

# SISTEMA TELEMÉTRICO DE MONITOREO DEL ECG PARA PACIENTES CON ELEVADO RIESGO CORONARIO. REQUERIMIENTOS DE DISEÑO Y PRINCIPALES SOLUCIONES TÉCNICAS

J. Rodríguez<sup>1</sup>, G. Meissimilly<sup>2</sup>, J. D. Berovides<sup>3</sup>

Instituto Central de Investigación Digital  
Calle 202 No. 1704 e/17 y 19, Siboney, Playa 11600, La Habana  
jrrubio@icid.edu.cu, meiss@icid.edu.cu, dberovides@icid.edu.cu

## RESUMEN

En el trabajo son presentados los principales requerimientos de diseño tenidos en cuenta durante la concepción general de un sistema para monitoreo de ECG por telemetría. Son también presentados las principales soluciones técnicas y algunos detalles del diseño. Este sistema está destinado a proveer asistencia especializada durante la rehabilitación cardíaca de pacientes coronarios y asintomáticos de alto riesgo.

**Palabras clave:** *telemetría, procesamiento de señal electrocardiográfica, monitoreo ambulatorio.*

## 1. INTRODUCCIÓN

Siendo responsable de un alto número de invalideces físico-psíquicas y de grandes gastos económicos, la cardiopatía isquémica constituye hoy en día una de las principales causas de muerte en el mundo. Para asegurar a estos pacientes una condición física, mental y social óptimas, la Organización Mundial de la Salud, impulsa desde hace muchos años el desarrollo de programas de rehabilitación cardíaca, una modalidad multifactorial, terapéutica y preventiva, que reduce la mortalidad de los pacientes que han sufrido un episodio coronario [1].

La rehabilitación cardíaca también está indicada en personas asintomáticas con factores de riesgo cardiovascular como el colesterol elevado, las alteraciones de los lípidos, la hipertensión, la obesidad, la diabetes, el tabaquismo y el sedentarismo [2].

En este trabajo se presentan aspectos de interés técnico relacionados con el diseño de un sistema para monitoreo electrocardiográfico por telemetría [3], el cual está destinado a proveer asistencia a los médicos dedicados a la rehabilitación, los cardiólogos, los fisioterapeutas, y el personal de enfermería especializado durante el proceso de rehabilitación cardíaca de los enfermos coronarios.

## 2. METODOLOGÍA

La concepción y el desarrollo de un sistema para monitoreo electrocardiográfico por telemetría moderno establece un conjunto de requisitos técnicos y tecnológicos a satisfacer:

- Módulos resistentes a impactos y a los efectos de la sudoración humana.
- Conexiones seguras y robustas para garantizar un buen funcionamiento en condiciones de trabajo con altas probabilidades de ocurrencia de vibraciones y golpes.
- Comodidad en la operación y manipulación tanto para el paciente como para el personal médico y/o paramédico.
- Adquisición, digitalización y transmisión de señal electrocardiográfica (ECG) en tiempo real de un determinado número de pacientes simultáneamente.
- Amplificador de ECG y sistema de conversión AD con características técnicas que respondan a los estándares y recomendaciones internacionales [4, 5].
- Obtención de las señales de ECG de los pacientes con elevada calidad aun cuando esta fuese tomada en condiciones de movimiento.
- Transmisión de las señales de ECG (del paciente a la estación central de monitorización) utilizando la radiofrecuencia (RF) con un alcance superior a 50 m.
- Forma de transmisión altamente inmune al ruido y las interferencias que cumpla con las regulaciones nacionales e internacionales vigentes [6].
- Estación central encargada de recibir las señales de los pacientes donde se llevan a cabo el procesamiento y la visualización, así como la emisión de las alarmas correspondientes.
- Cumplimiento del estándar internacional de seguridad IEC601-1 [7].

