

## ELECTROCARDIOGRAFO PORTÁTIL DE ALTA RESOLUCIÓN CON TRANSMISIÓN INALÁMBRICA Y ACCESO WEB

### RESUMEN

En el presente trabajo se presenta el diseño de un electrocardiografo de 12 derivaciones, que utiliza el módulo de evaluación de microconvertidores MSC1211Y5 de Texas Instruments a una resolución de 24 bits logrando la adquisición y medida de los biopotenciales de forma directa, con mínima amplificación, reduciendo la circuiteria, el costo y el consumo de potencia del equipo. Los registros capturados son enviados inalámbricamente a un computador encargado del procesamiento, almacenamiento, y publicación en WEB. La información podrá ser consultada a través de telefonía móvil celular utilizando protocolo GPRS.

**PALABRAS CLAVES:** Electrocardiografo, conversor, modulación Sigma-Delta

### ABSTRACT

*In this work, a 12 lead ECG design is presented. This device uses an evaluation module of microconverters TI MSC1211Y5, with a resolution of 24 bits, achieving the acquisition and measurement of biopotenciales in a direct way, with minimal amplification, using less circuitry, diminishing energy consumption and cost. The captured readings are wirelessly sent to a computer, where is done the processing, storage and WEB upload. The information could be accessed by cellular phone using GPRS protocol.*

**KEYWORDS:** *Electrocardiography, converter, modulation, delta-sigma.*

### 1. INTRODUCCIÓN

Los equipos para el registro de biopotenciales son complejos y costosos. Para la conversión utilizan técnicas clásicas fundamentadas en el criterio de Nyquist. Poco se ha explorado su implementación con microconvertidores basados en los principios de la modulación Sigma-Delta, que permite alcanzar resoluciones hasta 24 bits.

El presente trabajo describe el análisis, diseño, implementación y pruebas de un equipo electrónico para el registro de las señales electrocardiográficas correspondientes a las 12 derivaciones típicas, la transmisión inalámbrica a un computador personal, el software de recepción y corrección de errores, la visualización del ECG, el módulo de acceso y consulta y la publicación de resultados gráficos en página Web. En la digitalización se utilizan convertidores A/D de alta resolución, mayor a 20 bits, cuya moderna técnica de conversión, Sigma-Delta, permite que el diseño final tenga pocos componentes sin sacrificar desempeño y funcionalidad, cumpliendo con las normas de seguridad vigentes para el diseño de equipo biomédico [9], [10]. La información con los datos básicos del paciente y sus registros electrocardiográficos, queda disponible para que un profesional experto en cardiología pueda consultarla a través del protocolo GPRS (General Packet Radio System) por medio de su teléfono celular.

### WILLIAM ARDILA U.

M.Sc, Profesor Titular  
Universidad Tecnológica de Pereira  
williamar@utp.edu.co

### CARLOS A. CORTÉS A.

Ingeniero Electricista, Esp, M.Sc(c)  
Profesor Asociado  
Universidad Autónoma - Manizales  
carcort@autonoma.edu.co

### RUBÉN D. FLÓREZ H.

Ingeniero Electricista, M.Sc(c)  
Profesor Asociado  
Universidad Autónoma - Manizales  
rubenf@autonoma.edu.co

Diseño Metódico, adaptado de la escuela alemana, fue el método empleado para el desarrollo del trabajo. Sus cuatro etapas básicas: planeamiento e indagación, síntesis, implementación, y pruebas y verificación, aplicadas en estricto orden, han servido para cumplir con los objetivos trazados al inicio del proyecto. El diagrama de la arquitectura completa del sistema implementado se puede observar en la figura 1.

