

Facultad de Ingeniería Universidad Surcolombiana

Adquisición y Procesamiento de la Actividad Eléctrica del Corazón y Cerebro Usando FPAA

Acquisition and Processing of Heart and Brain Electrical Activity Using FPAA

Vladimir Mosquera Cerquera ¹ y Fabio Alejandro Tovar Méndez.²

Resumen

Este artículo presenta la adquisición y procesamiento de la actividad eléctrica del corazón y cerebro usando el Circuito Analógico Programable FPA AAN231E04 de Anadigm. Este diseño muestra una nueva opción que sustituye la implementación de sistemas analógicos de forma tradicional en el procesamiento de la actividad eléctrica del corazón y cerebro con un mejor rendimiento, economía, bajo consumo de potencia y libre de perturbaciones.

De esta manera, se da evidencia de nuevas formas de diseño analógico donde simplemente con especificar las características del circuito analógico a implementar, se obtienen datos satisfactorios y un diseño bastante simple pero efectivo.

En este orden de ideas, el hardware desarrollado consume poca potencia, presenta un bajo costo y permite obtener resultados satisfactorios para el análisis de la actividad eléctrica del corazón y cerebro. Los resultados obtenidos validan el correcto funcionamiento del hardware con señales que indican el verdadero funcionamiento del órgano tratado para realizar un buen diagnóstico clínico e investigativo en cardiología y encefalografía.

Palabras Claves

FPAA, Procesamiento, Analógico, Actividad Eléctrica del Corazón y Cerebro, Bajo Consumo de Potencia.

Abstract

This paper presents the acquisition and processing of the electrical activity of the heart and brain using the Field Programmable Analog Array AN231E04 of Anadigm FPAA.

This Design Shows a new option that replaces the implementation of traditional analog system in processing the electrical activity of the heart and brain with better performance, economy, low power consumption and free of disturbances.

Thus, there is evidence of new forms of analog design which simply specify the characteristics of analog circuit in order to be implemented, satisfactory data are obtained and a very simple but effective design. In this vein, the hardware developed low power consumption has a low cost and yields satisfactory result for analyzing the electrical activity of heart and brain.

These results validate the proper functioning of the device with signals indicating the true functioning of the treated body for proper clinical diagnosis and research in cardiology and electroencephalography.

Keywords

FPAA, Analog Processing, Heart and Brain Electrical Activity, Low Power Consumption.

1Magíster en Ingeniería Electrónica. Docente Universidad Surcolombiana Neiva. Avenida Pastrana Carrera 1a. vmosquera@usco.edu.co 2Ingeniero Electrónico. Universidad Surcolombiana Neiva. Avenida Pastrana Carrera 1a. Fabio.alejandro.tovar@usco.edu.co

1. Introducción

El procesamiento analógico de la actividad eléctrica del corazón y cerebro tiene ventajas importantes respecto al procesamiento digital. Una de las ventajas más relevantes es que no existe la necesidad de usar conversor analógico digital y viceversa. Además, los diseños analógicos generalmente consumen menos potencia y ocupan menor área en el chip que su contraparte digital. En efecto, hoy en día se diseñan nuevos chips analógicos con excelentes prestaciones para aprovechar con efectividad la gran ventaja de procesar una señal en tiempo continuo. Entre los novedosos circuitos analógicos y con nuevas metodologías de diseño se encuentra el Circuito Analógico Programable FPAA (Field Programmable Analog Array), el cual permite al diseñador implementar una gran variedad de funciones de procesamiento analógico con excelentes características, tales como un amplio ancho de banda, alta linealidad, excelente relación señal/ruido y bajo consumo de potencia. Estas características son importantes en el procesamiento de señales del corazón y cerebro ya que permiten tener un sistema portátil de bajo consumo de potencia, bajo costo y con excelentes y confiables respuestas exentas de perturbaciones.

