

TERMINAL DE ELECTROCARDIOGRAFIA

Infante Vázquez O. Rodríguez Rossini G. Pérez Ruiz J.
Espinoza L.* Valenzuela F.* Rojas Villanueva M.

Depto. de Instrumentación y *Depto. de Fisiología
Instituto Nacional de Cardiología I. Ch.

RESUMEN

Se presenta un sistema basado en una microcomputadora PC que permite monitorizar el electrocardiograma y la frecuencia cardiaca, conservando las características de los sistemas convencionales como seleccionar niveles de alarma para frecuencia alta y baja, y congelar y almacenar alguna porción del ECG. Esta última puede medirse, operarse aritméticamente, derivarse, integrarse o suavizarse; puede también enviarse a impresora, graficador o a otra terminal de ECG via módem y en este modo realizarse intercambio de información por texto.

INTRODUCCION

Una de las necesidades básicas en las unidades de cuidados intensivos y en las salas de cirugía es la vigilancia continua del estado cardiaco del paciente, lo cual se realiza tradicionalmente a través de la monitorización del electrocardiograma y de la frecuencia cardiaca. Para esto existen diversos sistemas con posibilidades y precios variables.

En este trabajo, presentamos un sistema para la monitorización del electrocardiograma y de la frecuencia cardiaca basado en una microcomputadora tipo PC que incluye las características de los sistemas convencionales, además de algunas otras que serán discutidas mas adelante, y que incrementa las perspectivas tanto en el trabajo clínico como en el de investigación biomédica.

DESCRIPCION DEL SISTEMA FISICO

Para la obtención de la señal del electrocardiograma (ECG), el sistema requiere de cables convencionales para electrocardiografía -de diez puntas-, que se conectan a la entrada de un sistema de amplificadores de diseño propio [1], cuyas salidas actúan como entradas a un circuito convertidor de analógico a

digital (C A/D) por un lado, y a un detector de la onda R del ECG por otro. La señal digitalizada actúa como entrada a la PC (fig. 1). Tanto el circuito C A/D como el detector del complejo QRS han sido desarrollados en el INC [2].

Los amplificadores están constituidos por una interfase al paciente que presenta una alta impedancia de entrada así como descarga rápida a tierra para voltajes mayores a 700 mV. Se incluye también un circuito generador de pulsos de 1 mV que se utiliza a los efectos de calibración para que el sistema pueda entregar una amplitud de 1 cm/mV. La salida de la interfase al paciente alimenta a una red de Wilson que permite adecuar la señal como entrada a los amplificadores de ECG. Estos últimos están configurados como amplificadores de instrumentación, filtros y amplificadores de potencia. El ancho de banda de los amplificadores se sitúa entre 3.3 a 50 Hz para cada uno de los canales considerados, cuyo número puede ser de hasta nueve canales en total. Un circuito de amplificadores equivalente al aquí mencionado ya ha demostrado su funcionalidad en el ambiente clínico cotidiano [3].

El circuito para la conversión de analógico a digital consta de hasta doce canales de 10 bits (AD 573), con la posibilidad de controlar por programa el nivel de DC y de amplificación en el convertidor, así como cuantos y cuales canales han de ser muestreados. La velocidad máxima de conversión por cada canal es de 10 μ s, lo que conduce a una frecuencia de muestreo de a lo más 8 KHz si se utilizan los 12 canales; esto permite que la frecuencia de muestreo sea la apropiada para esta aplicación [4].

El circuito para la detección del complejo QRS del ECG manda un pulso de 5 v de amplitud y 100 ms de duración sobre un puerto de la PC cuando ocurre una onda R en el ECG. Este pulso se utiliza para calcular por programa la frecuencia cardiaca, tomando el tiempo entre un ciclo y el siguiente del reloj de la PC.

Para la presentación de la señal electrocardiográfica en una microcomputadora se seleccionó una del tipo PC-XT dado su costo relativamente bajo, disponibilidad y alto poder computacional, además de que presenta una arquitectura simple y abierta [5]. Se requiere que en la máquina esté instalada una tarjeta CGA o equivalente, un monitor estándar para PC para monitorizar la señal, memoria de al menos 256 Kbytes y basta con que posea una unidad de disco flexible.