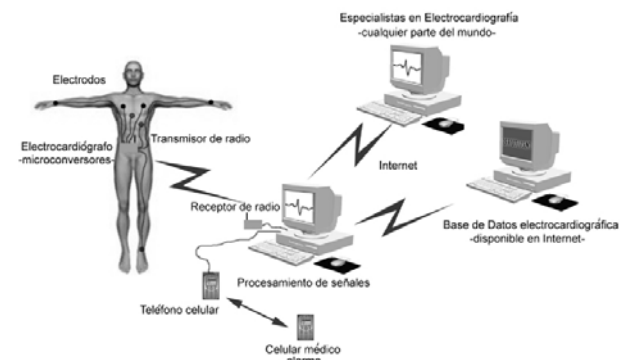


Figura 1 Diagrama Funcional del Sistema.

2. CONTENIDO

2.1 Microconvertores

Los convertores Sigma-Delta ofrecen alta resolución, alta integración y bajo costo. Constituyen una adecuada elección en aplicaciones tales como el control de procesos, instrumentación biomédica, sistemas de audio, video y comunicaciones. El componente análogo de los convertores Sigma-Delta es muy simple. El componente digital, que posibilita su bajo costo para producción en serie, es más complejo. Para entender su operación, se debe tener claridad en los conceptos de modulación, sobre muestreo, distribución del ruido, filtrado digital y decimación.

Contrario a los convertores de aproximaciones sucesivas -SAR-, los convertores Sigma-Delta emplean técnicas de sobre muestreo y tratamiento digital de señales en la conversión de datos, incrementando la resolución. Aunque el sobre muestreo se realiza en la etapa de modulación, la rata de conversión final es baja, normalmente entre 10 y 1000 muestras por segundo. Los convertores SAR usualmente tienen ratas de conversión del orden de millones de muestras por segundo. Sin embargo, su resolución no es tan alta como la obtenida en los Sigma-Delta. En los convertores SAR, las mejores resoluciones se consiguen en el rango comprendido entre 12 y 16 bits [5].

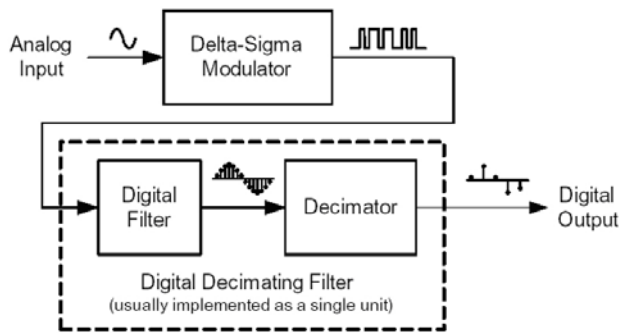


Figura 2. Arquitectura Conversor Sigma-Delta [14].

Un conversor A/D Sigma-Delta posee dos grandes componentes: un modulador Sigma-Delta y un filtro digital pasa bajos, mostrados en la figura 2 [12], [15]. El modulador Sigma-Delta, en la figura 3, consiste de un amplificador diferencial, un integrador, un comparador y un conversor D/A de 1 bit. La salida del conversor D/A de 1 bit es restada de la señal de entrada, y el resultado es aplicado a la entrada del integrador. La salida del integrador es cuantificada usando un comparador (puede ser un ADC de 1 bit).

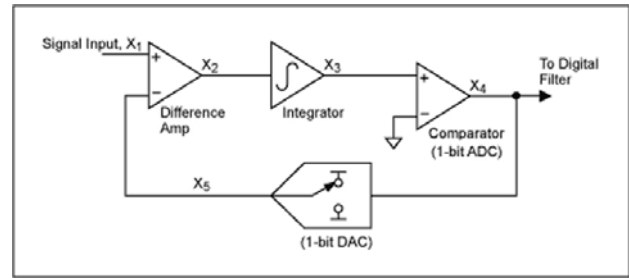


Figura 3. Modulador Delta-Sigma [14].

La salida del comparador es un flujo de bits cuya densidad de “unos” lógicos es proporcional a la relación entre la señal de entrada y la señal de referencia. El D/A convierte la señal en una forma de onda análoga que es comparada con la señal de entrada. El flujo de bits es procesado por el filtro digital que remueve el ruido no deseado logrando una alta resolución. La operación básica en el dominio del tiempo de un modulador Sigma-Delta es mejor entendida siguiendo el diagrama de flujo de la figura 4. Su salida corresponde a X4.

