

DISEÑO DE UN ELECTROCARDIOGRAFO PORTÁTIL

R. González, J. Martínez, A. Fernández, H. Garrido, J. Rodríguez
Instituto Central de Investigación Digital
Calle 202 #1709 entre 17 y 19, Playa. La Habana, Cuba.
E-mail: rigonzalez@icid.edu.cu

RESUMEN

En el presente trabajo se exponen las principales características de un nuevo electrocardiógrafo digital portátil. Este equipo adquiere simultáneamente las doce derivaciones del electrocardiograma estándar (ECG) y es capaz de interpretar automáticamente esta señal con fines diagnósticos. Además, puede transmitir información a través de un canal de comunicación serie, imprime reportes de variados formatos, es configurable, almacena toda la información asociada a los últimos pacientes procesados y evalúa continuamente la calidad del ECG mientras realiza una prueba. Este electrocardiógrafo es clasificado como clase I tipo CF según las normas internacionales de seguridad (IEC 601-1).

Palabras clave: electrocardiógrafo digital, interpretación diagnóstica.

THE DESIGN OF A PORTABLE ELECTROCARDIOGRAPH

ABSTRACT

The design of a new portable digital electrocardiograph is presented. The device is able to acquire the twelve standard leads simultaneously and to make an automatic ECG interpretation. Also, different parameters can be set up and the ECG can be transmitted through a serial port in real time. Several report formats can be printed out and all the information about the last patients is stored in an internal memory. This information can be transmitted off-line through a serial port. The electrocardiograph is classified as class I type CF according to the standard IEC 601-1.

Keywords: Digital Electrocardiograph, ECG interpretation.

1. INTRODUCCIÓN

El electrocardiograma estándar (ECG) es la prueba que se realiza con mayor frecuencia para estudiar la actividad cardíaca por ser barato, no invasivo, sencillo y poseer una utilidad diagnóstica significativa [3,4].

El proceso de interpretación del ECG tradicionalmente se ha realizado mediante la observación visual del trazado electrocardiográfico por parte de un especialista entrenado que, basado en su experiencia y en criterios establecidos, llega a una conclusión sobre la presencia o no de trastornos en la actividad cardíaca. Este proceso es propenso a imprecisiones por las propias características del trazado y por factores objetivos y subjetivos (fatiga, experiencia, capacidad visual, etc.) que afectan a los humanos en esta tarea [3]. Debido a lo anteriormente dicho es que en las últimas décadas ha cobrado gran auge la interpretación automática del ECG y ya es común que los electrocardiógrafos actuales incluyan esta posibilidad, aunque no se ha logrado la estandarización y cada fabricante desarrolla su propio método de interpretación [4]. Todo esto ha sido posible debido al grado de miniaturización, bajo consumo y potencia de cómputo alcanzado por las componentes electrónicas actuales, así como por los avances en los métodos para el procesamiento digital de bioseñales.

El electrocardiógrafo digital portátil CARDIOCID-BB es un equipo destinado a la realización del ECG y a su interpretación automática. El equipo es capaz de trabajar en condiciones muy variadas y para ello se concibió con dos formas de alimentación, baterías y corriente alterna, que facilitan su uso.

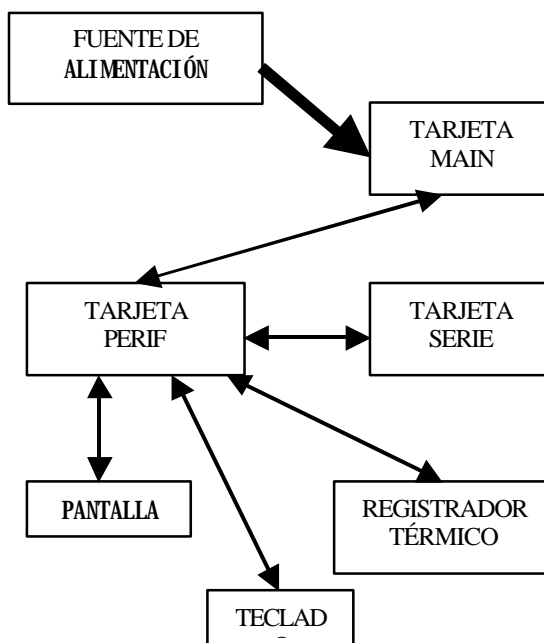
El objetivo del presente trabajo es exponer las principales características del electrocardiógrafo digital portátil CARDIOCID-BB y discutir los resultados obtenidos.

