Guimarães - Portugal

paper ID: 096/p.1

DISEÑO DE UN DETETCTOR ACÚSTICO DEL LATIDO FETAL, NO INVASIVO, PARA USO DOMICILIARIO.

Francés, J., Vera, J., S. y Gimeno, E.

Departamento de Física, Ingeniería de Sistemas y Teoría de la Señal
Universidad de Alicante, Apdo. Correos 99, 03080 Alicante, España
Tel. 965909756, Fax 9659750. E-mail: jenaro@disc.ua.es

RESUMEN: La intención de este trabajo es la de encontrar un detector pasivo del latido fetal como alternativa a las técnicas de ultrasonidos, que llevan implícito un riesgo potencial para el paciente, dado su carga energética y por lo tanto mayor actividad acústica.
El sistema debe ser: pasivo, no invasivo, económico y de fácil manejo. De tal forma que se pueda usar en el ámbito ambulatorio y hasta en el doméstico.
Una de las dificultades estriba en la frecuencia del ritmo cardiaco fetal y en su intensidad, que son tan bajas que pueden quedar enmascaradas en el resto de aportes acústicos que rodean al fenómeno: movimientos posturales, turbulencias de fluidos internos, flujo respiratorio.

ABSTRACT: The aim of this project is to look for a passive fetal acoustic detector, as an alternative to the ecographical technique, more energetic and acoustically active, and with an implicit risk for the patient.
The system should be passive, non invasive, economical and easy of handle, appropriate to be used in a family environment. The difficulty of the task is in the low frequency of the fetus heartbeats and its weak intensity. There are also other factors that complicate the task, as the interference of the sounds taken place by the different organs, the movements of the fetus and/or of the mother, the turbulences of the internal circulatory flows and the breathing noise.
Thus, it is crucial to find a useful and straightforward system so that it will be impemented in a future hardware. The simulation of the system, by means of software, will determine the feasibility of that implementation.

1. INTRODUCCIÓN

La ecografía tiene como base la emisión y recepción de ultrasonidos. Debido a la propia naturaleza de la técnica, se ponen en juego cantidades de energía suficiente como para que las reflexiones que se producen en el interior del abdomen, durante el embarazo en el feto por ejemplo, tengan suficiente intensidad para que tras procesarlas, sea posible reproducir una imagen y detectar el estado de evolución dinámico y la identificación de órganos vitales.
Desde la implantación del ultrasonido como herramienta sanitaria de prospección interna y diagnóstico, mucho menos agresiva que los rayos-X, se han efectuado diversos estudios sobre la aparente inocuidad del ultrasonido y sus posibles efectos colaterales. Pero debido a que un gran porcentaje de la energía de los ultrasonidos es absorbida por los distintos tejidos y fluidos, es imposible desterrar las dudas razonables, por parte de la población en general y en particular de ciertos sectores de la clase médica, sobre el perjuicio que puede llegar a producir esa energía que no es devuelta hacía el exterior y que por tanto queda almacenada en el feto, al menos como calor en su forma más degradada.
A causa de esta inquietud proteccionista, ante el riesgo potencial, surge la idea de diseñar un monitor capaz de detectar el latido fetal, que no introduzca ningún tipo de perturbación

energética en el interior de la paciente a examinar. Evitando de esta manera cualquier sospecha causa-efecto, en un futuro.
Por ello, se opta por captar las ondas acústicas emitidas de forma natural en el interior del abdomen materno. La complejidad de la tarea estriba en la baja intensidad sonora del latido fetal y la diversidad de fuentes de ruido potencialmente enmascarador; de tipo orgánico como movimientos fetales y maternos, el rumor producido por los flujos sanguíneos, la propia respiración fetal, los movimientos posturales y otras influencias externas.
Por otra parte, se debe cumplir también que el dispositivo final sea de uso sencillo, sin necesidad de sofisticadas sujeciones, para que pueda ser utilizado por cualquier tipo de usuario, tanto en el entorno hospitalario como en el hogar.

