

Transmisión de la señal ECG mediante un Sistema de Radiofrecuencia

Francisco Cabrera Almeida
Pedro Quintana Morales
Jose David Valido Moreno

Departamento de Señales y Comunicaciones
Universidad de Las Palmas de G.C.
e-mail : fcabrera@dsc.ulpgc.es
pquintana@dsc.ulpgc.es

Abstract – This paper presents the implementation of an electrocardiogram (ECG) signal transmission system by radiofrequency, for real time remote monitoring of free mobility patients in continue time. The system digitalizes two canals of 50 Hz bandwidth and 12 bits resolution, which multiplex on time division. The transmission is half-duplex, with FSK modulation, to 4800 bps, in ISM band to 433 MHz. The system autonomy is reached with two battery sets to commuter between both, depend on charge level, to obtain a uninterrupt performance. The experiment results show that our system is consume low, robust, reliable and aproximately 30 meters length range, convenient to biomedical applications.

I. INTRODUCCIÓN

La transmisión de señales biológicas está tendiendo a controlarse de forma remota, aprovechando el uso de las nuevas vías de comunicación, como internet, telefonía móvil, bluetooth, etc. Sin embargo estas tecnologías no se han consolidado, debido tanto a reticencias médicas como a limitaciones para tratar las interferencias. No obstante, si que pueden ser muy útiles en aplicaciones domésticas, como el hogar, gimnasios, etc.

Un asunto muy importante de estos sistemas remotos es la posibilidad de libertad de movimientos del sujeto, portando una unidad de adquisición y transmisión de señales, que además proporcione una mayor seguridad eléctrica.

Nosotros proponemos un sistema de transmisión sin hilos, basado en radiofrecuencia, que conecte a un individuo, totalmente libre de movimientos dentro de un radio limitado de acción, a través de una unidad móvil, que adquiera y transmita señales de ECG; con un sistema base, para recibir la información y visualizarla en tiempo real y de forma continua.

El sistema de comunicación, basado en un trabajo previo de transmisión de señales biológicas con animales caprinos de granja [1], se va a implementar en la capa más baja, para poder controlar los parámetros de la transmisión más relevantes.

El sistema propone digitalizar dos canales de ECG, con un ancho de banda de 50 Hz y una resolución de 12 bits cada uno, suficiente para obtener una buena calidad en las aplicaciones más comunes de ECG. Los canales se multiplexarán en el tiempo para su transmisión.

La comunicación será half-duplex, para que se pueda negociar el inicio, con modulación FSK, que es robusta frente al ruido, y a 4800 bps, suficiente para el seguimiento en tiempo real de dos canales ECG. La transmisión se hará en la banda Industrial-Científica-Médica (ISM), útil en entornos domésticos por ser libre de licencia, a 433MHz.

La unidad móvil llevará un par de juegos de baterías, autoconmutables según el nivel de carga, para proporcionar la autonomía necesaria. El sistema se basará en circuitos integrados comerciales de bajo coste y bajo consumo. Con los experimentos pretendemos demostrar la robustez, fiabilidad, alcance y autonomía del sistema, propiedades necesarias para su utilidad en entornos domésticos.

En la siguiente sección se describirá el sistema, en la III el protocolo de comunicación empleado, de la IV a la VI se describirán cada uno de los elementos del sistema, en la sección VII se mostrarán los resultados y en la VIII las conclusiones.

II. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

El sistema propuesto consta de una Unidad Portátil (UP), una Unidad de Mesa (UM) y una Unidad de Presentación Visual (UPV) que muestra las señales de electrocardiograma en tiempo real basada en una aplicación realizada para este sistema [2] como se muestra en la figura 1.