En la Universidad Surcolombiana se han realizado varios trabajos relacionados con el procesamiento de señales bioeléctricas del corazón y cerebro. Dos electrocardiógrafos portables se desarrollaron con procesamiento analógico en hardware y procesamiento digital en software. El primero (Pascuas, Vargas, 2003) usó el amplificador de instrumentación INA101 para la adquisición de la señal cardíaca y amplificador operacional TL084 para implementar el filtrado analógico correspondiente al filtro pasa bajo, filtro pasa alto y Filtro Nocth. El segundo (Santander, Armario, 2006) usó el amplificador de instrumentación AD620 para la adquisición de la señal cardíaca y el amplificador operacional OPA2335 para implementar realimentación activa; luego la señal es enviada vía Bluetooth a un PDA para realizar el procesamiento digital en software correspondiente al filtrado de la señal cardíaca. Finalmente, se implementó un electroencefalógrafo (Leiva, Narvaez, 2007) usando el amplificador de instrumentación INA128 para la adquisición de la señal cerebral y el amplificador operacional AD706 para implementar el filtrado analógico correspondiente filtro pasa bajo, filtro pasa alto y Filtro Nocth; la señal cerebral después de ser procesada es visualizada mediante una aplicación desarrollada en el software LAB VIEW 7. Por otro lado, se realizó una aplicación en el software Matlab R2008a (Mosquera, Oviedo, 2009) para la detección de anomalías cardíacas que puede presentar un paciente.

La décimo tercera conferencia internacional en ingeniería biomédica realizada en Singapur en diciembre de 2008, propone un sistema de adquisición de bioseñales adaptativas combinando FPGA (Field Programmable Gate Array) y FPAA. Esta propuesta desea adquirir cualquiera de las señales ECG, EEG y EMG, simplemente con reconfigurar dinámicamente el FPAA sin necesidad de cambiar el hardware del sistema (ICBME, 2008). Por esta razón, un año más adelante el investigador del departamento de ingeniería eléctrica y electrónica de la Universidad de Macau en China, Pedro Antonio Mou, desarrolla esta propuesta con resultados satisfactorios (Mou, 2009).

El grupo de Bionanoelectrónica de la Universidad del Valle realizó investigación en el diseño de un microsistema para la adquisición de señales cardíacas usando FPAAS (Castillo, 2005). En este diseño se adquiere la actividad eléctrica del corazón y es transmitida a través de una línea telefónica para ser almacenada, procesada y visualizada en un computador personal. Por otro lado, investigan la implementación de filtros analógicos diseñados en FPAA para la implementación en equipos con señales ultrasónicas y muestran los resultados experimentales del diseño propuesto (Cabrera, 2008).

El Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Universidad Nacional propone el diseño del chip ADN biológico usando el circuito analógico programable FPAA (González, 2004). Por otro lado los investigadores del Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de esta universidad, implementaron etapas de filtrado y amplificación de señales ECG en el Circuito Analógico Programable FPAA. Por último la Universidad de Binghamton en Estados Unidos comenzó a aplicar en el 2008 FPAA en los cursos de electrónica analógica para realizar prácticas de laboratorio y resolver problemas de ingeniería (Twig, 2008).

El objetivo de este trabajo es implementar el hardware que permita adquirir y procesar analógicamente la actividad eléctrica del corazón y cerebro usando el Circuito analógico programable FPAA AN231E04 de Anadigm (ANADIGM, 2003). De lo anterior, el hardware elimina el nivel de ruido que enmascara este tipo de señales y amplifica el rango dinámico de la señal para obtener la actividad eléctrica del corazón y cerebro útiles en cardiología y encefalografía respectivamente.

2. Metodología

La Figura 1 muestra los bloques funcionales desarrollados en este trabajo, para adquirir y procesar la actividad eléctrica del corazón y cerebro. De lo anterior, cada uno de los bloques funcionales tiene características particulares de acuerdo a la actividad eléctrica que se quiera adquirir y procesar.

