

## RADIOTRANSMISOR DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRAFICAS

Nieves Rodríguez J. Infante Vázquez O. Rodríguez Rossini G. --  
\* Grife A. \* Domínguez C. Flores Chávez P. Polo Parada S.

Depto. de Diseño de Instrumentación del Instituto Nacional de  
Cardiología Ignacio Chávez  
\* Cruz Roja Mexicana

### RESUMEN-----

Presentamos un sistema de transmisión por radiofrecuencia, que permite que la señal electrocardiográfica de un paciente a bordo de una ambulancia, sea capturada y posteriormente enviada hasta una central receptora para su interpretación, almacén en disco magnético, obtención de copia dura en papel o para realizar algunos procesos sobre la señal recibida.

### INTRODUCCION

En los servicios médicos de urgencias que presta Cruz Roja Mexicana (CRM), es un hecho frecuente el atender a pacientes con problemas cardiacos. Como es sabido, la primera atención médica que estos reciben es brindada por el personal paramédico a bordo de una ambulancia de dicha institución. Desafortunadamente, no es posible contar con un diagnóstico oportuno y certero del estado cardiaco que guarda el paciente durante su traslado, puesto que se carece de la presencia de un médico cardiólogo a bordo de la ambulancia.

Como posible solución al problema arriba señalado, Cruz Roja Mexicana y el Instituto Nacional de Cardiología (INC), convinieron el desarrollo de un equipo que acoplado al sistema de radiocomunicación de cada ambulancia, permita enviar el trazo electrocardiográfico del paciente desde prácticamente cualquier punto del área metropolitana, hasta una central receptora, donde un médico cardiólogo realiza la interpretación y el diagnóstico para posteriormente dictarle a los paramédicos, por el mismo radio, el procedimiento a seguir.

Dado que se utilizan las técnicas digitales para la transmisión de los datos, debido a las ventajas inherentes al uso de este método en comunicaciones, el sistema diseñado usa una

microcomputadora de control de desarrollo propio "MC-INC-2" (basada en el microprocesador Z80) [1,2,3] como etapa de control.

## I DESCRIPCION GENERAL

El sistema se forma como ilustra la figura 1, por un Sistema de transmisión con un Electrocardiógrafo para Radio, que captura la señales eléctricas del corazón (ECG) del paciente, las digitaliza y las codifica en tonos, para ser acopladas a un Radio Transmisor (TX) convencional de voz, que finalmente transmite el ECG codificado por radiofrecuencia. La señal transmitida llega hasta un Repetidor, que recibe la señal y la transmite con mayor potencia y desde mejor posición para que sea captada por el Sistema de Recepción.

Para el sistema de recepción se utilizó una microcomputadora igual a la empleada en el Electrocardiógrafo para Radio, la cual recibe la señal del radioreceptor para decodificarla una vez que dicha señal ha sido procesada por un circuito regenerador de onda. Los datos obtenidos en la decodificación son enviados hacia una Computadora Personal del tipo PC-XT al través de su puerto serie, presentando en pantalla el trazo respectivo (fig. 1).

Se elaboró también la programación necesaria (utilizando un dialecto del lenguaje Forth implantado a la MC-INC2 en nuestro departamento [7,8]) para que una vez digitalizada la señal pueda ser codificada y enviada, modulación mediante, hasta el transmisor de la ambulancia.

### 1.1 SISTEMA DE TRASMISION

#### ELECTROCARDIOGRAFO PARA RADIO

Este equipo emplea la Micricomputadora de control MC-INC2 como dispositivo de control, a la que se le añade una etapa de captura con circuitos amplificadores de ECG's, un convertidor analógico/digital y una etapa de acoplamiento y modulación al radiotransmisor (fig. 1), todo ello también desarrollado en el I.N.C.

Para la captura del ECG, la señal se toma directamente del paciente y se aplica inicialmente a una etapa de aislamiento y protección, para de aquí pasarla a la red de Willson que es la etapa encargada de adecuar la señal para que esta sea utilizada como entrada a los amplificadores de ECG's. Estos últimos están configurados como amplificadores de instrumentación, filtros y amplificadores de potencia con un ancho de banda de 0.05-100 Hz [4,5]. Las salidas de los canales de amplificación se aplican a un circuito convertidor de analógico a digital [6]. Esta etapa está descrita previamente [4,5] y su funcionalidad ha quedado

