

## Electrocardiógrafo materno-fetal abdominal: Prototipo portátil.

D. Astivia<sup>1</sup>, R. Dávalos<sup>1</sup>, D. Gaytán<sup>1</sup>, O. Luna<sup>1</sup>, L. Pérez<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Dep. de Ing. Eléctrica, DCBI, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F.

**Resumen:** Se describe el prototipo de un sistema para registro de ECG abdominal conformado por tres etapas principales: 1) Front end analógico para adquisición de biopotenciales y conversión analógica digital utilizando el circuito integrado ADS1292R 2) control y procesamiento basado en el microcontrolador de punto flotante TM4C129CXNCZAD 3) despliegue y configuración en la pantalla táctil de la tarjeta de desarrollo DKTM4C-129X. El objetivo de este desarrollo fue lograr una visualización en tiempo real de la señal electrocardiográfica materna-fetal a través de la colocación de electrodos sin gel en el abdomen materno. El prototipo fue evaluado utilizando simuladores de paciente con rango de voltajes pico a pico de 10 $\mu$ V a 1.5mV, obteniendo como parámetros de funcionamiento valores de consumo promedio del orden de 250mAh con carga máxima, tiempos de comunicación y procesamiento por debajo de 500 $\mu$ s, lo que permitiría una frecuencia de muestreo máxima de 2 kHz, y un despliegue de la señal en la pantalla táctil que permite visualizar en tiempo real la señal adquirida. Finalmente se pudo implementar un prototipo con un front end y un microcontrolador de última generación que puede permitir la visualización de los complejos maternos y fetales presentes en el ECG abdominal.

**Palabras clave—** ECG Abdominal, ADS1292, TM4C129, Booster Pack, Tiva ware

### I. INTRODUCCIÓN

Durante el embarazo, la Frecuencia Cardíaca Fetal (FCF) es normal la mayor parte del tiempo, incluso en casos de embarazos con alto riesgo de prematuridad [1]. No obstante, detectar la variación de la FCF ha demostrado ser un mecanismo muy útil para evaluar el bienestar del feto [2], ya que la variación de este parámetro puede ser indicio de ciertos padecimientos. Uno de los más relevantes es la hipoxia fetal que a su vez puede provocar nacimientos prematuros, o insuficiencia prenatal uteroplacental [3]. Por lo cual durante el embarazo, y especialmente en casos de alto riesgo, el monitoreo continuo ha demostrado reducir la incidencia de morbilidad fetal y/o mortandad [1]. Los monitores portátiles han surgido como una propuesta para el monitoreo electrónico fetal. El estándar de monitoreo es el Ultrasonido Doppler [4], sin embargo debido a su alta sensibilidad al movimiento [5], esta técnica no es muy recomendable para el monitoreo continuo, por lo que se ha sugerido que para un monitoreo ambulatorio a largo plazo, un sistema basado en electrocardiografía abdominal sería lo más recomendable. Por mencionar algunas de las ventajas de éste tipo de sistemas, tenemos que, es un método pasivo contrario al ultrasonido Doppler, que irradia al feto [6], sin embargo, presenta algunas inconvenientes como la

baja razón señal a ruido fetal y las interferencias comunes como las de línea.

Se han desarrollado sistemas para el monitoreo de la FCF a partir de métodos generados por varios grupos de investigación [7], uno de estos dispositivos es el Mónica AN24<sup>TM</sup> [8], el cual ya se comercializa, pero presenta una desventaja, el procesamiento y despliegue de la señal se realiza en un equipo diferente al de adquisición lo cual no es ideal para realizar una exploración rápida.

Por las razones anteriores se propone un sistema que permita la exploración rápida a través de electrodos secos y que permita la visualización de los complejos maternos y fetales en tiempo real en el dispositivo.

Para este sistema de adquisición de señales de ECG abdominal y registro continuo, se requieren elementos que puedan funcionar con un bajo suministro energético, además deben tener dimensiones que faciliten su portabilidad. El dispositivo que se presenta, reúne las características necesarias para la adquisición, procesamiento y despliegue del ECG Abdominal.