Para la utilización plena de la terminal electrocardiográfica se requiere que el sistema de computación incluya, además de lo arriba mencionado, una impresora con posibilidades gráficas, un graficador y un modem con posibilidad de enviar y recibir información a una velocidad de 1200 bps (fig 1). Todo esto del tipo comercial disponible en el mercado nacional.

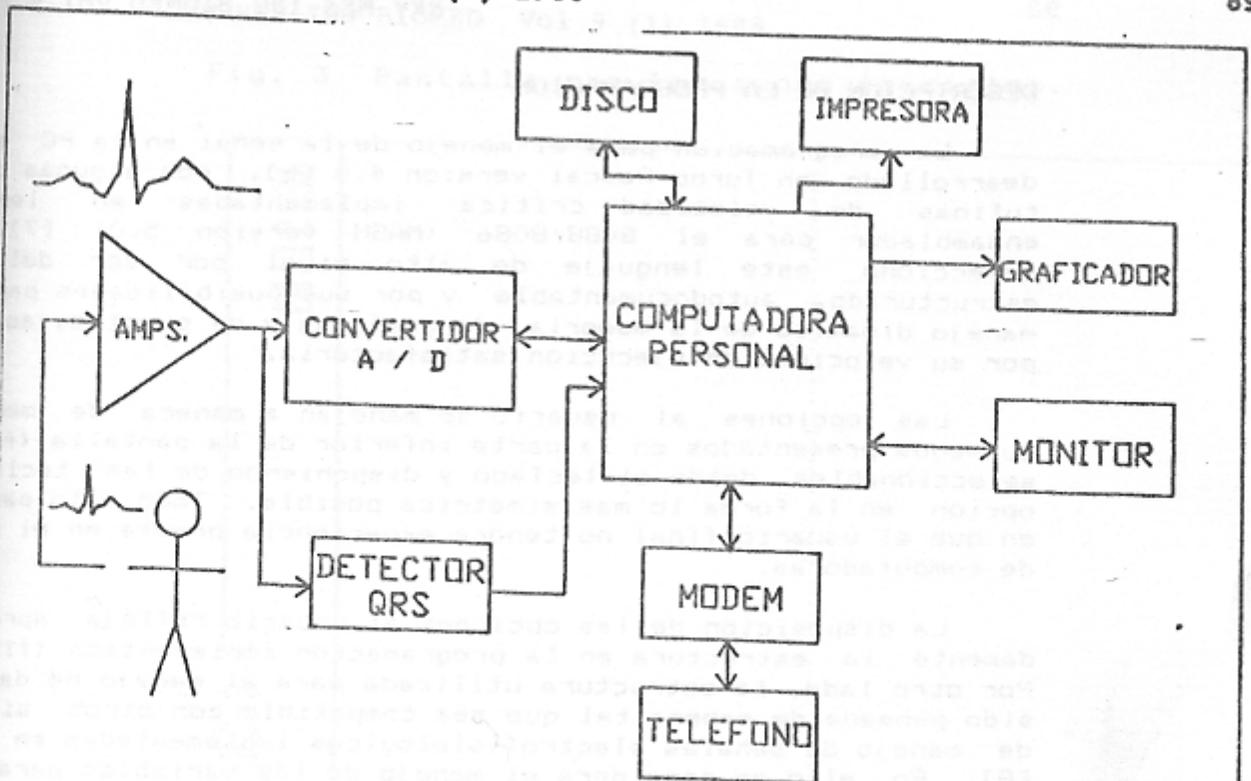


FIG.1 DIAGRAMA A BLOQUES DE TCG

