Desarrollo de un sistema inalámbrico de alta precisión para el registro no-invasivo de señales bioeléctricas mediante electrodos multi-anulares flexibles

J.M. Bueno-Barrachina¹, Y. Ye-Lin², G. Prats-Boluda², R. Rodriguez de Sanabria², J. Garcia-Casado²

¹ ITE, Universidad Politécnica de Valencia. jmbueno@die.upv.es

² Grupo de Bioelectrónica, I3BH, Universidad Politécnica de Valencia, {yiye,geprabo,rrodriguez, jgarciac}@gbio.i3bh.es

Resumen

Los monitores de electrocardiograma (ECG) habituales utilizan electrodos de disco convencionales, dando lugar a registros con poca resolución espacial. Diversos estudios han propuesto el uso de electrodos anulares concéntricos (CRE) para la obtención de registros bioeléctricos con alta resolución espacial. El objetivo del presente trabajo es el desarrollo y ensayo de un sistema inalámbrico para la obtención de registros de ECG multicanal de alta resolución espacial, utilizando un nuevo electrodo multi-anular flexible y analizar la influencia de la dimensión del electrodo sobre las señales captadas. Concretamente se ha desarrollado un nodo sensor de captación, acondicionamiento, digitalización, almacenamiento transmisión de tres señales de ECG bipolares concéntricas (BC-ECG). Registros realizados en 8 voluntarios sanos con el sistema desarrollado muestran que los todos vectores electrocardiográficos son claramente identificables en las tres señales BC-ECG. Además la dimensión de los anillos afecta tanto a la amplitud de las señales, como en algunos casos a su morfología, debido a los diferentes campos de sensibilidad asociados. Por tanto el nodo inalámbrico desarrollado proporciona de forma no invasiva señales de ECG de alta resolución espacial, pudiendo ser de gran utilidad en el diagnóstico de patologías como la fibrilación auricular o las arritmias que en la actualidad requieren de métodos invasivos (cateterismo).

1. Introducción

La diagnosis de las enfermedades cardiovasculares se suele realizar mediante el registro del electrocardiograma (ECG) estándar de 12 derivaciones, colocando electrodos de disco convencionales en el torso. Estudios previos han demostrado que la información que aporta el ECG de 12derivaciones es limitada para la localización de regiones cardiacas con una actividad eléctrica anómala como es el caso de las arritmias auriculares o la isquemia ventricular ya que sólo permite obtener información global sobre la dirección y propagación de la actividad eléctrica del corazón [1,2]. Esto es debido fundamentalmente a la baja resolución espacial de los electrodos de disco convencionales a la captación de los dipolos eléctricos debido al efecto de emborronamiento del volumen conductor [1,3-4]. El desarrollo de nuevos sistemas de monitorización no-invasivos que presentan alta resolución espacial podría reducir el tiempo y riesgo asociado a la exploración electrofisiológica invasiva.

En la literatura se han desarrollado electrodos concéntricos anulares (CREs) para la captación no invasiva de la actividad bioeléctrica de forma más

localizada que con los electrodos de disco convencionales [1,4-5]. Estudios previos de simulación sugirieron que la dimensión del CRE está íntimamente ligado con la profundidad de los dipolos eléctricos que se puede captar [6]. No obstante no hay ningún resultado experimental que corrobore esta hipótesis. En este respecto, el desarrollo de electrodos multi-anulares podría utilizarse para evaluar la influencia de la dimensión del electrodo sobre la señal bioeléctrica captada por los diferentes anillos.

Por otro lado, la tendencia actual en la monitorización del ECG se encamina hacia la minimización de cableado y desarrollo de sistemas inalámbricos que permitan incrementar el confort del paciente y a su vez simplificar el sistema de registro [7-8].

Por tanto, el objetivo del presente trabajo es el desarrollo de un sistema de registro inalámbrico de alta precisión para adquirir las señales ECG sensadas con un electrodo multi-anular flexible con objeto de obtener de información de alta resolución espacial sobre la actividad cardiaca.

