

# EVALUACIÓN DE LA TRANSFORMADA DE HILBERT EN SEÑALES FONOCARDIOGRÁFICAS FETALES PARA LA GENERACIÓN DE CARDIOTACOGRAMAS

JIMÉNEZ GONZÁLEZ, A.<sup>1</sup>  
CHARLESTON VILLALOBOS, S.<sup>2</sup>  
PEÑA CASTILLO, MA.<sup>1</sup>  
ALJAMA CORRALES, AT.<sup>2</sup>  
ORTIZ PEDROZA, MR.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Eléctrica. Laboratorio de Ingeniería en Fenómenos Fisiológicos. UAM-Iztapalapa. Av. Michoacán y Purísima S/N, México D.F. 09340, México.  
<sup>2</sup> Departamento de Ingeniería Eléctrica. Área de Investigación de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes Biomédicas. UAM- Iztapalapa.

## RESUMEN:

Este trabajo demuestra que aplicando la Transformada de Hilbert es posible encontrar referencias temporales de los sonidos cardiacos (S1 y S2) para la generación confiable del cardiograma fetal (CTGf). Para ello se simuló señales de fonocardiograma fetal (FCGf) con diferente relación señal a ruido (SIR). El procesamiento de las señales consistió en obtener las envolventes del FCGf por tres métodos: Transformada de Hilbert, el valor absoluto de la derivada y el valor absoluto. Para evaluar la sensibilidad de cada método de generación de envolventes a los cambios en SIR se determinaron el número de falsos positivos (FP), falsos negativos (FN) y la precisión para la detección del inicio, fin y máximo de las envolventes asociadas a S1 y S2. Los resultados demuestran que la envolvente por la Transformada de Hilbert genera el menor número de FP y FN ante los cambios en SIR, y que la detección del inicio y del máximo de S1 en la envolvente son puntos adecuados para la generación de cardiogramas confiables.

## PALABRAS CLAVE:

Monitoreo fetal, bienestar fetal, detección de sonidos cardiacos, envolvente del FCG.

## ABSTRACT:

This paper demonstrates that the Hilbert Transform is a suitable method to obtain time references from heart sounds (S1 and S2) to produce reliable fetal cardiograms (CTG). Fetal phonocardiograms were simulated with different SNR. The simulated signal envelopes were obtained through three different methods: the Hilbert transform, the absolute value of the differentiated signal and the absolute value. To evaluate the sensitivity of each envelope-generating method to SNR changes, the false positive (FP), false negative (FN), and the precision of the detected beginning, ending and maximum of the envelope corresponding to each heart sound were determined. The results show that the Hilbert transform produces the minimum number of FP and FN, and the detection of the beginning and maximum of the envelope corresponding to S1 are suitable points to generate reliable CTGs.

## KEYWORDS:

Fetal monitoring, fetal well-being, heart sound detection, PCG envelope.

## 1. INTRODUCCIÓN

El monitoreo fetal es uno de los métodos más utilizados en la evaluación del progreso del embarazo y del parto, ya que permite identificar condiciones que comprometen la salud del feto.

En las últimas tres décadas, el registro y monitoreo electrónico antenatal de los cambios en la frecuencia cardíaca fetal a lo largo del tiempo (Cardiotacografía), ha sido el método más frecuentemente utilizado para evaluar el estado de bienestar fetal [1, 2, 3, 4]. El Cardiotacograma fetal (CTGf) se puede obtener a partir de la distancia entre las ondas R del Electrocardiograma fetal directo (ECGfd) re-

gistrado por medio de un electrodo de Hon colocado en la cabeza del feto. Sin embargo, debido a su invasividad y a la posibilidad de obtenerlo sólo durante el trabajo de parto, se han utilizado técnicas alternativas no invasivas como el ultrasonido doppler (USD), el electrocardiograma abdominal (ECGa) y el Fonocardiograma fetal (FCGf) [5, 6, 7]. Aunque el USD es la técnica más empleada en la clínica, las mediciones de la frecuencia cardíaca del USD corresponden a un valor promedio y no al valor latido a latido. A este respecto se ha reportado que la variabilidad de la frecuencia cardíaca por USD es casi dos veces mayor que la observada mediante el ECGfd [8, 9]. El ECGa está compuesto por la actividad cardíaca materna, la fetal y otras señales de interferencia, por lo que es necesario aplicar técnicas de adquisición y/o procesamiento que permitan aislar la actividad electrocardiográfica fetal [10, 11, 12, 13], garantizando que la extracción de la señal fetal sea confiable. De

Recepción del artículo en su primera versión: marzo /99

Aprobación del artículo en su versión final: junio /99

Responsable:

Aida Jiménez González  
Departamento de Ingeniería Eléctrica. Laboratorio de Ingeniería en Fenómenos Fisiológicos. UAM-Iztapalapa, Av. Michoacán y Purísima S/N, México D.F. 09340, México.

esta forma es posible evaluar la variabilidad latido a latido y la condición fetal. Sin embargo, el resultado de esta evaluación puede mejorarse si, aunado a la generación confiable del CTGf, se cuenta con información complementaria sobre los factores que aún en condiciones normales pueden alterar su morfología y llevar a un diagnóstico erróneo, tal es el caso de los movimientos respiratorios y el estado conductual del feto [14, 15, 16, 17, 18].

El FCGf, es una fuente valiosa de información sobre el estado fisiológico fetal, ya que, además de la generación del CTGf latido a latido, si se amplía la banda de la señal adquirida mediante un micrófono colocado en el abdomen materno (Fonograma fetal) también es posible identificar la presencia de movimientos respiratorios y corporales fetales [19, 20, 21]. Estos movimientos pueden alterar la forma del CTGf sin representar necesariamente algún riesgo para el feto. Sin embargo, las condiciones de registro del FCGf generan señales con una relación señal a ruido (S/R) desfavorable en comparación al FCG en adultos y esto dificulta la detección de los sonidos cardíacos (S1 y/o S2) y en consecuencia la generación del CTGf.

Teniendo en cuenta la potencialidad del FCGf como fuente de información sobre la condición fetal, nuestro laboratorio ha buscado establecer el uso del FCGf como una alternativa de monitoreo fetal mediante la generación confiable del CTGf [22, 23, 24]. Se ha trabajado en el desarrollo y evaluación de herramientas de procesamiento, no sólo para mejorar la S/R sino también para lograr la detección de los sonidos cardíacos. Sin embargo, la precisión de los métodos propuestos para la generación del CTGf no ha sido evaluada en diversas condiciones de S/R. Además, la referencia temporal elegida (punto máximo de la envolvente de cada sonido cardíaco) no ha sido validada como la más confiable para generar el CTGf. Por tal motivo, el objetivo de este trabajo es evaluar el desempeño de diversas técnicas para la generación de envolventes de los sonidos cardíacos y su sensibilidad a los cambios en la S/R. Para ello se analizan tres puntos correspondientes al inicio, máximo y final de cada sonido cardíaco. Las técnicas de generación de envolventes son la Transformada de Hilbert, el valor absoluto de la derivada y el valor absoluto.