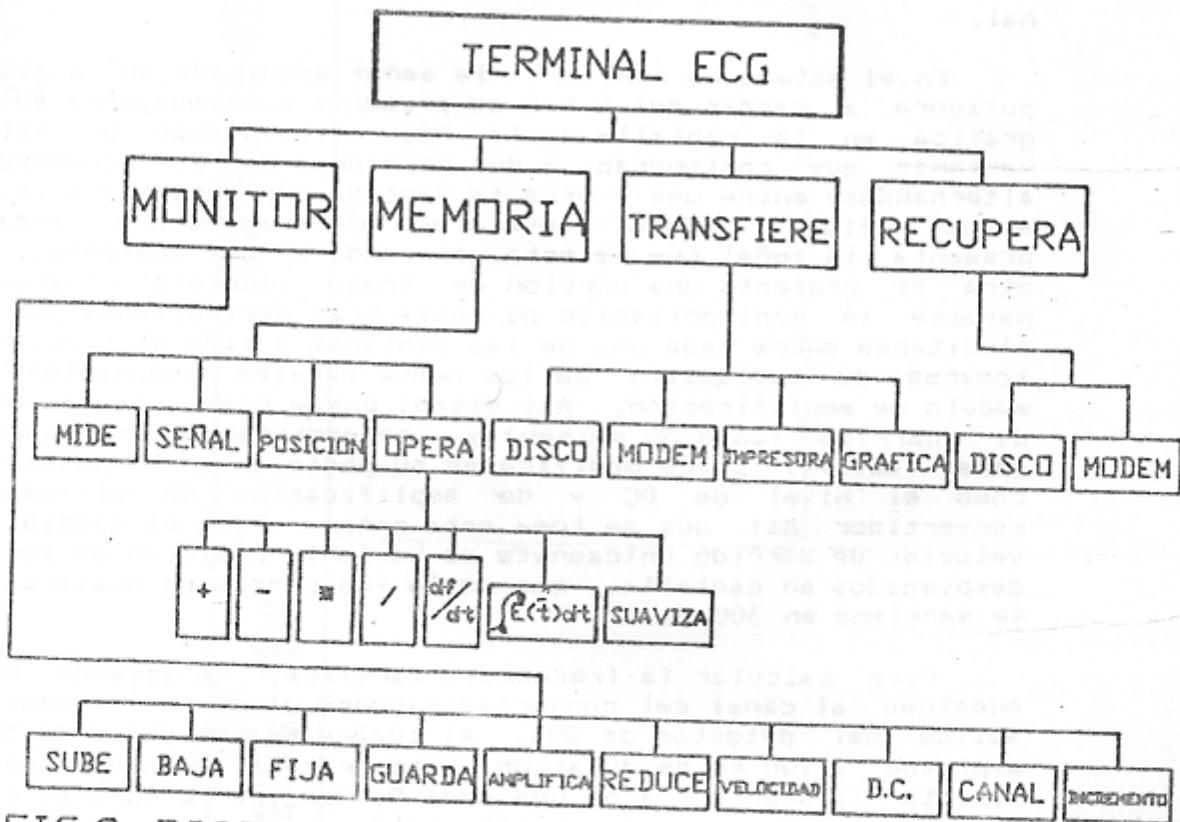


FIG.2 DISPOSICION DE OPCIONES AL USUARIO

DESCRIPCION DE LA PROGRAMACION

La programación para el manejo de la señal en la PC se ha desarrollado en Turbo-Pascal versión 4.0 [6], con algunas de las rutinas de velocidad crítica implementadas en lenguaje ensamblador para el 8088/8086 (MASM versión 5.0) [7]. Se seleccionó este lenguaje de alto nivel por ser del 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.