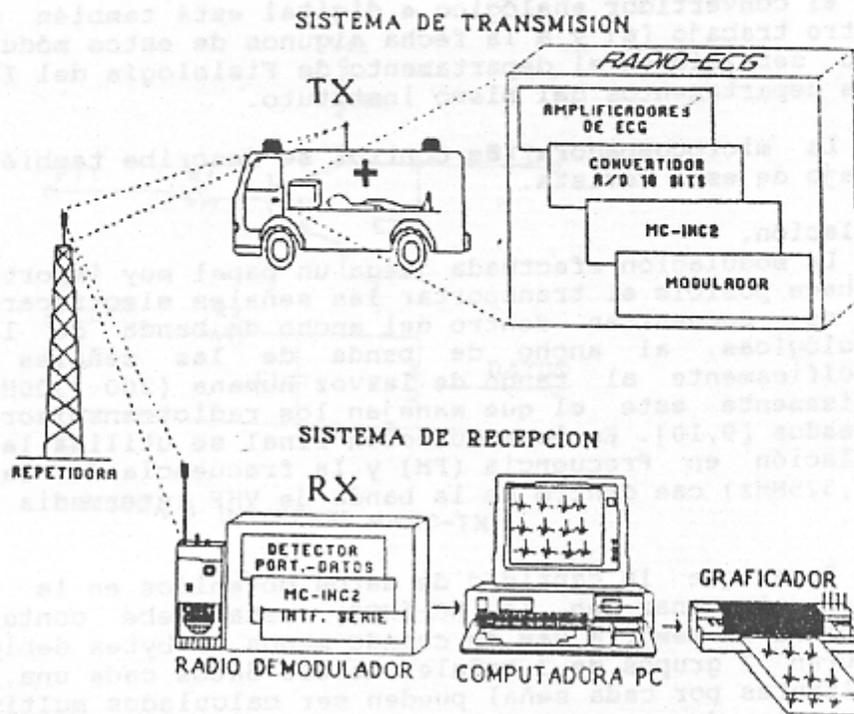


FIG. 1. DIAGRAMA DEL SISTEMA RADIOTRASMISOR DE ECG.

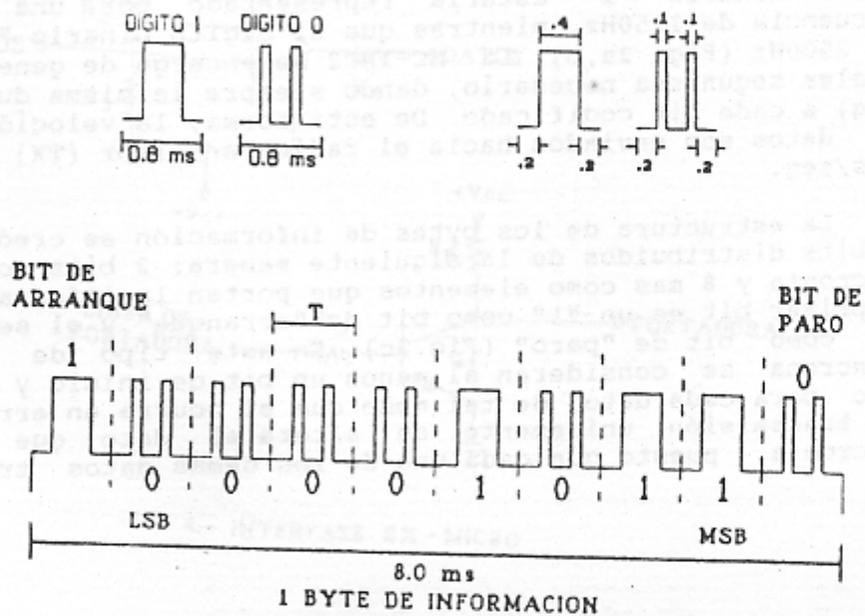


FIGURA 2. CODIFICACION DE LOS DATOS

demostrada en anteriores aplicaciones [12].

El convertidor analógico a digital está también descrito en otro trabajo [6] y a la fecha algunos de estos módulos siguen dando servicio en el departamento de Fisiología del INC [13] y otros departamentos del mismo instituto.

La microcomputadora de control se describe también en otro trabajo de esta revista.

#### Modulación.

La modulación efectuada juega un papel muy importante puesto que hace posible el transportar las señales electrocardiográficas que se encuentran dentro del ancho de banda de las señales fisiológicas, al ancho de banda de las señales audibles, específicamente al rango de la voz humana (300-3300Hz) que es precisamente este el que manejan los radiotransmisores de voz empleados [9,10]. En la modulación final se utiliza la técnica de Modulación en Frecuencia (FM) y la frecuencia de la portadora (142,325MHz) cae dentro de la banda de VHF intermedia (88-174MHz) [11].

Para que la cantidad de datos obtenidos en la captura se puedan almacenar en la MC-INC2, esta debe contar con una capacidad de memoria RAM de cuando menos 8K bytes debido a que se capturan 3 grupos de 3 señales de 650 datos cada una. Los datos resultantes por cada señal pueden ser calculados multiplicando la frecuencia de muestreo del convertidor A/D, que es de 240Hz, por el tiempo de captura de la señal, que es de 2.7 segundos. Se eligió una frecuencia de muestreo de 240Hz para, de acuerdo al teorema de muestreo de Nyquist [9], tener en la señal las componentes de mayor frecuencia en un ECG con información clínicamente útil, la cual está entre 80 y 100 Hz [14,15].