2. Materiales y Métodos

2.1. Visión general del sistema

El diagrama de bloques funcional del sistema inalámbrico desarrollado (nodo sensor) se muestra en la figura 1. Las señales bioeléctricas superficiales son captadas mediante un electrodo multi-anular impreso mediante técnicas de serigrafía sobre un substrato flexible. Las señales de ECG captadas (Ui, i=1...5) se conectan a una etapa de procesamiento analógico, compuesta una amplificación diferencial, seguida de una amplificación y filtrado paso banda entre 0.3 Hz v 150 Hz. Las señales acondicionadas se digitalizan mediante un convertidor analógico digital (ADC) de alta precisión 24-bits. Un microcontrolador (MCU) es el responsable de leer las señales ECG digitalizadas, y enviarlas al nodo receptor de forma inalámbrica. La circuitería analógica está aislada de la digital con objeto de romper el bucle de masa y de esta forma reducir el ruido digital que se acoplaría a las señales bioeléctricas adquiridas. Por otra parte, el nodo receptor está conectado al PC, utilizando un puerto serie, donde se ejecuta un software de diseño propio que ofrece al usuario una interfaz gráfica y la posibilidad de guardar los datos.



Figura 1. Diagrama de bloques del nodo sensor inalámbrico.

2.2. Electrodo multi-anular concéntrico

El elemento de sensado consiste en un electrodo multianular compuesto por cuatro conductores en forma de gancho dispuestos de forma concéntrica y un disco central en un diseño monocapa de manera que no es necesario realizar vías en el substrato flexible (ver Fig. 3). El disco central tiene un diámetro de 9.6mm, y los diámetros exteriores de los anillos van desde los 21.6 hasta los 45.6 mm, siendo todos de 1.2mm de ancho. La distancia entre los polos consecutivos del electrodo es constante y de 4.8mm.

El electrodo se ha desarrollado empleando la técnica de serigrafía. Concretamente se ha depositado una pasta de plata biocompatible (Gwent C2020522D1) sobre un substrato flexible de polyester (Dupont MelinexST506).

2.3. Desarrollo del hardware

En primer lugar, se ha obtenido la tensión diferencial de los potenciales eléctricos adquiridos por los tres anillos internos respecto del disco central.

$$BC_{1} = U_{2} - U_{1}$$
(1)

$$BC_{2} = U_{3} - U_{1}$$
(2)

$$BC_{3} = U_{4} - U_{1}$$
(3)

Donde U_1 , U_2 , U_3 y U₄ son los biopotenciales del disco interno y de los anillos internos del interior al exterior del electrodo multi-anular respectivamente.

El anillo externo (U_5) se conecta a la masa de la circuitería analógica para reducir el modo común y eliminar la necesidad de un electrodo de referencia externa.

Se implementado han tres circuitos de acondicionamiento de señal analógica idénticos para el registro simultáneo de las tres señales BC-ECG adquiridas por el electrodo multi-anular (ver figura 2). La primera etapa consiste en un amplificador de instrumentación cuasi-paso alto con entrada diferencial, ultra-alta impedancia de entrada, que proporciona una ganancia unitaria para la componente DC generada por los potenciales de contacto electrodo-piel, mientras que amplifica la componente AC de las diferencias del potencial. La ganancia de esta etapa se ha fijado 42.7 y la frecuencia de corte del filtro cuasi-paso alto 0.3 Hz. La segunda etapa es un filtro paso banda entre 0.3 y 150 Hz y con una ganancia adicional de 98.07.

Las señales bioeléctricas acondicionadas, son entonces digitalizadas para posteriormente enviarlas de forma inalámbrica a PC donde son almacenadas. En este trabajo, se ha utilizado un analog front-end ADS1294 (Texas Instruments, Texas, USA) el cual integra 4 ADC de alta precisión con 24 bits de resolución para poder digitalizar los datos de distintos canales de forma simultánea, y con ganancia programable (de 1 a 12).