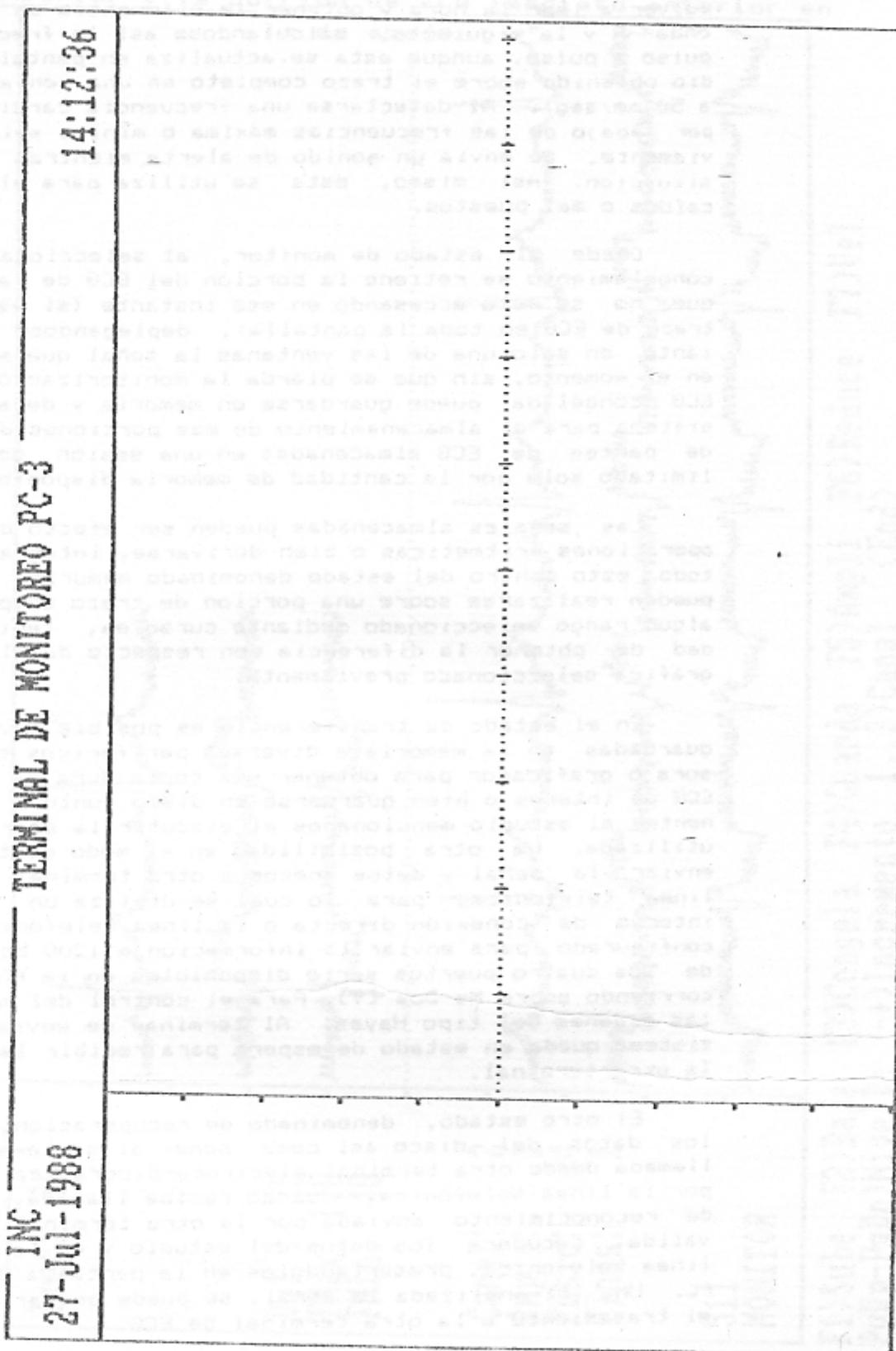
Las opciones al usuario se manejan a manera de menús y submenús presentados en la parte inferior de la pantalla (fig. 3) seleccionables desde el teclado y disponiendo de las teclas de opción en la forma lo más simétrica posible. Todo ello pensando en que el usuario final no tendrá experiencia previa en el manejo de computadoras.

La disposición de las opciones al usuario refleja aproximadamente la estructura en la programación implementada (fig. 2). Por otro lado, la estructura utilizada para el manejo de datos ha sido pensada de manera tal que sea compatible con otros sistemas de manejo de señales electrofisiológicas implementadas en el INC [8]. En ello se considera el manejo de las variables para cada característica de interés en una sesión de trabajo tal como los datos de identificación, datos del estudio y datos de la señal a la captura y a la presentación en pantalla, así como la señal resultado y el tipo de transformación efectuada sobre la original.