Para satisfacer los requisitos técnicos y tecnológicos señalados se adoptaron las siguientes soluciones:

- Diseñar y producir un mueble plástico para el módulo de adquisición en aras de lograr una solución constructiva acorde con los requerimientos estéticos y funcionales previstos.
- Utilizar componentes de montaje superficial de bajo consumo de potencia.
- Utilizar circuitos integrados dedicados para la transmisión-recepción de los diferentes canales de RF.
- Emplear una computadora personal (PC) comercial como estación central de monitoreo debido a su

óptima relación coste-rendimiento y a la disponibilidad de múltiples software de desarrollo.

- Desarrollar un módulo de recepción que reciba las señales de ECG de los módulos de adquisición y los envíe a la PC para su procesamiento.
- Utilizar el bus serie universal (USB) para la comunicación del módulo de recepción con la PC debido a las facilidades de conexión y la capacidad de intercambio de información que este brinda.

### 3. RESULTADOS

Teniendo en cuenta las soluciones técnicas generales antes mencionadas, se concibió el sistema de monitoreo como se representa en la figura 1.

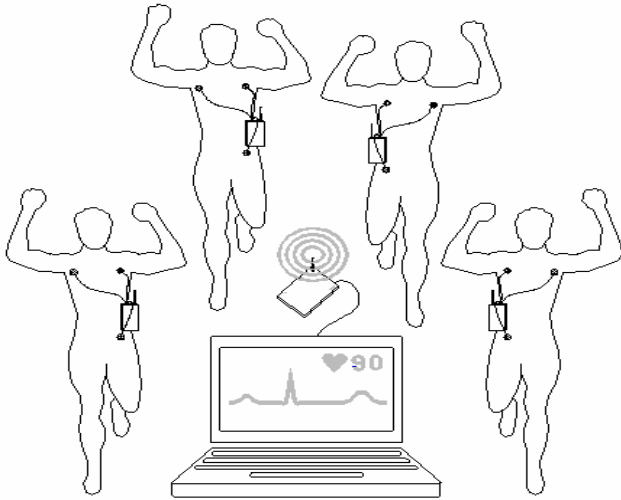


Fig. 1 Representación del sistema CORDIAL.

El sistema se compone de los módulos que portan los pacientes para adquirir y transmitir la señal ECG, un módulo receptor con salida USB que recibe las señales de los pacientes para entregarlas a la PC, la cual hace las veces de estación de monitoreo donde se ejecuta el software de aplicación sobre plataforma Windows.

#### 3.1. Módulo de adquisición

El módulo de adquisición se representa en la figura 2. Este módulo permite obtener, digitalizar y transmitir la señal ECG adquirida del paciente. El mismo consta de las siguientes unidades funcionales:

##### Unidad de adquisición:

Adquiere y digitaliza un canal electrocardiográfico. Se compone de amplificadores, filtros, circuito para restaurar la salida cuando el canal está saturado, circuito para manipular la pierna derecha y convertor analógico digital.

Emplea amplificadores de instrumentación, convertidores AD y amplificadores operacionales de bajo consumo.

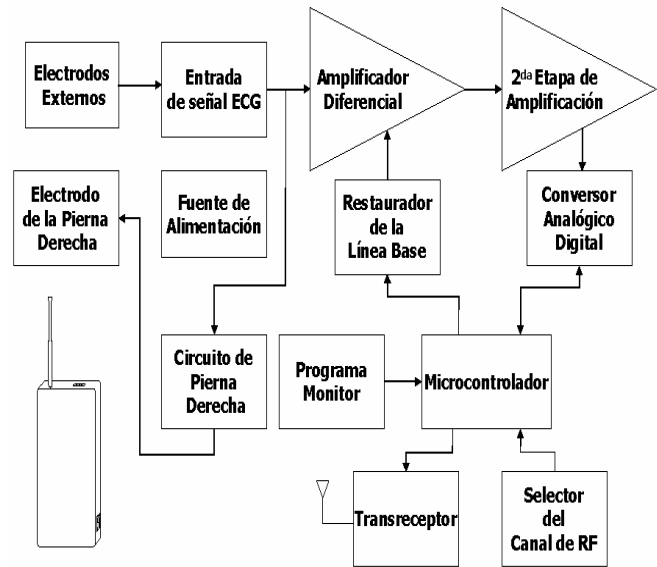


Fig. 2 Módulo de adquisición portátil.