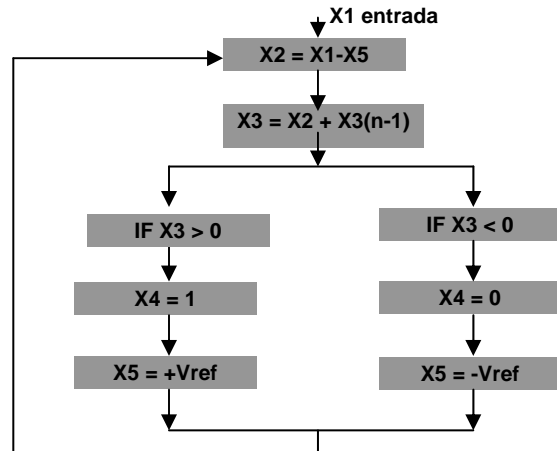


Figura 4. Diagrama de Flujo del Modulador Sigma-Delta.

Muestreando a altas velocidades se obtienen otros beneficios. En el proceso de cuantificación, el ruido resultante se distribuye uniformemente sobre el espectro completo, desde DC hasta kfs (k es la relación de sobre muestreo). Por lo tanto, el ruido dentro de la banda de interés, -fs hasta fs es menor [3], [12].

La alta resolución obtenida con los convertores Sigma-Delta tiene como precio la velocidad. Puesto que el hardware debe operar a factores de sobre muestreo mucho más altos que el ancho de banda de la señal de entrada, se requieren circuitos digitales de elevada complejidad que disminuyen la velocidad de operación del sistema completo. Es así como estos convertores son adecuados para aplicaciones que requieran muy alta resolución y bajo ancho de banda, como es el caso en la digitalización de bioseñales. En la tabla 1 se presentan algunos valores típicos [11].

Clasificación	Rango Frecuencial	Rango Dinámico
Electroretinograma - ERG	0.2–200 Hz	0.5 $\mu$ V–1mV
Electrooculograma - EOG	DC–100 Hz	10 $\mu$ V–5mV
Electroencefalograma - EEG	0.5–100 Hz	2 $\mu$ V–200 $\mu$ V
Electromiograma - EMG	0.01–500 Hz	50 $\mu$ V–5mV
Electrocardiograma - ECG	0.05–100 Hz	1 $\mu$ V–10mV

Tabla 1. Características de Diferentes Biopotenciales [11].

## 2.2 Componentes del Electrocardiógrafo

Una de las ventajas al utilizar conversores de alta resolución es la disminución considerable de la circuitería electrónica asociada. Por lo tanto, el diseño e implementación del electrocardiógrafo para el registro de las 12 derivaciones sólo requiere las siguientes etapas:

**Fuente de alimentación:** Realizada con baterías recargables de Ni-Cd por razones de costo, mantenimiento y consecución. Se utilizan ocho (8) celdas de 1.25 voltios, con una capacidad de 2300 mAh.

**Protección:** El sistema cuenta con tres niveles de protección. La principal es realizada con descargadores a gas, *surge arrested*, con voltaje de ruptura de 50 voltios. Esta protección es útil cuando el equipo debe funcionar en presencia de un desfibrilador y/o un electrobisturí. El segundo nivel de protección es realizado con un par de diodos para limitar entradas superiores a 600mV (todas las entradas análogas). Se logra un tercer nivel de protección con la transmisión del ECG vía radio, puesto que el paciente queda aislado de dispositivos conectados a la red eléctrica, como el computador de procesamiento, que podrían generar corrientes de fuga peligrosas, aún en el caso de normal funcionamiento.