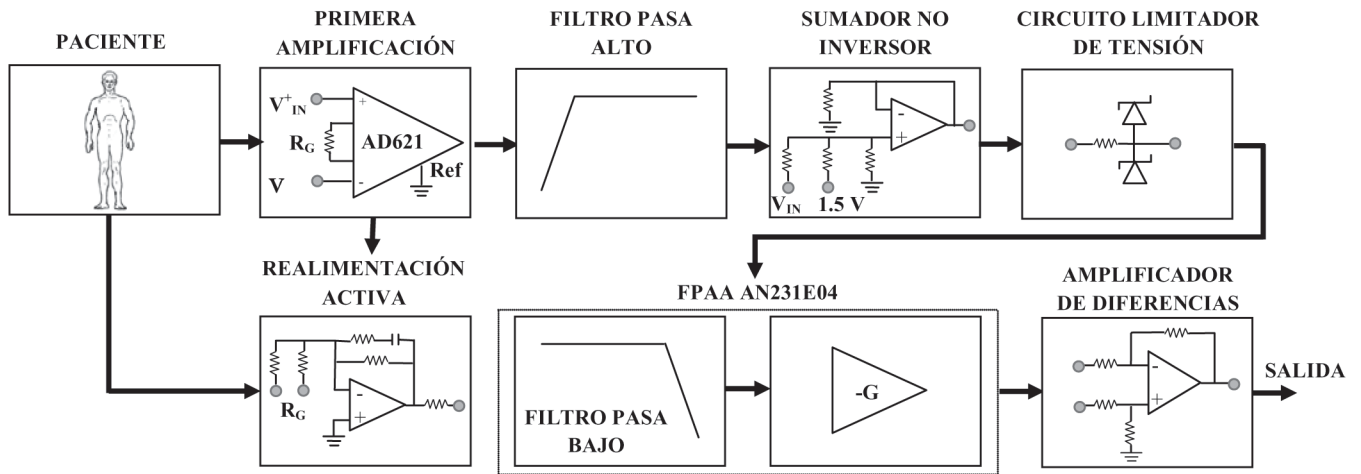


Figura 1. Diagrama a bloques del hardware desarrollado en este trabajo

2.1. Adquisición y procesamiento de la actividad eléctrica del corazón

La actividad eléctrica generada por el corazón se caracteriza por bajo nivel de amplitud comprendida en un rango dinámico de 0.5 mV – 0.4 mV (Castillo, 2005). De este modo, para adquirir la señal proveniente del corazón de manera óptima, es necesario que el amplificador de instrumentación cumpla las especificaciones internacionales AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) que establecen un CMRR mínimo de 90 dB. El amplificador de instrumentación usado en este trabajo, el AD621 de Analog Divices (ANALOG, 2001) tiene un CMRR típico de 110 dB que supera el valor establecido por la normas AAMI, cumpliendo esta especificaciones. En este caso el amplificador de instrumentación se fija a una ganancia de voltaje de 10 para realizar la primera etapa de amplificación de la señal ECG. Por otra parte el sistema de adquisición necesita de una realimentación activa para aplicar al paciente una tensión igual a la de modo común presente en el amplificador de instrumentación, pero con la polaridad invertida (Rieta, 2004). Esto permite reducir considerablemente el ruido en modo común y especialmente, el de 60 Hz. El amplificador escogido para la implementación de la referencia activa es el TL082 (TEXAS, 1992) debido al bajo voltaje de ruido equivalente de entrada y bajo costo.

Para el procesamiento de la actividad eléctrica del corazón se requiere de un filtro pasa alto con frecuencia de corte de 0.05 Hz para eliminar el nivel DC del paciente. Este filtro se implementa con el amplificador de instrumentación TL082, resistencias y condensadores (Tovar, 2010). Por otra parte la señal procesada hasta el momento, es referenciada a un voltaje de 1.5 V para fijar la señal procesada sobre este nivel de voltaje, con el propósito de adecuar la señal de entrada al circuito FPAA. De lo anterior, esta etapa es implementada con el sumador no inversor (Tovar, 2010). Además el diseño requiere de un circuito limitador de tensión para proteger el FPAA en un rango de entrada entre 0 V-3 V evitando así que un sobrevoltaje tanto positivo como negativo dañe el dispositivo (Tovar, 2010). Por otro lado el diseño del filtro pasa bajo y la ganancia para un mejor rango dinámico de la señal se configura en el FPAA AN231E0A, el cual es mostrado en la Figura 2.