##### Unidad radiotransmisora:

Es la encargada de transmitir la señal digitalizada por el canal de RF seleccionado, utilizando una antena tipo látigo con una longitud eléctrica de  $\frac{1}{4} \lambda$  [8]. La antena de 173 mm es suficientemente pequeña y flexible para minimizar las molestias al paciente.

Para implementar el transmisor de RF se empleó el circuito integrado CC1000 de la firma CHIPCON [9]. Tanto la potencia de transmisión como el canal de RF se fijan a través de micro-interruptores del tipo simple polo simple tiro incluidos en el circuito.

Para transmitir la información se utiliza la modulación por desplazamiento en frecuencia (FSK) con 32 kHz de desviación. La transmisión se lleva a cabo a una velocidad de 38,4 kbit/s. La trama se transmite utilizando el código Manchester. La potencia de transmisión es menor que 5 dBm y se ajustará finalmente hasta asegurar un alcance mínimo de 75 a 100 m.

De acuerdo con la recomendación CEPT/ERC 70-03 [6] se definió que el transmisor trabaje en la clase 1e atendiendo a que: (1) se puede utilizar toda la banda de frecuencias (no se delimitan los canales), (2) el CC1000 alcanza en esa clase los mejores rendimientos, esto es, mejor sensibilidad en el modo de recepción y mayor relación entre la potencia de RF transmitida y la corriente de consumo empleada.

La tabla 1 recoge las frecuencias de los canales de RF que se utilizan.

El módulo de adquisición transmite 6,25 minutos durante cada hora de trabajo, lo que supone un ciclo útil de 10,4 %.

##### Unidad de procesamiento:

Se basa en el microcontrolador PIC18LC442-I/L de la firma MICROCHIP, el cual gobierna la totalidad de las funciones del módulo excepto la alimentación [10]. El

microcontrolador se alimenta con una tensión de 3 V CMOS, y el mismo posee la potencialidad requerida para desempeñar a cabalidad las diferentes funciones del módulo.

El programa interno del microcontrolador fue desarrollado en lenguaje C de MICROCHIP.

**Unidad de conversión de tensión:**

Alimenta al módulo de adquisición con niveles de tensión 3 V CMOS a partir de 2 baterías estándar de 1,5 V tipo AA. Para ello se apoya en el circuito integrado MAX619 de MAXIM que hace las funciones tanto de un convertidor DC-DC como de un regulador de tensión [11].

Alimentado a partir de 2 baterías estándar de 1,5 V tipo AA, el módulo alcanza una autonomía de trabajo no menor que 24 h.

Tabla 1. Frecuencias de los canales de RF

CLASE 1E			
BANDA DE FRECUENCIAS (MHz) 433,050 – 434,790	CANALES DE RF		
	No.	FRECUENCIA (MHz)	SEPARACIÓN (kHz)
ZONA 1	1	433,143785	-
	2	433,265314	57,529
	3	433,370640	41,326
	4	433,504691	70,051
ZONA 2	5	433,616400	47,709
	6	433,791943	111,543
	7	434,026000	170,057
	8	434,278062	188,062

**3.2. Módulo receptor**

El módulo receptor se representa en la figura 3.

Este módulo recibe por los canales de RF la señal de ECG digitalizada de los pacientes y efectúa la transferencia de información a la PC a través del puerto USB. El módulo se compone de las siguientes unidades funcionales:

**Unidad radorreceptora:**

Recibe la señal de cuatro canales de RF a través de una única antena tipo látigo con una longitud eléctrica de  $\frac{1}{4} \lambda$ . La recepción de los canales se efectúa atendiendo a la zona de trabajo seleccionada dentro de la banda de frecuencias utilizada.