Para la codificación de los datos se estableció que el dígito binario "1" estaría representado por una señal con frecuencia de 1250Hz, mientras que el dígito binario "0" con una de 2500Hz (Fig. 2a,b). La MC-INC2 se encarga de generar dichas señales según sea necesario, dando siempre la misma duración (0.8 mseg) a cada bit codificado. De esta forma, la velocidad con que los datos son enviados hacia el radiotransmisor (TX) es de 1250 bits/seg.

La estructura de los bytes de información se creó utilizando 10 bits distribuidos de la siguiente manera: 2 bits como bits de sincronía y 8 mas como elementos que portan la información. Así, el primer bit es un "1" como bit de "arranque" y el segundo es un "0" como bit de "paro" (Fig.2c). En este tipo de transmisión asíncrona se consideran al menos un bit de inicio y un bit de paro para cada dato, de tal modo que si ocurre un error durante la transmisión únicamente se altera el dato que pierde su sincronía, puesto que cada uno de los demás datos trae consigo

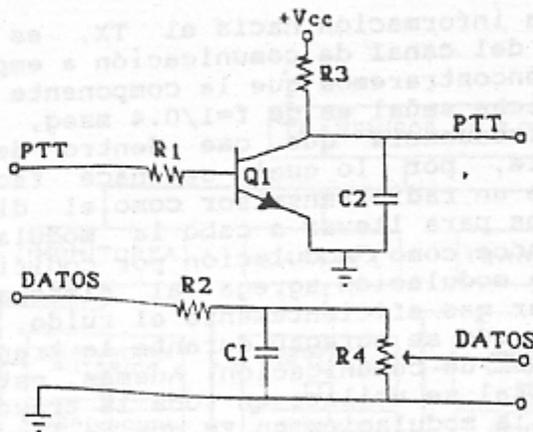


FIGURA 3. INTERFASE MICRO-TX

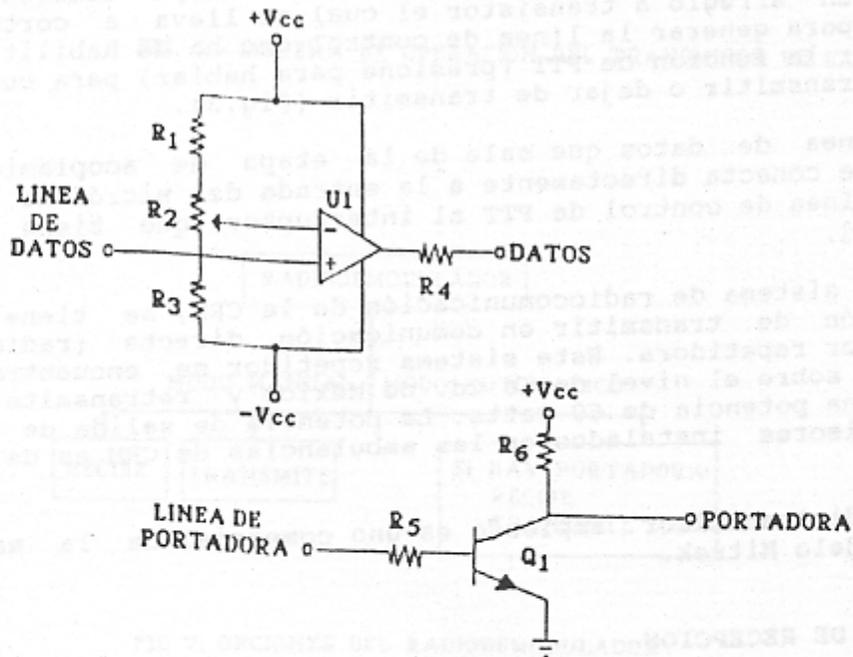


FIG. 4.- INTERFASE RX-MICRO

sus propios bits de sincronía.

Antes de enviar la información hacia el TX, es menester considerar la capacidad del canal de comunicación a emplear. Si observamos la Fig. 2b, encontraremos que la componente de mayor frecuencia al generar dicha señal es de  $f=1/0.4$  mseg, es decir 2500Hz, que es una frecuencia que cae dentro del rango considerado como audible, por lo cual se hace factible su transmisión por medio de un radiotransmisor como el disponible. La técnica que empleamos para llevar a cabo la modulación del formato ya binario se conoce como "modulación por codificación de pulsos" (PCM) [9]. Esta modulación agrega al sistema grandes ventajas tales como evitar más eficientemente el ruido, así como las posibles distorsiones que se agregan durante la transmisión y que son inherentes al canal de comunicación. Además, esto permite que el procedimiento digital se utilice en toda la trayectoria de la transmisión. Aún más, la modulación en FM que se lleva a cabo en el radiotransmisor hace todavía más eficiente la inmunidad al ruido de nuestro sistema [9,10,11].

