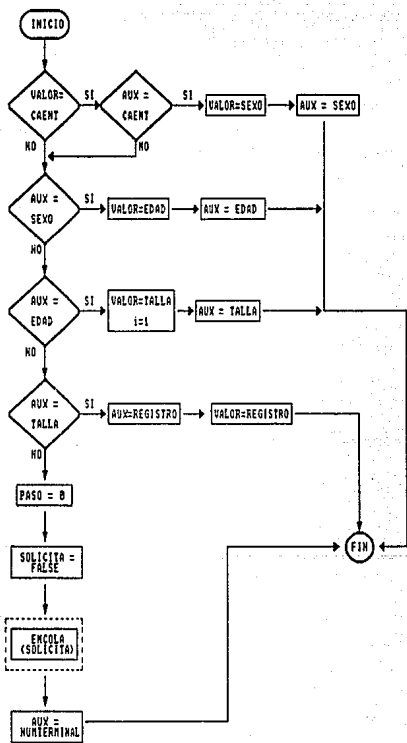
VentanaT: de la Unidad U_VENEGRA para definir ventana de información al usuario.

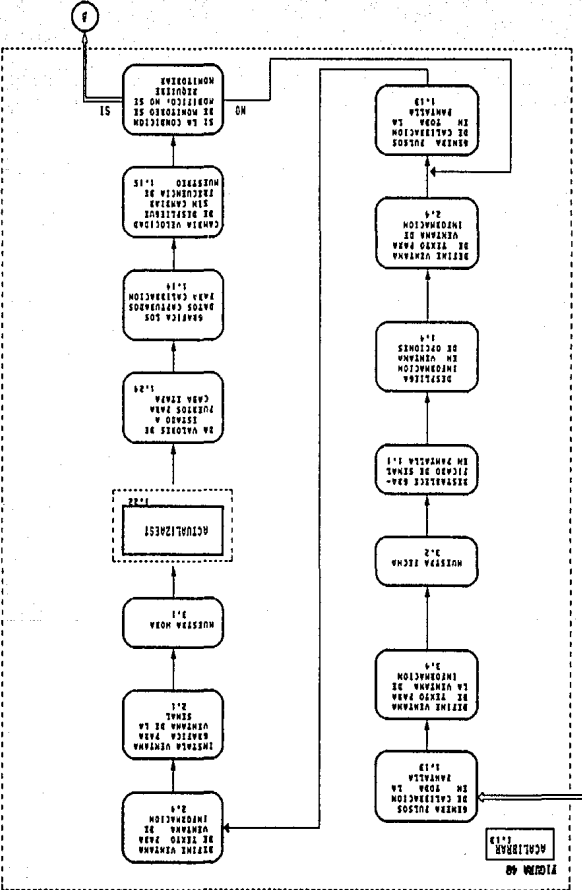
MuestraFecha: de U_FECHOR

Unidad UMMONITO

FIGURA 39
U_PACIEN

DE_ALTA





SigueTrazo: restablece el graficado de la señal en la pantalla, pues actualiza los campos del registro VersDesp que controla el graficado continuo de la señal Electrocardiográfica.

VentOps: despliega posteriormente las opciones del Menú Monitor en la Ventana de Opciones.

VentanaT : despliega la información de la señal en la Ventana de Información.

PROGRAMAS CONTENIDOS EN LOS MÓDULOS

0.	PROGRAMA PRINCIPAL	TERECOR
0.1	PROCESAMIENTO	Relojcia
0.2	PROCESAMIENTO	Inicializa
0.3	PROCESAMIENTO	MenuPrincipal
1.	UNIDAD	U MONITO
1.1	PROCESAMIENTO	Signifrazo
1.2	PROCESAMIENTO	DespionVarSet
1.3	PROCESAMIENTO	DespWars
1.4	PROCESAMIENTO	AcouMonitor
1.5	PROCESAMIENTO	BarreCoCalibra
1.6	PROCESAMIENTO	CapGraCalibra
1.7	PROCESAMIENTO	Reslablacc
1.8	PROCESAMIENTO	UdeDerivacion
1.9	PROCESAMIENTO	PresDerivaciones
1.10	PROCESAMIENTO	Barrido
1.11	PROCESAMIENTO	CallreCard
1.12	PROCESAMIENTO	NivelDC
1.13	PROCESAMIENTO	ACallbrar
1.14	PROCESAMIENTO	CapYGrat
1.15	PROCESAMIENTO	ChangeSpeed
1.16	PROCESAMIENTO	InVarBesp
1.17	PROCESAMIENTO	InEtapas
1.18	PROCESAMIENTO	InCanales
1.19	PROCESAMIENTO	InDatos
1.20	PROCESAMIENTO	InCebatos
1.21	PROCESAMIENTO	Monitor
1.22	PROCESAMIENTO	ActualizaEst
1.23	PROCESAMIENTO	Consejar
1.24	PROCESAMIENTO	PulCalibra
1.25	PROCESAMIENTO	DesStar
1.26	FUNCION	Cal
1.27	FUNCION	LineaDeEaso
1.28	PROCESAMIENTO	CopyGratPulCal
1.29	PROCESAMIENTO	NivelDC
1.30	PROCESAMIENTO	Tonos
1.31	PROCESAMIENTO	Mosound
1.32	PROCESAMIENTO	SalvaIrazo
1.33	PROCESAMIENTO	Signifrazo
1.34	PROCESAMIENTO	EdSignifrazo
1.35	PROCESAMIENTO	CambiaBeriv
1.36	PROCESAMIENTO	Incrementos

PROGRAMAS CONTENIDOS EN LOS MODULOS

2.	UNIDAD	U_VENGR8
2.1	PROCEDIMIENTO	VentGraf
2.2	PROCEDIMIENTO	CuadroGrafico
2.3	PROCEDIMIENTO	VentAnal
2.4	PROCEDIMIENTO	VentAnal
2.5	PROCEDIMIENTO	VentOps
2.6	PROCEDIMIENTO	VentGenal
2.7	PROCEDIMIENTO	MarcoMoni3
3.	UNIDAD	U_JECHO8
3.1	PROCEDIMIENTO	MuestraHora
3.2	PROCEDIMIENTO	MuestraFecha
4.	UNIDAD	U_TEMP
4.1	PROCEDIMIENTO	ActualizaTemperatura
4.2	PROCEDIMIENTO	InTemp
4.3	FUNCION	Tomatemperatura
5.	UNIDAD	U_GENE
5.1	PROCEDIMIENTO	BorraVent
5.2	PROCEDIMIENTO	EscCentrado
5.3	FUNCION	Si
6.	UNIDAD	U_VARGLO
7.4	PROCEDIMIENTO	Mov
8.	UNIDAD	U_PRCJEN
8.1	PROCEDIMIENTO	Comunica
9.	UNIDAD	U_CENTRA
9.1	PROCEDIMIENTO	Comunicaciones