### II. METODOLOGÍA

El sistema que se desarrolló está compuesto por tres etapas principales (Figura 1). i) Adquisición de la señal y acondicionamiento analógico-digital, ii) comunicación y procesamiento digital y finalmente, iii) despliegue. En la primera etapa se utiliza el Front-End analógico ADS1292R de Texas Instruments (TI). Éste dispositivo es un circuito integrado (CI) optimizado para la adquisición y conversión analógico-digital de biopotenciales; entre sus características destacables, tiene un alto CMRR (105dB), dimensiones pequeñas (5mm x 5mm), bajo consumo de energía (335  $\mu$ W/canal) y bajo costo [7], también incluye un filtro para interferencias electromagnéticas (EMI) y dos Amplificadores de Ganancia programable, conectados cada uno a un Convertidor Analógico Digital. Estas características de consumo, espacio y confiabilidad lo hacen ideal para los fines del dispositivo que se está describiendo. Además las características de acondicionamiento electrónico para la adquisición de la señal son fácilmente implementables. En las etapas ii) y iii) se utiliza la tarjeta de desarrollo DK-TM4C129 de TI, entre sus características de utilidad para el prototipo desarrollado se encuentran: un microcontrolador de tipo TM4C129CXNCZAD de arquitectura ARM cortex M4 de 32 bits, con velocidad de reloj de hasta 120 MHz, 1024 KB de memoria flash, 256 KB de memoria RAM de ciclo sencillo de 6KB; comunicación por puerto serial y paralelo; además de un panel táctil de 320x240 pixeles [10]. Una de las ventajas de la tarjeta de desarrollo utilizada, es que incluye la

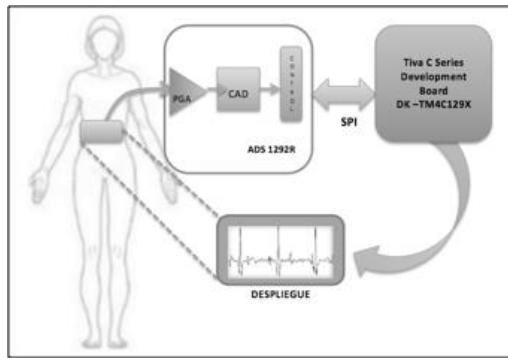


Figura 1. Diagrama de bloques del sistema de Electrocardiografía Abdominal. La señal adquirida entra al Amplificador de Ganancia Programable (PGA) del ADS1292R, posteriormente es convertida a una señal digital (CAD) y enviada a la tarjeta de desarrollo para ser filtrada y desplegada en una pantalla táctil. La comunicación entre el CI y la Tarjeta de Desarrollo se realiza mediante protocolo SPI.

posibilidad de programar el microcontrolador y la pantalla táctil de forma conjunta, sin requerir dispositivos adicionales.

#### A. Adquisición de la señal.

Se utilizan electrodos planos rectangulares de níquel-plata de 2cm x 3cm en configuración bipolar, que se colocan sobre el abdomen del paciente a una distancia aproximada de 20 cm entre ellos. Los electrodos secos presentan ventaja prácticas al momento de realizar registros de ECG abdominal, ya que no se necesita preparar y limpiar el área ni utilizar algún tipo de gel [11].

#### B. Acondicionamiento analógico.

Como ya se mencionó el CI ADS1292R está optimizado para la adquisición de biopotenciales, específicamente ECG. Sin embargo es necesario caracterizarlo para la obtención adecuada de señales y la comunicación; la configuración funcional la presenta el fabricante en la hoja de datos del CI [7], ésta indica una alimentación mínima analógica bipolar de  $\pm 1.5$  V. Adicionalmente se incluyeron circuitos de acoplamiento pasivos (RC) en las entradas diferenciales de los canales del CI, con el fin de proporcionar una etapa de filtrado y reducción de ruido previa a la amplificación de la señal [12].

Para verificar el funcionamiento analógico del sistema, se realizaron pruebas de adquisición y visualización en el osciloscopio; además de pruebas de comunicación y configuración. Estas pruebas se describen detalladamente en el apartado F.

#### C. Configuración y comunicación Digital.

Para configurar el ADS1292R mediante SPI, se programó el microcontrolador de la tarjeta DK-TM4C129X con una velocidad de reloj de 120 MHz vía PLL, esta velocidad en el reloj es necesaria para

mantener una buena tasa de actualización del display. Se utilizó el módulo de comunicación serial (SSI) del TM4C129, activándolo en modo maestro y utilizando el formato Motorola con polaridad de reloj en 0 y fase en 1. La transmisión de datos se configuró a 8 bits por palabra [9], con velocidad de 1 MHz. Para configurar el ADS1292R, se reinicia el front end, posteriormente se programa para que adquiera señal en ambos canales con ganancia de 12 y velocidad de conversión de 512kHz, por último se reactiva la conversión.

