

# Sistema de tococardiografía digital con procesamiento en una FPGA para el monitoreo materno-fetal

Jairo J. Pérez <sup>ψ</sup>, Juan C. Vanegas, Álvaro J. Saldarriaga, John Bustamante

*Grupo de Dinámica Cardiovascular, Centro de Bioingeniería,  
Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia*

Recibido 4 de septiembre de 2013. Aprobado 15 de mayo de 2014.

## DIGITAL CARDIOTOCHOGRAPHY SYSTEM WITH PARALLEL FPGA PROCESSING FOR MATERNAL FETAL MONITORING

### SISTEMA DE TOCOCARDIOGRAFÍA DIGITAL COM PROCESSAMENTO EM UM FPGA PARA MONITORAMENTO MATERNO-FETAL

**Resumen** — El estudio clínico fetal relaciona aspectos críticos como la intensidad de las contracciones uterinas, movimientos del feto y frecuencia cardíaca de manera simultánea para evaluar el bienestar fetal. Los cambios periódicos o transitorios de la frecuencia cardíaca son objeto de estudio y aparecen en relación a diversos estímulos fetales como movimientos espontáneos o provocados, contracciones uterinas, hipo fetal, etc. Con este propósito, en una valoración de los mismos es necesario disponer de una constante monitorización, en la que se exprese la frecuencia y la variabilidad cardíaca fetal de manera eficiente. En este artículo se presenta el desarrollo de un sistema de tococardiografía para el registro de la frecuencia cardíaca fetal y la intensidad de las contracciones uterinas compuesto por tres tarjetas electrónicas, una unidad de procesamiento digital paralela, una campana acústica y una pantalla para adquirir y procesar de manera no invasiva las señales tococardiográficas.

**Palabras Clave** — Cardiotocografía; Contracciones Uterinas; Frecuencia Cardíaca Fetal; Fonocardiografía.

**Abstract** — Clinical evaluation on fetuses is related to simultaneous critical aspects such as intensity of uterine contractions, fetal movements, and heart rate. Periodic or transient changes in heart rate are studied and appear in relation to various fetal stimuli as spontaneous or induced movements, uterine contractions, fetal hiccups, and so on. Thus, their evaluation is necessary to obtain constant monitoring in which the frequency and variability are expressed efficiently. This paper presents the development of a cardiotochography system for recording fetal heart rate and intensity of uterine contractions, which is composed by three electronic boards, a digital parallel processing unit, a sounds bell and a screen to acquire non-invasively and process tococardiography's signals.

**Keywords** — Cardiotochograph; Uterine Contractions; Fetal Hearth Rate; Phonocardiography.

**Resumo** — O estudo clínico fetal relaciona aspectos críticos, como a intensidade das contrações uterinas, movimentos fetais e batimentos cardíacos simultaneamente para avaliar o bem-estar fetal. As mudanças periódicas ou transitórias da frequência cardíaca são estudados e aparecem em relação a vários movimentos fetais espontâneas ou induzidas, as contrações uterinas, soluços fetais, etc.

<sup>ψ</sup> Dirección para correspondencia: jairo.perez.garcia@gmail.com

Para este efeito, em uma revisão do mesmo é necessário ter monitoramento constante, na que se expresse a frequência e variabilidade do ritmo cardíaco fetal de forma eficiente. Este artigo é apresentado o desenvolvimento de um sistema de tococardiografia para registrar o ritmo cardíaco fetal e intensidad das contrações uterinas composto por três placas eletrônicas, uma unidade de procesamiento digital paralelo, uma cabine acústica e uma tela para adquirir e procesar de maneira não invasiva as sinais tococardiográficas.

**Palavras-chave** — Cardiotocografia; As contrações uterinas; A frequência cardíaca fetal; Phonocardiography.

## I. INTRODUCCIÓN

Las complicaciones obstétricas durante la gestación Lo el trabajo de parto inciden negativamente en la unidad madre-feto, convirtiendo las diferentes etapas del embarazo en situaciones potenciales de riesgo que precisan de continua monitorización y control. En la mayoría de casos se relacionan con el deterioro de la funcionalidad útero-placentaria, alterando la cantidad de oxígeno que llega al feto [1]. Este tipo de complicaciones conllevan la aparición de lesiones permanentes o inclusive el fallecimiento [2]. Según estimaciones de la Organización Mundial de la Salud (OMS), la tasa de mortalidad neonatal alcanza 3.3 millones entre 130 millones de nacimientos anuales. Cerca del 25% de estas muertes se relacionan con la apnea. Cerca de un millón de niños que sobreviven tienden a desarrollar secuelas como parálisis cerebral o problemas de aprendizaje [3].