DESCRIPCION DE LAS OPCIONES DEL MODULO 'MENU PRINCIPAL'

OP1.1	(ESC) o (END)	TIN DE SESION
OP1.2	(F2)	Reinicia (PROCEDIMIENTO)
OP1.3	(F1)	Monitor (PROCEDIMIENTO)
OP1.4	(C)	ACalibrar (PROCEDIMIENTO)
	OPCION TRANSPARENTE PARA EL USUARIO)	

V. INTEGRACION Y PRUEBAS

Debido a que en todo sistema de cómputo basado en un lenguaje de programación es necesario que en su proceso se efectúen pruebas de escritorio, durante el desarrollo de nuestro sistema se llevaron a cabo pruebas de esta índole, lo cual es fácil en el lenguaje que usamos porque manejamos rutinas independientes y con funciones específicas cada una.

Asimismo son necesarias pruebas de ejecución para cada una de tales rutinas, en nuestro caso, lo anterior se llevó a cabo con el depurador del compilador Turbo Pascal, con la finalidad de comprobar los valores asociados previstos en cada variable de acuerdo a los requerimientos y verificar la funcionalidad de dicho procedimiento acorde al objetivo específico.

V.1 Monitoreo ECG a un paciente.

Una vez realizados los cambios requeridos (y descritos en el capítulo II. Situación Actual) al sistema "TECG" existente para la detección y despliegue de la señal electrocardiográfica de un paciente, se procedió a monitorear la señal utilizando para esto un simulador de ECG, diseñado expofeso por el Departamento de Instrumentación del Instituto para control de calidad.

Verificando así que el sistema ejecuta las rutinas necesarias y acordes para dar atención a la solicitud del usuario.

V.2 Detector de temperatura.

Una vez diseñado el circuito para la detección de la temperatura se llevaron a cabo las siguientes pruebas:

A. De conexión

Se revisó la continuidad eléctrica de las conexiones, mediante la medición de voltajes de entrada y salida en cada uno de los dispositivos utilizados. Lo anterior con la finalidad de comprobar que el comportamiento de éstos fuera de acuerdo al diseño inicial. El resultado fué el esperado ya que como se había previsto fué necesario ajustar los valores de en las resistencias variables, para lograr el ajuste de las ganancia del circuito. Esto último debido a que el análisis para el diseño se realiza con valores tomados por un manual.

B. De Ajuste

Para obtener los niveles de offset que sirvieron para formular un modelo matemático que permitiera convertir las lecturas en voltaje hacia grados centígrados se realizó lo siguiente:

B.1 Se desarrolló un programa que permitiera el despliegue en la PC de los valores leídos (por el canal 5 del C A/D) de dicho circuito.

B.2 Se procedió a registrar manualmente las lecturas obtenidas de nuestro circuito simultáneas a las de un termómetro de mercurio cuya resolución es en décimas de grado.

Lo anterior a través del calentamiento gradual de una resistencia eléctrica, en intervalos de tiempo constantes (0.5 grados aproximadamente cada 10 minutos a partir de la temperatura ambiente) introducida en una caja térmica para evitar en la medida de lo posible alteraciones en las mediciones debidas a cambios de la temperatura ambiental.

B.3 Con la muestra representativa obtenida de las lecturas anteriores se realizó un análisis estadístico de mínimos cuadrados para aproximar nuestro modelo matemático a una curva de regresión lineal (mediante el paquete de Software Word).

Como resultado de la prueba anterior se obtuvo una gráfica donde se tienen 0.5 grados centígrados de histéresis en la respuesta del termómetro, lo cual no es alarmante para la valoración médica, debido a que en condiciones normales los humanos tienen un nivel similar de variación en la temperatura corporal por la exposición al medio ambiente.

B.4 Finalmente se desarrolló un programa que realiza los cálculos necesarios para dar valores a nuestro modelo matemático y así lograr el despliegue en la PC de la temperatura corporal del paciente. Mismo que funciona como una rutina del sistema integral.

La reproductibilidad de la medición de la temperatura con nuestro detector también ha sido muy alta bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo.

V.3 Comunicación entre terminales de ECG.

Inicialmente se comprobó la información documental acerca del funcionamiento del registro UART8250 transmitiendo y recibiendo caracteres, una vez comprobado lo anterior se procedió a verificar la comunicación de datos de paciente a través de transmisión y recepción de cadenas de caracteres.

Lo anterior se llevó a cabo mediante una interfase RS232 y un programa diseñados para tal función.

Por inspección continua durante el desarrollo de tal programa se comprobó que la información transmitida por la computadora del paciente era acorde a la que se recibía en la PC central.

V.4 Integración del sistema

Al finalizar la primera etapa que incluyó las modificaciones al sistema anterior y el desarrollo del detector de temperatura, se procedió al monitoreo de 2 personas en buen estado de salud con el objeto de aprobar la función de cada una de las opciones en el menú al usuario y que la temperatura leída en la computadora, de la persona monitorizada, fuera igual a la temperatura tomada con un termómetro de mercurio comercial.

Dado que lo anterior fué satisfactorio continuamos en una segunda etapa con la integración (como una unidad del sistema) del programa usado para probar la comunicación entre dos computadoras, previa adecuación para compatibilizar variables al sistema en general.

CONCLUSIONES

La realización de nuestra tesis es una aportación para el área de la medicina, pues permite al personal médico realizar el diagnóstico precoz y el tratamiento oportuno con mayor eficiencia, brindando así a los pacientes de bajos recursos con padecimientos del corazón mayores oportunidades de acceso a estos medios de control y diagnóstico, que hasta hace algunos años, en Latinoamérica, era casi imposible dado el alto costo del equipo.