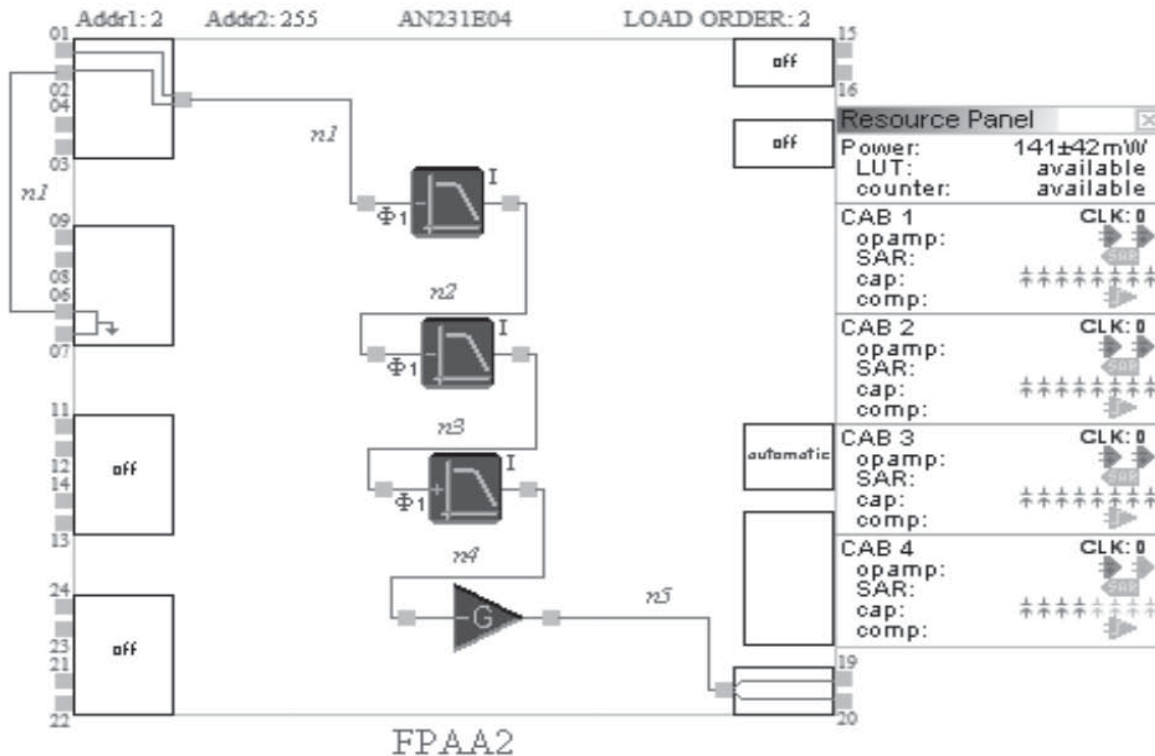


Figura 2. Implementación del filtro pasa bajo y ganancia en un FPAA.

El FPAA AN231E04 usa dos Módulos Analógicos Configurables (CAMs) de los treinta y cinco disponibles, los cuales se configuran en el software Anadigm Designer 2.7 para procesar y amplificar la actividad eléctrica del corazón. Los CAMs son FilterBiquad y GainInv. Desde la Figura 2, se observa que los tres primeros módulos analógicos (FilterBiquad) son filtros pasa bajos de segundo orden con frecuencia de corte de 50 Hz y ganancia unitaria, los cuales permiten eliminar el ruido de 60 Hz producto de la interferencia de la red eléctrica y limitar el ancho de banda de la señal ECG. Por otra parte el último módulo analógico (GainInv) implementados en el FPAA es una ganancia inversora que está configurada en el FPAA a una ganancia de voltaje de 20 para un mejor rango dinámico de la señal. Por último, se acondiciona la salida mediante un amplificador de diferencias a una ganancia unitaria, el cual es usado para obtener una señal unipolar de salida ya que el FPAA proporciona una salida diferencial.