En Colombia un elevado porcentaje de estas complicaciones obstétricas se presenta en zonas rurales y de escasos recursos por la falta de equipos especializados, convirtiendo el nivel socio-económico en el uno de los factores más relevante de la mortalidad fetal nacional[4] [5].

La evaluación de la frecuencia cardíaca fetal (FCF) y la intensidad de las contracciones uterinas (ICU), permite hacer el diagnóstico oportuno, buscando reducir el traumatismo y afecciones derivadas en el feto [6][7]. Las bradicardias son asociadas a contracciones uterinas o a movimientos fetales, y se les conoce como DIPs. Son clasificadas en tres grupos, según su comportamiento, y permiten conocer las respuestas del feto: Tipo I o tempranas, son aquellas que ocurren antes o durante una contracción uterina normal; las Tipo II o tardías, ocurren al finalizar una contracción; y las Tipo III o variables, que pueden estar asociadas a una contracción uterina anormal [8].

En este trabajo se describe el desarrollo de un prototipo de monitoreo fetal que consta de tres circuitos electrónicos instrumentados para señales tococardiográficas, las cuales son integradas a una unidad lógica de procesado para realizar la captura y tratamiento de las señales de forma simultánea sobre la superficie del vientre materno.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

El desarrollo del sistema de bioinstrumentación y procesamiento se caracteriza con un bloque de propósito general, el cual es fragmentado en bloques funcionales, para evaluar las particularidades de cada subsistema, según se observa en la figura 1.

El sistema cuenta con una etapa de adquisición, compuesta por dos sensores no invasivos y un bloque de pre-amplificación en la parte analógica; y una etapa de procesamiento digital compuesta por una FPGA (del inglés *Field-Programmable Gate Array*) y una pantalla LCD (del inglés *Liquid Cristal Display*), que permite la visualización simultánea de la FCF y las ICU.

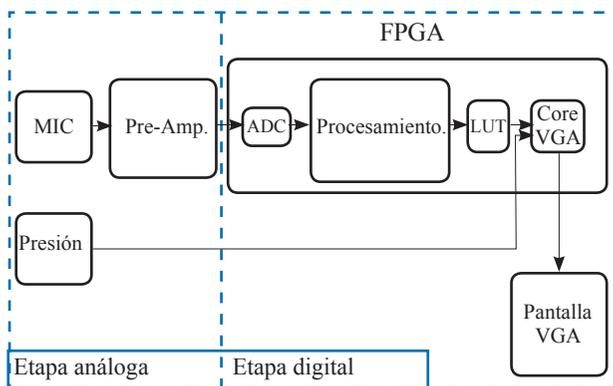


Fig. 1. Diagrama en bloques del sistema de bioinstrumentación y procesamiento.

### A. Sensores

La captura de la señal fonocardiográfica es llevada a cabo con un micrófono piezo-cerámico de referencia BL-1785, con respuesta plana en sensibilidad en la banda de frecuencia entre los 10 Hz y 200 Hz [9], intervalo de interés donde se concentra la mayoría de la información de la señal [10]. Dado que el sensor es de naturaleza piezo-cerámica y su impedancia de salida es del orden de 4 kΩ, un FET (del inglés *Field Effect Transistor*) en configuración de seguidor de voltaje acopla las propiedades de la longitud de los cables a dicho valor para evitar alteraciones en la amplitud de las señales [9] [11].

Para la detección de la señal de presión se usó un sensor piezo-resistivo de referencia FSS1500NSR que cuenta con una esfera sobre la parte superior, la cual al ser presionada varía la resistencia y entrega un voltaje diferencial proporcional a la fuerza aplicada, en función del voltaje de alimentación [12].

### B. Acondicionamiento de señal

En la adquisición de la señal fonocardiográfica se usa una campana acústica fabricada en acrílico, que facilita la adquisición y posicionamiento del micrófono sobre el vientre materno para la captura de la señal. Esta permite la adecuación de la señal concentrando las ondas acústicas donde el patrón de sensibilidad del micrófono es mayor. Durante el tratamiento fonocardiográfico, la señal es amplificada con un LM358 para alcanzar valores deseables en el procesamiento.