Por otra parte, aunque nuestro sistema cubre varias opciones para que el médico cuente con parámetros de diagnóstico sobre los principales signos vitales, éste tiene un diseño abierto lo cual significa que puede ser actualizado desde diferentes puntos de vista; por ejemplo: permite introducir la detección de otros signos vitales como es el caso de la respiración y la presión arterial, la modificación de los menús de opciones para facilitar aún más el uso del sistema por personal no especializado o familiarizado en el uso de las computadoras o bien la expansión de la red para ser usada por un número mayor de terminales o tal vez incluir otra computadora central, de tal forma que se comparta la administración de los periféricos atendiendo a las solicitudes de las terminales, entre otras.

Por lo anterior podemos concluir dos aspectos importantes: en lo que se refiere al logro de los objetivos, los propuestos para el desarrollo de nuestro trabajo fueron cubiertos, aunque cabe mencionar que para el logro de éstos tuvimos la siguiente problemática: falta de equipo para la realización de las pruebas necesarias del funcionamiento de cada módulo del sistema. Lo anterior causa que actualmente el sistema sea 100% funcional para la comunicación entre dos computadoras, está dispuesto para la comunicación entre 4 terminales y una central y finalmente, no se encuentra instalado físicamente como se había planeado.

Con respecto a las experiencias obtenidas consideramos que es importante mencionar las siguientes: obtuvimos una visión general del ambiente laboral, aplicamos de forma integral los conocimientos adquiridos durante el desarrollo de nuestra formación académica, y por último, tuvimos la oportunidad de integrarnos a un equipo multidisciplinario de profesionales propiciando la solución interdisciplinaria de un problema real de la sociedad, objetivos que creemos persigue la realización de un trabajo de tesis.

APENDICE

INS 8250: CIRCUITO PARA CONTROLAR COMUNICACIONES.

Dos circuitos INS 8250 ELEMENTOS DE COMUNICACION ASINCRONA. (ACE). Funcionan como interface para datos en serie de entrada y salida en el sistema de la microcomputadora.

El modo de funcionamiento del 8250 es programándolo por software.

El INS 8250 convierte datos de serie a paralelo desde el dispositivo periférico o por un MODEM, y su conversión de paralelo a serie sobre los datos desde la CPU.

La CPU puede leer el estado completo del INS8250 durante el tiempo de operación. El reporte del estado de la información incluye los tipos y condiciones de las operaciones de transferencia así como condiciones de error (paridad, recorrido, bloqueo o interrupciones).

La conexión del controlador serial es de manera externa por medio del conector DB-25S en la parte trasera de la MPC (Micro Computadora Personal). Los pins para esta conexión, son marcados en la "consola" y el "puerto serial").

En resumen para controlar la comunicación de datos de manera asíncrona, el INS 8250 incluye un Generador Baud programable que es capaz de dividir el tiempo de referencia para la entrada del reloj en divisiones de 1 a $(2^{16}-1)$ y

produce un reloj de 16x para dividir la transmisión de manera interna lógicamente. Incluye también para su uso un reloj de 16x para recepción lógica. También el INS 8250 incluye un control del MODEM con capacidad completa y un sistema de interrupciones para el procesador que puede ser generado por Software para los requerimientos del usuario, para minimizar el tiempo de computadora requerido para el manejo del ligado de las comunicaciones.

CARACTERISTICAS DE INS 8250

- 1) Adiciona o Borra Bit estandar de Comunicación Asíncrona (inicio, paro y paridad) para o desde Datos Seriales.
- 2) Necesidad de Eliminar el Llenado doble del Buffer para precisar la sincronización.
- 3) Independientemente controla la Transmisión, Recepción, Línea de estatus y el conjunto de interrupción de Datos.
- 4) Programa el Generador Baud de Velocidad para entrada al reloj por 1 hasta $(2^{16}-1)$ y el reloj interno genera 16x.
- 5) Recibe la entrada del reloj independientemente.
- 6) Funciones de Control para el MODEM (CTS, RTS, DSR, DTR, RI, de transporte y detección).
- 7) Características de la interfaz serial :
 - a) 5, 6, 7 u 8 Bits de Caracteres.
 - b) Generación y Detección del Bit de no paridad o paridad impar.

- c) 1, 1 1/2 ó 2 Bits de Paro.
 - d) Generación de Velocidad (DC para 56K Baud).
-
- 8) Detección falsa de Bit de arranque (start).
 - 9) Capacidad completa para Reportes de Estado.
 - 10) Capacidad de impulsión para 3 Estados TTL para Bus de Datos Bidireccional y Bus de Control.
 - 11) Detección y Generación de la Línea Break (de Abertura).
 - 12) Capacidad para Diagnóstico Interno.
 - a) Control de Loopback (ciclo de regreso) para comunicaciones de aislamiento de fallo de enlace.
 - b) Break, paridad, desbordo, Simulación de error de encuadre.
 - c) Control de Sistema de Interrupción para prioridad.

ACCESIBILIDAD DE REGISTROS EN INS 8250

El programa del sistema puede acceder o controlar solamente los registros del INS 8250 que se presentan en la Tabla 3-4 (en donde se visualiza la función de cada registro) por la CPU. Estos registros son usados para controlar operaciones y para transmitir y recibir los datos.

TABLA 3-4 REGISTROS DEL C.I. UART8250

REGISTRO: 0 DLAB=0 0 DLAB=0 1 DLAB=0 2 3 4 5 6 0 DLAB=0 1 DLAB=1

NOMBRE: RECEPTOR TRANSMISOR HABILITADOR DE IDENTIFICADOR DE LINEA DE CONTROL DE LINEA DE LINEA DE DIVISOR DE DIVISOR
 DE DE DE DE DE DE LATCH LATCH
 INTERRUPCIONES INTERRUPCIONE CONTROL MODEM ESTATUS ESTATUS (LS) (MS)

No. BIT	RBR	THR	IER	IIR	LCR	MCR	LSR	MSR	DLL	DLM
0	BD	BD	ERBFI	0* si ip	WLSO	DTR	DR	DCTS	BIT 0	BIT 8
1	BD	BD	ETBEI	ID (bit 0)	WLSO	RTS	OR	DDSR	BIT 1	BIT 9
2	BD	BD	ELSI	ID (bit 1)	WLSO	OUT 1	PE	TERI	BIT 2	BIT 10
3	BD	BD	EDSSI	0	WLSO	OUT 2	FE	DRLSD	BIT 3	BIT 11
4	BD	BD	0	0	WLSO	LOOP	BI	CTS	BIT 4	BIT 12
5	BD	BD	0	0	WLSO	0	THRE	DSR	BIT 5	BIT 13
6	BD	BD	0	0	WLSO	0	TSRE	RI	BIT 6	BIT 14
7	BD	BD	0	0	WLSO	0	0	RLSD	BIT 7	BIT 15

REGISTROS DE LA LINEA DE CONTROL.