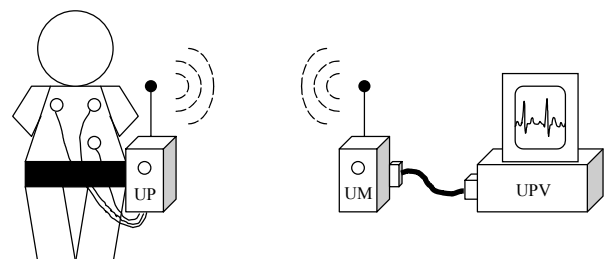


Figura 1. Sistema ECG por Radiofrecuencia

La UP está junto al paciente, tiene autonomía propia y dimensiones reducidas. Está compuesta por un transceptor, un microcontrolador, una etapa de acondicionamiento de la señal y los electrodos. Es la encargada de estar a la escucha por si la Unidad de Mesa le ordena transmitir. La señal se obtiene mediante los electrodos, siendo amplificada y filtrada antes de que entre en el microcontrolador. Éste procesa, codifica y envía la señal al transceptor.

En el otro lado del sistema, está la UPV y la UM que se desglosa en un transceptor y un microcontrolador. Es la encargada de establecer la comunicación con la unidad portátil. Este transceptor pasa la señal de radiofrecuencia a banda base usando una modulación FSK con una velocidad de 4800 bps en código Manchester. El microcontrolador decodifica y almacena la señal, enviándola por el puerto serie RS-232 a la UPV. Ésta la visualiza en un eje temporal, teniendo la capacidad de conocer las pulsaciones por minuto y grabar la señal para su posterior procesamiento.

III. PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN

La comunicación que se va a establecer entre las distintas unidades es del tipo *half duplex*. El establecimiento de la comunicación siempre la empezará la UPV a través de la UM. Para ello, se le manda una trama típica en comunicaciones vía radio como el de la figura 2. Dicha trama está compuesta por preámbulo, cabecera, orden de transmisión y datos. Luego se pone a la escucha esperando la contestación de la UP.

Preámbulo 6 bits	Cabecera 16 bits	Orden Transmisión 8 bits	Datos 24 bits
-----------------------------------	-----------------------------------	---	--------------------------------

Figura 2. Formato de Trama

El preámbulo servirá para realizar el sincronismo de bit. Para ello el microcontrolador de la UM realiza un submuestreo para establecer correctamente el tiempo de bit. Con la cabecera se realiza el sincronismo de trama y se está en disposición de decodificar la orden de transmisión oportuna. En esta trama el campo de datos está ausente.

La unidad portátil enviará una trama con las mismas características que la de la unidad de mesa añadiéndole un campo de datos de 24 bits (12 bits para cada canal). Este campo de datos se irá repitiendo durante 1 segundo.

Siguiendo el tipo de formato de trama comentado, el sistema estará preparado para empezar la comunicación cuando se haga una petición por parte de la unidad de mesa, a la cual habrá de responder la unidad portátil. Si ésta la recibe correctamente, le mandará a la unidad de mesa la cabecera seguida de los datos. Con el objeto de que la sincronización sea más robusta, se enviarán cabeceras cada segundo durante 30sg. Transcurrido este tiempo se pondrá a la espera de otra petición por parte de la unidad de mesa.

IV. UNIDAD PORTÁTIL

El transceptor de la Unidad Portátil se ha realizado con el nRF0433 de Nordic que funciona en la banda ISM, a 433 MHz, trabajando a la velocidad de 4800 bps en código Manchester. El microcontrolador es el PIC16C77 de Microchip [3] que contiene un conversor analógico digital de 12 bits de resolución. La placa realizada se ve en la figura 3.

Las funciones básicas que va a realizar el microcontrolador portátil se comentan resumidamente en los siguientes puntos:

- Muestrear con el conversor A/D los dos canales de entrada.
- Multiplexar y codificar las señales.
- Vigilar el nivel de tensión de las baterías [4].
- Controlar el transceptor.
- Establecer una comunicación con el microcontrolador de mesa.