En el acondicionamiento de la señal de presión se usó un amplificador de instrumentación INA326, que evita los ruidos en modo común, opera con señales de amplitud reducida y es habitualmente utilizado en aplicaciones de instrumentación médica [13].

### C. Adquisición de señales

La adquisición de las señales involucró el uso de un convertidor ADC (por sus siglas en inglés *Analog to Digital Converter*) con 12 bits de resolución, de referencia LTC 1407A-1, integrado en la tarjeta de desarrollo de la FPGA y que se comunica mediante el protocolo SPI (por sus siglas en inglés *Serial Peripheral Interface*) [14]. El Core implementado en la FPGA se programó en código VHDL y se basa en el trabajo de J. Laino [15].

### D. Cálculo de la frecuencia cardiaca fetal

Antes de determinar la FCF, la señal fonocardiográfica es tratada y acondicionada digitalmente para reducir el ruido, utilizando un filtro digital IIR tipo Butterworth, de característica pasabandas entre 30 Hz y 200 Hz, el cual está compuesto por dos funciones de transferencia de orden cinco y es evaluado en el espectro con las herramientas: Matlab y System Generator. De este modo, se analizó la respuesta del filtro en la banda de transición y los retardos de fase y grupo; posteriormente, se eliminaron las frecuencias menores al valor promedio en amplitud de la señal.

Una vez filtradas las componentes indeseadas, se procesa la señal fonocardiográfica para obtener una señal suavizada y reducir así el número de picos presentes a los latidos cardiacos. Para llevar a cabo esta tarea se realizan tres procesos: el primero es elevar al cuadrado la señal, logrando la magnificación de los picos de audio

y obteniendo solo valores positivos; el segundo consiste en aplicar a la señal un sistema de primer orden con comportamiento de un detector de envolvente. Finalmente, se implementó una ventana de integración de 10 ms (40 muestras a una frecuencia de 4000 Hz), para reducir las variaciones en amplitud [16].

En la detección de los latidos cardiacos se implementó un sistema de detección de decrecimiento, mediante el cual cada vez que se activa se habilita el paso de la información como la presencia de un pico. Para este pico se mide la amplitud y el tiempo que tarda en aparecer, con el fin de realizar dos discriminaciones: discriminación de amplitud, cuyo propósito es obviar picos por ruido de baja amplitud; y una discriminación temporal, que reduce la posibilidad de detectar anticipadamente un pico como un latido cardiaco. Cuando un pico cumple con todas las condiciones, se registra en una memoria el valor temporal, medida indirecta de la frecuencia. Para este caso se toma como referencia los momentos cardiacos del periodo sistólico, ya que son señales con mayor amplitud respecto a las diastólicas [17].

### E. Visualización

La visualización de las dos señales se realiza a través de una pantalla LCD de 800 x 480 pixeles de resolución y conexión VGA. Su control es realizado mediante el uso de un Core en lenguaje VHDL junto a una memoria RAM *dual-port* para controlar de manera óptima los diferentes tiempos de sincronismo tanto en acciones de escritura como de lectura [18].

## III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se obtuvo un sistema de adquisición compuesto de tres circuitos electrónicos donde se recopilan y adecuan las señales de los sensores para el proceso de muestreo y procesamiento en la FPGA, como se muestra en la figura 2.

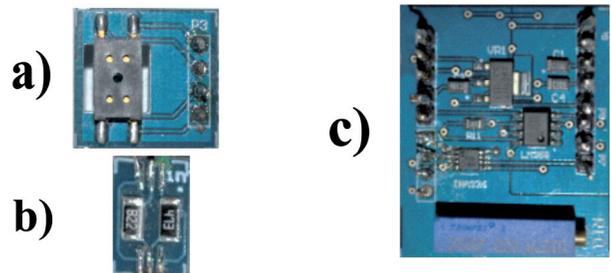
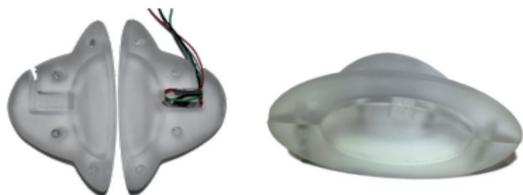


Fig. 2. Tarjetas electrónicas de: a) acople de sensor de presión, b) acondicionamiento de audio y c) tratamiento analógico.