2. ANTECEDENTES

A lo largo de la historia se han utilizado diferentes tipos de transductores y métodos para captar el latido fetal cardíaco. Desde sensores piezoeléctricos a inductivos. Las ventajas y desventajas de ambos métodos se describen a continuación:

2.1 INPHO (Inductive Phonotransducer):

La información obtenida sobre este transductor data de 1989 y fue realizado por H. G. Goovaerts, O. Rompleman y H. P. Van Geijn [7]. Básicamente, fue ideado para captar tanto los movimientos respiratorios como el latido fetal. Se acopla la compliancia del abdomen materno con la del transductor para que la débil señal acústica producida por los latidos y movimientos fetales fueran a parar al INPHO. La señal obtenida por el INPHO se almacena en un PC al mismo tiempo que se obtiene una señal de control indicando la presencia de los movimientos respiratorios. También se registran imágenes de ultrasonidos que son usadas exclusivamente para la verificación de dichos movimientos respiratorios. Finalmente se filtra la señal teniendo en cuenta los movimientos respiratorios para poder discernir cualquier tipo de anomalías y sonidos.

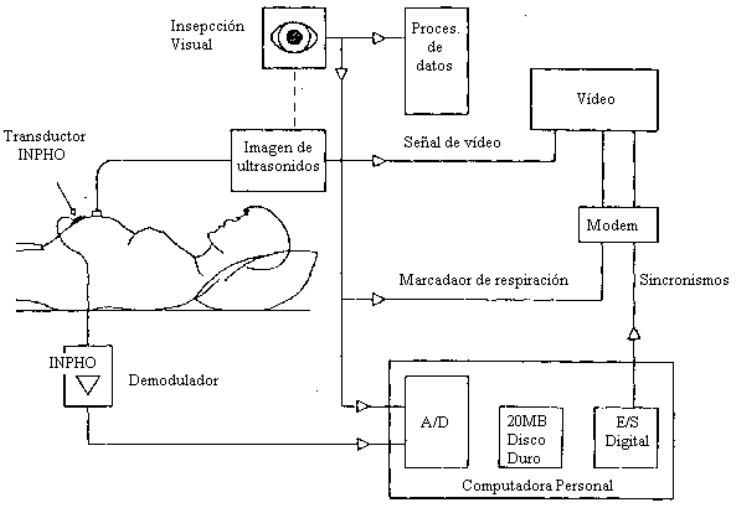

Figura 1. Configuración de la medida de los movimientos fetales con el transductor INPHO

2.2 TAPHO (Total Acoustic Phonography):
Está basado en un sensor piezoeléctrico de reducido peso (100 g) y se ubica en el abdomen materno usando unos discos adhesivos de doble cara (Stomadhesive, 3M). Para medidas de larga duración los movimientos fetales pueden ocasionar perdidas de señal en el TAPHO, por ello se debe ir cambiando el sensor a la posición óptima. La señal proveniente del TAPHO puede ser tratada por varios filtros dependiendo de la información buscada. El filtrado de con un paso alto de 50 Hz permite la grabación clara del corazón fetal, dando una información similar a la contenida en un fonocardiograma adulto.

2.3 Estetoscopio Electrónico:
Este prototipo únicamente tenía la función de reproducir la señal acústica recibida. Se basa en un micrófono lavalier (o de pinza de corbata), un embudo y un circuito RC. Se emplean dos circuitos RC en cascada [2] para producir un filtro paso bajo de mayor pendiente de subida y de bajada con una frecuencia de corte de 800 Hz. La señal de salida obtenida se puede almacenar con cualquier sistema de uso común para su reproducción posterior, o escucharla en directo con un equipo de audio casero.

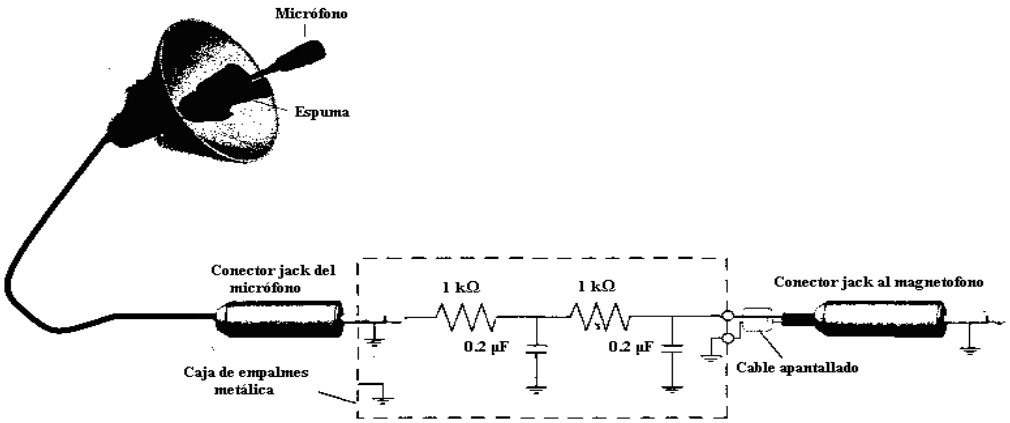

Figura 2. Esquema del estetoscopio electrónico.