#### ANTECEDENTES

La generación de envolventes del FCGf por medio del valor absoluto de la derivada, y la detección del punto máximo de la envolvente asociada a cada sonido para generar el CTGf, fue explorada por Peña et al [22]. Este método consiste en la aplicación de filtros digitales, derivaciones sucesivas y generación de la envolvente por rectificación de la señal, de forma que S1 o S2 son acentuados como picos únicos de fácil identificación para medir de manera semi-automática el intervalo latido a latido. El filtrado del FCGf se realiza en bandas de 20-30 Hz, 40-50 Hz, 60-70 Hz, 80-90 Hz y 100-110 Hz y el usuario

determina visualmente la banda donde es más evidente alguno de los sonidos cardíacos. La señal filtrada en la banda seleccionada se deriva en tres ocasiones consecutivas, se rectifica y finalmente se filtra con un filtro FIR pasa-banda con frecuencias de corte entre 20 y 30 Hz. Para detectar los picos, se emplean criterios de amplitud y periodos de intervalos anteriores. Finalmente, se compara cada intervalo medido a partir del FCGf con su correspondiente intervalo R-R de aquellos complejos QRS fetales que visualmente no se traslapan con complejos QRS maternos en el ECGa. La conclusión de este trabajo indica que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el método del FCGf y el QRS fetal. Sin embargo, la evaluación se realizó en un grupo de latidos para los cuales existió una clara referencia dada por el QRS fetal y no sobre todos los latidos consecutivos que constituían cada registro analizado.

Para llegar a la generación y evaluación de cardiotacogramas a partir del FCGf, Ortiz et al [23, 24] utilizaron como referencia los complejos QRS fetales extraídos por procesamiento del ECGa [25]. Sin embargo, en este trabajo surgieron diferencias entre los cardiotacogramas obtenidos por el método fonocardiográfico propuesto y la referencia dada por el intervalo R-R fetal. Esto generó controversia respecto a la confiabilidad del método propuesto para la generación del CTGf [23, 24] y se atribuyó a un problema en la obtención de la envolvente y al punto elegido en la misma.

La Transformada de Hilbert (TH) y el valor absoluto (VA), han sido utilizados para el análisis morfológico de los sonidos cardíacos en adultos mediante la obtención de envolventes y detección de inicios y finales de S1 y S2 [26]. Para ello se segmentó la envolvente obtenida por cada método, con base en la onda R, y se promediaron de 14 a 20 ciclos para obtener una envolvente promedio. Considerando las características de valor medio y varianza del ruido de fondo de la envolvente, se determinó iterativamente un umbral para definir el inicio y final de los sonidos cardíacos. Se encontró que TH y VA son confiables e intercambiables para la detección de los sonidos cardíacos. Sin embargo, estas técnicas no han sido evaluadas en señales fonocardiográficas fetales, en las que existe un mayor deterioro de la S/R debido a la distancia existente entre el punto de generación de la señal y el de registro, los movimientos fetales, y diversas señales de interferencia.

A continuación se describe la metodología para la evaluación de tres métodos de obtención de envolventes y se discute su desempeño ante escenarios con diferente S/R. Así también se indica la mejor referencia temporal para la generación de cardiotacogramas confiables.

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Para evaluar la sensibilidad de los métodos de generación de envolventes a los cambios en la relación señal a ruido (S/R), se simuló la señal de FCGf y se le contaminó con ruido gaussiano de color y media

ceró. Se obtuvieron las envolventes por los tres métodos mencionados. La evaluación de los métodos se realizó con base en la determinación de la precisión, el número de falsos positivos (FP), y el número de falsos negativos (FN) asociados a la detección del inicio, punto máximo y final de la envolvente de cada sonido. Esto para determinar el mejor método y punto de detección de los sonidos cardíacos para generar cardiogramas confiables. Toda la programación se realizó en ambiente Matlab y el procedimiento detallado se describe a continuación:

A). BANCO DE DATOS Y CARACTERÍSTICAS

A la fecha el Laboratorio de Ingeniería en Fenómenos Fisiológicos cuenta con registros simultáneos de FCGf y ECGa obtenidos de pacientes en posición decúbito supino entre las semanas de gestación 28 y 41. Cada registro tiene una duración de 3 minutos a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y una resolución del convertidor analógico-digital de 16 bits (@Biopac Systems Inc). El sistema analógico se compone de un estetoscopio electrónico con respuesta plana ( $\pm 5$  dB) entre 50 Hz y 3,000 Hz (registro del FCGf), y de un amplificador bioeléctrico (registro del ECGa) modelo AB-621G de Nihon Kohden [23, 24].

De este banco de datos se seleccionaron 5 registros de acuerdo a dos criterios: apreciación clara de al menos uno de los sonidos cardíacos (semanas 35 a 41), y disponibilidad de la señal electrocardiográfica fetal asociada como referencia [23]. Se estimaron sus características de ancho de banda y S/R dando como resultado anchos de banda entre 50 Hz y 350 Hz, y una S/R entre 12 dB y 16 dB. La respuesta en frecuencia se obtuvo por medio del algoritmo de la FFT con 512 puntos y la S/R por medio de la ecuación (1):

$$S/R = 10 \times \log \left( \frac{\sigma_{s+r}^2}{\sigma_r^2} \right) \quad (1)$$

Donde

$\sigma_{s+r}^2$ : varianza estimada de los primeros 10 sonidos cardíacos y el ruido de fondo correspondiente en cada registro (5 latidos).

$\sigma_r^2$ : varianza estimada del ruido entre los primeros 10 sonidos cardíacos.

B). SIMULACIÓN DE SEÑALES

Para simular el FCGf, se obtuvieron sonidos cardíacos promedio de S1 y S2 a partir de los 5 registros mencionados en la sección IIIa. Para asegurar que el sonido cardíaco obtenido fuese representativo, fue necesario un sonido cuyas características morfológicas se mantuvieran durante todo el registro. Para ello, cada registro fue dividido en ciclos cardíacos con ayuda de las posiciones del QRS fetal asociado [25] menos 50 msec para garantizar que contuviera S1 y S2. En cada ciclo cardíaco se seleccionó manualmente un sonido S1 y se obtuvo la correlación entre ese sonido y los ciclos restantes ( $415 \pm 18$  ciclos por

registro), esto permitió detectar los ciclos con correlación mayor al 80 %. En el mejor de los casos se obtuvieron 117 ciclos y en el peor 81. Finalmente, utilizando como alineación el valor de correlación máximo entre los ciclos detectados y el sonido, y conservando un mismo número de muestras del sonido, se aislaron los S1 de cada ciclo y se promediaron para obtener un sonido cardíaco fetal promedio de S1 [27]. El mismo procedimiento se aplicó para obtener el sonido promedio de S2. El número de ciclos que cumplió con valores de correlación superiores al 80 % fue de 252 en el mejor de los casos y de 76 en el peor. Es importante mencionar que ambos sonidos se obtuvieron en forma separada para evitar que la variabilidad existente entre el tiempo S1-S2 alterara el resultado de la correlación.

Después de aplicar este procedimiento fue posible obtener 3 sonidos cardíacos promedio de S1 y 5 de S2. El siguiente paso fue asegurar que cada uno de ellos comenzara y terminara con amplitud cero. La figura 1 muestra los sonidos promedio finalmente obtenidos.