2.2. Adquisición y procesamiento de la actividad eléctrica del cerebro

La actividad eléctrica generada por el cerebro se caracteriza por bajo nivel de amplitud comprendida en un rango dinámico de 1 uV – 10 uV (Rios, 2008). De este modo, el hardware para adquirir la señal proveniente del cerebro exige una mayor amplificación que el hardware para adquirir la señal proveniente del corazón debido a que la señal EEG tiene una menor amplitud. Por esta razón, el hardware para la adquisición y procesamiento de la actividad eléctrica del cerebro debe tener en sus etapas de amplificación mayor ganancia de voltaje sin saturar los amplificadores. En este orden de ideas, el diagrama a bloques mostrado en la Figura 1 presenta modificaciones en los bloques de amplificación, filtro pasa alto y amplificador de diferencias. De esta forma la primera amplificación se fija a una ganancia de voltaje de 50, la ganancia configurada en el FPAA para un mejor rango dinámico de la señal se configura a 100 y el amplificador de diferencias se fija a una ganancia de 20. Por otro lado, el filtro pasa alto se diseñó a una frecuencia de corte de 0.5 Hz el cual limita el ancho de banda de la señal EEG y elimina el nivel DC producido por el paciente. En este caso para la adquisición y procesamiento de la actividad eléctrica del cerebro los demás bloques funcionales quedan iguales como en la adquisición y procesamiento de la actividad eléctrica del corazón.

2.3. Alimentación del hardware para la adquisición y procesamiento de la actividad eléctrica del corazón y cerebro

La alimentación del sistema usa una batería M TEK de 12 Voltios con una corriente 1.2 A, debido a que el sistema necesita un voltaje con doble polaridad (Cubillos, 2001).

3. Resultados

La Figura 3 muestra el resultado de la adquisición de la señal cardiaca correspondiente a la Derivación I del triángulo de Eindhoven, las señales obtenidas corresponden al comportamiento típico de una señal ECG en la que se presentan ondas especiales que las caracterizan, de las cuales cada una representa o caracteriza un fenómeno específico que se desarrolla durante el proceso de excitación cardiaco. A pesar que la forma de las señales ECG pueden variar según en el tipo de derivación en la que se tome el examen, se puede tomar una señal característica para el análisis de los resultados de un ECG (Magdaleno, 2004).

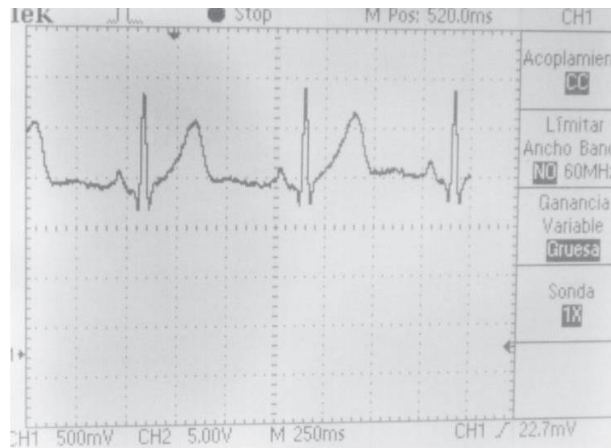


Figura 3. Resultado de la adquisición de la señal cardiaca correspondiente a la Derivación I.

En la Figura 4, se muestra el resultado de la adquisición de la señal cardiaca correspondiente a la Derivación I. Esta figura permite la visualización detallada de las ondas características que conforman el complejo cardiaco, en la que se encuentra la onda P, el complejo QRS y la onda T; pero también se pueden determinar otros parámetros importantes como lo son: el intervalo QT, el intervalo PR, segmento PR, segmento ST y las amplitudes de las ondas P, R y T. En la Tabla 1 se muestran las características de las ondas que conforman el complejo cardiaco.

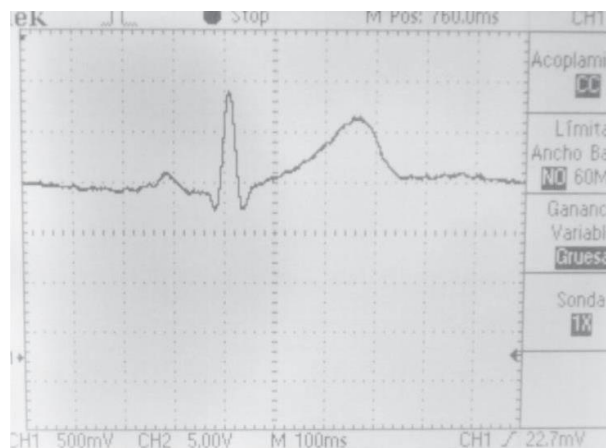


Figura 4. Resultado de la Derivación I vista en forma detallada.