**Circuito Manejador de la Pierna Derecha:** En la toma de las diferentes derivaciones es necesario controlar el potencial del paciente de manera equipotencial. La manera de lograrlo es a través de un adecuado balance de impedancias. Se utiliza entonces, el terminal central de Wilson –WCT- que representa el cero del ECG. Esta señal se integra e invierte en fase y se aplica a la pierna derecha del paciente. Su objetivo es lograr que la conexión de referencia de la pierna derecha del paciente adquiera una tensión igual a la suma de las tensiones de las otras ramas [9]. Esta disposición mejora el factor de rechazo en modo común del sistema completo y reduce el flujo de corriente a través del electrodo de la pierna derecha, reduciendo la interferencia de 60 Hz.

**Circuito de apantallamiento:** La señal del WTC también se aplica al blindaje del cable de los electrodos que serán conectados al paciente. Pero esta vez, la señal se aplica en fase, con el objetivo de reducir las capacitancias parásitas presentes en los conductores del cable.

**Adquisición:** Las señales captadas por los electrodos de AgCl son previamente acopladas con buffer. En cada

entrada se tienen resistencias de 100k $\Omega$  para limitar a menos de 50 $\mu$ A las posibles corrientes que puedan circular a través del paciente en caso de algún fallo. Las señales son llevadas a 2 multiplexores analógicos de 16 canales funcionando en paralelo, en los que se selecciona cada uno de los doce registros electrocardiográficos. Luego se realiza una pequeña amplificación por un factor de 16 y se procede a la digitalización. Se utiliza el amplificador de instrumentación INA128 de Burr-Brown por su alto CMR (120dB), y el MPC506 del mismo fabricante para la etapa de multiplexación. Es de anotar que Burr-Brown, filial de Texas Instruments, es un fabricante reconocido y de amplia trayectoria en circuitos integrados para instrumentación biomédica.

**Conversión A/D:** Después de analizadas varias arquitecturas, se adoptó como núcleo principal del sistema, el microconversor Sigma-Delta MSC1211Y5 de Texas Instruments, de reciente aparición en el mercado. Se trata de un sistema de evaluación de microconvertidores con un microcontrolador 8051 de 32k de memoria flash y 1,280 kbytes de RAM de datos. Cuenta con un conversor A/D Sigma-Delta de 24 bits, incluido el signo, 8 entradas análogas diferenciales, 4 salidas análogas (D/A) de 16 bits, ganancia programable desde 1 hasta 128, calibración integrada, sensor de temperatura dentro del chip, acumulador de 32 bits, una salida PWM de 16 bits y dos puertos de comunicación seriales. Además, posee un Kernel de 8051 mejorado, que solo requiere 4 ciclos de reloj por cada ciclo de máquina [13], [14]. Es el sistema de adquisición de datos con las mayores prestaciones e integración disponible en el mercado. Consume solo 4mW, y ofrece el nivel de ruido más bajo en un dispositivo de señal mixta, 75 nV.

**Transmisión Inalámbrica:** Los datos digitales proporcionados por el microconversor Sigma-Delta son enviados desde el paciente hacia un computador personal utilizando técnicas de comunicación inalámbrica a través de radio frecuencia. La comunicación, provista por dos transceptores (transmisor y receptor) utiliza modulación ASK (Amplitude Shift Keying) a una frecuencia de 916,5 MHz. El ancho del canal es de 500 KHz y el modo es half-duplex. Los transceptores permiten:

Enviar desde el computador hacia el microconversor los comandos de configuración necesarios para su correcto funcionamiento, tales como la frecuencia de modulación, frecuencia de muestreo, tamaño del buffer de adquisición, y selección de la derivación a digitalizar entre otros.

Recibir en el computador los datos provenientes de la derivación seleccionada y los datos correspondientes a la temperatura del microconversor, para realizar los ajustes adecuados.

