

Diseño de un Microsistema para Adquisición de Señales Cardiacas Usando FPAA

Pablo C. Castillo-Rodríguez, Héctor J. Castro-Patiño, Carlos R. Pinedo-Jaramillo*, Jaime Velasco-Medina

Grupo de Bio-nanoelectrónica

EIEE, Universidad del Valle, A.A. 25360, Cali, Colombia

E-mail: pablocrr.javiercp64@hotmail.co, cpinedo.jvelasco@univalle.edu.co

Resumen: En este trabajo presentamos el diseño de un equipo electrónico portátil de bajo consumo de potencia, el cual permite adquirir señales eléctricas del corazón en un lugar remoto, y transmitir las a través de una línea telefónica para ser almacenadas, procesadas y visualizadas en un computador personal. El hardware es implementado usando un circuito análogo programable (FPAA) y un microcontrolador, los cuales permiten la adquisición, digitalización y transmisión de señales electrocardiográficas. En este caso, el hardware es mínimo, consume baja potencia y presenta un bajo costo. De otro lado, la aplicación software permite recibir, procesar, almacenar y mostrar las señales electrocardiográficas en un formato adecuado para el médico. El microsistema fue verificado usando el simulador de signos vitales Lionhearth 3 de Bio-Tek, el cual genera los patrones de ECG y las señales de prueba. Los resultados experimentales fueron comparados con el electrocardiograma comercial Burdick E350 de Siemens. Adicionalmente, se realizaron exámenes a usuarios del servicio médico de la Universidad del Valle. En este caso, los resultados validan el correcto funcionamiento del microsistema.

Palabras claves: microsistema portátil, FPAA, comunicación remota, electrocardiograma.

I. INTRODUCCION

LA electrocardiografía remota se ha difundido en los países industrializados gracias a la comercialización de equipos electrónicos portátiles, los cuales permiten que un examen de ECG sea realizado en un lugar remoto y los resultados sean transmitidos a través de algún medio de comunicación. En este caso, se evita que el paciente se desplace hacia un centro hospitalario.

En un país como Colombia, un equipo portátil de electrocardiografía con comunicación remota puede constituirse en un elemento de mucho beneficio social, teniendo en cuenta las condiciones económicas y geográficas del país. Adicionalmente, los especialistas se encuentran concentrados en las grandes ciudades y en algunos casos en las ciudades intermedias.

En este contexto, existe la necesidad de desarrollar un equipo electrónico económico para la adquisición de señales cardiacas de forma remota. Entonces, este trabajo presenta el diseño del microsistema CARDIOCEL, el cual es un equipo portátil de ECG con comunicación remota. Este equipo permite que un profesional de la salud pueda registrar el

examen de electrocardiografía del paciente realizado en cualquier lugar, sin embargo la única limitante es que exista una red de telefonía celular o fija.

El CARDIOCEL es un microsistema electrónico basado en un desarrollo a nivel de hardware y una aplicación a nivel de software. El hardware contiene la circuitería necesaria para realizar adquisición, procesamiento análogo, digitalización y transmisión de las señales de ECG, y la aplicación software permite realizar el procesamiento y la presentación gráfica de las señales. En este caso, el hardware realiza el procesamiento análogo de los biopotenciales del paciente utilizando un bioamplificador y el circuito análogo programable FPAA AN221E04 de Anadigm [1], el cual por su característica de configuración dinámica permite que el hardware del CARDIOCEL sea reducido. El software de aplicación es la interfaz de usuario, la cual permite que el operador realice el control de la entrada y salida de datos, y la visualización de las señales de ECG digitalizadas en un formato establecido.

Este trabajo está organizado de la siguiente forma: En la sección 2 se describen los principios básicos del electrocardiograma (ECG), en la sección 3 se presenta una descripción funcional del microsistema CARDIOCEL, en la sección 4 se presenta el diseño del hardware para el acondicionamiento de las señales y la unidad de control del microsistema, en la sección 5 se describe el software de aplicación, en la sección 6 se presentan las pruebas realizadas al microsistema y los resultados experimentales. Finalmente, en la sección 7 se presentan las conclusiones y el trabajo futuro.