#### **Etapas de Acoplamiento MC-TX.**

El módulo que se utiliza como interface entre la MC-INC2 y el TX está compuesto por un simple arreglo RC para el acoplamiento de impedancias en la línea de los datos, que tiene la doble función de variar la ganancia y filtrar los datos para eliminar las componentes de frecuencia alta contenidos en los fillos de una señal cuadrada (Fig. 3). En esta etapa también se encuentra un arreglo a transistor el cual se lleva a corte o saturación para generar la línea de control que ha de habilitar o deshabilitar la función de PTT (presione para hablar) para cuando se quiere transmitir o dejar de transmitir (Fig.3).

La línea de datos que sale de la etapa de acoplamiento descrita se conecta directamente a la entrada del micrófono del TX y la línea de control de PTT al interruptor que tiene esa función [16].

En el sistema de radiocomunicación de la CRM, se tiene la doble opción de transmitir en comunicación directa (radio a radio) y por repetidora. Este sistema repetidor se encuentra a 650 metros sobre el nivel de la Cd. de México y retransmite la señal con una potencia de 60 watts. La potencia de salida de los radiotransmisores instalados en las ambulancias de CRM es de 40 watts [16].

El radiotransmisor empleado es uno comercial de la marca Motorola modelo Mitrek.

#### **1.2 SISTEMA DE RECEPCION**

Este sistema esta compuesto por: un radioreceptor (RX), que

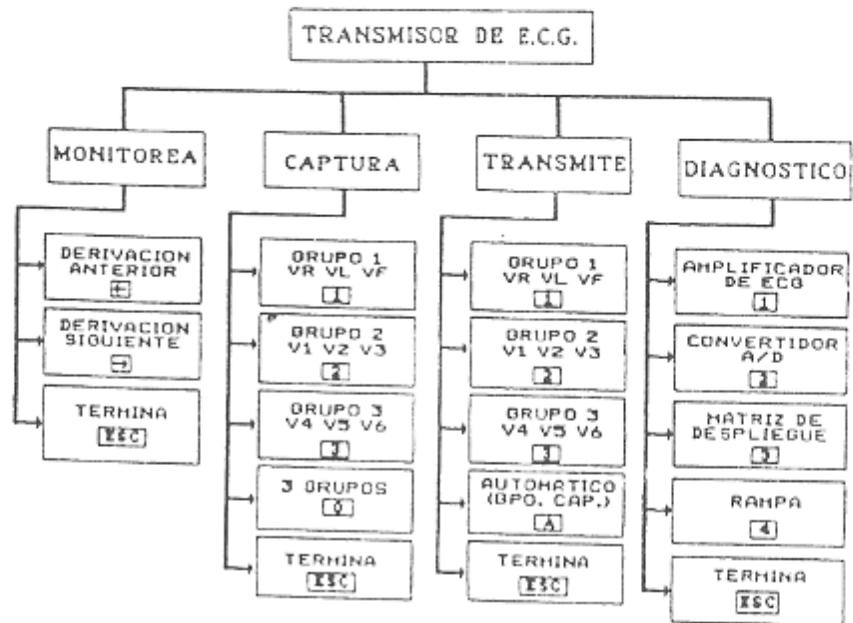


FIG. 6.- SISTEMA DE OPERACION DEL TRANSMISOR DE E.C.G.

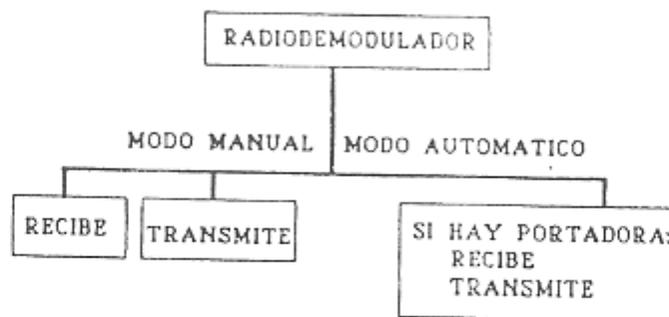


FIG 7. OPCIONES DEL RADIODEMODULADOR

recibe la radiofrecuencia y la demodula de FM a audio, el **Radio Demodulador** que decodifica los bits codificados en tonos para transmitirlos via un puerto RS232 a una **Microcomputadora Personal PC-XT**, que grafica las señales.

El **Radioreceptor** es del mismo tipo que el empleado en la etapa de transmisión. Una vez que se establece comunicación entre emisor y receptor, la señal es sometida inmediatamente al primero de los dos procesos de demodulación que se llevan a cabo en el sistema, obteniendo como primer resultado una señal con frecuencias que se encuentran en el rango audible. Como es de esperarse, la señal conserva la forma cuadrada original con que fue creada, además del ruido adicionado durante su paso por el canal de transmisión.

El **Radio Demodulador** recibe la señal de audio del radioreceptor, que una **etapa de detección** transforma en pulsos digitales, que a su vez son decodificados por programa por una **Microcomputadora de control MC-INC2**, que entrega por una **Interfase Serie RS232** los datos digitales a la computadora PC.