El requerimiento de disponer los sensores en lugares estratégicos del abdomen materno, implicó el desarrollo de un sistema de adquisición que permitiera garantizar el

acople correcto de los diferentes elementos que se ubican sobre las tarjetas impresas. Por ello, se desarrolló una campana que embebe el micrófono y la tarjeta electrónica respectiva en un alojamiento común con el propósito de concentrar la intensidad de las señales fonocardiográficas en un punto y reducir los problemas de acople de impedancias entre el sensor y la etapa de acondicionamiento por la longitud de los cables, ver figura 3.



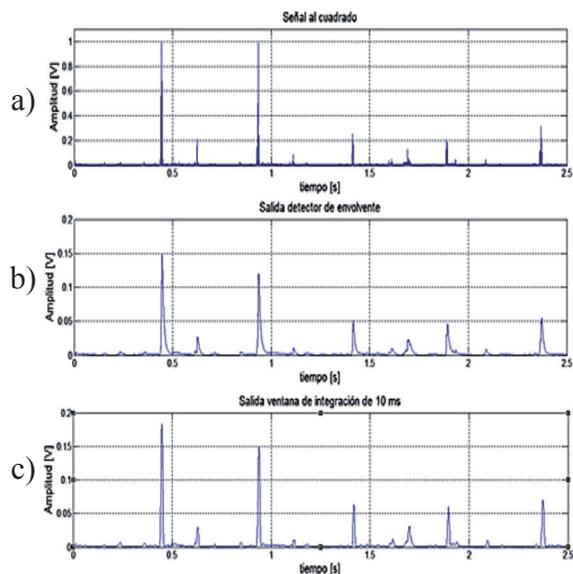
**Fig. 3.** Campana fabricada para embeber el micrófono y la tarjeta electrónica de acondicionamiento.

La metodología de diseño independiente de las etapas de circuitos permite su adaptación a diferentes plataformas, lo que representa un dispositivo modular para posteriores modificaciones.

En la figura 4 se observan las transiciones de la señal fonocardiográfica en la etapa de procesamiento; así, en la figura 4.a se muestra la señal elevada a la segunda potencia; en las figuras 4.b y 4.c se muestra las respuestas a los procesos de detección de la envolvente y ventana de integración, respectivamente.

El comportamiento de la señal ante el procesamiento fue evaluado utilizando cuatro grabaciones de señales de prueba: dos fonocardiográficas fetales (fetal1.wav y fetal2.wav) registradas por Andrade y otros [19], y dos obtenidas en el presente proyecto con la campana y el micrófono en una mujer adulta (adulto1.wav y adulto2.wav).

Ambos sistemas fueron sometidos a perturbaciones asociadas a ruidos ambientales con el propósito de emular un entorno sonoramente contaminado.



**Fig. 4.** Procesamiento de la señal fonocardiográfica: a) señal a la segunda potencia, b) salida del detector de picos y c) salida de la ventana de integración.

En el archivo fetal1.wav, el sistema detectó la mayoría de los picos correctamente, pero permitió el paso de algunos picos falsos por ruido. Los resultados obtenidos son presentados en la Tabla 1. La medida de la FCF es cercana al promedio obtenido de la grabación real; sin embargo, se ve afectada en algunos intervalos por picos de ruido.

Para el archivo adulto1.wav, la prueba se realizó sin agregar ruido, es decir, tomando el audio de forma estática. Se observó una correcta detección de picos con la implementación de este método.

Dado que el archivo fetal2.wav es una grabación que contiene altos niveles de ruido entre las frecuencias en la banda de paso del filtro, altera las medidas de FCF del sistema. Por otro lado, en el archivo adulto2.wav, se emplearon movimientos voluntarios de la campana para generar picos erróneos, los cuales propiciaron la aparición de picos de ruido que son transparentes a la discriminación de amplitud y tiempo del sistema.