La señal ECG digitalizada se transmite entonces al MCU a través de un aislador digital ADum7642 (Analog Devices Inc., Massachusetts, USA) por el interfaz de periférico serie estándar. Considerando la tasa de transferencia de datos requerida (9000 bytes/s a una frecuencia de muestreo de 1 kHz) se ha seleccionado el módulo nBlue Br-le-4.0-D2A, (Blue Radios, Colorado, USA) que integra: un MCU de ultra-bajo consumo MSP430F5438A (Texas Instruments Texas, USA), un CC2564 Bluetooth y un Dual-Mode Controller (Texas Instruments) y una antena. Este módulo consume 40mA



Figura 2. Analog ECG Circuito analógico de acondicionamiento para uno de los tres canales BC-ECG (U2-U1 en este caso), en donde U1, U2, U3, U4, U5 son los biopotenciales captados por el electrodo multi-anillo flexible correspondiente al disco interior y los cuatro anillos de dentro hacia fuera, respectivamente

en transmisión Tx 4dBm y 38.5 mA en modo recepción. Las principales ventajas de este módulo son sus reducidas dimensiones 17.60x11.80 mm y que apenas requiere componentes externos para funcionar. Para la correcta digitalización, procesado, almacenamiento en tarjeta de memoria microSD y envío inalámbrico de las señales captadas se ha desarrollado un firmware propio mediante la plataforma de desarrollo Code Composer Studio (Texas Instruments, USA)

2.4. Adquisición y análisis de señal

En total, se ha realizado ocho sesiones de registro en ocho voluntarios sanos en decúbito supino. En cada sesión de registro, se procedido a la exfoliación (y al afeitado en el caso de los hombres) de la zona de registro previa a la colocación del electrodo para reducir la impedancia de contacto. El electrodo multi-anular se ha situado en el lado izquierdo del pecho en posición supramamaria, sobre la línea clavicular media, en una posición comparable a V2 con el fin de poder captar la señal eléctrica asociada tanto a la aurícula como al ventrículo. Cada registro tuvo una duración aproximada de 5 minutos durante los cuales el paciente debía permanecer relajado y sin realizar movimientos bruscos.

Para estudiar la morfología de la señal se calculó el latido promedio de la señal de ECG mediante la técnica del promediado sincronizado con la onda R, (desde los 250 ms antes y los 375 ms después de la onda R), en ventanas de análisis de 60 segundos.

3. Resultados

En la figura 3 se muestra una fotografía del nodo sensor inalámbrico desarrollado, el cual está compuesto por el electrodo multi-anular flexible conectado directamente a un sistema reutilizable de acondicionamiento y transmisión de 3 canales de señales bioeléctricas, todo ello sin cableado alguno.

En la tabla 1 se muestran las principales características de la circuitería del nodo sensor inalámbrico determinadas de forma experimental. Su alto CMRR y el bajo ruido referido a la entrada le hace ideal para adquirir las señales bioeléctricas de muy baja amplitud (de orden de decenas de microvoltios). El consumo medio es de 10.4 mA cuando no hay ningún usuario conectado y de 59.1 mA mientras transmite de forma inalámbrica en tiempo real con una tasa de transferencia efectiva de 72 kbits/s.

TABLA 1. PARÁMETROS PRINCIPALES DEL CIRCUITERÍA DEL SENSOR INALÁMBRICO DESARROLLADO.

Parámetro	
Nº Canales	3
Ancho de banda	0.35-155 Hz
Ganancia diferencial (banda pasante)	4084 V/V
CMRR (banda pasante)	129 dB
Ruido referido a la entrada	0.28 µVrms
Consumo medio	59.1 mA@Rx;
	10.4mA@inquiry mode
Frecuencia de muestreo	1000 Hz/channel
Tamaño	80x42x10mm ³
Peso (g)	17.9g



Figura 3. Nodo sensor desarrollado. A la izquierda el electrodo multianillo desechable; a la derecha la circuitería de acondicionamiento, digitalización y transmisión.