**Etapas de detección de portadora y datos en forma digital.** Esta etapa consta básicamente de un circuito comparador de ventana, construido con un amplificador operacional, el cual entrega la señal ya reconstruida a uno de los puertos de entrada de la MC-INC2. Para detectar si existe o no portadora, la MC-INC2 monitorea constantemente el estado apagado/encendido que guarda el transistor detector de portadora en el RX; el estado encendido de este transistor indica la existencia de la frecuencia portadora, con la cual se inicia el proceso de decodificación (Fig. 4).

**Etapas de Demodulación.** Esta etapa consiste únicamente de una MC-INC2 que tiene almacenado en memoria permanente el programa que permite la demodulación, el almacén de la señal, el control del proceso de recepción, así como del envío de los datos a través del puerto serie de la PC.

La demodulación es realizada mediante un muestreo sobre los datos recibidos, a intervalos de tiempo constantes. El tiempo de muestreo empleado en demodular un byte es de 8 mseg, mientras que el necesario para un bit es de 0.8 mseg y el criterio para determinar si el bit bajo análisis es cero o uno, es el número de cambios de la señal durante esta cantidad de tiempo. Si la señal cambia de sentido mas de dos ocasiones, se tiene la seguridad de que el dato es un "cero". Para el caso contrario, menos de dos cambios, el dato es un "uno".

Una vez que un dato es reconocido se procede a su almacenamiento dentro de un espacio de memoria en la MC-INC2.

Este proceso se repite mientras exista portadora. Al no

existir portadora la MC-INC2 inmediatamente establece comunicación con la PC para transmitir los datos capturados.

Para hacer posible la comunicación entre la MC-INC2 y la PC, se usó el puerto serie dentro de la MC-INC2, que tiene líneas de comunicación compatibles con el formato serie RS-232.

Cuando la PC ha terminado de recibir los datos procede a graficarlos (es decir, despliega el ECG) en la pantalla, con lo cual el médico está en la posibilidad de analizarlo para, en base a su diagnóstico, indicar mediante voz a través del mismo radiotransmisor el tratamiento a seguir. En este momento el médico también tiene la opción de graficar en papel el ECG y/o archivarlo en un medio de almacenamiento permanente (unidad de disco duro o unidad de disco flexible), para su posterior consulta, referencia o elaboración de un expediente (Fig. 5).

## II SISTEMA DE PROGRAMAS

Los programas, como el sistema físico, se forman de dos partes: el transmisor de ECG y el receptor.

**Programación del Transmisor.** Este se divide en un sistema que atiende al operador (Sistema de Operación) y un sistema básico de control para los dispositivos físicos (Sistema de Control).

**Operación.** Para operar fácilmente el equipo se usa la técnica de menús, que permite con una o dos teclas seleccionar la función deseada. Las funciones permitidas se ilustran en la figura 6. Al encender el equipo el procesador realiza algunas pruebas del sistema físico y entra al sistema de operación, mostrando en un menú las opciones principales de Monitorear, Capturar y Transmitir. Además se tiene otra opción no mostrada identificada como Diagnósticos. Cada una de estas opciones tiene a la vez sus propias opciones (fig. 6), con las que se seleccionan las funciones.

**Control.** Para el manejo de los datos se usa un grupo de variables globales y de variables internas en procedimientos. De esto se muestra en la siguiente tabla la estructura del arreglo dinámico de datos de señales, que son los que se transmiten al receptor.

Tipos	Descripción	Tamaño (Bytes)
-----		
Datos de Bloque	bytes totales	4
	Ap. señal anterior	2
	Ap. señal siguiente	2
Identificación		

	Tipo de señal	1
	Clase de señal	1
	Tipo de estudio	2
	Usuario	2
Llaves de acceso	Registro	6
	Serie	2
	Fecha	4
Datos de señal	Bytes por dato	1
	No. de Señales	1
	No. de Datos	4
Señal	Dato 0 / Señ. 0	1
	Dato 0 / Señ. 1	1
	Dato 0 / Señ. 2	1
	...	
	...	