La programación del sistema especifica el cambio de formato de la comunicación de datos asíncronos por medio de los registros de la línea de control. Para el formato de control, el programador puede recuperar el contenido del registro de la línea de control para su inspección. Esta característica de la línea de control simplifica la programación del sistema y elimina la necesidad de almacenamiento por separado en la memoria del sistema. El contenido de los registros de la línea de control se indican en la Tabla 3-4 (en donde se visualiza la función de cada registro).

DESCRIPCION DE LOS REGISTROS DE LA LINEA DE CONTROL.

BITS 0 y 1 : Estos 2 Bits especifican el número de Bits en cada transmisión y recepción de caracteres en modo serie. La codificación de Bits para 0 y 1 son las siguientes:

BIT 1	BIT 0	Longitud de palabra.
0	0	5 Bits
0	1	6 Bits
1	0	7 Bits
1	1	8 Bits

BIT 2 : Este bit especifica el número de bits de paro en cada transmisión y recepción en modo serial. Si el bit 2 es un 0 lógico, un bit de paro es generado o hay chequeo en la transmisión o recepción de datos, respectivamente. Si el bit 2 es un 1 lógico cuando una palabra de 5 bits es seleccionada por bits 0 y 1, 1 1/2 bits de paro son transmitidos o recibidos. Si el bit 2 es un 1 lógico cuando la palabra 2 es de 6, 7 u 8 bits, 2 bits de paro son transmitidos o recibidos.

BIT 3 : Este bit es para habilitar el bit de Paridad. Cuando es un 1 lógico, el bit de paridad es generado (transmisión de datos) o chequeado (recepción de datos) entre los bits de la palabra anterior (datos) y el bit de paro de los datos en serie. (El bit de paridad es usado para producir un número par o impar sobre 1's cuando los bits de la palabra (datos) y los bits de paridad son sumados).

BIT 4 : Este bit es para seleccionar la paridad par. Cuando el bit 3 es un 1 lógico y el bit 4 es un 0 lógico, un número impar de 1's lógico es transmitido o chequeado en los bits de la palabra y el bit de paridad. Cuando el bit 3 es un 1 lógico y el bit 4 es un 1 lógico un número par de bits es transmitido o chequeado.

BIT 5 : Este bit es el de paridad Stick. Cuando el bit 3 es un 1 lógico y el bit 5 es un 1 lógico, el bit de paridad es transmitido y detectado por el receptor con un 0 lógico si el bit 4 es un 1 lógico o con un 1 lógico si el bit 4 es un 0 lógico.

BIT 6 : Este bit es el que establece bits de Control Break. Cuando el bit 6 es un 1 lógico, la salida (SOUT) serial es forzado para un espacio (0 lógico) y permanece éste sin hacer caso de otra transmisión activa. El establecimiento Break es inhabilitado por el bit 6 para un 0 lógico. Esta característica habilita la alarma de la CPU para una terminal en un sistema de comunicación.

BIT 7 : Este bit es el Bit Divisor de Acceso Latch (DLAB). Cuando es puesto en alto (1 lógico) accesa el Divisor Latches para la Generación de Velocidad Baud durante una lectura u operación de escritura. Cuando es puesto en bajo (0 lógico), accesa la recepción al Buffer, retiene la transmisión o habilita el registro de interrupción.

PROGRAMA GENERADOR DE VELOCIDAD BAUD.

Es capaz de tomar la entrada al reloj (DC para 3.1 MHz.) y dividirlo desde 1 hasta $(2^{16}-1)$. La frecuencia de salida para el generador Baud es 16x la velocidad Baud [número divisor = (frecuencia de entrada) / (la velocidad Baud x16)]. Los Latches de 8 bits almacenan el divisor en un formato binario de 16 bits. Estos divisores de Latches pueden ser llamados durante la inicialización en orden para asegurar la operación del Generador de Velocidad Baud. En la llamada de cualquier Divisor de Latches un contador Baud de 16 bits es inmediatamente llamado. Esto impide cortar el contador sobre la llamada inicial.

La siguiente tabla ilustra el uso del Generador de Velocidad con frecuencias crystal de 1.8432 MHz. Para velocidades Baud abajo de 38400 el error obtenido es mínimo. La exactitud de la velocidad Baud depende de la selección de la frecuencia crystal.

NOTA: La máxima frecuencia de operación para el Generador Baud es de 3.1MHz. Sin embargo, cuando se usan divisores abajo de 3, la máxima frecuencia es igual para el divisor en MHz. Por ejemplo si el divisor es 1, entonces la máxima es 1 MHz. En el caso de que no, la velocidad de los datos puede ser mucho más de 56K Bauds.

VELOCIDAD BAUD USANDO 1.8432 MHz. CRYSTAL

Velocidad Baud.	Divisor usado para Generar el reloj 16x	Diferencias del porcentaje de-error entre Desired y Actual.
50	2304	-----
75	1536	-----
110	1047	0.026
134.5	857	0.058
150	768	-----
300	384	-----
600	192	-----
1200	96	-----
1800	64	-----
2000	58	0.69
2400	48	-----
3600	32	-----
4800	24	-----
7200	16	-----
9600	12	-----
19200	6	-----
38400	3	-----
56000	2	2.86

DESCRIPCION FUNCIONAL DE LOS PINS PARA SEÑALES DE ENTRADA.

La siguiente descripción es para el funcionamiento de todos los pins de Entrada/Salida. Algunas de estas descripciones se refieren a circuitos internos.

NOTA : En las descripciones un bit bajo representa un 0 lógico (volt nominal 0) y un bit alto representa un 1 lógico (+2.4 volts nominales).

PINS 12-14 : CHIPS DE SELECCION (CS0, CS1, CS2).