II. PRINCIPIOS DEL ELECTROCARDIOGRAMA

A. Descripción del electrocardiograma (ECG)

El corazón presenta un patrón característico de variaciones de voltaje. El registro y análisis de estos eventos bioeléctricos son importantes desde el punto de vista de la práctica clínica y de la investigación. Los potenciales se generan a nivel celular, es decir, cada una de las células es un micro-generador de voltaje. Sin embargo, con el empleo de microelectrodos, es posible medir el potencial de una sola de ellas, entonces las señales bioeléctricas de interés clínico se producen por la actividad coordinada de grandes grupos celulares. Es esta actividad sincronizada, en la que intervienen muchas células, la cual puede registrarse mediante métodos no invasivos, es decir, con el empleo de electrodos de metal colocados en la

* Está con el grupo PSI de la EIEE, Universidad del Valle

superficie del cuerpo. Un electrocardiograma (ECG) es una prueba física ampliamente utilizada para valorar la condición del corazón en forma no invasiva. Esta prueba se usa para evaluar el estado del sistema de conducción del corazón, el músculo, y en forma indirecta, la condición de este órgano como una bomba. El ECG es una representación gráfica de la actividad bioeléctrica del músculo cardíaco, por lo que un equipo de registro de ECG es prácticamente un voltímetro que realiza una función de registrador [2].

Para realizar un electrocardiograma se fijan los electrodos en los brazos, piernas y el tórax del paciente. El número estándar de derivaciones es de doce para un ECG de “diagnóstico”, sin embargo se puede usar un mínimo de tres para un ECG de “control”. Sin embargo, la actividad eléctrica generada por el corazón es posible sensorla desde cualquier punto de la superficie corporal, en la práctica el registro electrocardiográfico usa 12 derivaciones que han sido sistematizadas y universalmente aceptadas, las cuales son divididas en tres grupos [2]:

- Derivaciones bipolares de miembros de Einthoven: sensan las diferencias de voltaje en el plano frontal entre las extremidades. Las 3 extremidades sensadas son el brazo derecho e izquierdo, y la pierna izquierda (ver Figura 1).
- Derivaciones monopolares de miembros de Goldberger: sensan la actividad eléctrica en el plano frontal, desde cada miembro, con relación a una referencia de voltaje igual a cero, la cual se obtiene a partir de los otros tres miembros no sensados (ver Figura 1).
- Derivaciones unipolares torácicas de Wilson: Son también llamadas precordiales (ver Figura 2), sensan la actividad eléctrica en el plano horizontal y son llamadas V1, V2....V6, dependiendo de la ubicación del electrodo.

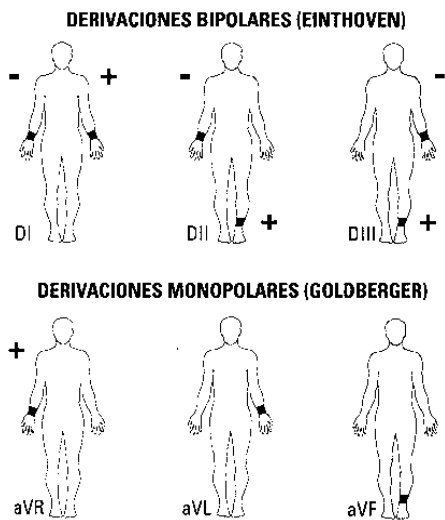


Figura 1. Colocación de los electrodos para las derivaciones bipolares y monopolares.