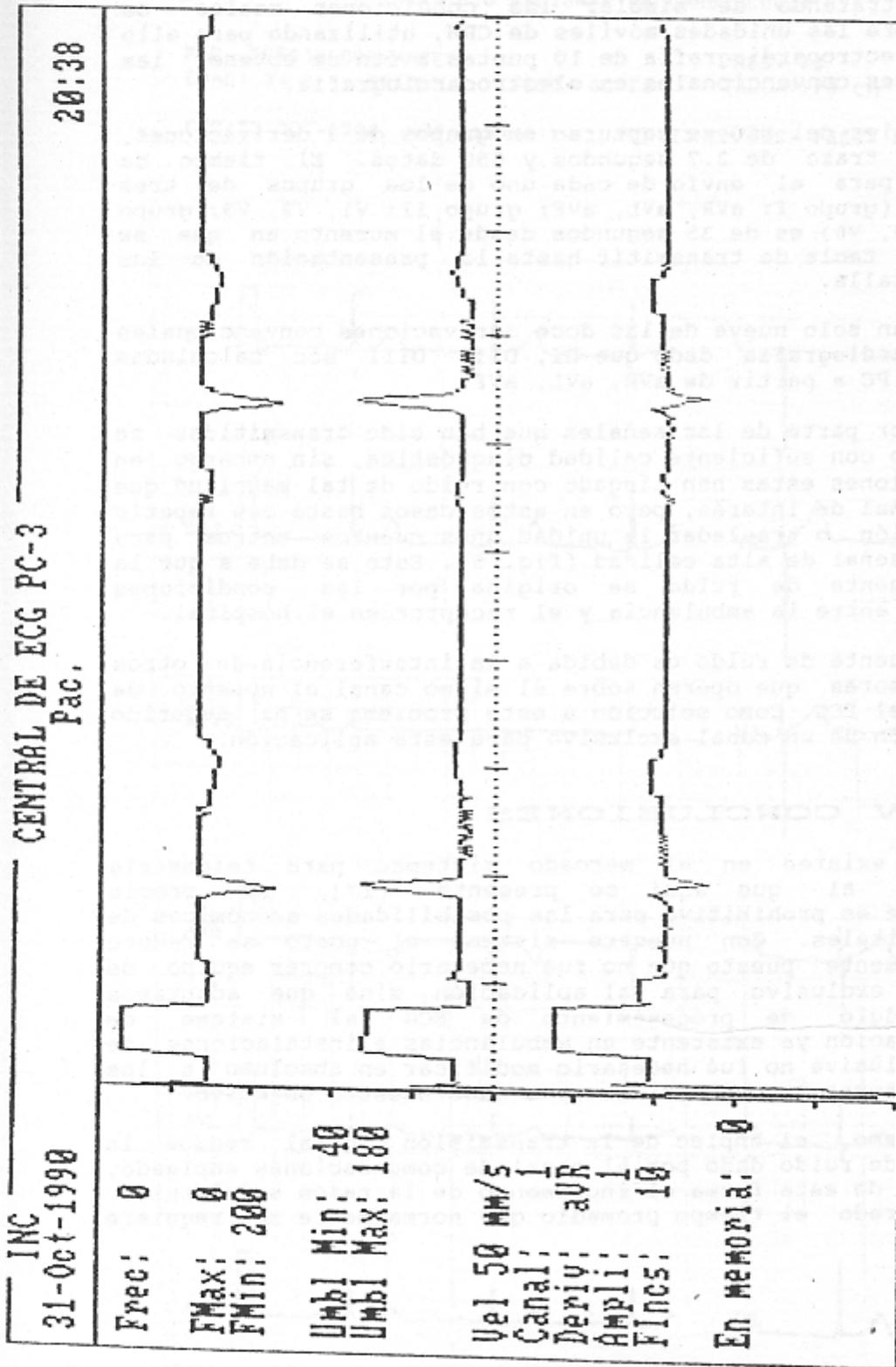
Con respecto a los programas de control, para la comunicación con el usuario, las operaciones aritméticas y lógicas y el manejo de los datos, se usaron los recursos del lenguaje de la computadora de control (presentada en otro trabajo [3,7,8]). El manejo básico en especial de los periféricos de esta aplicación se realizó en lenguaje ensamblador del uP Z80 y para el control en general se usó una versión de FORTH desarrollada para esta misma computadora de control.

**Programación del Radiodemodulador.** El programa que controla la operación del radiodemodulador tiene la estructura que se muestra en la figura 8.

Por flexibilidad se permite escoger manualmente la opción de recibir los datos del radio o transmitirlos a la PC. Por facilidad el programa muestrea junto con las teclas de opciones si hay portadora, de tal manera que sin que el operador interactúe con el radiodemodulador éste reciba los datos y los transmita automáticamente.

El programa del radiodemodulador no realiza ningún proceso sobre los datos recibidos, sólo se limita a decodificar los bits recibidos como tonos, a formar los bytes limitados por los bits de inicio y paro, y a transmitirlos con el protocolo serie RS232 a la computadora PC.

Al recibir los datos (cuando se selecciona con la tecla o cuando se detecta portadora) el programa verifica que sea una transmisión válida de señales de ECG, comparando los dos bytes iniciales con un código de transmisión válida. Una vez aceptada la transmisión se reciben los datos como un bloque en el que primero viene el número de bytes a recibir y luego los datos sucesivamente.



MEMORIA: ←)Cursor F1)Sube F2)Baja F5)Ampli F6)Reduce F7)Vel,  
F8)Suaviza F9)Medidas F10)Borra 00-25)No, MEM. +-factor <Fin>

Fig. 5 Trazo de ECG enviado al INC desde la ambulancia no. 48 de CRM ubicada en Tlalpan y Eje 5 Sur de la Ciudad de México.

### III RESULTADOS

El equipo que aquí se presenta ha sido probado con voluntarios tratando de simular las condiciones reales de operación sobre las unidades móviles de CRM, utilizando para ello cables de electrocardiografía de 10 puntas a fin de obtener las 12 derivaciones convencionales en electrocardiografía.