Los sistemas planteados mediante el INPHO y el TAPHO, forman parte de una base muy importante sobre el estudio de los sonidos fetales, pero ambos no son considerados como la mejor opción para monitorizar el latido fetal por las siguientes razones:

2.3.1 El INPHO, es un sistema que necesita de una imagen de ultrasonidos para funcionar correctamente. Eso va en contra de los objetivos principales.

2.3.1 El TAPHO, es un sistema completamente pasivo, pero que necesita de un alto voltaje para la polarización del elemento piezoeléctrico, además de tener una relación señal/ruido muy baja por la poca sensibilidad del cristal. Este factor puede ser problemático, ya que se considera muy arriesgado utilizar elementos con tan alto voltaje en contacto directo con el abdomen de la gestante.

En conclusión, se puede decir que el sistema del estetoscopio electrónico mediante el empleo de un micrófono dinámico, es la configuración más óptima para los fines deseados, ya que es un sistema pasivo e inocuo para la salud de la gestante.

3. DESCRIPCIÓN DEL PROCEDIMIENTO

En una primera instancia se decide que tras captar las señales acústicas mediante el transductor adecuado, se simulará mediante software el tratamiento que deberá realizar el futuro hardware que se diseñe para el 'dispositivo'. Para ello será necesario:
Micrófono + Acoplador. Ordenador Portátil. E implementación de los algoritmos de análisis.

Figura 3. Diagrama de bloques del sistema de grabación y procesado de señal.

Como acoplador, entre el abdomen y el micrófono, se escoge el estetoscopio de Pinard (Figura 4 izqda.), el cual se puede comparar, por su forma, a una bocina exponencial. El estetoscopio de Pinard realiza una amplificación al concentrar todas la energía acústica incidente en la boca en un una superficie mucho más reducida (garaganta). Según la teoría de "la bocina" esta ganancia es directamente proporcional al cociente entre ambas superficies del instrumento.

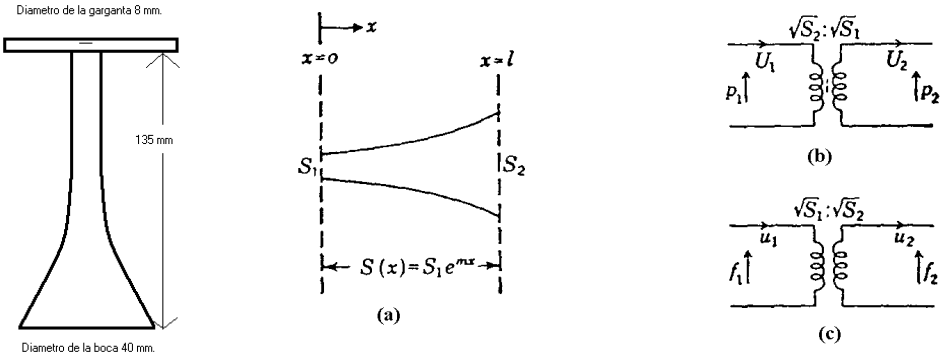

Figura 4. Sección del estetoscopio de Pinard utilizado para las medidas y modelo (Izquierda).Derecha (a) Bocina exponencial; (b) representación para alta frecuencia de (a) usando analogía movilidad; (c) representación de (a) usando analogía impedancia.

La expresión matemática que podemos escribir, teniendo en cuenta las magnitudes que aparecen en el esquema analógico, queda: $Z_{A1} = \left(\sqrt{\frac{S_2}{S_1}}\right)^2 Z_{A2}$ (1)

Sustituyendo valores de nuestra bocina: $Z_{A1} = \left(\sqrt{\frac{S_2}{S_1}}\right)^2 Z_{A2} = \left(\sqrt{\frac{pr_2^2}{pr_1^2}}\right)^2 Z_{A2} = \left(\sqrt{\frac{p \cdot 0.02^2}{p \cdot 0.004^2}}\right)^2 Z_{A2}$

El factor de amplificación alcanza en este caso: $Z_{A1} = 5 \cdot Z_{A2}$

3.1 Simulación y Procesado

La señal obtenida por el transductor es almacenada en el Ordenador Portátil en formato PCM a 48000 Hz de frecuencia de muestreo y a 16 bits de resolución. A continuación se procesa la señal, mediante un diezmado, para rebajar la frecuencia de muestreo efectiva a 4000 Hz, dado que la información importante, en nuestro problema, reside en frecuencias menores de 2000 Hz. Seguidamente, mediante MATLAB, se busca modificar las señales grabadas para su monitorización y se simula, también, el procedimiento que realizan ciertos contadores de pulsos fisiológicos.