De acuerdo a la frecuencia de modulación seleccionada, el número efectivo de bits de la conversión A/D disminuye. Para el ECG diseñado, la resolución es del orden de 20 bits. Es necesario por lo tanto, transmitir 4

bytes por cada dato digitalizado: uno para la derivación y tres para el valor de la conversión. Se debe entonces, implementar un protocolo de comunicaciones orientado a paquetes y dotado de detección de errores utilizando CRC16 (Código de Redundancia Cíclica con polinomio de grado 16). Se pueden utilizar técnicas de corrección de errores por retransmisión de datos puesto que la frecuencia final de muestreo del microconversor es baja (120 Hz) y la velocidad de la comunicación serie inalámbrica puede llegar hasta 200 Kbps (Kbits/s).

### 2.3 Descripción y Programación de Módulos

**Microconversor:** La programación del microconversor es realizada en lenguaje C estándar utilizando la herramienta uVision2 desarrollada por Keil Software Inc. El programa posee las siguientes funciones:  
**Configuración del conversor Sigma-Delta:** De acuerdo a la tabla 2.

Frecuencia de reloj	22'118.400 Hz
Frecuencia de modulación	172,8 KHz
Rata de decimación	1440
Frecuencia de muestreo	120 Hz
Voltaje de referencia	2,5 V
Filtro digital	Sinc3
Calibración de cero	Automático
Calibración de ganancia	Automática
Sensor de temperatura	Habilitado

Tabla 2. Parámetros de configuración del conversor.

**Configuración del puerto serie:** Los parámetros de configuración son mostrados en tabla 3.

Velocidad	19200 baudios
Bits/dato	8
Bits de parada	1
Control de flujo	CTS y RTS

Tabla 3. Configuración del puerto serie.

**Captura del dato:** El programa utiliza mecanismos de interrupciones por hardware para la adquisición del dato proveniente del conversor y para la captura y envío de datos a través del puerto serie.

El ciclo principal del programa comprende:

Seleccionar la derivación a digitalizar mediante los multiplexores análogos,

Arrancar el conversor A/D y esperar la producción de la interrupción,

Capturar el dato en un registro de 24 bits cuando se produzca la interrupción,

Adicionar el byte con el número de la derivación (1..12),

Enviar 4 bytes a través del puerto serie, hacia el transmisor de radio.

El ciclo descrito se ejecuta 512 veces por cada derivación.

**Modificación de parámetros de configuración:** Algunos parámetros de la configuración como la ganancia, el tipo

de filtro digital y el voltaje de referencia, pueden ser alterados desde el computador en tiempo de ejecución.

**Transceptores de radio:** Los transceptores de radio, modelo DR1004-DK, fabricados por RFM Monolithics Inc., están basados en microcontroladores AT89C2051 y módulos de radio frecuencia HX2000 y RX2056 del mismo fabricante. Trabajan en la frecuencia de 916,5 MHz con antenas de radiación de 4,95 cm. El transmisor posee una salida de 10 dBm y el receptor tiene un BER (rata de error de bits) menor que 10E-4 para una entrada de -72 dBm. Permiten comunicaciones a 19200 baudios con un alcance de centenas de metros. El programa diseñado permite:

Configurar varios nodos,

Estructurar el tamaño del paquete de datos,

Detectar errores en la comunicación,

Retransmitir paquetes en caso de errores y,

Determinar el estado de la batería de alimentación.

**Módulo de captura y procesamiento:** La señal recibida a través del puerto serie de un computador, es procesada utilizando LabVIEW de National Instruments [1], [8]. El programa realiza las siguientes funciones:

Configurar el puerto serie con un buffer de 4096 bytes,

Capturar 3 bytes por cada dato, y el byte correspondiente a la derivación,

Convertir el dato a un valor decimal de acuerdo al voltaje de referencia,

Ajustar la lectura por error debido a las variaciones de temperatura del microconversor,

Almacenar 512 datos en punto flotante, por cada derivación,

Desplegar los datos en forma gráfica, por cada derivación,

Crear los archivos necesarios para la base de datos con la información adicional del paciente,

Crear los archivos de texto adecuados con toda la información numérica de las 12 derivaciones, para un proceso posterior de diagnóstico automático de cardiopatías,

Crear la página Web para cada uno de los pacientes,

Crear la página Wap para la consulta a través de teléfonos celulares,

Crear los servidores "http" y "ftp" para permitir los diferentes accesos remotos a través de Internet y,

Permitir los cambios de algunos parámetros de configuración del microconversor, en tiempo de ejecución.