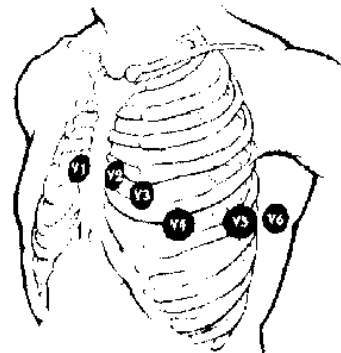


Figura 2. Colocación de los electrodos para las derivaciones precordiales

B. Señales de un electrocardiograma

La forma de la señal ECG (ver Figura 3) presenta varias regiones, con base en las cuales se describe la actividad de un ciclo cardíaco. Estas regiones consideran las formas de onda P, Q, R, S y T, que en conjunto se llaman el complejo PQRST.

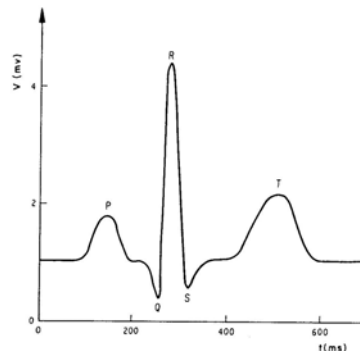


Figura 3. Forma de onda típica de un ECG

Las irregularidades en la forma (morfología) del complejo PQRST indican las anomalías del músculo cardíaco, y las anomalías en la temporización de las formas de onda (ritmo), en uno o varios complejos, indican las anomalías en el proceso de conducción. Por consiguiente, tanto la morfología como la regularidad de la forma de onda del ECG son necesarias para realizar un diagnóstico apropiado del estado del corazón. La amplitud de las señales de ECG varía en el rango de 0.5 a 4mV para un paciente promedio [3].

III. DESCRIPCIÓN FUNCIONAL DEL MICROSISTEMA CARDIOCEL

El CARDIOCEL es un microsistema electrónico portátil con comunicación remota para la adquisición y registro de señales cardíacas, y sus principales características son [4]:

1. Microsistema portátil con bajo consumo de potencia, es decir, el hardware es de tamaño reducido y se puede alimentar con pilas comerciales. En este caso, el tamaño reducido se debe a la utilización de un circuito análogo programable (FPAA), el cual realiza las operaciones necesarias para el procesamiento de las señales de ECG.
2. Microsistema con comunicación remota para la transmisión de las señales cardíacas. El esquema de comunicación es modem-red-modem, es decir que el hardware del

CARDIOCEL y el PC donde esta el software de aplicación deben tener un modem para comunicarse. El único requisito que deben cumplir los modems es que sean configurables bajo comandos AT estándar y que sean compatibles con el estándar de comunicación. Por otra parte, la red puede ser una red de telefonía convencional o celular.

3. El microsistema cuenta con un software de aplicación que permite presentar la información del ECG al personal medico en un formato similar a la presentación en papel milimetrado de un electrocardiograma.
4. El microsistema puede adquirir el número máximo de derivaciones de un ECG estándar, es decir doce (12). En este caso, el microsistema se conecta al paciente por medio de 10 electrodos, de los cuales 9 son de monitoreo y el décimo es un electrodo utilizado para la realimentación de señales de modo común. Sin embargo, el microsistema permite adquirir un menor número de derivaciones, es decir 3 o 7 derivaciones.

En la Figura 4 se muestra el diagrama de bloques del microsistema CARDIOCEL.

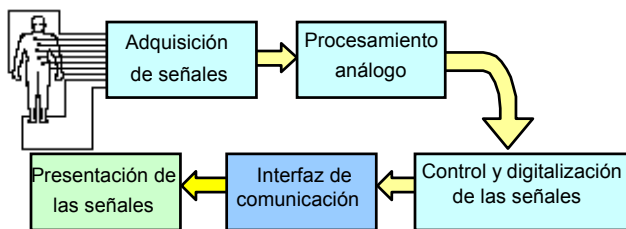


Figura 4. Diagrama de bloques del microsistema CARDIOCEL

IV. HARDWARE DEL MICROSISTEMA CARDIOCEL

El hardware del microsistema esta implementado usando un bloque funcional análogo, el cual permite la adquisición, acondicionamiento y procesamiento de las señales cardiacas, y una unidad de control basada en el microcontrolador 68HC908GP32 de Motorola [5]. El diagrama de bloques del hardware del CARDIOCEL se muestra en la Figura 5.