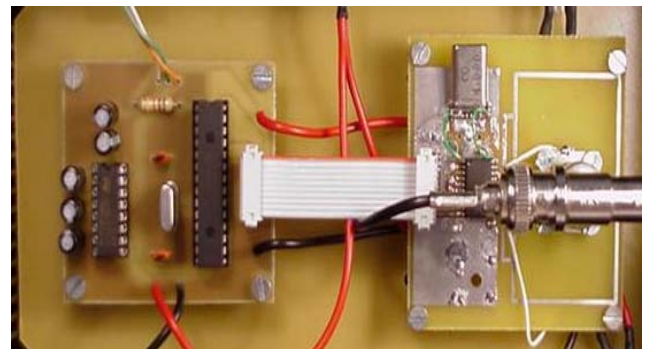


Figura 3. Unidad Portatil

Acondicionador de Señal

El sistema va a tener dos canales de señal. Cada uno de ellos será amplificado y filtrado antes de entrar en el conversor A/D que tiene una resolución de 12 bits. Las etapas de la unidad de acondicionamiento [5] se ven reflejadas en la figura 4:

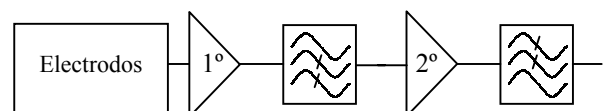


Figura 4. Señal ECG filtrada y amplificada.

- *Captura*: se logra con electrodos colocados en el cuerpo del paciente. Para aplicaciones de corta duración, se emplean electrodos recubiertos en plata. Para monitorear la actividad eléctrica del corazón constantemente se requiere una interfaz estable. Por eso se utilizan electrodos Ag-AgCl con adhesivo alrededor del gel [6].
- *1ª etapa amplificación*: se obtiene una ganancia de 248 utilizando un amplificador de instrumentación AD620 de Analog Devices.

- *Filtrado paso alto:* la frecuencia de corte es de 0,5Hz teóricamente. Su misión es la de eliminar el ruido de baja frecuencia, como por ejemplo el causado por la respiración.
- *2ª etapa amplificación:* se realiza con un amplificador no inversor consiguiendo una ganancia de 6,1 con un uA741 de *Texas Instruments*.
- *Filtrado paso bajo:* la frecuencia de corte es de 50Hz teóricamente. Su función es eliminar el ruido de alta frecuencia, como por ejemplo el causado por el ruido muscular y el ruido de la red eléctrica (50Hz).

Baterías

La autonomía de la UP se consigue con dos grupos de 4 baterías tipo AA cada uno. Las pilas son de 1,2V (en la práctica hasta 1,35V) y 1200mAh. El circuito completo consume 60mA cuando el transceptor está en recepción y 80mA en transmisión. Cuando un grupo de baterías llega a 5V, se conmuta al otro grupo. De esta manera se permite al paciente recargar un grupo de baterías mientras está funcionando con el otro.

V. UNIDAD DE MESA

El transceptor de la unidad de mesa es del mismo tipo que el de la Unidad Portátil. Sin embargo para el microcontrolador se ha optado por el PIC16F873 por tener una UART que permite el control de la comunicación con la UPV. El objeto de haberlos implementado en placas diferentes tal y como se ve en la figura 5, no es otra sino la de la modularidad a la hora de realizar las pruebas de laboratorio.

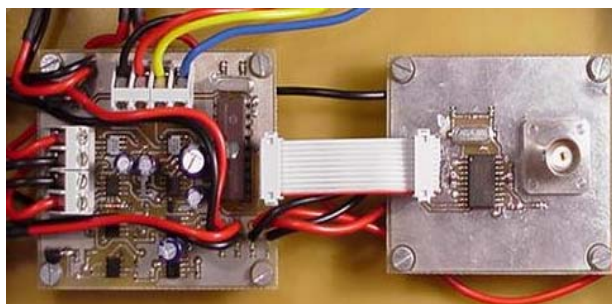


Figura 5. Unidad de Mesa

Las funciones básicas que realiza el microcontrolador de la unidad de mesa son similares a las del portátil en cuanto al establecimiento de las comunicaciones tanto con el transceptor como con la UPV.