#### D. Procesamiento de la señal.

Los datos recibidos a través de la comunicación SPI, se almacenan en un Buffer de 1000 elementos con un espacio de 400 bytes en memoria RAM, los cuales son procesados con un filtro FIR pasabanda de ventana Kaiser de 65 coeficientes con un ancho de banda de 5 a 50Hz. Diseñado con el fin de poder diferenciar los complejos maternos y fetales, ya que elimina los componentes de baja frecuencia, en especial la onda T del ECG materno donde se puede traslapar la onda de ECG fetal y la frecuencia de línea 60Hz [6]. El filtro se implementó en pasos de 10 bloques para optimizar el tiempo de filtrado con respecto al tiempo de muestreo. Figura 2.

#### E. Despliegue de la señal e interfaz gráfica.

Para el despliegue de la señal de ECG-Materno y la Interfaz Gráfica de Usuario (GUI) se utilizaron las librerías para microcontroladores con arquitectura ARM de Texas Instruments Tiva Ware, específicamente la librería gráfica que contiene una serie de funciones de alto nivel descritas mediante el estándar C99. Estas funciones están jerarquizadas para optimizar la implementación de una interfaz gráfica.

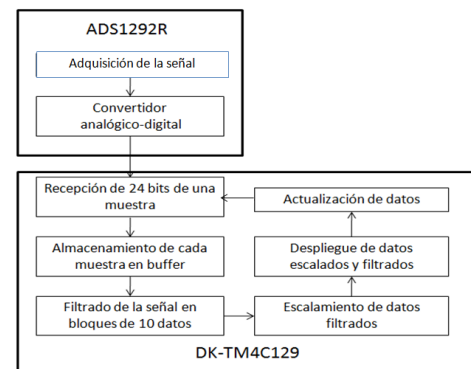


Figura 2. Procesamiento de la señal para el despliegue. El CAD del CI ADS1292R envía la señal al microcontrolador en la tarjeta DK TM4C129 para ser filtrada y escalada, finalmente se grafica en la pantalla táctil.

Para el trazado de la señal, se implementó una función que grafica una línea de un punto dado a otro ( $x_1-y_1$  a  $x_2-y_2$ ). El ancho de la pantalla es de 320 pixeles, la señal graficada se toma a partir de un arreglo

de datos tipo FIFO el cual contiene 1000 elementos correspondientes a la señal adquirida, cada uno de estos elementos son escalados antes de ser graficados. El escalamiento se realiza para ajustar el valor máximo de la señal al tamaño del largo y ancho de la pantalla, este escalamiento realiza un ajuste lineal con un valor de 1:0.085 pixeles para los valores de X y para el valor de Y se fija la señal a 90 pixeles. El diseño de la Interfaz Gráfica de Usuario fue realizado respetando la jerarquía para una aplicación de la librería gráfica de Tiva Ware,

F. Pruebas de adquisición.

Para comprobar las ganancias de los amplificadores de ganancia programable se realizaron pruebas con señales cuya amplitud va desde 10µV hasta 1.5mV. Las señales de menor amplitud fueron generadas mediante el dispositivo *gSIGgen de GTEC*, éste genera una onda senoidal a 10 Hz de amplitudes que van desde los 10µV hasta 1mV. Por otro lado, las señales con amplitudes desde 0.5 mV hasta 1.5 mV fueron adquiridas del *Simulador de Paciente 214B de Nevada Inc.* Mediante dicho dispositivo es posible generar ondas de ECG en múltiples frecuencias, y morfologías, una de ellas es la onda de ECG Materno-Fetal. Se realizaron pruebas de ganancia configurando los PGA's con valores de 1, 2, 3, 4, 6, 8 y 12. Las señales se visualizaron en un osciloscopio Tektronix (TDS1002) y en la pantalla de la tarjeta de desarrollo DK-TM4C129. En el filtrado de la señal se aseguró la amplificación de señales con bajos niveles de ruido, se aplicó el filtrado digital a la señal, mismo que fue evaluado a través de la medición de tiempo de filtrado y los cambios morfológicos que presenta la señal después de ser filtrada. El tiempo de filtrado se midió a través de un marcador de eventos lógico cuyo flanco de subida coincide con el inicio del filtrado de un segmento de señal, mientras que el flanco de bajada coincide con el término del filtrado, la cuantificación del tiempo se realizó utilizando el Kit Analizador Analógico-Digital-Lógico de DIGILENT.