La pantalla principal del panel de control se muestra en la figura 5.

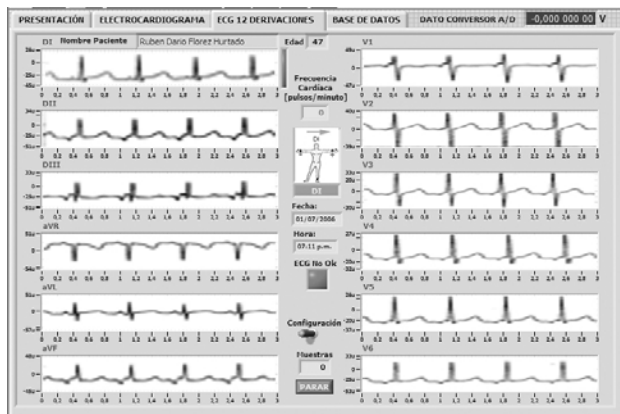


Figura 5. Panel de Control en LabView.

### 3. ANÁLISIS DE RESULTADOS

El electrocardiógrafo diseñado fue enviado al SENA seccional Manizales para una valoración de desempeño. De acuerdo al informe recibido, el equipo captura y registra las doce derivaciones tradicionales que conforman un electrocardiograma. Las corrientes de fuga se encuentran dentro de valores aceptables. La impedancia de entrada es alta, la impedancia de salida baja y el CMRR mayor que 100db a 60 Hz. Ha sido sometido a pruebas con el simulador de pacientes "PATIENT SIMULATOR 214B" de la empresa DYNATECH NEVADA [4], que puede generar ondas senoidales y cuadradas de diferente amplitud y frecuencia, y ondas típicas de ECG normales y otras que simulan diversas patologías, y su desempeño es comparable al de un equipo comercial.

El sistema de comunicaciones inalámbricas, dotado del software de corrección de errores, no ha presentado pérdidas de información.

El software ha sido diseñado teniendo en cuenta las recomendaciones de posibles usuarios ajenos al proyecto, con la intención de hacerlo lo más sencillo e intuitivo posible.

### 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Los convertidores de aproximaciones sucesivas, de doble rampa y los flash, se basan en el principio de muestreo en los límites de la frecuencia de Nyquist y requieren un buen filtro anti-aliasing. Con ellos se obtienen altas resoluciones usando componentes muy precisos y de alto costo. Los convertidores Sigma-Delta sin embargo, usan un ADC de baja resolución (cuantificador de un bit) con una frecuencia de muestreo muchas veces por encima de la de Nyquist. Posteriormente la decimación, en el dominio digital, reduce la frecuencia de salida y el ruido y aumenta la precisión.

Dados los altos niveles de integración presentes en los convertidores Sigma-Delta, los requerimientos de hardware asociados al equipo son sustancialmente menores. Por ejemplo, en la mayoría de los casos es suficiente un sencillo filtro pasivo RC de un solo polo. En contraste, los filtros requeridos para aplicaciones de media y alta resolución usando otras tecnologías son muy sofisticados, difíciles de diseñar, de sintonizar, grandes y costosos.

Los equipos tradicionales para el registro de biopotenciales son complejos y costosos, pero con el empleo de convertidores A/D de última generación como los Sigma-Delta, se vislumbra una nueva forma de diseñarlos. Con ellos es posible capturar y registrar los biopotenciales directamente, disminuyendo el hardware y volumen del equipo hasta en un 60% [11]. Adicionalmente se logra disminuir costos de diseño, de fabricación y sostenimiento puesto que el consumo de potencia es menor.