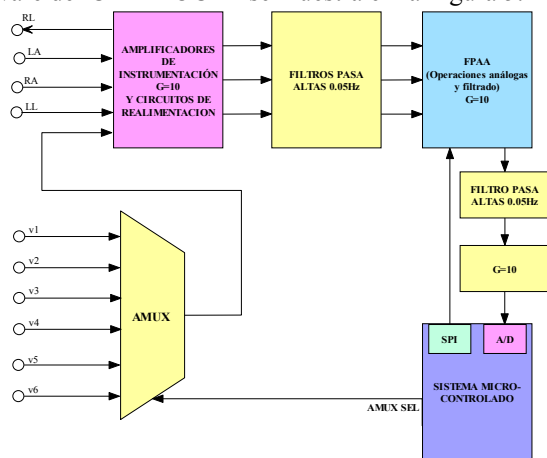


Figura 5. Diagrama de bloques del hardware del CARDIOCEL

A. Bloque de acondicionamiento de señales

El bloque de adquisición y acondicionamiento de señales permite adquirir los biopotenciales cardiacos del paciente, es decir, los voltajes que sobre la piel reflejan su actividad cardiaca. Las señales sensadas por los electrodos pasan a través de una etapa de amplificadores de instrumentación AD621 de Analog Devices, los cuales tienen una alta impedancia de entrada y ganancia igual a 10 [6]. Los AD621 son referenciados a 2V para colocar la señal de salida sobre este nivel de voltaje, con el propósito de adecuar las señales de entrada para el circuito FPAA.

El multiplexor análogo utilizado es el ADG608 de Analog Devices, el cual permite seleccionar las señales provenientes de los electrodos del tórax (v1, v2...v6). Este multiplexor tiene una baja resistencia de canal (30Ω), una conmutación rápida (tiempo de encendido 75ns, tiempo de apagado 45ns máximo) y es compatible con señales TTL y CMOS [7].

El bloque de amplificación y filtrado de bajas frecuencias está diseñado para evitar la saturación de las señales de ECG, las cuales son del orden de los milivoltios. En este caso, la etapa de los amplificadores de instrumentación tiene una ganancia de 10, el circuito FPAA realiza una amplificación por 10, y la etapa final de amplificación realiza una amplificación por 10. Entonces, los bloques análogos amplifican gradualmente la señal y permiten remover el nivel de DC no deseado.

El FPAA AN221E04 de Anadigm tiene una sofisticada estructura de entrada/salida, la cual permite que el FPAA puede ser programado con seis salidas, entonces un solo FPAA puede ser usado para procesar múltiples canales de señal [1]. En este caso, el FPAA recibe las señales de los amplificadores de instrumentación y entrega una salida cuya función depende de la configuración que suministra el microcontrolador a través de la interfaz SPI. La salida del FPAA se conecta al convertor análogo digital del microcontrolador con el fin de ser digitalizada.

En el FPAA se ejecutan 7 programas residentes en la memoria del microcontrolador, estos programas permiten obtener las señales de las derivaciones bipolares (I, II, III), monopolar (aVR, aVF, aVL) y precordiales (V1, V2.....V6). El programa para estas últimas derivaciones genera las señales de selección para el multiplexor.

En la Figura 6 se muestra el diseño del circuito que permite sensar la primera derivación bipolar (I). En este caso, la señal LA-RA es amplificada por un factor de 16 y filtrada para una frecuencia de corte superior a 16kHz para evitar la interferencia producida por las señales de reloj del FPAA. La ganancia de 16 se debe seleccionar debido a que la celda permite ganancias de 16 a 256 en factores discretos de potencias de 2 (16, 32, 64, 128 y 256). Para alcanzar una ganancia total de 10, el siguiente bloque de ganancia en el FPAA debe amplificar la señal por un factor de 10/16.