2. METODOLOGÍA

2.1 Diseño electrónico

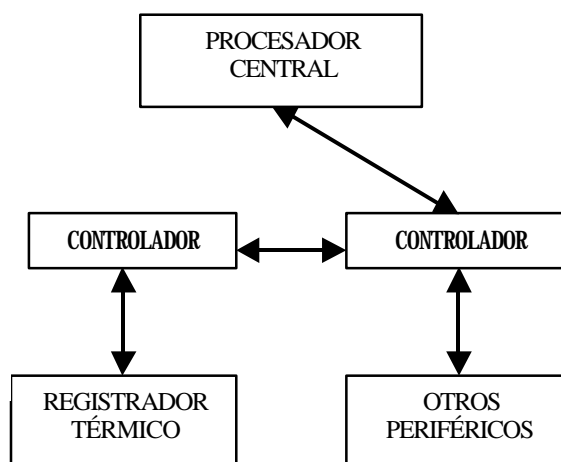
El CARDIOCID-BB está compuesto por tres tarjetas electrónicas (MAIN, PERIF y SERIE), la fuente de alimentación, la pantalla o display de cristal líquido (LCD), el registrador térmico, la caja plástica y el teclado de operación, así como por cables de interconexión. En la figura 1 se representa el diagrama en bloques del CARDIOCID-BB.

Figura 1. Diagrama en bloques del CARDIOCID-BB.



El equipo ha sido diseñado con una arquitectura de procesamiento distribuido, empleando un procesador principal de 16 bits y dos microcontroladores para realizar tareas específicas. Uno de los microcontroladores está dedicado exclusivamente al manejo del registrador térmico utilizado para la impresión de reportes y el otro microcontrolador se encarga del control del resto de los periféricos y de la comunicación con el procesador principal. Esto permite liberar al procesador principal de todas las tareas asociadas al interfaz con los periféricos y del manejo del registrador térmico que resulta complejo. De esta forma se logra mayor eficiencia y simplicidad en el diseño. En la figura 2 se muestra gráficamente la arquitectura utilizada.

Figura 2. Arquitectura distribuida del CARDIOCID-BB.



La fuente de alimentación suministra todas las tensiones que se requieren para el trabajo con el grado de seguridad eléctrica establecido para este tipo de equipos. La parte analógica recibe 8V y -8V, mientras que la digital trabaja con 5V. La cabeza térmica y el motor del registrador funcionan con 24V. El equipo puede ser alimentado por corriente alterna con un voltaje que esté en el rango comprendido entre 100 y 240V y también puede ser alimentado por un paquete de baterías que suministre un voltaje de 24V. La alimentación mediante baterías permite el funcionamiento del equipo durante más de 30 minutos, dependiendo este tiempo de la intensidad con que se utilice el registrador térmico.

La pantalla del equipo es un módulo de display de cristal líquido (LCD) alfanumérico que conjuntamente con el registrador térmico y el teclado de operación permiten el intercambio de información del equipo con el operador.

La tarjeta MAIN es la mayor del equipo, está conectada a la fuente para recibir la alimentación que necesita y a la tarjeta PERIF para intercambiar información. Desde el punto de vista funcional, puede dividirse en una parte analógica y otra digital.

La parte analógica es la encargada de realizar la toma simultánea de las bioseñales provenientes del paciente, amplificarlas y conformar las derivaciones electrocardiográficas que luego van a ser convertidas a valores digitales.

Para la entrada de la señal analógica proveniente del paciente, se incluyen nueve buffers basados en los circuitos integrados LF442 y ocho amplificadores de instrumentación AD620 (primer paso de amplificación con ganancia de 19,92) que se encargan de conformar los ocho canales con las derivaciones electrocardiográficas independientes. El segundo paso de amplificación (de ganancia 16,38) es realizado por un amplificador operacional LT1078 y resistores de 13 k Ω y 200 k Ω asociados en configuración de amplificador no inversor. Como resultado, se obtiene una ganancia total de 326,3.