En el estado de monitor, la señal adquirida en la microcomputadora a partir del C A/D se presenta continuamente en forma gráfica en la pantalla de la PC, utilizándose en esto dos ventanas que contendrán a dos porciones de ECG consecutivas, alternándose entre una y otra la ventana que contiene a la señal actual (fig. 4). Esto lleva a que mientras en una ventana se presenta la señal que se está generando en ese instante, en la otra se presenta una porción de trazo inmediato anterior. Se permite la monitorización de hasta tres derivaciones en forma simultánea sobre cada una de las ventanas y cada derivación puede tomarse de cualquiera de los nueve canales disponibles en el módulo de amplificación. Así mismo, puede cambiarse la velocidad de barrido (25 o 50 mm/seg) y, seleccionando previamente la señal activa, puede modificarse su posición en la pantalla así como el nivel de DC y de amplificación en el canal del convertidor del que se toma esta señal. Para el cambio en la velocidad de barrido únicamente se varía la posición de los datos desplegados en pantalla, mas no la frecuencia de muestreo; esta se mantiene en 300 Hz.

Para calcular la frecuencia cardíaca, se atiende en cada muestreo al canal del convertidor sobre el que está conectada la salida del detector de QRS, el cual manda un pulso de 5 V de amplitud y 100 ms de duración al ocurrir el evento. Cuando se detecta la ocurrencia de una onda R, se lee la hora en el reloj

Fig. 3 Pantalla con los menús iniciales.



F1)Monitor F2)Memoria F3)Transfiere F4)Recupera F5)Expediente F6)Reporte
F_in

de la maquina, se salva y se espera el siguiente evento para volver a leer la hora y obtener la diferencia en tiempo entre una onda R y la siguiente, calculandose así la frecuencia cardiaca pulso a pulso, aunque esta se actualiza en pantalla con el promedio obtenido sobre el trazo completo en una ventana (3.3 segundos a 50 mm/seg). Al detectarse una frecuencia cardiaca por encima o por abajo de las frecuencias máxima o mínima seleccionadas previamente, se envia un sonido de alerta mientras se mantenga esta situación. Así mismo, esta se utiliza para alarma de cables caídos o mal puestos.

Desde el estado de monitor, al seleccionar la opción de congelamiento se retiene la porción del ECG de la ventana gráfica que no se esta accedando en ese instante (si esta contiene un trazo de ECG en toda la pantalla), desplegandose de aquí en adelante en solo una de las ventanas la señal que se está generando en el momento, sin que se pierda la monitorización. La porción de ECG congelada puede guardarse en memoria y dejar dispuesto el sistema para el almacenamiento de mas porciones de ECG. El numero de partes de ECG almacenadas en una sesión de trabajo queda limitado solo por la cantidad de memoria disponible en la PC.

Las señales almacenadas pueden ser efecto de mediciones y operaciones aritmeticas o bien derivarse, integrarse o filtrarse, todo esto dentro del estado denominado memoria. Las mediciones pueden realizarse sobre una porción de trazo completo o dentro de algun rango seleccionado mediante cursores, teniendo la posibilidad de obtener la diferencia con respecto de algun punto de la grafica seleccionado previamente.

En el estado de transferencia es posible enviar las señales guardadas en la memoria a diversos perifericos tales como impresora o graficador para obtener una copia dura de las porciones de ECG de interes o bien guardarse en disco junto a los datos pertinentes al estudio mencionados al discutir la estructura de datos utilizada. La otra posibilidad en el modo de transferencia es enviar la señal y datos anexos a otra terminal de ECG por la linea telefonica, para lo cual se utiliza un modem comercial interno de conexión directa a la linea telefónica (Evercom 24) configurado para enviar la información a 1200 bps por cualquiera de los cuatro puertos serie disponibles en la PC con el sistema corriendo sobre Ms-Dos [9]. Para el control del modem se utilizan las ordenes del tipo Hayes. Al terminar de enviar los datos, el sistema queda en estado de espera para recibir la respuesta desde la otra terminal.

El otro estado, denominado de recuperación, permite extraer los datos del disco así como poner al sistema en espera de llamada desde otra terminal electrocardiográfica remota, también por la linea telefónica. Cuando recibe llamada, espera una clave de reconocimiento enviada por la otra terminal y, si esta es válida, recupera los datos del estudio y de la señal desde la linea telefonica, presentándolos en la pantalla del monitor de la PC. Una vez analizada la señal, se puede enviar el diagnóstico y el tratamiento a la otra terminal de ECG.