Una vez obtenidos los sonidos S1 y S2 promedio, y usando como referencia el vector de posiciones de las ondas R fetales de una de las señales de ECGa, se estableció la posición de S1 en el FCGf simulado tomando en forma aleatoria alguna de sus morfologías promedio. La posición de S2 se determinó 200 msec antes de la siguiente onda R seleccionando aleatoriamente alguna de sus morfologías. Simultáneamente se guardaron las posiciones exactas de inicio y fin de cada sonido insertado en el FCGf simulado para posteriormente usar este vector de posiciones (VP) como referencia al evaluar la precisión de la detección en las envolventes obtenidas. El FCGf simulado contiene un total de 150 ciclos, equivalentes a un tiempo de registro de 1 minuto. Es decir, el espacio muestral de este trabajo es de 150

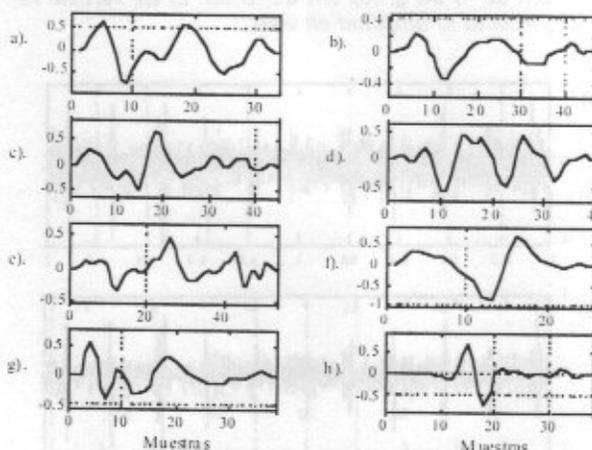


Figura 1. Sonidos cardíacos fetales obtenidos de 5 señales por medio de técnicas de correlación y promediación. (a), (b) y (c) representan sonidos S1 promedio y (d), (e), (f), (g) y (h) representan sonidos S2 promedio. El eje vertical representa la amplitud en volts.

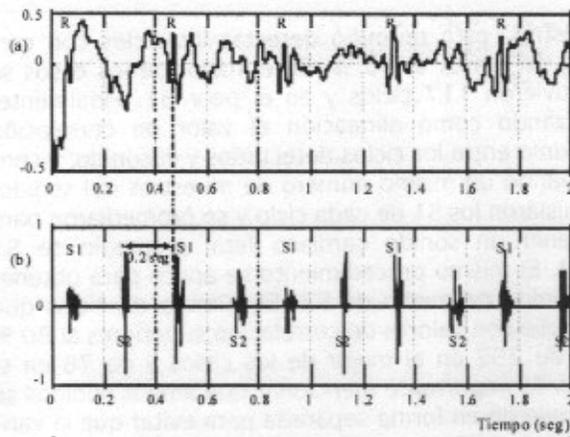


Figura 2. Señal de FCGf simulada usando 3 sonidos promedio de S1 y 5 de S2. Para determinar el punto de inserción se usó la posición de las ondas R fetales. (a) Electrocardiograma fetal, (b) FCGf simulado. El eje vertical representa la amplitud en volts.

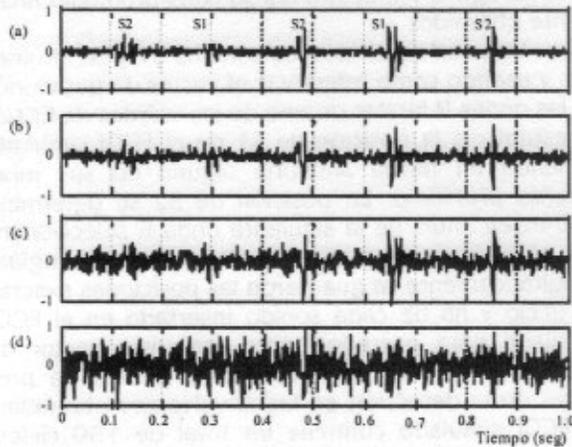


Figura 3: Señales de FCGf con diferentes relaciones señal a ruido. (a) S/R de 7 dB, (b) S/R de 2 dB, (c) S/R de -3 dB y, (d) S/R de -8 dB. El eje vertical representa la amplitud en volts.

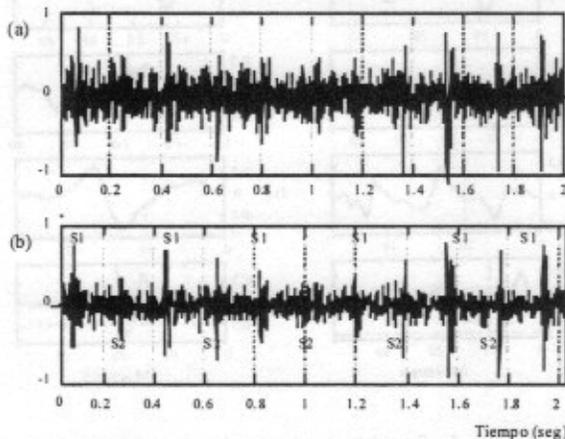


Figura 4. Filtrado en bandas de una señal de FCGf. (a) Señal sin filtrar, (b) Banda de frecuencias entre 10 Hz y 200 Hz. El eje vertical representa la amplitud en volts.

sonidos para S1 y 150 sonidos para S2. La figura 2 muestra 2 segundos de la señal de FCGf simulada por el procedimiento anterior (a partir de este momento nos referiremos a la señal de FCGf simulada como FCGf).

Se simularon condiciones similares a las encontradas en señales adquiridas con el fin de evaluar cada método de generación de envolvente. Para ello se procedió a contaminar al FCGf con 4 diferentes niveles de ruido gaussiano aditivo con media cero y ancho de banda desde 1 a 400 Hz obteniendo una S/R equivalente a -8 dB, -3 dB, 2 dB y 7 dB en cada caso. La S/R se calculó utilizando la ecuación (1), pero en este caso  $\sigma_{s+r}^2$  corresponde a la varianza del FCGf mostrado en la figura 2b y  $\sigma_r^2$  corresponde a la varianza del ruido aditivo generado. La figura 3 muestra un segmento de las 4 señales obtenidas.

### c). PROCESAMIENTO

#### ij). Proceso de filtrado:

Antes de obtener las envolventes, cada señal fue filtrada con el propósito de eliminar componentes de alta frecuencia debidos principalmente al ruido de fondo. Pruebas preliminares indicaron que el mayor contenido en energía de los sonidos cardíacos se encuentra por debajo de los 200 Hz. La observación anterior es confirmada por Nagel [28]. Por ello se aplicó a cada señal un filtro FIR pasa-banda de orden 60 [23] con frecuencias de corte entre 10 Hz y 200 Hz. La figura 4 muestra el resultado de aplicar el filtro pasa-banda a una de las señales.

#### ii). Obtención de envolventes:

Para obtener las envolventes estimadas de las señales filtradas, se utilizaron tres métodos: el valor absoluto, el valor absoluto de la derivada [22, 23, 24] y la Transformada de Hilbert [26].

#### a). Envolvente por valor absoluto.

La señal rectificada de cada FCGf se filtró mediante un filtro FIR pasa-banda de 60 coeficientes y frecuencias de corte entre 30 Hz y 40 Hz con el fin de disminuir la presencia de ruido en la envolvente. Esta banda es ligeramente superior a la empleada por Ortiz [23] ya que pruebas preliminares mostraron que el algoritmo de detección de inicio y fin se comportaba mejor usando esta banda de frecuencias.