Las cuatro derivaciones restantes se calculan según expresiones clásicas que son válidas cuando la adquisición de las derivaciones independientes es simultánea [2].

Los circuitos conectados al paciente son protegidos contra descarga de desfibrilador a partir de resistores de 10 k Ω 2W y diodos 1N4148, conjuntamente con diodos P6KE15ACT (TVS) para suprimir transitorios de tensión.

El Terminal Central de Wilson, que es la entrada de referencia para las derivaciones unipolares, se forma en un circuito promediador basado en el circuito integrado LF442, donde se obtiene el promedio de la tensión tomada mediante los electrodos exploradores de las extremidades.

Para la rápida recuperación de la línea base, se introdujo un circuito basado en dos circuitos integrados ADG211 de cuatro interruptores analógicos, los cuales son accionados por líneas de control.

El amplificador incluye un filtro pasa banda que limita el espectro de frecuencias del ECG entre 0,05 y 150 Hz. De esta forma se cumple con lo recomendado internacionalmente para este tipo de equipo [1].

La parte analógica también incluye un circuito, conocido como "circuito de pierna derecha", que mejora el comportamiento del amplificador ante el ruido de modo común producido por la red de alimentación.

Con el fin de detectar la presencia de marcapaso, se introduce un circuito que a partir de la derivación II es capaz de identificar las espigas generadas por un marcapaso. Para ello, toma la señal a la salida del amplificador AD620 y la somete a un sistema de filtros con el fin de aislar la espiga y disparar un monoestable que señalice su presencia.

La parte digital de la tarjeta MAIN se basa en un microprocesador Intel 80C186XL (16 MHz) y un grupo de circuitos asociados a este que constituyen el procesador principal del equipo. La memoria incluye 128 Kb EPROM y 512 Kb RAM respaldadas con batería de forma opcional. Además, incluye los circuitos que realizan la conversión A/D del ECG y los que manejan las señales de control para intercambiar información con el resto de los procesadores del equipo.

La conversión A/D se realiza por el conversor de 12 bits MAX191BCNG configurado para realizar la conversión de señales unipolares.

La comunicación con los dos microcontroladores se realiza mediante un conjunto de puertos que incluye para cada uno un puerto de comando (para escribir desde el procesador principal al microcontrolador) y un puerto de dato (para escribir desde el microcontrolador al procesador principal). Estos puertos están constituidos por los circuitos integrados de registros latch de 8 bits con salida de tercer estado 74HCT374.

El procesador principal tiene acceso a las informaciones relacionadas con el funcionamiento de los periféricos mediante el puerto de estado de periféricos, basado en el circuito integrado 74HCT244, formado por 8 buffers manipuladores de línea con salida tercer estado.

La tarjeta PERIF es la encargada de controlar el funcionamiento de los periféricos del equipo: teclado, bocina, puerto de comunicación serie, registrador térmico, módulo de LCD y reloj de tiempo real. La tarjeta posee circuitos electrónicos que permiten conmutar la alimentación a los diferentes circuitos electrónicos del equipo, de esta forma se logra que solamente reciban alimentación las partes del equipo que se estén utilizando y se aumenta la duración de la batería. Además, esta tarjeta recibe información del estado de carga de la batería y controla el encendido y apagado de la fuente de alimentación.

Para la descripción del funcionamiento de la tarjeta PERIF, esta puede dividirse en cuatro partes: control del registrador térmico, manejo de los otros periféricos, interruptores de tensiones de alimentación y manejo de la fuente de alimentación.

El control del registrador térmico se basa en el microcontrolador PIC16C74B-20 que intercambia informaciones (comandos y datos) con el procesador principal, permitiendo así la escritura de información (textos y formas de onda) en el registrador térmico.

El programa interno del microcontrolador elabora y envía a la cabeza térmica del registrador una secuencia de "ceros y unos" que permite imprimir cada una de las líneas de impresión en cada paso del motor. La información se almacena con la señal latch y se hace efectiva la impresión con las señales strobe. La temperatura de la cabeza térmica se mide mediante un conversor A/D de 8 bits a partir de la tensión de la línea de salida del termistor interno de la cabeza de impresión. El movimiento y la velocidad del motor de pasos del registrador se manejan con la ayuda del circuito integrado para el manejo de motores de paso UCN5804B.