Para comunicarse con la UPV se necesita un convertidor de niveles. El integrado elegido para pasar los niveles de tensión de la interfaz RS232 a TTL es el MAX232 de Maxim.

VI. UNIDAD DE PRESENTACIÓN VISUAL

Las funciones básicas que va a realizar la UPV son:

- Visualización en tiempo real de la forma de onda de los dos canales, con posibilidad de aumento tanto el eje temporal como en el de tensión.
- Obtención del número de pulsos.
- Almacenamiento en formato gráfico.
- Almacenamiento en formato tiempo-tensión para posterior procesado.

La interfaz se ha realizado con el programa Borland Delphi [7] y tiene el formato que se muestra en la figura 6. En ella se pueden distinguir tres áreas: de señal, de control y de información.

Como se puede apreciar, el área de señal tiene dos gráficas, una para el canal 1 donde se ve la señal D2, y otra para el canal 2 donde se aprecia la señal aVF, según la nomenclatura de [6].

El área de información posee un cuadro, situado en la parte central izquierda, donde se indican las pulsaciones por minuto del canal que se marque.

En el área de control, a ambos lados de las gráficas, podemos ver diferentes botones, para controlar la duración de la comunicación remota, controlar el aspecto de las señales, controlar el almacenamiento o controlar el programa.

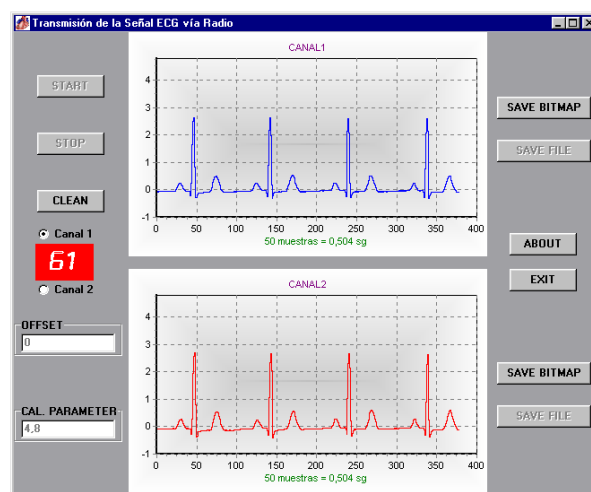


Figura 6. Aplicación desarrollada.

Existen dos parámetros que el usuario puede cambiar a la hora de visualizar los datos. Por un lado tenemos el parámetro OFFSET para subir o bajar el nivel de continua que tiene la señal y por otro el CAL. PARAMETER en el que se pone el valor a fondo de escala en donde la señal puede llegar.

El formato que tienen los datos almacenados es el siguiente: en el eje de abscisas el tiempo de muestreo, en segundos y en el eje de ordenadas la amplitud de la señal, en voltios. La obtención del número de pulsos se ha realizado implementando un algoritmo para detectar el intervalo QRS [6].

VII. RESULTADOS

Para la comprobación del sistema propuesto, se han hecho diferentes medidas de transmisión, alcance, autonomía y fiabilidad.

Por un lado se ha comprobado la transmisión de radiofrecuencia, comprobando la pureza espectral que tienen las señales transmitidas por los dos transeceptores tal y como se muestra en la figura 7. En dicha figura se puede observar la presencia de espúreos significativos a 60 dB por debajo de la frecuencia de transmisión, siendo ésta una medida bastante aceptable.

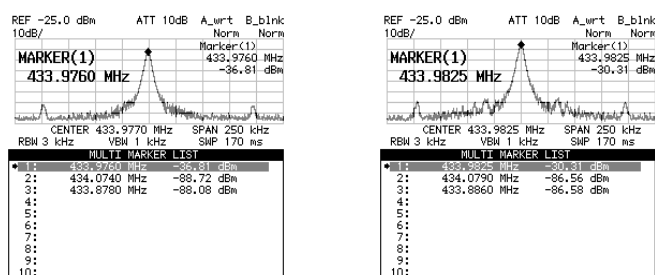


Figura 7. Espectros de las señales radio sin modular.