para una iaca ome- ndos ma o pre- esta bles

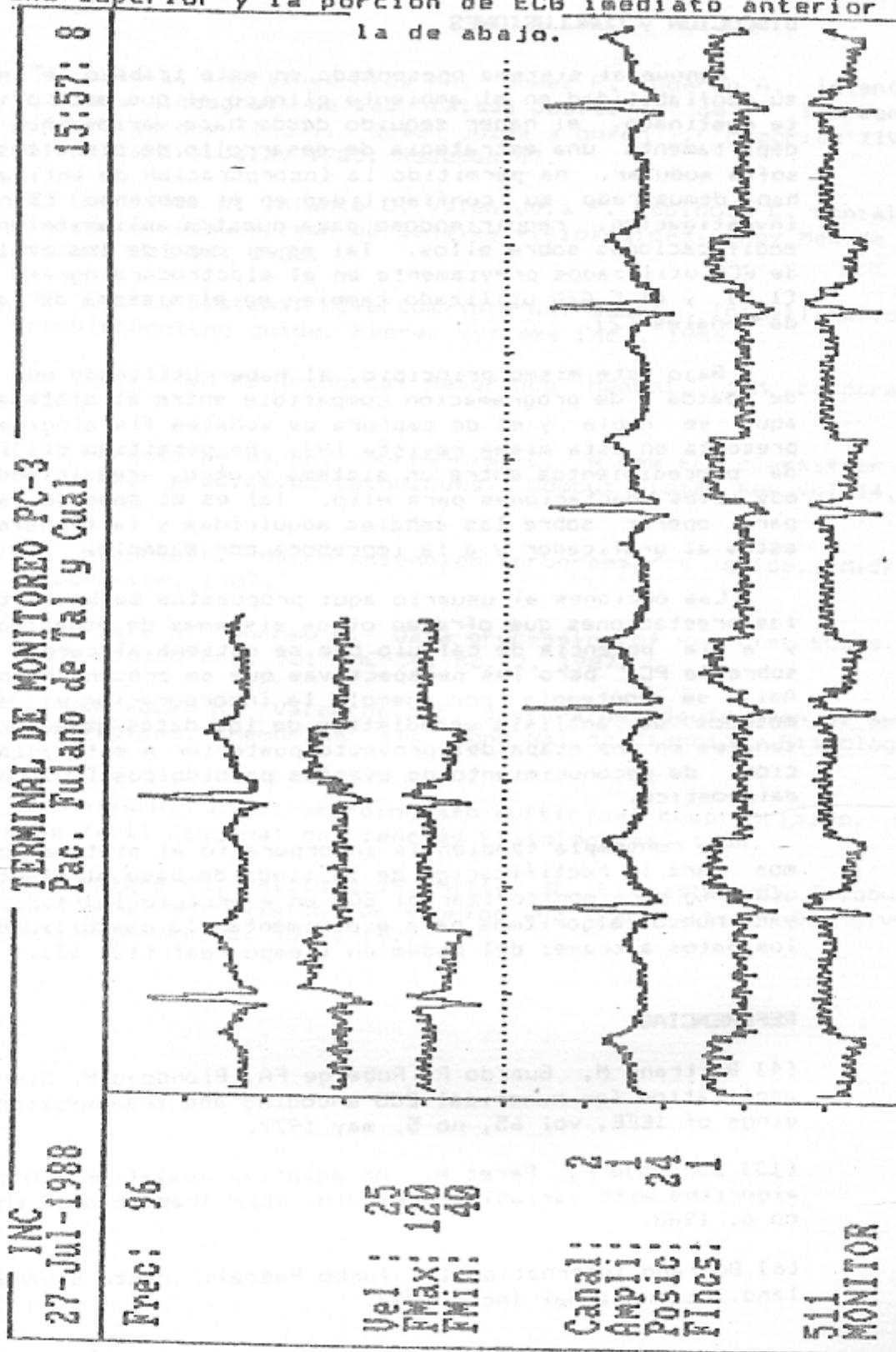
de fifica un ade- ando n de el nero ueda

s y se, ones o de ili- la

ales pre- s de ti- tos es la al (24) ira ema zan el sde

aer de ien ave es la o y

REV MEX ING BIOMED Vol 9 (1) 1988 Fig. 4 Estado de monitor con la señal actual en la ventana superior y la porción de ECB inmediato anterior en la de abajo.