El microcontrolador regula la alimentación de +24 V, proveniente de la tarjeta MAIN, para el motor y la cabeza térmica de forma tal que solamente esté presente cuando se está moviendo el papel, por lo cual solo se puede escribir en la cabeza si se mueve el papel. Además, se chequea la falta de papel y se emite la indicación correspondiente.

El control del resto de los periféricos se basa en el microcontrolador PIC16LC74B-04. El manejo del módulo de LCD se realiza con las propias señales del bus interno de datos y las señales de control. La información que se recibe desde el procesador principal se escribe a partir del protocolo establecido por el controlador que posee el módulo de LCD. La lectura del teclado se realiza mediante el barrido de la matriz de teclas (filas y columnas) hasta determinar si alguna tecla fue accionada. Cuando se detecta que alguna tecla fue accionada se envía su código al procesador principal para su tratamiento.

En la tarjeta PERIF hay una memoria serie EEPROM de 8 kbyte que se utiliza para almacenar la configuración del equipo.

El microcontrolador recibe desde el procesador principal informaciones que deben ser transmitidas por el puerto de comunicación serie del equipo y a partir de la adecuada generación de las señales necesarias envía esta información al equipo que se encuentre conectado al CARDIOCID-BB. Además, el microcontrolador mantiene un reloj de tiempo real que permite tener la hora y la fecha actualizada.

2.2 Software

El software del equipo está grabado en una memoria EPROM localizada en la tarjeta MAIN, los programas fueron desarrollados en el lenguaje Borland C++.

El CARDIOCID-BB cuenta con tres modos de trabajo: manual, automático y monitoreo. Además, cuenta con un cuarto modo para uso exclusivo del personal de servicio técnico.

En el modo de trabajo manual, el equipo funciona como un electrocardiógrafo tradicional. Se limita a imprimir las derivaciones seleccionadas durante el tiempo que lo solicite el operador y según los parámetros de registro establecidos (escala en el tiempo, escala de amplitud y activación del filtro digital). Simultáneamente, el CARDIOCID-BB transmite por un canal de comunicación serie las ocho derivaciones independientes y de esta forma es posible realizar otros estudios basados en el ECG como son pruebas ergométricas, estudios de la variabilidad del intervalo RR, medición continua del segmento ST, etc.

El modo de trabajo automático tiene como objetivo la interpretación automática del ECG. Se adquieren ocho segundos de señal con los parámetros de registro establecidos por el operador y si todos los electrodos están bien conectados, se pasa automáticamente al análisis del ECG para posteriormente imprimir un reporte que contiene:

- Los datos generales del paciente.
- Las condiciones de registro.
- El ECG.
- Las principales mediciones realizadas.
- Las conclusiones de la interpretación diagnóstica.

Existen variados formatos de reportes y el operador puede escoger el deseado de una forma sencilla en la configuración del equipo. Toda la información asociada a cada caso queda grabada en una memoria interna del equipo con el fin de poder obtener un reporte de la prueba en cualquier momento. Esta memoria tiene respaldo de batería y capacidad para 10 casos; cuando se llena, se borra el que más tiempo lleva almacenado para grabar un nuevo caso.

La información asociada a cada caso se transmite para ser almacenada en un sistema denominado CARDIOTECA que fue concebido para el almacenamiento de ECG realizados con equipos CARDIOCID y para el estudio detallado de estos mediante la combinación de herramientas gráficas y de la información asociada a cada caso (mediciones y conclusiones).

El modo de trabajo monitoreo fue concebido para auxiliar a las maniobras de reanimación cardíaca. En este caso, el CARDIOCID-BB imprime de forma continua una derivación, seleccionada por el operador, a una velocidad de 10 mm/s con el fin de que el personal médico pueda tener constancia de los resultados que van produciendo las maniobras que ejecutan sobre el paciente.

Existe un cuarto modo de trabajo al que no tiene acceso el operador y que fue concebido para que el personal de servicio técnico pueda verificar un conjunto de parámetros del equipo de forma sencilla. Para ello, es necesario conectar el CARDIOCID-BB a una computadora personal, a través del puerto de comunicación serie, y correr en la computadora un programa que, a partir de un protocolo preestablecido, permite realizar las siguientes operaciones:

Lectura/escritura de puertos.