Se emplea como receptor el mismo circuito integrado CC1000 usado en el transmisor. La banda de frecuencias utilizada se subdivide en dos zonas de trabajo. La zona 1

comprende los cuatro primeros canales, mientras que la zona 2 abarca los cuatro restantes.

La zona de trabajo se especifica mediante puentes (jumpers). La recepción de cada uno de los canales se señala mediante indicación luminica utilizando LEDs.

**Unidad de procesamiento:**

Se basa en dos microcontroladores de bajo consumo PIC17LC752-08I/L [12] de MICROCHIP que poseen un puerto de comunicación serie sincrónico (SSP) que permite el intercambio de información entre los dos procesadores. Los microcontroladores se comunican entre sí a 2 Mbit/s a través de una relación amo-esclavo. El microcontrolador esclavo transfiere toda la información a la unidad de comunicación por un puerto paralelo.

Cada microcontrolador posee dos puertos serie asincrónicos, lo que permite recibir la información de los cuatro canales de RF.

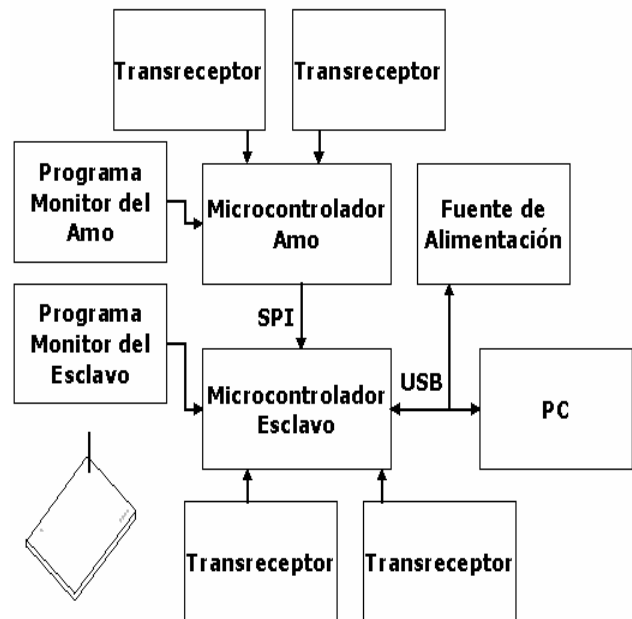


Fig. 3 Módulo receptor.

**Unidad de comunicación:**

Para implementar el puerto serie virtual se empleó el circuito integrado FT245BM (USB-FIFO) de Future Technology Devices Intl. Ltd [13]. Los parámetros que identifican al producto y a su fabricante, así como el número de serie contenido en el descriptor del USB se guardan en una memoria EEPROM.

La información se recibe por un puerto paralelo y se transfiere a la PC a una velocidad de hasta 1 Mbit/s de acuerdo con la especificación 1.1 del bus USB.

**Unidad de conversión de tensión:**

El módulo receptor se alimenta a partir de la tensión de 5 V que entrega la PC a través del conector USB. A partir

de esta tensión se producen las demás tensiones necesarias para la alimentación del módulo receptor.

### 3.3. PC y software de aplicación

Para la estación de monitoreo se emplea una PC (compatible IBM) con las prestaciones típicas en este momento (P-IV, 256 MB RAM, SVGA 1280 x 1024), la cual recibe del módulo de recepción la señal de ECG de los pacientes por uno de sus puertos USB.

En la PC se ejecuta un software de aplicación encargado del procesamiento de las señales. Su concepción tuvo en cuenta la necesidad de ofrecer al especialista una interfaz de usuario amigable y atractiva, caracterizada por su flexibilidad en la configuración.

El software cuenta con herramientas para hacer mediciones, ampliar, disminuir, y guardar segmentos de la señal ECG. Se incluye una base de datos relacional que facilita la realización de estudios comparativos y grupales.