#### b). Envolvente por valor absoluto de la derivada.

Como una modificación al método anterior, y con el propósito de resaltar alguno de los sonidos cardíacos [22], se calcularon 3 derivadas del FCGf, se rectificó la señal obtenida y se filtró utilizando el mismo filtro pasa-banda del inciso anterior.

#### c). Envolvente por Transformada de Hilbert.

Después de obtener la Transformada de Fourier de la señal de FCGf, se tomaron los términos de frecuencia negativos (mitad inferior del círculo unitario) y se igualaron a cero. Los

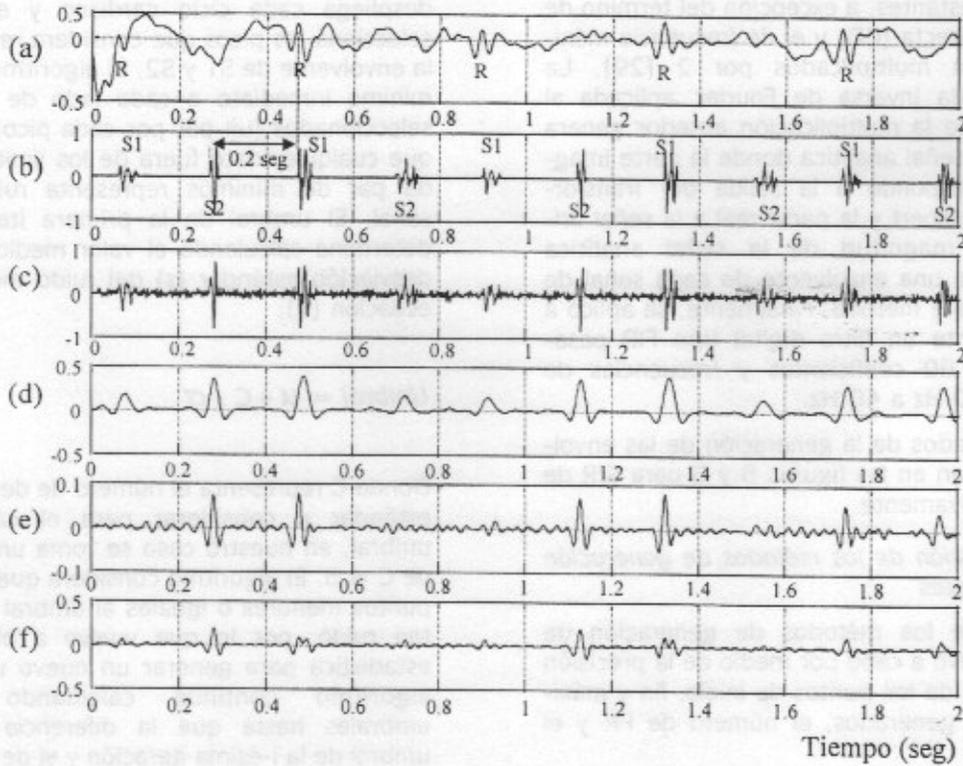


Figura 5. Envolturas del FCGf ( $SIR=7$  dB) obtenidas por tres métodos diferentes: (a) Ondas R fetales. (b) FCGf simulado. (c) Señal de FCGf contaminada con ruido gaussiano coloreado de media cero. (d) Envoltura estimada por Transformada de Hilbert. (e) Envoltura estimada por valor absoluto de la derivada, y (f) Envoltura estimada por valor absoluto. El eje vertical representa la amplitud en volts.

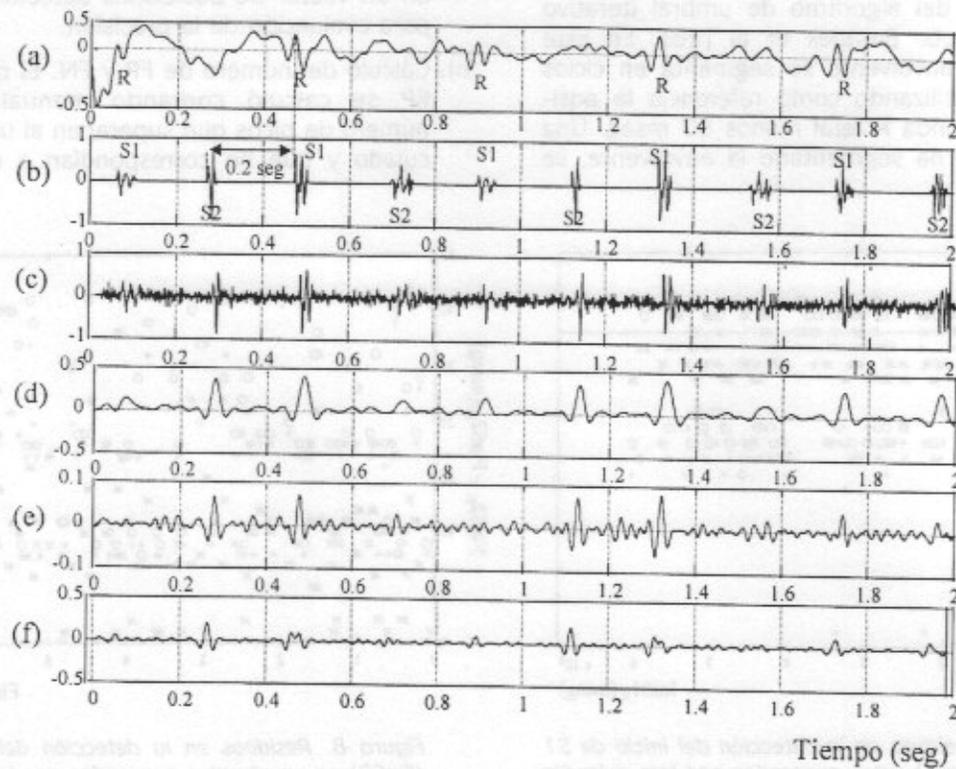


Figura 6. Envolturas del FCGf ( $SIR=2$  dB) obtenidas por tres métodos diferentes: (a) Ondas R fetales. (b) FCGf simulado. (c) Señal de FCGf contaminada con ruido gaussiano coloreado de media cero. (d) Envoltura estimada por Transformada de Hilbert. (e) Envoltura estimada por valor absoluto de la derivada, y (f) Envoltura estimada por valor absoluto. El eje vertical representa la amplitud en volts.

términos restantes, a excepción del término de corriente directa (CD) y el de frecuencia máxima, fueron multiplicados por 2 [29]. La Transformada Inversa de Fourier, aplicada al resultado de la multiplicación anterior genera la llamada señal analítica donde la parte imaginaria corresponde a la salida del Transformador de Hilbert y la parte real a la señal original. La magnitud de la señal analítica proporciona una envolvente de cada señal de FCGf por este método. Finalmente, se aplicó a la envolvente un filtro digital tipo FIR pasabanda de 80 coeficientes y frecuencias de corte de 30 Hz a 40 Hz.

Dos de los resultados de la generación de las envolventes se muestran en las figuras 5 y 6 para S/R de 7 y 2 dB respectivamente.

iii). Evaluación de los métodos de generación de envolventes

La evaluación de los métodos de generación de envolventes se llevó a cabo por medio de la precisión para la detección de los puntos de inicio, fin y máximo de los picos generados, el número de FP, y el número de FN.