Las señales del ECG se capturan en grupos de 3 derivaciones, siendo cada trazo de 2.7 segundos y 650 datos. El tiempo de transmisión para el envío de cada uno de los grupos de tres derivaciones (grupo I: aVR, aVL, aVF; grupo II: V1, V2, V3; grupo III: V4, V5, V6) es de 35 segundos desde el momento en que se presiona la tecla de transmitir hasta la presentación de los datos en pantalla.

Se envían solo nueve de las doce derivaciones convencionales en electrocardiografía dado que DI, DII, DIII son calculadas dentro de la PC a partir de aVR, aVL, aVF.

La mayor parte de las señales que han sido transmitidas se han recibido con suficiente calidad diagnóstica, sin embargo en algunas ocasiones estas han llegado con ruido de tal magnitud que oculta la señal de interés, pero en estos casos basta con repetir la transmisión o trasladar la unidad unos cuantos metros para recibir una señal de alta calidad (fig. 5). Esto se debe a que la principal fuente de ruido se origina por las condiciones topográficas entre la ambulancia y el receptor en el hospital.

Otra fuente de ruido es debida a la interferencia de otros radiotransmisores que operen sobre el mismo canal al momento de transmitir el ECG. Como solución a este problema se ha sugerido la utilización de un canal exclusivo para esta aplicación.

### IV CONCLUSIONES

Aunque existen en el mercado sistemas para telemetría equivalentes al que aquí se presenta [17], su precio prácticamente es prohibitivo para las posibilidades económicas de muchos hospitales. Con nuestro sistema el costo se reduce considerablemente puesto que no fué necesario comprar equipo de transmisión exclusivo para tal aplicación, sino que adaptamos nuestro módulo de procesamiento de ECG al sistema de radiocomunicación ya existente en ambulancias e instalaciones de la CRM. Inclusive no fué necesario modificar en absoluto a los radiotransmisores para poder llevar a cabo nuestro objetivo.

Así mismo, el empleo de la transmisión digital reduce la intrusión de ruido dado por el canal de comunicaciones empleado, favoreciendo de esta forma el incremento de la razón señal/ruido. Considerado el tiempo promedio que normalmente se requiere