Cuando CS0 y CS1 estan en alto y CS2 es bajo, el chip es activado. La activación del chip está completa cuando la señal seleccionada decodificada de un registro (latch) tiene una dirección de entrada baja. Esta habilita la comunicación entre el INS 8250 y la CPU.

PINS 22 Y 21 : DATOS DE ENTRADA (DISTR, DISTR).

Cuando DISTR es alto o bajo mientras el chip es activado, permite a la CPU leer la información para los datos desde el estado de un registro seleccionado del INS 8250.

PINS 19 Y 18 : DATOS DE SALIDA (DOSTR, DOSTR).

Cuando DOSTR es alto o bajo mientras es activado, permite a la CPU escribir datos o palabras de control en un registro seleccionado del INS 8250.

PIN 25 : HABILITACION DE DIRECCIONES (ADS).

Cuando es bajo proporciona latching para el registro seleccionado (A0, A1, A2) y para los chips de selección (CS0, CS1, CS2).

PINS 26-28 : REGISTROS DE SELECCION (A0, A1, A2).

Estas 3 entradas son usadas durante una operación de lectura o de escritura al seleccionar un registro del INS 8250 para lectura o escritura, son indicados en la tabla de abajo (3-6).

Note que el estado del Divisor de Acceso de Bits Latch es el Bit más significativo para el registro de la línea de Control, afecta la selección para algún registro del INS 8250. El Divisor de Acceso de Bits Latch puede ser puesto en alto por el sistema de Software para acceder el Generador Divisor Baud Latches.

TABLA 3-6. DIVISOR DE ACCESO DE BITS LATCH. Selección de registro (DLAB).

DLAB	A ₂	A ₁	A ₀	REGISTRO
0	0	0	0	Buffer de recepción (lectura) registro de transmisión (escritura).
0	0	0	1	Habilitación de interrupciones.
X	0	1	0	Identificación de interrupción (lectura solamente).
X	0	1	1	Línea de Control.
X	1	0	0	Control del MODEM.
X	1	0	1	Líneas de Estado.
X	1	1	0	Estado del MODEM.
X	0	0	0	Divisor Latch (byte menos significativo).
1	0	0	1	Divisor Latch (byte más significativo).

PIB 35 : Cuando está en alto limpia todos los registros (excepto el Buffer receptor, transmisor y divisor latches), y el control lógico del INS 8250. También el estado de varias señales de salida (SOUT, INTRPT, OUT1, OUT2, RTS, DTR), son afectados por una entrada del MR activo. (Referirse a la tabla 3-7).

PIN 9 : Esta entrada es de 16x de Velocidad para la sección de recepción para el chip.

PIN 10 : Datos de entrada serial para enlazar la comunicación (dispositivo periférico, MODEM, o colocar datos).

PIN 36 : La señal CTS es una función de entrada de control MODEM cuyas condiciones pueden ser probadas por la CPU por 4 Bits de Lectura (CTS) para el registro de estado MODEM. El bit 0 (DCTS) indica el registro de estado MODEM cuando la entrada CTS cambia de estado antes de una lectura para el registro de estado MODEM.

NOTA : Cuando el bit CTS del registro de estado MODEM cambia de estado, se activa un interruptor si el estado de la interrupción del MODEM está habilitado.

PIN 37 : Cuando es bajo indica que el MODEM o los datos son colocados para lectura para establecer la comunicación y transferir los datos con el INS 8250. La señal DSR es una función de entrada de control MODEM cuya condición puede ser comprobada por la CPU para lectura de 5 bits (DSR) del registro de estado MODEM. Con un bit en alto (DDSR) para el registro de

estado MODEM indica que la entrada del DSR tiene un cambio de estado antes de una lectura del registro de estado MODEM.

NOTA : Cuando el bit DSR del registro de estado MODEM cambia de estado, una interrupción es generada si el estado de la interrupción del MODEM está habilitada.

PIN 38 : Cuando es un bit bajo, indica que los datos transportados tienen que ser detectados por el MODEM o colocados.

La señal RLSD es una función de entrada de control MODEM cuya condición puede ser probada por la CPU para lectura bit 7 (RLSD) del registro de estado MODEM. El bit 3 (DRLSD) del registro de estado MODEM indica cuando la entrada del RLSD es cambiada de estado antes de una lectura para el registro de estado MODEM.

NOTA : Cuando el bit RLSD del registro de estado MODEM cambia de estado, una interrupción es generada si el estado de la interrupción del MODEM está habilitado.

PIN 39 : Cuando es un bit bajo, indica que una señal de teléfono en anillo tiene que ser recibida por el MODEM o colocar datos. La señal RI es una función de entrada de control MODEM, cuya condición puede ser probada por la CPU para lectura bit 6 (RI) desde el registro de estado MODEM. El bit 2 (TERI) del registro de estado MODEM indica cuando la entrada del bit RI cambia de un estado bajo a un estado alto antes de una lectura del registro de estado MODEM.

NOTA : Cuando el bit RI del registro de estado MODEM cambia de un estado alto a un bajo, una interrupción es generada si el estado de la interrupción del MODEM está habilitada.

PIN 40 : Suministro +5 Volts.

PIN 20 : Vss

Tierra (0 Volts).

SEÑALES DE SALIDA

PIN 33 : Cuando está en estado bajo, avisa el MODEM o los datos que el INS 8250 es leído para comunicación. La señal de salida DTR puede ser colocada para una baja activación por el bit 0 (DTR) de programación del registro de control del MODEM para un nivel alto. La señal DTR es colocada en alto para una operación del Reset Maestro.

PIN 32 : Cuando es bajo, avisa al MODEM a los datos que el INS 8250 es leído para transmitir datos. La señal de salida RTS puede ser colocada para una activación en bajo por el bit 1 (RTS) de programación del registro de control del MODEM. La señal RTS es puesta en alto para una operación del Reset Maestro.

PIN 34 : Diseñado para usar la salida que puede ser puesta para un estado bajo programación bit 2 (OUT 1) del registro de control del MODEM para un nivel alto. La señal OUT 1 es puesta en alto para una operación del Reset Maestro.

PIN 31 : Diseñado para usar la salida que puede ser puesta en un estado bajo por programación bit 3 (OUT 2) del registro de control del MODEM para un nivel alto. La señal OUT 2 es puesta en alto para una operación del Raset Maestro.