Para el despliegue de la señal y de la interfaz fue necesario graficar primero una señal senoidal con un periodo muy parecido a la señal de ECG abdominal materno, esta señal fue simulada a través de la descripción de una función utilizando la librería para funciones matemáticas contenidas en el Tiva Ware, para esta señal no fue necesario realizar un escalamiento. Por otro lado, para medir el tiempo que se tardaba en graficar punto a punto la señal senoidal, fue necesario activar un puerto en estado alto cada vez que se realizara la función de graficado, el valor lógico del puerto fue visualizado en un osciloscopio analógico y se midió la duración del periodo; para comprobar el correcto funcionamiento de la GUI se realizaron pruebas físicas de la interfaz táctil, comprobando que el flujo de las diferentes pantallas correspondieran a la planteada y verificando visualmente que cada uno de los elementos de la GUI estuvieran alineados correctamente. Finalmente se realizaron mediciones

para comprobar el bajo consumo del dispositivo funcional, con el fin de establecer un montaje final para la implementación en un circuito de montaje superficial; mediante el diseño de una tarjeta PCB (Printed Circuit Board).

III. RESULTADOS

Los valores de consumo para el sistema en funcionamiento y voltaje de offset en la señal de salida se presentan en la Tabla 1.

TABLA 1  
VALORES DE CONSUMO Y VOLTAJE DE OFFSET

TIPO	Valor
Voltaje de DC	5V
Corriente del ADS1292	5.85mW
Voltaje de Offset	±2mV.
Consumo de corriente Total del sistema	250mA

Los principales tiempos de ejecución para el procesamiento de la señal se muestran en la Tabla 2.

TABLA 2  
TIEMPOS DE EJECUCIÓN

Proceso	Tiempo
Adquisición de datos en el MC	100µs
Configuración del ADS1292	5 s
Filtro FIR	280µs
Gráfica de una muestra de señal	0.7 µs

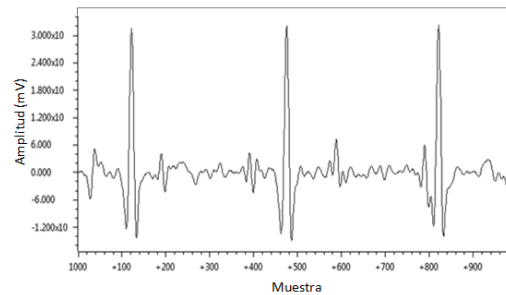


Figura 4. Señal típica de ECG abdominal después de ser filtrada. En esta señal es posible identificar con mayor claridad los complejos Fetales.

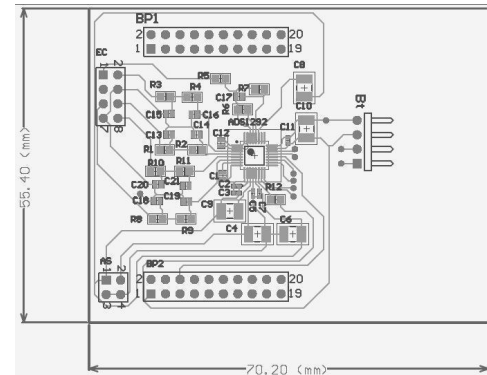


Figura 5. Diagrama de la PCB del circuito analógico de acondicionamiento para el ADS1292R.

Una vez comprobado el funcionamiento del circuito electrónico se diseñó la Tarjeta Impresa para el circuito de montaje superficial, se consideraron las medidas para la configuración Booster Pack (BP) de la tarjeta de desarrollo, figura 5. Las dimensiones externas de la placa se fijaron en 77.2mm x 55.40mm, a su vez integra cuatro conectores, los primeros dos con 20 pines correspondientes a la configuración BP, un conector para la conexión de los electrodos y el cuarto para la alimentación analógica. El diagrama de la placa incluye todos los elementos resistivos y capacitivos de acondicionamiento para el ADS1292R (Figura 5).

#### IV. DISCUSIÓN

El consumo de energía del dispositivo en efecto es bajo, la corriente de operación es muy pequeña al igual que la potencia disipada, con una duración de 6.8 hrs continuas utilizando baterías de NiCd de 5 V de 1700 mAh. Esto a pesar de que los modos de bajo consumo tanto del CI ADS1292R como de la tarjeta de desarrollo DK-TM4C129X no fueron utilizados en ninguna prueba, por lo que posteriormente el consumo podrá ser optimizado. Para los tiempos de ejecución, la configuración del CI ADS1292R resulta ser el más tardado en comparación con el tiempo que tarda el dispositivo en filtrar la señal y desplegarla. En la parte del escalamiento de la señal se tuvo que realizar varias pruebas debido a que un valor de escalamiento adecuado fue difícil de encontrar, esto debido a que el valor máximo de la amplitud de la señal de entrada variaba mucho; para resolver este problema se realizó el registro de los valores máximos de cada señal y se promediaron para poder obtener el valor central, este valor central fue el considerado para realizar el escalamiento. La versión actual de la interfaz gráfica de usuario fue el resultado de varias versiones anteriores, estas versiones se fueron adecuando a las necesidades y características que el dispositivo iba agregando.