- Impresión en el registrador.
- Lectura y medición de las señales digitales obtenidas a partir de la señal analógica que haya en la entrada del equipo.

El software hace un uso intensivo de los mecanismos de interrupción. El proceso de conversión A/D se basa en la temporización a partir de un contador que genera una interrupción cada vez que transcurre un período de muestreo y en ese instante es que se realiza la lectura del conversor. De igual forma, cuando se desea imprimir una señal, se le envían los datos al registrador tomando como base las interrupciones generadas por un reloj que establece un período para la escritura de las muestras.

Cada vez que el microcontrolador de la tarjeta PERIF tiene disponible un dato proveniente del teclado se lo indica al procesador principal mediante una interrupción. Este mismo proceso se sigue con los datos que son leídos del puerto serie.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Durante el proceso de desarrollo del equipo, tanto las partes electrónicas como el software fueron sometidos a numerosas pruebas con el fin de comprobar los parámetros técnicos y el funcionamiento estable del equipo. Estas pruebas se realizaron a partir de normas y recomendaciones reconocidas internacionalmente.

En la tabla 1 aparecen los valores de un conjunto de parámetros significativos.

Los resultados de los ensayos técnicos se corresponden con el estado del arte actual pues son similares o mejores que los exigidos por las normas y recomendaciones internacionales y que los reportados por los líderes de esta técnica a nivel internacional.

Se consultó con personal médico y paramédico a fin de evaluar el modo de operación del equipo y el interfaz con el operador. Todos coincidieron en que resultaba sencillo y fácil de memorizar, lo que es de gran ayuda en instalaciones hospitalarias en las que se realizan un gran número de pruebas diariamente.

Los algoritmos que realizan la interpretación automática del ECG fueron probados con 50 casos realizados y almacenados en disco con un modelo anterior de la familia CARDIOCID. Los resultados fueron similares a los obtenidos con el equipo de referencia (CARDIOCID-BS) que ha tenido un comportamiento satisfactorio en su uso en la práctica y en las evaluaciones realizadas.

Tabla 1. Resultados de los ensayos técnicos en algunos parámetros significativos.

Parámetro	Resultado
Rango dinámico de entrada	4 mV \pm 5%
Control, exactitud y estabilidad de la sensibilidad	Menor que \pm 5%
Ancho de cada canal de registro impreso	40 mm
Error total del sistema	Menor que el 5%
Respuesta en frecuencia	De 0,05 a 150 Hz
Factor de rechazo al modo común	Mayor que 100 dB
Ruido del sistema	Menor que 35 μ V
Corrientes de fuga permanentes	Menores que 300 μ A
Corrientes auxiliares de paciente	Menores que 50 μ A
Clasificación según el estándar IEC 601-1	Clase I tipo CF

5. CONCLUSIONES

Los objetivos planteados al iniciar este trabajo fueron cumplidos, el CARDIOCID-BB es un equipo portátil que cumple los requisitos exigidos por el estándar IEC 601-1 para ser clasificado como clase I tipo CF. La operación del equipo ha sido calificada como sencilla por diferentes operadores consultados al respecto.

La posibilidad de transmitir el ECG en tiempo real hace que el equipo pueda ser utilizado para realizar múltiples estudios que lo convierten en un equipo útil, tanto para la práctica diaria como para el desarrollo de investigaciones básicas.

REFERENCIAS

- [1] J. Bailey et al. "Recommendations for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: Bandwidth and Digital Signal Processing". American Heart Association. Circulation 8, pp 730-739. February, 1990.
- [2] P. Macfarlane et al. "Mingocare: Un nuevo programa para la interpretación electrocardiográfica asistida por Computador." Electromédica, vol. 52, No. 4, pp 126 - 136, 1984.
- [3] R. González. "Análisis Computadorizado de Electrocardiogramas". Caderno de Ingeniería Biomédica, vol.13, No. 3, pp 139 - 148, Julho 1997.
- [4] R. González; R. Fernández; J. Rodríguez; M. Ramírez. "Electrocardiogramas computadorizados". Revista de Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones, Vol. XIV, No. 2. pp 79-83. 1993.