INSTITUTO NACIONAL DE CARDIOLOGIA

PAC. SERGIO CERVANTES

REG: 78

EDAD: 34 A

SEXO: M

PESO: 88 KG

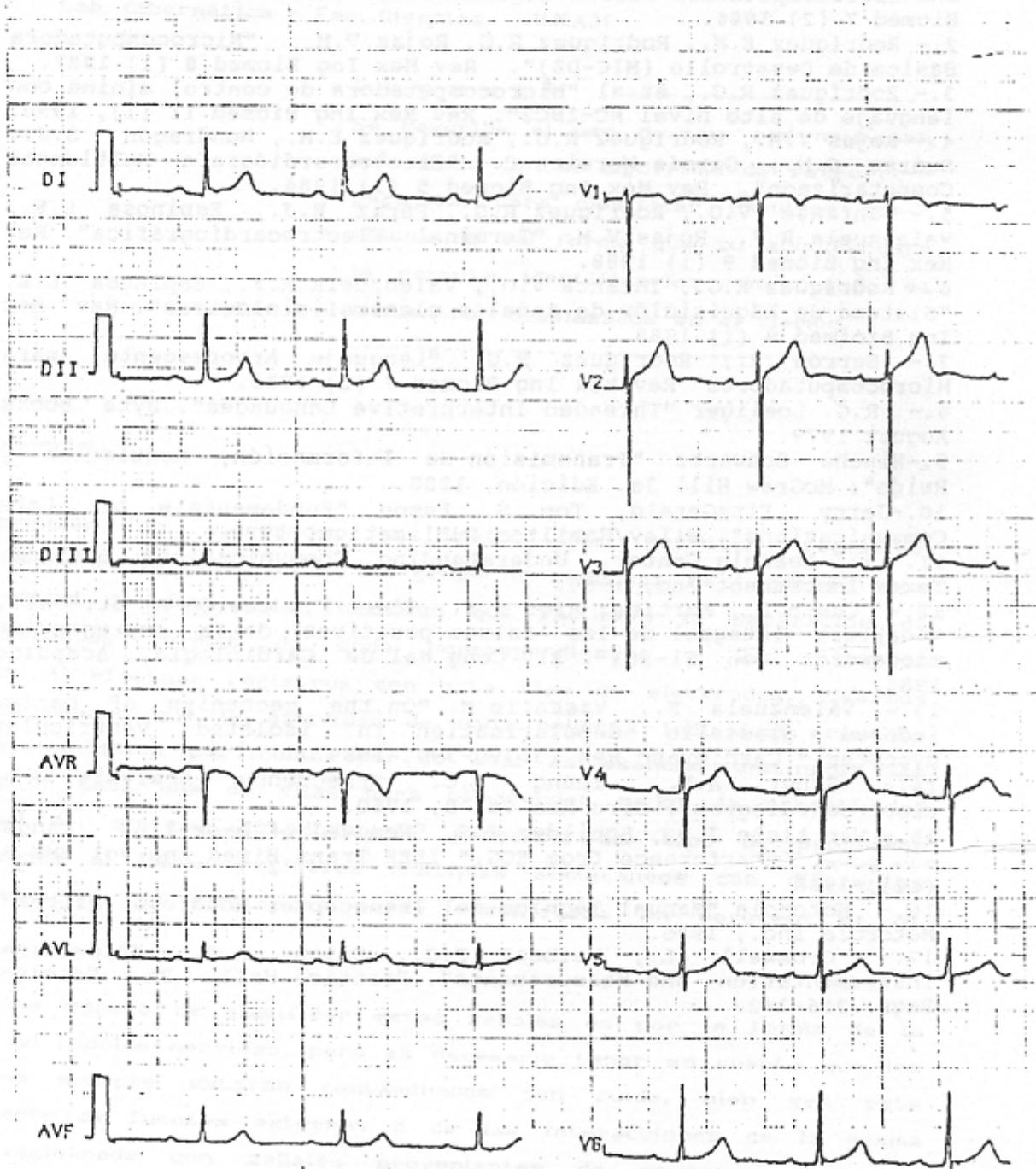
TALLA: 178 CM

FEC: 23-OCT-1998

HORA: 15:48:14

VEL: 25 MM/SEG

FREC: 67 LAT/MIN



para trasladar un paciente desde el lugar del incidente hasta el hospital con respecto al tiempo que transcurre desde la captura de las doce derivaciones hasta su diagnóstico, cuando se utiliza el sistema aquí propuesto, veremos que hay gran ventaja en cuanto a ahorro de tiempo se refiere.

#### REFERENCIAS

- 1.- Rodríguez E. M., Rodríguez R. G, Rojas V. M. "Prototipo de una Microcomputadora Básica de Desarrollo (MIC-DZ)". Rev Mex Ing Biomed 7 (2) 1986.
- 2.- Rodríguez E.M., Rodríguez R.G, Rojas V.M. "Microcomputadora Básica de Desarrollo (MIC-DZ)". Rev Mex Ing Biomed 8 (1) 1987.
- 3.- Rodríguez R.G., et al "Microcomputadora de control mínima con lenguaje de alto nivel MC-INC2". Rev Mex Ing Biomed 11 (1), 1990.
- 4.- Rojas V.M., Rodríguez R.G., Rodríguez E.M., Mondragón S.J., Suárez C.M., García-Moreira C. "Electrocardiógrafo Multicanal Computarizado". Rev Mex Ing Biomed 5 (1) 1984.
- 5.- Infante V.O., Rodríguez R.G., Pérez R.J., Espinosa L.E., Valenzuela R.F., Rojas V.M. "Terminal Electrocardiográfica". Rev Mex Ing Biomed 9 (1) 1988.
- 6.- Rodríguez R.G., Infante V.O., Valenzuela R.F., Espinosa L.E. "Sistema de Adquisición de señales electrofisiológicas". Rev Mex Ing Bioimed 9 (1) 1988.
- 7.- Barrón R., Rodríguez R.G. "Lenguaje Arborescente para Microcomputadoras" Rev Mex Ing Biomed 7 (2) 1986.
- 8.- R.G. Loeliger "Threaded Interpretive Languages". Byte Books August 1979.
- 9.-Mischa Schwartz "Transmisión de Información, Modulación y Ruido". McGraw Hill 3a. Edición, 1988.
- 10.-Jerry FitzGerald, Tom S. Eason "Fundamentals of Data Communications". Wiley/Hamilton Publication, 1978.
11. TI Learnig Center. Understanding Communications Systems. Texas Instrument Inc, 1980.
- 12.- Cueto L., Martínez Ríos M.A., Gómez F., Cuarón A, et. al.. "Análisis integral de las 'falsas positivas' de la impregnación miocárdica con Tl-201". XIV Cong Nal de Cardiología, Acapulco 1985.
- 13.- Valenzuela F., Vassalle M. "On the mechanism of barium induced diastolic depolarisation in isolated ventricular myocytes." Cardiovasc Res 23:390-399, 1989.
- 14.- Scher A.M., Young A.C. "Frecuency Analysis of electrocardiogram". Circ Res vol 8, 1960.
- 15.- Van Alste J.A., Schilder T.S. "Removal of base-line wander and power interference from ECG." IEEE Trans Bimed Eng Vol BME-32 (12), 1985.
- 16.- Motorola "Manual Técnico del Transceptor Motorola Mitrek". Motorola Inc., 1986.
- 17.- Cromwell L., Weibell F.J., Erich A.P. "Biomedical Instrumentation and Measurements". Prentice Hall 2a. Edición. Pags. 316-342.