Tabla 1. Características del complejo cardiaco de la Figura 4.

Tipo de Onda	Amplitud	Duración
Onda P	0.05 V	40 ms
Onda R	1V	20 ms
Onda T	0.7 V	200 ms
Complejo QRS		100 ms
Segmento ST		220 ms
Intervalo QT		320 ms
Intervalo PR		120 ms

El resultado obtenido en la Figura 5, muestra la señal eléctrica del cerebro a un nivel DC de 1.5 Voltios en el ritmo alfa presente cuando el paciente esta relajado y con ojos cerrados. El significado fisiológico del ritmo alfa es desconocido, pero evidentemente debe estar relacionado con la función del sistema visual (Barea, 2002). En efecto, para obtener una mejor señal EEG que la obtenida hasta el momento, se promedia mediante software permitiendo eliminar el ruido aditivo para obtener una señal más limpia como la mostrada en la Figura 6.

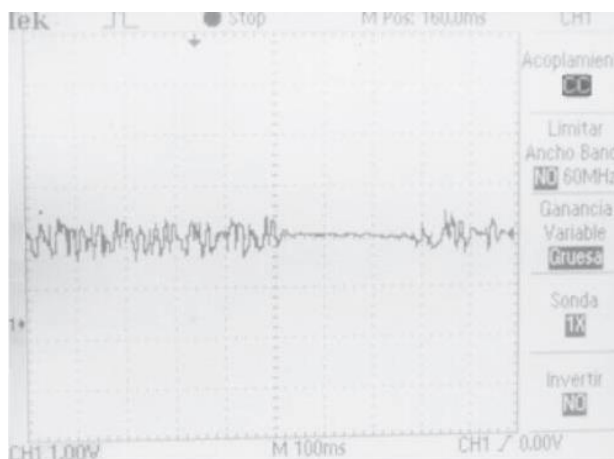


Figura 5. Resultado en posición del electrodo P3 – O1 en un paciente de 19 años.

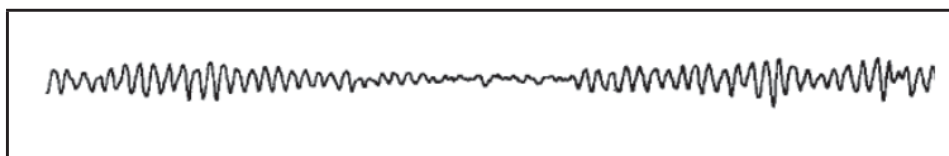


Figura 6. Ritmo Alfa del montaje P3-O1 (Barea, 2002).

4. Conclusiones

El Hardware de adquisición y procesamiento de señales bioeléctricas desarrollado en este trabajo permite adquirir señales cardiacas con buenos resultados y señales cerebrales con bajo nivel de ruido aditivo el cual puede ser eliminado a trabajo futuro con un software que promedie la señal adquirida permitiendo obtener una señal más limpia.

Para el procesamiento de señales cardiacas y encefalográficas, el hardware desarrollado usa el Circuito Analógico Programable FPAA AN231E04 de Anadigm para implementar tres filtros cada uno de segundo orden y una etapa de ganancia. Lo anterior permite reducir significativamente el espacio en hardware comparado con electrocardiógrafos y encefalógrafos que usan varios amplificadores operacionales, resistencias y capacitores. Por

otro lado, en FPAA se puede realizar modificaciones de forma simple como por ejemplo variar la frecuencia de corte del filtro pasa bajo y aumentar o disminuir la ganancia de la señal procesada sin incorporar elementos discretos como resistencia y capacitores, con solo especificar los parámetros de diseño en el software Anadigm Designer 2.7.