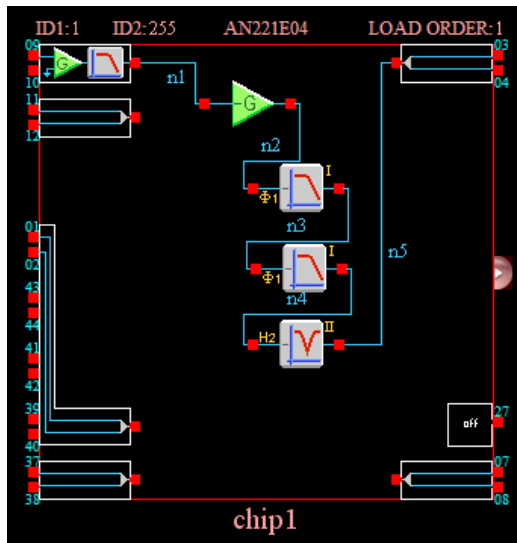


Figura 6. Configuración del FPAAs para la derivación I

Desde la Figura 6 se observa que los dos primeros filtros son pasa bajas de segundo orden y tienen una frecuencia de corte de 100Hz, lo cual permite limitar el ancho de banda de la señal de ECG. Este arreglo de dos filtros actúa como un filtro de cuarto orden. El tercer filtro es un filtro de rechazo de banda para 60Hz, el cual permite eliminar la interferencia producida por la red eléctrica. Cada filtro invierte la señal 180° y tiene una ganancia unitaria. En este caso, el bloque de ganancia inversor y los tres filtros producen un desfase de 0°.

B. Unidad de control

La unidad de control del hardware del microsistema es basada en un microcontrolador, el cual se encarga de controlar y/o configurar el teclado, el multiplexor análogo, el display LCD, el FPAAs y el IC MAX232. El microcontrolador es el 68HC908GP32 de Motorola, el cual se caracteriza por su bajo costo y bajo consumo de potencia.

El display LCD permite mostrar al operador la información del hardware, el cual es de 24 x 2 caracteres. Para controlar el display se utilizan 7 líneas del puerto B del microcontrolador, de las cuales 4 son para datos y 3 para control.

El microsistema utiliza un teclado matricial de 16 teclas, el cual tiene 8 pines. La conexión del teclado se realiza directamente a las 8 líneas del puerto A del microcontrolador, el cual genera una interrupción si cualquiera de los pines del puerto cambia de estado, es decir, cuando se presiona una tecla.

El programa residente en el microcontrolador inicialmente configura el puerto serial, el puerto del teclado, otros puertos de E/S, el convertor análogo digital, el temporizador TBM y la interfaz SPI. Posteriormente, el programa pregunta al usuario el modo de operación del microsistema, es decir local o remoto. Si se selecciona el modo remoto, el microcontrolador ejecuta rutinas de comunicación y marcación para el modem. Estas rutinas configuran un modem externo conectado a la interfaz serial para la marcación y asigna tiempos de espera, en este caso, permite que el usuario pueda ingresar el número telefónico en el cual se encuentra el

PC. Si se selecciona el modo local se ejecuta la secuencia de comunicación directa con el PC.

Una vez establecida la comunicación, el hardware del microsistema espera que el PC envíe la derivación a ser digitalizada. El hardware espera siempre instrucciones desde el PC en cualquiera de los dos modos de operación. Por lo tanto, las secuencias para la digitalización de las señales se encuentran en el programa residente en el PC, por ejemplo existen secuencias para un examen de 3, 7 o 12 derivaciones.