3.1.2 Procesado Acústico: Se realizan filtrados para el acondicionamiento de la señal, en las regiones de 2 ÷ 3 Hz y de 20 ÷ 200 Hz.

El primero corresponde a la banda de frecuencias extremadamente bajas, que es la que alberga la información sobre la componente fundamental del latido fetal, se puede extraer información para ritmos cardiacos comprendidos entre 120 y 180 latidos por minuto. Si aislamos la componente de mayor energía en dicha banda, multiplicando por 60, se puede estimar el valor de la frecuencia cardiaca "lpm".

$$lpm = f_{\max}\Big|_{2\mathrm{Hz}}^{3\mathrm{Hz}} \cdot 60 \qquad (2)$$

El segundo, es un filtro paso banda de frecuencias de corte en 40 y 200 Hz, el cual permite la determinación de los armónicos en la componente fetal y 'colorea' el sonido para permitir la correcta auralización.

3.1.3 Procesado Visual: Se pretende simular mediante software el procedimiento que realizan comúnmente los pulsímetros. Tras el análisis de algunos de dichos dispositivos se procede a su diseño, quedando así:

El estetoscopio electrónico (Pinard + micrófono) es el elemento receptor. Le complementa una etapa de filtrado y amplificación. Y para terminar se necesita un sistema de comparadores que transforman la señal analógica en una digital. La etapa digital se basa en una máquina secuencial asíncrona, cuyo elemento principal es un conjunto de EPROMs y una matriz de contadores que se encargan de mostrar la cuenta de los pulsos en un sistema de indicadores, que en nuestra fase de simulación realiza la computadora.

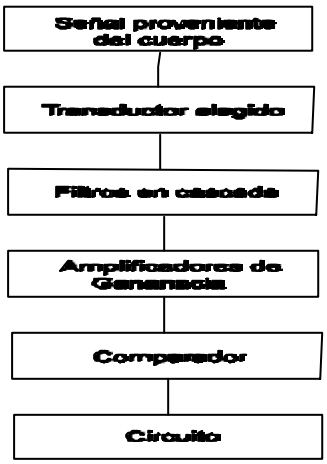

Figura 6. Diagrama de Bloques del circuito analógico.

4. JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN ADOPTADA.

Las simulaciones realizadas en Matlab se dividen en tres aspectos:

- Obtención de una señal sintética del latido fetal cardíaco.
- Filtrado de la señal para su monitorización acústica.
- Simulación y obtención del ritmo cardíaco fetal.

Para poder diseñar una señal sintética, se estudia la estructura del latido cardíaco fetal.
La estructura de la forma de onda de un latido común se puede estudiar mediante el uso de una ECG (electrocardiograma). Dicha estructura se muestra a continuación en la Figura 7:

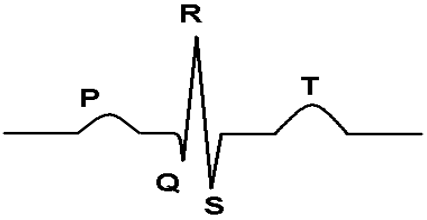

Figura 7. Forma de onda característica.

La naturaleza de dicha onda viene dad por la polarización y contracción de diferentes tejidos cardíacos durante la sístole y diástole cardiaca.
Para el caso del latido fetal la onda P o primer latido es apenas perceptible acústicamente y se considera únicamente el complejo QRS acompañado de la onda T.
Para realizar la señal sintética se han realizado diferentes procedimientos que se basan en generar una señal de trenes de pulsos que formen la envolvente de la señal. Seguidamente se filtra paso bajo con una frecuencia de corte de 40 Hz para suavizar la forma de onda. Acto seguido se introduce una envolvente formada por armónicos de la componente fundamental del latido (entre 2 y 3 Hz). Y finalmente se introduce un ruido blanco que asemeje o modele el ruido real abdominal.