El hardware para adquisición y procesamiento de la actividad eléctrica del corazón y cerebro es alimentado por una sola batería. De este modo, se brinda la seguridad plena al paciente debido a que si el hardware es alimentado directamente de la red eléctrica y no se usa el aislamiento adecuado, posiblemente causaría lesiones severas al paciente. Una ventaja adicional de alimentar el hardware desarrollado con una batería es tener un sistema portable e independiente de la red eléctrica, con excelentes prestaciones exentas de perturbaciones.

5. Referencias Bibliográficas

1. ANADIGM Inc, 2003. AN231E04 Datasheet Dynamically Reconfigurable FPAA With Enhanced I/O, Adobe PDF Document. URL: <http://www.anadigm.com>
2. ANALOG DIVICES, 2001. AD621 Datasheet Low Drift, Low Power. Instrumentation Amplifier. Adobe PDF Document. <http://www.datasheet.com>
3. Barea, R. N., 2002. Electroencefalografía, Universidad de Alcalá, Tema 5, 2-24. URL: <http://atc.ugr.es/~malopez/img/electroencefalografia.pdf>
4. Cubillos, M., 2001. Circuitos Analógicos I, Universidad del Cauca, Popayán.
5. Cabrera, J. J., 2008. Implementación de Filtros Análogos Usando PSoCs/FPAA, Grupo de Bionanoelectrónica, Universidad del Valle, Cali, Colombia.
6. Castillo, P. C., 2005. Diseño de un Microsistema para Adquisición de Señales Cardíacas Usando FPAA, Adobe PDF Document, Universidad del Valle, Cali.
7. Gonzales, G., 2004. Ingeniería Biomédica. Chip ADN Electrónico en FPAA. Universidad Nacional, Bogotá, Colombia.
8. ICBME Proceedings, 2008. 13th International Conference on Biomedical Engineering. General Purpose Adaptive Biosignal Acquisition System Combining FPGA and FPAA. , volume 23, Singapore.
9. Leiva, A., Narvaez, R., 2007. Generación de Estímulos para Potenciales Evocados y Sistemas de Adquisición, Acondicionamiento y visualización de la señales EEG, Tesis, Universidad Surcolombiana, Neiva, Colombia.
10. Magdaleno, F., 2004. Electrocardiograma. Hospital San Pedro de Alcántara. Cáceres. España. URL: <http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo56/capitulo56.htm>
11. Mosquera, W., Oviedo, L., 2009. Procesamiento de la Señal ECG para Detectar sus Parámetros de Normalidad y Diagnostico Posibles Eventos Cardíacos Bajo la Plataforma de Matlab, Tesis, Universidad Surcolombiana, Neiva, Colombia.
12. Mou, P. A., 2009. Portable Intelligent Bioelectric Signals Acquisition System with an Adaptive Frontend Implemented Using FPGA and FPAA, Department of Electrical and Electronics Engineering, Faculty of Science and Technology, University of Macau, Macau SAR, China
13. Pascuas, C., Vargas, Mauro., 2003. Electrocardiógrafo Digital Portátil, Tesis, Universidad Surcolombiana, Neiva, Colombia.
14. Rieta, Jose. Juaquin., 2004. "Electrocardiógrafo de 12 derivaciones y sistema de adquisición de datos para instrumentación biomédica", Congreso TAEE'04 Universidad Politécnica de Valencia, España.
15. Rios, M. L., 2008. Neuroimagen. Técnica y procesos cognitivos. Masson, Barcelona, España.
16. Santander, L., Armario, G., 2006. Equipo de Electrocardiografía Portátil Inalámbrico, Tesis, Universidad Surcolombiana, Neiva, Colombia.

17. TEXAS INSTRUMENTS, 1992. TL082 JFET-Input Operational Amplifiers, Adobe PDF Document.
URL:<http://www.datasheet.com>
18. Tovar, F.A., 2010. Procesamiento de Señales Bioeléctricas Usando FPAA, Tesis, Universidad Surcolombiana, Neiva, Colombia.
19. Twigg, C. M., 2008. Incorporating large-scale FPAAs into analog design and test courses, IEEE Transactions on Education, vol. 51, no. 3, 319-324 p.
20. Vélez, H. A., 1997. Cardiología. Fundamentos de Medicina. vol. 5. 446 p.