- a). Detección de los puntos máximos, de inicio y fin en las envolventes. La detección de los puntos de inicio y fin de las envolventes correspondientes a los sonidos cardíacos, se realizó por medio del algoritmo de umbral iterativo propuesto por Baranek et al [26]. En este método la envolvente se segmenta en ciclos cardíacos utilizando como referencia la posición de la onda R fetal menos 50 mseg. Una vez que se ha segmentado la envolvente, se

despliega cada ciclo cardíaco y el usuario selecciona los picos que considera representan la envolvente de S1 y S2. El algoritmo busca el mínimo inmediato a cada lado de los picos seleccionados (un par por cada pico) y asume que cualquier dato fuera de los límites de cada par de mínimos representa ruido de la señal. El umbral de la primera iteración se determina calculando el valor medio ( $\mu$ ) y la desviación estándar ( $\sigma$ ) del ruido mediante la ecuación (2):

$$Umbral = \mu + C \times \sigma \quad (2)$$

Donde C representa el número de desviaciones estándar a considerar para el cálculo del umbral, en nuestro caso se toma un valor fijo de  $C = 3$ . El algoritmo considera que todos los puntos menores o iguales al umbral representan ruido, por lo que vuelve a obtener su estadística para generar un nuevo umbral. El algoritmo continúa calculando nuevos umbrales hasta que la diferencia entre el umbral de la  $i$ -ésima iteración y el de la  $i-1$ -ésima iteración menos uno son iguales. Terminado este proceso iterativo se obtienen los puntos de inicio, fin y máximo de las envolventes asociadas a los sonidos cardíacos y se almacenan en un vector de posiciones detectadas (VPD) para evaluación de la precisión.

- b). Cálculo del número de FP y FN. El número de FP se calculó contando manualmente el número de picos que superaban al umbral calculado y que no correspondían a un sonido

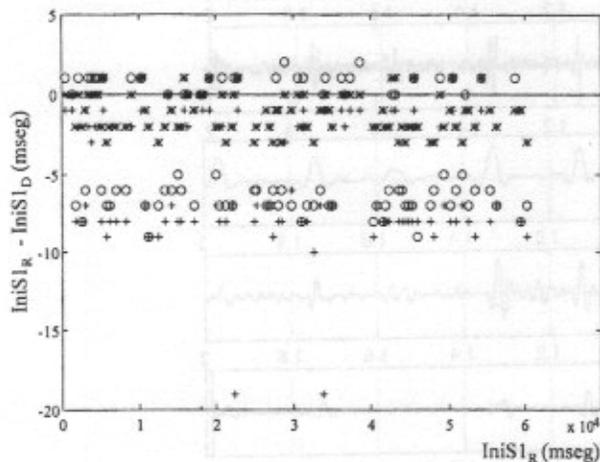


Figura 7. Residuos en la detección del inicio de S1 (IniS1) en envolventes generadas por tres métodos (S/R=7 dB). (\*) Transformada de Hilbert, (o) envolvente por el valor absoluto de la derivada, y (+) envolvente por el valor absoluto. R se refiere a la posición de referencia y D a la posición detectada.

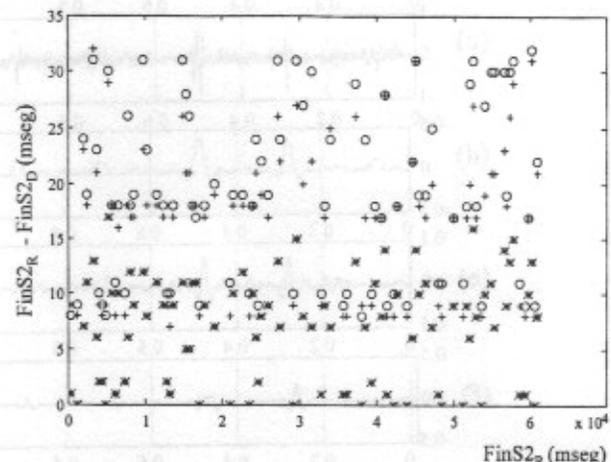


Figura 8. Residuos en la detección del fin de S2 (FinS2) en envolventes generadas por tres métodos (S/R=2 dB). (\*) Transformada de Hilbert, (o) envolvente por el valor absoluto de la derivada, y (+) envolvente por el valor absoluto. R se refiere a la posición de referencia y D a la posición detectada.

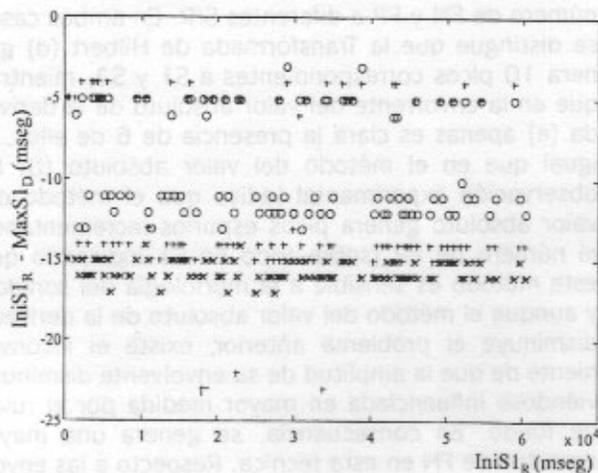


Figura 9. Residuos en la detección del máximo de S1 (MaxS1) en envolventes generadas por tres métodos (S/R=7 dB). (\*) Transformada de Hilbert, (o) envolvente por el valor absoluto de la derivada, y (+) envolvente por el valor absoluto. R se refiere a la posición de referencia y D a la posición detectada.

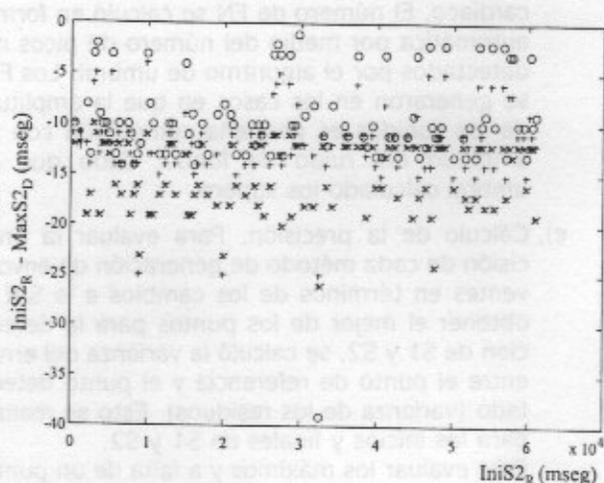


Figura 10. Residuos en la detección del máximo de S2 (MaxS2) en envolventes generadas por tres métodos (S/R=7 dB). (\*) Transformada de Hilbert, (o) envolvente por el valor absoluto de la derivada, y (+) envolvente por el valor absoluto. R se refiere a la posición de referencia y D a la posición detectada.