PIN 24 : Cuando está en alto, indica que el chip tiene que ser seleccionado por las entradas CS0, CS1 y CS2 activas. No transfiere datos por ser inicializado hasta la señal C SOUT cuando es un 1 lógico.

PIN 23 : Da un bajo cuando la CPU está leyendo datos desde el INS 8250. Un nivel alto de salida DDIS puede ser usado para deshabilitar una transmisión externa (si se usa entre la CPU y el INS 8250 en el Bus de Datos D₇ - D₀) todo el tiempo, excepto cuando la CPU está leyendo datos.

PIN 15 : Señal de reloj 16x para la sección de transmisión del INS 8250. La velocidad del reloj es igual para la referencia principal de la división de frecuencia oscilatoria por la especificación de un divisor en el Generador Divisor Baud Latches. El BAUDOUT puede ser usado también para la sección de recepción por el ligado de la salida del RCLK y la entrada del chip.

PIN 30 : Dá un alto cuando la CPU está leyendo datos desde el INS 8250. Un nivel de salida alto del DDIS puede ser usado para habilitar la transmisión externa (si se usa entre la CPU y el INS 8250 en el Bus de Datos D₇ - D₀) todo el tiempo, excepto cuando la CPU está leyendo datos.

SEÑALES DE ENTRADA Y SALIDA.

El bus de datos (Pins 1-8 D₇ - D₀) abarca 8 líneas de entrada y salida de Tri-Estado, las cuales proveen dirección bidireccional de comunicación entre el INS 8250 y la CPU. El bus de Datos D₇ - D₀ son usados para transferencia de datos, palabras de control, y estado de la información.

TABLA 3-7 FUNCIONES DE INICIALIZACION PARA COMUNICACION

ASINCRONA.

Registros de Señales.	Inicialización de Control.	Inicialización de Estado.
Habilitación del registro de interrupción.	Inicialización Maestra.	Bit 0 es alto. Bits 1 y 2 son bajos. Bits 3-7 son permanentemente bajos
Registros de Líneas de Control.	Inicialización Maestra.	Todos los bits en Bajo.
Registros de Líneas de Estado.	Inicialización Maestra.	Todos los bits en Bajo excepto 5 bit y 6 están en alto.
Registros de Estado del MODEM.	Inicialización Maestra.	Bits 0-3 Bajos. Bits 4-7 Señales de Entrada.
SOUT	Inicialización Maestra.	Alto.
INTRPT (Errores RCVR) Errs.	Lectura LSR/MR	Bajo.
INTRPT (Lectura de Datos RCVR).	Lectura RBR/MR	Bajo.

INTRPT (THRE)	Lectura IIR/Escritura. THR/MR	Bajo.
INTRPT (Cambios de Estado Moderno).	Lectura MSR/MR	Bajo.
Salida 2	Inicialización Maestra.	Alto.
RTS	Inicialización Maestra.	Alto.
DTR	Inicialización Maestra.	Alto.
Salida 1	Inicialización Maestra.	Alto.

REGISTROS DE LA LINEA DE ESTADOS

Estos registros de 8 bits proveen estados de información para la CPU respecto a la transferencia de datos. El contenido de los registros de la línea de estados se indican en la tabla 3-4 y son descritos abajo.

BIT 0 : Este bit es el indicador de la recepción de la lectura de los datos (DR). El bit 0 es puesto en un 1 lógico cuando un caracter completo entra tiene que ser recibido y transferido en el registro de recepción de Almacenamiento. El bit 0 puede ser inicializado con un 0 lógico por la CPU leyendo los datos en el registro de recepción de Almacenamiento o por un 0 lógico para escritura desde la CPU.

BIT 1 : Este bit es el indicador de errores (OE). El bit 1 indica que los datos en el registro de recepción de Almacenamiento no tendrían que leerse por la CPU antes de que el siguiente caracter se transfiera en el registro de recepción de Almacenamiento, de este modo destruyen el caracter anterior. El indicador OE es inicializado cuando la CPU lee el contenido del registro de la línea de estados.

BIT 2 : Este bit es el indicador de la paridad de error (PE). El bit 2 indica que la recepción de caracteres de los datos, no tienen que corregir la paridad par o impar, como seleccionarlos por el bit selector de paridad par. El bit PE es puesto en un 1 lógico en detección del bit de error de paridad y es inicializado por un 0 lógico cuando la CPU lee el contenido del registro de la línea de estados.

BIT 3 : Este bit es el indicador de error FRAMING (FE). El bit 3 indica que la recepción de caracteres no tienen un bit de paro válido. El bit 3 es puesto en un 1 lógico cuando el bit de paro siguiente al bit de datos o bit de paridad es detectado como un bit 0 (espacio para nivel).

BIT 4 : Este bit es el indicador del rompimiento de la interrupción (BI). El bit 4 es puesto en un 1 lógico cuando la recepción de los datos de entrada son retenidos en el estado de espacio (0 lógico) del largo en una palabra completa del tiempo de transmisión (que es, el total del tiempo de bit de inicio + bits de datos + paridad + bits de paro).

NOTA : Los bits en 1 a través de 4 son las condiciones de error que produce la línea de recepción de estado, es interrumpida cuando las condiciones correspondientes son detectadas.

BIT 5 : Este bit es el indicador del registro de transmisión de vacío (THRE). Este bit indica que el INS 8250 está leyendo un nuevo caracter para aceptar una transmisión. En resumen este bit es la causa que en el INS 8250 se dé una interrupción para la CPU cuando en el registro de transmisión de posesión de vacío se habilita una interrupción cuando está en alto. El THRE es puesto en un 1 lógico cuando un caracter es transferido desde el registro de transmisión al registro de cambio de transmisión. El bit es inicializado para un 0 lógico al mismo tiempo que es llamado desde el registro de transmisión por la CPU.

BIT 6 : Este bit es el indicador del registro de cambio de transmisión de vacío. Este bit es puesto en un 1 lógico cuando el registro de cambio de transmisión está desocupado. Este es inicializado con un 0 lógico en una transferencia de datos desde el registro de transmisión. El bit 6 es únicamente para lectura.

BIT 7 : Este bit está siempre en un 0 lógico.

TABLA 3-8 FUNCIONES DE CONTROL DE INTERRUPCION.