La figura 4 muestra 10s de registro simultáneo de señales BC-ECG en crudo adquiridas mediante el electrodo multi-anular flexible con el sistema de registro inalámbrico propuesto. La calidad de las señales BC-ECG es muy buena sin apenas ruido e interferencias observables a simple vista. Cabe destacar que aunque no se ha implementado un filtro de red en el circuito de acondicionamiento analógico, no se aprecia interferencia de red en las señales BC-ECGs en crudo. Además se puede identificar los puntos característicos de la señal ECG con claridad. La amplitud de las señales BC-ECGs aumenta conforme va incrementando la dimensión del anillo exterior, y varía desde decenas de microvoltios en la BC₁-ECG a centenas de microvoltios en la señal BC₃-ECG.

En general, no se ha encontrado grandes diferencias en la morfología de las tres señales BC-ECGs como se pueden observar en la figura 5 izquierda, que muestra el latido promedio normalizado obtenido a partir de 1minuto de registro. En cambio, en 2 de los 8 sujetos se ha registrado señales con diferentes morfologías en los distintos BC-ECGs (figura 5 derecha). Como se puede apreciar, la señal BC₁-ECG presenta ondas bifásicas en el complejo QRS, mientras que son monofásicas para BC₂ y BC₃; además la onda P y la onda T parecen invertirse.



Figura 4. Ejemplo de 10 s de registro simultáneo de 3 señales BC-ECGs utilizando el electrodo multi-anular flexible.



Figura 5. Latido promedio normalizado correspondiente a 1 minuto de registro de 2 sujetos diferentes.

4. Discusión y conclusión

En este trabajo se ha desarrollado un nodo sensor inalámbrico para la adquisición simultánea de tres señales BC-ECG usando un electrodo flexible multi-anular. En él se ha integrado la circuitería de acondicionamiento de las señales analógicas, la digitalización de éstas, el almacenamiento local y el sistema de envío inalámbrico de las señales, con unas dimensiones de 80x42x10mm³. A pesar de que estas dimensiones y el consumo son superiores a los descritos en otros estudios [9-10], el sistema inalámbrico propuesto supera a los anteriores en varios aspectos. En primer lugar, este sistema utiliza 3 ADC de alta precisión de 24 bits para digitalizar las señales, en lugar de utilizar un ADC y multiplexar las señales, en este caso se obtienen registros simultáneos de las diferentes señales bioeléctricas. En segundo lugar, este sistema inalámbrico permite adquirir y transmitir los datos a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Estos dos aspectos son de especial importancia cuando se requiere una gran resolución temporal, p.ej. cuando se intenta detectar el momento de activación o la despolarización del ventrículo en un estudio de mapeado de potenciales de superficie. Por otra parte, aunque los trabajos anteriores se han centrado en la adquisición de las señales de ECG mediante electrodos estándar Ag/AgCl, en los que la amplitud de la señal es del orden de milivoltios [9-10], el sistema propuesto es uno de los pocos sistemas de transmisión que permiten adquirir y transmitir señales bioeléctricas de algunas decenas de microvoltio. Esto último requiere reducir el ruido digital y de la circuitería analógica hasta el nivel de pocos microvoltios.

Este sistema inalámbrico además puede ser fácilmente adaptado para el registro en superficie de otras señales bioeléctricas débiles, como elelectrohisterograma, el electromiograma, el ECG fetal, el electrogastrograma, el electroenterograma, o el electroencefalograma. Otra de las posibilidades que ofrece el sistema desarrollado es crea una red inalámbrica con múltiples unidades sensoras (hasta 7) que se conectan a un nodo receptor, lo que permite realizar registros simultáneos de BC-ECG en diferentes posiciones para obtener un mapeado de los potenciales de superficie del cuerpo de forma totalmente inalámbrica. Por lo tanto, se puede considerar que el sistema inalámbrico propuesto es adecuado para las aplicaciones de diagnosis y monitorización clínica, donde la comodidad de uso tiene un papel muy importante.