S/R	TRANSFORMADA DE HILBERT				VALOR ABSOLUTO DE LA DERIVADA				VALOR ABSOLUTO				N
	$\sigma^2$ IniS1	$\sigma^2$ FinS1	FP	FN	$\sigma^2$ IniS1	$\sigma^2$ FinS1	FP	FN	$\sigma^2$ IniS1	$\sigma^2$ FinS1	FP	FN	
7 dB	1.54	32.11	0	0	13.93	7.62	2	55	16.16	9.19	28	8	94
2 dB	3.00	34.40	0	4	14.52	9.55	5	56	16.75	10.62	23	24	89
-3 dB	6.99	39.66	0	34	20.81	12.13	6	73	27.89	17.14	11	52	62
-8 dB	8.42	27.06	1	73	17.64	21.40	11	123	18.31	19.67	9	98	13

Tabla I. Estadística de la detección del inicio y fin de S1 (IniS1 y FinS1) para tres métodos de generación de envolventes a diferentes S/R.  $\sigma^2$  representa la varianza de los residuos de IniS1 y FinS1 para cada método. FP corresponde al número de falsos positivos y FN al número de falsos negativos. N es el número de puntos usados para calcular la varianza.

S/R	TRANSFORMADA DE HILBERT				VALOR ABSOLUTO DE LA DERIVADA				VALOR ABSOLUTO				N
	$\sigma^2$ IniS2	$\sigma^2$ FinS2	FP	FN	$\sigma^2$ IniS2	$\sigma^2$ FinS2	FP	FN	$\sigma^2$ IniS2	$\sigma^2$ FinS2	FP	FN	
7 dB	10.64	17.28	0	0	24.18	70.56	5	30	16.13	43.32	1	30	103
2 dB	10.44	23.73	0	3	13.69	61.15	6	35	8.28	46.68	1	44	90
-3 dB	17.26	30.40	0	27	10.36	44.64	7	62	8.80	40.70	5	64	55
-8 dB	7.27	47.25	1	95	13.05	68.99	19	120	3.29	68.80	14	105	11

Tabla II. Estadística de la detección del inicio y fin de S2 (IniS2 y FinS2) para tres métodos de generación de envolventes a diferentes S/R.  $\sigma^2$  representa la varianza de los residuos de IniS2 y FinS2 para cada método. FP corresponde al número de falsos positivos y FN al número de falsos negativos. N es el número de puntos usados para calcular la varianza.

S/R	TRANSFORMADA DE HILBERT	VALOR ABSOLUTO DE LA DERIVADA	VALOR ABSOLUTO	N	S/R	TRANSFORMADA DE HILBERT	VALOR ABSOLUTO DE LA DERIVADA	VALOR ABSOLUTO	N
	$\sigma^2$ MaxS1	$\sigma^2$ MaxS1	$\sigma^2$ MaxS1			$\sigma^2$ MaxS2	$\sigma^2$ MaxS2	$\sigma^2$ MaxS2	
7 dB	0.39	10.85	26.07	94	7 dB	11.61	22.23	15.15	103
2 dB	1.15	10.99	26.49	89	2 dB	8.83	14.59	9.23	90
-3 dB	3.00	13.92	28.94	62	-3 dB	8.73	9.64	7.69	55
-8 dB	6.06	18.77	20.06	13	-8 dB	3.82	14.36	3.40	11

Tabla III. Estadística de la detección del máximo de S1 (MaxS1) para cada método de generación de envolventes a diferentes S/R.  $\sigma^2$  representa la varianza de los residuos de MaxS1 para cada método. N es el número de puntos usados para calcular la varianza.

Tabla IV. Estadística de la detección del máximo de S2 (MaxS2) para cada método de generación de envolventes a diferentes S/R.  $\sigma^2$  representa la varianza de los residuos de MaxS2 para cada método. N es el número de puntos usados para calcular la varianza.

cardíaco. El número de FN se calculó en forma automática por medio del número de picos no detectados por el algoritmo de umbral. Los FN se generaron en los casos en que la amplitud de los sonidos es pequeña comparada con la amplitud del ruido de fondo, dado que el umbral calculado los supera.

- c). Cálculo de la precisión. Para evaluar la precisión de cada método de generación de envolventes en términos de los cambios a la S/R y obtener el mejor de los puntos para la detección de S1 y S2, se calculó la varianza del error entre el punto de referencia y el punto detectado (varianza de los residuos). Esto se realizó para los inicios y finales de S1 y S2. Para evaluar los máximos y a falta de un punto máximo de referencia, se utilizaron el inicio de S1 y S2 almacenados en VP. Esto permitió evaluar el desplazamiento producido en el punto máximo de la envolvente a causa del método de generación de la misma y de la S/R. Esta evaluación consistió en calcular la varianza de la diferencia entre el inicio de referencia de cada sonido y el máximo detectado (varianza de los residuos).

#### RESULTADOS

Las figuras 7 y 8 muestran las gráficas de residuos para el mejor (detección del inicio de S1 cuando S/R = 7 dB) y el peor de los casos (detección del fin de S2 cuando S/R = 2 dB) respectivamente. Para la misma S/R cada uno de los métodos produjo un número diferente de FN, en consecuencia las gráficas y la varianza de los residuos (diferencia entre el punto de referencia (R) y el punto detectado (D)) se obtuvieron considerando únicamente los N sonidos detectados en común por los tres métodos. Se hace notar que el total de sonidos utilizados en la simulación son 150. Los resultados sobre el número de FP y FN para cada envolvente y sonido cardíaco, así como las varianzas obtenidas en la detección de los inicios y fines de S1 y S2 se presentan en las tablas I y II respectivamente.

Las figuras 9 y 10 muestran las gráficas de residuos para la detección del máximo de S1 y S2 respectivamente cuando S/R = 7 dB. Estas gráficas y la varianza de los residuos se obtuvieron para la misma N que en la detección de los inicios y finales de cada sonido para poder realizar comparaciones entre la precisión de los tres puntos (inicio, fin y máximo). Los resultados de estas varianzas para el máximo de S1 se muestran en la tabla III y para el máximo de S2 en la tabla IV.

#### DISCUSIÓN

Como puede apreciarse en las figuras 5 y 6, existe una clara diferencia entre las envolventes obtenidas por cada uno de los métodos evaluados. En primer lugar es posible apreciar la diferencia en las amplitudes de las envolventes generadas lo que afectará el

número de FN y FP a diferentes S/R. En ambos casos se distingue que la Transformada de Hilbert (d) genera 10 picos correspondientes a S1 y S2, mientras que en la envolvente del valor absoluto de la derivada (e) apenas es clara la presencia de 6 de ellos, al igual que en el método del valor absoluto (f). La observación experimental indica que el método del valor absoluto genera picos espurios incrementando el número de FP (sobre todo en S1 indicando que este método es sensible a la morfología del sonido), y aunque el método del valor absoluto de la derivada disminuye el problema anterior, existe el inconveniente de que la amplitud de su envolvente disminuye viéndose influenciada en mayor medida por el ruido de fondo. En consecuencia, se genera una mayor cantidad de FN en esta técnica. Respecto a las envolventes por Transformada de Hilbert, se observa que para las S/R de 7 dB y 2 dB no existen FP y aunque hay algunos FN es posible que sean fáciles de detectar y corregir mediante un algoritmo de detección de picos que considere relaciones temporales [22]. Finalmente, en el caso en que la S/R es de -3 dB y -8 dB, todos los métodos generaron FN pero la Transformada de Hilbert presentó el menor número de ellos. Estos resultados se muestran en las tablas I y II.