F1)Sube F2)Baja F3)Congela F4)Guarda F5)Ampli F6)Reduce F7)Vel
 PgUp-PgDn)NivelDe -+)Incremento 1..3)Canal <End>

DISCUSION y CONCLUSIONES

Aunque al sistema presentado en este trabajo le resta probar su confiabilidad en el ambiente clínico al que esta principalmente destinado, el haber seguido desde hace varios años en nuestro departamento una estrategia de desarrollo de circuitos con filosofía modular, ha permitido la incorporación de entidades que ya han demostrado su confiabilidad en el ambiente clínico o de investigación, requiriéndose para nuestra aplicación un mínimo de modificaciones sobre ellos. Tal es el caso de los amplificadores de ECG utilizados previamente en el electrocardiograma multicanal [1,3] y el C A/D utilizado también en el sistema de adquisición de señales [2].

Bajo este mismo principio, el haber utilizado una estructura de datos y de programación compatible entre el sistema del que aquí se habla y el de captura de señales fisiológicas que se presenta en esta misma revista [8], ha permitido el intercambio de procedimientos entre un sistema y otro, requiriendo tan solo muy leves adaptaciones para ello. Tal es el caso de las rutinas para operar sobre las señales adquiridas y la transferencia de estas al graficador y a la impresora por ejemplo.

Las opciones al usuario aquí propuestas se basan tan solo en las prestaciones que ofrecen otros sistemas de finalidad similar y a la potencia de cálculo que se obtiene al cargar la señal sobre la PC, pero las perspectivas que se presentan son bastas. Así, se contempla por ejemplo la incorporación al sistema de métodos de análisis estadístico de los datos generados por las señales en una etapa del proyecto posterior a esta y la realización de reconocimiento de eventos patológicos [10] como auxilio diagnóstico.

Se contempla también la incorporación al sistema de algoritmos para la rectificación de la línea de base al efecto de poder usarlo para monitorizar el ECG en ejercicio [11] así como ensayar nuevos algoritmos para experimentar la posibilidad de enviar los datos a través del modem en tiempo real [12, 13].

REFERENCIAS

- [4] Bertrand M, Guardo R, Roberge FA, Blondeau P. Microprocessor application for numerical ECG encoding and transmission. Proceedings of IEEE, vol 65, no 5, may 1977.
- [13] Borivoje F, Pérez A. An adaptive real-time ECG compression algorithm with variable threshold. IEEE Trans Biomed Eng, vol 35, no 6, 1988.
- [6] Borland International. Turbo Pascal: owner's handbook. Borland International Inc.. 1987.

- [3] Cueto L, Martínez Ríos MA, Gómez F, Cuarón A, Infante O. Análisis Integral de las "falsas positivas" de la impregnación miocárdica con Tl-201. Quien juzga a quien?. Memorias XIV Cong Nal de Cardiología, 1985; Resumen 47.
- [8] Rodríguez G, Infante O, Valenzuela F, Espinoza L, González C. Sistema de adquisición de señales fisiológicas. Rev Mex de Ing Biomed, Vol IX, 1988.
- [9] Everex Systems. Evercom internal modem. Installation and troubleshooting guide. Everex systems inc., 1986.
- [5] IBM. IBM PC Technical Reference Manual. IBM corporation, 1983.
- [10] Marques de Sá JP, Abreu-Lima C. A new ECG classifier based on linear prediction techniques. Comput Biomed Res vol 14, no. 168, 1986.
- [7] Microsoft. Macro assembler programmer's guide. Microsoft corporation, 1987.
- [11] Phalm O, Sornmo L. Data processing of exercise ECG's. IEEE Trans Biomed Eng, vol BME-34, no. 2, 1987.
- [2] Rodríguez R, Valenzuela F. Sistema de adquisición de señales fisiológicas. Memorias XXX Cong Nal de Ciencias Fisiológicas, 1987.
- [1] Rojas M. Electrocardiografo multicanal computarizado. Memorias XXVII Cong Nal de Ciencias Fisiológicas, 1984.
- [12] Womble ME, Halliday JS, Mitter SK, Lancaster MC, Triebwasser JH. Data compression for storing and transmitting ECG s/VDG's. Proc IEEE vol 65, no 5, 1977.