Los resultados experimentales muestran que se pueden identificar claramente los puntos característicos de la señal ECG en todos los registros de BC-ECGs. La amplitud de las señales BC-ECGs aumenta conforme a la dimensión del anillo exterior del CRE. Además, en algunos sujetos la morfología de las señales captadas por los distintos anillos varía, poniendo de manifiesto las diferencias en la distribución espacial de la sensibilidad a la captación de dipolos bioeléctricos situados bajo el electrodo en función de las dimensiones de dichos anillos. Por tanto parece posible enfatizar de manera diferente la actividad de distintas áreas o vectores cardiacos en las múltiples señales ofrecidas por el electrodo multi-anular. Sin embargo, este efecto parece verse altamente influido por la posición relativa entre el electrodo y las estructuras musculares del corazón, lo que implica un adecuado reposicionamiento del electrodo hasta conseguir el fin deseado.

El sistema de registro desarrollado podría utilizarse para la monitorización no-invasiva de la actividad cardiaca de alta resolución espacial y temporal y gran confort para el paciente y los clínicos.

Agradecimientos

Esta investigación ha sido financiada mediante una beca de la 'Conselleria d'Educació Cultura i Esport' (GV/2014/029) en el programa de realización de proyectos para Equipos de Investigadores Emergentes y por una beca concedida por la 'Universidad Politécnica de Valencia' en el Programa de Apoyo a la Investigación y Desarrollo de la UPV (PAID- SP20120490).

Referencias

- Lian J, Li G, Cheng J, Avitall B, and He B. "Body surface Laplacian mapping of atrial depolarization in healthy human subjects," *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 40, no. 6, pp. 650-659, Nov.2002.
- [2] Besio WG and Tarjan PP. "Atrial activation pattern from surface laplacian electrocardiograms of humans," 4 ed 2002, pp. 95-96.
- [3] He B and Cohen RJ. "Body surface Laplacian ECG mapping," *IEEE Trans. Biomed. Eng*, vol. 39, no. 11, pp. 1179-1191, Nov.1992.
- [4] Besio W and Chen T. "Tripolar Laplacian electrocardiogram and moment of activation isochronal mapping," *Physiol Meas.*, vol. 28, no. 5, pp. 515-529, May2007.
- [5] Prats-Boluda G, Garcia-Casado J, Martinez-de-Juan JL, and Ye-Lin Y., "Active concentric ring electrode for noninvasive detection of intestinal myoelectric signals," *Med. Eng Phys.*, vol. 33, no. 4, pp. 446-455, Dec.2010.
- [6] Lu CC and Tarjan PP. "Pasteless, Active, Concentric Ring Sensors for Directly Obtained Laplacian Cardiac Electrograms," *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 22, no. 4, pp. 199-203, 2002.
- [7] Baig MM, Gholamhosseini H, and Connolly MJ, "A comprehensive survey of wearable and wireless ECG monitoring systems for older adults," *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 51, no. 5, pp. 485-495, May2013.
- [8] De Capua C, Meduri A, and Morello R. "A Smart ECG Measurement System Based on Web-Service-Oriented Architecture for Telemedicine Applications," *Ieee Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 59, no. 10, pp. 2530-2538, Oct.2010.
- [9] Lin CT, Chang KC, Lin CL, Chiang CC, Lu SW, Chang SS, Lin BS, Liang HY, Chen RJ, Lee YT, and Ko LW., "An intelligent telecardiology system using a wearable and wireless ECG to detect atrial fibrillation," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 3, pp. 726-733, May2010.
- [10] Wang WS, Huang HY, Wu ZC, Chen SC, Wang WF, Wu CF, and Luo CH. "Wireless biopotential acquisition system for portable healthcare monitoring," *J. Med. Eng Technol.*, vol. 35, no. 5, pp. 254-261, July2011