**Tabla 1.** Evaluación de desempeño del sistema de detección de FCF en la FPGA con señales registradas.

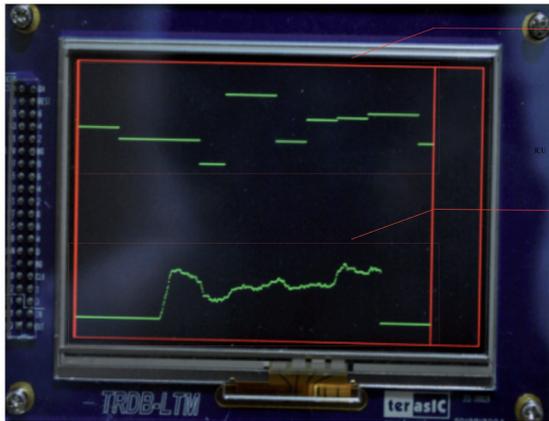
Nombre del archivo (.wav)	Total latidos por auscultación	Total latidos sistema	Verdaderos positivos	Falsos positivos y falsos negativos	Error (%)
fetal1	46,00	45,00	43,00	3,00	6,98
fetal2	54,00	66,00	36,00	48,00	33,40
adulto1	22,00	21,00	20,00	2,00	9,10
adulto2	12,00	10,00	6,00	12,00	50,00

Teniendo en cuenta los datos calculados para las cuatro señales pregrabadas, se obtuvieron dos parámetros de desempeño que permiten apreciar la confiabilidad y efectividad del método de procesamiento como herramienta de medición de la FCF por fonocardiografía. El primer parámetro corresponde a la precisión del sistema para detectar como verdadero los picos capturados, mientras que el segundo parámetro es una medida de la capacidad para discriminar entre picos verdaderos y negativos. En la tabla 2 se presentan los resultados de los parámetros para las cuatro grabaciones de prueba.

**Tabla 2.** Resultados de parámetros de desempeño del sistema de detección (Precisión y Sensibilidad).

Archivo (.wav)	Precisión (%)	Sensibilidad (%)
fetal1	96,00	98,00
fetal2	53,00	69,00
adulto1	95,00	95,00
adulto2	43,00	60,00

Por último, el proceso de adquisición y procesamiento fue llevado a la pantalla LCD con el fin de observar la FCF y la presión ejercida sobre el sensor piezo-resistivo simultáneamente, ver la Figura 5.



**Fig. 5.** Gráficas en la pantalla LCD donde se ilustran simultáneamente la FCF y ICU.

A lo largo de las pruebas se emplearon dos elementos para introducir la información de interés a la unidad de procesamiento. El primero es una memoria ROM programada para entregar 4000 datos por segundo; la segunda es un ADC.

#### IV. CONCLUSIÓN

A partir de la presente investigación se determinó que los sistemas de diagnóstico audibles podrían llegar a ser usados de manera habitual para el análisis del

estado materno-fetal, representando alarmas en caso de riesgos para el feto, favoreciendo el diagnóstico precoz de alteraciones que llevan al sufrimiento fetal.

En este trabajo se usaron diferentes sensores para lograr el registro de las dos señales requeridas: un micrófono piezo-eléctrico para la obtención del sonido cardiaco fetal y un sensor piezo-resistivo para capturar la intensidad de las contracciones uterinas. Estos permiten determinar el diagnóstico del estado fetal a partir del estudio de la FCF y las contracciones uterinas, considerando las representaciones DIP III fetales.

La utilización de la FPGA integrada con la plataforma de descripción de hardware gráfica *System Generator* permitió realizar de manera simultánea los procesos de tratamiento de audio y presión, obteniendo la respuesta en tiempo real de la aplicación. Se evidenció el procesamiento en paralelo de la FPGA a lo largo de diferentes sistemas, como es el caso del sistema de adquisición con un ADC de dos canales para ambas señales y a la vez un control completo para el uso de una pantalla VGA. Esto permitió observar el comportamiento del sistema en la salida, arrojando resultados fiables para la monitorización. Así pues, la unión entre el software y el código VHDL agiliza las tareas de diseño e implementación.

En esta investigación se determinó que la desventaja principal de utilizar una FPGA radica en que no se puede almacenar gran volumen de datos, por lo que el uso de la memoria ROM como motor de datos es muy limitado y solo permite unos cuantos segundos de grabación, así el uso del ADC representa la mejor opción.