V. SOFTWARE DE APLICACIÓN DEL MICROSISTEMA CARDIOCEL

El software de aplicación permite una interacción sencilla entre el usuario y el hardware del CARDIOCEL, es decir, la interfaz de usuario es una interfaz amigable. En este caso, el software tiene un archivo que permite la instalación en cualquier PC que tenga el sistema operativo Windows®. Las operaciones y características del software de aplicación son:

1. Sincronizar la comunicación entre el PC y el hardware del microsistema. En este caso, dos modos de comunicación son usados, modo local y modo remoto. En modo local, la comunicación se realiza directamente a través del puerto serial del computador. En modo remoto, la comunicación se realiza por medio de una interconexión modem-red-modem.
2. Generar las señales de control para que el hardware del microsistema pueda adquirir las diferentes derivaciones cardiacas.
3. Permitir que el especialista seleccione el número de derivaciones para el examen. Se pueden seleccionar 12, 7 o 3 derivaciones.
4. Permitir la visualización de cada uno de los exámenes de ECG, los cuales son presentados en un formato similar al papel milimetrado. Adicionalmente, permite observar las derivaciones en un tamaño mayor al normal por medio de la opción de zoom y visualizar exámenes de ECG previamente realizados.
5. Almacenar en un archivo los exámenes de ECG realizados. El archivo de un examen incluye los datos de las señales de ECG y los datos básicos del paciente. También se pueden almacenar datos utilizados en aplicaciones de cardiología similares.

En la Figura 7 se puede observar la ventana principal del software de aplicación y en la Figura 8 se muestra uno de los formatos de presentación de un examen de ECG [4].

VI. PRUEBAS Y RESULTADOS EXPERIMENTALES

A. Prueba de funcionamiento del hardware con baterías

Debido a que el microsistema se diseñó para funcionar con baterías, una primera prueba es caracterizar el tiempo máximo durante el cual el hardware del microsistema puede funcionar con baterías. El hardware puede ser alimentado con cuatro pilas comerciales de 1.5 V de tamaño AA, AAA o D.

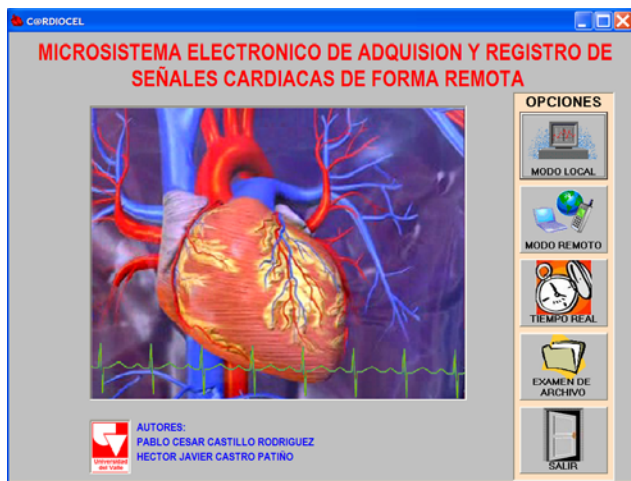


Figura 7. Ventana principal del software de aplicación

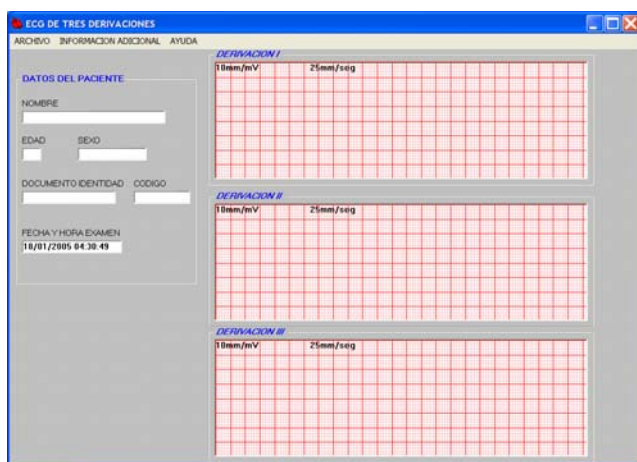


Figura 8. Ventana principal del software de aplicación

En esta prueba se utilizaron 4 pilas alcalinas AA de 1.5V, las cuales permitieron un tiempo de funcionamiento óptimo de 2 horas, tiempo a partir del cual el voltaje de las pilas decayó por debajo del voltaje de entrada mínimo permitido para la fuente del hardware del microsistema. En la Tabla 1 se presenta el comportamiento del voltaje de las pilas durante las pruebas de funcionamiento.