Se ha presentado el diseño de un equipo integrado de hardware y software para la captura de señales electrocardiográficas, su procesamiento y posterior caracterización de cardiopatías, y cómo al usar convertidores sobre muestreados se simplifica la electrónica asociada. Actualmente, en la Universidad Autónoma de Manizales, se adelanta, con el mismo equipo, otra investigación que pretende determinar de manera automática el tamaño de la lesión del músculo cardíaco en pacientes con antecedentes de Infarto Agudo de Miocardio. Además, dada su flexibilidad, el sistema podrá convertirse en un laboratorio completo de electrofisiología, para facilitar la captura y procesamiento de cualquier tipo de biopotenciales.

El presupuesto para dotación de equipos en centros de Salud y Universidades Privadas es escaso. Así, experiencias como la mostrada deben ser apoyadas y explotadas comercialmente. No se requieren exageradas inversiones. Se cuenta con el recurso humano y tecnológico para hacerlo. El punto de partida es confianza en el capital humano de docentes y estudiantes, y acercamiento entre industria y universidad, para consolidar una verdadera sinergia que propenderá por mejores ingenieros, por mejores procesos y productos y por mejores indicadores de desarrollo tecnológico de la región en particular y del país en general.

### 5. AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan su agradecimiento a la Universidad Autónoma de Manizales por su apoyo para la realización del proyecto, y a las directivas y profesores de la Maestría en Instrumentación Física de la Universidad Tecnológica de Pereira.

## 6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] BISHOP, R., R., LabView Student Edition 6i, Prentice Hall, New Jersey, 2001.
- [2] CHEN, C., T., System and Signal Analysis, Oxford University Press, New York, 1994.
- [3] DIBARTOLOMEO, J., CECIC, D., Conditioning Sensor Signals For Data Converter Applications, IEEE Instrumentation & Measurement Society Meeting, Toronto Chapter, 2003.
- [4] Dynatech Nevada, Patient Simulator 214b: Operating and Service Manual, 1995.
- [5] FOWLER, K., Analog to digital conversion in real time systems, IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, vol. 6, No. 3, p. 58–64, 2003.
- [6] HEJN, K., PACUT, A., Effective resolution of analog to digital converters, IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, vol. 6, No. 3 p. 48–55, 2003.
- [7] KUREKOV, J., U., PRILUTSKI D., A., SELISHCHEV S., V., Sigma–Delta analogue to digital converterts for biomedical data acquisition systems, <http://www.ecg.ru/pub/abstract/1998/warsaw/warsaw.htm>.
- [8] LÁZARO, M., A., LabVIEW: Programación gráfica para el control de instrumentación, Paraninfo, Madrid, 1996.
- [9] LLAMOSA, L., E., Diseño de canales para la detección de biopotenciales, Universidad Tecnológica de Pereira, 2005.
- [10] MARCURS, M., L., BIRSACH, B., R., Regulatory requirements for medical equipment, IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, vol. 6, No. 4 p. 23–29, 2003.
- [11] MCKEE, J., J., EVANS, N., E., WALLACE, D., Sigma–Delta analogue to digital converters for ECG signal acquisition, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 1, p. 19-20, 1996.
- [12] MICROST, Tutorials, Sigma–Delta ADC, part I and part II, Disponible en [http://www.microst.it/Tutorial/sigma\\_delta\\_eng\\_1.html](http://www.microst.it/Tutorial/sigma_delta_eng_1.html) y [http://www.microst.it/Tutorial/sigma\\_delta\\_eng\\_2.html](http://www.microst.it/Tutorial/sigma_delta_eng_2.html), 2005.
- [13] TEXAS INSTRUMENTS, MSC121X Precision ADC and DACs with 8051 Microcontroller and flash Memory, user's guide, Disponible en: <http://focus.ti.com/lit/ug/sbau101/sbau101.pdf>, 2005.
- [14] TEXAS INSTRUMENTS, MSC1211 Evaluation Module, user's guide, Disponible en: <http://focus.ti.com/lit/ug/sbau086a/sbau086a.pdf>, 2005.
- [15] TEXAS INSTRUMENTS, Signal conditioning for industrial Delta–Sigma converters, Analog e-LAB, 2005.