#### V. CONCLUSIÓN

El desarrollo de dispositivos portátiles para la adquisición de ECG materno fetal, presenta retos importantes ya que para la diferenciación de las señales, los métodos de filtrado deben ser precisos y rápidos, para evitar la pérdida de información que se reflejará en la visualización de la señal. Por otro lado la obtención del ECG materno y fetal separados, puede tener un impacto en la práctica clínica para mejorar los métodos de monitoreo del bienestar del feto, a través de la adquisición del ECGF. Además las características de bajo costo y bajo consumo energético brindan las posibilidades de que las mujeres embarazadas puedan tener una mayor interacción con el desarrollo fetal durante la etapa de gestación.

La utilización de dispositivos tipo front end permite simplificar el proceso de adquisición y el uso de microcontroladores con punto flotante permite realizar el procesamiento de las señales adquiridas de una forma rápida y precisa.

El uso de librerías tipo TivaWare simplifica y acelera mucho el proceso de programación de microcontroladores, así como el manejo de protocolos de comunicación y de periféricos complejos como pantallas touch screen.

El dispositivo implementado es un primer prototipo que cumple con los requerimientos estipulados inicialmente para la adquisición de señales en el rango de amplitudes del ECG abdominal fetal y Materno, y su respectivo despliegue en tiempo real. Como trabajo a futuro se planea incluir un algoritmo que permita la separación y despliegue de la señal materna y fetal de manera independiente en tiempo real.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Firoz Ahmed, Universiti Tenaga Nasional, Malaysia M Alauddin Mohd Ali, Edmond Zahedi Universiti Kebangsaan Malaysi, "A Real Time Algorithm for the Portable Recording of Fetal and Maternal Heart Rates"
- [2]. M. Godinez, A. JimCnez, R. Ortiz, M. Peña, Department of Electrical Engineering, Universidad Autonoma Metropolitana, Iztapalapa, México] "On-line fetal heart rate monitor by Phonocardiography".
- [3]. E. K. Freeman, T. Garite, and M. Nageotte, "Fetal heart rate monitoring". Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, USA,2003.
- [4]. Murakami, M., Chiba, Y., Horio, H. and Dawashima, Y., "A New System of Home Monitoring foe Fetal Health Care",-Journal of. Maternal-Fetal Invest., Vol. 2, 195- 198,199
- [5]. J. Crowe, A. Harrison, and B. Hayes-Gill, "The feasibility of long-term fetal heart rate monitoring in the home environment using maternal abdominal electrodes", Physiological Measurement, vol. 16, no. 3, pp. 195–202, 1995
- [6]. Arias-Ortega R., Gaitán-González M. J. and Yáñez-Suárez O.] "Implementation of a real-time algorithm for maternal and fetal heart rate monitoring in a digital signal controller platform", Uam-Iztapalapa
- [7]. MA Mohd Ali, JA Crowe, BR Hayes-Gill and H Yong , Department of Electrical and Electronic Engineering, University of Nottingham, Nottingham, UK "Development of a Fetal and Maternal Heart Rate Recorder for Ambulatory use"
- [8]. Monica AN24TM Product-sheet: disponible en: <http://www.monicahealthcare.com/products/Monica-IF24-Product-sheet.pdf>
- [9]Low-Power, 2-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements. Data Sheet. Texas Instruments Incorporated. Estados Unidos. Diciembre de 2011. Revisión Septiembre de 2012. Disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1292.pdf>
- [10]. Tiva™ TM4C129XNCZAD Microcontroller Data Sheet. Texas Instruments Incorporated. Estados Unidos. Disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tm4c129xnczad.pdf>
- [11]. "A System of Portable ECG Monitoring Based on Bluetooth Mobile Phone", L. Kai , Z. Xu, W. Yuan, H. Suibiao, G. Ning, P. Wangyong, L. Bin, C. Hongda, School of Electronic and Information Engineering, South China University of Technology, Guangzhou
- [12]. Clifford G.D., Ecg lab, Designs. [En línea] Disponible en: [http://www.mit.edu/~gari/CODE/ECG\\_lab/](http://www.mit.edu/~gari/CODE/ECG_lab/)