Tabla 1. Comportamiento del voltaje vs. tiempo

Tiempo[<i>min</i>]	Voltaje [V]	Tiempo[<i>min</i>]	Voltaje [V]
0	6.02	70	5.65
10	5.96	80	5.60
20	5.90	90	5.54
30	5.85	100	5.49
40	5.80	110	5.44
50	5.76	120	5.38
60	5.71		

B. Comparación con un equipo comercial

Se realizaron pruebas de adquisición y representación de señales cardiacas con el simulador multiparámetros de signos vitales Lionheart 3 de Bio-Tek [8]. Las señales simuladas correspondieron a un ECG típico de 60 y 180 latidos por

minuto (BPM). En este caso, se compararon las formas de onda presentadas por el microsistema CARDIOCEL y el electrocardiógrafo comercial Burdick E350 de Siemens [9], es decir, las impresiones en papel milimetrado del E350 y las señales desplegadas en pantalla por la aplicación software.

Los parámetros tenidos en cuenta durante la comparación fueron la amplitud de las señales, las formas de onda y el periodo. En este caso, la comparación realizada es de tipo cualitativo y no cuantitativo, debido a que la representación de las señales de ECG no presentan valores numéricos.

Teniendo en cuenta las comparaciones realizadas, el microsistema presenta una confiabilidad bastante aceptable con respecto a la amplitud y forma de onda, en este caso, la diferencia visual entre las señales del electrocardiógrafo E350 y el CARDIOCEL, no supera en el peor de los casos, media división de la cuadrícula.

La confiabilidad en la amplitud de las señales, es debido a la utilización de amplificadores de instrumentación y al circuito FPAA AN211E04 de Anadigm®, los cuales permiten que el parámetro de ganancia sea independiente de los valores de resistencias, tal como ocurre en otros circuitos de amplificación.

En cuanto al periodo de las señales, el microsistema presenta una buena precisión, la cual se observó en las señales de ECG típicas, y en la representación de los pulsos de prueba de 30 BPM y 60 BPM.

C. Pruebas de comunicación local y remota

El hardware del CARDIOCEL tiene una interfaz serial RS232 con una velocidad de 9600 bps para permitir la conexión a un PC o a un modem externo.

El microsistema fue probado en líneas telefónicas derivadas de un conmutador y entre líneas locales. En este caso, se utilizó el modem HPS56 para el PC y el modem ALM3223 de Racal-Datacom para la línea telefónica convencional [10]. El modem ALM3223 fue utilizado como modem remoto, es decir conectado al hardware del CARDIOCEL. En ambas pruebas se logro una correcta transmisión de los datos (señales).

D. Pruebas de compatibilidad del software de aplicación

Las pruebas realizadas al software de aplicación fueron orientadas a verificar la compatibilidad con diferentes sistemas operativos. El archivo de instalación fue probado en los sistemas operativos Windows 98, 2000 y XP. En este caso, la aplicación funcionó correctamente. Sin embargo, para una correcta visualización de las ventanas y objetos de la aplicación, la configuración de pantalla del computador debe tener como resolución 1024x768 píxeles y una configuración de puntos por pulgada de 120.

E. Pruebas de impedancia de entrada del bioamplificador

Según las normas de AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation), el microsistema debe tener una impedancia de entrada >100 MΩ. En este caso, la impedancia de entrada del microsistema es de aproximadamente 10 GΩ, la cual es la impedancia paralela de las impedancias de los amplificadores de instrumentación y los amplificadores operacionales del circuito “driven right leg

circuit". También, el microsistema presenta un alto rechazo de modo común (CMRR), debido a que los amplificadores de instrumentación utilizados, los AD621 de Analog Devices, tienen un CMRR típico de 110dB. En este caso, el parámetro CMRR supera el valor especificado en las normas AAMI, que establecen un mínimo de 90 dB.