La figura 7 muestra la dispersión de los residuos obtenidos para la detección del inicio de S1 en cada método de generación de envolventes para S/R=7 dB. En ella se puede observar que los puntos detectados en la envolvente obtenida por Hilbert (\*) se agrupan cerca del cero, con un menor error de detección comparado con los otros dos métodos. También se observa que la mayor parte de los residuos son negativos indicando que la detección se hace principalmente después de la posición real. La misma observación se establece para las envolventes por valor absoluto de la derivada (o) y por valor absoluto (+), aunque en ambos casos los puntos se agrupan lejos del cero indicando que el error de detección aumentó. Estos resultados pueden verse en la tabla I. En ella se muestra que para los dos primeros casos (S/R de 7 dB y 2 dB), la Transformada de Hilbert generó varianzas menores de los residuos en la detección del inicio de S1 en comparación con los otros dos métodos a diferentes S/R. Estos valores demuestran que este método de generación de envolventes junto con la detección del inicio de S1 resulta adecuado para la generación de cardiotacogramas fetales [8]. Respecto a la detección del final de S1, las varianzas de los tres métodos (a excepción del valor absoluto de la derivada cuando S/R es de 7 dB) mostraron ser poco adecuadas para la generación de cardiotacogramas fetales [8]. El método con varianzas mayores fue la Transformada de Hilbert y el de varianzas menores el valor absoluto de la derivada. Sin embargo, el número de FN y FP es mayor en los casos del valor absoluto de la derivada y del valor absoluto. El incremento en la varianza producido por la Transformada de Hilbert podría explicarse en términos de la asimetría de la envolvente, ya que como lo indican Cloutier et al [27], la morfología de los sonidos

cardíacos puede modelarse como la suma de exponenciales amortiguadas por un factor de decaimiento y desfasadas. Por lo tanto la detección del final de los sonidos cardíacos puede verse afectada en mayor medida por el ruido.

En la figura 8 se muestra la dispersión de los residuos obtenidos para la detección del fin de S2 en cada método de generación de envolventes para  $S/R=2$  dB. En la figura se puede observar, que a diferencia de la figura 7, los puntos detectados en la envolvente obtenida por Hilbert (\*) no se agrupan cerca del cero pero en comparación con los residuos del valor absoluto de la derivada y del valor absoluto están menos dispersos. También se observa que en este caso los residuos son positivos indicando que la detección se hace antes de la posición real. Esto se repite para las envolventes por valor absoluto de la derivada (o) y por valor absoluto (+), aunque en ambos casos los puntos se encuentran lejos del cero indicando que el error de detección aumentó. Estos resultados pueden verse en la tabla II, en donde se observa que para el primer caso ( $S/R$  de 7 dB), la Transformada de Hilbert generó varianzas menores de los residuos en la detección del inicio de S2 en comparación con los otros dos métodos. Sin embargo, aunque las varianzas obtenidas podrían descartar a cualquiera de los métodos y al inicio de S2 como un punto adecuado para generar cardiogramas fetales confiables, se considera que estos resultados pueden mejorar si en lugar de calcular un solo umbral iterativo [26] para la detección de los inicios y finales de un par S1-S2, se calcula este umbral de detección para cada sonido en forma separada. Esta afirmación se basa en las observaciones experimentales realizadas durante el cálculo del umbral, donde resultó evidente que la amplitud de las envolventes de cada par de sonidos S1-S2 era diferente provocando que el umbral se desplazase más de lo necesario en alguno de los sonidos cardíacos, sobre todo cuando la diferencia de las amplitudes era considerable. En nuestras simulaciones ocurrió principalmente que la amplitud de S1 superaba a la de S2. Esta separación también podría reducir el número de FN.

Respecto a los casos en que  $S/R$  es igual a 2 dB o -3 dB, parece que el valor absoluto fue el mejor método de detección, sin embargo, este resultado puede ser engañoso ya que si se toma en cuenta el número de FN generados en comparación con la Transformada de Hilbert, se observa que el valor absoluto pierde una gran cantidad de picos y por lo tanto se convierte en un método inadecuado de generación del CTGF.

Respecto a la detección del final de S2, las varianzas de los tres métodos mostraron ser poco adecuadas para la generación de cardiogramas fetales. El método con varianzas mayores fue el valor absoluto de la derivada y el de varianzas menores la Transformada de Hilbert.

La figura 9 muestra la dispersión de los residuos obtenidos para la detección del máximo de S1 en cada método de generación de envolventes para

$S/R=7$  dB. En la figura se observa que los puntos detectados en la envolvente obtenida por Hilbert (\*) se agrupan muy cerca de -15 mseg, indicando que la distancia entre el inicio de S1 y el máximo detectado fue estable para esta envolvente a lo largo del tiempo. Este no fue el caso para las envolventes por valor absoluto de la derivada (o) y por valor absoluto (+), ya que como puede verse los puntos están dispersos entre -5 y -15 mseg. Esta dispersión podría producir errores al generar el CTGF. Los resultados para el máximo de S1 se resumen en la tabla III. En la tabla se muestra que para los tres primeros casos ( $S/R$  de 7 dB, 2 dB y -3 dB), la Transformada de Hilbert generó varianzas menores de los residuos en la detección del máximo de S1 en comparación con los otros dos métodos a diferentes  $S/R$ . Además, comparando las varianzas obtenidas para la detección del inicio S1 (tabla I) y las obtenidas para el máximo de S1 (tabla III), se puede concluir que el punto máximo de S1 es más confiable para la generación del CTGF.

La figura 10 muestra la dispersión de los residuos obtenidos para la detección del máximo de S2 en cada método de generación de envolventes para  $S/R=7$  dB. En la figura puede observarse que los puntos detectados en la envolvente obtenida por Hilbert (\*) se distribuyen entre -10 y -25 mseg indicando que la distancia entre el inicio de S2 y el máximo detectado no fue estable para esta envolvente a lo largo del tiempo. Sin embargo, los residuos para las envolventes por valor absoluto de la derivada (o) y por valor absoluto (+) se encuentran más dispersas; los puntos están entre 0 y -15 mseg para el valor absoluto de la derivada (o) y entre -4 y -25 mseg para el valor absoluto (+). Estos resultados pueden verse en la tabla IV. En la tabla se muestra que para los dos primeros casos ( $S/R$  de 7 dB y 2 dB), la Transformada de Hilbert generó varianzas menores de los residuos en la detección del máximo de S2 en comparación con los otros dos métodos a diferentes  $S/R$ . Sin embargo, los valores obtenidos son altos comparados con los resultados para el máximo de S1. La diferencia entre los valores de varianza generados hace suponer que los cambios morfológicos en S2 generan una envolvente cuyo máximo tiene variaciones temporales mayores. Finalmente, si comparamos las varianzas obtenidas para la detección del inicio de S2 (tabla II) y las obtenidas para el máximo de S2 (tabla IV), podemos ver que no existe una diferencia significativa entre los resultados a excepción de  $S/R$  de -3 dB.

El último caso de las tablas,  $S/R=-8$  dB, no se discute porque  $N$  es pequeña como para considerar que los resultados son representativos.

Estos resultados muestran que la TH es una herramienta prometedora para la detección de sonidos cardíacos fetales y la generación de cardiogramas fetales. Sin embargo, antes de establecer en forma definitiva su confiabilidad, es necesario incrementar el espacio muestral sobre el cual se hicieron las simulaciones de los fonocardiogramas fetales.