Identificación del registro de interrupción.			Funciones de inicialización e interrupción.			
BIT Inicialización	BIT	BIT	Nivel de Prioridad.	Tipo de Interrupción.	Fuente de control de Interrupción.	Interrupción.
2	1	0	-----	Ninguno	Ninguno	-----
1	1	0	Mayor.	Línea de Estado de Recepción.	Error o Paridad Error o Framing Error o Break interrupt.	Leyendo el registro de la línea de estado.
1	0	0	Segunda.	Disponible para recibir datos.	Disponible para recibir datos.	Leyendo el registro de Almacenamiento de Recepción.
0	1	0	Tercero.	Registro de transmisión de vacío.	Registro de transmisión de vacío.	Leyendo el registro IIR (si es

fuelle de interrupción) o escribiendo en el registro de transmisión.

0	0	0	Cuarto.	Estado de MODEM.	Detección del reg. CTS o datos para lectura o del RI o señal de la línea de recepción.	Leyendo el registro de Estado del MODEM.
---	---	---	---------	------------------	--	--

REGISTROS DE IDENTIFICACION DE INTERRUPCION.

El INS 8250 tiene un chip con capacidad de generar interrupciones que permite completar la flexibilidad en la interface para todos los microprocesadores populares disponibles. En general, el Software mínimo para proveer gastos elevados durante la transferencia de datos en el INS 8250, se encuentra la prioridad de interrupciones en 4 niveles. Los 4 niveles de condiciones de interrupción son los siguientes :

- Línea de estados para recepción (prioridad 1).
- Recepción para datos de lectura (prioridad 2).
- Registro de transmisión de vacío (prioridad 3).
- Estado del MODEM (prioridad 4).

La información indica que la prioridad para las interrupciones está pendiente y el tipo de interrupción es depositada en el registro de identificación de la interrupción (Referirse a la tabla 3-8). El Registro de Identificación de la Interrupción (IIR) direcciona durante el tiempo de selección del chip., congela la prioridad mayor de interrupción pendiente y no otra interrupción son reconocidos hasta la interrupción particular de este servicio de la CPU.

El contenido del IIR es indicado en la tabla 3-4 y se describe abajo.

BIT 0 : Este bit puede ser usado en uno u otro cableado permanente por prioridad o por votación en este ambiente es indicado cuando una interrupción está pendiente. Cuando el bit 0 es un 0 lógico, una interrupción está pendiente y el contenido del IIR puede ser usado como un apuntador para apropiarse de la rutina de servicio de interrupción. Cuando el bit 0 es un 1 lógico, no hay interrupción, por que está pendiente y en votación (si es usada) y continúa.

BITS 1 Y 2 : Estos 2 bits del IIR son usados para identificar la prioridad mayor de interrupción pendiente como indica la tabla 3-8.

BITS 3 AL 7 : Estos 5 bits del IIR están siempre en 0 lógico.

REGISTROS DE HABILITACION DE INTERRUPCION.

Los 8 bits del registro son habilitados por los 4 tipos de interrupción desde el INS 8250 para separar la activación del chip de interrupción (INTRPT) para la señal de salida. Esto es posible para desactivar totalmente el sistema de interrupción, la inicialización de los bits 0 es a través del bit 3 del registro de habilitación de interrupción.

Similarmente, para poner los bits apropiados para este registro es con un 1 lógico, la selección de interrupción puede ser habilitado. Desactivando el sistema de interrupción inhabilita el registro de identificación de interrupción y activa (alto) INTRPT de salida desde el chip. Todas las demás funciones del sistema operan en su manera normal, incluyendo la línea de estado y los registros de estado del MODEM. El contenido de los registros de interrupción de habilitación son indicado en la tabla 3-4 y descritos abajo.

BIT 0 : Este bit activa la interrupción de datos para recepción disponible cuando está en un 1 lógico.

BIT 1 : Este bit activa el registro de interrupción de transmisión de vacío cuando está en un 1 lógico.

BIT 2 : Este bit activa la interrupción de recepción de la línea de estado cuando está en un 1 lógico.

BIT 3 : Este bit activa la interrupción del estado del MODEM está en un 1 lógico.

BITS 4 AL 7 : Estos 4 bits están siempre en un 0 lógico.

REGISTROS DE CONTROL MODEM.

Estos 8 bits de los registros de control sirven de interface con el MODEM o los datos (o un dispositivo periférico para emulación del MODEM). El contenido de los registros del control del MODEM son descritos abajo.

BIT 0 : Este bit controla la Estación Terminal de Datos para Lectura de Salida (DTR). Cuando el bit 0 es un 1 la salida del DTR es forzada por un 0 lógico. Cuando el bit 0 es un 0 lógico, la salida del DTR es forzada por un 1 lógico.

NOTA : La salida del DTR para el INS 8250 puede ser usado para invertir el EIA por una línea conductora (tal como el DS1488) para obtener correctamente la polaridad de entrada como sucede con el MODEM o los datos.

- BIT 1 :** Este bit controla la salida de la solicitud de envío (RTS). El bit 1 afecta la salida del RTS en una manera idéntica a la descrita por bit 0.
- BIT 2 :** Este bit controla la señal de salida 1 (OUT 1) la cual es un auxiliar para designar la salida. El bit 2 afecta la salida 1 de una manera idéntica a la descrita por el bit 0.
- BIT 3 :** Este bit controla la señal de salida 2 (OUT 2) la cual es un auxiliar para designar la salida. El bit 3 afecta la salida 2 de una manera idéntica a la descrita por el bit 0.
- BIT 4 :** Este bit provee un rasgo de rutina de copiado para diagnosticar la prueba del INS 8250. Cuando el bit 4 es un 1 lógico, ocurre lo siguiente: la transmisión serial de salida (SOUT) es puesto en un estado de marca (1 lógico); la recepción de entrada serial (SIN) es desconectada; la salida del registro de transmisión de cambio es "looped back" en el registro de entrada de recepción de cambio. Las 4 entradas de control del MODEM (CTS, DSR, RLSD y RI) son desconectadas; y las 4 salidas de control del MODEM (DTR, RTS, OUT 1 y OUT 2) son conectadas internamente

para las entradas de control del MODEM. En el diagnóstico, los datos que se transmitieron son inmediatamente recibidos.

Estas características permiten que el procesador verifique la ruta de transmisión y recepción de los datos del INS 8250.