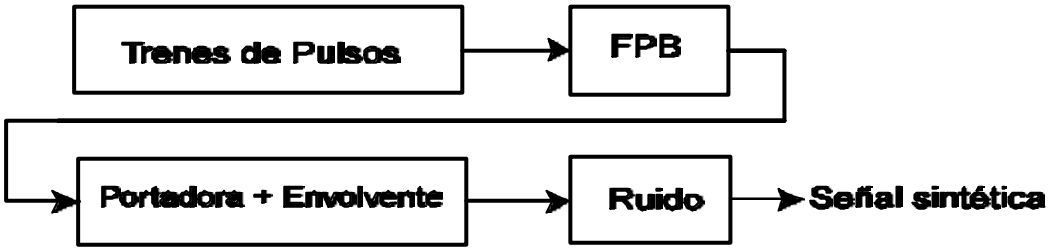

Figura 8: Procesado para la obtención de la señal sintética.

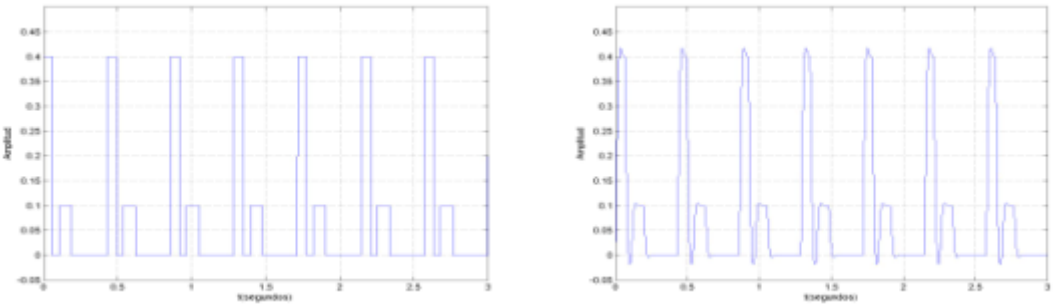

Figura 9: Señal de salida del bloque de Trenes de Pulsos, Arriba derecha: salida de filtrar la señal de trenes de pulsos.

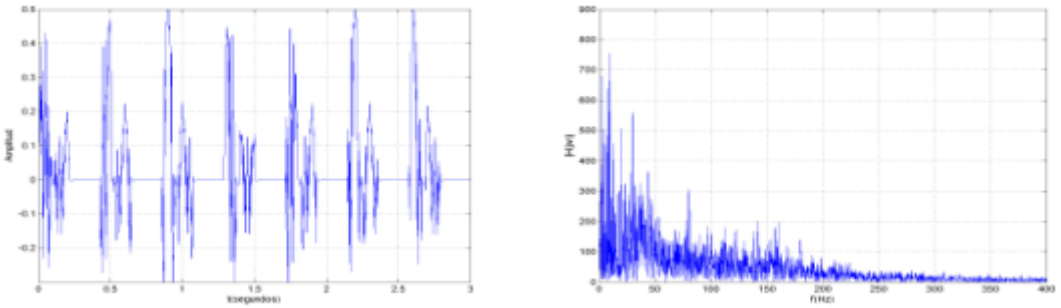

Figura 9bis: Adición de la portadora. Abajo derecha: Señal sintética final.

El siguiente paso se trata de filtrar la señal de audio tal y como se relata en el punto 3.1, y además en la banda de 50 a 200 Hz para poder monitorizar acústicamente la señal. El filtrado de la banda de baja frecuencia (2 a 3 Hz) se encarga de limitar y saturar la señal tal y como realizaría la implementación hardware de la Figura 6.

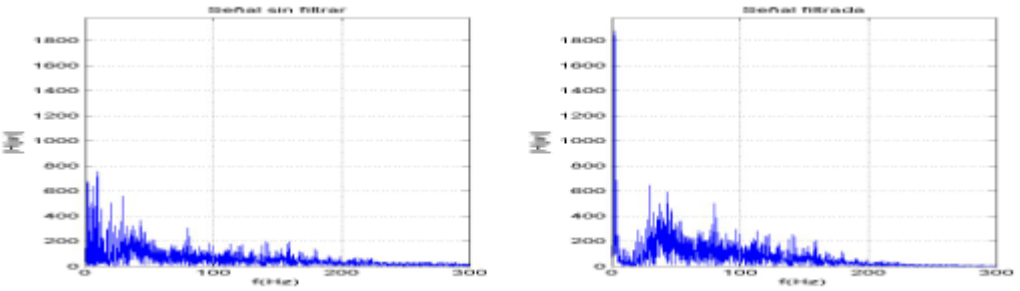

Figura 10. Espectro antes y después del filtro paso banda de orden 2 con f_{c1} 30 Hz y f_{c2} 150 Hz de la señal artificial.