CONCLUSIONES

La Transformada de Hilbert se desempeñó mejor que los métodos de valor absoluto de la derivada y valor absoluto ante los cambios en S/R para la detección del inicio y máximo de S1. Lo anterior en términos del error de detección y el número de FP y FN generados por cada método. Esto convierte a este método de generación de envolventes en un buen candidato para la generación de cardiotacogramas fetales confiables, sobre todo si se utiliza el punto máximo de S1 que mostró ser más preciso que el inicio del mismo. Por otra parte, aunque el desempeño de la Transformada de Hilbert para S2 no es comparable con el de S1, aún no es posible emitir una conclusión definitiva ya que es necesario realizar algunas modificaciones al algoritmo de detección como detectar en forma independiente cada sonido cardíaco.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece el apoyo financiero proporcionado por CONACyT en el convenio específico # 400200-5-29296M al Laboratorio de Ingeniería en Fenómenos Fisiológicos.

Se agradece el apoyo financiero proporcionado por CONACyT para estudios de posgrado en Maestría en Ingeniería Biomédica a Aída Jiménez González.

REFERENCIAS

- 1.- Amato S, Sadeh D. "Power spectrum analysis of fetal heart rate variability using the abdominal maternal electrocardiogram". *J. Biomed. Eng.*, 1990; 12: 161-164.
- 2.- Dawes GS, Moulden M, Redman CWG. "The advantages of computerized fetal heart rate analysis". *J. Perinat. Med.*, 1991; 19: 39-45.
- 3.- Martin C. "Physiological and clinical use of fetal heart rate variability". *Clin. Perinat.*, 1982; 9: 339-352.
- 4.- Van Geijn HP. "Developments in CTG analysis". *Baillière's and Gynecology*, 1996; 10 (2), ISBN 0-7020-2176-8.
- 5.- Klapholz H. "Techniques of fetal heart rate monitoring". *Seminars in Perinatology*, 1978; 2 (2): 119-129.
- 6.- Malcolm E. "Fetal electrocardiographic monitoring: past, present and future-a historical perspective". *J. Perinat. Med.*, 1986; 14: 385-390.
- 7.- Kennedy RG. "Electronic fetal heart rate monitoring: retrospective reflections on a twentieth-century technology". *Journal of the Royal Society of Medicine*, 1998; 91: 244-250.
- 8.- Dawes GS, Visser CHA, Goodman JDS, Redman CWG. "Numerical analysis of the human fetal heart rate: The quality of ultrasound records". *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 1981; 141: 43-52.
- 9.- Lawson G, Belcher R, Dawes GS, Redman CWG. "A comparison of ultrasound (with autocorrelation) and direct electrocardiogram fetal heart rate detector systems". *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 1982; 147: 721-722.
- 10.- Cicinelli E, Bortone A, Carbonara I, Incampo G, Bochicchio M, Ventura G et al. "Improved equipment for abdominal fetal electrocardiogram recording: description and clinical evaluation". *International Journal of Bio-Medical Computing*, 1994; 35: 193-205.

- 11.- Genevier ESC, Deans AC, Carter MC, Steer PJ. "Separation of fetal and maternal ECG complexes from a mixed signal using an algorithm based on linear regression". *Med. Eng. Phys.*, 1995; 17 (7): 514-522.
- 12.- Curnow JSH, Barron LB, Westgate J, Greene KG. "Four channel foetal ECG data collection system". *Med. Eng. Phys.*, 1995; 17 (2): 122-125.
- 13.- Echeverría JC, Ramírez N, Pimentel AB, Rodríguez R, González R, Medina V. "Fetal QRS extraction based on wavelet analysis and pattern matching". *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. CD abstract 1997*.
- 14.- Cerutti S, Civardi S, Bianchi A, Signorini MG, Ferrazzi, Pardi G. "Spectral analysis of antepartum heart rate variability". *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 1989; 10 (Suppl. B): 27-31. UK.
- 15.- Ferrazzi E, Pardi G, Setti PL, Rodolfi M, Civardi S, Cerutti S. "Power spectral analysis of the heart rate of the human fetus at 26 and 36 weeks of gestation". *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 1989; 10 (Suppl. B): 57-60. UK.
- 16.- Van Woerden EE, van Geijn HP, Caron FJM, Mantel R. "Spectral analysis of fetal heart rate rhythm in relation to fetal regular mouthing". *Int. J. Biomed. Comput.*, 1990; 25: 253-260.
- 17.- Ito T, Teshima N, Takahashi H, Nagata N, Irie T, Nakajima K, et al. "Automated analysis of fetal heart rate change with its trendgram and fetal actocardiogram". Elsevier Science Publishers B.V. (Biomedical Division). *Computers and perinatal medicine*. K. Maeda et al, editors, 1990; 113-118.
- 18.- Davidson SR, Rankin JHG, Martin CB, Reid DL. "Fetal heart rate variability and behavioral state: Analysis by power spectrum". *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 1992; 167 (3): 717-722.
- 19.- Goovaerts HG, Geijn HP, Rompelman O, Mantel R, Swartjes JM. "Recording fetal breathing movements with a passive transducer based on an inductive principle". *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 1991; 29: 358-364.
- 20.- Colley N, Talbert DG, Abraham NG, Davies WL, Fayers P, Southall DP. "The fetal phonogram: a measure of fetal activity". *The Lancet*. 1986; 4: 931-934.
- 21.- Rowsell T. Scientific Image Processing Group. Available from: URL: <http://www2.eng.cam.ac.uk/~tdr11/>
- 22.- Peña CM, González CR, Aljama CT, Carrasco SS, Ortiz PR, Vargas GC, et al. "Método automatizado para la medición del ciclo cardíaco fetal por fonocardiografía". *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 1994; XV(2): 64-74.
- 23.- Ortiz MR. "Confiabilidad de la fonocardiografía en la determinación de la variabilidad de la frecuencia cardíaca fetal por análisis espectral y temporal". Tesis de Maestría en Ingeniería Biomédica. Depto. De Ing. Eléctrica. División de Ciencias Básicas e Ingeniería. Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa. México, D.F. 1997.
- 24.- Ortiz PR, González CR, Peña CM, Carrasco SS, Vargas GC, Gaytán GJ. "Variabilidad de la frecuencia cardíaca fetal por fonocardiografía". *Asociación de Investigación Pediátrica*, 1997; LXXXV: 105-120.
- 25.- Echeverría JC, Ortiz PR, Ramírez MN, Medina BV, González CR. "A reliable Method for abdominal ECG signal processing". *Computers in Cardiology*, 1998; 25:529-532.
- 26.- Baranek HL, Lee HC, Cloutier G, Durand LG. "Automatic detection of sounds and murmurs in patients with Ionescu-Shiley aortic bioprostheses". *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1989; 27(9): 449-455.

- 27.- Cloutier G, Grenier MC, Guardo R, Durand LG. "Spectral analysis of closing sounds produced by Ionescu-Shiley bioprosthetic aortic heart valves (Part 2: Computer simulation of aortic closing sounds and estimation of their truncation level and signal-to-noise ratio)". *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1987; 25(9):492-496.
- 28.- Nagel J. "New diagnostic and technical aspects of fetal phonocardiography". *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, 1986; 23:295-303.
- 29.- Proakia JG, Manolakis DG. *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms and Applications*. Prentice Hall (New Jersey), 1996.