El diseño de sistemas de hardware y procesamiento divididos en múltiples tarjetas electrónicas y *Cores* permite escalar y realizar transiciones o adaptaciones a otras familias de FPGA. Esto representa una gran ventaja de diseño general en la descripción de hardware, lo que convierte la implementación de un periférico con su controlador o un sistema de operaciones complejo a una serie de entradas y salidas que facilitan la migración a cualquier otro dispositivo.

#### AGRADECIMIENTOS

Especiales agradecimientos al Diseñador Industrial Camilo Páramo y al Ingeniero Electrónico José Valentín Restrepo, así como al Centro de Bioingeniería de la Universidad Pontificia Bolivariana por su apoyo incondicional.

## REFERENCIAS

- [1]. Espinoza J. Sufrimiento Fetal. *Rev. Chil. Pediatría*. 44(6), 523–529, 1973.
- [2]. Aller J., Pagés G. Sufrimiento fetal. *Obstetricia Moderna*, 3rd ed., McGraw-Hill, 1999. 496–505.
- [3]. Murguía T., Garza S., Lozano R., Santos J. I. Asfixia perinatal, reflexiones alrededor del silencio al nacer. Un llanto no escuchado. *El Ejercicio Actual de la Medicina*, 2007. 1–3.
- [4]. DANE. Resultados nacimientos y defunciones fetales. Dane (2012). Consultado el 7 de mayo de 2013 en: [http://www.dane.gov.co/files/investigaciones/poblacion/defunciones/defun\\_fetales\\_12/Cuadro3\\_sep30.xls](http://www.dane.gov.co/files/investigaciones/poblacion/defunciones/defun_fetales_12/Cuadro3_sep30.xls).
- [5]. Echeverri E. La salud en Colombia: abriendo el siglo... y la brecha de las inequidades. *Rev. Gerenc. y Políticas Salud*. 3,76–94, 2002.
- [6]. García H., Rubio-Espíritu J., Islas-Rodríguez T. Factores de riesgo asociados a traumatismo al nacimiento. *Rev. Investig. clínica*, 58(5), 416–423, 2006.
- [7]. Bojanini J., Gómez J. Resultados obstétricos y perinatales en adolescentes. *Rev. Colomb. Obstet. Ginecol.*, 55(2), 114–121, 2004.
- [8]. Calvo R. Monitoreo Fetal. Colombia, 2013.
- [9]. Knowles. User guide BL series. 1–4, 2013.
- [10]. Kovács F., Horváth C., Balogh A. T., Hosszú G. Fetal phonocardiography--past and future possibilities. *Comput. Methods Programs Biomed.*, 104(1), 19–25, Oct. 2011.
- [11]. San Martín J. E. Criterios de selección de micrófonos. La Plata, 2011.
- [12]. Honeywell. FSS Low Profile Force Sensors - FS Series. Freeport, 1–2, 2013.
- [13]. T. Instruments, Precision, Rail-to-Rail I/O Instrumentation Amplifier - INA326. Dallas, 2004.
- [14]. Xilinx. MicroBlaze Development Kit Spartan-3E 1600 Edition User Guide, 2007.
- [15]. Laino J. Digital Audio Effects Based On Delay and Implementation on FPGA. Universidad Pontificia Bolivariana, 2011.
- [16]. Pan J., Tompkins W. A real-time QRS detection algorithm. *Biomed. Eng. IEEE*, 32(3), 230–255, 1985.
- [17]. Ruffo M., Cesarelli M., Jin C., Gargiulo G., Mcewan A., Sullivan C., Bifulco P., Romano M., Shephard R. W., Van Schaik A. Non-Invasive Foetal Monitoring with Combined ECG - PCG System. *Biomed. Eng. Trends Electron. Commun. Softw.*, 347–366, 2011.
- [18]. Terasic. LTM User Manual. Consultado el 10 de julio de 2013 en: [http://www.terasic.com.tw/attachment/archive/237/TRDB\\_LTM\\_UserGuide\\_v1.22.pdf](http://www.terasic.com.tw/attachment/archive/237/TRDB_LTM_UserGuide_v1.22.pdf).
- [19]. Andrade H., Cartagena F., Roldan P., Bustamante J. Asistencia en el desarrollo de un Tococardiógrafo para el monitoreo materno fetal a distancia en el marco del proyecto Red de Telemedicina de Antioquia. Universidad Pontificia Bolivariana, 2007.