El alcance del sistema se hizo separando la unidad portátil de la de mesa hasta que se perdiera la sincronización. Se obtuvo un valor 30 metros aproximadamente. Esta medida se hizo en los laboratorios de Electrónica de Comunicaciones de la Universidad de Las Palmas de G.C. partiendo para ello de antenas de látigo y transmitiendo con una potencia de -3 dBm.

Así mismo se comprobó que el sistema era capaz de recuperar la señal cuando se producían leves interferencias. En el caso de producirse algún error, éste será detectado por la unidad de mesa, enviado un mensaje a la UPV para que muestre por pantalla la naturaleza del mismo.

Otra medida importante realizada es la autonomía que tiene el sistema. Las pruebas realizadas dieron que como media se realizara la conmutación a la hora de uso.

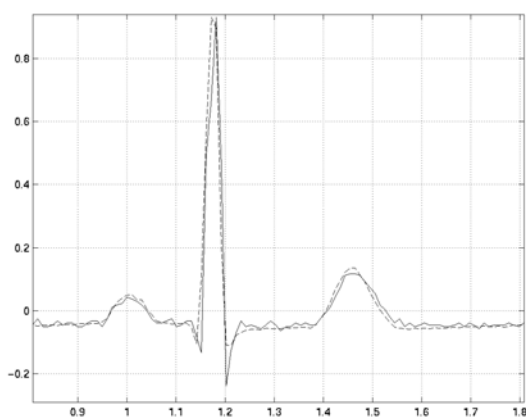


Figura 8. Señal ECG original y reconstruida

Por último se presenta una medida de la fiabilidad con la que se recupera la señal frente a la señal original. En la figura 8 se presenta en trazado continuo la señal original tomada de un generador de señales arbitraria en la que se ha introducido la señal ECG y en trazado discontinuo la señal recuperada. Como se observa la fiabilidad es bastante alta.

VIII. CONCLUSIONES

Se ha conseguido desarrollar un sistema prototipo para adquirir y visualizar la señal de ElectroCardioGramma (ECG) de una persona en un equipo remoto, provisto de una unidad de mesa que está situada junto a la UPV y una unidad portátil que lleva el paciente. El sistema es capaz de recuperar la señal cuando se produce una interferencia, con un alcance de aproximadamente 30 metros.

En la UPV se podrán visualizar dos canales, pudiendo grabar los datos en un archivo, guardar una imagen en formato bmp, ver el número de pulsaciones, y variar el nivel de continua y el fondo de escala de calibración. El usuario podrá empezar y terminar una recepción de datos cuando lo crea oportuno.

Cada una de las placas del prototipo implementado son de reducido tamaño gracias a la optimización de los distintos sistemas, así como a la utilización de componentes e integrados que en su mayoría son de montaje superficial.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por CICYT TIC 2002-04569-C02.

REFERENCIAS

- [1] Soledad Cruz García "Identificación activa de animales de granja: Prototipo Unidad Móvil", ULPGC, 2000
- [2] Jose David Valido Moreno "Diseño de un sistema de transmisión de la señal ECG via radio" ULPGC, 2003.
- [3] Eugenio Martín Cuenca, José Angulo Usategui, Ignacio Angulo Martínez. "Microcontroladores PIC". Paraninfo, 1998.
- [4] John Gates, "Baterías recargables. Manual de aplicaciones". John Gates. Paraninfo, 1999.
- [5] 'Biopotential Technology' <http://home.earthlink.net/~wearable/biopsy/> Acceso en mayo de 2002.
- [6] Willis J. Tompkins "Biomedical Digital Signal Processing". Prentice Hall, 1993.
- [7] Francisco Charte Ojeda. "Programación con Delphi 4". Anaya, 1998.