VII. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

Este trabajo presenta el diseño e implementación de un microsistema electrónico portátil de bajo consumo de potencia llamado CARDIOCEL, el cual permite de forma remota la adquisición de las señales cardíacas de un paciente (ECG), y su visualización y registro en un computador personal. El microsistema está conformado por una unidad hardware y un software de aplicación. En este caso, el microsistema permite al personal médico obtener las señales de ECG de un paciente en forma local o remota, así como el monitoreo constante de una derivación del paciente. Adicionalmente, los exámenes son almacenados en un archivo, facilitando al especialista su posterior revisión.

Teniendo en cuenta las pruebas realizadas al microsistema CARDIOCEL y los exámenes realizados a algunos usuarios del servicio médico de la Universidad del Valle, se puede concluir que el microsistema presenta señales de ECG con características de forma, amplitud y periodo cualitativamente similares a las presentadas por el electrocardiógrafo E350 de Siemens.

Con respecto al trabajo futuro, las actividades de desarrollo serán orientadas a la realización de pruebas técnicas y clínicas para validar este desarrollo de acuerdo a las normas de AAMI y AHA (American Heart Association).

Rediseñar el microsistema para que el especialista pueda visualizar simultáneamente dos o más derivaciones de ECG usadas para realizar un diagnóstico. En este caso, la idea es usar dos circuitos FPAA para realizar procesamiento análogo paralelo, es decir procesar y mostrar simultáneamente tres derivaciones de ECG. Adicionar otro tipo de comunicación inalámbrica basado en radiofrecuencia, lo cual permitiría que el microsistema CARDIOCEL se pueda integrar a una red de telemetría hospitalaria.

REFERENCIAS

- [1] Anadigm Inc. AN221E04 Datasheet Dynamically Reconfigurable FPAA With Enhanced I/O. 2003 Adobe PDF Document. http://www.anadigm.com/_doc/DS030400-U006.pdf
- [2] Martínez José Ovidio, "Desarrollo de un equipo de transmisión señales cardíacas a través de la red telefónica pública: TELECARDIO 12", Tesis de pregrado, Universidad Nacional de Ingeniería, Lima, Perú, 2002.
- [3] Universidad Autónoma de México, "Electrocardiógrafo Clínico Basado en Computadora", Documento de WORD <http://paas.cinstrum.unam.mx/~rkm/somi17/extensos/extensos/146-17sqrt146.doc>
- [4] Castillo-Rodríguez Pablo C. y Castro-Patiño Héctor J., "Microsistema Electrónico para Adquisición y Registro de Señales Cardíacas de Forma Remota", Tesis de pregrado, Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Universidad del Valle, Cali, Colombia, 2004.
- [5] Motorola Microcontrollers, low cost, high-performance M68HC08 family of 8-bit microcontroller unit. MC68HC908GP32. Adobe PDF

- Document.
http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/data_sheet/MC68HC908GP32.pdf
- [6] Analog Devices Inc. Low Drift, Low Power Instrumentation Amplifier AD621. 2001. Adobe PDF Document. http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/789405427AD621_b.pdf
 - [7] Analog Devices Inc. 3 V/5 V, 4/8 Channel High Performance Analog Multiplexers ADG608/ADG609. 1995. Adobe PDF Document. http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/64285809adg608_9.pdf
 - [8] Bio-Tek's Lionheart 3 Multi-parameter simulator <http://www.healthcaremall.com/akwmed/ecgsim.htm>
 - [9] Siemens Burdick E350 electrocardiograph: Service and diagram manual <http://www.medused.com/ProductPage.asp?TargetInventoryID=42018>
 - [10] Racal-Datacom Inc, "ALM3223 Installation and Operation", 1993, Second Edition.