El resultado obtenido mediante esta función es una señal de muy baja frecuencia. En un sistema que emplee altavoces con refuerzo de graves se podrán apreciar las componentes deseadas. Aún así, se propone como método de monitorización acústica; un tono audible o una luz (LED) que se ilumine cuando se produce el latido fetal.

Dicha monitorización es posible gracias al filtrado y amplificación en la banda de 2 a 3 Hz, la cual proporciona una señal muy parecida a un tren de pulsos que puede atacar a un diodo LED o un PLL que producirá una señal de más alta frecuencia.

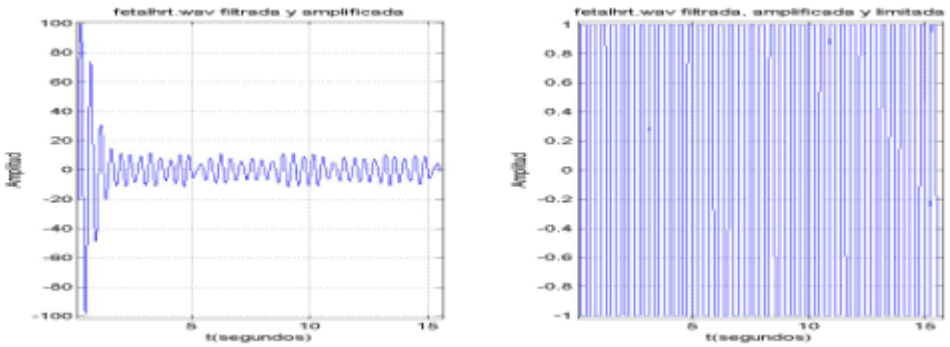

Figura 11. Señal fetal filtrada en el rango de 2 a 3 Hz y amplificada 100 veces a la izquierda. A la derecha la misma onda pero limitada en el rango comprendido entre 1 y -1.

Por lo tanto, en la señal amplificada se encuentra toda la información concerniente al latido fetal. Su espectro presentará un máximo en la inversa del periodo del latido que está directamente relacionada con el ritmo cardíaco fetal.

5. BIBLIOGRAFÍA.

[1]C. Bustamante, W. Jara y M. Yapur. "Diseño de un contador de ritmo cardíaco, basado en principio óptico", Revista Tecnológica, Vol. 15, Nº 1, Diciembre (2002).

[2]Shawn Carlson. "Grabando los sonidos de la vida", Investigación y Ciencia, diciembre 1997.

[3]J. Francés Monllor, *Diseño de un detector acústico del latido fetal, no invasivo, para uso domiciliario.* Proyecto final de carrera, I.T.T.[Sonido e Imagen] (Julio 2003). Universidad de Alicante.

[4]N. Colley, D. G. Talbert y D. P. Southhall. "Biophysical profile in the fetus from a phonographic sensor", Elsevier Science Publishers B. V. (Biomedical Division), Eur. J. Obstret. Gynecol. Reprod. Biol., Vol – 23, páginas 261 – 266, (1986).

[5]Henk G. Goovaertst, Doron Cohen, Jams H. Dripps, Otto Rompelman y Henk W. Jongsma. "A compaerative experimental study of fetal phono -and movement- sensors from Amsterdam, Cambridge and Edinburg", Institute of Physical Sciences in Medicine., Clin. Phys. Physiol. Meas., Vol. 12, Nº. 1, 55 – 64. (1991).

[6]H. G. Goovaerts, H. P. Van Geijn, O. Rompelman, R. Mantel, J. M. Swartjes. "Recording fetal breathing movements with a passive transducer based on an inductive principle", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol – 29, páginas 358 – 364 (Julio1991).

[7]H. G. Goovaerts, O. Rompelman y H. P. Van Geijn, "A transducer for recording fetal movements and sounds based on an inductive principle", Institute of Physical Sciences in Mdicine., Clin. Phys. Physiol. Meas., Vol. 10, Suppl. B, páginas 61 – 65. 1989.

[8]Joachim Nagel, "New diagnostic and technical aspects of fetal phonocardiography", Elsevier Science Publishers B. V. (Biomedical Division), Eur. J. Obstret. Gynecol. Reprod. Biol., Vol – 23, páginas 295 -303. (1986).

[9]http://www.internet.uson.mx/webpers/medina