En el diagnóstico, la recepción y transmisión de interrupción son operaciones de llenado. Las interrupciones de control del MODEM son también operaciones, pero las interrupciones fuente son ahora bajas por 4 bits del registro de control del MODEM en lugar de las 4 entradas del mismo registro. Las interrupciones todavía son controladas por el registro de interrupciones habilitadas. El sistema de interrupciones del INS 8250 puede ser probado para escritura en los 6 bits bajos del registro de líneas de estado y 4 bits bajos del registro de estado del MODEM. Activando solamente estos bits para un 1 lógico genera la interrupción apropiada (si es habilitada). La inicialización de estas interrupciones son algunas como el funcionamiento normal del INS 8250. Para regresar a la operación normal, los registros pueden ser reprogramados para operaciones normales y los 4 bits del registro de control del MODEM pueden ser inicializados puestos en un 0 lógico.

BITS 5 AL 7 : Estos bits son siempre un 0 lógico.

REGISTROS DE ESTADO DEL MODEM

Estos 8 bits del registro proveen el estado de la corriente de las líneas de control del MODEM (o dispositivo periférico) por la CPU.

En resumen, para el estado de información de la corriente 4 bits del registro de estado del MODEM cambian la información.

Estos bits están en un 1 lógico cuando una entrada de control del MODEM cambia de estado. Estos son inicializados con un 0 lógico cuando la CPU lee el registro de estado del MODEM.

Los contenidos del registro de estado del MODEM son descritos abajo.

BIT 0 : Este bit es el indicador de limpiar para enviar Delta (DCTS). Este bit indica que la entrada del CTS para el chip tiene cambio de estado desde el tiempo anterior que fué leído por la CPU.

BIT 1 : Este bit es el indicador de leer los datos para lectura Delta (DDSR). Este bit indica que la entrada del DSR para el chip no tiene cambio de estado desde el tiempo anterior que fué leído por la CPU.

BIT 2 : Este bit es el que detecta el indicador de rastreo del borde para el anillo (TERI). Este bit indica que la entrada del RI para el chip tiene que cambiar a ON (1 lógico) o para un OFF (0 lógico) de acuerdo a su condición.

BIT 3 : Este bit es el que detecta el indicador de la señal de la línea de recepción Delta (DRLSD). Este bit indica que la entrada del RLSD del chip tiene cambio de estado.

NOTA : Cuando los bits 0, 1, 2 ó 3 están en un 1 lógico, el estado de interrupción del MODEM es activada.

BIT 4 : Este bit es el complemento para la entrada del registro de limpiar para enviar (CTS). Si el bit 4 (rutina) del MCR está en un 1, este bit es equivalente para RTS en el MCR.

BIT 5 : Este bit es el complemento para la entrada del registro de datos para lectura (DSR). Si el bit 4 del MCR está en 1, este bit es equivalente para DTR en el MCR.

BIT 6 : Este bit es el complemento de la entrada del indicador de anillo (RI). Si el bit 4 del MCR está en 1, este bit es equivalente para OUT 1 en el MCR.

BIT 7 : Este bit es el complemento para la entrada del detector de la señal de la línea de recepción. Si el bit 4 del MCR es un 1, este bit es equivalente para OUT 2 del MCR.

REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFIA

- American Heart Associations Committee on Electrocardiography, Circulation (1975), 52, pp. 11-31.
- A.M. Scher, A.C. Young, Circ Res (1960), 8, pp. 344-346.
- A., Alaban: Teleinformática y Redes de Computadores. Serie Mundo Electrónico, 2a. Edición, Edit. Marcombo.
- ANS, Cardiac monitors, heart rate meters and alarms (American National Standard, AAMI Standard, 1983).
- Borland, Turbo Pascal 5.0 Reference Guide (Borland corporation, USA, 1988).
- Cromwell, L., Weibell, F., J., Pfeiffer, E., A.: Biomedical Instrumentation and Measurement. 2a. Edition, Edit. Prentice Hall.
- Columbia, MPC Service Manual (Columbia Data Products, Columbia, 1983) pp. 1-1 - 1-7.
- F.N. Wilson, F.D. Johnston, A.G. Macleod, P.S. Barker, Amer Heart J (1934), 27, pp. 447.
- Francis, L., Abel, Ernest, P., McCutcheon: Cardiovascular Function, Principles and Applications. 1a. Edition, 1979, Edit. Little, Brown.
- G. Rodríguez, O. Infante, F. Valenzuela, L. Espinosa, C. González, Rev Mex Ing Biomed (1988), 9, pp. 25-36.
- IMSS, Norma 531- Electrocardiógrafos (IMSS, Subdirección General de Abastecimiento, Jefatura de Control de Calidad, México, 1988).
- Infante, V., O., Rodríguez, R., G., Pérez, C., J., y Valenzuela, F.: Sistema de Monitoreo Computarizado en una Unidad de Cuidados Coronarios. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Vol. IX, No.1. Edit. Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica.
- Intel, 8-bit Embedded Controller Handbook (Intel Corporation, Santa Clara, 1989), pp. 5-1 - 8-34.
- J.A. Van Alsté, T.S. Schilder, IEEE Trans on Biomedical Eng (1985), BME32, pp 1052-1060.

Jacob, Francone: Anatomía y Fisiología Humanas. 3a. Edición, Edit. Iberoamericana.

Mountcastle, V., B.: Fisiología Médica. Vol. II, 2a. Edición en Español, Edit. La Prensa Médica Mexicana.

Motorola Technical Information Center, Rectifiers and Zener Diodes Data (Motorola Inc., USA, 1985).

O. Infante, G. Rodríguez, J. Pérez, L. Espinosa, F. Valenzuela, M. Rojas, Rev Mex Ing Biomed (1988), 9, pp. 87-96.

T. Riggs, B. Isenstein, C. Thomas, J Electrocardiol (1979), 12, pp. 377-379.

Parker, P., S.: Diccionario de Computación. Vols. I y II, Edit. Mc.Graw Hill.

Salazar, A., J.: Conexión de dos PC's. Revista Espacio Técnico.

Texas Instruments, The linear control circuits data book (Texas Instruments Inc, Dallas, 1980), pp. 139-145.

W.G. Guntheroth, Cardiovascular Function, Abel FL & McCutcheon EP (Ed) (Little Brown, Boston, 1979), p. 102.