La función básica del software es la supervisión en tiempo real del ECG de los pacientes. El software identifica los complejos QRS atendiendo a su morfología, mide la desviación del segmento ST, calcula la frecuencia cardíaca y la de las extrasístoles ventriculares, emitiendo las alarmas visuales y audibles cuando los valores alcanzados constituyen una condición de riesgo para el paciente.

### 4. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos son aún incompletos por encontrarse el sistema en etapa de desarrollo.

Se realizó la simulación del funcionamiento de los circuitos electrónicos de las partes más importantes con resultados satisfactorios.

Se realizó el diseño de la primera versión de hardware del módulo de adquisición.

Se estimaron los costos de producción de las diferentes partes del sistema a partir de las listas de materiales y los costos fijos del desarrollo. Los resultados indican que el producto concluido tendrá un buen margen de ganancia que facilitará el trabajo de comercialización.

Se desarrolló y simuló todo el firmware de los microcontroladores.

Se evaluaron alternativas de solución para la obtención y procesamiento en tiempo real de las señales provenientes de 8 pacientes en la PC. Se desarrollaron los principales algoritmos de detección y clasificación de complejos QRS y la medición del segmento ST. Se definió y programó el chequeo de alarmas y la interfaz con el operador, así como otras facilidades del SW que se ejecuta en la PC.

Los resultados en la evaluación del software de aplicación y del firmware de los microcontroladores de los módulos de recepción fueron muy satisfactorios. La evaluación del tiempo de procesamiento requerido

permitió extender hasta 8 el número de pacientes con que puede trabajar de forma simultánea el sistema.

### 5. CONCLUSIONES

1. El sistema desarrollado satisface y en algunos casos excede los requerimientos previstos durante su concepción.
2. El sistema permite una adecuada monitorización y supervisión simultánea y en tiempo real de las señales de ECG de hasta 8 pacientes.
3. La distancia a que pueden operar los módulos de adquisición del módulo de recepción satisface la mayor parte de los requerimientos de monitorización ambulatoria de pacientes y deportistas.
4. Tanto la transmisión como la recepción de la información se realizan de acuerdo con las regulaciones internacionales y las leyes nacionales que administran el uso del espectro radioeléctrico.

### REFERENCIAS

- [1] Rehabilitation after cardiovascular diseases, with special emphasis on developing countries: report of a WHO Expert Committee Meeting held in Geneva from 21 to 18 October 1991. Published in 1993. World Health Organization WHOLIS Webcat
- [2] Rippe J. Lifestyle Medicine. Blackwell Publishing. November 1999. ISBN 086542294X
- [3] SISTEMA ELECTROCARDIOGRÁFICO TELEMÉTRICO S5503 (CORDIAL). Especificaciones del producto (Versión Preliminar). 2002
- [4] ANSI/AAMI EC11-1991. AMERICAN NATIONAL STANDARD. Diagnostic electrocardiographic devices.
- [5] OIML R 90:1990. International Recommendation. Electrocardiographs: Metrological characteristics, methods and equipment for verification.
- [6] CEPT / ERC Recommendation 70-03 relating to the use of short range devices (SRD), 19 August 1999 edition.
- [7] IEC 601-1:1988. Medical electrical equipment. Part 1: General requirements for safety.
- [8] Connectorized ¼ wave whip antennas. ANT-418-CW-QW Data sheet. LINX Technologies.
- [9] Smart RF CC1000. Preliminary Data Sheet (Rev. 2.1), CHIPCON AS
- [10] PIC18CXX2 Data Sheet, High performance microcontrollers with 10-bit A/D. DS39026C. Microchip Technology Inc. 2001.
- [11] MAXIM 619 Regulated 5V DC charge-pump DC-DC converter Data Sheet. 19-0027 Rev. 2; 5/96
- [12] PIC17C7XX Data Sheet, High-performance 8-bit CMOS EPROM microcontrollers with 10-bit A/D. DS302898. Microchip Technology Inc. 2000
- [13] FT245BM USB-FIFO (USB- Parallel) Data Sheet. DS245B Version 1.0. Future Technology Devices Intl. Ltd 2002.